



Philosophische Fakultät
Fachbereich Sportwissenschaften

Zur Verwendung von Algorithmen im Rahmen der
Auswertung spiroergometrischer
Rohdaten bei sportwissenschaftlichen
Leistungsdiagnostiken

Inauguraldissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

eines Doktors der Philosophie

vorgelegt von

Dominik Ludwig

im Wintersemester 2020/2021

1. Betreuer: Prof. Dr. Gereon Berschin (Universität Passau)
2. Betreuer: Prof. Dr. Gerhard Waschler (Universität Passau)

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis.....	I
Abkürzungsverzeichnis.....	VI
1 Einleitung.....	1
2 Leistungsphysiologische Grundlagen	4
2.1 Zahnradmodell nach Karlman Wassermann	4
2.2 Energiebereitstellung in Ruhe und unter Belastung	8
2.2.1 Skelettmuskel	8
2.2.2 Primäre Energiegewinnung durch Adenosintriphosphat	10
2.2.3 ATP-Resynthese durch Phosphagene.....	12
2.2.4 ATP-Resynthese durch anaerobe Oxidation.....	14
2.2.5 ATP-Resynthese durch aerobe Stoffwechselprozesse	20
2.2.6 Dominierende Prozesse der Energiebereitstellung während sportlicher Belastung	24
3 Spiroergometrie in der Leistungsdiagnostik.....	32
3.1 Geschichte der Spiroergometrie als leistungsdiagnostisches Testverfahren.....	32
3.2 Technisch-methodische Grundlagen spiroergometrischer Untersuchungen	36
3.2.1 Untersuchungsparameter	36
3.2.2 Messtechnik.....	40
3.2.2.1 Sensorik	40
3.2.2.2 Mischkammerverfahren	42

3.2.2.3	Breath-by-Breath Verfahren.....	43
3.2.3	Ergometrische Arbeitsformen	47
3.2.3.1	Überblick.....	47
3.2.3.2	Laufband.....	48
3.2.3.3	Fahrradergometrie	49
3.2.3.4	Felduntersuchungen.....	50
3.2.4	Belastungsprotokolle.....	51
3.2.4.1	Überblick.....	51
3.2.4.2	Stufenprotokolle.....	54
3.2.4.3	Rampenprotokolle.....	58
3.2.4.4	Abwägungen und weitere Ansätze zur Protokollgestaltung	62
3.3	Datenverarbeitung	66
3.4	Soll- und Referenzwerte	80
4	Spiroergometrische Kenngrößen	85
4.1	Sauerstoffaufnahme unter Belastung	85
4.1.1	Modelle zur Kinetik der Sauerstoffaufnahme	85
4.1.1.1	Sauerstoffaufnahme im niedrigintensiven Belastungsbereich	85
4.1.1.2	Das $\dot{V}O_2$ Slow-Component in unterschiedlichen Belastungsbereichen.....	89
4.1.1.3	Konsequenzen für die Belastungsgestaltung und -steuerung.....	92
4.1.2	Maximale Sauerstoffaufnahme	95
4.1.2.1	Vorbemerkungen.....	95

4.1.2.2	Anthropometrische und physiologische Determinanten	95
4.1.2.3	Identifikation und Verifikation	104
4.1.3	Bedeutung der $\dot{V}O_2\text{max}$ im Sport	119
4.1.3.1	Bedeutung für Ausdauersportarten	119
4.1.3.2	Bedeutung für Spielsportarten.....	128
4.2	Submaximale Schwellenwerte der Energiebereitstellung	134
4.2.1	Hintergrund	134
4.2.2	3-Phasen-Modell der Energiebereitstellung	135
4.2.3	Schwellenkonzeptionen	138
4.2.4	Physiologie und Methodik der ventilatorischen Schwellendetermination.....	141
4.2.4.1	VT1.....	141
4.2.4.2	VT2.....	146
4.2.5	Methodische Einflussfaktoren und Konzeptionskritik	150
4.2.6	Anwendungsbereiche ventilatorischer Schwellen in der Sportwissenschaft.....	159
4.3	Substratoxidation	165
4.3.1	Maximale Fettoxidation	168
4.3.2	Erhebung	174
4.3.3	Normwerte	175
4.3.4	Trainingswissenschaftliche Kritik.....	177
5	Forschungsdefizite und Fragestellungen.....	179

6	Teilstudie 1: Darstellung und Analyse der Glättungsalgorithmen in aktuellen Veröffentlichungen.....	188
6.1	Methodik.....	188
6.1.1	Design und Zielstellung.....	188
6.1.2	Stichprobe	189
6.1.3	Analyseparameter	191
6.2	Ergebnisse.....	192
7	Teilstudie 2: Anwendung von Glättungsalgorithmen in der sportmedizinischen Praxis	198
7.1	Methodik.....	198
7.1.1	Design und Zielstellung.....	198
7.1.2	Stichprobe	198
7.1.3	Fragebogen.....	199
7.2	Ergebnisse.....	201
8	Teilstudie 3: Glättungsbedingte Messwertabweichungen der Sauerstoffaufnahme bei Spiroergometrien auf dem Laufband	206
8.1	Forschungshypothesen	206
8.2	Methodik.....	208
8.2.1	Probanden	208
8.2.2	Datenerhebung.....	209
8.2.3	Glättungsalgorithmen.....	210
8.2.4	Statistische Analyse	213
8.3	Ergebnisse.....	216

8.3.1	Effekt der Glättungsalgorithmen bei diskontinuierlicher Belastungsstruktur	216
8.3.2	Effekt der Glättungsalgorithmen bei unterschiedlichen Altersgruppen	218
8.3.3	Effekt der Glättungsalgorithmen im submaximalen Belastungsbereich.....	222
9	Diskussion.....	225
9.1	Zur Darstellung und Analyse der Glättungsalgorithmen in aktuellen Veröffentlichungen.	225
9.2	Zur Anwendung von Glättungsalgorithmen in der sportmedizinischen Praxis.....	230
9.3	Zu glättungsbedingten Messwertabweichungen der Sauerstoffaufnahme bei Spiroergometrien auf dem Laufband	237
9.3.1	Effekt der Glättungsalgorithmen bei diskontinuierlicher Belastungsstruktur	238
9.3.2	Effekt der Glättungsalgorithmen bei unterschiedlichen Altersgruppen	240
9.3.3	Effekt der Glättungsalgorithmen im submaximalen Belastungsbereich.....	241
9.3.4	Praktische Relevanz und Ausblick	243
10	Fazit	248
11	Literaturverzeichnis.....	252
	Anhang A: Fragebogen	316
	Anhang B: Ergänzende Ergebnistabellen.....	320
	Anhang C: Ergänzende Tabellen.....	329
	Versicherung (gem. §4 Abs. 3 PromO):	331

Abkürzungsverzeichnis

%

$\%V'O_2max$ *prozentualer Anteil der Belastungsintensität bei maximaler Sauerstoffaufnahme*

A

Acetyl-CoA *Acetyl Coenzym A*

ADP *Adenosindiphosphat*

AF *Atemfrequenz*

AMP *Adenosinmonophosphat*

ATP *Adenosintriphosphat*

$a-vO_2diff$ *arterio-venöse Sauerstoffdifferenz*

B

BR *Atemreserve*

C

Ca^{2+} *Kalziumion*

CO_2 *Kohlenstoffdioxid*

F

FATmax *Intensität bei maximaler Fettumsatzrate*

F_{ECO_2} *fraktioneller Anteil der expiratorischen Kohlenstoffdioxidkonzentration*

F_{EN_2} *fraktioneller Anteil der expiratorischen Stickstoffkonzentration*

F_{EO_2} *fraktioneller Anteil der expiratorischen Sauerstoffkonzentration*

F_{EV} *forciertes expiratorisches Volumen*

F_{ICO_2} *fraktioneller Anteil der inspiratorischen Kohlenstoffdioxidkonzentration*

F_{iN_2} fraktioneller Anteil der inspiratorischen Stickstoffkonzentration
 F_{iO_2} fraktioneller Anteil der inspiratorischen Sauerstoffkonzentration

H

H_2O Wasser
 HCO_3^- Bikarbonat-Ion
 HF Herzfrequenz
 HF_{max} maximale Herzfrequenz
 HRR Herzfrequenzreserve

K

$km \cdot h^{-1}$ Kilometer pro Stunde
 KP Kreatinphosphat
 Kr Kreatin

L

$LT1$ Schwelle des ersten Laktatanstieges
 $LT2$ Schwelle des zweiten Laktatanstieges

M

MFO maximale Fettumsatzrate
 $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$ Milliliter pro Minute pro Kilogramm Körpergewicht
 $MLSS$ maximales Laktat Steady-state
 $mmol \cdot kg^{-1} \cdot s^{-1}$ Millimol pro Kilogramm pro Sekunde
 $mmol \cdot l^{-1}$ Millimol pro Liter
 MVV Atemgrenzwert

N

NAD^+ oxidiertes Nicotinamid-adenin-dinukleotid

$NADH+H^+$ reduziertes Nicotinamid-adenin-dinukleotid

P

P_{ETCO_2} endtidaler Kohlenstoffdioxidpartialdruck

P_{ETO_2} endtidaler Sauerstoffpartialdruck

P_i freie Phosphatgruppen

Q

$Q'CO_2$ Kohlenstoffdioxidproduktion auf zellulärer Ebene

$Q'O_2$ Sauerstoffaufnahme auf zellulärer Ebene

Q_{max} maximale Kreislaufleistung

R

$relV'O_2max$ maximale Sauerstoffaufnahme in Relation zum Körpergewicht in Kilogramm

RER Respiratory exchange ratio

RPE Rate of perceived exertion

rpm Umdrehungen pro Minute

RQ Respiratorischer Quotient

RSA Repeated Sprint ability

V

$V'CO_2$ Kohlenstoffdioxidabgabe pro Zeiteinheit

$V'E$ Atemminutenvolumen

$V'E/V'CO_2$ Atemäquivalent für Kohlenstoffdioxid

$V'E/V'O_2$ Atemäquivalent für Sauerstoff
 $V'O_2$ Sauerstoffaufnahme pro Zeiteinheit (Minute)
 $V'O_2 \cdot HR^{-1}$ Sauerstoffpuls
 $V'O_{2max}$ maximale Sauerstoffaufnahme pro Zeiteinheit
 $V'O_{2peak}$ höchste im Test erfasste Sauerstoffaufnahme pro Zeiteinheit
 $V'O_{2peakST}$ höchste in einer Stufe erfasste Sauerstoffaufnahme pro Zeiteinheit
 $V'O_{2sc}$ Slow-Component der Sauerstoffaufnahme
 V_E Expirationsvolumen
 V_I Inspirationsvolumen
 V_T Atemzugvolumen
 V_{T1} erste ventilatorische Schwelle
 V_{T2} zweite ventilatorische Schwelle
 $vV'O_{2max}$ niedrigste Geschwindigkeit, an welcher die maximale Sauerstoffaufnahme identifiziert wurde.

M

$\mu\text{mol} \cdot \text{g}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$ Mikromol pro Gramm pro Sekunde

T

$\tau V'O_2$ mittlere physiologische Antwortzeit der Sauerstoffaufnahme

1 Einleitung

„If you´re not assessing, you´re guessing!“ Die Notwendigkeit leistungsdiagnostischer Maßnahmen für die Trainingspraxis wurde wohl selten treffender zusammengefasst als in dieser beinahe trivial wirkenden Redewendung. Wie in jedem anderen naturwissenschaftlichen Forschungsgebiet, so gilt auch für die Trainingswissenschaft, dass ausschließlich empirisch belegbare Aussagen intersubjektive Gültigkeit erlangen können. Zwar begründeten sich Erkenntnisse und Lehren zu Beginn der Wissenschaftsdisziplin Sport zumeist auf individuellen Aussagen erfolgreicher Athleten¹ und Trainer, seit diesen Zeiten der *Meisterlehren* hat sich jedoch das Instrumentarium an wissenschaftlichen Verfahren und Methoden zum Erkenntnisgewinn in der Sportwissenschaft erheblich erweitert. Der Methodeneklektizismus aus unterschiedlichen etablierten Wissenschaften hat zweifellos dazu geführt, dass auch für die relativ junge Sportwissenschaft eine Vormachtstellung datenbasierter Theorien angenommen werden kann und vermutlich auch in der Zukunft weiterbesteht, wengleich besonders im stark praxisnahen Teilgebiet der Trainingslehre auch weiterhin individuelle Modell- und Theorienbildungen nach dem Vorbild der Meisterlehren bedeutungstragend und wirkmächtig bleiben werden. Diese Entwicklung des sportwissenschaftlichen Erkenntnisgewinns beruht auch auf der Digitalisierung, die gegenwärtig ihren bisherigen Höhepunkt erreicht. Zu keiner Zeit in der Geschichte des Fachgebietes waren die Möglichkeiten zur Erhebung leistungsphysiologischer Daten so ausdifferenziert und barrierefrei. Smartwatches, Bewegungssensoren, Wearable-Technologies unterschiedlichster Art – die Möglichkeiten, eigene körperliche Leistungsdaten digital zu erfassen und verfügbar zu machen, sind auch abseits des professionalisierten Sports so mannigfaltig wie nie zuvor. Zweifelsohne ein Fortschritt und Glücksfall für die Trainingswissenschaft, denn besonders die Erfassung und Auswertung physiologischer Parameter in Trainings- und Wettkampfsituationen können dabei helfen, nahezu alle Teilaspekte der Trainingssteuerung zu individualisieren und damit in der Wirksamkeit entscheidend zu verbessern. Die Datenfülle durch den Einzug technischer Innovationen in die Sportwissenschaft hat die Vielfalt der wissenschaftlichen Trainingsbetreuung im Vergleich zu den Anfängen in den 1950er Jahren exorbitant erhöht. Es ist davon auszugehen, dass die enormen Leistungszuwächse im Spitzensport der letzten Jahre in einem hohen Maße auch der verbesserten technischen Betreuung der Athleten im Training und im Wettkampf zuzuschreiben sind.

¹ In dieser Arbeit wird ausschließlich aus Gründen der besseren Lesbarkeit das generische Maskulinum verwendet. Weibliche und anderweitige Geschlechteridentitäten sind dabei ausdrücklich inkludiert, soweit es für die Aussage erforderlich ist.

Daten sind also der Rohstoff, mit dem das Training der Zukunft entwickelt werden kann. Mit diesem Glauben an die Überlegenheit technologisierter Trainingsbetreuung hatte ich das große Glück, im Jahr 2016 eine Stelle im leistungsdiagnostischen Forschungslabor am Sportzentrum der Universität Passau antreten zu dürfen. Zur Ausstattung des Labors gehörte das zur damaligen Zeit modernste portable Spiroergometriegerät auf dem Markt. Schnell wurde deshalb die Atemgasanalyse mit ihren vielfältigen Anwendungsgebieten zu meinem favorisierten Gebiet. Je tiefer ich mich jedoch in die Materie einarbeitete, desto mehr wurde mir bewusst, dass der technische Fortschritt und die unzähligen Datensätze potenziell mit einem Kontrollverlust in relevanten Arbeitsschritten einhergehen. Entscheidende Bereiche der Auswertung erfolgen auf Basis automatisierter Verrechnungen, die dabei zugrunde liegenden Algorithmen sind allerdings nicht immer zugänglich. Besonders die Fortschritte bei den Atemgasanalysatoren machen eine solche Datenbearbeitung in der Spiroergometrie notwendig. Seit den Ursprüngen der Atemgasanalyse mit großen Gastanks und langsamen, chemisch aufwändigen Analysatoren hat sich viel getan. So ist es aktuell der gängige Standard, mehrere Messpunkte eines einzelnen Atemzuges abzubilden, wodurch die Darstellungen der physiologischen Anpassungserscheinungen um ein Vielfaches präzisiert werden. Die gewaltige Datenfülle der Analysatoren ist allerdings unbearbeitet für die Anwendung in der Praxis nahezu unbrauchbar. Präzision und Geschwindigkeit der Analysatoren sind schlicht zu hoch für den unmittelbaren Einsatz. Für die trainingspraktische Arbeit benötigt man aggregierte Datensätze, was zuvor eine kontrollierte Reduktion der Messpunkte erfordert. Glättungsalgorithmen sind demnach für die praktische Anwendbarkeit der Untersuchung zwingend notwendig und werden werksseitig meist automatisiert voreingestellt. Die algorithmische Datenglättung dient zwar immer der besseren Les- und Analysierbarkeit der Datensätze, geht aber zwingend mit einem gewissen Informationsverlust einher. Je intensiver ich mich mit diesem Gebiet auseinandersetzte, desto offensichtlicher wurde ein Problemfeld. Die Forschung zu Möglichkeiten der algorithmischen Datenbearbeitung und zum potenziellen Einfluss dieser Anpassungen auf die Güte der Messungen hat mit den technischen Entwicklungen nicht ansatzweise Schritt gehalten. Während in der Leistungsphysiologie und auf Seiten der Messtechnik seit der Einführung digital gestützter Atemgasanalysen in den 1970er Jahren unzählige Neuerungen Einzug hielten, blieben die genauen Einflüsse der Datenglättung weitgehend unberücksichtigt. Auf Nachfrage konnten mir führende Dachverbände aus dem deutschsprachigen Raum aber auch aus dem Ausland keine zufriedenstellenden Informationen zur Thematik liefern. Nicht selten wurde in den Antwortschreiben der Verbände sogar bezweifelt, dass diese Thematik für die Praxis der Durchführung von Spiroergometrien von Relevanz sei. Die Hersteller der Geräte hingegen äußerten Verständnis für die Anfragen, konnten ihrerseits jedoch nur auf eine dünne und wenig aktuelle Studienlage verweisen, denn eine vergleichsweise geringe Zahl an Wissenschaftlern hat sich in der Vergangenheit dieser Problemstellung angenommen bzw. das Themenfeld überhaupt als Problem identifiziert. Diese wenigen Untersuchungen bekräftigten jedoch meine Annahme, da den

Glättungsalgorithmen, entgegen den Aussagen der Fachverbände, ein signifikanter Einfluss zuzuordnen war und ist. Während für Aspekte der Belastungsprotokollgestaltung, der Belastungsform oder der Probandenvorbereitung ausdifferenzierte Datensätze der Erstellung verbindlicher, standardisierter Handlungsanweisungen zugrunde liegen, ist der Einfluss der Glättungsalgorithmen zwar prinzipiell bekannt, jedoch in keiner Weise erschöpfend untersucht. Unklarheiten betreffen dabei auf einer deskriptiven Ebene besonders die aktuellen Ausprägungen der konkret zum Einsatz kommenden Verfahren in der leistungsdiagnostischen Praxis und Wissenschaft. Darüber hinaus ist der Glättungseinfluss auf Parameter spiroergometrischer Diagnostiken, allen voran auf die Sauerstoffaufnahme, quantitativ bisher nur unzureichend zu beziffern. Besonders bei Belastungsuntersuchungen mit kombinierten Laktatdiagnostiken besteht diesbezüglich noch eine erhebliche Diskrepanz zu der Studienlage anderer potenziell einflussnehmender Untersuchungsparameter.

„Computer sind schnell, gute Gedanken sind langsam.“ Diesem Leitsatz folgend, ist es die Maxime der Arbeit, den Vorsprung der technischen Möglichkeiten spiroergometrischer Datenerhebungen zu verringern, welchen selbige aufgrund der jahrelangen Vernachlässigung der Thematik gegenüber den empirisch belegbaren Auswirkungen auf die Güte leistungsdiagnostischer Daten haben.

In Anlehnung an Karlman Wassermanns richtungsweisendes Zahnradmodell zur Spiroergometrie, wird auch in der folgenden Arbeit von einer Übersicht der allgemeinen physiologischen Adaptationen an körperliche Belastung ausgehend zunächst dezidiert auf den Zellstoffwechsel zur Energiebereitstellung in unterschiedlichen Leistungsbereichen eingegangen. Daran anschließend folgt eine Darstellung zu messtechnischen Grundlagen der Atemgasanalyse auch unter Einbezug geschichtlicher Entwicklungen, bevor sich zum Abschluss des Theorieteils die Physiologie und Messtechnik in der Betrachtung sportwissenschaftlich relevanter Kenngrößen spiroergometrischer Untersuchungen ergänzen und auf Basis der intensiven Literaturanalyse konkrete Forschungsfragen operationalisiert werden. Diese beziehen sowohl den aktuellen Einsatz unterschiedlicher Glättungsalgorithmen in der Sportwissenschaft und leistungsdiagnostischen Praxis mit ein als auch bislang unbekannte Wechselwirkungen zwischen den Parametern von Spiroergometrien und Algorithmen zur nachträglichen Datenbearbeitung im Rahmen der Auswertung. Schlussendlich münden die Ergebnisse in praktischen Handlungsanweisungen für den Umgang mit der digitalisierten Spiroergometrie, welche sowohl die Trainingssteuerung und -betreuung von Athleten als auch die trainingswissenschaftliche Forschung unterstützen sollen.

2 Leistungsphysiologische Grundlagen

2.1 Zahnradmodell nach Karlman Wassermann

Die physiologische Basis für den Einsatz spiroergometrischer Untersuchungen in der Medizin und Sportwissenschaft beruht auf der Annahme, intrazelluläre Stoffwechselprozesse über komplexe, interindividuell relativ stabil ablaufende Reaktionsketten anhand der äußeren Atmung zu identifizieren und einer quantifizierbaren Analyse zugänglich machen zu können. Unterschiedliche Wege der Energiebereitstellung im Körper triggern spezifische Reaktionen des kardiopulmonalen Systems und sind deshalb im Umkehrschluss anhand eben dieser von außen messbaren Anpassungen rekonstruierbar. Die Spiroergometrie als leistungsdiagnostisches Untersuchungsverfahren ermöglicht es demnach, durch die kontinuierliche Erfassung und Aufzeichnung von Atemgasen während einer dosierbaren Arbeit Rückschlüsse auf parallel ablaufende Prozesse der Energiebereitstellung im Körper zu ziehen. Dergestalt lassen sich aus sportwissenschaftlicher Sicht wichtige Informationen zur individuellen Beanspruchung der Probanden in unterschiedlichen Intensitätsbereichen und Arbeitsformen gewinnen, welche von hoher Relevanz für die Trainingsplanung und -auswertung sowie für Leistungsprognosen und Leistungsbeurteilungen sein können. Durch die interindividuelle Stabilität der zugrundeliegenden physiologischen Anpassungserscheinungen einerseits und die Sensibilität der selbigen gegenüber individueller Trainingsanpassungen andererseits, lassen sich die Daten sowohl für Analysen im Querschnitt als auch für Längsschnittuntersuchungen im Zeitverlauf in idealerweise nutzen. Die Spiroergometrie kann damit den gesamten Prozess der Trainingssteuerung diagnostisch unterstützen. Ein Pionier auf dem Gebiet der spiroergometrischen Diagnostik ist Karlman Wasserman. Von ihm stammt das einflussreichste Modell zur übersichtlichen Veranschaulichung der bereits angesprochenen Zusammenhänge, das sogenannte *Three-Gear-Model* oder zu Deutsch *Zahnradmodell*. *Abbildung 1* zeigt eine nach aktuellem Kenntnisstand modifizierte Darstellung des Originalmodells aus dem Jahr 1965. Das Zahnradmodell schematisiert die Zusammenhänge der Organsysteme zwischen der so genannten inneren Atmung und dem Gasaustausch mit der Umgebungsluft, der äußeren Atmung. Wegen diesem übersichtlichen Zugang zu den wechselseitig interagierenden Subsystemen und der klaren Darstellung der Relevanz von intrazellulären Teilprozessen für den Gesamtprozess soll dieses Modell am Beginn der theoretischen Ausführungen der vorliegenden Arbeit stehen.

Während physischer Belastung steigt der Energiebedarf in der beanspruchten Muskelzelle an. Das kardiovaskuläre und das pulmonale System erfüllen in solchen Fällen gemeinsam die Aufgabe, den erhöhten Stoffwechselansprüchen in der Zelle gerecht zu werden, also unter anderem den Mehrbedarf an Sauerstoff bereitzustellen und Kohlenstoffdioxid abzutransportieren. Dieses notwendige, eng verknüpfte Zusammenwirken zwischen innerer Atmung, Kreislauf und äußerer Atmung, das im Wesentlichen durch den Energiebedarf der Zelle absolut und pro Zeiteinheit determiniert ist, wird im Zahnradmodell schematisiert (vgl. *Abbildung 1*).

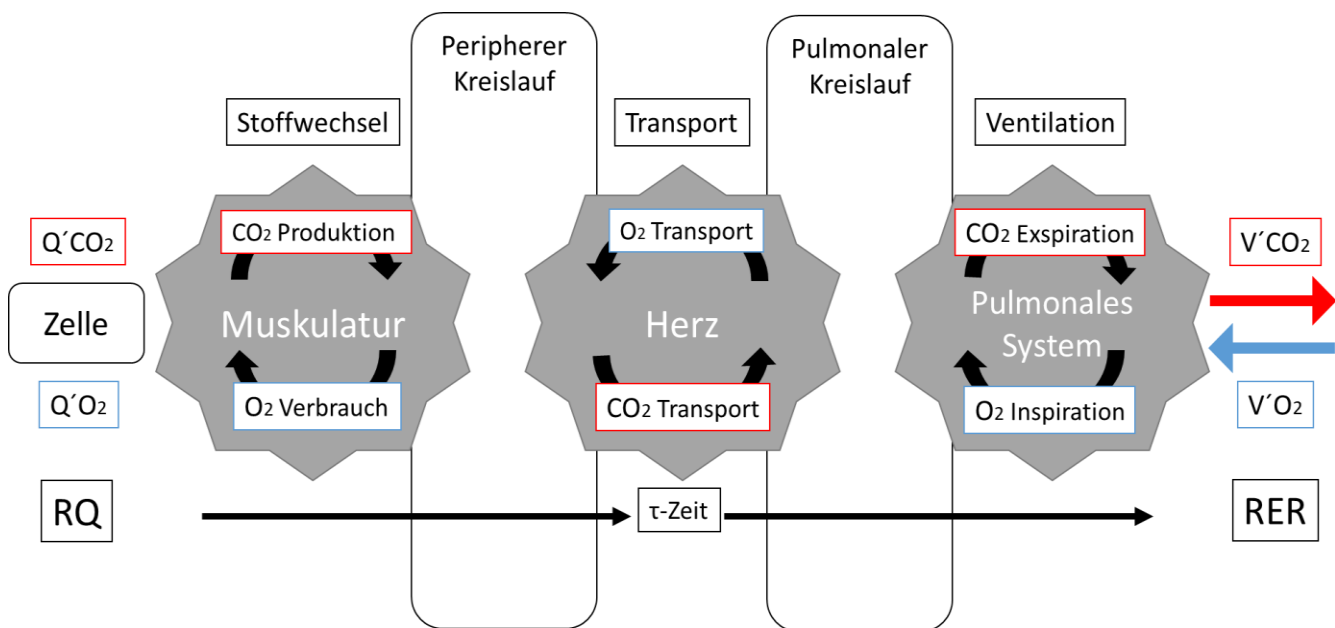


Abbildung 1. Zahnradmodell modifiziert nach Wasserman (2012, S. 3) und Kroidl (2015, S. 85).

Im Fokus stehen dabei die Atemgase Sauerstoff und Kohlenstoffdioxid, die auch bei der spiroergometrischen Datenauswertung eine zentrale Rolle einnehmen. Für Sauerstoff liest sich das Modell von rechts nach links, für Kohlenstoffdioxid entsprechend entgegengesetzt. Das Modell verfolgt damit den Weg der beiden Atemgase von der Umgebungsluft bis in die Muskelzelle und umgekehrt. Insgesamt werden fünf Zwischenschritte dargestellt, von denen drei, das pulmonale System, das Herz und die Arbeitsmuskulatur durch ihre Zahnradsymbolik in das Zentrum gesetzt werden. Diese Fokussierung hilft dabei, die im Wesentlichen interagierenden Systeme Energiestoffwechsel, kardiovaskuläres System und pulmonales System zu benennen. Sie stehen allerdings nur stellvertretend für eine ganze Kaskade an physiologischen Anpassungen.

Im pulmonalen System erfolgt die Anpassung an den erhöhten Energiebedarf vordergründig durch eine Erhöhung des Atemminutenvolumens (\dot{V}_E). Autonom gesteuert durch CO_2 -sensitive Chemorezeptoren im verlängerten Rückenmark vollzieht sich idealerweise zunächst eine Steigerung des Atemzugvolumens (VT) und erst verzögert die Steigerung der Atemfrequenz (AF). Diese Reihenfolge wirkt sich positiv auf den venösen Rückstrom des Blutes zum Herzen aus und reduziert gleichsam den negativen Totraumeinfluss der oberen Atemwege (de Marées, 2003). Im maximalen Belastungsbereich erreicht jedoch auch die Atemfrequenz den Grenzwert. Er liegt bei Erwachsenen bei ca. 60 bis 70 Atemzyklen pro Minute und ist durch Training nicht zu verbessern (McArdle, Katch & Katch, 2015). Das Atemminutenvolumen kann sich insgesamt bei Ausbelastung im Vergleich zu Ruhebedingungen um das 20- bis 30-fache erhöhen, wobei der Großteil dieser Zunahme über die Steigerung des Tidalvolumens erfolgt (McArdle et al., 2015). Das Herz nimmt im Zahnradmodell eine zentrale Rolle ein. Nicht nur ist es mittig positioniert, auch die beiden nicht durch Zahnräder dargestellten Bestandteile des Modells, der periphere und der pulmonale Kreislauf, sind dem kardiovaskulären System zuzuordnen. Diese zentrale Stellung spiegelt sich konsequenterweise auch in der bedeutsamen Stellung kardiovaskulärer Anpassungen im Gesamtkomplex physiologischer Reaktionen auf zunehmende körperliche Belastung wieder. Das Herzminutenvolumen kann sich im Ausbelastungsbereich bis zu vervierfachen, wobei die Steigerung der Herzfrequenz hier eine dominante Rolle einnimmt. Aus sportmedizinischer Sicht gilt das Schlagvolumen als Faktor mit der größten Leistungsreserve durch sportliches Training (de Marées, 2003; McArdle et al., 2015), da die Herzfrequenz in ihrem Maximalwert durch Training kaum zu verändern ist. Das vaskuläre System reagiert auf Belastungssteigerungen durch Vasodilatation bzw. Vasokonstriktion. So wird der Blutstrom zur Arbeitsmuskulatur und Lunge erhöht sowie gleichzeitig die Versorgung nicht unmittelbar lebensnotwendiger Organsysteme (z. B. Verdauungstrakt) reduziert. Hauptursache für die Vasodilatation der Arteriolen im Gebiet der arbeitenden Muskulatur sowie der damit einhergehenden Abnahme des Strömungswiderstands und Zunahme der Diffusionsfläche, sind lokalchemische Prozesse, ausgelöst durch die Stoffwechsellagerhöhung in der Arbeitsmuskulatur (de Marées, 2003). Diese Anpassung führt auch zu einer verlängerten Diffusionszeit an den kapillaren Übergängen. Die Vasokonstriktion in nicht unmittelbar zum Lebens- oder Leistungserhalt notwendigen Organen wird über die Steigerung der Aktivität des Sympathikus zentral-nervös innerviert. Diese Gefäßengstellung erhöht den venösen Rückstrom zum Herzen und führt unter anderem über den *Frank-Starling-Mechanismus* zu einem vergrößerten Schlagvolumen (de Marées, 2003).

Die Adaptation der Arbeitsmuskulatur an physische Belastung vollzieht sich besonders in den Stoffwechselumsatzraten und auf kontraktile Ebene. Unterschiedliche Prozesse der Energiebereitstellung stellen in Abhängigkeit von der Belastungsintensität Kontraktionen der beanspruchten Muskelfasern sicher, wobei auch die Faserrekrutierung selbst in Relation zur Belastungsintensität, -form und -dauer variiert (McArdle et al., 2015). Da die leistungsphysiologischen Anpassungen in der Arbeitsmuskulatur

einen besonderen Stellenwert für die arterio-venöse Sauerstoffdifferenz und damit für die Gesamtumsatzrate an Sauerstoff im Körper einnehmen, werden sie im folgenden Gliederungspunkt ausführlich dargelegt. Gesteigerte Stoffwechselraten erhöhen bei Belastung ebenfalls die Temperatur der Arbeitsmuskulatur, vornehmlich damit enzymatisch gesteuerte Reaktionen der Energiebereitstellung in einem optimalen Milieu ablaufen können. Bevor genauere Ausführungen zur Energiebereitstellung folgen, die zum vertieften Verständnis der Atemgasanalyse unabdingbar sind, sollen mögliche terminologische Unklarheiten zwischen innerer und äußerer Atmung an dieser frühen Stelle der Arbeit adressiert werden, da sie auch zum Verständnis des Zahnradmodells von essentieller Bedeutung sind.

Sowohl terminologisch als auch physiologisch muss zwischen innerer und äußerer Atmung differenziert werden. Das Verhältnis zwischen Sauerstoffaufnahme ($\dot{V}O_2$) und Kohlendioxidabgabe ($\dot{V}CO_2$) wird auf Ebene der äußeren Atmung mit RER (*Respiratory Exchange Ratio*), teils auch mit R abgekürzt und ist eine dimensionslose Größe, die durch spiroergometrische Untersuchungen direkt erhoben werden kann. Das Verhältnis von Sauerstoffaufnahme ($\dot{Q}O_2$) und Kohlendioxidabgabe ($\dot{Q}CO_2$) auf zellulärer Ebene wird als *respiratorischer Quotient* mit RQ abgekürzt und ist im Gegensatz zum RER eine metabolische Größe auf zellulärer Ebene. Sie kann durch eine Spiroergometrie nicht direkt erhoben werden, da während der Diagnostik keine Messung im Gewebe stattfindet. Die Unterscheidung ist essentiell, da eine Kongruenz zwischen beiden Größen nicht per se gegeben ist. Lediglich in sogenannten *Steady state* Zuständen kann eine Übereinstimmung auftreten (Wasserman, 2012). Besonders bei intensiveren Belastungen sind RQ und RER explizit nicht gleichzusetzen. Auch im Falle von Hyper- und Hypoventilation ist die äußere von der inneren Atmung entkoppelt zu betrachten (Wasserman, 2012). Selbst auf moderaten Belastungsstufen und in Ruhe, wo eine Übereinstimmung von RQ und RER noch physiologisch möglich ist, bildet sich der RQ erst mit einer zeitlichen Latenz als RER messbar ab. Diese Verzögerung wird als *Mean-Response-Time* (τ -Zeit) bezeichnet und ist interindividuell variabel. Sie scheint bei trainierten Personen im Vergleich verkürzt zu sein (Schomaker & Greiwing, 2015). In Ruhe und bei moderaten Belastungen können durch den RER auch Rückschlüsse auf die zur Energiegewinnung dominant verstoffwechselten Substrate gezogen werden. Die Unterscheidung zwischen RQ und RER führt deshalb oft zu Unklarheiten in der Praxis, weil die Terminologien teils aus Gründen der didaktischen Reduktion synonym Verwendung finden. Wie eben dargelegt, resultiert dies jedoch besonders bei intensiveren Belastungen in falschen Rückschlüssen. In der Medizin spricht man zur distinkten Trennung deshalb auch vom *Stoffwechsel-RQ* und antagonistisch dazu vom *Lungen-RQ* (Kroidl, 2015). Aus Gründen der besseren Übersichtlichkeit sind mögliche Einflüsse, wie beispielsweise Puffersysteme, die zu einer Diskrepanz zwischen beiden Größen beitragen können, im Zahnradmodell von Wasserman nicht explizit eingetragen. Dies ist jedoch keinesfalls als Kongruenz der beiden Größen zu interpretieren. Das Modell schematisiert lediglich, dass die Energiebereitstellung auf zellulärer Ebene, der periphere Blutkreislauf, das Herz, der pulmonale Blutkreislauf und die Lunge auf übergeordneter

Ebene interagieren, um den metabolischen Ansprüchen der Zelle an die Belastung zu entsprechen. Es zeigt nicht, wie diese Veränderungen konkret aussehen. Im Folgenden sollen daher diejenigen Subsysteme mit ihren spezifischen Anpassungen ausführlich dargelegt werden, welche die Grundlage für die anhand der Atemgase erfassbare Wechselwirkung zwischen zellulärer Beanspruchung und externer Belastung bilden.

2.2 Energiebereitstellung in Ruhe und unter Belastung

2.2.1 Skelettmuskel

Die Darstellung der Energiebereitstellung muss aufgrund der histologischen Gegebenheiten einhergehen mit einer Übersicht der spezifischen Charakteristika unterschiedlicher Muskelfasern. Folgende Ausführungen beziehen sich dabei auf die quergestreiften Skelettmuskelzellen. Die Muskelfasern der Skelettmuskulatur verfügen über einen Durchmesser von 20 - 100 μm bei einer Länge von 0.1 - 20 cm (Speckmann, 2008). Sie besitzen eine Vielzahl an Zellkernen, welche sich membranständig in der Peripherie befinden. Das Innere einer Muskelzelle setzt sich aus Myofibrillen mit einer regelmäßigen Anordnung kontraktiler Myofilamente sowie aus dem salz- und proteinhaltigen Sarkoplasma zusammen. Dabei machen die Myofilamente etwa 80 % des Gesamfaservolumens aus (de Marées, 2003). Das Sarkoplasma enthält energiereiche Speicherformen wie Glykogen und Fetttröpfchen sowie das sauerstofftransportierende Myoglobin. Im Zellplasma befinden sich ebenfalls weitere Organellen, wobei für die energetischen Charakteristika der Muskelzelle besonders das sarkoplasmatische Retikulum sowie die Vielzahl an Mitochondrien relevant sind. Das sarkoplasmatische Retikulum ist für die Erregungsübertragung von der äußeren Zellmembran zu den kontraktilen Myofilamenten unerlässlich (Weineck, 2010). Quergestreifte Skelettmuskelfasern können weiter in unterschiedliche Subkategorien unterteilt werden, die sich im grundsätzlichen Aufbau gleichen, jedoch in der Feinstruktur unterscheiden.

Zum Zwecke der Übersicht ist im Rahmen dieser Arbeit eine Unterteilung in drei Basistypen ausreichend, wobei zu erwähnen ist, dass derzeit Kategorisierungen mit bis zu acht Subkategorien existieren (Coburn, Beck, Devries & Housh, 2008). Im Groben kann zwischen *slow twitch oxidative* (Typ I oder auch Typ SO bzw. Typ S), *fast twitch oxidative glycolytic* (Typ IIa oder auch Typ FOG bzw. Typ FG) und *fast twitch glycolytic* (Typ IIx² oder auch Typ FG bzw. Typ FF) unterschieden werden (Coburn et al.,

² Für den Typ IIx wird teils auch die Nomenklatur IIb bzw. IIc verwendet. Letztgenannte wird von Steinacker (2002) aufgrund der Isoformen der dominant vorhandenen Myosinschwerketten als wissenschaftlich korrekte Bezeichnung herausgestellt. Allen et al. (2008) kommen in einem Review jedoch zu dem Schluss, dass IIb Fasern im menschlichen Muskel nicht vorkommen. Da sich die Bezeichnung IIc bisher allerdings international nicht restlos durchgesetzt hat, wird in der vorliegenden Arbeit die Bezeichnung Typ IIx bevorzugt.

2008; Speckmann, 2008). Die Unterscheidung erfolgt dabei auf Basis der spezifischen kontraktilen, histologischen und biochemischen Eigenschaften der Fasertypen. Ausschlaggebend für die Einteilung sind die dominant in der Faser vorkommenden Myosinschwerketten, welche die Rate an Querbrückenzyklen und damit die maximale Verkürzungsgeschwindigkeit determinieren (Allen, Lamb & Westerblad, 2008). Die Myosinschwerketten bestimmen damit auch die mögliche Rate des Energieverbrauchs, da eine höhere Anzahl an Brückenbindungen in einem kurzen Zeitraum mehr Energie benötigt. Typ I Fasern verfügen über eine relativ langsame Kontraktionsgeschwindigkeit bis zur maximalen Spannung im Gegensatz zu Typ IIa und Typ IIx Fasern. Ungefähr 80 ms nach Innervation bei Typ I gegenüber ca. 30 ms bei Typ IIa und Typ IIx (Wasserman, 2012). Die Unterschiede in der Kontraktionsgeschwindigkeit scheinen durch eine geringere Aktivität des Enzyms ATPase in den Myofibrillen begründet zu sein, welches die Spaltung von ATP katalysiert (Speckmann, 2008). Damit einher geht die verminderte Kalziumionenaktivität des Regulatorproteins Tryponin und die verlangsamte Aufnahme von Kalzium im sarkoplasmatischen Retikulum (Wasserman, 2012). Die Unterschiede auf biochemischer und histologischer Ebene sind für die Energiebereitstellung von besonderer Bedeutung. Typ I Fasern verfügen über eine hohe Zahl an Mitochondrien sowie oxidativen Enzymen und sind darüber hinaus reich an Myoglobin (Coburn et al., 2008; Speckmann, 2008; Wasserman, 2012). Diese Kombination ermöglicht den Fasern eine optimale Umsetzung aerober Stoffwechselprozesse. Insbesondere eignet sich die Ausprägung für die Fettutilisation, was auch dadurch zu erkennen ist, dass der Besatz mit Triglyzeriden in Typ I Fasern im Vergleich zu den anderen Fasertypen um das Dreifache erhöht ist (Wasserman, 2012). Typ I Fasern sind demnach optimal auf lange Belastungen relativ niedriger Intensität ausgelegt und maßgeblich an aeroben Energiebereitstellungsprozessen beteiligt. Für die Sauerstoffaufnahme und -verwertung im Körper sind sie deshalb von besonderer Bedeutung.

Den extremen Gegenpol stellen die Typ IIx Fasern dar, deren enzymatischer Besatz für die anaerobe Energiebereitstellung optimiert ist. Sie liefern sehr schnell Energie und können hohe Kontraktionskräfte erzeugen, unterliegen jedoch einer sehr raschen Ermüdung (Speckmann, 2008). Durch ihre geringe Mitochondrienzahl und den niedrigen Myoglobingehalt ist eine aerobe Energiegewinnung hier nahezu zu vernachlässigen (Wasserman, 2012). Die Substratspeicher sind mit Glykogen angereichert, um der anaeroben Glykolyse optimale Bedingungen zu ermöglichen (Coburn et al., 2008). Zwischen diesen beiden Extremen lassen sich die Typ IIa Fasern einordnen, deren Beiname *fast fatigue resistant* bereits die wesentlichen Charakteristika benennt. Sie besitzen Mitochondrien und Myoglobin in ausreichender Zahl, um aerobe Stoffwechselprozesse aufrechtzuerhalten (Wasserman, 2012), können jedoch im Gegensatz zu Typ I Fasern rasche Kontraktionsgeschwindigkeiten mit höherer Kontraktionskraft realisieren (Coburn et al., 2008). Wie bei den Typ IIx Fasern sind die Substratspeicher mit Glykogen angefüllt, der enzymatische Besatz ermöglicht im Unterschied zu den schnell ermüdba-

ren Typ IIx Fasern jedoch die aerobe Glykolyse, wodurch die Typ IIa Fasern deutlich ermüdungsresistenter sind. Die Faserzusammensetzung im Skelettmuskel variiert von Muskel zu Muskel und ist vornehmlich von der Muskelfunktion und genetischen Veranlagungen abhängig (Coburn et al., 2008). Das größte Potenzial zur Leistungssteigerung aller Fasertypen auf energetischer Ebene liegt in der Optimierung des jeweiligen enzymatischen Besatzes, um die aeroben bzw. anaeroben Energiemengen pro Zeiteinheit der einzelnen Fasern noch weiter zu erhöhen. Die Umwandlung von Fasertypen durch Training ist nach wie vor, zumindest im Detail der zugrunde liegenden Mechanismen, Gegenstand kontroverser Diskussionen. Einigkeit besteht in der Umwandelbarkeit von Typ IIx zu Typ IIa Fasern, auch ein sogenannter *Faser-shift* von Typ IIa zu Typ I Fasern ist durch Training zu erreichen (Steinacker, Wang, Reißnecker, Lormes & Liu, 2002; Wasserman, 2012; Wilson et al., 2012). Letztgenannte Umwandlung ist jedoch schwer umzukehren, laut einigen Autoren sogar irreversibel (Hohmann, Lames & Letzelter, 2010). Die Ausprägung der Faserstruktur im Allgemeinen und die spezifische Ausprägung der einzelnen Fasern im Speziellen, beispielsweise hinsichtlich der qualitativen und quantitativen Eigenschaften des enzymatischen Besatzes, sind in hohem Maße relevant für die Umsatzraten und Gewichtungen der ablaufenden Stoffwechselforgänge. Besonders die zu erreichenden Energieflussraten und die zeitliche Ausprägung dominant aktiver Stoffwechselforgänge wird durch die spezifische Faserstruktur und -qualität beeinflusst. Aus diesem Zusammenhang ergibt sich die enge Wechselwirkung zwischen Faserzusammensetzung, Rekrutierung und Sauerstoffaufnahme, die im Zahnradmodell veranschaulicht wird.

2.2.2 Primäre Energiegewinnung durch Adenosintriphosphat

Die Leistungsfähigkeit der Muskulatur ist entscheidend davon abhängig, wie der Energietransfer zum Kontraktionsapparat bewältigt wird. Dabei ist es je nach Belastungsform notwendig, große Energiemengen schnell bereit zu stellen oder den Energiefluss lange und konstant auf einem möglichst hohen Level zu halten, um optimale sportliche Leistungen zu erbringen. Der zuvor verwendete Terminus *Energietransfer* bezieht sich auf die Kernaussage des ersten Satzes der Thermodynamik, nach dem Energie nicht neu erschaffen wird, sondern lediglich zwischen unterschiedlichen Formen transformierbar ist. Ein Großteil der Energie, die der Körper durch unterschiedliche Stoffwechselforgänge transformiert, liegt in Form von chemischen Bindungen vor. Aufgabe der Stoffwechselforgänge ist es, die chemische Bindungsenergie aus der Nahrung soweit umzusetzen, dass sie für unterschiedliche Arbeitsformen im Körper nutzbar gemacht werden kann. Die Obergrenze der Leistungsfähigkeit des Stoffwechsels ist demnach durch den Umfang begrenzt, in welchem es dem Körper gelingt, Energie aus der Nahrung zu extrahieren, zu konservieren und zu den Zielorganen zu transferieren. Die wesentlichen Vorgänge, die im Körper Energie benötigen, lassen sich kategorisieren als mechanische oder chemische Arbeitsformen. Mechanische Arbeitsformen sind beispielsweise Muskelkontraktionen, chemische Arbeiten sind

unter anderem die Synthese und Resynthese von Stoffen oder Transportvorgängen, die nicht passiv ablaufen. Ein Teil der chemischen Bindungsenergie wird bei der Umwandlung als Wärme frei. Die folgenden Aussagen beziehen sich auf die Umwandlung von chemischer Energie in mechanische Arbeit der quergestreiften Skelettmuskulatur.

Für die Muskelkontraktion steht einzig die chemische Bindungsenergie der Phosphatreste des Moleküls Adenosintriphosphat (ATP) unmittelbar zur Verfügung. Das Molekül besteht aus einer organischen Base (Adenin), dem Monosaccharid Ribose und drei Phosphatgruppen, die durch energiereiche Brückenbindungen miteinander verknüpft sind (Geiß & Hamm, 2003). Durch die Abspaltung einer Phosphatgruppe wird Energie frei und kann von den kontraktilen Anteilen der Muskelzelle zur Spannungserzeugung genutzt werden. Bei der Hydrolyse eines Phosphatrestes entsteht unter Energieabgabe das Molekül Adenosindiphosphat (ADP). Durch die Abspaltung der Phosphatgruppe werden ca. 30 kJ (7,2 kcal) pro Mol ATP frei (Geiß & Hamm, 2003). Diese unter Laborbedingungen erhobenen Energiewerte können im Körper im Interstitium sogar bis zu 10 kcal pro Mol ATP erreichen (McArdle et al., 2015). Die Hydrolyse von ATP wird, wie alle im Folgenden erläuterten Stoffwechselprozesse, in hohem Maße enzymatisch gesteuert. Enzyme sind im Wesentlichen als Katalysatoren der Stoffwechselfvorgänge zu sehen und steuern die Geschwindigkeit und den Umfang der ablaufenden Reaktionen. Der Enzymbesatz und die Enzymaktivität in der Muskelzelle sind demnach entscheidend für die Funktionsfähigkeit des Energiestoffwechsels. Für die ATP-Spaltung sind sogenannte Adenosintriphosphatase verantwortlich (Rappas, Niwa & Zhang, 2004). Steigen die Anforderungen an die Muskulatur, beispielsweise durch körperliche Belastung wie Sport, so steigt gleichsam auch die benötigte Menge an nutzbarer Energie und damit an ATP auf das bis zu 120-fache an (McArdle et al., 2015). Eine höhere Energieflussrate wird benötigt, da in kurzer Zeit viele Kontraktionszyklen in den Myofibrillen ablaufen müssen. Die vorherigen Aussagen zur Leistungsfähigkeit lassen sich nun weiter präzisieren. Die körperliche Leistungsfähigkeit ist auf energetischer Ebene davon abhängig, ob es durch Stoffwechselreaktionen gelingt, in der Muskulatur ein den Anforderungen adäquates ATP-Milieu bereitzustellen. Wegen des sehr hohen relativen Gewichts eines ATP-Moleküls (molare Masse $507.18 \text{ g} \cdot \text{mol}^{-1}$) kann der Organismus aus ökonomischen Gründen in der Muskulatur keinen unbegrenzt großen Speicher an ATP anlegen, um Phasen hoher Energieflussraten abzuf puffern. Ebenso kann die Muskelzelle kein ATP aus dem Blut oder anderen Geweben entnehmen und so bleiben als primäre Energiequelle zur Muskelkontraktion einzig die ATP-Vorräte in der Muskelzelle, die sich auf ca. 5 - 6 μmol ATP pro Gramm Muskelfeuchtmasse belaufen (Hargreaves, 2000; Markworth, 2004), was bei einem durchschnittlichen Menschen ca. 80 - 100 g ATP in Summe ausmacht. Diese Speicher reichen der Muskulatur jedoch lediglich für die Zeit von 2 - 3 s (Kroidl, 2015). Um längere Belastungen zu bewältigen, ist die Muskulatur wegen der begrenzten Speicherkapazität auf die schnelle Resynthese von

ATP angewiesen. Die abgespaltete Phosphatgruppe muss erneut an das nach der Spaltung entstandene ADP gebunden werden. Die dafür notwendigen Prozesse, welche auch unter der Bezeichnung *sekundäre Energiebereitstellung* zu subsumieren sind, werden im Folgenden erläutert. Darstellungen biochemischer Prozesse sind aus Gründen der Übersicht lediglich in dem Umfang inkludiert, wie er für das grundlegende Verständnis der Mechanismen im Rahmen dieser Arbeit von Nöten ist. Für vertiefte Auseinandersetzungen mit der Thematik sei auf die gängigen Standardwerke verwiesen. In der weiteren Betrachtung der Energiebereitstellung stehen Regulation, Kapazität und Leistungsfähigkeit der unterschiedlichen Stoffwechselprozesse, die für ein Verständnis spiroergometrischer Leistungsdiagnostiken unerlässlich sind, im Fokus.

2.2.3 ATP-Resynthese durch Phosphagene

Neben ATP ist in der Zelle eine weitere energiereiche Phosphatverbindung vorhanden, das Kreatinphosphat (KP). Dessen Konzentration im Muskel ist etwa drei- bis viermal so hoch wie die des ATP ($15 - 20 \text{ mmol} \cdot \text{kg}^{-1}$ Muskelfeuchtmasse) (de Marées, 2003). McArdle et al. (2015) gehen sogar vom Vier- bis Fünffachen aus. Die potenzielle Energie der Verbindung kann jedoch nicht unmittelbar zur Muskelkontraktion genutzt werden, sondern dient zur Resynthese von ATP aus ADP. Unter dem Einfluss des Enzyms Kreatinkinase wird die Phosphatgruppe des KP auf das ADP übertragen. Die Produkte dieser Reaktion sind Kreatin und ATP. Letzteres steht damit erneut als Energielieferant für Muskelkontraktionen zur Verfügung. Die Resynthese über KP erfolgt sehr rasch, sodass die ATP-Konzentration während dynamischer Belastungen zu Beginn nahezu konstant bleibt (Allen et al., 2008). Ein Abfall der ATP-Konzentration um ein Drittel würde die Kontraktionsfähigkeit der Muskulatur bereits erheblich einschränken und wäre mit einem Aufrechterhalten der zu erbringenden Muskelleistung unvereinbar. Studien haben gezeigt, dass die ATP-Konzentration im Zytoplasma weder durch äußere Stimulation noch durch körperliche Betätigung unter 60 % des Ruhelevels sinkt (Bangsbo, Madsen, Kiens & Richter, 1996a; Walter, Vandenborne, Elliott & Leigh, 1999), wobei Allen et al. (2008) kritisieren, dass die Studien zur ATP-Menge auf Messungen des gesamten Muskels beruhen. Sie können demnach lediglich den Durchschnitt aller Fasern im Muskel widerspiegeln und nicht zwischen tatsächlich aktiven und inaktiven Fasern unterscheiden. Die Arbeitsgruppe stellt daher die Vermutung auf, dass Schwankungen im ATP-Milieu in der einzelnen Faser von größerer Bedeutung sein könnten als bisher angenommen (Allen et al., 2008). Die im Zytoplasma vorhandene Menge an KP reicht für eine Resynthese des ATP über einen Zeitraum von 10 - 12 s aus, bis zu 20 s bei Kreatinsupplementation und entsprechendem Training (Kroidl, 2015). Im Gegensatz zu ATP wird KP nicht bereits während hohen Belastungen vollständig resynthetisiert, sondern erst in Phasen körperlicher Erholung bzw. geringerer körperlicher Belastung, wenn andere Wege der Energiebereitstellung dominieren (McArdle et al., 2015). Die KP-Konzentration fällt demnach mit zunehmender Dauer bei hohen Belastungen stark

ab, während die Konzentration an Kreatin (Kr) und einer freien Phosphatgruppe (Pi) aus der ATP-Spaltung gleichsam ansteigt (Allen et al., 2008; de Marées, 2003). Die Resynthese von KP erfolgt durch die Spaltung von ATP unter Energieverbrauch. Sie findet erst in Phasen geringerer Belastung in relevantem Umfang statt, da zuvor die bereitstehende Energie für andere körperliche Prozesse benötigt wird (Muskelkontraktion, osmotische Arbeit, Biosynthese etc.). Die vollständige Wiederherstellung des KP-Speichers in der Erholungsphase, die nach 3 - 5 min abgeschlossen ist (Halbwertszeit der Wiederherstellung 30 - 60 s), folgt einem exponentiellen Verlauf, an dem sowohl glykolytische als auch oxidative Prozesse beteiligt sind (Eisenhut & Zintl, 2013).

Eine andere Möglichkeit, ATP durch Phosphagene rasch zu resynthetisieren, bietet die Myokinase-Reaktion. Das Enzym Myokinase katalysiert die Bildung von ATP aus zwei ADP-Molekülen, wobei neben ATP Adenosinmonophosphat (AMP) als Produkt entsteht (Chandler & Arnold, 2008). Die Myokinase-Reaktion wird durch eine hohe Konzentration an ADP im Zytoplasma getriggert (Allen et al., 2008). Die ATP-Spaltung sowie die ATP-Resynthese durch Phosphagene läuft im Gegensatz zu den anderen Prozessen der Energiebereitstellung im Körper ohne Sauerstoffbeteiligung und ohne zusätzliche Produktion von Laktat ab. Die Reaktionen finden zu ca. 4 - 6 % an der äußeren Mitochondrienmembran statt, zu ca. 3 - 5 % im Sarkomer und zu ungefähr 90 %, also einem klar dominanten Anteil, im Zytoplasma der Zelle (McArdle et al., 2015).

Diese anaerob-alkalotazide Energiebereitstellung liefert die größte Energiemenge pro Zeiteinheit und demnach auch die höchste Energieflussrate, nach Eisenhut und Zintl (2013) zwischen $1.6 - 3.0 \mu\text{mol} \cdot \text{g}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$. Sie ist damit optimal für die Anforderungen maximaler Belastungsintensitäten geeignet. De Marées (2003) setzt die maximale Leistungsfähigkeit des anaerob-alkalotaziden Energiestoffwechsels mit $2.4 - 6.0 \text{mmol} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$ sogar noch höher an. Den Maximalwert von $6.0 \text{mmol} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$ sieht er als maximale Umsatzrate der Kreatinkinase. Begrenzt ist die Umsatzrate der anaerob-alkalotaziden Energiebereitstellung durch die verfügbare Substratmenge und den Enzymbesatz. Die Kapazität der ATP-Resynthese durch KP ist hingegen allein durch Substraterschöpfung des KP limitiert. Die Substratspeicher lassen sich durch Training und Kreatinsupplementierung zwar erhöhen, länger als 20 - 30 s können die Energiespeicher jedoch nicht reichen (Eisenhut & Zintl, 2013). Maximale Umsatzzaten sind nur etwa 6 - 8 s möglich, danach reduziert sich die maximale Energieflussrate signifikant (McArdle et al., 2015). Unabhängig von der Belastungsintensität bildet der Kreatinphosphatspeicher immer den ersten Weg der ATP-Resynthese bei Belastungen, da die weiteren energieliefernden Prozesse nicht rasch genug beginnen, um den nach 2 - 3 s drohenden ATP-Konzentrationsabfall abzupuffern.

Die Reaktionen der Phosphagene regulieren sich gegenseitig. Steigt durch erhöhten ATP-Verbrauch die ADP-Konzentration in der Zelle, so stimuliert dies das Schlüsselenzym der KP-Spaltung, die Kreatinkinase. Hohe ATP-Konzentrationen im Verhältnis zu ADP in der Zelle hemmen das Enzym hingegen, wodurch die Reaktion in vermindertem Maße abläuft. Diese Schlüsselfunktion des Konzentrationsverhältnisses zwischen ATP und ADP ist neben der molaren Masse von ATP mitursächlich für die geringe Speichermenge von ATP in der Muskelzelle (McArdle et al., 2015). Durch die geringe Gesamtmenge verändern sich die relative ATP-Konzentration und die korrespondierenden relativen Konzentrationen von ADP und AMP bereits bei minimaler ATP-Absenkung. Die Resynthesereaktionen werden dadurch bereits bei kleinsten Konzentrationsschwankungen rasch aktiviert, sodass ein möglichst hoher Energiefluss aufrechterhalten werden kann.

Die Kaskade der Selbstregulation der ATP-Resynthese geht über Resynthese durch gespeicherte Phosphagene hinaus. Adenosinmonophosphat, ein Endprodukt aus der Myokinase-Reaktion, stimuliert die Phosphofruktokinase, das Schlüsselenzym der Glykolyse (Chandler & Arnold, 2008) und liefert damit den Übergang zu den ATP-Resyntheseprozessen aus der enzymatischen Zerlegung der Nährstoffe. Die Produkte der Phosphagenspaltungen spielen neben ihrer Triggerfunktion für die anderen energiebereitstellenden Prozesse auch eine entscheidende Rolle bei der biochemischen Erklärung der muskulären Ermüdung. Hohe ADP- und Pi-Konzentrationen in Verbindung mit erniedrigten ATP-Konzentrationen reduzieren die Kontraktionsgeschwindigkeit durch eine Herabsenkung der Sensitivität für Ca^{2+} im sarkoplasmatischen Reticulum und in den Myofibrillen, mit der Konsequenz absinkender Leistungsfähigkeit (Allen et al., 2008).

2.2.4 ATP-Resynthese durch anaerobe Oxidation

Die anaerobe Oxidation bietet nach der ATP-Resynthese durch KP mit $1.0 - 1.5 \text{ mmol} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$ (de Marées, 2003) die höchste Energieflussrate und kann damit die ATP-Konzentration im Muskel bei relativ hohen Belastungsintensitäten nach Abfall der KP-Konzentration stabilisieren. Noch während der Phosphatnutzung setzt ab einem Dephosphorylierungsgrad des KP von etwa 60 - 80 % (Hollmann & Strüder, 2009) der anaerobe Abbau von Glukose zu Laktat im Zytoplasma ein. Die als anaerob-laktazide Energiebereitstellung bezeichnete Reaktionskette erreicht ihre höchsten Durchsatzraten nach ca. 40 - 60 s (Eisenhut & Zintl, 2013). Dabei wird die maximale Glykolyserate und damit der Energiefluss wesentlich durch den Besatz mit dem Schlüsselenzym Phosphofruktokinase sowie dessen Funktionsfähigkeit im Muskel bestimmt (de Marées, 2003). Die Muskelglykogenspeicher werden durch die anaerobe Glykolyse abhängig von der Belastungsintensität und der Belastungsdauer lediglich zu 50 - 60 % reduziert (Hargreaves, 2000). Gegenüber der aeroben Verstoffwechslung der Nährstoffe ist anaerobe

Oxidation mit einem ATP-Gewinn von 2 Mol pro Mol Glukose³ äußerst ineffizient, sofern die Gesamtumsatzrate betrachtet wird und der Energiefluss pro Zeiteinheit unberücksichtigt bleibt. Wenn auch nicht im Umfang einer Resynthese durch KP, so ist die anaerobe Oxidation doch ebenfalls in der Dauer ihrer zeitlichen Stabilität stark begrenzt. Im Gegensatz zur KP-Resynthese gilt jedoch nicht die Substraterschöpfung als limitierender Faktor, sondern die Zellvergiftung bzw. der Abbruch enzymatischer Prozesse durch ein ungünstiges Zellmilieu (McArdle et al., 2015). Verantwortlich dafür ist im Wesentlichen die Entstehung von Laktat, welche mit der Reduktion von Pyruvat zum Aufrechterhalten der raschen ATP-Resynthese notwendig wird. Die Wasserstoffionenkonzentration steigt proportional zur Laktatproduktion an, da das Laktat unter physiologischen Bedingungen zu über 95 % dissoziiert (de Marées, 2003). Das Enzym Phosphofruktokinase reagiert in seiner Funktionsfähigkeit auf sinkende pH-Werte bzw. steigende ATP-Konzentrationen mit einer stark verminderten Aktivität, sodass die anaerobe Glykolyse in den betroffenen Zellen schlussendlich völlig zum Erliegen kommt. Konsequenz ist ein massiver Leistungsverlust der Arbeitsmuskulatur. Die zunehmende Azidose führt jedoch nicht zu einem plötzlichen Abfall der Leistung, sondern vermindert schrittweise die maximale Umsatzrate. Bei stark laktaziden Belastungen wird daher die ATP-Bildungsrate im Mittel angegeben, wie erwähnt mit ca. $1.0 - 1.5 \text{ mmol} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$, im Maximum liegt die Energieflussrate hingegen bei $3.0 \text{ mmol} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$ (de Marées, 2003), wenn die Phosphofruktokinase nicht bereits durch das saure Zellmilieu gehemmt wird. Das Maximum der Energieflussrate liegt damit in etwa in der Nähe des Minimums der Energieflussrate der ATP-Resynthese durch KP. Diese Tatsache erklärt den in der Praxis zu beobachtenden „weichen“ Übergang der beiden Stoffwechselprozesse ineinander.

Die Rolle der Azidose im Kontext muskulärer Ermüdung, wie sie eben kurz dargelegt wurde, ist in der Forschung nicht unumstritten. Zwar gilt der abnehmende Verlauf der Energieflussrate mit zunehmender Dauer bei gleichbleibend hoher Intensität als belegt, die Ursache dafür alleine in einer Hemmung der Schlüsselenzyme festzumachen, ist indes heute so nicht mehr zu halten, auch wenn dies weiterhin in den gängigen Standardwerken angeführt wird (de Marées, 2003; McArdle et al., 2015). Auch wenn gezeigt werden konnte, dass die Aktivität der Phosphofruktokinase in vitro bei niedrigen pH-Werten verringert ist (Lännergren & Westerblad, 1991), ließen sich diese Ergebnisse in vivo nicht bestätigen (Bangsbo, Madsen, Kiens & Richter, 1996b). Es scheint, als würden die in vitro ablaufenden Prozesse in vivo durch andere Faktoren in der Zelle ausgeglichen (Westerblad, 2016). Dies lässt sich auch durch die Tatsache stützen, dass bisher kein konsistent linearer Verlauf von muskulärer Ermüdung und Azidose in Metaanalysen nachweisbar ist. Die verminderte muskuläre Leistung kann mit Azidosen unterschiedlichster Ausprägung einhergehen, aber auch mit Alkalosen (Westerblad, 2016). Es lässt sich

³ 3 Mol ATP bei Glukose aus Glykogen.

festhalten, dass die Azidose für sich genommen wohl nur einen minimalen direkten Effekt auf die Kontraktionsfähigkeit der Muskulatur hat, zumindest wenn die Inhibition des Energietransfers isoliert betrachtet wird. Unabhängig von dieser Einschränkung ist jedoch anzunehmen, dass ein azidotisches Zellmilieu eine wesentliche Rolle im Gesamtkomplex der muskulären Ermüdung einnimmt, besonders in Kombination mit anderen inhibitorischen Prozessen, die durch einen sinkenden pH-Wert ausgelöst werden. Die genauen Parameter, die zur Ermüdung beitragen, und besonders deren Gewichtung sind in den letzten Jahren sehr vielfältig ausdifferenziert worden. Es ist sehr wahrscheinlich, dass der Einfluss des zentralen Nervensystems bisher stark unterrepräsentiert ist. Signalwege zwischen Azidose, Laktat und Inhibition über das zentrale Nervensystem liegen nahe (Allen et al., 2008; Proia, Di Liegro, Schiera, Fricano & Di Liegro, 2016). Beweise dieser Verbindungen anhand breit angelegter in vivo Studien beim Menschen oder ausdifferenzierte Reaktionsketten stehen allerdings nach jetzigem Forschungsstand noch aus, sodass derzeit trotz innovativer Ansätze noch die Hemmung der Enzymaktivität durch den absinkenden pH-Wert als dominant leistungslimitierend akzeptiert wird.

Aufgrund der Schlüsselstellung im anaeroben Stoffwechsel soll die Rolle des Laktats sowie dessen Produktion und Elimination genauer betrachtet werden. Im Zytoplasma erfolgt bei der anaeroben Glykolyse die Reduktion von Pyruvat zu Laktat. In dieser Reaktion oxidiert das reduzierte Coenzym $\text{NADH} + \text{H}^{+4}$ zu NAD^+ , welches für die Aufrechterhaltung der anaeroben Glykolyse von maßgeblicher Bedeutung ist. Ohne die ausreichende Verfügbarkeit des oxidierten Coenzym im Zytoplasma wäre die weitere Glykolyse nicht möglich, da in der Reaktionskette pro Molekül Glukose im Rahmen der Zerlegung des Moleküls vier Wasserstoffatome auf die Coenzyme übergehen müssen (vgl. *Abbildung 2*).

⁴ Die reduzierte Form des NAD^+ wird gemäß den Richtlinien der internationalen Nomenklaturkommission als NADH bezeichnet, obwohl im Rahmen der Wasserstoffübertragung von einem Nährstoffsubstrat zwei Wasserstoffatome übertragen werden. Das NAD^+ bindet in dieser Redoxreaktion ein Wasserstoffatom komplett ein. Das zweite Wasserstoffatom gibt ein Elektron ebenfalls an das Coenzym ab und ist danach im Zytoplasma als Proton gelöst. Aus diesem Grunde wird gelegentlich die Schreibweise $\text{NADH} + \text{H}^+$ verwendet. Im Folgenden wird nach dem Vorbild der Grundlagenliteratur (McArdle, Katch und Katch (2015)) im Fließtext die Nomenklatur NADH verwendet, in Abbildungen die Form $\text{NADH} + \text{H}^+$.

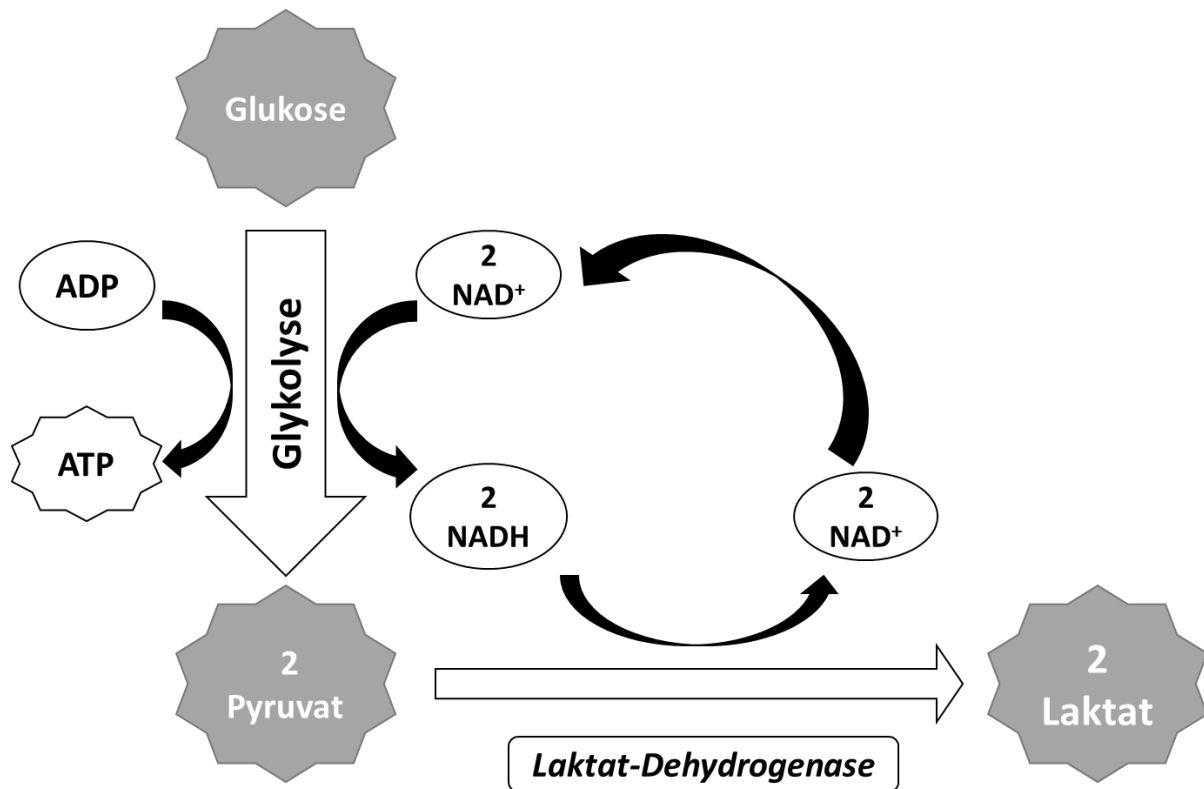


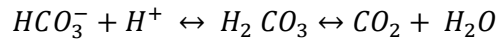
Abbildung 2. Schematischer Überblick zur Rolle der Laktatproduktion für die Oxidation der Coenzyme im Rahmen der Glykolyse.

Die Auslöser dieser abermals enzymatisch gesteuerten Redoxreaktion sind vielfältig und nicht ausschließlich von der Verfügbarkeit des Sauerstoffs abhängig. Die Tatsache, dass die Oxidation von NADH zu NAD⁺ unter aeroben Stoffwechselbedingungen dominant in der sogenannten Atmungskette unter Beteiligung des Sauerstoffs als Elektronenakzeptor abläuft, lässt aus theoretischer Sicht auf eine dominante Rolle des Sauerstoffangebots für die Umwandlung von Pyruvat zu Laktat schließen. Tatsächlich gilt ein positives Verhältnis von NADH zu NAD⁺ als ein Auslöser für die Aktivierung der Laktat-Dehydrogenase (McArdle et al., 2015). Dieses Missverhältnis zugunsten reduzierter Coenzyme kann durch mangelnde Verfügbarkeit von Sauerstoff in der Atmungskette begründet sein. Gänzlich unabhängig vom Sauerstoff, stattdessen viel mehr durch den Bedarf hoher Energieflussraten getriggert (McArdle et al., 2015), beschleunigt jedoch auch ein Überschuss an Pyruvat durch hohe Phosphofruktokinase-Aktivität die Entstehung von Laktat. In Typ II Fasern befördert der enzymatische Besatz unabhängig vom Sauerstoffangebot der Zelle durch die vermehrte Aktivität der Laktat-Dehydrogenase die Umwandlung von Pyruvat zu Laktat (McArdle et al., 2015). Die Annahme, dass alleine der Sauerstoffmangel in der Zelle für die Laktatproduktion verantwortlich sei, kann deshalb nach heutigem Kenntnisstand nicht gehalten werden. Zu erkennen ist dies ebenso an der Tatsache, dass auch unter Ruhebedingungen mit eindeutig ausreichendem Sauerstoffangebot eine Laktatsynthese nachweisbar

ist. Es konnte gezeigt werden, dass bereits in Ruhe ca. 50 % der verstoffwechselten Glukose als Zwischenstufe Laktat passieren (de Marées, 2003). Die Laktatproduktion als Schlüsselstelle der anaeroben Glykolyse ist damit nicht per se als Kennzeichen von Sauerstoffmangelzuständen zu interpretieren, sondern vielmehr als Möglichkeit, Situationen mit raschem Bedarf an hohen Energieflussraten zu bewältigen, um in Ruhebedingungen das volle Muskelfaserspektrum zum Energietransfer heranzuziehen. Besonders der letzte Aspekt wird vor dem Hintergrund der vielfältigen Prozesse zur Laktatelimination noch deutlicher.

Eine Akkumulation von Laktat und die damit einhergehende metabolisch induzierte Azidose wird im Körper auf vielfältige Wege verhindert. Der wesentlichste Prozess zur Laktatelimination ist dabei die Verstoffwechslung des Laktats in der Muskulatur. Mittels sogenannter radioaktiver Tracer aus der Nuklearmedizin konnte unter Ruhebedingungen und moderaten Belastungen festgestellt werden, dass 70 % des entstehenden Laktats über die Oxidation zu Pyruvat in aerobe Stoffwechselprozesse eingehen, 20 % dienen der Glukoneogenese im Cori-Zyklus der Leber und weitere 10 % werden zu Aminosäuren synthetisiert (McArdle et al., 2015). Die Wiederverwendung von Laktat im aeroben Stoffwechsel über die Oxidation zu Pyruvat in Muskelzellen dient nicht nur der Vermeidung der Laktatakkumulation, sondern auch der optimalen Verteilung energiereicher Substrate im Körper. Über den Laktat-Shuttle-Prozess gelangt Laktat aus ermüdeten Fasern zu Muskelzellen, welche noch ausreichende Kapazitäten für die aerobe Verstoffwechslung des hochenergetischen Moleküls bereitstellen (Typ I Fasern). Demnach erlaubt es der Zwischenweg über das Laktat, energiereiche Edukte unterschiedlicher Muskelzellen zur aeroben Energiegewinnung verfügbar zu machen. Unter Ruhebedingungen und bei moderaten Belastungen hält sich die Laktatproduktion und -elimination auf diese Weise die Waage. Werden jedoch maximale Energieflussraten aufgrund hoher muskulärer Belastungen benötigt, um die ATP-Konzentration trotz großer Umsatzraten konstant zu halten, kann die Elimination durch die Verstoffwechslung des Laktats in Herz, Muskulatur und Leber der Produktion nicht weiter entsprechen. In solchen Stoffwechsellagen treten zur Vermeidung einer metabolisch induzierten Azidose weitere Puffersysteme in den Vordergrund, um den pH-Wert trotz der akkumulierenden H^+ -Ionen zu stabilisieren. In der Muskelzelle sind dies vor allem Phosphate und Peptide, wohingegen die Pufferung durch Bikarbonat wegen seiner niedrigen Konzentration mit $10 \text{ mmol} \cdot \text{l}^{-1}$ in der Faser eine untergeordnete Rolle spielt (Böning & Maassen, 2008). Die intrazelluläre Pufferkapazität steigt mit zunehmender Muskelmasse an (Böning & Maassen, 2008). Die Annahme, dass mehr H^+ -Ionen als La^- -Ionen in den extrazellulären Raum übergehen, konnte nicht bestätigt werden (Böning, Klarholz, Himmelsbach, Hütler & Maassen, 2007). Im extrazellulären Raum hängt die Pufferung deutlich stärker von der Bikarbonatkonzentration sowie von weiteren Bikarbonat unabhängigen Systemen ab. Diese bestehen ähnlich wie in der Muskelzelle vornehmlich aus Eiweißen und Phosphaten, befinden sich zu einem wesentlichen Teil im Blut und können über Ionenaustausch ebenfalls die interstitielle Flüssigkeit

erreichen (Böning & Maassen, 2008). Der leistungsfähige Bikarbonatpuffer nimmt extrazellulär jedoch eine Schlüsselrolle ein. Die chemische Gleichung der Reaktionen dieses Puffersystems stellt sich wie folgt dar:



Im Wesentlichen sind es zwei Beweggründe, die den Bikarbonatpuffer zum wichtigsten Puffersystem im Blut machen. Einerseits ist die Bikarbonatkonzentration im Plasma mit ca. $24 \text{ mmol} \cdot \text{l}^{-1}$ sehr hoch und lässt sich über die Nieren sogar noch erhöhen, andererseits handelt es sich gewissermaßen um ein offenes System, das es erlaubt, überschüssiges CO_2 über die Lunge abzuatmen (Speckmann, 2008). Der Zerfall von Kohlensäure in CO_2 und H_2O findet in wässrigen Lösungen spontan statt, kann überdies jedoch auch durch das Enzym Carboanhydrase getriggert werden (Speckmann, 2008). In Situationen drohender metabolischer Azidose durch einen Überschuss an Laktat ist die rasche Abatmung des sogenannten Excess- CO_2 aus dem Bikarbonatpuffer daher sichergestellt. Eine vollständige Gewebsdurchblutung für den CO_2 -Transport zur Lunge ist damit unbedingte Voraussetzung für die Wirksamkeit. Bei hohen Kräfteinsätzen über längere Zeit ist die Aktivität des Bikarbonatpuffers wegen der muskulär bedingten lokalen Gefäßverengung infolgedessen eingeschränkt (Kemp, 2005). Anhand dieser Einschränkung ist klar ersichtlich, weshalb der Bikarbonatpuffer im intrazellulären Raum eine untergeordnete Rolle einnimmt. Ist die vollständige Durchblutung der Muskulatur jedoch gewährleistet, was auf die meisten Ausdauerdisziplinen zutrifft, dringt das durch Plasma-Bikarbonat frei werdende CO_2 in die Erythrozyten ein und ist dort für eine verbesserte Sauerstoffabgabe von Hämoglobin an die Muskelfaser in hohen Leistungsbereichen verantwortlich (Kroidl, 2015; Wasserman, 2012).

Anhand der unterschiedlichen Puffersysteme im intrazellulären Raum und im Interstitium sowie durch die Permeabilität der Zellmembrane für Laktat wird ersichtlich, dass zwischen Laktatkonzentrationen in der Arbeitsmuskulatur und Laktatkonzentrationen im Blut distinkt zu unterscheiden ist. Die Laktatkonzentration in der Muskulatur ist nachvollziehbarerweise deutlich höher als die im Blut und kann Werte von bis zu $30 - 35 \text{ mmol} \cdot \text{l}^{-1}$ erreichen (Weineck, 2010). Laktatkonzentrationen im Blut müssen weiter differenziert werden. Eine signifikante Differenz zwischen arterieller und venöser Laktatkonzentration konnte während Radergometrien gezeigt werden, wobei die venösen Proben erniedrigt waren und der Gradient mit zunehmender Belastungsintensität anstieg (Linderman et al., 1990). Auch innerhalb des venösen Blutes kann die Laktatkonzentration erheblich variieren (Meyer & Faude, 2008). Grund dafür ist die bereits angesprochene Verstoffwechslung von Laktat in der Muskulatur, der Leber und dem Myokard. Die erneute Verstoffwechslung ist neben den bereits beschriebenen Puffersysteme-

men ein gewichtiger Mechanismus zur Abschwächung der Arbeitsazidose im Grenzbereich der Leistungsfähigkeit und nicht nur in Ruhe von enormer Bedeutung (Böning & Maassen, 2008). Besonders die muskulären Kapazitäten zur Laktatelimination durch erneute Verstoffwechslung sind wohl für die hohen Leistungswerte im dominant aeroben Bereich von Ausdauerathleten verantwortlich (McArdle et al., 2015). Die Laktatkonzentration und damit das Risiko einer belastungsinduzierten, metabolischen Azidose ist demnach von der Laktatbildungsrate, intrazellulären und extrazellulären Puffersystemen sowie vom Laktattransport abhängig. Kann initial bei dominant anaerober Energiebereitstellung durch die Puffer der pH-Wert-Abfall im Muskel noch verzögert werden oder bei einem Gleichgewicht von Laktatproduktion und -elimination sogar gänzlich ausbleiben, so ist bei gleichbleibend hoher oder steigender Intensität eine Überlastung der Puffersysteme, welche schlussendlich im Leistungsabbruch durch Enzymhemmung oder in signifikanten Leistungseinbußen mündet, nicht zu verhindern.

Auslöser für eine anteilig dominierende Energiebereitstellung durch anaerobe Oxidation ist neben einer hohen Energieflussrate durch intensive muskuläre Aktivität auch Sauerstoffmangel in der Zelle. Es wurde bereits explizit darauf eingegangen, dass Sauerstoffmangel nicht zwingend notwendige Voraussetzung für die Laktatbildung ist, jedoch bleibt er zweifelsohne ein relevanter Faktor. Dieser tritt nicht nur im Grenzbereich von Ausdauerbelastungen und bei durch Muskelkontraktionen bedingter Gefäßverengung auf, sondern kann auch zu Arbeitsbeginn relevant werden, wenn durch ungenügende Vorbereitung der Arbeitsmuskulatur die Muskeldurchblutung noch vermindert ist, wodurch die Sauerstoffzufuhr dem Bedarf nicht entsprechen kann.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass die anaerobe Glykolyse zweifelsohne die höchsten Energieflussraten neben der Resynthese durch Phosphagene bereitstellt, weshalb sie besonders bei hohen Intensitäten und relativ kurzen Belastungsdauern von wesentlicher Bedeutung ist. Sie ist jedoch nicht ausschließlich oberhalb des Grenzbereichs der aeroben Glykolyse aktiv, sondern auch unter Ruhebedingungen, speziell in enzymatisch dafür optimal beschaffenen Muskelfasern. In Ruhe und nach Belastung kommt dem Laktatshuttle eine wichtige Bedeutung in der optimalen Verteilung energiereicher Moleküle im Körper zu. Die zeitliche Dauer der maximalen Umsatzraten der anaerob-laktaziden Energiebereitstellung ist durch vielfältig geartete Puffersysteme begrenzt und daher interindividuell stark variierend sowie vom Trainingsstatus abhängig.

2.2.5 ATP-Resynthese durch aerobe Stoffwechselprozesse

Die bei Weitem größte Energiemenge, die zur ATP-Resynthese nutzbar ist, steht durch die vollständige enzymatische Zerlegung der Nährstoffe unter Sauerstoffverbrauch zur Verfügung. Die meisten ATP-Moleküle werden dabei in den Mitochondrien resynthetisiert, deren enzymatischer Besatz für die

aeroben Stoffwechselprozesse von entscheidender Bedeutung ist. Im Folgenden wird vor allem auf die Stoffwechselprozesse von Fettsäuren und Glukose eingegangen, da diese für die Energiebereitstellung bei sportlichen Belastungen, gemeinsam mit der bereits im Zuge der Laktatelimination angesprochenen aeroben Verstoffwechslung von Laktat, für die Muskulatur einen herausragenden Stellenwert einnehmen (Hargreaves, 2000). Eine Energiegewinnung aus Aminosäuren bleibt deshalb von der Betrachtung ausgenommen. Anders als bei der anaeroben Oxidation zur ATP-Resynthese werden energiereiche Verbindungen bei der aeroben Verstoffwechslung durch eine Kaskade von Stoffwechselprozessen in die energiearmen Verbindungen Kohlendioxid und Wasser umgesetzt. Dabei vollzieht sich der aerobe Abbau der Fettsäuren und der Glukose ab dem gemeinsamen Zwischenprodukt Acetyl-CoA analog. Der Großteil der Energie zur Phosphorylierung von ATP wird dadurch frei, dass Elektronen der Nährstoffe auf Sauerstoff übergehen. Der Sauerstoff fungiert bei der aeroben Energiegewinnung als Elektronenakzeptor. Im gleichen Zuge werden die reduzierten Coenzyme aus der Glykolyse, der Umwandlung von Pyruvat zu Acetyl-CoA, und aus dem Citrat-Zyklus oxidiert, stehen damit im weiteren Verlauf wieder zum Transport von Wasserstoff-Ionen bereit. *Abbildung 3* stellt diese sog. Atmungskettenphosphorylierung zur ATP-Resynthese schematisch dar.

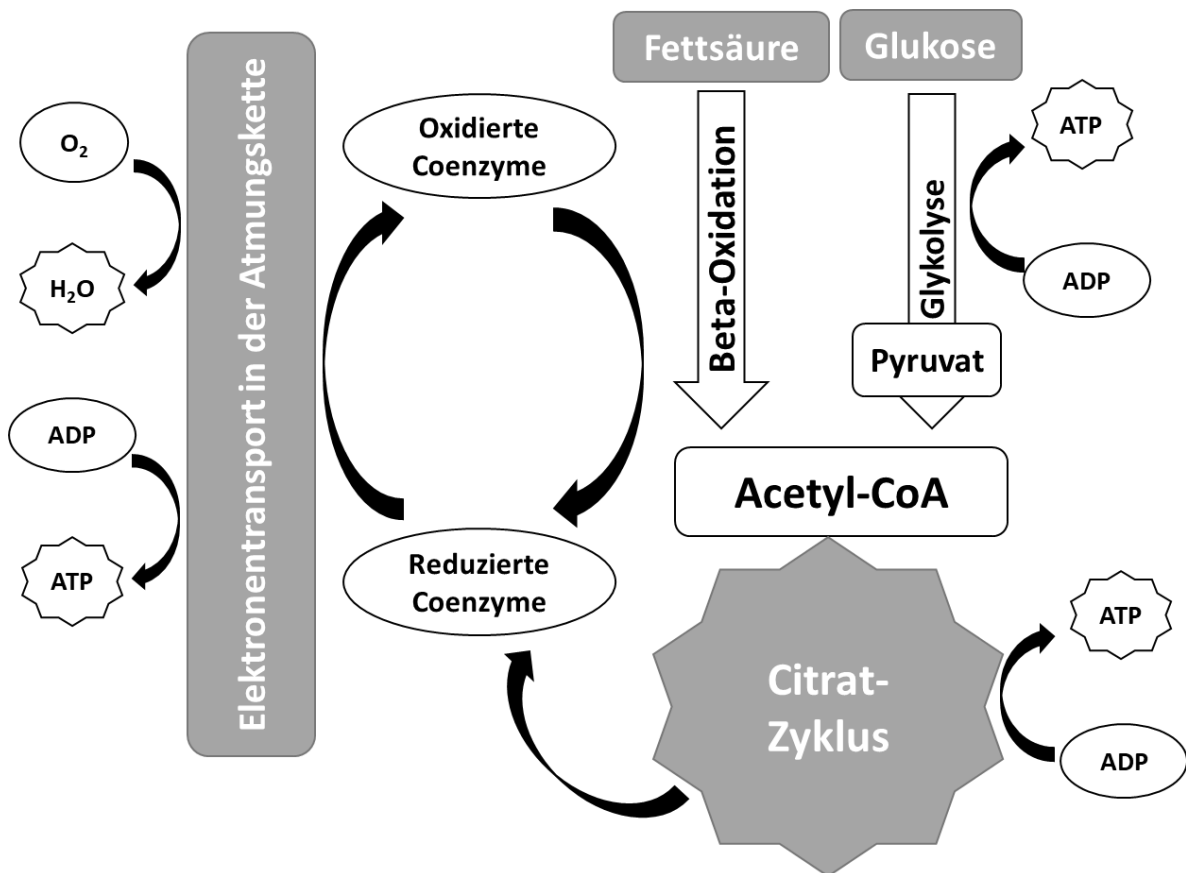


Abbildung 3. Schematische Darstellung des Zusammenwirkens wesentlicher Teilprozesse innerhalb der aeroben ATP-Resynthese.

Aufgrund der zahlreichen Reaktionsketten, die zum Energietransfer notwendig sind (Glykolyse, Beta-Oxidation, Citrat-Zyklus, Elektronentransportkette), liefert die aerobe Oxidation eine deutlich geringere Energiemenge pro Zeiteinheit. Konkret stehen $0.5 - 0.75 \text{ mmol} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$ bei aerobem Glukosestoffwechsel zur Verfügung, bei aerober Oxidation von Fettsäuren sogar nur $0.24 - 0.4 \text{ mmol} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$ (de Marées, 2003). Die Energieflussrate wird unter anderem durch die maximale Oxidationsrate von Wasserstoff in der Atmungskette determiniert (McArdle et al., 2015). Diese wiederum ist zum einen abhängig vom bereitgestellten Sauerstoff, der über das kardiovaskuläre und pulmonale System zum Ort der Energiebereitstellung transportiert werden kann, jedoch in hohem Maße auch von der Menge und Aktivität wesentlicher Schlüsselenzyme der aeroben Oxidation, welche die innere Wandschicht der Mitochondrien auskleiden (McArdle et al., 2015). Darüber hinaus muss selbstverständlich auch ein ausreichender Zufluss an reduzierten Coenzymen vorliegen. Eine verminderte Energieflussrate durch die aerobe Oxidation darf daher keinesfalls lediglich durch die mangelnde Anwesenheit von Sauerstoff in der Zelle begründet werden, vielmehr ist die rasche Verwertung des Sauerstoffs ausschlaggebend und damit der enzymatische Besatz innerhalb der Zelle. Im Falle unzureichender Reaktionsgeschwindigkeit innerhalb der Elektronentransportkette können die Coenzyme nicht ausreichend schnell oxidiert werden, wodurch sie für die Transportfunktion an anderen Stellen des Reaktionskomplexes nicht zur Verfügung stehen. Die weitere Energiebereitstellung mit höheren ATP-Resyntheseraten pro Zeiteinheit ist dann nur durch den parallelen Ablauf der anaeroben Oxidation zu bewerkstelligen.

Die Verbesserung der Energieflussraten für die aerobe Oxidation ist vor allem durch die Zunahme aerober Enzyme zu bewerkstelligen, erst dadurch sind größere Mengen an Sauerstoff umsetzbar. Konkret kann eine solche Verbesserung durch Neogenese von Mitochondrien oder durch Veränderungen im Besatz bereits bestehender Mitochondrien realisiert werden. Nicht zuletzt deshalb haben stark ausdauertrainierte Personen in ihrer Muskulatur einen erhöhten Prozentsatz an Typ I Fasern, die, wie bereits erläutert wurde, eine hohe Zahl an Mitochondrien aufweisen. Die Vielzahl an Reaktionen der aeroben Oxidation, welche bereits für die relativ geringen Energieflussraten eine zentrale Rolle einnimmt, ist ebenso mitverantwortlich dafür, dass der aerobe Prozess mit einer gewissen Verzögerung anläuft, die dadurch überbrückt wird, dass Pyruvat aus der anaeroben Glykolyse als Reduktionsmittel für die reduzierten Coenzyme bereitsteht. Erst nach ca. 2 min können die aeroben Oxidationsprozesse ihre maximalen Energieflussraten entfalten (Eisenhut & Zintl, 2013). Auch wenn die aeroben Oxidationsprozesse unmittelbar zu Beginn einer Belastung nicht dominieren, können sie bereits einen signifikanten Anteil zur Gesamtenergie bei Belastungen zwischen 30 s und 60 s beitragen (Allen et al., 2008; Hargreaves, 2000). Die zeitliche Verzögerung bis zur maximalen Energieflussrate durch die aerobe Oxidation, welche anaerobe Prozesse zur Überbrückung notwendig macht, wurde lange Zeit ausschließlich dem verzögerten Substrattransport in die Zelle zugeschrieben. Ein Review von

Hargreaves zeigte bereits im Jahr 2000 Hinweise darauf, dass die Reaktionsgeschwindigkeit in den Mitochondrien ebenso mitursächlich für die zeitliche Verzögerung ist. Dies hebt erneut den hohen Stellenwert des enzymatischen Besatzes für die Energiebereitstellung hervor. Selbst unter artifiziell erhöhter Sauerstoffverfügbarkeit und einem gesteigerten Diffusionsgradienten für Sauerstoff im Gewebe ist eine zeitliche Verzögerung bis zur angepassten Energieflussrate identifizierbar (McArdle et al., 2015). Diese Verzögerung zu Belastungsbeginn ist auch bei Steigerungen der Intensität während bereits laufender Belastungen zu identifizieren und deshalb besonders bei graduell ansteigenden Belastungsuntersuchungen von Relevanz. Trotz der erläuterten Hinweise für eine Leistungsbegrenzung durch Enzymbesatz, wird in sportmedizinischen Standardwerken aktuell noch kontrovers diskutiert, ob Reaktionsgeschwindigkeiten, damit also Enzyme und mitochondrialer Besatz, oder das Sauerstoffangebot maßgeblich leistungslimitierend sind (de Marées, 2003; Hollmann & Strüder, 2009; Weineck, 2010). Grundlage dafür sind ältere Untersuchungen (Lübbers 1968, zit. in Hollmann & Strüder, 2009), die selbst bei maximaler Sauerstoffaufnahme eines Muskels zeigten, dass lediglich ein Drittel der mitochondrialen Kapazität ausgelastet ist. Vor dem Hintergrund dieser Kontroverse könnte ein entscheidender Faktor die Position der Mitochondrien im Muskel sein. Das intramitochondriale Sauerstoffangebot variiert in Abhängigkeit von der Distanz zum versorgenden Kapillarbett. Bei stark ausdauertrainierten Sportlern ist der Großteil der durch Biogenese dazugewonnenen Mitochondrien in der Muskelperipherie zu finden (de Marées, 2003; Eisenhut & Zintl, 2013), wodurch die Diffusionsstrecke für den Sauerstoff verkürzt ist und selbiger rascher der stark enzymhaltigen inneren Mitochondrienschicht zugeführt werden kann. Mit diesem Ansatz könnte die teils geringe Mitochondrienauslastung pro Zeiteinheit mit einer längeren Diffusionsstrecke im Zytoplasma erklärt werden. Die konkurrierenden Thesen, nach denen entweder der Sauerstoff oder der Enzymbesatz die Energieflussraten der aeroben Oxidation limitieren, könnten durch diese räumliche Komponente in integrativer Weise verbunden werden.

Die aerobe Oxidation gleicht den Nachteil relativ geringer Energieflussraten durch eine gegenüber der anaeroben Oxidation erheblich gesteigerten Gesamtkapazität aus. Diese lässt sich unter anderem dadurch erklären, dass aufgrund der geringen Laktatproduktion keine Azidose zur Ermüdung beiträgt. Die aerobe Oxidation ist, wie auch die ATP-Resynthese durch Kreatinphosphat, in ihrer Gesamtkapazität zweifelsfrei substratlimitiert. Die Menge an zur Verfügung stehendem Substrat übersteigt die an KP in der Zelle hingegen bei Weitem und ist davon abhängig, ob anteilig mehr oder weniger Glykogen bzw. Fettsäuren verstoffwechselt werden. Es wurde bereits auf die unterschiedlichen Energieflussraten der beiden Substrate hingewiesen, sodass die Dominanz eines oxidierten Substrates nachvollziehbarerweise zu einem großen Teil von der erforderlichen Menge an Energie pro Zeiteinheit und damit der Belastungsintensität abhängt. Wenn Glykogen aerob verstoffwechselt wird, also höhere Energieflussraten durch die aerobe Oxidation bereitgestellt werden müssen, können die Substratspeicher in

Leber, Blut und Muskulatur 60 min - 90 min ausreichen (Eisenhut & Zintl, 2013). Ist die aerobe Oxidation von Fettsäuren dominant, also bei relativ geringen Intensitäten, reichen die Substratspeicher für viele Stunden (Eisenhut & Zintl, 2013). Durch anwachsende aerobe Stoffwechselaktivität erhöht sich der CO₂-Gehalt im Muskel und im venösen Blut wegen gesteigerter Reaktionsraten im Citrat-Zyklus und vermehrter Pyruvatdehydrogenase-Aktivität. Eine Abnahme des pH-Wertes wird durch Puffersysteme im Muskel gebremst, vornehmlich Eiweiße und Phosphate sowie Blutpuffer (Böning & Maassen, 2008), sodass die aerobe ATP-Resynthese nicht mit einem veränderten pH-Wert im Blut einhergeht.

2.2.6 Dominierende Prozesse der Energiebereitstellung während sportlicher Belastung

Die bisher dargestellten Prozesse der ATP-Resynthese unterscheiden sich deutlich hinsichtlich ihrer maximalen Energieflussraten, Kapazitäten und zugrunde liegenden Substrate. Auffällig ist die prozessübergreifende Regulierung der einzelnen Subsysteme untereinander. Dadurch ist ein fließender Übergang zwischen den unterschiedlichen Wegen der Energiebereitstellung gewährleistet. Ohnehin sind die Prozesse nicht als subsequent ablaufende, abgeschlossene Einheiten zu sehen, sondern stets mit unterschiedlichen Gewichtungen simultan präsent, welche stark von der Art und Dauer der Belastung sowie vom Trainingsstand abhängen.

Körperliche Betätigung ist der größte Trigger für die Aktivierung unterschiedlicher Energietransfersysteme. Speziell der Sport stellt durch die variablen Ansprüche der einzelnen Disziplinen enorme Herausforderungen an die ablaufenden Prozesse, die ein breites Spektrum an Energieflussraten und Kapazitäten abdecken müssen. Grundlagen sowie die Spezifika der einzelnen Wege der Energiebereitstellung, die für solch vielfältige Leistungen von Nöten sind, wurden bereits dargelegt. Daraus ist eine abnehmende Tendenz in der maximalen Energieflussrate von der ATP-Resynthese durch Phosphagene hin zur aeroben Verstoffwechslung von Fettsäuren klar zu erkennen. Analog dazu ist die Kapazität der Systeme in gegenläufiger Reihe aufbauend. Auf die genaue Gewichtung der einzelnen energietransferierenden Prozesse während sportlicher Belastungen ist bisher nur am Rande eingegangen worden. Da diese Verteilung auch von wesentlicher Relevanz für die Rechtfertigung spiroergometrischer Untersuchungen in der Leistungsdiagnostik ist, steht sie nachfolgend im Fokus. Unstrittig ist, dass hochintensive Belastungen von sehr kurzer Dauer nahezu ausschließlich durch die ATP-Reserven und Phosphatspeicherformen im Muskel selbst ermöglicht werden. Eine Grenze ist hier bei ca. 6 s festzumachen. Dauert eine Belastung bei individuell maximaler Intensität 10 s an, so ist der Anteil der anaeroben Glykolyse bereits mit ungefähr 50 % zu identifizieren (McArdle et al., 2015). Mit zunehmender Dauer, bei angenommener maximaler Intensität, verschieben sich die Anteile noch stärker zugunsten der anaeroben Glykolyse, bis am Höhepunkt der anaeroben Glykolyse, nach ungefähr 30 s, die aeroben

Prozesse der Energiebereitstellung leistungsrelevant werden. Der Anteil der aeroben Energiebereitstellung am Gesamtbedarf beträgt nach ca. 2 min bereits 50 % und nimmt von da an stetig zu (McArdle et al., 2015). Diese in *Abbildung 4* dargestellte, prototypische Gewichtung der beteiligten Energietransfersysteme gilt bei durchgehend maximal möglichen Intensitäten.

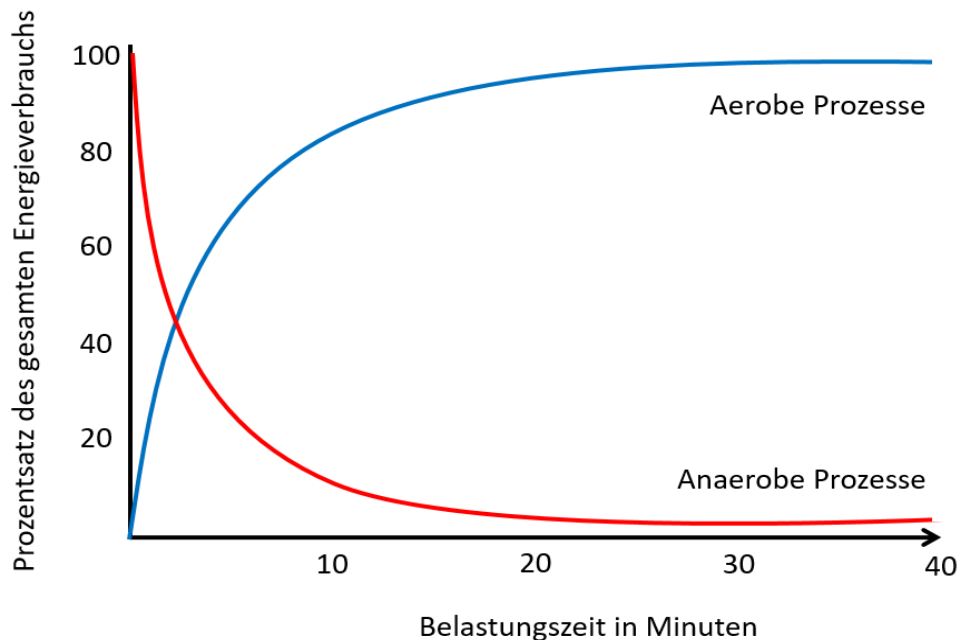


Abbildung 4. Relative Anteile der aeroben und anaeroben Energietransferprozesse bei maximaler Intensität unter Berücksichtigung der Belastungsdauer.

Eben genannte Werte sind jedoch als beispielhafte Mittelungen zu interpretieren, da auch schon bei kürzeren Belastungsdauern die aeroben Prozesse einen größeren Anteil einnehmen können. Die genaue prozentuale Gewichtung während unterschiedlicher Disziplinen ist stetiger Gegenstand der sportmedizinischen Forschung. Zwar existieren übersichtliche Darstellungen in den gängigen Standardwerken, zum Teil beruhen die dort präsentierten Ergebnisse jedoch auf Hochrechnungen der zu erwartenden Belastungsdauer bei maximaler Intensität, also auf standardisierten Computersimulationen (de Marées, 2003). Neuere Studien kommen zu dem Schluss, dass der Anteil der aeroben Prozesse an der Energiebereitstellung von Belastungen unter 2 min Dauer bisher wohl zu gering angesetzt wurde (Gastin, 2001). Beispielhaft für diese These steht die prozentuale Verteilung beim 800 m Lauf, einem Wettkampf, der auf internationalem Niveau ca. 1:45 min bei Männern und 1:55 min bei Frauen andauert. Standardwerke geben hier den Anteil der aeroben Energiebereitstellung mit 50 % (de Marées, 2003) bzw. 44 % (McArdle et al., 2015) an. Spezifische Untersuchungen an trainierten Athletinnen und Athleten erhoben demgegenüber jedoch Werte von 66 % (Spencer & Gastin, 2001), 61 % (Hill, 1999) und sogar 70 % (Duffield, Dawson & Goodman, 2005). Die von McArdle et al. (2015) festgesetzte Verteilung von 44 % konnte bereits bei 400 m Laufbelastungen gefunden werden, also bei einer deutlich kürzeren

Belastungszeit (Duffield et al., 2005; Hill, 1999). Bei längeren Belastungen stimmen die simulierten Hochrechnungen besser mit konkreten Studienergebnissen überein, zu sehen beispielsweise an einer Untersuchung bei 2000 m Ruderbelastungen, welche im Schnitt eine Dauer von 7:30 min umfassten (Pripstein, Rhodes, McKenzie & Coutts, 1999). Dies bestätigt die zuvor erwähnte These Gastins (2001), nach welcher besonders kurze Belastungen bisher falsch eingeschätzt wurden. Verkürzt man die zu untersuchende Belastungsdauer auf Zeiten unter 120 s, so wird die Abweichung von den gängigen Standardwerten noch offensichtlicher.

Der Einfluss aerober Prozesse auf wiederholte Kurzzeitbelastungen ist seit langem anerkannt (Bogdanis, Nevill, Boobis & Lakomy, 1996; Gaitanos, Williams, Boobis & Brooks, 1993), deshalb beziehen sich die folgenden Ergebnisse ausschließlich auf Einzelbelastungen. Bei einer Durchsicht der Metaanalyse von Gatin (2001) konnten von den ursprünglich analysierten 31 Studien noch 24 identifiziert werden, die maximale Einzelbelastungen unter 120 s Dauer untersuchen. Belastungen auf dem Fahrrad und Laufbelastungen halten sich bei den betrachteten Untersuchungen weitgehend die Waage (50 % Rad, 41 % Lauf, 9 % andere Belastung). Betrachtet man die Gesamtanzahl der einzelnen Messreihen bis maximal 120 s Dauer ($n = 69$), so liegt die mittlere Belastungszeit bei $53.2 \text{ s} (\pm 27.6)$ mit einem durchschnittlichen Anteil der aeroben Energiebereitstellung von $38 \% (\pm 16.8)$. Bei weiter verkürzter Belastungsdauer von maximal 60 s ($n = 44$, mittlere Belastungszeit $38.4 \text{ s} \pm 17.7 \text{ s}$) verschieben sich die Gewichtungen deutlich weniger in Richtung der anaeroben Prozesse, als dies der Standardliteratur nach zu erwarten wäre ($30.7 \% \pm 14.9$ aerobe Beteiligung). Auch eine Reduktion der Belastungsdauer auf maximal 30 s ($n = 30$, mittlere Belastungszeit $20.9 \text{ s} \pm 8.8$) bestätigt mit einem aeroben Anteil von immer noch $17.6 \% (\pm 10.1)$ diesen Trend. Aus methodologischer Sicht ist darauf hinzuweisen, dass diese Ergebnisse mit unterschiedlichen Verfahren erzielt wurden, wobei größtenteils die Sauerstoffaufnahme sowie das Sauerstoffdefizit bei der Erhebung zum Einsatz kamen (Gatin, 2001). Atemgasanalysen spiegeln ausschließlich die energetischen Prozesse des Organismus als Ganzes wieder. Die Situation und prozentuale Gewichtung in der Arbeitsmuskulatur könnte und wird vermutlich von den per Spiroergometrie erhobenen Daten signifikant abweichen. Zur Klärung der Frage, in welchem Umfang eine solche Differenz zu erwarten wäre, müssten umfangreichere Studien mit Entnahme von Gewebeproben der Arbeitsmuskulatur durchgeführt werden, die in der Praxis jedoch mit erheblichen organisatorischen Problemen verbunden sind. Die fehlerhafte und durch die wiederholte Verbreitung in Standardwerken nach wie vor aufrecht erhaltene Annahme, ein anteilig gleicher Beitrag zur Gesamtenergie zwischen aeroben und anaeroben Prozesse läge erst im Bereich von 2 min Belastungsdauer vor, fußt wohl auf Studienergebnissen und Hochrechnungen aus den 1960er bzw. 1970er Jahren und ist, wie gezeigt wurde, zum jetzigen Stand kritisch zu sehen. Die aerobe Energiebereitstellung ist bereits früher von Relevanz, wenngleich sie wohl nicht primär leistungslimitierend in diesen

Belastungsbereichen Einfluss nimmt. Die neueren Ergebnisse sollten jedoch nicht etwa zu der Konsequenz führen, pauschal höhere Anteile der aeroben Energiebereitstellung bei kurzen Belastungsdauern anzunehmen, sondern sind vielmehr als Anlass zu sehen, durch weitere spezifische Untersuchungen die Energiebereitstellung während der Ausübung sportlicher Disziplinen zu konkretisieren. Über die bloße Belastungsdauer hinausgehende Einflussfaktoren, die bisher in der Studienlage weitgehend unberücksichtigt blieben, wie der Trainingszustand bzw. die Trainingsphase oder die Erfahrung mit der vorgegebenen Belastungsform, könnten dadurch ebenso besser identifiziert werden. Erste Anzeichen für den Einfluss weiterer Faktoren auf die Energiebereitstellung lassen sich beispielsweise im Bereich des Warm-up finden (O'Brien, Payne, Gastin & Burge, 1997), bedürfen jedoch dringend einer vertieften Ausarbeitung. Der Bedarf an solchen Untersuchungen festigt die Stellung spiroergometrischer Diagnostiken in der Sportwissenschaft und hebt deren Bedeutung für die trainingswissenschaftliche Praxis abermals hervor.

Innerhalb sportlicher Wettkämpfe ist indes nicht ständig von maximaler Ausbelastung auszugehen, welche den bisherigen Ausführungen aus Gründen der methodischen Operationalisierung zugrunde lag. Zweifelsfrei ist dies in Kurzstreckenrennen der Fall, bei längeren Belastungen können jedoch taktische Manöver kurzzeitige Reduktionen oder Erhöhungen der Leistung erforderlich machen, ebenso wie das Streckenprofil oder variable Umwelteinflüsse. Die Anteile der energietransferierenden Prozesse verschieben sich dementsprechend. *Abbildung 5* zeigt beispielhaft auf, wie die Verteilungen einer tatsächlichen Rennsituation bei einem Crosslauf über die Mitteldistanz von den prototypischen Vorgaben abweichen können. Zwar ist zweifelsfrei in Summe die aerobe Energiebereitstellung dominierend, der Anteil der anaeroben Prozesse kann für kurze Zeit jedoch sehr stark variieren. Die vorübergehend relativ hohen Anteile an anaeroben Energietransferprozessen sind durch Resynthese der in Anspruch genommenen Kapazitäten während der Belastung möglich. Dazu ist eine sehr ausgeprägte und rasch verlaufende Regenerationsfähigkeit während geringerer Belastungsphasen von Nöten, die sehr gute Ausdauerathleten auszeichnet (Eisenhut & Zintl, 2013).

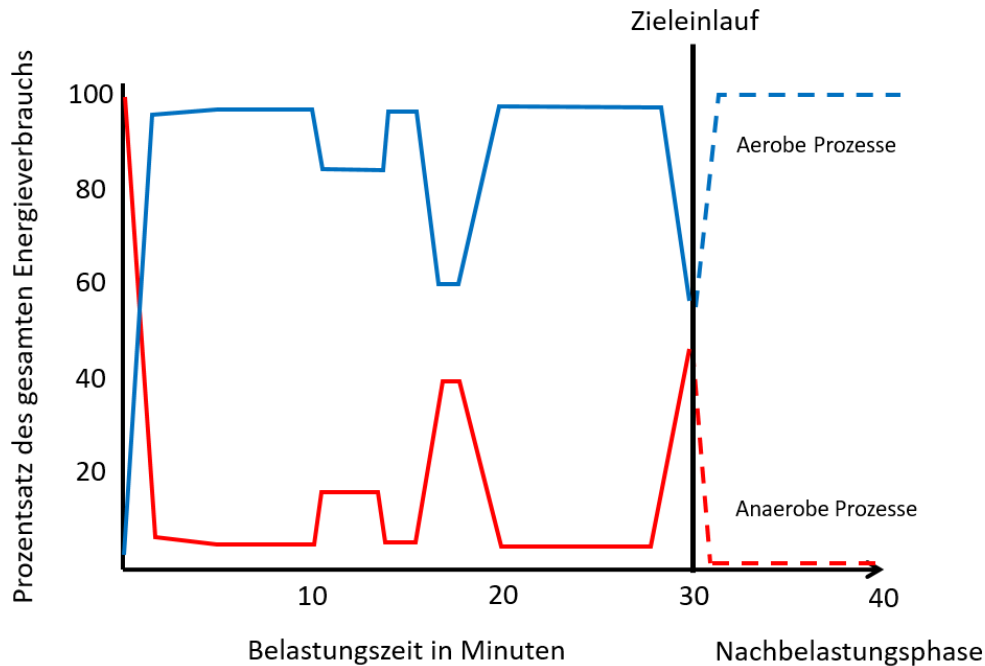


Abbildung 5. Schematisierte Darstellung der Gewichtung energiebereitstellender Prozesse im Verlauf eines Wettkampfs im Mittelstreckenbereich.

Beispiele für wechselnde Gewichtungen in der Energiebereitstellung lassen sich auch zahlreich in den Sportsportarten finden. Kurze, intensive Belastungen alternieren mit Phasen vollständiger oder unterbrochener Pausen. Über die gesamte Spieldauer hinweg ist die dominante Energiebereitstellung bei allen Sportsportarten zweifelsfrei aerob, Spitzenleistungen über den gesamten Spielverlauf können jedoch nur dann erzielt werden, wenn auch die anaeroben Prozesse stark ausgeprägt sind und das Wechselspiel zwischen anaeroben Resynthesewegen und aeroben Prozessen optimal funktioniert. Der Einfluss aerober Prozesse zur Aufrechterhaltung der Leistung bei wiederholten Sprintleistungen gilt als gut belegt (Dawson, Fitzsimons & Ward, 1993; López-Segovia, Pareja-Blanco, Jiménez-Reyes & González-Badillo, 2015; Turner & Stewart, 2013).

Aufgrund der großen Relevanz für die leistungsdiagnostische Praxis soll an dieser Stelle auch auf die anteilige Gewichtung der unterschiedlichen Energietransferprozesse während graduell ansteigender Belastungsuntersuchungen eingegangen werden, da diese in der Praxis am häufigsten in der Protokollgestaltung zum Einsatz kommen. *Abbildung 6* zeigt den simulierten Verlauf einer Belastungsuntersuchung auf dem Radergometer bis zu einem Leistungsabbruch bei ca. 350 Watt. Besonderer Schwerpunkt liegt dabei auf den Stoffkonzentrationen von ATP, KP und den Laktatwerten im Blut bzw. in der Arbeitsmuskulatur.

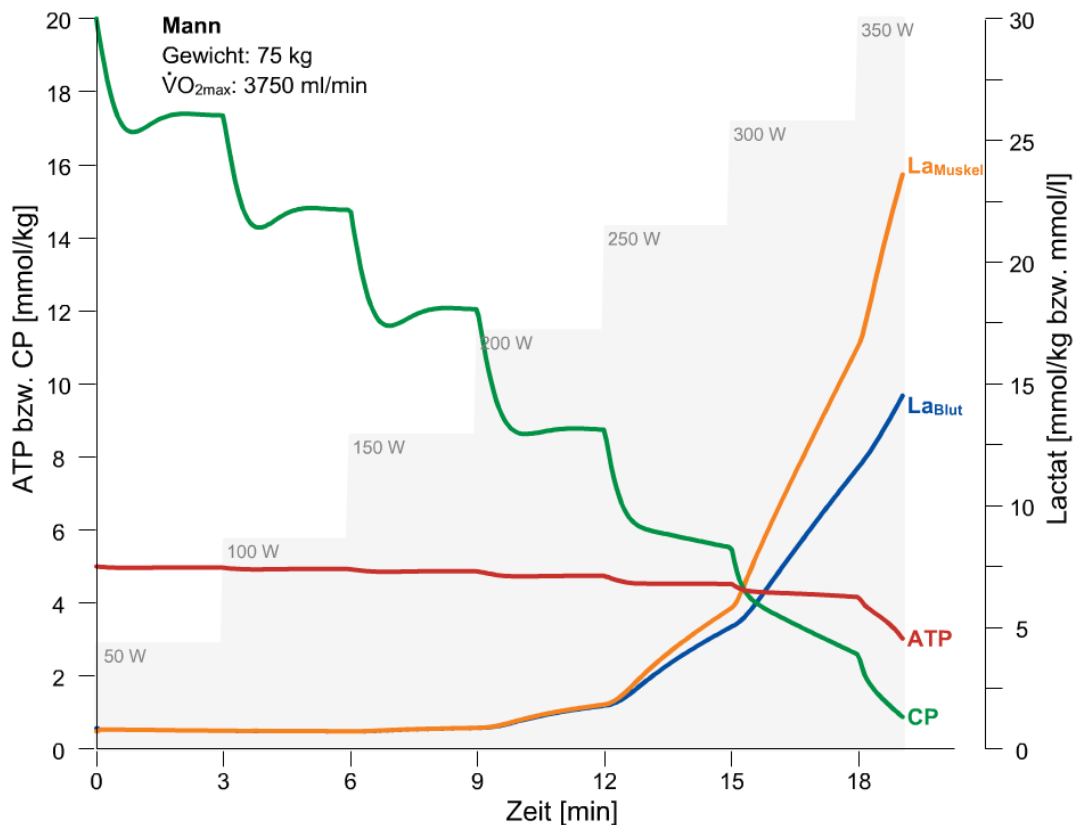


Abbildung 6. Simulation des Energiestoffwechsels bei stufenförmiger Belastung mit besonderer Berücksichtigung der spezifischen Stoffkonzentrationen von ATP, KP und Laktat. Quelle: http://vmrz0100.vm.ruhr-uni-bochum.de/spomedial/content/e866/e2442/e2591/e2592/e2689/index_ger.html (Zugriff am 01.03.2019).

Es wird offensichtlich, dass zu Beginn einer jeden Stufe die Konzentration von KP in der Muskulatur abnimmt, dann jedoch ein stabiles Niveau erreicht. Diese Stabilisierung erfolgt im Wesentlichen über die zeitlich leicht versetzt ansteigenden aeroben Stoffwechselprozesse. Deutlich zu erkennen ist auch der relativ plötzlich ansteigende Verlauf der Laktatkonzentrationen im Blut und in der Arbeitsmuskulatur, der auf ein Ungleichgewicht der Laktatproduktion und -elimination aufgrund gesteigerter Energieumsatzraten hindeutet. Quasi parallel dazu ist ein kontinuierlicher Abfall der KP-Konzentration identifizierbar, da die aeroben Stoffwechselprozesse nahe ihrer Funktionsobergrenze ablaufen, demnach keine Kapazitäten zur simultanen KP-Resynthese bereitstehen. Erst nach Belastungsabbruch ist diese wieder erkennbar. Ebenso anschaulich zeigt die Abbildung den annähernd konstanten Verlauf der ATP-Konzentration. Trotz der steigenden Anforderungen an die Energieflussraten sinkt der zur Kontraktion zur Verfügung stehende ATP-Besatz in der Muskulatur nicht ab, da die Resyntheseprozesse in gleichem Maße zunehmen, wie es die Belastung verlangt. Erst nahe dem Belastungsabbruch sinkt die ATP-Konzentration. Bereits eine Reduktion um ca. 30 % resultiert in einer Kontraktionsinsuffizienz (Heck & Schulz, 2002). Die genaue prozentuale Verteilung zwischen aeroben und anaeroben

Energietransferprozessen ist aus der Simulation nicht ersichtlich. Der starke Anstieg in den Laktatwerten lässt auf einen hohen Anteil anaerober Prozesse zumindest am Belastungsende schließen, wenn metabolische Schwellenwerte überschritten zu sein scheinen. Diese Annahme ist zumindest in der sportwissenschaftlichen Praxis weit verbreitet (Hopker, Jobson & Pandit, 2011). Erstaunlicherweise gibt es nur sehr wenige Studien, welche die spezifische Verteilung während Belastungsuntersuchungen direkt analysiert haben. Beispielhaft seien im Folgenden die Ergebnisse von Bertuzzi et al. (2013) vorgestellt. Zugrunde liegt ein männliches Probandenkollektiv, bestehend aus zehn gesunden Langstreckenläufern. Das zu absolvierende Belastungsprotokoll umfasste eine Stufendauer von 3 min mit einem Inkrement von $1.2 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ bei 10 s Pause nach jeder absolvierten Stufe. *Abbildung 7* zeigt anschaulich, dass über den gesamten Leistungsverlauf hinweg, unabhängig von identifizierten und passierten metabolischen Schwellenwerten, die aerobe Energiebereitstellung deutlich dominierte. Selbst bei Ausbelastung nahm der Anteil der anaeroben Energiebereitstellung nicht mehr als 20 % ein, auch wenn eine graduell ansteigende Tendenz nach dem Passieren der metabolischen Schwellenwerte zu erkennen ist.

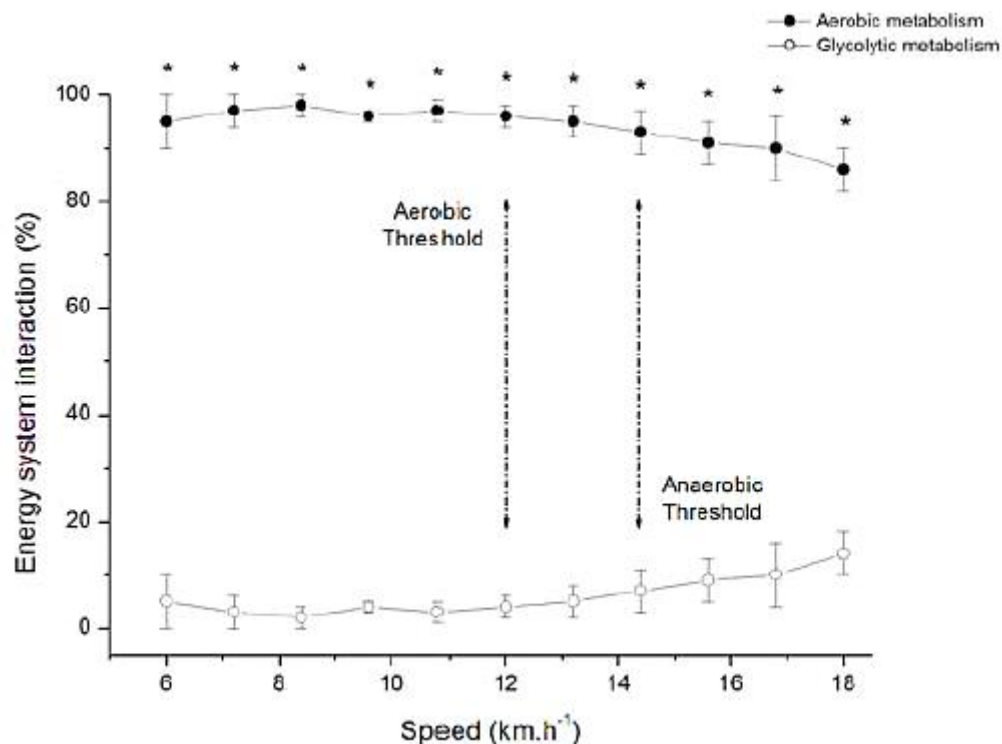


Abbildung 7. Prozentuale Anteile der Energiebereitstellung während eines graduell ansteigenden Belastungsprotokolls. Die ATP-Resynthese durch Phosphagen blieb während der Studie unberücksichtigt. Aus: Bertuzzi, Nascimento, Urso, Damasceno & Lima-Silva, 2013, S. 457.

Die Ergebnisse der Studie decken sich mit weiteren Befunden, welche darauf hindeuten, dass eine dominierend anaerobe Energiebereitstellung erst bei Intensitäten deutlich oberhalb der maximalen aeroben Funktionsgrenze identifizierbar ist (Damasceno, Pasqua, Lima-Silva & Bertuzzi, 2015). So

konnten Anteile am Gesamtenergieumsatz von 35 % bzw. 27 % erst dann ermittelt werden, wenn die Intensitäten bei 133 % respektive 127 % der Intensität bei maximaler Sauerstoffaufnahme lagen (Mezzani et al., 2008). Andere Autoren kommen bei gleicher Methodik aber unterschiedlichem Probandenkollektiv⁵ mit Werten von 71 %, 57 %, 44 % und 16 % bei Belastungsintensitäten von 200 %, 150 %, 113 % und 103 % der maximalen Sauerstoffaufnahme zu vergleichbaren Ergebnissen (Spencer & Gatin, 2001).

Zusammenfassend lässt sich zur Energiebereitstellung bei sportlichen Betätigungen festhalten, dass der Verlauf einer prozentualen Gewichtung zwar für durchgehend maximale Intensitäten prototypisch darstellbar ist, in der Praxis vieler Sportarten jedoch die tatsächliche Verteilung im Belastungsverlauf auch von Eigenheiten der Sportarten, externen Faktoren und taktisch-strategischen Ausrichtungen abhängt. Die Leistung vieler sportlicher Disziplinen wird zumindest anteilig von aeroben Energietransferprozessen bestimmt, sei es zur Regeneration, zum Abbau von Laktat oder unmittelbar zur Resynthese von ATP. Die Analyse der Gewichtung von energietransferierenden Prozessen während graduell ansteigender spiroergometrischer Untersuchungen ergibt eine klare Dominanz aerober Prozesse, die damit bei Spiroergometrien zweifelsfrei im Zentrum der Analyse stehen. Aus diesen beiden Schlussfolgerungen lässt sich die hohe Relevanz der Atemgasanalyse für die sportliche Praxis ableiten.

⁵ Mezzani et al. (2008) führten ihre Untersuchung an Herzpatienten mit linksventrikulärer Dysfunktion durch, Spencer und Gatin (2001) erhoben die Daten bei sehr gut trainierten Athleten.

3 Spiroergometrie in der Leistungsdiagnostik

3.1 Geschichte der Spiroergometrie als leistungsdiagnostisches Testverfahren

Die leistungsdiagnostische Zielstellung der Spiroergometrie lässt sich als qualitative und quantitative Erhebung der individuellen physiologischen Anpassungserscheinungen des Organismus auf körperliche Belastungen definierter Intensitäten zusammenfassen. Dabei wird besonders anhand des Zusammenspiels des kardiopulmonalen Systems mit den Stoffwechselforgängen der Muskulatur die körperliche Leistungsfähigkeit beurteilt (vgl. 2.1). Inhaltlich setzt sich das spiroergometrische Testverfahren aus zwei kombiniert ablaufenden Teilkomponenten zusammen, der Ergometrie und der Spirometrie. Die Ergometrie stellt ein Verfahren dar, mit welchem externe Belastungsintensitäten exakt dosierbar und mit hoher Präzision reproduzierbar sind, um körperliche Arbeit standardisiert zu erfassen. Die Spirometrie dient der kontinuierlichen Erfassung des respiratorischen Gasaustauschs und ventilatorischer Parameter. Durch die Kombination der beiden Verfahren in spiroergometrischen Diagnostiken können demnach Anpassungsreaktionen des kardiopulmonalen Systems und der Energiebereitstellung im Gesamtorganismus unter exakt dosierbaren physischen Belastungen erfasst und ausgewertet werden. Aus historischer Sichtweise fand die Entwicklung der beiden Verfahren zwar in weiten Teilen parallel statt, jedoch keineswegs in der engen Kopplung, die in der heutigen Praxis üblich ist. Ergometrie und Spirometrie trafen anfangs eher sporadisch aufeinander, bevor die Komponenten zu Beginn des 20. Jahrhunderts zu einem standardisierten Verfahren zusammengefasst wurden (Hollmann & Strüder, 2009). Nichtsdestotrotz können sie weiterhin auch in isolierter Form Bestandteil diagnostischer Untersuchungen sein.

Die ersten dokumentierten Versuche der Aufzeichnung des menschlichen Gasaustauschs während definierter körperlicher Belastung stammen bereits aus dem 18. Jahrhundert. Der Naturwissenschaftler Antoine Lavoisier und der Arzt Amand Seguin versuchten mittels Ableitung der Atemgase per Gesichtsmaske und anschließender chemischer Analyse der Gasproben, die Gaskonzentrationen bei dosiertem Gewichtheben per Fußpedal zu ermitteln (vgl. *Abbildung 8*). Diese Untersuchung legte in der historischen Rückschau die Grundlage für die medizinische Analyse des Zusammenhangs zwischen Sauerstoffaufnahme und körperlicher Belastung (Karamanou & Androutsos, 2013).

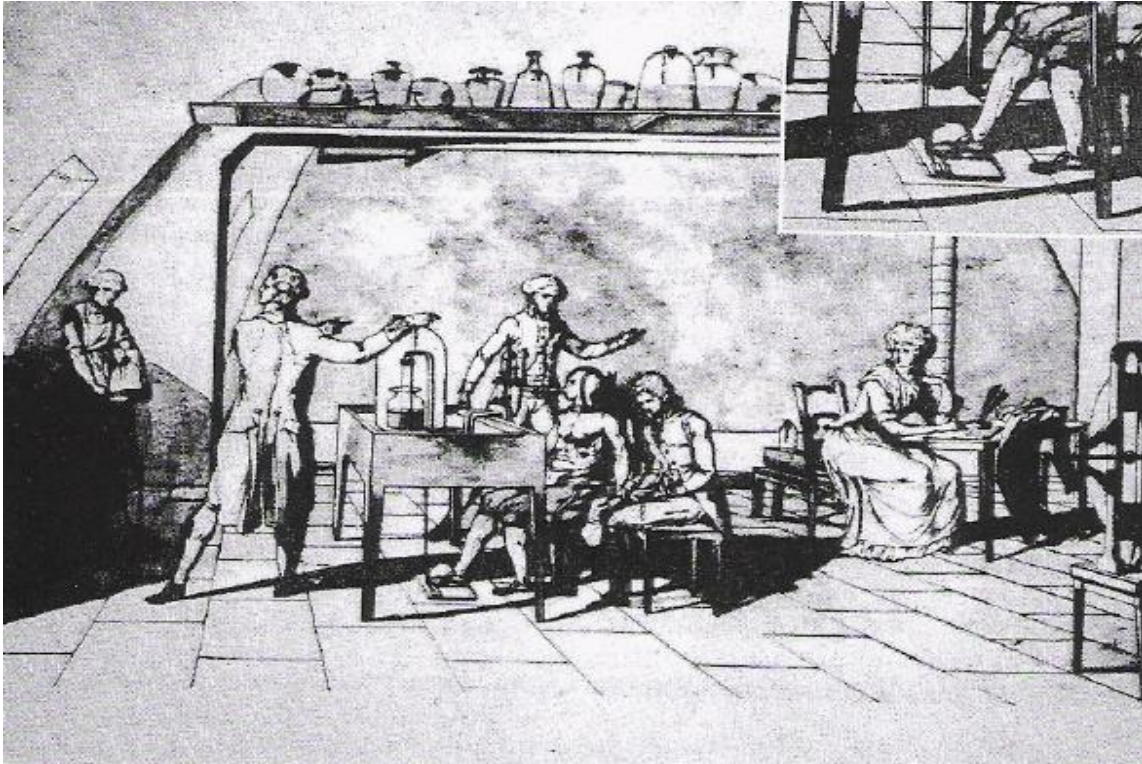


Abbildung 8. Bearbeitete Darstellung des Arbeitsversuchs von Lavoisier und Seguin.

Quelle: <https://www.alamy.com/stock-photo-antoine-laurent-lavoisier-18th-century-french-chemist-investigating-8384112.html> (Zugriff am 02.08.2018).

Weitere technische Entwicklungen stammten in der ersten Hälfte des 19. Jahrhunderts vor allem aus England. 1859 entwickelte Edward Smith ein tragbares Messgerät (Hollmann & Prinz, 1991), es markierte den Beginn instrumental gestützter Feldversuche in der Spiroergometrie, wenngleich die Qualität der damaligen Messungen in den Bereichen Präzision und Reproduzierbarkeit sicherlich nicht den heutigen Gütekriterien entsprach. Bereits 1813 untersuchte William Prout erstmals das Gasstoffwechselverhalten bei Fußmärschen, jedoch noch ohne die dafür optimierten Gerätschaften (Hollmann & Prinz, 1991). Das frühe Interesse an der körperlichen Reaktion auf Belastungen und die bereits damals vorherrschende Annahme, selbige auf Basis der Atemgase erfassen zu können, zeigt eindrucksvoll, wie weit die Ursprünge der sportwissenschaftlichen Leistungsdiagnostik zurückreichen.

Als weiteren Durchbruch und nächsten Entwicklungsschritt der Atemgasanalytik kann der vom schottischen Arzt Gordon Douglas entwickelte und nach ihm benannte Gas-Sack gesehen werden, in dem Expirationsluft gesammelt und zeitversetzt auf ihre Zusammensetzung hin untersucht werden konnte (Douglas, 1911). Im Wesentlichen bereitete Douglas mit seiner Erfindung die Grundlage für die bis in die 1990er Jahre dominierende Mischkammertechnik, obwohl in diesem Kontext auch die Arbeit von Jean Tissot aus dem Jahr 1904 als wegweisend betrachtet wird (Macfarlane, 2017; Spriggs, 1978; Tissot, 1904). Der portable *Douglas-Bag* erleichterte es auch, Atemgasanalysen unter variablen körperlichen Belastungen durchzuführen, da keine stationäre Apparatur mehr zur Erfassung nötig war. So

konnten sich Untersuchungen zu Reaktionen des pulmonalen Systems unter körperlicher Last, welche auch durch die portable Apparatur von Nathan Zuntz aus dem Jahr 1906 mit ermöglicht wurden (Gunga, 2009; Spriggs, 1978), weiter verbessern. Definierte, dosierbare Belastungen waren jedoch noch nicht möglich. Die Douglas-Bag Methode findet bis heute Verwendung in der Diagnostik (vgl. *Abbildung 9*), obschon ihr Einsatz durch die Entwicklung modernerer Verfahren stark zurückgegangen ist (Macfarlane, 2017). Zur Anwendung kommt die Douglas-Bag Methode heute besonders im Zuge der Validierung neuer Messverfahren und Apparaturen. In diesem Kontext hat sie gewissermaßen den Status eines „Goldstandards“ erlangt (Beijst, Schep, van Breda, Wijn & van Pul, 2013), obwohl bereits vor vielen Jahren und auch in der aktuellen Forschung Kritik an der Reliabilität des Douglas-Bag Verfahrens formuliert wurde (Shephard, 1955; Shephard, 2012).



Abbildung 9. Links: Douglas-Bag im Einsatz bei einer Felddiagnostik um 1920. Quelle: <https://www.pftforum.com/history/gallery/the-douglas-bag/> (Zugriff am 02.08.2018). Rechts: moderne Douglas-Bag Apparatur im klinischen Einsatz. Quelle: <http://cfritze.com/products> (Zugriff am 03.08.2018).

Aufbauend auf die Methodik von Douglas entwickelte Linhard Krogh 1913 eine Apparatur, die es ermöglichte, bereits während der Messung Gasproben in relativ geringen Abständen zu analysieren, was zum damaligen Zeitpunkt als fundamentale Innovation zu sehen war. Die simultane Auswertung der Atemgasproben ist heute für die Auswertung und Belastungssteuerung von wesentlicher Bedeutung. 1924 entwickelte der deutsche Mediziner Hugo Knipping den teilmotorisierten *Knippingschen Stoffwechselapparat* (Knipping, 1924), den zu diesem Zeitpunkt exaktesten Analysator für Gasstoffwechseluntersuchungen in Körperruhe. Durch die parallel zum dargestellten Ausbau der Atemgasanalysatoren ablaufende Weiterentwicklung von Ergometern (Laufbänder, Armkurbelgeräte, Radergometer), war es nur folgerichtig, dass im Jahr 1929 Atemgasanalysen auf dosierbaren Ergometern durchgeführt wurden. Abermals Knipping und sein Kollege Ludolph Brauer ermöglichten es der medizinischen Klinik in Deutschland damit erstmals, eine dosierbare und reproduzierbare Arbeit

durchführen zu lassen, welche simultan mit einer kontinuierlichen Erfassung der Atemgase gekoppelt werden konnte (Hollmann & Strüder, 2009; Knipping, 1929). In der historischen Rückschau wird diese Verbindung als Geburtsstunde der modernen Leistungsdiagnostik gesehen (Hollmann, 2006), wenngleich begründet durch die bis dahin noch unzureichende Technik der eigentliche Durchbruch als Verfahren erst in den 1950er Jahren gelang.

Vorangetrieben wurde die Etablierung in Deutschland durch die Kölner Arbeitsgruppe um Bolt, Valentin und Venrath. Die große Bedeutung spiroergometrischer Untersuchungen für die Sportwissenschaft lässt sich dadurch belegen, dass bereits in diesem frühen Stadium der Entwicklung das damals leistungsfähigste Messinstrument der Firma Dragatz in der Sporthochschule Köln aufgestellt wurde (Hollmann & Strüder, 2009). Weitere technische Entwicklungen ermöglichten es bereits Mitte der 1950er Jahre, Sauerstoffaufnahmen von bis zu $6000 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1}$ mit zufriedenstellender Präzision zu erfassen. Dadurch konnte die Spiroergometrie als Untersuchungsverfahren zur körperlichen Leistungsfähigkeit erstmals auch Einzug in den Spitzensport halten, da zuvor keine hinreichend ausgestatteten Analysatoren für den hohen Leistungsbereich bereitstanden. Mit der weiteren Entwicklung der Testverfahren und der technischen Optimierung der Gerätschaften gelang es seitdem, die Spiroergometrie als leistungsdiagnostisches Testverfahren in der Sportwissenschaft zu etablieren. Heute stehen den Untersuchern Analysatoren zur Verfügung, die zur Auswertung der Gasproben nur Sekundenbruchteile benötigen, sodass simultan zur Belastung atemzugbasierte Datensätze bereitstehen. Mitentscheidend für die Weiterentwicklung auf technischer Ebene war die Arbeitsgruppe um Karlman Wasserman und William Beaver an der Universität Stanford. Dieser fruchtbaren Zusammenarbeit zwischen dem Leistungsphysiologen Wasserman und dem Physiker Beaver entstammt auch die Grundlage für die heute als Standard geltende *Breath-by-Breath* Technologie (Beaver, Wasserman & Whipp, 1973), ohne die eine simultane, atemzuggenaue Auswertung der Atemgase während Belastungen nicht möglich wäre. Trotz der Tatsache, dass die technische Grundlage atemzugbasierter Auswertungen für stationäre Systeme bereits in den 1970er Jahren gelegt wurde, dauerte es bis in die späten 1990er Jahre, bis die Messinstrumente auch bei kommerziellen portablen Systemen ausreichend genaue Datensätze in diesem Verfahren liefern konnten (Macfarlane, 2017). Heute entsprechen die technischen Standards und Anwendungsmöglichkeiten der tragbaren Systeme denen stationärer Apparaturen (Guidetti et al., 2018; Macfarlane, 2017; Meyer, Davison & Kindermann, 2005; Overstreet, Bassett, Crouter, Rider & Parr, 2017), was die Einsatzmöglichkeiten für die Sportwissenschaft maßgeblich erweitert und viele Forschungsfelder für zukünftige Untersuchungen eröffnet. Im Folgenden werden, anknüpfend an die bisher dargestellte historische Übersicht der Spiroergometrie, die aktuellsten Technologien und Verfahren zur Datenerhebung erläutert.

3.2 Technisch-methodische Grundlagen spiroergometrischer Untersuchungen

3.2.1 Untersuchungsparameter

Die Spiroergometrie hat sich seit der Einführung der Technik sowohl in der Sportwissenschaft (Scharhag-Rosenberg, 2010) als auch in der Medizin (Albouaini, Egred, Alahmar & Wright, 2007) als leistungsdiagnostisches Standardverfahren etabliert. Dabei ist die Fülle der erhobenen Parameter und Messpunkte mit den technischen und sportmedizinischen Entwicklungen der letzten Jahre zunehmend ausdifferenziert worden. Die Datensätze spiroergometrischer Diagnostiken lassen sich in originäre und abgeleitete Größen unterteilen. Während der Untersuchung werden auf Seiten der Spirometrie originär die ventilatorischen Parameter Atemzugvolumen (V_T) und Atemfrequenz (AF) sowie die inspiratorischen und expiratorischen Gaskonzentrationen von Kohlenstoffdioxid ($F_{I\text{CO}_2}$, $F_{E\text{CO}_2}$) und Sauerstoff ($F_{I\text{O}_2}$, $F_{E\text{O}_2}$) gemessen (Herdy et al., 2016). Bei der Verwendung von elektronischen Ergometern zur Belastungssteuerung ist es üblich, die jeweils erbrachte Leistung über den gesamten Zeitverlauf hinweg zu dokumentieren. Am häufigsten geschieht diese Angabe in Watt oder anhand der Geschwindigkeit. Zusätzlich zu den während der Messung erhobenen Werten gilt es als Standard, in der Vorbereitung anthropometrische Basisparameter wie Größe und Gewicht zu erfassen. Alle weiteren zur Analyse notwendigen Parameter, die je nach System und zugrunde liegendem Untersuchungszweck variieren können, lassen sich von diesen genuin gemessenen Datensätzen durch empirisch belegte Wechselwirkungen ableiten. So errechnet sich die Sauerstoffaufnahme pro Zeiteinheit ($V'O_2$) aus der Differenz von inspiriertem Sauerstoff und expiriertem Sauerstoff wie folgt:

$$V'O_2 = \frac{[(V_I \cdot F_{I\text{O}_2}) - (V_E \cdot F_{E\text{O}_2})]}{t \text{ (min)}}$$

Dabei stehen V_I und V_E für die ein- bzw. ausgeatmeten Atemvolumina und t determiniert den zugrunde liegenden Messzeitraum, der für gewöhnlich eine Minute umfasst. V_I wird dabei nicht immer direkt gemessen, sondern unter Verwendung der *Haldane Transformation* berechnet (Casaburi, Marciniuk, Beck & Zeballos, 2003). Diese Transformation beruht auf der Annahme einer konstanten Konzentration für Stickstoff in der Inspiration ($F_{I\text{N}_2}$) und Expiration ($F_{E\text{N}_2}$) während der Atmung.

Da die inspiratorischen und expiratorischen Gaskonzentrationen für Stickstoff theoretisch analog zum Sauerstoff zu bestimmen sind, folgt daraus:

$$V_I \cdot F_{I\text{N}_2} = V_E \cdot F_{E\text{N}_2}$$

$$V_I = \frac{(V_E \cdot F_{E\text{N}_2})}{F_{I\text{N}_2}}$$

Unter Zuhilfenahme der bekannten Gaskonzentration für Stickstoff in der Umgebungsluft und der möglichen Determination von $F_{E}N_2$ aus den erhobenen Werten für die expiratorischen Gaskonzentrationen von Sauerstoff und Kohlenstoffdioxid lässt sich nun V_I ableiten:

$$V_I = \frac{[V_E \cdot (1 - F_E O_2 - F_I CO_2)]}{0.78 \%}$$

Auch die inspiratorische Gaskonzentration für Kohlenstoffdioxid wird häufig nicht direkt gemessen, sondern den Normwerten der Umgebungsluft entnommen (Casaburi et al., 2003).

Die Kohlenstoffdioxidabgabe pro Zeiteinheit ($V'CO_2$) ist in der Berechnung etwas weniger umfänglich als die der Sauerstoffaufnahme, da die CO_2 -Konzentration in der Umgebungsluft bei einem normalen Anteil von unter 1 % in der Formel zu negligieren ist:

$$V'CO_2 = \frac{(V_E \cdot F_E CO_2)}{t \text{ (min)}}$$

Tabelle 1 zeigt eine Übersicht über weitere relevante leistungsphysiologische Parameter spiroergometrischer Untersuchungen und stellt bei abgeleiteten Größen die bestimmenden Faktoren vor.

Tabelle 1. Übersicht leistungsphysiologischer Parameter der Spiroergometrie unter Berücksichtigung der zugrunde liegenden Determinanten

Parameter	Beschreibung	Determinanten
Atemfrequenz (AF)	Anzahl der Atemzüge pro Zeiteinheit (Minute)	Originär gemessen
Atemzugvolumen (VT)	Luftvolumen pro Atemzug	Originär gemessen
Atemminutenvolumen ($V'E$)	Atemvolumen pro Zeiteinheit (Minute)	AF, VT
Sauerstoffaufnahme ($V'O_2$)	Volumen an Sauerstoff, welches pro Zeiteinheit (Minute) aufgenommen wird	$V'E$, F_{iO_2} , F_{eO_2}
Relative Sauerstoffaufnahme ($relV'O_2$)	Volumen an Sauerstoff, welches pro Zeiteinheit (Minute) in Relation zum Körpergewicht (in kg) aufgenommen wird	$V'E$, F_{iO_2} , F_{eO_2} , Körpergewicht
Kohlendioxidabgabe ($V'CO_2$)	Volumen an Kohlendioxid, welches pro Zeiteinheit (Minute) abgegeben wird	$V'E$, F_{iO_2} , F_{eO_2}
Respiratory Exchange Ratio (RER)	Spirometrisch bestimmtes Verhältnis von Kohlendioxidabgabe zu Sauerstoffaufnahme	$V'CO_2$, $V'O_2$
Sauerstoff Atemäquivalent ($V'E / V'O_2$)	Benötigtes Volumen in Litern, um einen Liter O_2 aufzunehmen	$V'E$, $V'O_2$
Kohlendioxid Atemäquivalent ($V'E / V'CO_2$)	Benötigtes Volumen in Litern, um einen Liter CO_2 abzugeben	$V'E$, $V'CO_2$

Neben diesen Parametern können auch Werte bei der Spiroergometrie bestimmt werden, die zum Teil auf ergänzend durchgeführten Untersuchungen fußen. Es entspricht dem gängigen Standard in der leistungsdiagnostischen Praxis, parallel zur Dokumentation der Atemgase und Atemvolumina die Herzfrequenz (HF) und die Laktatkinetik aufzuzeichnen. Die Herzfrequenzerfassung erfolgt kontinuierlich, Laktatwerte hingegen werden punktuell erfasst. Beispiele für Testgrößen, die aufgrund der zusätzlichen Erhebung von weiteren physiologischen Parametern bestimmbar werden, sind die maximale Herzfrequenz (HFmax), die Herzfrequenzreserve (HRR) und der Sauerstoffpuls ($V'O_2 \cdot HR^{-1}$). Letzterer schätzt das Volumen an Sauerstoff ab, das pro Herzschlag ausgeworfen wird. Die HRR wird aus einer errechneten HFmax und der tatsächlichen im Test gemessenen HFmax bestimmt. Sie dient als Kenngröße der kardialen Ausbelastung im Test. Der errechneten HFmax können unterschiedliche Formeln

und Algorithmen mit wechselnden Faktoren zugrunde liegen. Allen gemein ist die Integration des Lebensalters zur besseren Individualisierung des Algorithmus. Einige in der Praxis gebräuchliche Formeln zur Berechnung der HFmax finden sich im Anhang (vgl. *Tabelle C 1*, S. 329)

Ein weiterer Testparameter, welchem bei spiroergometrischen Untersuchungen besonders in der klinischen Beurteilung große Bedeutung zukommt, ist die Atemreserve (BR). Sie ist als Differenz zwischen approximiertem Atemgrenzwert pro Minute (MVV) und der tatsächlichen maximalen Ventilation definiert. Die korrekte Bestimmung der Atemreserve kann alleine durch die Erfassung der Ventilation unter Last nicht bewerkstelligt werden, da die wichtige Bezugsgröße MVV dann ausschließlich anhand von standardisierten Referenzgrößen durch rechnerische Anpassung an den Probanden zu ermitteln wäre. Zur korrekten Bestimmung des MVV ist vorab deshalb ein sog. FEV₁-Manöver, auch als Atemstoßtest oder Tiffeneau-Test bezeichnet, durchzuführen. Aus dem hierbei ermittelten forcierten expiratorischen Volumen (F_EV) kann durch eine einfache Formel das individuelle MVV und somit die Atemreserve abgeschätzt werden:

$$BR = (FV_E \cdot 35) - (V'E)$$

Der freie Faktor in der Formel (im angegebenen Beispiel 35) kann variieren (mitunter bis 41) und in den meisten Systemen vom Benutzer bedarfsgerecht angepasst werden.

Eine weitere Möglichkeit das MVV zur Bestimmung der BR verlässlich zu ermitteln, ist die MVV-Messung über einen Zeitraum von 12 s. Der erhobene Wert wird dann mit dem Faktor 5 multipliziert und somit auf eine Minute hochgerechnet:

$$BR = (MVV_{12\text{ sek}} \cdot 5) - (V'E)$$

Die BR gilt als Maß der atemmechanischen Ausbelastung bei maximaler symptomlimitierter Ausbelastung und beträgt im Normalfall ca. 20 - 30 % verbleibende BR (Kroidl, 2015).

Zusätzlich zu den bereits erläuterten Untersuchungsparametern werden bei Spiroergometrien in der Sportmedizin besonders bei Sporttauglichkeitsuntersuchungen häufig auch EKG-Ableitungen, Blutdruckmessungen und Blutgasanalysen durchgeführt, da sich basierend auf diesen Zusatzdaten wichtige Rückschlüsse über physiologische Funktionsabläufe im Organismus unter Belastung ziehen lassen (da Silva et al., 2015). Im Rahmen der vorliegenden Arbeit sind auf kardialer Seite jedoch Herzfrequenzwerte zur Beurteilung ausreichend. Auf Informationen aus weiteren Zusatzuntersuchungen wird deshalb nicht vertiefter eingegangen.

3.2.2 Messtechnik

3.2.2.1 Sensorik

Wie aus den vorhergehenden Ausführungen ersichtlich ist, werden während einer Spiroergometrie nur einige ausgewählte Parameter direkt gemessen, aus denen sich allerdings eine große Zahl an relevanten Datensätzen ableiten lässt. Die konkrete Messtechnik, die der Datenaufnahme in modernen Apparaturen zugrunde liegt, wird im Folgenden dargestellt.

Zur Messung der Ventilation bzw. des Flusses sind Systeme bestehend aus einer Turbine oder Differenzdrucksensoren in der Praxis gebräuchlich (Kroidl, 2015). Die Messfühler des Turbinensystems befinden sich in einem Gehäuse, welches unmittelbar auf die Maske des Probanden aufgesteckt wird. Die Masken umschließen Mund und Nase, für die korrekte Bestimmung der Ventilation ist es daher unerheblich, ob der Proband die Nasen- oder Mundatmung bevorzugt (Macfarlane, 2001). Innerhalb des Gehäuses befindet sich ein Flügelrad, welches durch den Luftstrom, der zuvor spezielle Lamellen passiert, angetrieben wird. Bewegungen des Flügelrades erfasst ein Lichtschrankensystem im Gehäuse. Die Drehzahl des Flügelrades ist proportional zum Volumen, die Drehrichtung erlaubt eine Differenzierung zwischen Inspiration und Expiration, dadurch wird auch die Bestimmung der Atemfrequenz möglich. Durch die Kombination der Messwerte Atemfrequenz und Atemzugvolumen lässt sich das Atemvolumen berechnen und gegen die Zeit auftragen, um den Fluss pro Zeiteinheit zu bestimmen. Die Messung mittels Turbine ist über einen weiten Messbereich hinweg sehr präzise, jedoch anfällig für mechanische Störungen des Flügelrades (Kroidl, 2015). Mögliche Einflussfaktoren sind Beschädigungen des Flügelrades oder der Radaufhängung, Fremdkörper im Gehäuse sowie Verunreinigungen der Lichtschranken durch unsachgemäße Reinigung. Bei frühen Modellen konnte die Masse des Flügelrades zu einer zeitlich verzögerten Darstellung der Flusssignale führen, mit der Konsequenz verzerrter Messdaten (Cooper, Harris & Howard, 1990). Moderne Systeme tragen dieser potenziellen Fehlerquelle durch ausdifferenzierte Kalibrationen Rechnung, sodass dieser Aspekt bei sachgemäßem Umgang und unbeschädigten Turbinen zu vernachlässigen ist (Casaburi et al., 2003).

Differenzdrucksensoren werden ebenfalls mit ihrem Gehäuse direkt an die dicht abschließende Maske des Probanden angeschlossen. Die Atemluft wird dabei durch ein Röhrchen geleitet, welches einen definierten Widerstand entgegensezt. Dieser kann durch verschiedene Bauteile, beispielsweise Lamellen oder Blenden, erzeugt werden. An zwei Messpunkten, jeweils vor und nach dem künstlichen Widerstand, wird der Druck in der Röhre bestimmt. Die so gemessenen Druckdifferenzen sind proportional zum Luftfluss und ermöglichen demnach eine Ableitung der Atemvolumina (Porszasz, Barstow

& Wasserman, 1994). Auch die Differenzdrucksensoren liefern über einen großen Bereich der Flussraten hinweg stabile Werte (Kroidl, 2015). Messfehler sind bei sehr hohen Durchflussraten und engen Durchmessern zu erwarten, da es zu turbulenten Flüssen kommen kann, welche ihrerseits den definierten Widerstand im Messröhrchen verändern (Macfarlane, 2001).

Zum Messen der expiratorischen Atemgaskonzentrationen von O₂ und CO₂, welche für die Berechnung der Sauerstoffaufnahme und Kohlendioxidabgabe unerlässlich sind, werden Gasproben von den Masken der Probanden über einen speziellen Schlauch, eine sogenannte *Sampling-Line*, abgesaugt und direkt bzw. zeitlich verzögert zu stoffspezifischen Analysatoren geleitet. Diese durch Vakuumpumpen abgesaugte Expirationsluft, auch Körperluft genannt, ist wasserdampfgesättigt und entspricht mit ca. 37 °C der Körpertemperatur (Kroidl, 2015). Wasserdampf nimmt in Relation zur Temperatur einen Teil des Gesamtdruckes ein und reduziert dadurch die Partialdrücke der übrigen Gase im Gemisch. Damit den Analysatoren Gaskonzentrationen mit möglichst einheitlichen Bedingungen zugeführt werden, entzieht das spezielle Polymer der Sampling-Line durch seine hygroskopische Eigenschaft Feuchtigkeit und gleicht überdies die Temperatur der Umgebungsluft an. Die Länge und genaue Beschaffenheit der Sampling-Line variiert dabei zwischen den einzelnen Herstellern. Den Analysatoren wird damit ein Gemisch zugeführt, welches in Bezug auf Wasserdampfsättigung und Temperatur den Bedingungen der Inspirationsluft entspricht. Fehlfunktionen der Sampling-Line können das Messergebnis stark verändern (Beaver, 1973), es ist daher darauf zu achten, dass der Schlauch bei Untersuchungen frei von Kondensaten oder zusätzlicher Feuchtigkeit, wie beispielsweise Speichel, ist (Cosmed, 2015). Die speziellen Eigenschaften des Polymerschlauches unterliegen Alterungsprozessen, weshalb sie nur eine begrenzte Funktionsdauer haben, die vom Alter sowie den tatsächlichen Einsatzstunden abhängt und zwischen 100 Tests bzw. sechs Monaten Betrieb (Cosmed, 2015) und einem Jahr Betrieb (Kroidl, 2015) liegt.

Die Messung der Kohlenstoffdioxidkonzentration in der abgesaugten Gasprobe fußt in den meisten Geräten auf dem Prinzip der Infrarotabsorption (Casaburi et al., 2003; Hollmann, 2006; Kroidl, 2015). Dies basiert auf der Tatsache, dass CO₂ Licht mit einer bestimmten Wellenlänge absorbiert. Das Ausmaß der Absorption lässt durch den zuvor programmierten Abgleich mit Referenzgaskonzentrationen demnach Rückschlüsse auf die Kohlenstoffdioxidkonzentration in der untersuchten Gasprobe zu (Wasserman, 2005). Die Infrarotmessung hat sich in der Praxis besonders wegen ihrer Langlebigkeit und geringen Störungsanfälligkeit gegenüber äußeren Einflüssen wie Vibrationen oder Erschütterungen etabliert. Nicht zuletzt sind auch die kurze Ansprechzeit der Sensorik (< 100 ms) und der Preis der Apparatur ausschlaggebend für den bevorzugten Einsatz gegenüber der einstmals gebräuchlichen Massenspektrometrie (Kroidl, 2015), die jedoch immer noch als „Goldstandard“ zur Konzentrationsdetermination gilt (Casaburi et al., 2003).

Auch zur O₂-Analyse existieren mehrere Systeme. Massenspektrometrie, paramagnetische Analysatoren, elektrochemische Analysatoren und Laserdioden seien beispielhaft genannt. Aktuelle Gerätschaften verwenden heute bevorzugt die elektrochemischen Analysatoren, abermals gilt jedoch die Massenspektrometrie als „Goldstandard“ (Casaburi et al., 2003). Elektrochemische Analysatoren messen die Sauerstoffkonzentration anhand von Strom, der durch chemische Prozesse der Sauerstoffmoleküle in galvanischen Zellen erzeugt wird. Die Ansprechzeit ist schnell (< 90 ms) und die Messwerte zeigen eine hohe Genauigkeit. Problematisch hingegen ist der Verschleiß. Die Messzellen haben eine Haltbarkeit von maximal drei Jahren und können gegen Ende der Laufzeit zunehmend Messungenauigkeiten in Form falsch-niedriger Sauerstoffaufnahmewerte aufweisen (Kroidl, 2015), weshalb eine Plausibilitätsprüfung bei Systemen mit diesen galvanischen Zellen obligatorisch ist. Magnetische Sensoren nutzen die paramagnetische Eigenschaft der Sauerstoffmoleküle, um anhand der messbaren Veränderung eines zuvor standardisierten Magnetfeldes auf die Sauerstoffkonzentration zu schließen (Wasserman, 2005). Die Methode ist unter anderem aus Kostengründen in neuen Geräten nicht mehr Standard (Kroidl, 2015).

Zur Erhebung der Atemgaskonzentrationen können unter Verwendung der zuvor erläuterten Sensoren heute zwei unterschiedliche Verfahren zur Anwendung kommen, die im Rahmen der historischen Entwicklung bereits verkürzt angesprochen wurden.

3.2.2.2 Mischkammerverfahren

Die historisch gesehen ältere Methode zur Bestimmung der Gaskonzentration ist das Mischkammerverfahren. Die expiratorischen Gasproben mehrerer Atemzüge werden vor der Sensorpassage und Analyse zunächst in einer Mischkammer zwischengespeichert. Per Vakuumpumpe werden am distalen Ende der Mischkammer in einem konstanten Fluss Proben entnommen und schließlich kontinuierlich den Analysatoren zugeführt (Cooper & Storer, 2001). Diese Proben liefern dann ein Bild der durchschnittlichen Konzentrationen von O₂ und CO₂ im zwischengespeicherten Gasgemisch. Die Erfassung der Volumina erfolgt über die zuvor erläuterten technischen und rechnerischen Verfahren kontinuierlich und wird über den gleichen Zeitraum wie die Gasanalyse gemittelt. Anhand der Extrapolation auf eine Minute lassen sich für die gemittelten Messintervalle die entsprechenden Werte für $\dot{V}O_2$ und $\dot{V}CO_2$ angeben. Es sind jedoch keine präzisen Werte der Gaskonzentrationen pro Atemzug bestimmbar, sondern ausschließlich mittlere expiratorische Werte, da die Proben in der Kammer vermischt werden. Folgerichtig hat die Kammergröße Einfluss auf die Sensitivität gegenüber raschen Konzentrationsänderungen in den Expirationsproben (Wasserman, 2005) und wurde zum Zwecke der verbesserten Reaktion auf eben solche Konzentrationsänderungen mit fortschreitender Technik deutlich

reduziert (Roecker, Prettin & Sorichter, 2005). Bei kleinen Mischkammern ist die kurzzeitige Überfüllung der Kammern durch sehr tiefe Atemzüge möglich, was zu entsprechenden Unregelmäßigkeiten der Messwerte führen kann (Roecker et al., 2005). Ein gewisser zeitlicher Versatz zwischen den erhobenen Werten und den tatsächlichen Stoffwechselbedingungen ist beim Mischkammerverfahren immer gegeben.

Dieser zeitliche Versatz stellt die größte Schwäche der Methode dar, da rasche Veränderungen beispielsweise in der VO_2 -Kinetik nicht verlässlich erfassbar sind (Foss & Hallén, 2005; Overstreet et al., 2017; Roecker et al., 2005). Ebenso ist es nicht möglich, endtidale Partialdrücke zu bestimmen (Casaburi et al., 2003). Im Bereich der Steady state Messungen, wenn rasche Veränderungen der Atemgaskonzentration nicht zu erwarten sind oder im Rahmen des Testverfahrens nicht priorisiert werden, gilt das Mischkammerverfahren auch heute noch als akkurateste Messmethode (Macfarlane, 2001). Die methodisch begründete Mittelung der Gasproben in der Kammer reduziert die Anfälligkeit gegenüber tidalen Varianzen wirkungsvoll (Beijst et al., 2013; Foss & Hallén, 2005; Roecker et al., 2005), was auch im Ausbelastungsbereich bei sportmedizinischen Diagnostiken relevant sein kann. Trotz dieser möglichen Verbesserungen für die Erfassung von Atemgasen im Ausbelastungsbereich wird die Mischkammertechnik besonders im sportwissenschaftlichen Kontext eher selten eingesetzt (Foss & Hallén, 2005). Zu groß scheint hier der Stellenwert der präzisen Erhebung der Sauerstoffaufnahmekinetik im genauen Zeitverlauf zu sein. Nichtsdestoweniger ist der Einsatz des Mischkammerverfahrens bei unterschiedlichen sportwissenschaftlichen Fragestellungen (Maximalwertbestimmungen, Substratoxidation) als äußerst lohnend einzustufen (Beijst et al., 2013).

3.2.2.3 Breath-by-Breath Verfahren

Bei der heute weit verbreiteten *Breath-by-Breath* Methode können die Atemgaskonzentrationen und die ventilatorischen Parameter im Unterschied zur Mischkammer akkurat pro Atemzug ausgegeben werden. Dieses Verfahren ist erst durch die technischen Fortschritte bei den Ansprechzeiten der Analytoren präzise durchführbar, wenngleich die zugrunde liegenden Theorien bereits den Anfängen moderner Spiroergometrien entstammen (Beaver et al., 1973; Duffin & Whitwam, 1971; Lipsky & Angelone, 1967). Die heute verwendete Sensorik erfasst Änderungen der Gaskonzentrationen in einer Zeit von unter 40 ms und liefert Signale mit Frequenzen zwischen 50 Hz und 100 Hz an die weiterverarbeitenden Computer. Solche Ansprechzeiten liegen über dem Bereich der physiologisch beobachtbaren maximalen Atemfrequenzen. Für die Breath-by-Breath Bestimmung kann deshalb ein einzelner Atemzug zur noch genaueren Darstellung in mehrere Einzelmessungen unterteilt werden. Mit Hilfe spezieller Algorithmen gelingt es, diese sogenannten Intra-breath-Messungen der Atemgase mit den

entsprechenden Datensätzen aus den Volumina-messungen zu synchronisieren und nachfolgend zu einem Gesamtwert für jeden Atemzug auszugeben. Anhand der Extrapolation auf eine Minute lassen sich für jeden Atemzug die entsprechenden Werte für $\dot{V}'\text{O}_2$ und $\dot{V}'\text{CO}_2$ angeben. *Abbildung 10* schematisiert, wie ein Atemzug in den Bereichen Fluss und Gaskonzentrationen in mehrere Intradbreath-Messungen unterteilt wird.

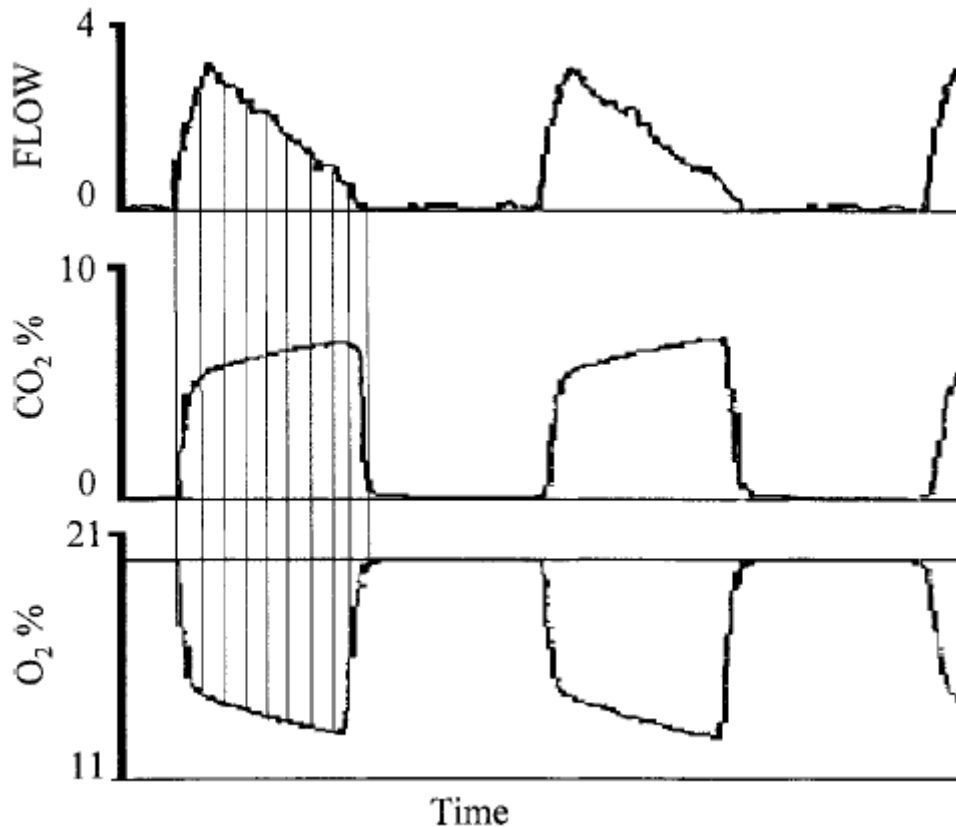


Abbildung 10. Modell zum Vorgehen bei Breath-by-Breath Messverfahren nach Casaburi et al., 2003, S. 221.

Eine präzise Synchronisation der Messkanäle ist entscheidend für die Güte der Daten und als größte Herausforderung dieses Verfahrens zu betrachten (Gore, Clark, Shipp, van der Ploeg & Withers, 2003; Roecker et al., 2005). Die abgasaugte Expirationsprobe erreicht die Gassensorik mit einem gewissen zeitlichen Versatz, der für die korrespondierende Flussmessung nicht besteht, da selbige in der Turbine unmittelbar an der Maske vollzogen wird. Dieser Versatz und die Ansprechzeit der Sensorik bei Kontakt mit der Gasprobe ist im Zuge der Bestimmung rechnerisch durch einen passenden Algorithmus für alle Intradbreath-Messungen auszugleichen. Für Diagnostiker stellt das konkret zugrunde liegende Verfahren dieser mathematischen *Kanalsynchronisation* häufig einen Faktor dar, der herstellerseitig programmiert und weder einsehbar noch zu verändern ist. Die Länge der Ansaugstrecken, die Turbinen sowie die verbauten Sensoren haben Einfluss auf die genaue Ausprägung der Synchronisierung und

variieren je nach Modell und Hersteller. Bei unpassender Berücksichtigung des zeitlichen Delays zwischen Probenentnahme am Mundstück und Gasanalyse an den Sensoren kann die Messung durch den stetig aufsummierten Fehler erheblich beeinflusst werden (Cautero, Di Prampero & Capelli, 2003; Gore et al., 2003; Hughson, Northey, Xing, Dietrich & Cochrane, 1991). Untersuchungen zufolge liefern jedoch aktuell auch portable Geräte verschiedener Hersteller über mehrere Tests hinweg verlässliche Werte, was auf eine gelungene Synchronisation der Datenkanäle hinweist (Guidetti et al., 2018; Macfarlane, 2017; Meyer, Davison et al., 2005; Perez-Suarez et al., 2018). Besonders in Bereichen höherer Flussraten sind die Daten aus der Mischkammertechnik allerdings noch stabiler einzuschätzen (Beijst et al., 2013; Foss & Hallén, 2005). Zu begründen ist diese Tatsache durch eine erschwerte Kanalsynchronisation im Grenzbereich der Atemfrequenz. Hier scheinen die verwendeten Algorithmen der Hersteller noch nicht das gesamte Spektrum von physiologischen Atemfrequenzen mit der gleichen Güte zu erfassen. Hohe Atemfrequenzen sind in der Praxis bei Leistungsdiagnostiken häufig im Bereich der physischen Ausbelastung gegen Testende zu beobachten. Zu diesem Zeitpunkt ist auch die Absaugstrecke für die Expirationsproben in den meisten Fällen bereits angefeuchtet, kann demnach nicht mehr im gleichen Maße wie zu Beginn der Messung die Standardisierung der Feuchtigkeit der Gasproben garantieren. Besonders die Kombination aus hohen Atemfrequenzen und sukzessive abnehmender Entfeuchtung der Gasproben zeigt sich verantwortlich für Messungenauigkeiten bei langen Ausbelastungstests (Beijst et al., 2013). Auch der bereits beschriebene zeitliche Versatz zwischen den Flussdaten und den Informationen der Gasanalysatoren ist keineswegs als stabiler Faktor zu sehen (Aliverti, Kayser & Macklem, 2004). Vielmehr sind Schwankungen von bis zu 50 ms nachweisbar, die mit zunehmender ventilatorischer Leistung einhergehen (Roecker et al., 2005), wobei die Gründe dafür nicht völlig geklärt sind. Vermutet werden Turbulenzen innerhalb der Maske, die zu Problemen beim Absaugen der Gasprobe führen, sowie abermals auch Abweichungen in der Feuchtigkeitssättigung und Temperatur der Expirationsluft nebst Veränderungen in der alveolaren Ventilation (Roecker et al., 2005; Wüst, Aliverti, Capelli & Kayser, 2008). Besonders die hohe Anfälligkeit der Kanalsynchronisation auf plötzliche Veränderungen in der Belastungsintensität spricht für den Einfluss der Atemvolumina. Während unter Steady state Bedingungen die Atemvolumina weitgehend konstant sind, also keine Abweichung zwischen Inspirationsvolumen und Expirationsvolumen besteht, können plötzliche Veränderungen in der Belastungsintensität zu kurzzeitigen Abweichungen der Volumina führen (vgl. *Abbildung 11*), welche sich folgerichtig bei der Breath-by-Breath Analytik in veränderten Werten für $\dot{V}O_2$ und $\dot{V}CO_2$ äußern.

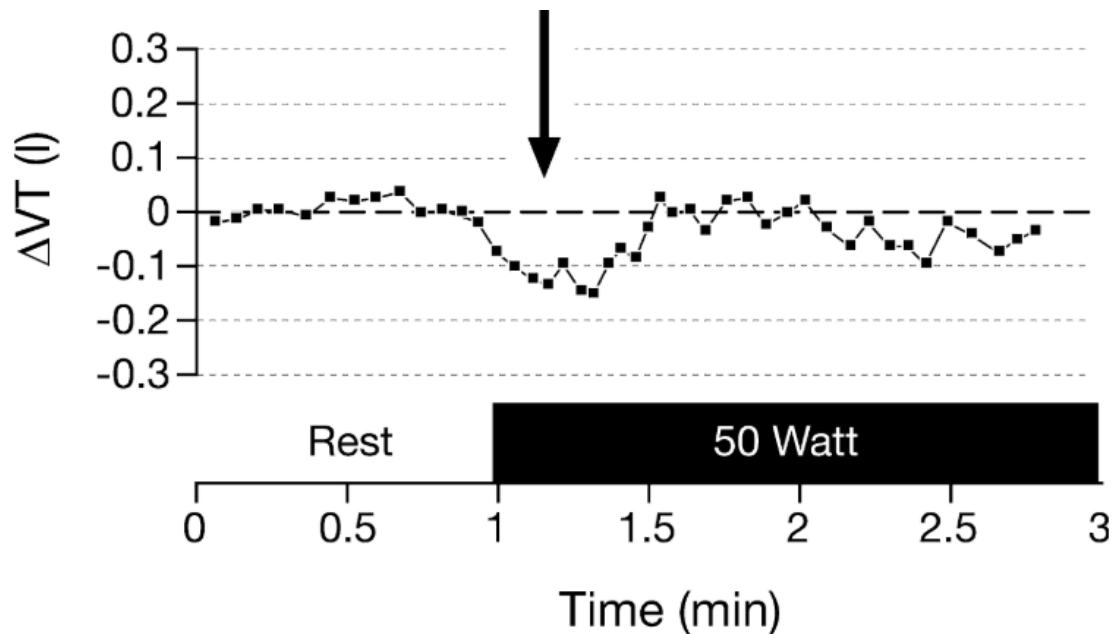


Abbildung 11. Abweichungen zwischen Inspirations- und Expirationsvolumen zu Beginn einer Belastungsänderung nach Roecker et al., 2005, S. 15.

Aus diesen Gründen ist die konsequente Weiterentwicklung der zugrunde liegenden Algorithmen auch unter Berücksichtigung variabler Flusssignale einerseits sowie die technische Weiterentwicklung der Instrumente zur Stabilisierung der Ansprechzeiten von Sensoren andererseits auch bei längeren Tests oder schwierigen Testumgebungen von wesentlicher Bedeutung für die Qualität von Breath-by-Breath Messungen. Die Anfälligkeit für kleinste Verschiebungen im Komplex zwischen Atemmuster, Gaskonzentrationen und Sensorik befördert zwar die Gefahr ungenauer Messungen (Hughson, 2009), bildet aber auch die Grundlage für die hochsensible Detektion von Veränderungen respiratorischer und metabolischer Parameter, die ausschließlich durch die Breath-by-Breath Methode ermöglicht wird (Overstreet et al., 2017). Unter anderem sind anhand von Intra-breathmessungen erstmals auch endexpiratorische Partialdrücke präzise zu bestimmen (Roecker et al., 2005). Außerdem ermöglicht das Breath-by-Breath Verfahren die direkte Erhebung von F_{iO_2} und V_i , wodurch ein Zurückgreifen auf die Haldane-Transformation zur $\dot{V}O_2$ -Bestimmung nicht mehr zwingend notwendig ist. Gerade für den sportwissenschaftlichen Kontext sind diese Aspekte von besonderer Bedeutung, wie im späteren Verlauf der Arbeit beispielsweise bei der spiroergometrischen Analyse energiebereitstellender Prozesse in Verlauf graduell ansteigender Belastungstests noch zu zeigen sein wird (vgl. 4.2.4). Liegt die Ansprechzeit der verbauten Sensoren jedoch oberhalb von 100 ms bzw. die Abtastrate zur Weiterverarbeitung durch ein angeschlossenes Computerprogramm bei unter 15 Hz, verliert die Breath-by-Breath Messung ihre Vorteile gegenüber der Mischkammermethode hinsichtlich der präziseren Darstellung des zeitlichen Verlaufes (Farmery & Hahn, 2000).

Bei optimaler Kanalsynchronisation durch die herstellerseitigen Algorithmen führt die höhere Dichte an Datenpunkten auch dazu, dass sich die physiologische Variabilität zwischen den Atemzügen in den Messpunkten deutlicher bemerkbar macht (Cooper & Storer, 2001). Mehrere Untersuchungen kamen zu dem Ergebnis, dass ein Großteil der Variabilität zwischen Messungen durch biologische Faktoren zu begründen ist und weniger auf der verwendeten Methode beruht (Bagger, Petersen & Pedersen, 2003; Beijst et al., 2013). Diese Studienergebnisse erfordern einen sensiblen Umgang mit der Rohdatenverarbeitung, besonders von Breath-by-Breath Messungen. Bei der Mischkammertechnik wird die biologische Variabilität durch messtechnisch bedingte Zwischenspeicherung der Gasproben ausgeglichen, da sich die Proben der Atemzüge in der Kammer vermischen, wodurch eine Mittelung und damit eine Reduktion der Variabilität zwischen einzelnen Atemzügen automatisch gegeben ist. Bei der Breath-by-Breath Messung muss diese Mittelung nachträglich in Form von rechnerischen Datenglättungen durch den Diagnostiker erfolgen. Die Breath-by-Breath Methode erfordert demnach zur Darstellung verlässlicher Werte eine zweifache rechnerische Korrektur. Automatisierte Algorithmen zur Kanalsynchronisation sind ebenso notwendig wie individuelle Algorithmen zur nachträglichen Datenglättung, um die biologische Variabilität auszugleichen und auswertbare Datensätze aus den Breath-by-Breath Rohdaten zu generieren. Die Suche nach passenden Algorithmen für die nachgestellte, nicht automatisierte Datenglättung, welche einerseits die Vorteile einer höheren Datendichte für die Auswertung bewahren soll, ohne andererseits eine übersichtliche Darstellung vor dem Hintergrund der gegebenen physiologischen Variabilität einzubüßen, ist in der aktuellen Forschung zur Thematik keinesfalls abgeschlossen und Kernaspekt der vorliegenden Arbeit. Eine vertiefte Analyse dazu bereits bestehender Verfahren erfolgt im Gliederungspunkt 3.3.

3.2.3 Ergometrische Arbeitsformen

3.2.3.1 Überblick

Viele sportmedizinische Fragestellungen einer Leistungsdiagnostik erfordern eine Belastungsform, die es den Probanden in möglichst optimaler Weise erlaubt, ihre individuelle Maximalleistung abzurufen. Dazu ist es zwingend nötig, Bewegungen zu wählen, die denen der Zielsportart bestmöglich entsprechen. Nur bei hinreichend sportartspezifischen Belastungen können gewonnene Daten in der Trainingssteuerung verlässlich zum Einsatz kommen. Dieser Vorgabe Rechnung tragend, wurde eine Vielzahl von Ergometern entwickelt, um die körperliche Leistung in unterschiedlichsten Settings dosierbar und reproduzierbar zu gestalten. Technische Neuerungen machen es heute sogar möglich, Belastungsuntersuchungen unter Wasser mit Spirometrien zu koppeln (vgl. *Abbildung 12*).

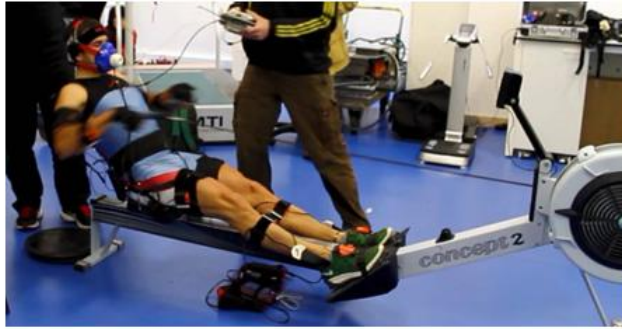


Abbildung 12. Sportartspezifische Arbeitsformen in der Spiroergometrie. Links: Ruderergometer. Quelle: <https://www.youtube.com/watch?v=ILA6uk38NVg> (Zugriff am 05.08.2018). Rechts: Spiroergometrie in einem Strömungskanal. Quelle: <http://medicaldevice.tistory.com/m/entry/Spiroergometry> (Zugriff am 05.08.2018).

Solch spezialisierte Untersuchungsmethoden haben maßgeblichen Anteil an den positiven Entwicklungen der Spitzenleistungen im Wettkampfsport vieler Ausdauerdisziplinen der letzten Jahre (z. B. Schwimmen, Rudern, Ski-Mountaineering). Im Folgenden sollen die gängigsten Ergometrieformen in der leistungsdiagnostischen Praxis mit ihren spezifischen Vor- und Nachteilen kurz vorgestellt werden, bevor der Einfluss der unterschiedlichen Belastungsprotokolle im Zentrum steht.

3.2.3.2 Laufband

Eine Belastung auf dem Laufband entspricht der natürlichen Fortbewegungsart des Menschen. Die erbrachte physikalische Leistung wird anhand der Körpermasse (m), der Bandgeschwindigkeit (v) und des Steigungswinkels (α) des Bandes berechnet:

$$P = 9.81 \cdot m \cdot v \cdot \sin \alpha^6$$

Die Tatsache, dass das individuelle Körpergewicht bei dieser Ergometrieform einen gravierenden Einfluss hat, spricht für die Praxisnähe von Laufbanduntersuchungen im sportlichen Kontext, ist jedoch in klinischen Untersuchungsaufbauten differenzierter zu betrachten. Der Einfluss des Kraft-Last-Verhältnisses ist mitursächlich für den bevorzugten Einsatz von Laufbanduntersuchungen in Sportarten, bei denen dieser Faktor leistungsbestimmenden Charakter besitzt (z. B. Spilsportarten, nordische Ski-Disziplinen, Mittel- und Langstreckenlauf). Sowohl der Steigungswinkel als auch die Laufgeschwindigkeit werden zur Steuerung der Belastungsintensität in der Praxis verwendet. Die individuelle Lauftechnik beeinflusst den Wirkungsgrad. Sie ist im Zuge spiroergometrischer Untersuchungen bei

⁶ Diese Formel stellt eine Näherung dar. Nicht alle Aspekte der physikalischen Leistungen auf dem Laufband werden miteinbezogen.

Laufbanddiagnostiken auch über die Atemgase zu quantifizieren (Hollmann, 2006). So kann die Sauerstoffaufnahme bei einer gegebenen Laufgeschwindigkeit durch eine verbesserte Bewegungsorganisation erheblich reduziert werden (Barnes & Kilding, 2015; Shaw, Ingham, Atkinson & Folland, 2015), wodurch sich Rückschlüsse auf eine potenziell gesteigerte Leistungsfähigkeit durch Trainingsinterventionen besonders im Technikbereich ziehen lassen. Auch die Beschaffenheit des Laufbandes, insbesondere die Lauffläche, beeinflusst den Wirkungsgrad, sodass der energetische Umsatz bei gleicher Laufgeschwindigkeit und gleichem Steigungswinkel intraindividuell abweichen kann, wenn die Bewegungsökonomie oder das Laufband variieren. Die Laufbandleistung in einem Test wird daher nicht in Watt, sondern in der Praxis durch die bewältigte Geschwindigkeit und den Neigungswinkel angegeben (Graf, 2012). Letzterer wird bei vielen Untersuchungen, welche die Intensität ausschließlich über die Geschwindigkeit steigern, bei 1 % Steigung festgelegt, um den Bedingungen im Feld besser zu entsprechen, wobei dieses Vorgehen nur für Geschwindigkeiten zwischen 10 und 18 Kilometern pro Stunde als gesichert wirkungsvoll gilt (Jones & Doust, 1996). Die gegebenen Einflüsse des Laufbandmodells sind ausschlaggebend dafür, dass in der wissenschaftlichen Praxis stets die Modellbezeichnung des Ergometers im Rahmen der Methodenerläuterung von Studien mit anzugeben ist.

3.2.3.3 Fahrradergometrie

Neben der Laufbandergometrie wird besonders im medizinischen Bereich die Fahrradergometrie eingesetzt. Wegen der hohen Anschaffungskosten qualitativ hochwertiger Geräte mit Medizinstandard und des potenziellen Verletzungsrisikos durch Stürze bei Laufbanduntersuchungen, ist die Radergometrie international die häufigste Arbeitsform (Graf, 2012; Haber, 2013; Kroidl, 2015). Die erbrachte Leistung wird durch das Drehmoment (M) und die erreichte Winkelgeschwindigkeit bestimmt (ω):

$$P = M \cdot \omega$$

Die heute üblichen elektrisch gebremsten Ergometer arbeiten drehzahlunabhängig, das bedeutet, die Bremskraft wird der aktuellen Drehzahl angepasst, damit das Produkt der beiden Parameter der eingestellten Leistung entspricht. Durch diese Technik können die Belastungsintensitäten in kleinsten Abstufungen dosiert werden. Sattelhöhe, Lenkerstellung und Kurbellänge sind wissenschaftlich untersuchte Parameter, die den Wirkungsgrad entscheidend beeinflussen können (Hollmann, 2006). Diese Parameter sind jedoch im Vergleich zu den Störgrößen auf dem Laufband relativ leicht zu standardisieren, sodass die tatsächlich erbrachte physikalische Leistung in Watt am Radergometer in der Praxis im Vergleich zum Laufband sehr gut zu quantifizieren ist. Verglichen mit dem Laufbandtest ist der Einfluss des Körpergewichts sowie der Koordination auf das Testergebnis und die erbrachte Gesamtleistung minimiert. Die lokale Ermüdung der Oberschenkelmuskulatur ist ein potenziell limitierender Faktor, der das Erreichen maximaler kardiopulmonaler Testergebnisse besonders bei ungeübten

Probanden behindern kann. Radergometer sind daher nur bei spezifisch trainierten Radfahrern für die kardiopulmonale Ausbelastung anzuwenden. Werden zusätzlich zur Erhebung der spiroergometrischen Daten noch EKG-Ableitungen, Blutdruckmessungen oder Blutgasuntersuchungen durchgeführt, ist bei Radergometern die Gefahr von Messfehlern deutlich geringer als bei Laufbanduntersuchungen (Graf, 2012; Kroidl, 2015; Luks, Glenny & Robertson, 2013).

Eine im Vergleich zum Radergometer höhere aktive Muskelmasse beim Laufbandtest ist dafür verantwortlich, dass im Schnitt die bessere Ausbelastung des kardiopulmonalen Systems erzielt werden kann (Graf, 2012; Hollmann & Strüder, 2009; Kroidl, 2015). Die maximal erreichbaren kardiopulmonalen Leistungswerte sind laut Hollmann (2006) für Laufen in der Ebene im Mittel um 10 % gegenüber Radfahrbelastungen erhöht. Luks, Glenny und Robertson (2013) weisen dieser Differenz keine klinische Signifikanz zu, was aus sportwissenschaftlicher Sicht streitbar erscheint (Wasserman, 2005). Unabhängig von den allgemeinen Angaben zu Unterschieden in den erhobenen kardiopulmonalen Maxima gibt es übereinstimmende Untersuchungsergebnisse darüber, dass spezifisch trainierte Sportler ihre individuellen Maximalwerte durchwegs bei sportartspezifischen Belastungsformen erreichen (Hollmann, 2006), da die Funktionssysteme durch Trainingsanpassungen optimal auf die durchzuführende Belastungsform eingestellt sind. Zu diesen Anpassungen zählen beispielsweise der Enzymbesatz sowie die Perfusion und Kapillarisation der Arbeitsmuskulatur im Verbund mit der zentralnervösen Ansteuerung.

3.2.3.4 Felduntersuchungen

Alternativ zu den stationären Untersuchungen auf speziellen Ergometern sind durch die technischen Innovationen der letzten Jahre auch vermehrt ergometrische Untersuchungen im Feld möglich geworden. Besonders die Entwicklung mobiler Spiroergometrien ist für diesen Trend verantwortlich. Aus Sicht der Sportwissenschaft bieten mobile Spiroergometrien den Vorteil, Tests an die tatsächlichen Trainings- und Wettkampfbelastungen maximal realistisch anzupassen. Durch ein solches Vorgehen ist der Praxisübertrag der gewonnenen Daten entscheidend zu verbessern. Ein Problem entsteht bei den Feldtests durch die erschwerte Standardisierung der Belastung, da vielfältige Einflussfaktoren, wie beispielsweise die Witterung, zu berücksichtigen sind. Eine besondere Herausforderung stellt die interindividuelle Angleichung des sportartspezifischen Belastungsprotokolls dar, welches sich auf stationären Ergometern unter Laborbedingungen in kleinsten Inkrementen organisieren lässt, im Feld jedoch über Rundenzeiten oder GPS nur schwer zu standardisieren ist. Spirometrisch begleitete Feldtests zielen daher eher auf die Untersuchung der Bewegungsökonomie ab oder dienen der Entwicklung sportartspezifischer Anforderungsprofile im kardiopulmonalen Bereich. Ventilatorische Schwellenbestimmungen sind bisher im Feld eher unüblich (vgl. 4.2). Zur Präzision der im Labortest festgelegten

Schwellen in der Trainingspraxis haben die Untersuchungen jedoch einen sehr großen Nutzen, besonders wenn die Zielsportart stark von der im Labortest verwendeten Arbeitsform abweicht. Ausreichend große Datensätze auf diesem Gebiet könnten in Zukunft dabei helfen, Algorithmen zur präziseren Angleichung von Labordaten für die Praxis zu entwickeln.

3.2.4 Belastungsprotokolle

3.2.4.1 Überblick

Seit der Etablierung der Spiroergometrie in der Leistungsdiagnostik ist neben den zunehmend vielfältigeren Arbeitsformen auch die Anzahl an möglichen Belastungsprotokollen gestiegen. Dabei unterscheiden sich die Protokolle nicht nur hinsichtlich ihrer Dauer und Intensität, sondern auch in der Form der Belastungsdynamik. Auf einer grundlegenden Ebene lässt sich zwischen submaximalen und maximalen Tests differenzieren. Beide Formen kommen sowohl im Sport als auch in der medizinischen Betreuung zum Einsatz, wobei im Sport Testformen bis zur maximalen Ausbelastung dominieren. Dies begründet sich besonders durch die Tatsache, dass bei submaximalen Testformen die zur Trainingssteuerung notwendigen Maximalwerte teils lediglich über Extrapolation bestimmbar sind (Cooper & Storer, 2001; Sartor et al., 2013; Smith, Evans, Parfitt, Eston & Ferrar, 2016). Tatsächliche Maxima sowie potenziell abnorme Verläufe bei Belastungen, die über dem Abbruchpunkt liegen, können nicht verlässlich erfasst werden. Zwar gibt es Belege dafür, dass wesentliche Parameter der Spiroergometrie, wie beispielsweise die respiratorischen Schwellenwerte oder auch die $\dot{V}O_2\text{max}$, in submaximalen Tests besonders bei untrainierten Probandenkollektiven verlässlich abzuschätzen sind (Bennett, Parfitt, Davison & Eston, 2016; Billat et al., 2013), dennoch bilden Ausbelastungstests trotz höherer Gesamtdauer und größerer Abhängigkeit von der Mitarbeit des Probanden durch den Vorteil der deutlich größeren Datenmenge zurecht den Standard im sportwissenschaftlichen Bereich (Meyer, Scharhag & Kindermann, 2005). Eine kürzere Testdauer, weniger Risiko und geringerer Einfluss der Mitarbeit des Probanden können den Einsatz submaximaler Belastungsprotokolle rechtfertigen (Cooper & Storer, 2001). Für die Trainingsbegleitung von Athleten ist möglicherweise eine Kombination der beiden Methoden je nach Zielstellung durchaus schlüssig, wenn beispielsweise die Regenerationszeit nach einem Ausbelastungstest nicht in den Trainingsalltag integriert werden kann oder lediglich Anpassungen der Leistungsfähigkeit im submaximalen Bereich zu überprüfen sind (z. B. in der frühen Vorbereitungsphase bei Langzeitausdauerathleten). Im Folgenden wird, begründet durch die sportwissenschaftliche Ausrichtung der Arbeit, prononciert auf maximale Belastungstests und deren Protokolle eingegangen. Gänzlich ohne Belastungsuntersuchungen ablaufende Bestimmungen von Leistungsdaten, beispielsweise per Fragebogen (Malek, Housh, Berger, Coburn & Beck, 2005; Schembre & Riebe, 2011), bleiben unberücksichtigt.

Laut Haber (2013) hat ein modernes leistungsdiagnostisches Verfahren zwei grundsätzliche Bedingungen zu erfüllen. Der Test sollte symptomlimitiert sein und mit ansteigender Intensität zur Ausbelastung führen, um ein kontinuierliches Messwert Monitoring zu ermöglichen. Beltz et al. (2016) erweitern dieses Anforderungsprofil, indem sie den Anstieg der Belastung als linear und systematisch ansteigend voraussetzen, bestehen jedoch ebenfalls auf einem Testabbruch bei individueller Ausbelastung. Die Einschränkung *symptomlimitiert*, die Haber (2013) zugrunde legt, meint in diesem Zusammenhang, dass der Test durch das Auftreten subjektiver Symptome oder wissenschaftlich gültiger, objektiver Ausbelastungskriterien terminiert wird. Auf diese Weise entsprechen die erhobenen Messwerte mit größerer Sicherheit den individuellen Maximalwerten, bzw. können zu diesen in Relation gesetzt werden, womit sich die individuelle Leistungsfähigkeit valide beurteilen lässt (Schomaker & Greiwing, 2015). Subjektive Symptome sind beispielsweise Erschöpfung, Atemnot, (Brust-)Schmerz, Schwindel, koordinative Einschränkungen, Krämpfe und Augenflimmern (Cooper & Storer, 2001; Eisenhut & Zintl, 2013; Haber, 2013; Steinacker, Liu & Reißnecker, 2002; Zintl, 1994). Das subjektive Belastungsempfinden des Probanden kann mit Hilfe der sog. BORG-Skala oder auch RPE-Skala quantifiziert werden. Sie gibt das individuelle Belastungsgefühl in einem Zahlenwert wieder. Durch diese Selbsteinstufung des Probanden während des Tests können subjektive Belastungsempfindungen mit begleitend erhobenen physiologischen Daten in Relation gesetzt werden (Gunnar Borg, 1982). Ab einem Zahlenwert von 17 oder höher in der 15-stufigen Skala wird eine Ausbelastung des Probanden angenommen (Schomaker & Greiwing, 2015).

Neben diesen Merkmalen werden in der Praxis auch objektive Ausbelastungskriterien erhoben, um die geforderte Symptomlimitierung sicherzustellen (vgl. *Tabelle 2*). Dabei ist zu beachten, dass die individuelle Ausbelastung auch dann gegeben sein kann, wenn nicht alle aufgeführten Indizien gleichsam erfüllt werden. Für die Praxis bietet sich daher eine Kombination aus BORG-Skala und objektiv physiologischen Ausbelastungskriterien an.

Tabelle 2. Übersicht objektiver Ausbelastungskriterien nach Schomaker und Greiwing (2015)

Kriterium	Anzeichen der Ausbelastung
Laktatkonzentration	> 8 - 10 mmol · l ⁻¹
Atemäquivalent für O ₂	> 30 - 35
Atemfrequenz	> 50 · min ⁻¹
Respiratorischer Quotient	> 1.1
Plateaubildung der Herzfrequenzkurve trotz ansteigender Belastung	
Plateaubildung der Sauerstoffaufnahme kurve trotz ansteigender Belastung	

Die Belastungsstruktur der frühen spiroergometrischen Leistungsdiagnostiken unterschied sich immens von den heute üblichen Protokollen. Graduell ansteigende Belastungen wurden in mehrere konstante Belastungsstufen unterteilt, die teils durch mehrtägige Pausen voneinander getrennt waren (Taylor, Buskirk & Henschel, 1955). Ausschlaggebend für die langen Pausenzeiten zwischen den Einzelbelastungen scheinen aus heutiger Sicht falsche Annahmen über die benötigte Regenerationszeit gewesen zu sein (Froelicher et al., 1974). Aus Gründen der Ökonomie etablierten sich jedoch nach und nach Protokolle, die mit kürzeren Pausen nach den konstanten Einzelbelastungen die Ergebnisse von Taylor et al. (1955) reproduzieren konnten (Mitchell, Sproule & Chapman, 1958). In der Folge haben Untersucher schrittweise die Pausenzeiten reduziert, bis als logische Konsequenz der Entwicklung kontinuierliche Testprotokolle entwickelt wurden (Froelicher et al., 1974), die keine statistisch relevanten Unterschiede zu den ursprünglich diskontinuierlichen Testprotokollen aufwiesen (Day, Rossiter, Coats, Skasick & Whipp, 2003). Stabile Testergebnisse mit dem gleichzeitigen Vorteil einer erheblich kürzeren Testdauer waren ursächlich für die Etablierung von kontinuierlichen Testprotokollen in der leistungsdiagnostischen Praxis. Heute gilt weitgehend die Vorgabe, Belastungen in ihrer Grundstruktur kontinuierlich und ansteigend zu gestalten, um physiologische Anpassungserscheinungen unter Last lückenlos zu erfassen und dem Gütekriterium der Ökonomie Rechnung zu tragen. Gerade für sportwissenschaftliche Fragestellungen ist dies notwendig. Die geforderten Aspekte lassen sich in der Praxis hauptsächlich durch zwei grundlegende Belastungsstrukturen realisieren, Rampenprotokolle und Stufenprotokolle. Die Nomenklatur ist von den grafischen Darstellungen der Belastungsdynamik abzuleiten, welche *Abbildung 13* prototypisch zeigt. Bei Stufenprotokollen lassen sich noch die Phasen

konstanter Dauerbelastungen identifizieren, die ursprünglich bei den ersten spiroergometrischen Untersuchungen in den 1950er Jahren verwendet wurden.

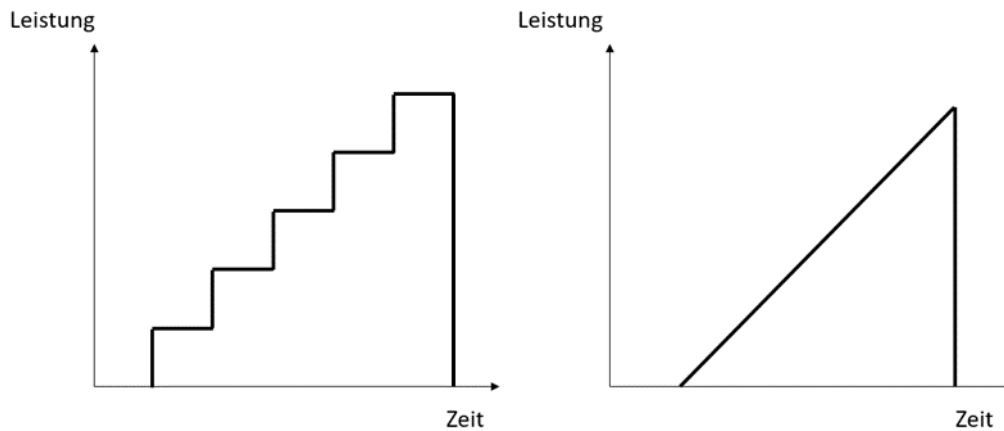


Abbildung 13. Belastungsverläufe bei Stufen- und Rampenprotokollen.

Testprotokolle mit konstanten Belastungen und diskontinuierlicher Belastungsstruktur haben sich aber bis heute in der Praxis gehalten und führen nach wie vor zu verlässlichen Testergebnissen (Cooper & Storer, 2001). Auch Kombinationen aus kontinuierlichen und diskontinuierlichen Belastungsstrukturen sind zu finden. Besonders zur Verifikation von Maximalwerten kommen Kombinationen unterschiedlicher Belastungsstrukturen in zum Einsatz (vgl. 4.1.2.3). Die Entwicklung der Testprotokolle, die 1955 von Taylor begonnen wurde, ist bis heute keineswegs abgeschlossen. Besonders in der Sportwissenschaft lassen sich vielfältige Ansätze finden, um Leistungsdiagnostiken in Zukunft noch effizienter und individualisierter zu gestalten. Nachfolgend werden daher zunächst die gängigen Belastungsstrukturen mit ihren Vor- und Nachteilen dargestellt, bevor aktuelle Trends in der Gestaltung der Laststruktur im Fokus stehen.

3.2.4.2 Stufenprotokolle

Das Stufenprotokoll gilt als klassisches Belastungsschema in der Sportwissenschaft (Beltz et al., 2016; Haber, 2013; Silva, Monteiro & Farinatti, Paulo De Tarso Veras, 2011) und zeichnet sich durch Phasen konstanter Belastung aus, welche in immer gleichen Zeitabschnitten um einen fixen Wert (Inkrement) erhöht werden. Sowohl die Stufendauer als auch das Stufeninkrement können und werden in der Praxis untersucherübergreifend variiert. Dabei ist aufgrund vieler gängiger und gut untersuchter Belastungsprotokolle die optimale Belastungsgestaltung in diesen beiden variablen Parametern ein kontrovers diskutiertes Thema. Zentrale Streitpunkte der Argumentation sind zum einen der grundsätzliche Einfluss des Belastungsprotokolls auf die Messwerte, zum anderen das Spannungsfeld zwischen Individualisierung und Standardisierung bei der Protokollgestaltung.

Breits früh untersuchten Studien den Einfluss des Belastungsverlaufs bei Stufenprotokollen auf die Testergebnisse. In einer Studie aus den 1970er Jahren wurden die kardiopulmonalen Anpassungen von 51 Männern auf vier damals wie heute gängige Protokolle betrachtet (Pollock et al., 1976). Eine große Zahl an Studien legt diese Protokolle auch heute noch Belastungsuntersuchungen zugrunde oder verwendet diese als Vorlage für individuelle Anpassungen. Die spezifischen Lastverläufe und Belastungszeiten sind deshalb in *Tabelle 3* gegenübergestellt.

Tabelle 3. Übersicht gebräuchlicher Stufenprotokolle in Medizin und Sport

Autor	Ergometer	Stufendauer	Laststeigerung	Inkrement	sonstiges
Balke & Ware, 1959	Laufband	1 min	Steigung	1 %	Laufbandgeschwindigkeit konstant bei 3.3 mph
Bruce, Blackmon, Jonas & STRAIT, 1963	Laufband	3 min	Steigung und Geschwindigkeit	0.8 mph und 2 % Steigung	Initiale Laufbandgeschwindigkeit ist 1.7 mph bei einer initialen Steigung von 10 %
Ellestad, Allen, Wan & Kemp, 1969	Laufband	zwischen 2 min und 3 min	Steigung und Geschwindigkeit	1 mph bzw. 5 % Steigung	Zunächst konstante 10 % Steigung, ab Minute 10 wird auf konstante 15 % erhöht. Die Geschwindigkeit steigt zunächst von 1.7 mph auf 3 mph an, fortlaufend dann konstant um 1 mph
Rodahl & Åstrand, 1970	Laufband	2 min	Steigung	2.5 %	Laufbandgeschwindigkeit konstant zwischen 5 und 8.5 mph (individuell festgelegt)

Bei der Untersuchung von Pollock et al. (1976) zeigte sich kein signifikanter Unterschied in der $\dot{V}O_2\text{max}$. Andere Parameter (VE, Plateau-Phänomen) variierten jedoch zwischen den Protokollen. Spätere Studien führten zu ähnlichen Ergebnissen. So konnte bei einer spezifischen Studie zur Stufendauer kein signifikanter Unterschied zwischen Längen von 1 min, 2 min und 3 min festgestellt werden, sofern insgesamt die gleiche Leistung unter angeglichenen Leistungsverläufen zugrunde lag (Zhang, Johnson, Chow & Wasserman, 1991). Eine Studie aus dem Jahr 2001 bestätigte diese Ergebnisse zum Teil und konnte für die $\dot{V}O_2\text{max}$ keinen Einfluss des Testprotokolls identifizieren, allerdings eine signifikante Abweichung in den ventilatorischen Schwellenwerten bei trainierten Probanden beobachten (Kang, Chaloupka, Mastrangelo, Biren & Robertson, 2001). Die Ergebnisse älterer Studien sind aus heutiger Sicht jedoch kritischer zu betrachten, da die zugrunde liegende Messtechnik nicht dem aktuell üblichen Standard entspricht. So kommen Silva, Monteiro und Farinatti in einem Review von 2011 zu dem

Schluss, dass Unterschiede im Testprotokoll einen intra- und interindividuellen Leistungsvergleich zumindest erschweren, was sich in der Kernaussage mit den Ergebnissen anderer Studien deckt (Cunha, Midgley, Monteiro & Farinatti, Paulo De Tarso Veras, 2010; Fagundes et al., 2017). Demnach ist zwar aktuell der Einfluss des Belastungsprotokolls in den Teilaspekten Stufendauer und -inkrement nicht zweifelsfrei geklärt, dass die Wahl des Belastungsprotokolls aber grundsätzlich von Relevanz für die trainingswissenschaftliche Praxis ist und Vergleiche zwischen unterschiedlichen Protokollen für alle erhobenen spiroergometrischen Parameter nur bedingt Gültigkeit besitzen, scheint offensichtlich.

In der sportwissenschaftlichen Praxis ist eine Erhebung der Laktatwerte parallel zur Spiroergometrie inzwischen weitgehend üblich und wird empfohlen (Schomaker & Greiwing, 2015, 2017; Westhoff et al., 2013). Dieser Tatsache geschuldet, muss die Gestaltung der Stufenlänge bei sportwissenschaftlichen Spiroergometrien dementsprechend auch an die Laktatdiagnostik angepasst werden, um verlässliche Messwerte zu erheben. Eine Stufendauer von 3 min hat sich in der Laktatdiagnostik etabliert, da mehreren Studien zufolge frühestens nach dieser Zeit ein zulänglicher Steady state erreicht wird (Tschopp, Held, Beat & Bernard, 2001)⁷. Stufenprotokolle in der Sportwissenschaft sind daher häufig durch eine Stufenlänge von 3 min gekennzeichnet. Auch ein Review zur optimalen Stufenlänge bei spiroergometrischen Untersuchungen legt nach einer kritischen Abwägung der spezifischen Vor- und Nachteile ein Optimum von 3 min fest (Bentley, Newell & Bishop, 2007). Durch die Kapillarblutentnahme bei Laktatdiagnostiken ergibt sich bei Laufbanduntersuchungen zusätzlich eine diskontinuierliche Belastungsstruktur, da eine parallele Blutentnahme aus dem Ohrläppchen während dieser Arbeitsform aus Sicherheitsgründen unmöglich ist. Aus diesem Grund ist hier eine Stufendauer von 5 min für stabile Laktatkonzentrationen anzuraten (Meyer & Faude, 2008; Schurr, 2007), was konsequenterweise auch für die parallel durchgeführte Spiroergometrie Gültigkeit besitzt. Nicht zu vernachlässigen ist der Einfluss der Gesamttestdauer, welche ohne Zweifel die Festlegung der einzelnen Stufenbelastungszeiten und -inkremente mitbestimmt. Die Problematik besteht auch bei Rampenprotokollen und gilt dort als besonders intensiv untersucht, weshalb sie im nachfolgenden Gliederungspunkt vertieft aufgegriffen wird.

Das Spannungsfeld zwischen Individualisierung und Standardisierung stellt sich in der Forschungslage wie folgt dar. Einige internationale Gesellschaften empfehlen, die Belastungsvorgaben den individuellen Leistungsvoraussetzungen entsprechend anzupassen (Balady et al., 2010; Fletcher et al., 2001;

⁷ In der vorliegenden Arbeit steht die spiroergometrische Untersuchung im Fokus, deshalb wird an dieser Stelle auf eine vertiefte Diskussion der Stufendauerproblematik bei Laktatstufentests verzichtet. Als Übersicht zur vertieften Auseinandersetzung wird auf die Ausführungen von Beneke, Leithäuser und Ochentel (2011) verwiesen.

Ross, 2003). Grundlage dafür ist die Gefahr, bei durchwegs einheitlichen Belastungsprotokollen leistungsschwache Probanden vorzeitig zu überfordern sowie leistungsstarke unnötig lange zu belasten. Kompromisslösungen würden demnach ausschließlich den Mittelbau der Untersuchungsteilnehmer optimal widerspiegeln. Studien zeigen, dass Belastungsprotokolle mit zu großen oder zu schnell aufeinanderfolgenden Belastungsanstiegen die körperliche Leistungsfähigkeit der Probanden tendenziell überschätzen und trainingsbedingte körperliche Anpassungen weniger verlässlich nachweisen können (Myers et al., 1991; Myers & Froelicher, 1990). Besonders in medizinischen Settings wurde die Forderung nach stärkerer Individualisierung daher immer deutlicher formuliert (Myers & Bellin, 2000). Empirisch belegte Vorgaben zur Ableitung der Stufendauer und -inkremente aus zuvor erhobenen oder errechneten Maximalwerten existieren jedoch nicht, was eine interindividuell nachvollziehbare Umsetzung enorm erschwert. Eine Ableitung des Belastungsprotokolls aus rechnerisch abgeschätzten Maximalwerten kann in der Praxis schlussendlich ebenso zu Überlastungen bzw. unnötig langen submaximalen Belastungsintensitäten führen wie die Verwendung standardisierter Belastungsprotokolle. Die angestrebten Vorteile der Individualisierung gingen dadurch verloren.

Die Kerninformationen, die anhand einer Spiroergometrie gewonnen werden sollen, sind aus Sicht der Sportwissenschaft der Trainingszustand des Probanden in unterschiedlichen Leistungsbereichen, die Wirksamkeit von Trainingsinterventionen sowie intra- und interindividuelle Leistungsvergleiche. Für diese Fragestellungen scheint es wichtig, trotz der oben genannten Bestrebungen zur Individualisierung, die weitgehend aus der Medizin stammen, Belastungsprotokolle in gewissen Bereichen zu standardisieren, um eine bessere Vergleichbarkeit durch verminderte Testvariabilität zu erreichen. Normwerte sind ein wesentlicher Aspekt bei der Beurteilung von Testergebnissen. Bei zu stark individualisierten Belastungsprotokollen entfällt die Möglichkeit des Normwertvergleichs. Der Kritik einer fehlenden Individualisierung kann auch durch eine Studie aus dem Jahr 2015 begegnet werden, welche Belege dafür fand, dass sich die $\dot{V}O_2\text{max}$ -Werte bei individualisierten Laufbandprotokollen nicht signifikant von den Werten aus standardisierten Testverfahren unterscheiden (Sperlich et al., 2015). Vergleichbare Ergebnisse gab es auch bei Raduntersuchungen (Chidnok et al., 2013). Die individuelle Anpassung der Belastungsprotokolle beschränkt sich derzeit in der Praxis deshalb weitgehend auf die Intensität der ersten Belastungsstufe nach der Erwärmung, um unnötig langen Belastungen im unter-schweligen Bereich entgegenzuwirken oder zu intensive Einstiegsintensitäten zu vermeiden (Hogg, Hopker, Coakley & Mauger, 2018). Die diesbezügliche Einstufung der Probanden erfolgt aktuell meist auf der Anamnese der Probanden, besonders hinsichtlich bekannter Wettkampf- und Trainingsleistungen (Schomaker & Greiwing, 2015). Trotz der dargestellten Probleme stellt dieses Vorgehen für die Sportwissenschaft einen akzeptablen Kompromiss dar.

3.2.4.3 Rampenprotokolle

Rampenprotokolle zeichnen sich durch einen kontinuierlichen Lastanstieg aus, der je nach Untersuchungsprotokoll mit unterschiedlicher Geschwindigkeit stattfindet (Haber, 2013). Zur Vergleichbarkeit verschiedener Protokolle wird dabei meist die Laststeigerung der Leistung oder Geschwindigkeit pro Minute angegeben (= Steilheit). Dabei entscheidet die Steilheit der Rampe maßgeblich darüber, wie rasch die Ausbelastung der Probanden eintritt. Rampenprotokolle wurden in den 1980er Jahren entwickelt und in den 1990er Jahren etabliert, ihre Entstehung ist eng an die technischen Fortschritte elektronisch gebremster Radergometer geknüpft (Myers & Bellin, 2000). Die erste Rampenstudie wurde folgerichtig auch auf einem Radergometer durchgeführt (Whipp, Davis, Torres & Wasserman, 1981), auf dem Laufband erfolgte der Einsatz erstmalig 1991 (Myers et al., 1991). Anlass für die Entwicklung von Rampenprotokollen war eine Forderung nach besserer Individualisierung der Belastungsprotokolle in Bezug auf die Probanden und den zugrunde liegenden Untersuchungszweck (Myers & Bellin, 2000), sowie insgesamt eine Reduktion der Gesamtbelastungszeit (Davis et al., 1982). Im Kontext der Rampentests wird die insgesamt geringere, besser zu planende Testdauer im Vergleich zu Stufenuntersuchungen nach wie vor häufig angeführt (Myers et al., 1991; Myers & Bellin, 2000; Whipp et al., 1981), welche einerseits für die Probanden einen geringeren zeitlichen Aufwand bedeutet, andererseits für die Untersucher einen wirtschaftlichen Vorteil bringt. Anfangs wurde auch angenommen, dass Rampenprotokolle die Fähigkeit zur maximalen Auslastung der Sauerstoffaufnahme besser unterstützen als Stufenprotokolle, da die Belastungszunahme kleinschrittiger und gleichmäßiger erfolgt (Buchfuhrer et al., 1983; Kaminsky & Whaley, 1998; Myers et al., 1991). Dieser Verdacht konnte allerdings bislang nicht verlässlich bestätigt werden (Silva et al., 2011; Zhang et al., 1991).

Die Problematik der Individualisierung ist bei Rampenprotokollen vergleichbar mit der bereits erläuterten Situation bei Stufenprotokollen. Richtlinien zur Gestaltung der optimalen Rampensteigung für den jeweiligen Probanden lassen sich zwar vielfach finden (Silva et al., 2011), unter anderem empfehlen Cooper et al. (2001) die Zunahme der Leistung pro Minute aus den Referenzwerten von Hansen et al. (1984) zu errechnen, präzise durch Studien validierte Vorgaben zur Rampengestaltung in Bezug auf die mittlere Leistungszunahme pro Minute fehlen jedoch. Besonders für Laufbanduntersuchungen ist die grundsätzliche Gestaltung einer Rampe durch die unterschiedlichen Parameter Steigung und Laufbandgeschwindigkeit erschwert (Myers & Bellin, 2000). Derzeit beruhen die Leitlinien zur Protokollgestaltung großteils auf Erfahrungswerten der Untersucher oder Abschätzungen aus zuvor erreichten Maximalleistungen bzw. Analysen von speziellen Fragebögen zur Abschätzung der körperlichen Leistungsfähigkeit, wobei letztere bisher vornehmlich für klinische Probandenkollektive konzipiert wurden (Myers, Do, Herbert, Ribisl & Froelicher, 1994; Rankin, Briffa, Morton & Hung, 1996) und deshalb für

sportwissenschaftliche Fragestellungen unbrauchbar erscheinen. Gleiches gilt wegen des zugrunde liegenden Probandenkollektivs auch für die Ableitung der Belastungsgestaltung aus den Referenzwerten nach Hansen et al. (1984)⁸. Von intersubjektiv nachvollziehbaren Regeln zur kriterienbasierten Individualisierung von Rampenprotokollen kann daher nicht die Rede sein (Silva et al., 2011). Interessant sind in diesem Zusammenhang Untersuchungen, die ein standardisiertes Rampenprotokoll mit individuell angepassten Rampenverläufen hinsichtlich der pulmonalen Maximalwerte vergleichen. Es konnte kein signifikanter Unterschied identifiziert werden (Kaminsky, Bailey, Dwyer & Whaley, 1997; Myers & Bellin, 2000), wodurch die Notwendigkeit der Individualisierung analog zu den Stufenprotokollen erneut fraglich erscheint.

Bei einer individuellen Gestaltung des kontinuierlich graduellen Lastanstieges ist ein wesentlicher Faktor streitbar, auf dem die Bestrebungen zur Anpassung des Belastungsverlaufs meist beruhen. Konkret geht es dabei um die Forderung, erst nach einer interindividuell standardisierten Untersuchungsdauer eine Ausbelastung bei Probanden zu erreichen. Die unterschiedlichen Rampengestaltungen haben das Ziel, jeden Probanden innerhalb einer konstanten oder zumindest annähernd gleichen Belastungsdauer, welche internationalen Vorgaben nach zwischen 8 min und 12 min liegt (Myers & Froelicher, 2006; Pescatello, 2014, 2014), auszubelasten. Nur auf Basis dieser Zielstellung kann unter Einbezug des zu erwartenden individuellen Grenzbereichs der Ausgangswert und die benötigte Rampensteigung errechnet werden. Die optimale Gesamtdauer einer spiroergometrischen Diagnostik und damit die Basis dieses Vorgehens bleibt jedoch ein kontrovers diskutiertes Thema. Die folgende Argumentation ist im Grundsatz ebenfalls auf stufenförmige Untersuchungen übertragbar (Bentley et al., 2007; McNaughton, Roberts & Bentley, 2005).

Viele Verbandsleitlinien legen nach wie vor eine optimale Testdauer von 8 - 12 min fest, wenn die $\dot{V}O_2\text{max}$ verlässlich bestimmt werden soll (Balady et al., 2010; Buchfuhrer et al., 1983; Cooper & Storer, 2001; Haber, 2013; Kroidl, 2015, 2015; Ross, 2003; Rühle, 2008, 2008; Tschopp et al., 2001; Wasserman, 2012). Die Studie, welche häufig als Grundlage für Leitlinien im Vorgehen zur zeitlichen Protokollgestaltung dient, wurde von Buchfuhrer et al. (1983) an einer Stichprobe bestehend aus fünf gesunden Männern (Alter: 39 ± 8.2 ; Gewicht: $72 \text{ kg} \pm 11.7$; Größe: $173 \text{ cm} \pm 9.7$) durchgeführt. Ein Übertrag dieser Daten auf alle Testprotokolle und Testpopulationen ist sehr fragwürdig und wird von Midgley et al. (2008) gar als methodischer Fehler angesehen. Bereits in der Vergangenheit gab es deutliche Hinweise auf eine untergeordnete Rolle der Gesamtdauer (Pierce, Hahn, Davie & Lawton, 1999).

⁸ Den Normwerten von Hansen liegt eine Stichprobe zugrunde, über die hinsichtlich des Trainingszustands keine Daten erfasst wurden. Überdies ist das durchschnittliche Alter der Stichprobe (54.3 ± 9.2) als eher hoch einzuschätzen.

Darüber hinaus sind zumindest die technischen Entwicklungen seit der Studie von Buchfuhrer et al. (1983) Grund genug, die Hypothese erneut zu überprüfen. Midgley et al. (2008) haben dies in einem Review getan und sind zu dem Ergebnis gekommen, dass kontinuierliche Belastungstests von bis zu 26 min Dauer verlässliche Daten liefern. Sehr wahrscheinlich sind auch längere Belastungszeiten möglich, in den zugrunde liegenden Studien waren diese jedoch nicht gegeben (Midgley, Bentley, Luttkholt, McNaughton & Millet, 2008). Eine Untersuchung aus dem Jahr 2007, bei der vier unterschiedliche Rampenlängen auf dem Rad untersucht wurden, kommt zu dem Ergebnis, dass die optimale Testdauer vom Trainingsstatus und Geschlecht abhängen könnte und damit interindividuell stark variiert (Yoon, Kravitz & Robergs, 2007). Für diskontinuierliche Tests, wie beispielsweise Stufentests auf dem Laufband, die mit Laktatentnahme gekoppelt werden, sowie für Laufbandtests mit einer hohen Steigung sind bislang keine verlässlichen Vorgaben hinsichtlich der Gesamtdauer zu finden (Midgley et al., 2008). Die Vorgaben zur Einschränkung der Gesamtdauer auf 8 - 12 min kann derzeit aufgrund der Studienlage sowohl für Stufentests als auch für Rampentests mit dem Schwerpunkt der Atemgaserfassung nicht gehalten werden (Scharhag-Rosenberg, 2010). Auch aus sportpraktischer Sicht scheint eine solch zeitliche Einschränkung nicht angemessen, besonders, wenn zusätzliche Parameter, wie beispielsweise Laktatwerte, begleitend zu erheben sind. Die Erfassung annähernd stabiler Werte durch ausreichend lange Stufenlängen überwiegt in der praktischen Relevanz etwaige minimale Abweichungen durch eine verlängerte Testdauer, besonders da letztere, wie dargestellt, bisher nicht empirisch belegt wurden. Die Auswahl des passenden Testprotokolls muss sich in der sportwissenschaftlichen Praxis daher ausschließlich am Probanden und seiner Sportart, dem Testzweck, eventuellen Referenzkollektiven sowie an technischen Gegebenheiten orientieren. Wirtschaftliche Überlegungen, denen eine empirische Grundlage auf physiologischer Seite fehlt, sollten erst sekundär zur Entscheidung beitragen.

Im Zusammenhang mit Rampenprotokollen wird neben den bereits genannten Aspekten auch die Kinetik der Sauerstoffaufnahme diskutiert. Besonders im Fokus steht dabei die sogenannte *Mean-Response-Time*, also die Latenzzeit, mit der sich der respiratorische Quotient (RQ) als zelluläre Größe in der Atemmaske als *Respiratory Exchange Ration* (RER) abbilden lässt (Schomaker & Greiwing, 2017). Cooper et al. (2001) beschreiben die Mean-Response-Time der Sauerstoffaufnahme ($\tau V'O_2$) als Delay zwischen Leistungssteigerung und entsprechend bedarfsgerechter Zunahme der Sauerstoffaufnahme, welche laut den Autoren in idealer Weise durch eine konstante Belastung im submaximalen Bereich zu bestimmen ist. Ausgehend von der Annahme eines stetig linearen Anstieges der Sauerstoffaufnahme im Verhältnis zur Leistungszunahme im submaximalen Bereich (vgl. 4.1.1.1) folgern einige Autoren, dass ein Belastungsprotokoll mit ebenso stetig linearem Anstieg der Belastung zur Ermittlung der $\tau V'O_2$ von Vorteil wäre (Boone, Koppo & Bouckaert, 2008). Sie argumentieren, dass die $\tau V'O_2$, als

Größe der Anpassungsfähigkeit des Organismus auf wechselnde Belastungsstrukturen nicht, wie beispielsweise von Cooper et al. (2001) gefordert, unter submaximalen Steady state Bedingungen zu erfolgen hat, sondern unter dynamisch wechselnden statt konstanten Bedingungen (Boone et al., 2008; Davis et al., 1982). Eben diese Dynamik erschwert es laut Haber (2013) jedoch, erhobene physiologische Parameter den entsprechenden Belastungen bei Rampenprotokollen zuzuordnen, weshalb er sich klar gegen den Einsatz von Rampenprotokollen in der leistungsphysiologischen Praxis ausspricht. Der Problematik wird laut Davis et al. (1982) optimal dadurch begegnet, die physiologische Antwortzeit interindividuell konstant mit 45 s anzugeben. Diese Vorgabe kann jedoch mehreren Studien zufolge nicht bestätigt werden (Faude, Meyer & Kindermann, 2006). Auch jüngere Veröffentlichungen kritisieren die Verwendung von Rampenprotokollen, indem sie die Linearität der Sauerstoffaufnahme im Verhältnis zur Lastzunahme gänzlich in Frage stellen (Kautz & Neptune, 2002; Keir, Paterson, Kowalchuk & Murias, 2018). Folgt man jedoch der Argumentationskette der Rampentestbefürworter, so stellt sich zwangsläufig die Frage, ob neben den bekannten Einflussfaktoren, wie beispielsweise dem Trainingszustand oder der Belastungsintensität, auch das zugrunde gelegte Rampenprotokoll, konkreter die Steilheit der Lastzunahme, die $\tau V'O_2$ beeinflusst (Cooper & Storer, 2001; Jones, Campbell & Pringle, 2004; Koppo, Bouckaert & Jones, 2004). Bereits früh lagen zu dieser Problemstellung widersprüchliche Studienergebnisse vor. So konnten Davis et al. (1982) keinen Unterschied der $\tau V'O_2$ bei unterschiedlichen Protokollen feststellen ($25 \text{ W} \cdot \text{min}^{-1}$, $30 \text{ W} \cdot \text{min}^{-1}$, $50 \text{ W} \cdot \text{min}^{-1}$), wohingegen andere Autoren bei steilen Belastungsanstiegen ($\geq 50 \text{ W} \cdot \text{min}^{-1}$) Abweichungen fanden (Hansen, Casaburi, Cooper & Wasserman, 1988; Swanson & Hughson, 1988). Auch Boone et al. (2008) beobachteten eine Verkürzung der $\tau V'O_2$, jedoch bereits bei einem Belastungsanstieg von $40 \text{ W} \cdot \text{min}^{-1}$. In ihrer Untersuchung kommen die Autoren zu dem Ergebnis, dass womöglich die Einstiegsintensität von größerer Relevanz sein könnte als der Belastungsanstieg, da hieraus die zur Erhebung der $\tau V'O_2$ notwendigen Basalwerte abgeleitet werden. Besonders auf dem Rad können stark erniedrigte Einstiegsintensitäten zu erhöhten relativen Werten in der Sauerstoffaufnahme führen, da der tatsächliche Sauerstoffbedarf nicht dem zuvor extrapolierten Wert entspricht (Hintzy-Cloutier, Zameziati & Belli, 2003). Grund dafür ist die unökonomische Arbeitsweise beim Radfahren mit ausbleibendem Widerstand (0 W-10 W), die zu einer erhöhten Sauerstoffaufnahme führen kann, welche auf die Ausführung der Bewegung selbst und nicht auf die zu überwindende Last zurückzuführen ist (Kautz & Neptune, 2002). Da die $\tau V'O_2$ unter anderem aus der basalen $V'O_2$ und der Steigung des Quotienten $V'O_2 / t$ abgeleitet wird, ist es nachvollziehbar, dass ein zusätzlicher, nicht unmittelbar lastbedingter Anstieg in der Sauerstoffaufnahme, welcher noch dazu bei zunehmender Last und damit einhergehender Ökonomisierung der Bewegung verschwindet, die $\tau V'O_2$ entscheidend beeinflusst. Ein solcher Effekt würde gegen die Verwendung von Rampenpro-

tokollen zur Bestimmung der mittleren physiologischen Antwortzeit sprechen, bzw. genauere Handlungshinweise zur Bestimmung der Einstiegsintensität und Lastzunahme notwendig machen. Letztere sind aber, wie bereits ausgeführt, derzeit nicht verbindlich.

3.2.4.4 Abwägungen und weitere Ansätze zur Protokollgestaltung

Die Optimierung von Belastungsprotokollen ist seit der Entwicklung der Spiroergometrie und der ersten Studie zur Optimierung der Belastungsgestaltung von Taylor et al. aus dem Jahre 1955 steter Faktor in der sportwissenschaftlichen Forschung. Wie bereits bei der Einzelbetrachtung etablierter Protokollformen zur sehen war, liegt ein Optimum, welches allen Probanden unter den vielfältig möglichen Untersuchungsbedingungen eine angepasste Datenerhebung garantiert, bisher nicht vor. Die vielen Studienergebnisse und Metaanalysen, die den Einfluss standardisierter oder individueller Testprotokolle auf physiologische Maximalwerte gering einschätzen, können zu der Annahme führen, die Wahl des Belastungsprotokolls als beliebig einzustufen. Die Tatsache, dass Rampen- und wie gezeigt auch Stufenprotokolle teils keinen signifikanten Unterschied bei den erhobenen spirometrischen Maxima liefern (Bentley & McNaughton, 2003), verschleiert häufig eine sehr wohl identifizierte Abweichung bei der Maximalleistung, die beispielsweise schon bei Davies et al. (1982) evident war. Zusätzliche liegt eine nachweisbare Veränderung der Verläufe im submaximalen Bereich der Energiebereitstellung vor (Kang et al., 2001). Diese Abweichungen lassen sich den unterschiedlichen Belastungsprotokollen zuordnen (Day et al., 2003), wobei eine längere Stufendauer mit niedrigeren Maximalleistungen einhergeht (Bentley & McNaughton, 2003; McNaughton et al., 2005). Die maximal erreichte Leistung im Test gilt unabhängig von respiratorischen Parametern seit langem als relevante Größe zur Erhebung des Leistungsstands (Balmer, Davison & Bird, 2000; Bentley et al., 2007; Bentley, McNaughton, Thompson, Vleck & Batterham, 2001) sowie zur Leistungsverlaufsanalyse (Lucía, Hoyos, Pérez & Chicharro, 2000). Demnach ist die Wahl des Belastungsprotokolls eventuell aus einer alleinigen Fokussierung auf die Maxima kardiorespiratorischer Größen ($\dot{V}E$, $\dot{V}O_2\text{max}$, HF) zweitrangig, auf einer ganzheitlichen Ebene der Leistungsdiagnostik, die möglichst viele relevante Parameter aufzeichnet und im Längs- und Querschnitt gegenüberstellt, ist dem Belastungsprotokoll sehr wohl ein enorm wichtiger Stellenwert beizumessen. Besonders im Bereich submaximaler Belastungsgrößen, wie beispielsweise der maximalen Umsatzrate der Fettutilisation oder ventilatorischer Schwellenwerte, ist die Forschungslage zum Einfluss des Belastungsprotokolls noch nicht eindeutig (Amann, Subudhi & Foster, 2004; Bentley et al., 2007; Weston, Gray, Schneider & Gass, 2002). Es gilt derzeit, die unterschiedlichen Schwächen der Standardprotokolle, seien sie in Bezug auf die fehlende Individualisierung, in ökonomischen Aspekten oder in Bereichen variabler Testgerätschaften zu suchen, gegen den priorisierten Zweck der Untersuchung abzuwägen. Soll die intra- und interindividuelle Vergleichbarkeit im Fokus stehen, muss das Protokoll aus nachvollziehbaren Gründen fixer Faktor sein, während bei einer Studie zu individuellen

Anpassungsverläufen unter Belastung variabelere Gestaltungsmöglichkeiten gegeben sind. Beltz et al. (2016) räumen dem Belastungsprotokoll bei der Vergleichbarkeit der Testwerte einen ebenso hohen Stellenwert ein, wie der Frage, ob die Untersuchung auf dem Rad oder dem Laufband durchgeführt wird. Bedenkt man zusätzlich die vielen Kombinationsmöglichkeiten aus den verwendeten Protokollen und den möglichen Formen der Lasteinleitung, welche durch die Entwicklung der mobilen Spiroergometriegeräte um ein Vielfaches angestiegen ist, so ist die Relevanz der Suche nach interindividuell vergleichbaren Belastungsverläufen offensichtlich. In der Praxis kann eine individuelle Protokollgestaltung ohnehin oft nur bedingt möglich gemacht werden, da organisatorische Rahmenbedingungen oder auch Begleituntersuchungen die Belastungsverläufe klar vorgeben oder zumindest entscheidend beeinflussen. Eine Übersicht der dargelegten Methodenvielfalt am Beispiel von Raduntersuchungen findet sich im Anhang (vgl. *Tabelle C 2*, S. 329).

Moderne Ansätze versuchen, den Widerspruch zwischen Standardisierung und Individualisierung der Belastung durch so genannte *Self-Paced* Protokolle zu umgehen. Die wesentlichen Kritikpunkte an traditionellen Belastungsprotokollen, welche zur Entwicklung der *Self-Paced* Ansätze führten, sind laut Mauger et al. (2012) in einem Aspekt zu bündeln. Die Ungewissheit über die Testdauer, die bei traditionellen Ausbelastungstests besteht, ist in keiner Weise mit realistischen sportlichen Belastungen zu vergleichen, da bei Wettkämpfen oder im Training Strecke, Wiederholungszahl oder Belastungszeit vor Belastungsbeginn bekannt sind. Diese Ungewissheit führt zu einer dem Sportler unbekanntem oder zumindest unrealistischen Belastungssituation, die zur Folge haben kann, dass aufgrund psychologischer Einflüsse nicht das tatsächliche Leistungsvermögen im Test abgerufen wird (Mauger & Sculthorpe, 2012). Die Übertragbarkeit der unter Laborbedingungen erhobenen Leistungsdaten wäre dadurch stark limitiert, ein Einsatz der Werte für die Intensitätsgestaltung im Rahmen der Trainingsplanung fraglich. Der Einfluss psychologischer Parameter auf die Testleistung gilt inzwischen weithin als akzeptiert. Motivationale Aspekte und das Ausmaß der subjektiv empfundenen Ermüdung sind mitverantwortlich für die zentralnervös gesteuerte Rekrutierung der Muskulatur und beeinflussen auf diesem Wege nachweislich die Testleistung (Noakes, 2008; Noakes, 2012). Unter Berücksichtigung dieser Kritik sind bei *Self-Paced* Protokollen die Stufenanzahl und -dauer festgesetzt und den Probanden im Vorfeld der Untersuchung bekannt. Die Intensität wird durch RPE-Werte vorgegeben, nicht anhand von fixen Wattzahlen oder Geschwindigkeiten. Die Probanden müssen die der Vorgabe entsprechende Leistung selbst einschätzen (Coquart, Garcin, Parfitt, Tourny-Chollet & Eston, 2014; Mauger, Metcalfe, Taylor & Castle, 2013; Mauger & Sculthorpe, 2012). Der Stellenwert der individuellen Beanspruchung im Verhältnis zur externen Belastung ist in *Self-Paced* Protokollen demnach stark erhöht. *Abbildung 14* zeigt das Belastungsschema eines nach den genannten Vorgaben gestalteten, submaximalen *Self-Paced* Belastungstests.

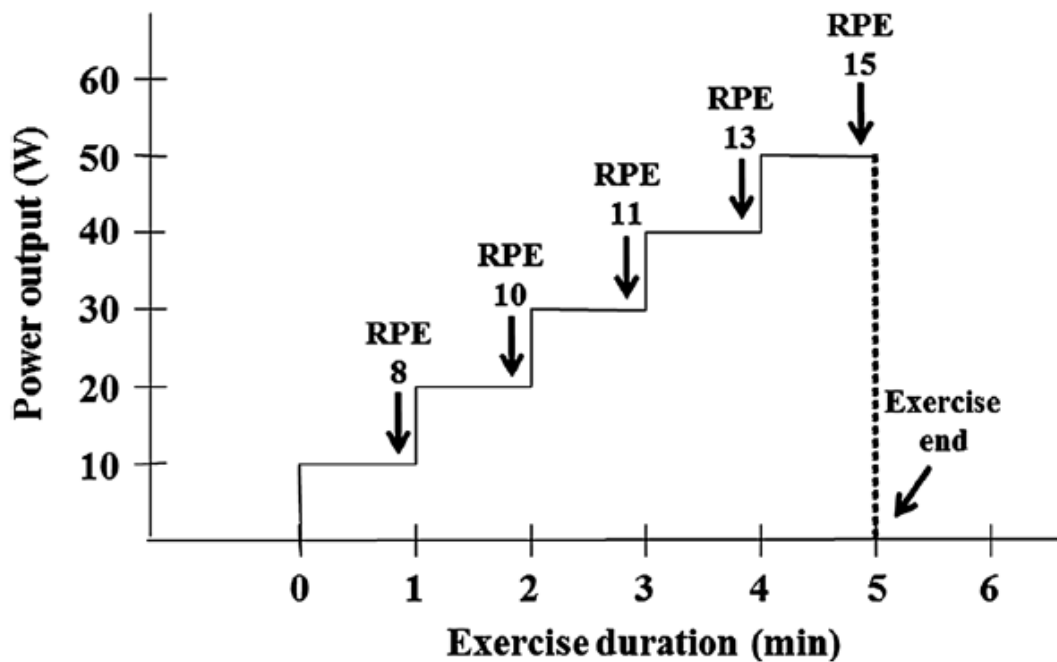


Abbildung 14. Verlaufsschema eines Self-Paced Belastungstests nach Coquart et al., 2014, S. 566.

Einen möglichen negativen Einfluss von zu strengen und statischen Belastungsvorgaben vermutete man bei Laufbandprotokollen bereits früh (Pollock et al., 1976; Pollock et al., 1982). Konkret wurde von höheren Maximalwerten durch selbst determinierte Geschwindigkeiten im Vergleich zu vorgegebenen Protokollen jedoch zum ersten Mal im Jahr 1984 bei Ruderern berichtet (Hagerman, 1984) und im Jahre 1993 für Raduntersuchungen bestätigt (Foster, Green, Snyder & Thompson, 1993). Diese frühen Ergebnisse basierten allerdings nicht dem direkten Vergleich zweier Belastungsprotokolle, sondern auf der Gegenüberstellung standardisierter Protokolle mit simulierten Wettkämpfen. Die Daten ließen jedoch vermuten, dass die bis dahin anhand der gängigen Belastungsprotokolle gewonnenen Maxima nicht den Werten in selbst gesteuerten Wettkampfsituationen entsprachen. Rückwirkend könnten hier auch motivationale Aspekte durch realistischere Belastungsorganisation mitursächlich gewesen sein, wie Mauger et al. (2012) vermuten. Zur subjektiven Einschätzung der individuellen Ausbelastung hat sich in der Leistungsdiagnostik die Stufeneinteilung von Borg (RPE-Skala) weitgehend durchgesetzt (Abe, Yoshida, Ueoka, Sugiyama & Fukuoka, 2015; Eston, 2012). Die Verknüpfung von selbst determinierten Intensitäten mit der quantifizierbaren Einteilung von Borg ist daher naheliegend. Mehrere Studien haben gezeigt, dass eine Intensitätssteuerung über die RPE-Skala bei vorgegebener Stufenlänge und Stufenzahl die $\dot{V}O_2\text{max}$ in submaximalen Stufentests verlässlich bestimmen kann, wobei unterschiedliche Protokolle, besonders hinsichtlich der Stufenlänge zum Einsatz kamen (Eston, Faulkner, Mason & Parfitt, 2006; Eston, Lamb, Parfitt & King, 2005; Eston & Thompson, 1997; Hanson et al., 2016; Morris, Lamb, Cotterrell & Buckley, 2009). Die Abschätzung der Sauerstoffaufnahme aus

submaximalen Belastungstests erfolgt durch Extrapolation der individuellen linearen Regression zwischen der submaximalen Sauerstoffaufnahme und den entsprechenden RPE-Werten (Coquart et al., 2014). Hier scheinen die Ergebnisse der Self-Paced Protokolle ebenso zur Berechnung geeignet, wie standardisierte Belastungen. Die Studienlage bei Ausbelastungstests ist hingegen widersprüchlich. Eine Untersuchung zur maximalen Ausbelastung nach einem Self-Paced Protokoll zeigte höhere $\dot{V}O_2\text{max}$ -Werte im Vergleich zu Protokollen mit streng vorgegebenen Intensitäten (Mauger et al., 2013), obwohl die Laufgeschwindigkeiten beim Self-Paced Protokoll geringer waren. Dieses Ergebnis deckt sich zumindest teilweise mit den frühen Wettkampfbeobachtungen (Foster et al., 1993; Hagerman, 1984). Dabei muss beachtet werden, dass die technischen Eigenschaften der Testgeräte (motorisiert bzw. nicht-motorisiert) erheblichen Einfluss auf die Übertragbarkeit der Ergebnisse haben könnten (Beltz et al., 2016). Die Self-Paced Protokolle wurden zum Teil auf nicht motorisierten Laufbändern absolviert, die zum Antrieb doch eine deutlich andere Aktivierung der Muskulatur, besonders der Beinbeuger, benötigen, als das Laufen auf motorisierten Laufbändern, welche bei den standardisierten Protokollen zum Einsatz kamen. Die höheren Sauerstoffaufnahmewerte könnten daher auf einer anders gearteten Faserrekrutierung beruhen (Mauger et al., 2013; Mauger & Sculthorpe, 2012). Diese letzte These lässt sich durch mehrere Studien bekräftigen, bei welchen auch die Self-Paced Protokolle auf motorisierten Laufbändern absolviert wurden. In diesen Untersuchungen zeigten sich bei trainierten Läufern keine Unterschiede in der $\dot{V}O_2\text{max}$ zwischen den Self-Paced Protokollen und den standardisierten Belastungen (Faulkner, Mauger, Woolley & Lambrick, 2015; Hogg, Hopker & Mauger, 2015; Scheadler & Devor, 2015; Sperlich et al., 2015). Zum gleichen Ergebnis kommen Studien auf dem Radergometer, wo Unterschiede in der Bewegungsökonomie im Vergleich zur Problematik zwischen motorisierten und nicht-motorisierten Laufbändern weitgehend ausgeschlossen werden können (Chidnok et al., 2013; Straub, Midgley, Zavorsky & Hillman, 2014). Da auch Untersuchungen zu anderen Belastungsformen bei unterschiedlichen Self-Paced Protokollen vergleichbare Ergebnisse zu Standardprotokollen lieferten (Lim, Lambrick, Mauger, Woolley & Faulkner, 2016), kann eine Übereinstimmung der beiden Testformen zumindest hinsichtlich der $\dot{V}O_2\text{max}$ angenommen werden (Hogg et al., 2018).

Ungeachtet noch offener Fragen und der doch deutlichen Dominanz standardisierter Belastungsprotokolle in der Praxis, könnte die Belastungssteuerung anhand individuell selbsteingeschätzter Beanspruchung in Zukunft eine ernstzunehmende Alternative zu etablierten Belastungsprotokollen darstellen, die den Athleten eine realistische Testumgebung bereitet (Hogg et al., 2015). Besonders bei maximalen Ausbelastungstests ist jedoch noch erheblicher Forschungsbedarf gegeben, auch zur Übertragbarkeit der bisherigen Ergebnisse auf unterschiedliche Altersstufen oder der Vergleichbarkeit submaximaler Testparameter (Hogg et al., 2018; Jenkins, Mauger & Hopker, 2017). Es stellt sich die Frage, ob die Probanden unabhängig vom individuellen Leistungsniveau in der Lage sind, ihre subjektive Beanspruchung in der notwendigen Präzision unter Testbedingungen einzuschätzen und entsprechende

Leistungen zu erbringen. Gerade für unerfahrene Sportler könnte dieser Aspekt ein Ausschlusskriterium darstellen, da mehrere Versuche und längere Eingewöhnungsphasen wohl für verlässliche Testvoraussetzungen wären. Im Sinne des Nebengütekriteriums der Ökonomie sind die Self-Paced Protokolle dem aktuellen Kenntnisstand nach deshalb für den breiten Einsatz noch nicht tauglich.

3.3 Datenverarbeitung

Bereits im Zuge der Erläuterungen zur Messtechnik (vgl. 3.2.2) wurde darauf eingegangen, dass die stark ausdifferenzierte Datenerhebung im Breath-by-Breath Verfahren zwar den Vorteil bringt, Reaktionen des pulmonalen Systems rascher und ausdifferenzierter abzubilden, jedoch mit Herausforderungen im Umgang mit den einzelnen Messkanälen und den ausgegebenen Rohdaten einhergeht. Mehrfach werden im Zuge dieses Verfahrens mathematische Bearbeitungen der gemessenen Datenkanäle durch Algorithmen notwendig. Das Breath-by-Breath Verfahren im Rahmen spiroergometrischer Untersuchungen ist als systematischer Prozess zu sehen. Die Algorithmen zur Messkanalsynchronisation sind dabei als automatisierter Schritt der Software für den Diagnostiker nicht zu beeinflussen, werden daher auch in der vorliegenden Arbeit nicht vertieft behandelt. Dennoch ist die enorme Bedeutung einer funktionierenden Kanalsynchronisation über alle Belastungsbereiche hinweg für stabile Messwerte als Grundvoraussetzung hervorzuheben. Von weitaus größerem Stellenwert für die vorliegende Arbeit, da im Zuge der Datenverarbeitung durch den Diagnostiker aktiv und vielfältig zu beeinflussen, ist die zweite mathematische Datenkorrektur, auch Datenglättung genannt. Durch die enorme Fülle an einzelnen Messpunkten im Breath-by-Breath Verfahren, welche die Ausmaße der in den Grundlagenstudien von Hill & Lupton (1923) oder Taylor et al. (1955) zur Anwendung kommenden Technologien um ein Vielfaches übertrifft, ist eine systematische mathematische Glättung der Rohdaten für eine aussagekräftige Datenauswertung im Rahmen sportwissenschaftlicher Leistungsdiagnostiken unumgänglich. Ursache dafür sind signifikante Schwankungen im Gasaustausch, die zwischen einzelnen abgebildeten Atemzügen in Ruhe sowie unter Belastung gut belegt sind (Hill, Stephens, Blumoff-Ross, Poole & Smith, 2003). Diese Fluktuationen spiegeln dabei nicht etwa spontane Änderungen im Energiebedarf bzw. der Sauerstoffverarbeitung auf muskulärer oder pulmonaler Ebene wieder (Robergs, Dwyer & Astorino, 2010), sondern sind hauptsächlich, wie bereits früh vermutet (Hlastala, Wranne & Lenfant, 1973; Linnarsson, 1974; Pearce & Milhorn, 1977; Pearce, Milhorn, Holloman & Reynolds, 1977), durch Veränderungen in der Ventilation zu begründen. Innerhalb der nicht metabolisch basierten Variabilität scheint das Tidalvolumen einen bedeutenden Stellenwert einzunehmen. In mehreren Untersuchungen gab es deutliche Hinweise darauf, dass bei einem Abgleich zwischen Tidalvolumen und Atemfrequenz das Erstgenannte den prozentual höheren Einfluss auf die beobachtete Variabilität hatte. So konnte bei Kindern ein Anteil von 43 % Tidalvolumen gegenüber

22 % Atemfrequenz ermittelt werden (Potter, Childs, Houghton & Armstrong, 1999), während frühere Studien mit 51 % Tidalvolumen bzw. 25 % Atemfrequenz sogar einen noch höheren Stellenwert bestimmten (Myers, Walsh, Sullivan & Froelicher, 1990). Selbst bei optimaler Kanalsynchronisation im Rahmen der ersten mathematischen Datenbearbeitung des Breath-by-Breath Verfahrens sind die Rohdaten für eine sportwissenschaftliche Auswertung also unbearbeitet, sprich ohne die Anwendung einer algorithmischen Datenglättung nicht zu verwenden (vgl. *Abbildung 15*).

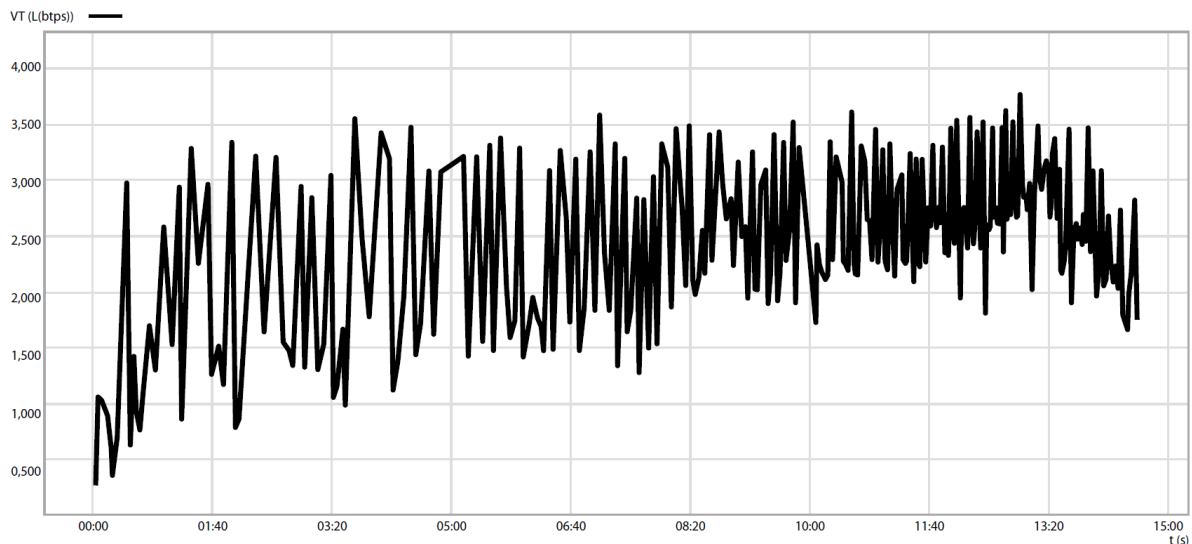


Abbildung 15. Variabilität des Tidalvolumens in einem ungeglätteten Breath-by-Breath Test (Radergometer, Rampentest).

Anhand der dargestellten ungeglätteten Messwerte ist neben den variablen Tidalwerten auch die Zunahme der Atemfrequenz gegen Testende deutlich zu erkennen, wodurch im Breath-by-Breath Verfahren als Konsequenz die Anzahl der Messwerte im höheren Belastungsbereich ansteigt. Die auch im Grenzbereich gegebenen Schwankungen im Tidalvolumen führen in Kombination mit der erhöhten Anzahl an Messwerten besonders am Ende der Belastungsuntersuchungen zu potenziell fehlerhaften Messwertinterpretationen, sofern ungeglättete Rohwerte übernommen werden.

Vor diesem Hintergrund stellt sich die Frage, welcher Glättungsalgorithmus die Variabilität am zuverlässigsten ausgleicht und bis zu welchem Grad eine solche Angleichung stattfinden soll und kann, ohne die Ergebnisse der Messungen in unzulässigem Maße abzufälschen und die Validität der Messwerte zu gefährden. Ziel einer jeden nachträglichen Datenverarbeitung ist eine möglichst störungsfreie Darstellung der Probandendaten, wobei die Verarbeitungsmethode unter der Prämisse steht, intersubjektiv lückenlos nachvollziehbar und reproduzierbar zu sein. Vor dem Hintergrund des Nebengütekriteriums der Testökonomie ist ferner eine Umsetzbarkeit ohne zeit- und kostenintensiven Mehraufwand obligatorisch, um untersucherübergreifende Akzeptanz zu erhalten (Robergs & Burnett, 2003). Für gewöhnlich haben sich bei älteren Testverfahren, zu denen die Spiroergometrie zweifelsohne zu zählen

ist, in entscheidenden Arbeitsschritten gewisse Verfahren als sogenannter Goldstandard etabliert. Im Bereich der Rohdatenglättung bei Breath-by-Breath Messungen konnte jedoch nach intensiver Literaturrecherche kein solcher Standard bei Glättungsalgorithmen identifiziert werden. Nach wie vor stellt sich in diesem Zusammenhang die Frage, wie ein solcher zu validieren wäre.

Verfahren zur Datenglättung sind algorithmische Berechnungen, mit dem Ziel einer besseren Lesbarkeit der Daten, welche zwingend mit einem gewissen Informationsverlust einhergehen. Zur Etablierung eines Goldstandards fehlen aktuell Referenzwerte zur Einschätzung der Größe und Akzeptanz dieses Informationsverlustes, da nur die Spiroergometrie selbst vergleichbare kontinuierliche Informationen zur Stoffwechselsituation des Gesamtorganismus unter Belastung liefert. Es fehlt eine Messmethode mit der gleichen Güte und Präzision, welche als Referenz zum Abgleich besonders von Breath-by-Breath Daten dienen könnte. Da das Breath-by-Breath Verfahren die jüngere Messtechnik ist, wäre zu vermuten, dass sich Glättungen anhand der Mischkammertechnik oder Douglas-Bag Methode validieren lassen. Besonders die Douglas-Bag Methode gilt traditionell als Goldstandardverfahren zur Erfassung der Atemgase unter variablen Belastungssituationen. Als Referenztechnik für hochmoderne Glättungsalgorithmen zeigt sie sich jedoch eher ungeeignet, da auch die Douglas-Bag Methode vermehrt kontrovers hinsichtlich ihres Status als Goldstandard diskutiert wird (Shephard, 2012). Gewinnbringender scheint der Einsatz von Stoffwechselsimulatoren, die unterschiedliche Stoffwechselsituationen, Atemfrequenzen und Tidalvolumina präzise simulieren und reproduzieren können. Aktuell finden diese Systeme Anwendung im Bereich der Gerätevalidierung. Bei der Durchsicht dieser Validierungsstudien fällt auf, dass zur Gerätevalidierung anhand eines Stoffwechselsimulators unterschiedliche Glättungsalgorithmen zum Einsatz kommen. So lag einmal ein Glättungsalgorithmus über ein 60-sekündiges Zeitfenster zugrunde (Guidetti et al., 2018), bei einer anderen Studie wurde alle 10 s ein gleitender Mittelwert über die letzten 30 s erhoben, von jenen Werten ausgehend erfolgte dann eine arithmetische Mittelung über sechs Werte (Baldari, Meucci, Bolletta, Gallotta & Guidetti, 2016). Keine dieser Glättungen wird jedoch vom Hersteller für das auf diese Weise validierte Gerät (K5, Cosmed) empfohlen, ebenso wenig finden sich diese Glättungen in der Praxis gehäuft wieder. So kann der Einsatz von Stoffwechselsimulatoren sicherlich als gewinnbringender Ansatz angesehen werden, obwohl sich trotz Verfügbarkeit und Verwendung in der Validierung neuer Geräte darauf aufbauend abermals kein Optimum oder Goldstandard in der Glättung etablieren konnte. Daher gilt es weiterhin, für jede Diagnostik individuell zwischen Nutzen im Rahmen der Datenauswertung und Verlust durch zu starken Eingriff in die Probandenrohdaten abzuwägen.

Dieser Problemstellung wird derzeit auf unterschiedlichen Wegen begegnet. Um den physiologisch gegebenen Fluktuationen Rechnung zu tragen, kommen verschiedene Strategien zur Datenglättung zum

Einsatz, wobei die gängigsten mathematischen Verfahren Glättungen anhand einer festgelegten Anzahl von Atemzügen oder zeitbasierte Glättungen umfassen (Martin-Rincon et al., 2019; Robergs et al., 2010; Robergs & Burnett, 2003; Scheadler, Garver & Hanson, 2017). Darüber hinaus existieren auch digitale Filterungen, welche jedoch mit erheblichem mathematisch-statistischem Mehraufwand in der Nachbearbeitung einhergehen und deshalb trotz scheinbar verlässlicherer Ergebnisse derzeit keinen flächendeckenden Einzug in die leistungsdiagnostische Praxis finden (Robergs et al., 2010). Neben diesen klar kategorisierbaren Glättungsmethoden liegen in der Praxis auch etliche unterschiedlich gear-tete Kombinationen aus den angeführten Glättungsverfahren sowie mehrfach hintereinander geschaltete Glättungen mit unterschiedlichen Referenzpunkten vor (Midgley, MacNaughton & Carroll, 2007a). Auch die manuelle Datenkorrektur bei Ausfällen bestimmter Messkanäle oder dokumentierten äußeren Störungen fällt in die Kategorie der Glättung bzw. der nachträglichen Datenverarbeitung. Im weiteren Verlauf stehen zeitbasierte und atemzugbasierte Glättungsalgorithmen im Fokus, da diese in der Forschungslandschaft eine dominante Rolle einnehmen (Martin-Rincon et al., 2019; Robergs et al., 2010; Scheadler et al., 2017).

Die einzelnen Verfahren innerhalb der bereits angedeuteten Methodenvielfalt münden nicht zwingend im gleichen Ergebnis. Zwar reduzieren die unterschiedlichen Glättungsmethoden wohl wirkungsvoll den Einfluss der Schwankungen in der Ventilation, die genaue Ausprägung der Glättungsalgorithmen beeinflusst darüber hinaus jedoch auch ungewollt eine Reihe von Messwerten spiroergometrischer Untersuchungen, sodass die Ergebnisse geglätteter Datensätze nicht mehr ausschließlich auf die Physiologie der Probanden zurückgehen, sondern in signifikantem Maße dem Einfluss der diagnostischen Methodik unterliegen (Matthews, Bush & Morales, 1987; Scheadler et al., 2017; Scirba, Owens & Ondrizek, 1991; Smart et al., 2015). Im Bereich der Verifikation der $\dot{V}O_2\text{max}$ konnten beispielsweise bei einer Glättung auf Zeit⁹ deutlich weniger Plateaubildungen (vgl. 4.1.2.3) beobachtet werden, als bei einer Glättung nach 11 oder auch 15 Atemzügen der identischen diagnostischen Rohdaten (Astorino, Robergs, Ghiasvand, Marks & Burns, 2000). Eine weitere Untersuchung der gleichen Problemstellung ergab, dass sich innerhalb der zeitbasierten Glättung ein kürzeres Zeitintervall (15 s) günstiger auf die Wahrscheinlichkeit einer Plateaubildung auswirkt als ein längeres Zeitintervall (60 s), in dem größere Datenmengen integriert werden (Astorino, 2009). Gleiches gilt für atemzugbasierte Glättungen (Nolan, Maddison & Dalleck, 2014).

Die Reproduzierbarkeit von Sauerstoffwerten ist durch die Glättungsmethode nicht beeinflussbar, bei konstantem Glättungsvorgehen sind die Werte demnach stabil (Martin-Rincon et al., 2019; Midgley, MacNaughton & Carroll, 2007a). Sehr wohl jedoch unterliegen die Maximalwerte bei Veränderungen

⁹ In der zugrunde liegenden Untersuchung wurden 30 s bzw. 60 s Durchschnittswerte ausgegeben.

der Datenverarbeitung Schwankungen, die zweifelsfrei auf dem zugrunde gelegten Glättungsintervall beruhen (Astorino, 2009; Martin-Rincon et al., 2019; Robergs, 2001; Scheadler et al., 2017; Smart et al., 2015). Die Unterschiede durch Einfluss der Glättung könnten dabei im Bereich der $\dot{V}O_2\text{max}$ oder der $\dot{V}O_2\text{peak}$ bis zu 15 % (Casaburi et al., 2003) oder gar 20 % (Johnson, Carlson, VanderLaan & Langholz, 1998; Matthews et al., 1987) betragen. Allerdings werden mit 6 % bzw. 4.8 % auch deutlich geringere Abweichungen dokumentiert (Midgley et al., 2007a; Smart et al., 2015), sodass die Differenz von 20 % eher als Ausnahme zu sehen ist, bzw. auf dem Abgleich zwischen Glättungen und Rohdaten beruhen muss (Johnson et al., 1998). Dabei gilt es zu berücksichtigen, dass besonders die $\dot{V}O_2\text{max}$ -Determinierung auf besonders präzise Datenerfassung angewiesen ist, da der Parameter durch trainingsbedingte Anpassungen nur eine relativ geringe Plastizität von 10 - 30 % aufweist (Montero & Lundby, 2017). Glättungsbedingte Abweichungen vom zuvor beschriebenen Ausmaß sind daher für die praktische Arbeit in der Trainingsplanung nicht zu akzeptieren, da sie Anlass zu Fehlinterpretationen sein können. Grundsätzlich führen kleinere Glättungsintervalle zu höheren Messwerten, große Glättungsintervalle erniedrigen die Messwerte (Robergs et al., 2010). Diese in *Abbildung 16* dargestellte Zuordnung lässt sich sowohl für atemzug- als auch für zeitbasierte Glättungen bei Intervallen zwischen sechs und 60 Atemzügen respektive Sekunden lückenlos belegen (Martin-Rincon et al., 2019).

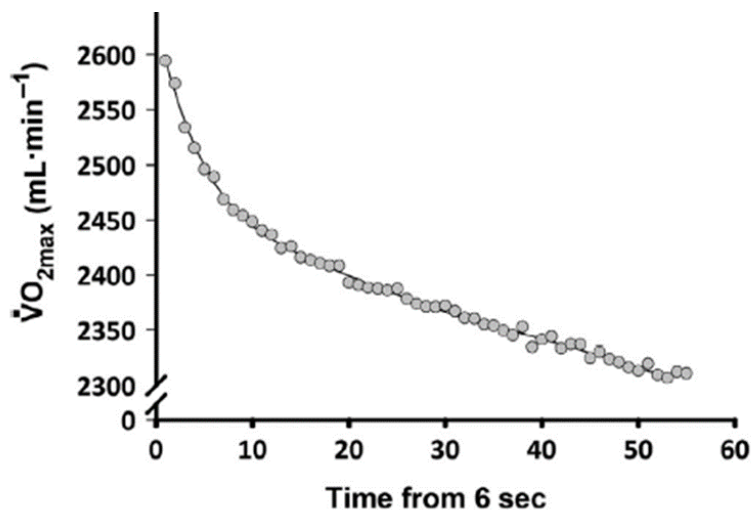


Abbildung 16. Beziehung zwischen Größe des Glättungsintervalls und maximal erreichten $\dot{V}O_2\text{max}$ -Werten am Beispiel der zeitbasierten Glättung aus Martin-Rincon et al., 2019, S. 1484.

Die beschriebene Tendenz scheint hier vom Probandenkollektiv unabhängig zu sein, da Studienergebnisse von trainierten und untrainierten sowie teils pathologischen Kollektiven beider Geschlechter keine Unterschiede aufzeigen (Robergs et al., 2010; Scheadler et al., 2017; Smart et al., 2015). Der Einfluss des Alters ist bisher nicht durch Studien geklärt. Abhängig von den Probanden scheint hingegen das Ausmaß der Abweichung. Bei trainierten Probanden ist die Abweichung zwischen langen und kurzen Glättungsintervallen zwar tendenziell gleich, jedoch signifikant kleiner als die von untrainierten

Probanden (Martin-Rincon et al., 2019). Diesbezüglich scheinen bereits geringe Veränderungen im Leistungsstand relevant zu sein.

Hinsichtlich der verwendeten Belastungsprotokolle lässt sich festhalten, dass sowohl bei in der Intensität graduell ansteigenden Protokollen als auch bei Belastungstests mit konstanten Intensitäten im ausbelastenden Bereich Varianzen durch das Glättungsintervall gut belegt sind (Astorino, 2009; Hill et al., 2003). Diskontinuierliche Belastungstests lagen bisher keiner Studie zugrunde. Ob und in welcher Form die bisherigen Ergebnisse zum Einfluss der Glättungsalgorithmen hier zu übernehmen sind, lässt sich bis dato nur vermuten. Vor dem Hintergrund der Tatsache, dass diskontinuierliche Belastungsprotokolle in der sportwissenschaftlichen Praxis durch die Kopplung von Spiroergometrie und Laktatdiagnostik besonders bei Laufbanduntersuchungen zum Standard gehören, ist die Forschungslücke in diesem Bereich als kritisch zu sehen.

Anders als die Protokollgestaltung hinsichtlich Intensität und Lastverlauf hat die Form der Lasteinleitung signifikanten Einfluss auf die Relation zwischen Länge des Glättungsintervalls und Höhe der Sauerstoffmaxima. Bei Laufbandprotokollen scheint sich die Reduzierung der Intervalllänge bei atemzugbasierter und zeitbasierter Datenmittelung stärker auf die Erhöhung der Messwerte auszuwirken als bei Fahrradtests. Unterschiede von bis zu 2.8 % konnten hier identifiziert werden (Martin-Rincon et al., 2019), wenngleich die Studienlage in diesem Bereich noch nicht sehr aussagekräftig ist.

Nimmt man die Belastungszeit als potenziellen Einflussfaktor mit hinzu, so lassen sich die bereits getroffenen Aussagen zum Glättungseinfluss wie folgt ergänzen. Die höchsten Maximalwerte sind bei einer Kombination aus längeren konstanten Laufbelastungen und kleinstufigen Glättungsintervallen zu erreichen, wobei der positive Einfluss der Belastungszeit zumindest bei konstant hochintensiven Belastungsstrukturen nach 6 min zurückgeht (Hill et al., 2003) und damit für die diagnostische Praxis lediglich bei sehr speziell gearteten Testprotokollen entscheidend ist, da die erreichten Gesamtbelastungszeiten für gewöhnlich oberhalb dieses Grenzwertes liegen.

Allgemein lassen sich für die atemzugbasierte und die zeitbasierte Glättung folgende methodentypische Fehlerquellen identifizieren, die ursächlich für die eben beschriebenen Tendenzen zu sein scheinen. Bei der Glättung auf Zeit bleibt die Anzahl der innerhalb des festgelegten Zeitfensters durchlaufenen Atemzüge unberücksichtigt. Mit zunehmender Intensität, welche für viele leistungsdiagnostische Testprotokolle charakteristisch ist, steigt die Atemfrequenz sukzessive bis zu ihrem Maximum an. Die Konsequenz beider Faktoren ist eine ungleiche Anzahl an Atemzügen, die innerhalb der zeitbasierten Glättungsintervalle auf den verschiedenen Belastungsintensitäten in die Mittelwertberechnung miteingehen. Die Daten pro Zeiteinheit können dabei erheblich variieren, da sich die Atemfrequenz unter Last verfünffachen kann. *Abbildung 17* verdeutlicht diese Verzerrung, wobei ein

Belastungstest auf dem Rad mit zunehmender Intensitätssteigerung bis zur individuellen Ausbelastung zugrunde liegt. Es ist offenkundig, wie die Anzahl der in die Berechnung eingehenden Atemzüge innerhalb der einzelnen Glättungsintervalle (15 s, 30 s, 60 s) mit zunehmender Last ansteigt.

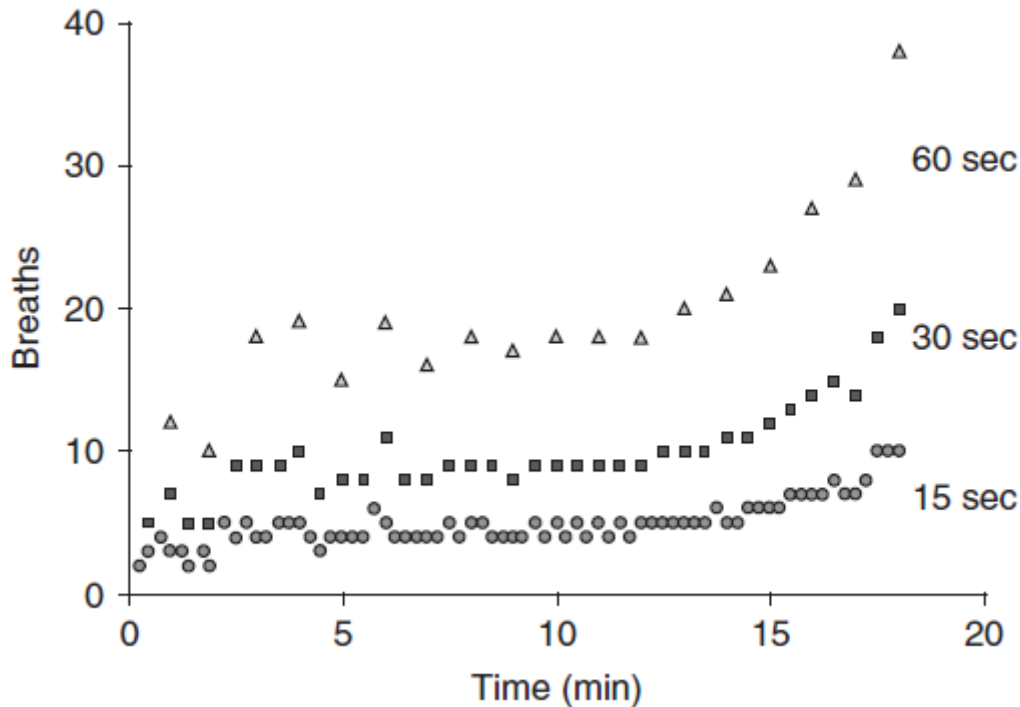


Abbildung 17. Unterschiedliche Atemzüge innerhalb der Glättungsintervalle bei zunehmender Last aus Robergs et al., 2010, S. 103.

Besonders im Endlastbereich bei ansteigenden Messwerten können durch dieses Vorgehen Maxima potenziell „heruntergerechnet“ werden, wenn das Glättungsintervall entsprechend lang ist (Kroidl, 2015), wodurch methodenbedingt eine nicht der tatsächlichen Leistung entsprechende Maximalwertangabe die Folge wäre. Ein weiteres Problem langer Zeitintervalle zur Glättung liegt in der relativ geringen Anzahl an Datenpunkten, die zur grafischen Auswertung bereitstehen. Besonders für die Bestimmung der ventilatorischen Schwellen anhand der Kurvenverläufe ist eine möglichst ausdifferenziert abbildende Darstellung der Graphen wünschenswert, weshalb grundsätzlich die Breath-by-Breath Methode empfohlen wird (Roeker et al., 2005). Genaue Angaben zu den Glättungsalgorithmen weisen jedoch diesbezüglich Unstimmigkeiten auf (Meyer, Lucía, Earnest & Kindermann, 2005; Westhoff et al., 2013).

Bei der atemzugbasierten Glättung ist ebenfalls eine systematisch auftretende Fehlerquelle zu beobachten. Mit der zunehmenden Atemfrequenz bei Intensitätssteigerungen folgt als Konsequenz eine Abnahme der Zeit zwischen zwei Atemzügen. Folglich werden mehr Atemzüge pro Zeiteinheit subsumiert. Damit einher geht bei atemzugbasierter Glättung ein kürzeres Zeitfenster pro Glättungsstufe,

woraus bei höheren Belastungsintensitäten mehr geglättete Datenpunkte pro Zeiteinheit resultieren. Die Zeitintervalle, welche für die Atemzüge zur Mittelwertbestimmung notwendig sind, nehmen ab, wie *Abbildung 18* nochmals anschaulich verdeutlicht. Analog zur vorherigen Darstellung liegt ein Belastungstest auf dem Rad mit zunehmender Intensitätssteigerung bis zur individuellen Ausbelastung zugrunde. Besonders bei einer Mittelung über 21 Atemzüge ist der Unterschied im benötigten Zeitintervall sehr prägnant.

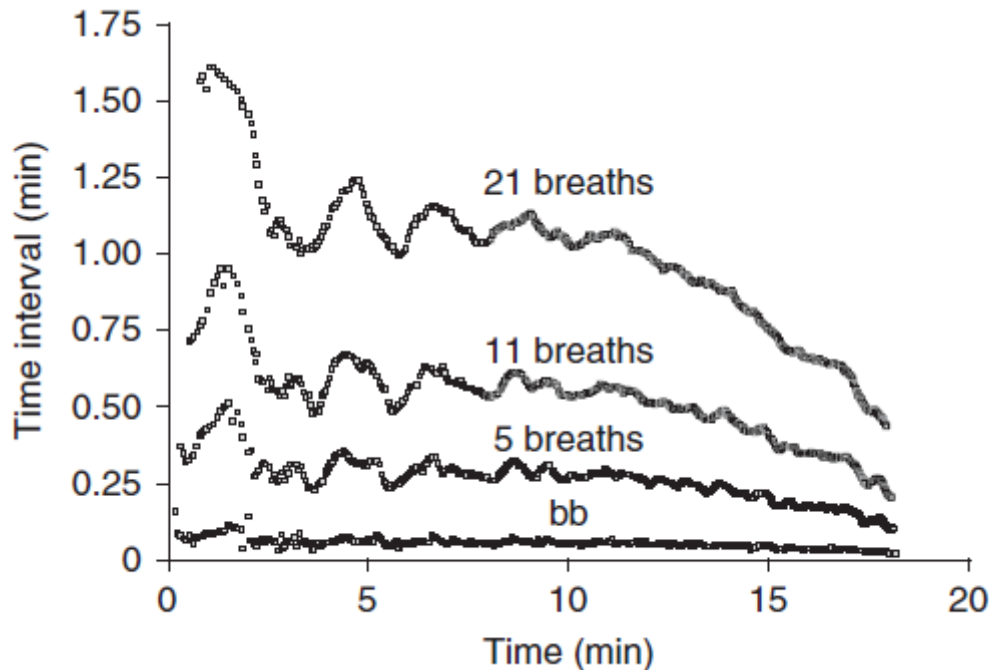


Abbildung 18. Unterschiedliche Dauer der Glättungsintervalle bei zunehmender Last aus Robergs et al., 2010, S. 103.

Die Kenntnis über den abgebildeten Messwertverlauf ist insofern von Bedeutung, als dass Glättungen über kleine Atemzugzahlen zwar bei niedriger Intensität die Variabilität relativ stabil reduzieren können, bei hoher Intensität ist dies jedoch nicht zwingend der Fall, da durch die gesteigerte Anzahl der Messwerte und die stark abnehmende Zeit pro Messintervall der Einfluss der Variabilität im Fluss zunimmt.

Für beide gängigen Glättungsverfahren liegen demnach methodentypische Problemstellungen vor. Die Anzahl der Daten, die in die Glättung einbezogen werden, ist vor dem Hintergrund der eben erläuterten Methodenspezifika so festzulegen, dass sich die Auswahl für niedrige Intensitäten, aber auch für Intensitäten im Endlastbereich eignet. Dies ist dann der Fall, wenn die Variabilität im Fluss als Einflussfaktor reduziert wird, Messwertänderungen metabolischen Ursprungs jedoch möglichst nicht verloren gehen. Ein Lösungsversuch dieser Problematik besteht in der Verwendung *gleitender* oder auch teils

als *rollend* bezeichneter Mittelwerte, die gleichermaßen für atemzugbasierte und zeitbezogene Datenverarbeitung zum Einsatz kommen. Dabei werden die Mittelwerte nicht aus einer bestimmten Anzahl konsekutiv aufeinander folgender Werte bestimmt, sondern aus teils überlagerten Werten, sodass einzelne Messwerte mehrfach in die geglätteten Daten miteingehen (Prins, 2013). Das Vorgehen zur Berechnung der rollenden Glättung aus Breath-by-Breath Rohdaten verläuft wie folgt. Zunächst werden die ersten Rohdatenpunkte (=Atemzüge) nach einer frei bestimmbar Zahl an abgeschlossenen Atemzügen gemittelt, wodurch man den ersten geglätteten Messwert erhält. Für den zweiten Messwert wird nun aus dem vorherigen Intervall der erste Atemzug entfernt und gleichzeitig der nächstfolgende angefügt (Prins, 2013). Dadurch ergibt sich das neue Glättungsintervall, welches in der Anzahl der Atemzüge dem ersten entspricht. Die arithmetische Mittelung dieses zweiten Glättungsintervalls führt zum zweiten geglätteten Messwert. Das Vorgehen wird anschließend analog bis zum Testabbruch für alle Rohwerte wiederholt. Für die atemzugbasierte Glättung über 10 Atemzüge würde dies konkret bedeuten, dass die erste Mittelung die Atemzüge 1 bis 10 enthält, die zweite Mittelung die Atemzüge 2 bis 11, die dritte Mittelung die Atemzüge 3 bis 12 und weiter diesem Schema folgend.

Bei gleitenden Zeitmitteln verhält es sich anders, da die rollende Mittelung hier streng genommen ein zweistufiges Glättungsverfahren darstellt. Das zweistufige Vorgehen ist notwendig, da Breath-by-Breath Rohwerte immer als Atemzüge ausgegeben werden, nicht pro Sekunde¹⁰. In einem ersten Schritt müssen die Rohwerte daher über ein beliebig langes, jedoch konstantes Zeitintervall hinweg gemittelt werden. Daraus ergibt sich eine lückenlose zeitbasierte Datenreihe aus Zeitmittelwerten. Erst anhand dieser Daten kann dann die gleitende Mittelung erfolgen. Das weitere Vorgehen verläuft analog zu dem bereits beschriebenen Prozedere bei der rollenden Glättung der Atemzugrohdaten. Die Glättungsintervalle verschieben sich je um einen Zeitmittelwert, sodass diese mehrfach in geglättete Daten eingerechnet werden. *Abbildung 19* schematisiert das beschriebene Vorgehen der zeitbasierten rollenden Glättung. Es ist zu erkennen, wie die Zeitmittel (ZM), welche aus der ersten Glättung der Rohwerte über ein frei definiertes Zeitintervall resultieren, sukzessive in die Bestimmung der gleitenden Mittelwerte (GM) eingehen.

¹⁰ Eine kontinuierliche Ausgabe pro Sekunde ist unmöglich, da während des Test nicht jede Sekunde ein Atemzug erfolgt, bzw. Atemzüge über mehrere Sekunden hinweg erstreckt sein können. Eine lückenlose Ausgabe der Breath-by-Breath Rohdaten ist daher nur in Form von aufsteigend nummerierten Atemzügen möglich.

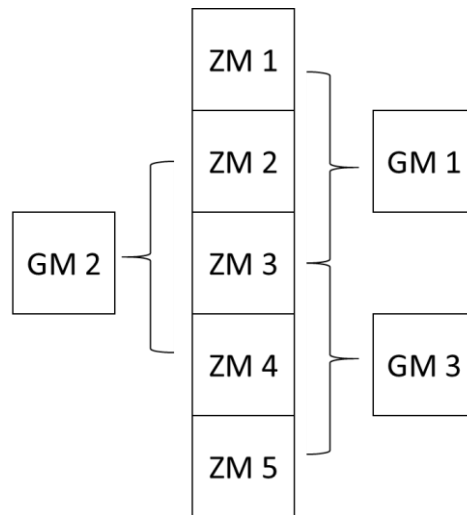


Abbildung 19. Schema zum Vorgehen der Ermittlung gleitender Mittelwerte bei zeitbasierten Glättungen.

Aus dem Vorgehen zur Errechnung der gleitenden Mittelwerte bei zeitbasierten Glättungen ergibt sich durch die Zweistufigkeit eine potenzielle Fehlerquelle, welche sich besonders auf Seiten der Dokumentation bzw. Terminologie manifestiert. Während bei den atemzugbasierten gleitenden Mittelwerten unabhängig von der Länge des Glättungsintervalls klar ist, dass je ein Atemzug dem Glättungsintervall vorne gekürzt und hinten angefügt wird, ist die Zahl der Atemzüge aber auch die Anzahl der einbezogenen Zeitmittelwerte bei den zeitbasierten gleitenden Mittelwerten nicht eindeutig. Ein gleitender Mittelwert über 30 s kann sich aus zwei 15 s-Intervallen zusammensetzen, aber auch aus drei 10 s-Intervallen oder sechs 5 s-Intervallen, um nur einige Beispiele zu nennen. Je nach Zusammensetzung erfolgt dann ein entsprechend großer oder kleiner Versatz in den Intervallen der gleitenden Mittelung. Während bei den 15 s-Intervallen nur ein Wert (ZM) konstant bleibt, so sind es bei den 5 s-Intervallen vier. Aus der Bezeichnung „30 s gleitender Mittelwert“ alleine ist die zugrunde liegende Intervalllänge des ersten methodischen Schrittes, der Glättung der Breath-by-Breath Rohdaten über Zeit, nicht zu entnehmen, sondern lediglich die Gesamtsumme der einzelnen Intervalle. Bei der Verwendung des Verfahrens der gleitenden Mittelung über Zeit ist demnach für das methodisch korrekte Vorgehen auch das Intervall zur Bestimmung der ersten Stufe der Zeitmittelung unbedingt im Rahmen der Methodikbeschreibung mit anzugeben, um eine intersubjektive Nachvollziehbarkeit zu gewährleisten.

Die potenziellen Fehlerquellen der Glättungsmethoden sind in hohem Maße von den Reaktionen des Körpers auf ansteigende Lasten abhängig, besonders von Adaptationen im Bereich der Ventilation. Das Ausmaß solcher Anpassungsmechanismen basiert neben dem individuellen Trainingszustand zu einem großen Teil auf der von außen vorgegebenen Belastungsform und Belastungssteigerung. Lastprotokolle sind in der Leistungsdiagnostik allerdings nicht zwingend standardisiert, sondern variieren je nachdem, welches Untersuchungsziel bzw. welche Testpopulation zugrunde liegt. Die Notwendigkeit der Spezifikation des Zusammenwirkens aus Glättungsmethode und Belastungsprotokoll in Bezug auf

den konkreten Effekt für die Datenqualität ist demnach angesichts der gebotenen Vielfalt in beiden Teilbereichen offensichtlich. Verlässliche Angaben zur Glättung, die auf spezifischen Untersuchungsreihen unterschiedlicher Belastungsprotokolle basieren, sind jedoch bisher die Ausnahme (Hill et al., 2003; Scheadler et al., 2017). Der genaue Einfluss der Laststeigerung und -form auf die Glättungseffekte lässt sich daher nur theoretisch herleiten und noch nicht mit ausreichender empirischer Evidenz in seiner Form und Ausprägung erfassen. Zwar ist aus den genannten Untersuchungen zu folgern, dass die bisher dargestellten methodischen Effekte der Glättungsalgorithmen auf die Messwerte vom Protokoll weitestgehend unabhängig zu sein scheinen (Martin-Rincon et al., 2019; Scheadler et al., 2017), diese pauschale Vorgabe muss jedoch stark eingeschränkt werden, da von den vielfältigen Ausprägungen an Testprotokollen und Belastungsformen bisher erst ein nahezu verschwindend geringer Teil explizit in Studien zur Anwendung kam. Scheadler et al. (2017) verweisen darüber hinaus selbst auf den potenziell signifikanten Einfluss des Probandenkollektivs auf die Ergebnisse der Untersuchungen, wodurch die vorliegenden Datensätze erheblich einzuschränken wären. Zusammenfassend lässt sich bezüglich der Vernetzung von Belastungsprotokollen, Lasteinleitung, Probandenkollektiven und Datenverarbeitungen eine große Lücke in der aktuellen Forschungslage festhalten, welche im Sinne einer Standardisierung und Optimierung der Datenerhebung und -analyse unbedingt zu thematisieren ist.

Problematisch bei Untersuchungen zur Güte der Glättung ist überdies das Fehlen eines Orientierungswertes zur Einschätzung, ob eine Glättungsmethode die Variabilität im gewünschten Maße reduziert oder darüberhinausgehend die Messwerte in unzulässigem Maße verfälscht. Daher lässt sich bis dato ausschließlich das Ausmaß des Einflusses verlässlich darstellen, nicht aber die Qualität hinsichtlich der Reduktion physiologisch bedingter Variabilität.

Der grundsätzliche Einfluss unterschiedlicher Glättungsverfahren auf die ausgegebenen Testdaten ist bereits vor einiger Zeit in der Forschungslandschaft thematisiert worden (Johnson et al., 1998; Matthews et al., 1987; Scieurba et al., 1991). Umso erstaunlicher ist die Tatsache, dass bis heute kein internationaler Standard in diesem so wesentlichen Teilaspekt der leistungsdiagnostischen Forschung und Praxis besteht. Traditionell wurden eher Glättungen nach Zeitmittel verwendet und empfohlen (Wasserman, 2005, 2012), da atemzugbasierte Glättungen erst durch die Entwicklung der Breath-by-Breath Technik als Alternative in Frage kamen und Abgleiche mit der Mischkammermethode durch zeitbasierte Glättungen wohl plausibler erschienen. Besonders im sportmedizinischen Bereich sind verlässliche, intersubjektiv nachvollziehbare Vorgaben sehr rar und meist von nicht spezifischen Probandenkollektiven abgeleitet. Nach wie vor herrscht ein Nebeneinander unterschiedlicher Methoden. *Tabelle 4* zeigt eine Auflistung der von führenden Dachverbänden und Arbeitsgruppen empfohlenen Glättungsverfahren.

Tabelle 4. Leitlinien und Empfehlungen zur Datenverarbeitung unterschiedlicher Dachverbände

Herausgeber	Leitlinie	Letzte Aktualisierung
American Thoracic Society/ American College of Chest Physicians	20 s - 60 s	2003
American Heart Association	30 s gleitender Mittelwert	2010
American College of Sports Medicine	Keine expliziten Leitlinien	2019
European College of Sports Science	Keine Leitlinien oder Vorgaben zur Glättung	2019
Schweizerische Gesellschaft für Sportmedizin	30 s (keine Angaben, ob glei- tend oder nicht)	2019
Österreichische Gesellschaft für Sportmedizin und Prävention	8 Atemzüge, anschließend 30 s Intervalle	2019
Deutsche Gesellschaft für Sportmedizin	Keine Leitlinien oder Vorgaben zur Glättung	2019
Deutsche Gesellschaft für Pneumologie und Beatmungsmedizin	8 - 12 Atemzüge	2018

Es ist deutlich zu erkennen, wie stark die Empfehlungen innerhalb der Dachverbände divergieren. Negativ ist auch die Tatsache anzumerken, dass trotz der anerkannten Einflussfaktoren wie Lasteinleitung, Belastungsdauer oder Fitnessstand (Martin-Rincon et al., 2019), diesbezüglich bei keinen Handlungsleitlinien Hinweise zum fachgerechten Umgang inkludiert sind.

Auch in der Forschung herrscht bisher kein gemeinsamer Konsens vor. Es wurde zwar inzwischen eine Vielzahl an Glättungsintervallen der dominierenden Methoden untersucht (Astorino, 2009; Martin-Rincon et al., 2019; Smart et al., 2015), jedoch meist aus einer eher deskriptiven denn kausalen Perspektive heraus. Zielstellungen lagen auf Seiten der Identifikation von Abweichungen, nicht in der Gestaltung einer optimalen Intervalllänge. Dafür sind derzeit auch aus methodischer Sichtweise noch zu viele Fragestellungen besonders hinsichtlich Wechselwirkungen und dem Einfluss der individuellen Probanden offen. Die wenigen verfügbaren Empfehlungen sind gegenüber den Vorgaben der Dachverbände allerdings verkürzt, zumindest bei zeitbasierten Glättungen. So raten Astorino et al. (2000) und auch Martin-Rincon et al. (2019) zu einer Intervalllänge von 15 s. Ähnliche Intervalllängen werden für die Atemzüge angegeben (Astorino, 2009), wobei hier gleitende Mittelwerte als Standard etabliert sind (Martin-Rincon et al., 2019). Einigkeit besteht indes bei der Forderung nach eindeutiger Dokumentation bzw. Standardisierung. Dieser Tatsache Rechnung tragend sowie dem signifikanten Grad der Beeinflussung durch nachträgliche Datenverarbeitung geschuldet, scheint es unabdingbar, zum Vergleich

verschiedener Datensätze und Studienergebnisse einen gemeinsamen Glättungsalgorithmus zugrunde zu legen, um Fehlinterpretationen vorzubeugen. Die wenigen verfügbaren Studienübersichten zu dieser Thematik zeigen allerdings, dass besonders im Bereich der Datenverarbeitung erhebliche Abweichungen zwischen den einzelnen Studien vorliegen oder auch Angaben zur Datenverarbeitung bei der Methodendarstellung gänzlich fehlen (Hill et al., 2003; Midgley et al., 2007a; Robergs et al., 2010). Ein Kausalzusammenhang zwischen den stark divergierenden bzw. gänzlich fehlenden Verbandsvorgaben zur Datenglättung ist plausibel. Ferner konnten im Rahmen einer Pilotstudie Hinweise darauf gefunden werden, dass die untersuchenden Personen die Entscheidungen bezüglich der Algorithmen zu einem relevanten Anteil (20 %) aus rein traditionell begründeten Argumenten heraus treffen, die keiner weiteren sportwissenschaftlichen Überprüfung unterliegen (Robergs et al., 2010). Im Zuge der gleichen Befragung gaben lediglich 32 % der Untersucher an, die Entscheidung hinsichtlich der Algorithmen begründet auf eigenen Einschätzungen der Thematik zu treffen. Vor dem Hintergrund der rasch voranschreitenden Entwicklungen im technischen Bereich ist es darüber hinaus als problematisch einzustufen, dass die letzte Literaturübersicht zu diesem Thema die Jahre 2005 und 2006 umfasst (Midgley et al., 2007a). Analysen zu verwendeten Datenverarbeitungen aktueller Veröffentlichungen fehlen derzeit gänzlich, was eine praxisorientierte Gewichtung der Glättungsmethoden im Hinblick auf die wissenschaftliche Relevanz erheblich erschwert. Selbst repräsentative, breit angelegte Studien, deren Ergebnisse zum Festlegen von Referenzwerten genutzt werden, verzichten teils auf die Angabe der Glättung, unterscheiden sich deutlich in der Methode der Datenverarbeitung oder weichen von bestehenden Verbandsvorgaben und Empfehlungen ab (vgl. *Tabelle 6*, S. 83). So wird in der *SHIP*-Studie, deren Ergebnisse häufig als Grundlage für die Einschätzung der Testergebnisse im deutschen Sprachraum Verwendung finden, ausdrücklich auf die Orientierung an den Richtlinien der *American Thoracic Society* verwiesen (Gläser et al., 2013; Koch et al., 2009). Diese Vorgaben sehen eine zeitbasierte Glättung über 30 s - 60 s vor (Ross, 2003), in der Studie kam jedoch eine Mittelung über 10 s zum Einsatz. Solche Abweichungen erschweren die Orientierung an Referenzdaten in der Praxis enorm, besonders da bisher keine validierten Transformationskoeffizienten existieren, um unterschiedlich geglättete Datensätze miteinander zu vergleichen. Der bislang einzige Versuch, unterschiedliche Glättungsverfahren durch mathematische Modulationen miteinander zu vergleichen, stammt aus dem Jahr 2019. Basierend auf der Annahme einer linearen Relation zwischen der Abnahme der $\dot{V}O_2$ -Werte und der Größe der Glättungsintervalle, wurden für die atemzugbasierte und die zeitbasierte Glättung spezifische Umrechnungsformeln entwickelt. Zuvor erfolgte eine logarithmische Transformation der Anzahl von Sekunden bzw. Atemzügen innerhalb des Glättungsintervalls (vgl. *Abbildung 20*).

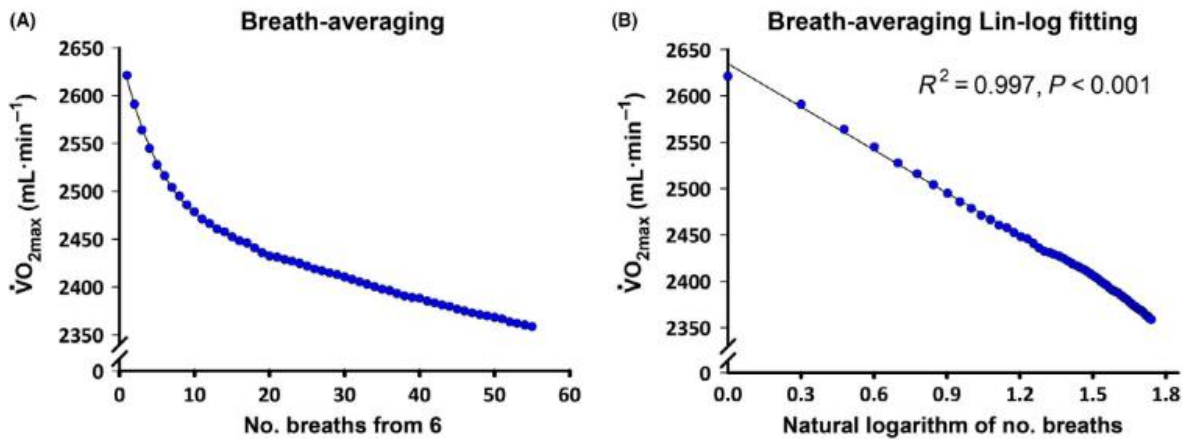


Abbildung 20. Logarithmische Transformation zur Identifikation der Linearität zwischen Abnahme der $\dot{V}O_2$ -Werte und Größe des Glättungsintervalls am Beispiel der atemzugbasierten Glättung aus Martin-Rincon et al., 2019, S. 1484.

Die Formeln für die Umrechnungen unterscheiden sich zwischen atemzugbasierter und zeitbasierter Glättung lediglich durch den Steigungskoeffizienten. So legen die Autoren für die atemzugbasierte Glättung folgende Formel fest:

$$Y_f = Y_i + 68.8 \cdot \ln\left(\frac{X_i - 5}{X_f - 5}\right)$$

Für die zeitbasierte Glättung gilt:

$$Y_f = Y_i + 76.4 \cdot \ln\left(\frac{X_i - 5}{X_f - 5}\right)$$

In beiden Fällen steht Y_f für den korrigierten $\dot{V}O_2$ -Wert, Y_i für den ursprünglichen $\dot{V}O_2$ -Wert, X_f für die Anzahl an Atemzügen oder Sekunden des gewünschten Ausgabeformat, X_i für die Anzahl an Atemzügen oder Sekunden der ursprünglich zugrunde gelegten Glättung (Martin-Rincon et al., 2019). Dabei ist im Rahmen atemzugbasierter Glättungen zu beachten, dass stets gleitende Mittelungen zur Anwendung kamen, die Übertragbarkeit auf klassische, sukzessive Mittelungen über Atemzüge ist nicht belegt. Bei den zeitbasierten Glättungen gilt diese Einschränkung nicht. Die Autoren geben indes selbst an, dass die Umrechnungen ausschließlich für Mittelwerte großer Datensätze Gültigkeit besitzen (Martin-Rincon et al., 2019). Für die Anwendung in der Forschung kann sie daher von Nutzen sein, im Kontext individueller Trainingsplanungen bzw. Leistungsverlaufsanalysen scheint sie für die Sportwissenschaft allerdings aktuell noch ungeeignet. Die Steigungskoeffizienten weichen individuell von den angegebenen Werten ab. Eine weitere Einschränkung fußt auf dem Probandenkollektiv. Die höchsten $\dot{V}O_{2max}$ -Werte in der Stichprobe lagen bei $60 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1}$, weshalb nicht zu gewährleisten ist, dass die Formel auch im Spitzenbereich verlässlich zur Anwendung kommen kann, da hier noch deutlich höhere

Maximalwerte zu erwarten sind. Nichtsdestotrotz stellt diese mathematische Modulation erstmals einen gelungenen Versuch dar, der unübersichtlichen Methodenvielfalt systematisch zu begegnen.

Es ist bemerkenswert, dass während der Datenerhebung strengstens auf die Einhaltung gewisser Rahmenparameter geachtet wird (Ruhepause, Nahrungskarenz, Raumtemperatur, Luftfeuchtigkeit etc.) und diesbezüglich auch konkrete Vorgaben und Empfehlungen existieren, auf Seiten der Analyse jedoch Varietäten mit potenziell ebenso gravierenden Auswirkungen auf die Testdaten in der Praxis toleriert werden. Im Sinne der Standardisierung muss ein Umdenken in diesem Bereich erfolgen, um dem nicht nachvollziehbaren Ungleichgewicht zwischen Datenerhebung und Datenauswertung im Bereich wissenschaftlicher Gütekriterien entgegen zu wirken, welches sich über die Jahre und sicherlich begünstigt durch die raschen Weiterentwicklungen im technischen Bereich von der Forschungsgemeinschaft weitestgehend toleriert etabliert hat. Wie noch zu zeigen sein wird, ist diese Forschungslücke nicht nur für den Bereich der Messtechnik relevant, sondern in nahezu allen Anwendungsbereichen der Spiroergometrie evident, besonders im Hinblick auf sportwissenschaftliche Fragestellungen.

3.4 Soll- und Referenzwerte

Erst der Bezug auf Sollwerte ermöglicht die interindividuelle Beurteilung der Leistungsfähigkeit durch den Vergleich mit einem Referenzkollektiv. Für viele sportwissenschaftliche Fragestellungen, wie beispielsweise Querschnittsuntersuchungen und Talentsichtungen, ist dieser Schritt der Analyse unverzichtbar. Bei der Interpretation spiroergometrischer Daten, insbesondere der $\dot{V}O_2\text{max}$ hat sich die Anwendung von Relativwerten gegenüber der Nutzung von Absolutwerten als überlegen gezeigt (Stelken et al., 1996). Ein weiterer gewinnbringender Ansatz zum Vergleich anthropometrisch stark heterogener Probandenkollektive ist neben dem Relativwertvergleich eine sogenannte allometrische Konvertierung der Daten (vgl. 4.1.2.2). Bei alleinigem Gegenüberstellen von Sauerstoffaufnahmewerten in Relation zum Körpergewicht wird die Ausdauerleistungsfähigkeit von Personen mit einem Körpergewicht von über 75.0 kg ohne Konvertierung systematisch unterschätzt, bei Probanden mit einem Körpergewicht von unter 67.7 kg hingegen überschätzt (Buresh & Berg, 2002). Dies ist für sportwissenschaftliche Handlungsfelder besonders bei der Betrachtung von Leistungsanalysen und -prognosen im Kindes- und Jugendalter zu berücksichtigen.

Unabhängig davon, ob Absolutwerte, Relativwerte oder allometrisch konvertierte Relativwerte zur Anwendung kommen, ist der Auswahl adäquater Normwerte ein hoher Stellenwert beizumessen. Dabei sind möglichst repräsentative Referenzdaten entscheidend, um die erreichten Leistungen zu kontextualisieren und anwendungsnah einzuschätzen. Besonders für die bereits besprochenen Funktionen

leistungsdiagnostischer Daten im Prozess der Trainingssteuerung ist dies zu berücksichtigen. *Tabelle 5* zeigt eine Übersicht möglicher Einflussfaktoren auf die Qualität der Referenzdaten.

Tabelle 5. Kriterienkatalog für Referenzdaten

Kriterien zur Auswahl geeigneter Referenzdaten
Alter des Normwertkollektivs
Geschlecht des Normwertkollektivs
Anthropometrische Daten des Normwertkollektivs
Trainingszustand des Normwertkollektivs
Gesundheitszustand und evtl. Medikation des Normwertkollektivs
Ergometrische Arbeitsform
Belastungsprotokoll
Glättungsalgorithmus

Obwohl all diese Einflussfaktoren wissenschaftlich anerkannt sind (Balady et al., 2010; Galetke, Anduleit & Rühle, 2012; Graf, 2012, 2012; Hollmann, 2006; Hollmann & Strüder, 2009; Kroidl, 2015; Mezzani, 2017; Robergs et al., 2010), ist es in der Praxis oftmals schwierig, ausreichend große Datenmengen mit exakten Übereinstimmungen in den dargestellten Kategorien zwischen der untersuchten Stichprobe oder einzelnen Probanden und dem zugrunde liegenden Normwertkollektiv zu finden. Es wird daher empfohlen, möglichst alle im Test verfügbaren Parameter der kardiopulmonalen Leistungsfähigkeit zur Einschätzung heranzuziehen, um auf einzelnen Messwerten basierende Fehleinschätzungen möglichst zu vermeiden (Kroidl, 2015). Betrachtet man die zur Sollwertbestimmung bisher dominant herangezogenen Normwertkollektive, so werden Männer und Frauen mittleren Alters mit durchschnittlichen Körpermaßen relativ stabil abgebildet (Kroidl, 2015; Meyer et al., 2018; Schomaker & Greiwing, 2017). Personen mit vom Mittelwert weit abweichenden Körpermaßen bzw. sehr junge und sehr alte Probanden finden in den Tabellen jedoch kaum passende Sollwerte zum Abgleich, da Referenzdaten in ausreichend großer Höhe nicht zur Verfügung stehen (Meyer et al., 2018). Auf diese Daten wird in Sollwerttabellen meist durch Extrapolation geschlossen, was für Forschungsarbeiten mit normalverteilten Stichproben als gültiges Verfahren für Mittelwertstatistiken akzeptiert ist. Für individuelle Analysen, welche besonders im Anwendungsgebiet der Trainingssteuerung dominieren, kann ein auf solch statistischen Angleichungen beruhender Datenabgleich potenziell zu Fehlinterpretationen führen (Ferrari, Evans, Smith, Parfitt & Eston, 2014; Nevill & Cooke, 2017). Die Einschätzung der sportlichen Leistungsfähigkeit anhand standardisierter leistungsdiagnostischer Testverfahren ist ein wesentlicher Bestandteil der Talentsichtung im Nachwuchsleistungssport. Die Bewertung von Leistungsdaten an-

hand extrapolierter Referenzgrößen kann den speziellen Anforderungen an die Sichtung und Einschätzung von Entwicklungen junger Athleten nicht gerecht werden. Anhand dieser Einschränkung ist abermals der hohe Stellenwert geeigneter Referenzwertkollektive ersichtlich.

Auch die physiologischen Anpassungserscheinungen durch sportliches Training sind in hohem Maße sportartspezifisch. Eine verlässliche Normwertermittlung im Sport muss daher im Idealfall auf einem sportartspezifischen Probandenkollektiv ausreichender Größe mit unterschiedlichen Trainingszuständen beruhen. Auch in puncto Trainingszustand ist die frei zugängliche Datenlage besonders mit ansteigendem Leistungsstand dünn und muss für jede Sportart isoliert betrachtet werden (Koutlianos et al., 2013). Datenbanken mit repräsentativen Normwerten lassen sich teilweise bei den jeweiligen Dachverbänden der Sportart erfragen¹¹, jedoch bei Weitem nicht für alle Disziplinen, Leistungsstufen und Testverfahren. Der Einfluss der Belastungsprotokolle auf gewisse Leistungsparameter und deren große Vielfalt in der sportwissenschaftlichen Diagnosepraxis erschwert den Abgleich der gewonnenen Daten mit Referenzwerten zudem erheblich. Auch im Bereich der Datenverarbeitung erfolgt, wie bereits ausführlich dargelegt, bisher keine international oder national anerkannte Standardisierung, weshalb bei repräsentativen Studien unterschiedliche Glättungen zur Anwendung kommen oder zur Glättung jegliche Angaben fehlen (vgl. *Tabelle 6*). Vor der Verwendung der Referenzdaten sollte daher für eine verlässliche Einschätzung neben den bisher genannten Faktoren auch das zugrunde liegende Datenverarbeitungsprotokoll mit den eigenen Daten abgeglichen werden. *Tabelle 6* stellt gängige Studien zur Normwertbestimmung vor dem Hintergrund der bisher erläuterten Parameter gegenüber.

¹¹ Beispielsweise beim Tennisdachverband DTB (Ulbricht und Ferrauti (2017); Ulbricht, Ferrauti und Pfannkoch (2014)).

Tabelle 6. Repräsentative Studien zur Referenzwertbestimmung im Überblick

Autoren & Jahr der Veröffentlichung	Inbar et al., 1994	Bernitzki, 2006	Gläser et al., 2013	Koch et al., 2009	Hansen, Sue & Wasserman, 1984	Loe, Nes & Wisløff, 2016	Zinner, Sperlich, Wahl & Mester, 2015
n	1424	813	616	534	265	4637	491
Geschlecht	m	m/w	m/w	m/w	m	m/w	m/w
Alter	20 - 70	3 - 18	25 - 85	25 - 75	54.3 ± 9.2	49.2 ± 14	16.8 ± 2.4 (w), 16.9 ± 3.2 (m)
Größe	173 cm ± 0.1	162 cm ± 0.9	k. A.	Nur BMI angegeben	172 cm ± 7.7	172 cm ± 9.1	167.5 cm ± 2.6 180.1 cm ± 2.7
Gewicht	76.2 kg ± 9.1	54.2 kg ± 13.2	k. A.	Nur BMI angegeben	86.5 kg ± 16.3	77.4 kg ± 13.9	57.3 kg (w), 71.8 kg (m)
Angaben zur Gesundheit	Raucher inkludiert	Testfähigkeit vorausgesetzt	Lungen- und Herz-erkrankungen ausgeschlossen, bestimmte Medikationen ausgeschlossen	Raucher ausgeschlossen, bestimmte Medikationen ausgeschlossen	Kardiopulmonale Erkrankungen weitgehend ausgeschlossen, Raucher inkludiert	gesund	gesund
Trainingszustand	70 % Sedentary	k. A.	k. A.	k. A.	k. A.	k. A.	Kaderathleten
Ergometer	Laufband	Laufband	k. A.	Rad	Rad	Laufband	k. A.
Belastungsprotokoll	modifiziertes Balke-Protokoll	Dubowy Protokoll	k. A.	Modifiziertes Jones-Protokoll	Inkrement: 10 W - 30 W, Stufenlänge: 1 min	Eigenes Belastungsprotokoll	Inkrement: 0.4 m · s ⁻¹ , Stufenlänge: 5 min
Glättungsalgorithmus	k. A.	k. A.	Mittelung über 10 s	Mittelung über 10 s	Mittelung zwischen 15 s und 20 s	k. A.	Mittelung über 30 s

In der diagnostischen Praxis scheint es besonders im Rahmen sportwissenschaftlicher Anwendungsfelder ratsam, über mehrere Testreihen hinweg eigene Referenzwerte zur Leistungsbeurteilung anzulegen, da teils sehr spezifische Testpopulationen und Belastungsprotokolle gegeben sind. Die Zahl der zugrunde liegenden Diagnostiken mag zwar im Vergleich zu breit angelegten Untersuchungen (Koch et al., 2009; Loe et al., 2016) deutlich kleiner ausfallen, die hohe Übertragbarkeit der sportart- und protokollspezifischen Datensätze überwiegt jedoch den Nachteil geringerer Datensätze in der trainingswissenschaftlichen Praxis. Die Problematik unpassend extrapolierter Daten kann auf diese Weise umgangen werden.

Aus den in *Tabelle 6* angegebenen Studien lassen sich Formeln zur Abschätzung von Sollwerten ableiten. Für die $\dot{V}O_2\text{max}$ sind die Formeln nach Hansen, Sue und Wasserman (1984) gebräuchlich:

$$\text{Männer: } (\text{Größe} - \text{Alter}) \cdot 20$$

$$\text{Frauen: } (\text{Größe} - \text{Alter}) \cdot 14$$

Die so gewonnenen Normwerte beziehen sich für gewöhnlich auf die absolute, nicht körperrgewichtskorrigierte $\dot{V}O_2$, da die Berechnung der Normwerte neben Körpergewicht meist auch Größe, Alter und Geschlecht berücksichtigt und eine doppelte Korrektur zu vermeiden ist (Meyer et al., 2013). Eine Ausnahme bildet die Formel zur Sollwertberechnung für die explizit gewichtsbezogene $\dot{V}O_2\text{max}$ nach Cooper et al. (2001):

$$\text{Männer: } 50.02 - (0.394 \cdot \text{Alter}) \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$$

$$\text{Frauen: } 42.83 - (0.371 \cdot \text{Alter}) \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$$

An dieser Stelle sei nochmals darauf hingewiesen, dass die Formeln und die zur Berechnung herangezogenen Norm- und Sollwerttabellen zu einem überwiegenden Anteil nicht speziell trainierte sowie sportlich aktive Testpopulationen erfassen, die im trainingswissenschaftlichen Anwendungsbereich von Spiroergometrien hingegen häufig zu finden sind. Diesem Umstand ist bei der Beurteilung von Testergebnissen im Sollwertabgleich unbedingt Rechnung zu tragen. Die Arbeit mit Perzentilen, die teils bei den Normwerttabellen angegeben sind (Gläser et al., 2013), bietet sich hier als erster Schritt an.

4 Spiroergometrische Kenngrößen

4.1 Sauerstoffaufnahme unter Belastung

4.1.1 Modelle zur Kinetik der Sauerstoffaufnahme

4.1.1.1 Sauerstoffaufnahme im niedrigintensiven Belastungsbereich

Zur übersichtlicheren Darstellung der Sauerstoffaufnahmekinetik unter Last bietet sich die Gliederung in definierte Belastungsbereiche an. Eine Kategorie bildet dabei der Verlauf der Sauerstoffaufnahme bei niedrigen und moderaten Intensitäten, welcher im Folgenden ausführlich dargestellt wird. Für die vorliegende Arbeit lässt sich dieser Belastungsbereich prototypisch nach oben hin durch submaximale Schwellenwerte der Energiebereitstellung abgrenzen, konkret findet die erste Laktatschwelle (LT1) bzw. die erste ventilatorische Schwelle (VT1) hier Verwendung¹².

Die Beschäftigung mit Veränderungen der Sauerstoffaufnahme bei Belastungsänderungen hat eine lange Tradition in der Sportwissenschaft und Medizin. Erste Befunde stammen aus den Anfängen des 20. Jahrhunderts und beruhen, begründet durch den damaligen Stand der zur Analyse bereitstehenden Technik, vornehmlich auf visuellen Abschätzungen der Forscher (Krogh & Lindhard, 1913). Bereits diese Untersuchungen sowie auch später folgende (Henry & Demoor, 1956; Magaria, Manglil, Cuttica & Cerretelli, 1965), die bereits auf ein zunehmend ausdifferenziertes Kompendium an technischen Hilfsmitteln zurückgreifen konnten, identifizierten einen kurvenförmig ansteigenden Verlauf der Sauerstoffaufnahme, der im niedrigintensiven Belastungsbereich bei konstanter Intensität nach relativ

¹² Die Schwellenterminologie der vorliegenden Arbeit orientiert sich an den Leitlinien der AG-Spiroergometrie nach Westhoff et al. (2013). Ausführliche Erläuterungen dazu sind im Gliederungspunkt 4.2 zu finden.

kurzer Zeit deutlich abflacht. *Abbildung 21* zeigt diesen Verlauf am Beispiel einer Radergometrie. Nach dem initialen Anstieg ist ein Abflachen zu erkennen.

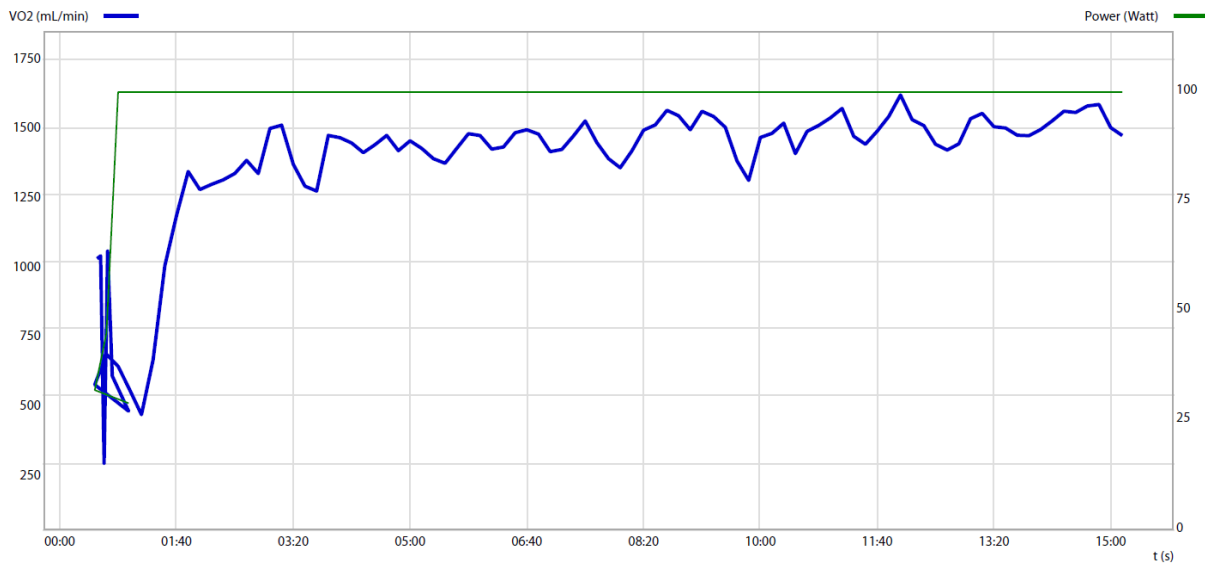


Abbildung 21. Kinetik der Sauerstoffaufnahme im konstant niedrigintensiven Belastungsbereich.

Spätere Studien haben diesen Kurvenverlauf der Sauerstoffaufnahme weiter in ein dreiphasiges Modell unterteilt (vgl. *Abbildung 22*), wobei als Grundlage besonders die Untersuchungen von Whipp hervorzuheben sind (Whipp, 1971, 1987; Whipp & Wasserman, 1972). Innerhalb dieses dreiphasigen Schemas repräsentiert Phase 1 den initialen Anstieg in der Sauerstoffaufnahme nach Erhöhung der Intensität, welcher durch die parallel ablaufende Zunahme im Herzminutenvolumen begründet wird. Der Anstieg in Herzfrequenz und Schlagvolumen bewirkt nicht nur eine gesteigerte Durchblutung der Arbeitsmuskulatur, sondern entsprechend auch eine verbesserte pulmonale Perfusion, die aus einer größeren Diffusionsfläche für den Gasaustausch resultiert, was schlussendlich die Sauerstoffaufnahme im alveolären Übergang zunächst unabhängig vom muskulären Bedarf erhöht. Durch kortikale Mitnervation kann das Herzminutenvolumen und analog auch die Sauerstoffaufnahme schon vor dem Belastungsbeginn steigen. Phase 2 nach Belastungsbeginn bzw. -anstieg beschreibt die Anpassung der Sauerstoffaufnahme an den aktuellen, der Belastung entsprechenden Bedarf in der Arbeitsmuskulatur (McNulty & Robergs, 2017). Hier ist folgerichtig ein größerer Anstieg im Vergleich zu Phase 1 identifizierbar. Phase 3 im Kurvenverlauf der Sauerstoffaufnahme bei niedrigen bis moderaten Belastungsänderungen entspricht einem Steady state. RQ und RER sind im Gleichgewicht, die zellulären Anforderungen an die Energiebereitstellung entsprechen der Zunahme in der $\dot{V}O_2$ über den Ruhewert

hinaus, die Kurve der $\dot{V}O_2$ flacht daher auf einem konstanten Niveau ab. *Abbildung 22* zeigt die dreiphasige Unterteilung der Sauerstoffaufnahmekurve nach Belastungsbeginn im moderaten Bereich, wie sie dem aktuell akzeptierten Forschungsstand entspricht.

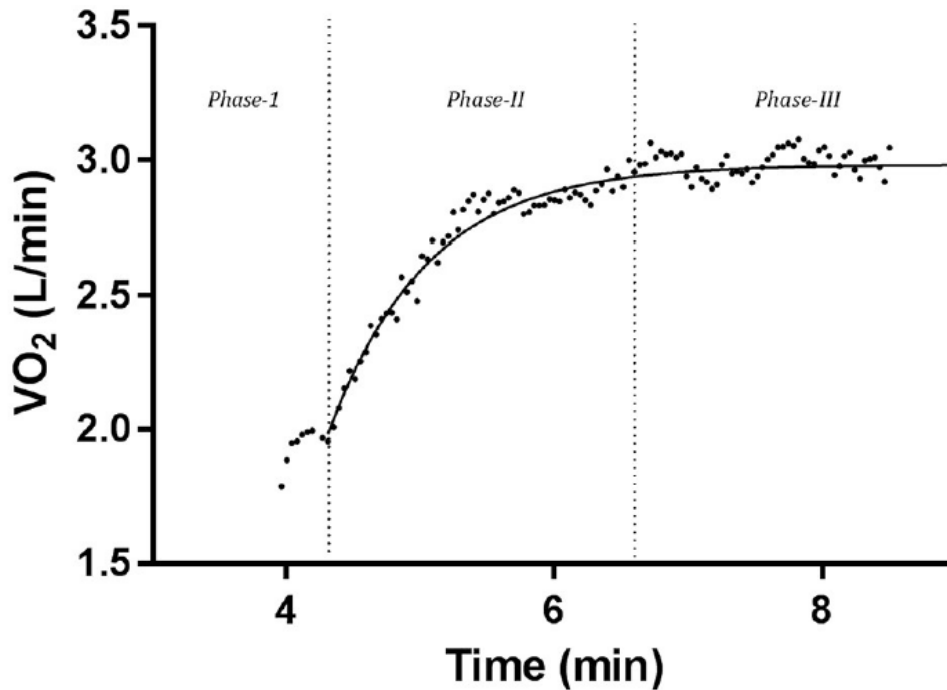


Abbildung 22. 3-Phasen-Modell der Sauerstoffaufnahmekinetik in niedrigen und moderaten Intensitätsbereichen aus McNulty & Robergs 2017, S. 2.

Offenkundig ist die Bedeutung der zweiten Phase, in welcher die Sauerstoffaufnahme den zellulären Bedürfnissen in der Arbeitsmuskulatur entsprechend ansteigt. Dieser Anstieg wird seit Whipp (1971) mit einem exponentiellen Fitting beschrieben, welches eine Zeitkonstante τ enthält. Die Zeitkonstante ist als diejenige physiologische Antwortzeit definiert, die es nach Belastungsbeginn oder -anstieg braucht, bis 63 % der adäquaten Sauerstoffaufnahme erreicht sind. Am Anfang der Auseinandersetzung mit der physiologischen Antwortzeit τ wurde davon ausgegangen, dass die Zeitkonstante für alle Belastungsanstiege im moderaten Bereich intraindividuell nicht variiert (Whipp & Wasserman, 1972). Obwohl bereits früh widersprüchliche Studienergebnisse vorlagen (Hughson & Morrissey, 1982), blieb die Annahme einer konstanten physiologischen Antwortzeit für moderate Belastungen lange akzeptiert. Erst ca. 20 Jahre nach den Ergebnissen von Hughson et al. (1982) rückte die Zeitkonstante erneut in den Fokus, wobei sich die Ergebnisse von Wasserman und Whipp aus den frühen 1970er Jahren nicht bestätigen ließen (Bowen et al., 2011; Brittain, Rossiter, Kowalchuk & Whipp, 2001; Koppo et al., 2004). Auch das jüngste Review zu dieser Thematik kommt nach umfangreicher Metaanalyse zu dem Schluss, die konstante physiologische Antwortzeit abzulehnen und weist gleichzeitig darauf hin, dass die bisher alleine intensitätsunabhängigen, physiologischen Faktoren zugeschriebenen Variationen der

Zeitkonstante in mehreren Untersuchungsreihen wohl doch auf die Steigerungsrate der Intensität im moderaten Bereich zurückzuführen sein könnten (Robergs, 2014). In einem solchen Fall wären umfangreiche Revisionen von Nöten. Aus rein physiologischer Sicht ist die Annahme einer zumindest interindividuell variablen Zeitkonstante der Sauerstoffaufnahme im moderaten und niedrigen Intensitätsbereich nachvollziehbar. Die heute identifizierten Einflussfaktoren für Änderungen in der Sauerstoffaufnahme umfassen nicht nur das kardiopulmonale System, sondern auch die Endokrinologie, die muskuläre Rekrutierung, den zellulären Energietransfer und viele weitere Subsysteme (Lundby, Montero & Joyner, 2017; McArdle et al., 2015). Da all diese Mechanismen sensibel auf die Belastungsintensität reagieren, ist eine uniforme, von der Belastungsintensität und individuellen physiologischen Ausprägungen unabhängige Zeitkonstante zur Regulierung dieser Systeme auch im niedrigintensiven Belastungsbereich als sehr unwahrscheinlich anzusehen. Studien, die einzelne bestimmende Faktoren der Sauerstoffaufnahme auf physiologischer Seite isoliert in den Fokus der Betrachtung rücken, bestätigen diese Annahme (Brittain et al., 2001; Koppo et al., 2004; MacPhee, Shoemaker, Paterson & Kowalchuk, 2005; Murias, Kowalchuk & Paterson, 2010; Pringle et al., 2003). Der analoge Übertrag für die Gesamtheit der Subsysteme im Zusammenspiel ist daher naheliegend. Sowohl interindividuell als auch intraindividuell ist eine konstante Antwortzeit auf Belastungsänderungen nach aktuellem Kenntnisstand daher abzulehnen.

Nicht nur die zunächst angenommene, relativ stabile Zeitkonstante der zweiten Phase der Sauerstoffaufnahme nach Belastungsveränderungen ist Kernpunkt kritischer Auseinandersetzungen geworden. Während mehrere Autoren bereits früh Probleme bei der konkreten Identifikation der einzelnen Phasen in der Praxis anführten, wofür sich nach eigener Interpretation hauptsächlich das Probandenkollektiv und das Belastungsverfahren verantwortlich zeigten (Hickson, Bomze & Hollozy, 1978; Nery et al., 1982; Weltman & Katch, 1976), zweifeln andere Autoren die prinzipielle Eignung des Modells für die zugrunde liegenden physiologischen Prozesse an (Stirling, Zakythinaki & Saltin, 2005). Auffällig ist dabei abermals die große Akzeptanz des Modells entgegen der bereits früh geäußerten Einwände, die jedoch erst mit großem zeitlichen Versatz erneut durch Untersuchungen belebt wurden. Robergs (2014) übt in seinem Review erhebliche Kritik an diesem Vorgehen und sieht hier Versäumnisse im wissenschaftlichen Arbeiten. Folgerichtig unterzog er auch den bisher weithin akzeptierten, durchgehend exponentiellen Kurvenverlauf in Phase 2 einer kritischen Begutachtung. Als Ergebnis der Analyse steht ein signifikant reduzierter Fehler im Regressionsmodell, wenn initial ein linearer Anstieg in der Sauerstoffaufnahme angenommen wurde (McNulty & Robergs, 2017). In Conclusio fordern die Autoren eine Kombination aus initial linearem Anstieg und einem exponentiellen Fitting der verbleibenden Werte aus Phase 2, um den physiologischen Prozessen besser zu entsprechen (vgl. *Abbildung 23*).

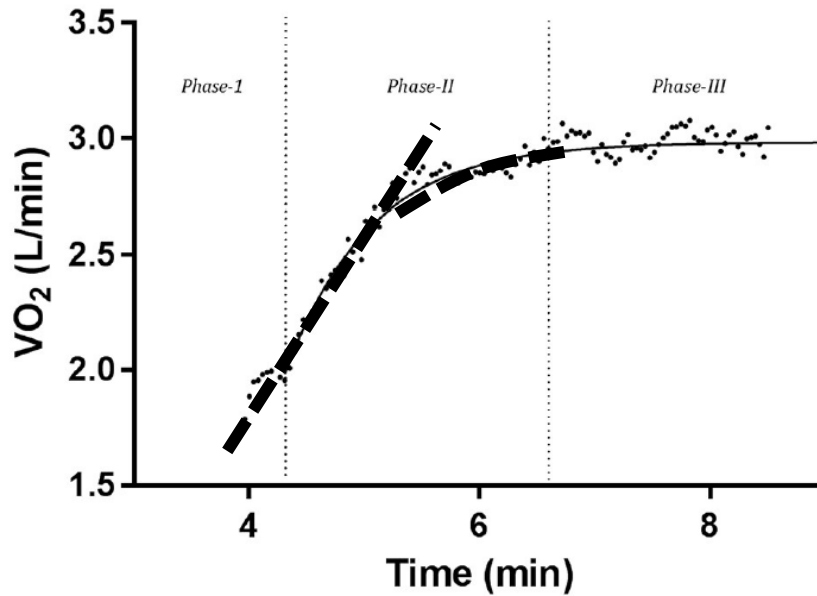


Abbildung 23. Zweiteiliges Kurvenfitting für die zweite Phase der Sauerstoffaufnahme modifiziert nach McNulty & Robergs, 2017, S. 2.

Im Zuge dieser Erkenntnisse muss angenommen werden, dass die Kinetik der Sauerstoffaufnahme in niedrigintensiven Bereichen komplexer ist, als bisher lange angenommen. Die aktuellen Forschungsergebnisse, welche lange akzeptierte Modelle widerlegen, sind als Anfang einer neuen Modellbildung zu sehen, keinesfalls als abschließende Lösung. Solange die zugrunde liegenden physiologischen Mechanismen noch Gegenstand kontroverser Debatten sind, sollten vereinfachende mathematische Modelle allenfalls als zwischenzeitliche Reduktionen zum besseren Umgang mit der komplexen Thematik in der Praxis dienen, müssen jedoch stets dem aktuellen Kenntnisstand folgen.

4.1.1.2 Das $\dot{V}O_2$ Slow-Component in unterschiedlichen Belastungsbereichen

Übersteigen die konstanten Belastungen die Intensitäten an der LT1 bzw. VT1, so ändert sich die korrespondierende Sauerstoffaufnahmekinetik deutlich im Vergleich zum bisher dargestellten Verlauf. Das Abflachen der Sauerstoffkurve nach Belastungsänderungen stellt sich dann entweder mit einer gewissen zeitlichen Verzögerung ein oder bleibt gänzlich aus. Im letzteren Falle flacht die Sauerstoffaufnahme bei konstanten Belastungen mit ausreichender Intensität erst bei Erreichen des individuellen Maximalwertes ab. Weiter konnte beobachtet werden, dass im Falle eines Abflachens oberhalb der LT1 die Höhe des aufgenommenen Sauerstoffs nicht dem Verhältnis von Sauerstoffaufnahme und Belastung unterhalb der LT1 entspricht, sondern darüber liegt. Ein Steady state im Sinne der Übereinstimmung von Sauerstoffaufnahme und Sauerstoffbedarf allein durch die muskuläre Belastung liegt demnach nicht vor. Diese Beobachtungen werden in der Wissenschaft durch das sogenannte $\dot{V}O_2$ Slow-Component ($\dot{V}O_{2sc}$) erklärt. Dabei handelt es sich um eine

zeit- und intensitätsabhängige zusätzliche Sauerstoffaufnahme über die durch Extrapolation der Basiswerte bestimmten Belastungsanforderungen hinaus. *Abbildung 24* zeigt konkret, wie der Einfluss des $\dot{V}O_{2sc}$ in unterschiedlichen Belastungsbereichen wirkt. Wie bereits erläutert, ist bei konstanten Belastungen im niedrigintensiven Belastungsbereich kein Einfluss des $\dot{V}O_{2sc}$ zu identifizieren, nach initialem Anstieg stellt sich ein Steady state ein. Liegen die konstanten Belastungen darüber, stabilisiert sich die Sauerstoffaufnahme entweder mit zeitlichem Versatz auf einem höheren Level (heavy) oder im Maximum der Sauerstoffaufnahme (severe).

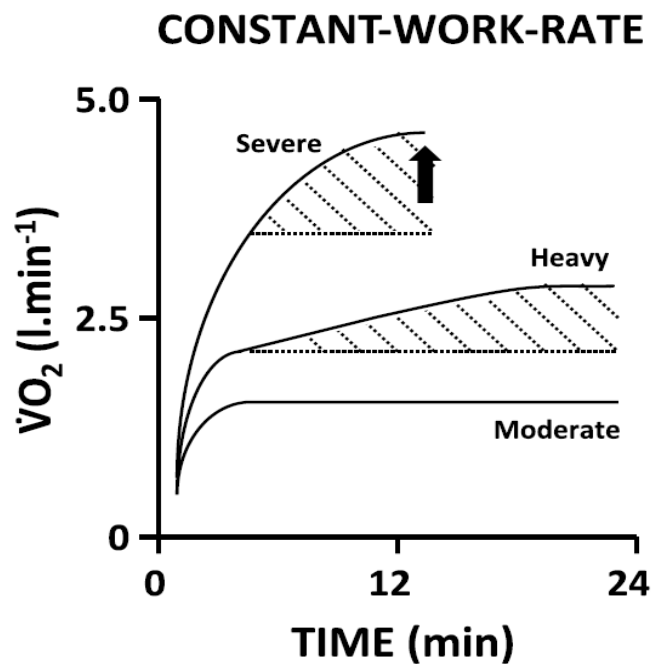


Abbildung 24. $\dot{V}O_{2sc}$ in unterschiedlichen Belastungsphasen nach Jones et al., 2011, S. 2. Schraffierte Flächen zeigen die Mehraufnahme über die extrapolierten Werte hinaus.

Sowohl für die Kurvenverläufe im mittleren als auch für die Anpassungen im maximalen Belastungsbereich ist der Einfluss des $\dot{V}O_{2sc}$ verantwortlich. *Abbildung 25* ordnet die $\dot{V}O_{2sc}$ nochmals explizit den zuvor benannten Belastungsbereichen zu. Daraus ist ersichtlich, dass die Mehraufnahme an Sauerstoff bei zunehmender Intensität überproportional ansteigt und es sich quantitativ keineswegs um vernachlässigbare Mengen handelt. Im höchsten Belastungsbereich lassen sich durch das $\dot{V}O_{2sc}$ mehr als 25 % der Sauerstoffaufnahme über den Ruhewert hinaus erklären (Poole, Barstow, Gaesser, Willis & Whipp, 1994).

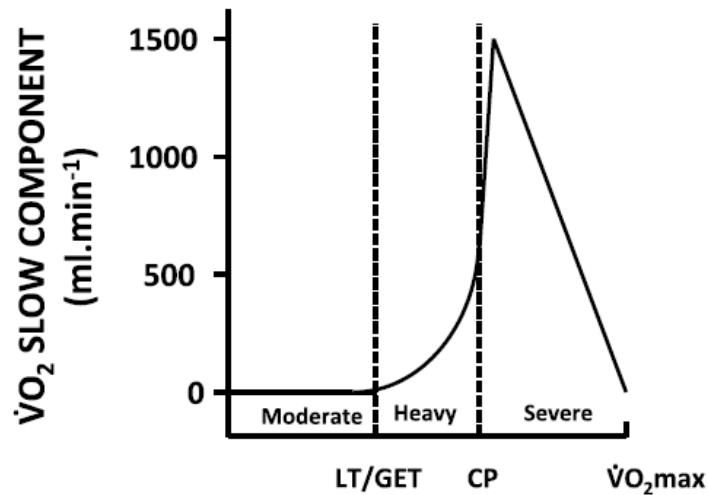


Abbildung 25. Einfluss des $\dot{V}O_{2sc}$ auf die Kinetik der Sauerstoffaufnahme in unterschiedlichen Belastungsbereichen nach Jones et al., 2011, S.2.

Als Grund für diese Zunahme konkurrieren unterschiedliche physiologische Erklärungen. Nachdem das $\dot{V}O_{2sc}$ als stabil reproduzierbares Phänomen bei Belastungsuntersuchungen identifiziert wurde, begann die systematische Analyse zugrunde liegender Mechanismen. Erste Ansätze fokussierten sich dabei auf die Mehrarbeit der Atemmuskulatur und den Einfluss einer im Zuge der Belastung potenziell gesteigerten Körpertemperatur (Hagberg, Mullin & Nagle, 1978). Nachdem jedoch erste Hinweise dafür vorlagen, dass das $\dot{V}O_{2sc}$ erst nach Passieren der LT1 erkennbar ist, stießen diese Vermutungen an physiologische Grenzen, da sich kein Kausalzusammenhang zwischen Atemmuskulatur, Körpertemperatur und Laktatanstieg identifizieren ließ (Roston et al., 1987; Whipp & Wasserman, 1986). Im Zuge dieser neuen Erkenntnisse und vertiefenden Forschungsarbeiten gewannen neben den bereits vermuteten Parametern weitere potenzielle Einflussfaktoren, wie Katecholamine, Faserrekrutierung oder Veränderungen auf kontraktile Ebene zusehends an Bedeutung (Poole et al., 1994). Mehrere Untersuchungen konnten übereinstimmende Hinweise dafür finden, die Ursache des $\dot{V}O_{2sc}$ innerhalb der unmittelbar durch die Belastung beanspruchten Muskulatur zu suchen (Krustrup, Jones, Wilkerson, Calbet & Bangsbo, 2009; Poole et al., 1991). Demnach kann der Einfluss der Atemarbeit bzw. zusätzlicher kardialer Anstrengungen als Ursache des $\dot{V}O_{2sc}$ weitgehend vernachlässigt werden (Jones et al., 2011). Innerhalb der potenziell wirksamen Faktoren auf Ebene der Arbeitsmuskulatur scheinen die Temperatur (Krustrup, Söderlund, Mohr & Bangsbo, 2004) und der pH-Wert (Gaesser, Ward, Baum & Whipp, 1994) eine untergeordnete Rolle zu spielen. Aktuelle Untersuchungen weisen besonders der Faserrekrutierung und einer abnehmenden Effizienz chemischer Prozesse auf kontraktile Ebene einen entscheidenden Beitrag zum $\dot{V}O_{2sc}$ zu (Jones et al., 2011). Konkret deuten Studienergebnisse darauf hin, dass während zunehmender Belastungsintensität der Anteil aktiver Typ II Fasern in der Arbeitsmuskulatur zunimmt, während im niedrigen Belastungsbereich die Aktivierung von Typ I Fasern klar dominiert (Krustrup et al., 2004). Diese Änderung im Rekrutierungsmuster bewirkt eine abnehmende

Effizienz innerhalb der Muskulatur, da Typ II Fasern eine größere Menge ATP für kontraktile Aktivität benötigen als Typ I Fasern (Coyle, Sidossis, Horowitz & Beltz, 1992; Han, Geiger, Cody, Macken & Sieck, 2003). Ursachen hierfür liegen unter anderem in einem beschleunigten Actomyosinumsatz und einer deutlich erhöhten Calciumpumpenaktivität (Tonkonogi, Walsh, Tiivel, Saks & Sahlin, 1999), welche in Summe ein weniger effizientes Verhältnis von chemischer Energie zu mechanischer Arbeit bewirken. Damit bei erhöhter Aktivität von Typ II Fasern mit gleichzeitiger Ermüdung von Typ I Fasern also konstante Leistung erbracht werden kann, ist eine vermehrte ATP-Resynthese notwendig, die sich auf Ebene der Sauerstoffaufnahme durch das $\dot{V}O_{2sc}$ abbildet (Zoladz & Korzeniewski, 2001). Da die Extrapolation zur $\dot{V}O_2$ -Abschätzung im Verhältnis zur Last meist aus der Sauerstoffaufnahme im moderaten Belastungsbereich abgeleitet wird und damit auf den Umsatzraten von Typ I Fasern beruht, ist physiologisch erklärbar, weshalb ein Steady state im Bereich oberhalb der LT1 bzw. VT1 zunehmend von diesen Berechnungen abweicht (vgl. *Abbildung 24*, S. 90). Die Faserrekrutierung ist vom Trainingszustand und von der spezifischen Belastungsform abhängig. Das Ausmaß des $\dot{V}O_{2sc}$ ist daher über die zuvor erläuterten Prozesse auch mit der zugrunde liegenden Belastungsform verknüpft. Unterschiede konnten beispielsweise zwischen Schwimmen, Radfahren, Rudern und Laufen festgestellt werden (Sousa, Rodríguez, Machado, Vilas-Boas & Fernandes, 2015).

4.1.1.3 Konsequenzen für die Belastungsgestaltung und -steuerung

Auf Seiten der Methodik stellt die Identifikation des $\dot{V}O_{2sc}$ zusätzliche Anforderungen an das Belastungsprotokoll, die im Rahmen der bisherigen Darstellungen unberücksichtigt blieben. Ist das kleinschrittige Abbilden der Sauerstoffkinetik Zielstellung sportwissenschaftlicher Untersuchungen, müssen Rampenprotokolle zugunsten von Stufenbelastungen zurückstehen, da sich das Ausmaß und die zeitliche Verzögerung des $\dot{V}O_{2sc}$ nur in Phasen konstanter Belastung identifizieren lassen. Daneben ist der Belastungsform ein wesentlicher Stellenwert beizumessen, besonders bei Metaanalysen bereits existierender Studien (Sousa et al., 2015). Ferner ist im Kontext der Testdurchführung auf eine ausgeprägte Ruhephase und ausreichende Ernährung vor der Belastung zu achten. Moderate und lange Vorbelastungen ohne entsprechende Regeneration können die Glykogenspeicher der Typ I Fasern entleeren und so zu einer verfrühten Rekrutierung von Typ II Fasern führen, welche subsequent in einem erhöhten oder früher einsetzenden $\dot{V}O_{2sc}$ resultiert (Krustrup et al., 2004). Intensive Vorbelastungen führen zu einer Reduktion der Glykogenspeicher der Typ II Fasern, mit der Folge eines artifiziell reduzierten $\dot{V}O_{2sc}$ (Carter, Pringle, Boobis, Jones & Doust, 2004). Beide Effekte sind in der Praxis durch ein standardisiertes Vorgehen mit genügend Ruhephasen und angepasster Ernährung zu kontrollieren.

Im trainingswissenschaftlichen Kontext könnte die Abhängigkeit des $\dot{V}O_{2sc}$ von der Ermüdung der Typ I Fasern für die Diagnostik von Leistungsveränderungen besonders im Ausdauerbereich nutzbar

gemacht werden. Veränderungen des $\dot{V}O_{2sc}$ bei spezifischen Belastungsintensitäten oberhalb der LT1 bzw. VT1 zeigen Veränderungen im Bereich der Ermüdungswiderstandsfähigkeit auf und lassen demnach in der Theorie Rückschlüsse auf das Ausmaß trainingsbasierter Leistungsänderungen zu. Tatsächlich weisen Studien darauf hin, dass sich durch mehrwöchiges spezifisches Ausdauertraining das $\dot{V}O_{2sc}$ in den trainierten Belastungsbereichen reduzieren lässt (Carter et al., 2000; Womack et al., 1995). Auch allgemein zeigt sich, dass ausdauertrainierte Athleten gegenüber untrainierten Probanden eine signifikant reduzierte $\dot{V}O_{2sc}$ aufweisen (Jones et al., 2011). Demzufolge kann das Monitoring der Sauerstoffaufnahme kinetik besonders bei Belastungsintensitäten des aerob-anaeroben Übergangsbereichs als zusätzliches Diagnoseinstrument angesehen werden (Jones & Burnley, 2009; Poole, Burnley, Vanhatalo, Rossiter & Jones, 2016). Der Vorteil läge hier im möglichen Verzicht auf maximale Ausbelastungen, wie sie zur Bestimmung der $\dot{V}O_{2max}$ notwendig sind. Dadurch wären Leistungsstandhebungen einfacher in den Trainingsalltag zu integrieren.

Trotz der gegebenen Erkenntnisse bleiben einige Fragen offen. Auf methodischer Seite besteht besonders zum konkreten Einfluss des zugrunde liegenden Belastungsprotokolls noch Forschungsbedarf. Während geklärt scheint, dass Rampenprotokolle das $\dot{V}O_{2sc}$ nicht in geeigneter Art abbilden, bleiben die potenziellen Veränderungen durch Variationen der Parameter Stufendauer und Stufeninkrement unklar, ebenso wie der spezifische Einfluss von Stufenpausen zwischen Einzelbelastungen (Jones et al., 2011). Abermals ist auch bei der Auseinandersetzung mit der Sauerstoffaufnahme kinetik eine Forschungslücke im Bereich der nachträglichen Datenverarbeitung zu identifizieren. Zur genauen Darstellung des Sauerstoffaufnahmeverlaufes ist die Verwendung der Breath-by-Breath Methode besonders zur kleinschrittigen Diagnose alternativlos, weshalb auf eine nachträgliche Datenglättung im Rahmen der Datenanalyse nicht zu verzichten ist. Derzeit liegen keine Untersuchungen zum Einfluss der Glättungsalgorithmen auf die spezifisch dargestellten Charakteristika der Sauerstoffaufnahme kinetik während Belastungsuntersuchungen aus der Sportwissenschaft vor. Die wenigen identifizierbaren Handlungsanweisungen stehen im Widerspruch zu den bereits in dieser Arbeit dargestellten Vorgaben für andere Untersuchungszwecke (McNulty & Robergs, 2017; Robergs et al., 2010; Robergs & Burnett, 2003). Umfangreiche Studien in diesem Bereich sind daher für die Ermittlung praxisorientierter Vorgaben unabdingbar, zumal die Forschungen zur Sauerstoffaufnahme kinetik methodisch stark an grafische Auswertungen gekoppelt sind. Besonders diese Auswertungsverfahren unterliegen erheblichen Variationen durch die Glättungsalgorithmen. *Abbildung 26* veranschaulicht die ventilatorisch begründeten Schwankungen in der Sauerstoffaufnahme. Ohne Datenbearbeitung ist eine grafische Auswertung der Messwerte nicht verlässlich zu gewährleisten. Es ist anzunehmen, dass die Ausprägung der Datenglättung Einfluss auf die Forschungsergebnisse zur Sauerstoffaufnahme kinetik hat. Abermals gilt es hier, die ventilatorisch begründete Variabilität nur so stark zu reduzieren, dass die metabolischen Fluktuationen noch nachvollziehbar bleiben.

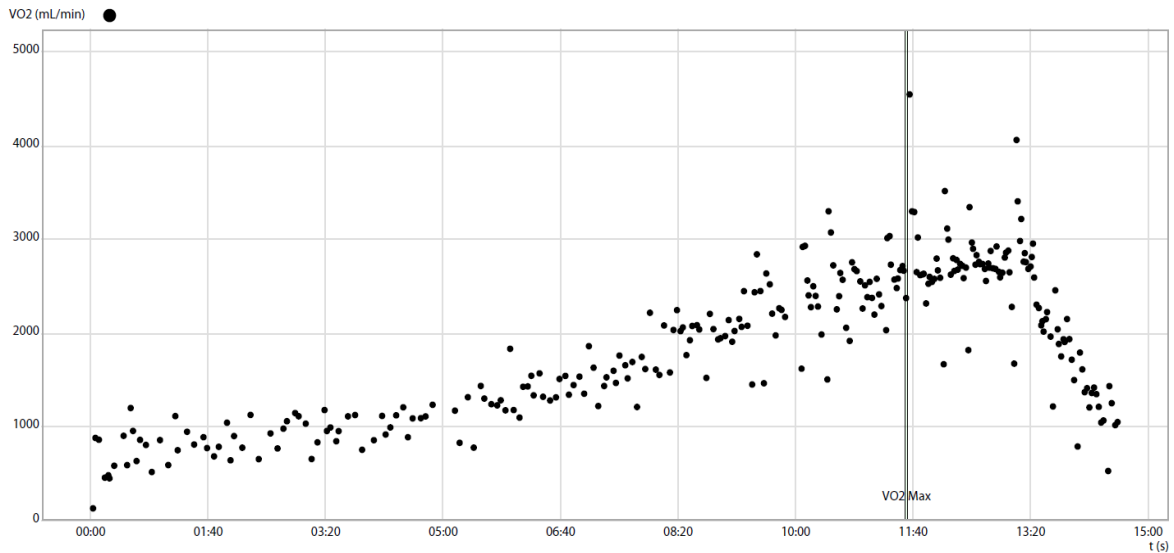


Abbildung 26. Kinetik der Sauerstoffaufnahme im Testverlauf dargestellt anhand ungeglätteter Rohwerte.

Weitere Unklarheiten liegen in der optimalen Trainingsgestaltung zur Reduzierung des $\dot{V}O_{2sc}$. Zwar gilt ein positiver Einfluss von Ausdauertraining als weithin anerkannt (Jones et al., 2011), Handlungsanweisungen zur optimalen Ausgestaltung wesentlicher Belastungsparameter (wie Volumen, Intensität, Dauer etc.) liegen indes noch nicht vor. Bei einem direkten Vergleich konnten sowohl 30-minütige Dauerbelastungen bei 60 % der $\dot{V}O_{2max}$ als auch 1-minütige Intervalle bei 90 % der $\dot{V}O_{2max}$ das $\dot{V}O_{2sc}$ signifikant und in vergleichbarem Umfang reduzieren (Berger, Tolfrey, Williams & Jones, 2006). Dementgegen liegen jedoch auch Studienergebnisse vor, die einem hochintensiven Intervalltraining größere Wirksamkeit im Vergleich zu moderaten Dauerbelastungen zuschreiben (Bailey, Wilkerson, Dimenna & Jones, 2009; Krstrup et al., 2010). Wie stets im Kontext trainingswissenschaftlicher Interventionen gilt es, wesentliche Parameter des Probandenkollektivs (Alter, Trainingsstatus, Geschlecht) in die Analyse miteinzubeziehen. Für eine solche Kategorisierung gibt es aktuell jedoch keine hinreichend großen Datenmengen.

Zusammenfassend lässt sich die Diagnostik der Sauerstoffaufnahmekinetik während Belastungsuntersuchungen besonders vor dem Hintergrund sportwissenschaftlicher Fragestellungen als in mehrfacher Hinsicht wertvolles Verfahren einstufen. Obschon auf methodischer Seite noch offene Fragestellungen vorliegen, kann eine differenzierte Auseinandersetzung mit diesem Themengebiet wertvolle Rückschlüsse für ein vertieftes Verständnis des lokalen Muskelstoffwechsels, kontraktile Prozesse und spezifischer Determinanten körperlicher Belastbarkeit liefern. In der Sportwissenschaft kann das $\dot{V}O_{2sc}$ darüber hinaus auch als Diagnoseinstrument für interventionsbasierte Leistungsveränderungen im Rahmen der Trainingssteuerung zum Einsatz kommen.

4.1.2 Maximale Sauerstoffaufnahme

4.1.2.1 Vorbemerkungen

Die maximale Sauerstoffaufnahme ($\dot{V}O_2\text{max}$) bezeichnet in der Sportmedizin die „maximale Menge an Sauerstoff, die ein Individuum pro Zeiteinheit der Luft entnehmen, zu den Organen transportieren und dort verwerten kann“ (Kent, 1998, S. 262). Aus dieser Definition ist ersichtlich, dass der in den 1920er Jahren eingeführte Begriff (Hill & Lupton, 1923) die maximale Kapazität und das optimale Zusammenspiel mehrerer physiologischer Systeme beschreibt, die aus dem Zahnradmodell von Wasserman bereits bekannt sind (vgl. 2). Zum einen die maximale alveoläre Sauerstoffaufnahme, damit gleichsam die Ventilation und bedarfsangepasste Perfusion der Lunge, zum anderen die Aufnahmefähigkeit, Transportkapazität und optimale Versorgung der Zielorgane durch das kardiovaskuläre System. Anhand dieser Parameter sind auch Rückschlüsse auf Blutvolumen, Blutzusammensetzung sowie auf Herzzeitvolumen und Kapillarisation der Zielorgane möglich. Ferner zählt zu den relevanten Größen der lokale Sauerstoffumsatz in der Arbeitsmuskulatur, der durch Faserzusammensetzung, Diffusionswege, Mitochondrienzahl und Enzymbesatz in großem Maße festgelegt wird. Dies sind die wesentlichsten physiologischen Faktoren der $\dot{V}O_2\text{max}$ (Lundby et al., 2017), die damit sowohl für die Trainingswissenschaft als auch für medizinische Fragestellungen von enormer Bedeutung ist, denn kein anderer Parameter gibt gleichzeitig Informationen über Ausprägung und Zusammenspiel derart vieler Subsysteme. Die $\dot{V}O_2\text{max}$ wird deshalb zurecht als wesentliches *Bruttokriterium* der kardiopulmonal-metabolischen Kapazität bezeichnet (Meyer & Kindermann, 1999). Sie gilt heute als Goldstandard für die Einschätzung der Leistungsfähigkeit des kardiorespiratorischen Systems (Kodama et al., 2009; Meyer, Scharhag et al., 2005; Pedersen & Saltin, 2015, 2015). In der sportwissenschaftlichen Leistungsdiagnostik ist die $\dot{V}O_2\text{max}$ seit der Einführung des Terminus, sicherlich begünstigt durch die mannigfaltigen Entwicklungen im Bereich der Messtechnik und Datenverarbeitung, inzwischen seit längerem die klassische Messgröße zur Erhebung und Beurteilung der aeroben Ausdauerleistungsfähigkeit.

4.1.2.2 Anthropometrische und physiologische Determinanten

Ein wesentlicher Gegenstand der Forschung ist seit Beginn der Auseinandersetzung mit der $\dot{V}O_2\text{max}$ die unterschiedliche Gewichtung der beteiligten Systeme im Gesamtkontext. Konkret geht es im sportwissenschaftlichen Anwendungsfeld darum, leistungslimitierende Faktoren zu identifizieren und diejenigen Subsysteme zu benennen, bei denen das größte Verbesserungspotenzial zu erzielen ist. Aus einer alleinigen Betrachtung der $\dot{V}O_2\text{max}$ als absoluter Messwert ist ein solches Bestreben nicht umsetzbar, da anhand des Messwertes ausschließlich die Gesamtkapazität abzulesen ist. Eine Ausdifferenzierung in einzelne beteiligte Parameter erfordert daher weitergehende Untersuchungen,

beispielsweise zur Herzgröße, Blut- und Faserzusammensetzung sowie zur arterio-venösen Sauerstoffdifferenz. Bevor näher auf die relevanten Subsysteme eingegangen wird, soll nicht unerwähnt bleiben, dass auch externe Faktoren die maximal verstoffwechselte Sauerstoffmenge mitbestimmen. An erster Stelle ist hier der Sauerstoffpartialdruck in der Atemluft zu nennen. Bei reiner Sauerstoffatmung steigt die $\dot{V}O_2\text{max}$ um bis zu 10 % an, während ein geringer Partialdruck in der Inspirationsluft einen entsprechend gegenteiligen Effekt zur Folge hat (Hollmann & Strüder, 2009). Wichtige Kategorien bei der Betrachtung physiologischer Einflussfaktoren der $\dot{V}O_2\text{max}$ sind auch anthropometrische Basisparameter und das Lebensalter. Ab dem 30. Lebensjahr sinkt die $\dot{V}O_2\text{max}$ ohne entsprechende Trainingsreize mit zunehmendem Alter kontinuierlich (Eisenhut & Zintl, 2013), wobei der Rückgang bei Frauen geringer ausfällt als bei Männern (Hollmann & Strüder, 2009). Ursache für den altersbedingten Abbau scheint vor allem die Abnahme der peripheren Oxidationskapazität zu sein (Hollmann & Strüder, 2009), welche teilweise durch die altersbedingte Atrophie von Muskelgewebe zu erklären ist (Schoenfeld, 2016). Obwohl absolute Spitzenwerte meist vor dem 30. Lebensjahr erreicht werden, lässt sich die $\dot{V}O_2\text{max}$ in jedem Alter lohnend trainieren (Joyner & Lundby, 2018; Lundby et al., 2017). Bis zum Eintritt in die puberale Phase unterscheiden sich die Werte der unterschiedlichen Geschlechter nicht wesentlich. Im dritten Lebensjahrzent sind die Maxima jedoch auf Seiten der männlichen Probanden um bis zu 35 % erhöht (Hollmann & Strüder, 2009), sofern ein Kollektiv zugrunde liegt, das hinsichtlich Gesundheitszustand und Lebensstil vergleichbar ist. Diese Unterschiede lassen sich negieren, wenn die $\dot{V}O_2\text{max}$ auf das fettfreie Körpergewicht bezogen wird. Die Abweichungen betragen dann lediglich 0.3 - 0.5 % (Hollmann & Strüder, 2009). Folgerichtig korreliert die Magermasse positiv mit der $\dot{V}O_2\text{max}$ (Sharma, Subramanian & Arunachalam, 2013; Tompuri et al., 2015). Von besonderem Interesse ist dabei die Tatsache, dass zwar die fettfreie Körpermasse signifikante Korrelationen aufweist, bezugnehmend auf den Körperfettanteil jedoch widersprüchliche Ergebnisse vorliegen. Negative Korrelationen zwischen Körperfettanteil und $\dot{V}O_2\text{max}$ lagen beispielsweise bei $r = -0.76$ (Ostojic, Stojanovic, Stojanovic, Maric & Njaradi, 2011). Eine Kausalität ist aus dieser Korrelation indes nicht ohne Einschränkungen abzuleiten, nachdem aus rein physiologischer Sicht ein hoher Körperfettanteil nicht per se mit einer niedrigen Sauerstoffaufnahme einhergehen muss, da Körperfett und die sauerstoffverarbeitende Muskelmasse zwei unabhängige Parameter sind. Betrachtet man die relative $\dot{V}O_2\text{max}$ pro Kilogramm fettfreier Masse bei übergewichtigen Probandenkollektiven, so unterscheiden sich die Werte nur minimal von denen normalgewichtiger Personen mit ähnlichem Leistungsniveau (Maciejczyk et al., 2014). Die teils beobachteten, negativen Korrelationen zwischen $\dot{V}O_2\text{max}$ und Körperfettmasse sind demnach auf andere Umstände zurückzuführen. So resultiert ein hoher Körperfettanteil häufig aus Inaktivität und Fehl- bzw. Überernährung, sofern keine Stoffwechselstörungen oder Ähnliches vorliegen. Durch die enge Verknüpfung zwischen Übergewicht und Inaktivität lässt sich die

Korrelation zu einer verminderten $\dot{V}O_2\text{max}$ erklären, denn neben körperlichen Reifeprozessen ist sportliche Betätigung entscheidend zur Entwicklung der $\dot{V}O_2\text{max}$ (Lundby et al., 2017).

Vor dem Hintergrund des besonderen Einflusses des Körpergewichts auf die absolute $\dot{V}O_2\text{max}$ soll an dieser Stelle eine weitere wesentliche Kenngröße der Sauerstoffaufnahme beleuchtet werden, die Relativierung der $\dot{V}O_2\text{max}$ auf das Körpergewicht ($\text{rel}\dot{V}O_2\text{max}$), die üblicherweise in Milliliter pro Kilogramm Körpergewicht pro Minute angegeben wird ($\text{ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$). Ursprünglich wurde die Größe in Auswertungen eingeführt, um die $\dot{V}O_2\text{max}$ unterschiedlich schwerer Personen interindividuell vergleichbar zu machen, da schwerere Probanden bei gleichem Trainingszustand per se eine höhere $\dot{V}O_2\text{max}$ aufweisen. Bereits in den 1990er Jahren wurde jedoch auf Problematiken bei der Anwendung der $\text{rel}\dot{V}O_2\text{max}$ zur interindividuellen Vergleichbarkeit hingewiesen (Batterham, George, Whyte, Sharma & McKenna, 1999; Bergh, Sjödin, Forsberg & Svedenhag, 1991; Heil, 1997). Bis heute ist die Kenngröße auch in der Sportwissenschaft noch weit verbreitet, was zu systematischen Fehlern führen kann, da Probanden mit einem Gewicht von über 75.4 kg durch die Relativierung auf das Körpergewicht in ihrer Leistungsfähigkeit ebenso unterschätzt werden, wie leichte Personen unterhalb eines Gewichts von 67.7 kg überschätzt (Buresh & Berg, 2002; Meyer, Scharhag et al., 2005). Dadurch sind nicht nur heterogene Vergleichskollektive in Querschnittsanalysen benachteiligt, sondern auch individuelle Leistungsentwicklungen können fehlerhaft eingeschätzt werden, wenn starke Unterschiede im Körpergewicht während des Untersuchungszeitraums vorliegen, beispielsweise bei Langzeitstudien mit jugendlichen Probanden im Wachstum. Für eine valide Anwendung der $\text{rel}\dot{V}O_2\text{max}$ zur interindividuellen Vergleichbarkeit in der Praxis muss daher eine allometrische Konvertierung erfolgen. Bei hinsichtlich des Gewichts, Alters und Trainingszustands homogenen Probandenkollektiven sollte das Körpergewicht mit einem Exponenten von 0.67 in die Berechnung miteingehen, für heterogene Probandenkollektive wird hingegen ein Exponent von 0.75 angeraten, um gültige Vergleichswerte zu erzielen (Buresh & Berg, 2002; Heil, 1997). Allometrisch konvertierte Normdaten sind bereits seit langem zugänglich (Buresh & Berg, 2002), sodass ein Festhalten an der klassischen Berechnung der $\text{rel}\dot{V}O_2\text{max}$ bei Abweichungen bezüglich der optimalen Gewichtsbereiche dieser Methodik aus wissenschaftlicher Sicht nicht zu unterstützen ist.

Nachdem nun die Abhängigkeit der maximalen Sauerstoffaufnahme von anthropometrischen Basisdaten dargestellt wurde, sollen im Folgenden Einflüsse der individuellen Ausprägung des kardiovaskulären und pulmonalen Systems sowie des lokalen Muskelstoffwechsels im Fokus stehen. Als gesichert schien lange, dass die Ventilation bei Gesunden nicht als begrenzender Faktor auftritt, da selbst bei maximalen Belastungen der Atemgrenzwert, der als Kriterium der ventilatorischen Leistungsfähigkeit gilt, nicht erreicht wird (Hollmann & Strüder, 2009). Eine sogenannte Atemreserve bei Ausbelastung

von 20 - 30 % liegt im Normbereich (Kroidl, 2015), weshalb die Lunge und ihre Kapazität lange als überdimensioniert galt und daher leistungslimitierend nicht in Erscheinung trat (Dempsey, Sheel, Derchak & Harms, 2000). Nicht unwesentlichen Einfluss hat hingegen das Atemmuster. Eine Erhöhung des Atemminutenvolumens auf einer submaximalen Belastungsstufe durch dominante Steigerung der Atemfrequenz verstärkt den negativen Einfluss des anatomischen Totraums und kann sich damit negativ auf den Gasaustausch auswirken. Ebenso kann eine relative alveoläre Hypoventilation verantwortlich für einen absinkenden arteriellen Sauerstoffpartialdruck sein (Hopkins, 2002). Im Grenzbereich der Belastungsfähigkeit ist eine Hyperventilation zu identifizieren, nicht nur zur Reduzierung der metabolischen Azidose, sondern auch, um einer arteriellen Hypoxie entgegenzuwirken (Dempsey et al., 2000). Generell ist bei der Betrachtung der Ventilation besonders der Atemmuskulatur Beachtung zu schenken, deren Sauerstoffbedarf im Grenzbereich bei hochausdauertrainierten Personen bis zu 15 % der $\dot{V}O_2\text{max}$ ausmachen kann (Dempsey et al., 2000). Das Zwerchfell als hochgradig aerob arbeitender Muskel mit entsprechender Kapillardichte ermüdet erst bei Belastungen jenseits von 80 % der $\dot{V}O_2\text{max}$ (Johnson, Babcock, Suman & Dempsey, 1993). Die Ermüdung der Atemmuskulatur beeinflusst die Sauerstoffaufnahme auf mehreren Wegen. Neben einer erhöhten Sauerstoffextraktion der Atemmuskulatur erfolgt auch eine Abnahme des Blutflusses zur Arbeitsmuskulatur zugunsten der Atemmuskulatur. Damit steht in Kombination weniger Sauerstoff für den lokalen Stoffwechsel der Arbeitsmuskulatur der Peripherie zur Verfügung, was in einer früheren Ermüdung durch mangelhafte Energiebereitstellung mündet. Außerdem kann durch afferente Nervenfasern des Pulmonalsystems über das zentrale Nervensystem die lokalmotorische Leistung der Extremitätenmuskulatur gehemmt werden, wodurch die erreichbare Leistung signifikant abnimmt (Limberg, Morgan, Schrage & Dempsey, 2013). Gezieltes Training der Atemmuskulatur konnte die aerobe Leistungsfähigkeit verbessern (HajGhanbari et al., 2013). Zugrunde liegende Mechanismen dieser Leistungsverbesserung schließen dabei jedoch nicht zwingend eine erhöhte $\dot{V}O_2\text{max}$ anhand der oben ausgeführten Wechselwirkungen mit ein, ferner wird auch das durch Training reduzierte subjektive Empfinden von Atemlosigkeit mehrfach beschrieben (HajGhanbari et al., 2013; Shei, 2018).

Einen weiteren möglichen Begrenzungsfaktor des pulmonalen Systems könnte die Differenz zwischen ventilertem Alveolarvolumen und der Lungenperfusion unter Belastung darstellen. Besonders zu Belastungsbeginn lässt sich kurzzeitig eine Verschlechterung dieses Verhältnisses beobachten, da das kardiale System, besonders das Herzzeitvolumen, schneller belastungsangepasste Leistung erbringen kann als die Ventilation (Hollmann & Strüder, 2009). Bei weiterer Belastung kommt es jedoch zu einer Verminderung der Verteilungsstörung durch Homogenisierung in der apikalen Lungenpartie (Kroidl, 2015), welche speziell durch den Einfluss der Schwerkraft auf die Blutversorgung in Ruhe die größte Differenz zwischen Ventilation und Perfusion aufweist. Es ist also davon auszugehen, dass für Personen

im durchschnittlichen Leistungsbereich unter äußeren Normalbedingungen die Distribution der Atemluft in der Lunge kein leistungslimitierender Faktor für die $\dot{V}O_2\text{max}$ ist. Es konnte jedoch beobachtet werden, dass Sportler mit einer außergewöhnlich hohen $\dot{V}O_2\text{max}$ ($> 5000 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1}$) potenziell einer Leistungsbegrenzung durch Distributionsstörungen unterliegen (Hopkins, McKenzie, Schoene, Glenny & Robertson, 1994). Das Missverhältnis ist dann als Einflussfaktor für die Ausbildung einer steigenden alveolar-arteriellen Sauerstoffdifferenz bzw. eines sinkenden arteriellen Sauerstoffpartialdrucks zu identifizieren (Dempsey et al., 2000; Olfert et al., 2004; Prefaut, Durand, Mucci & Caillaud, 2000). Dieses Phänomen tritt jedoch für die betreffenden Athleten auch im submaximalen Bereich auf, die Aussagekraft hinsichtlich einer diesbezüglichen Limitierung im Grenzbereich scheint damit geschwächt (Dempsey et al., 2000). Kontroversen bestehen hierbei in der Annahme, Frauen würden aufgrund ihrer relativ kleineren Lungengröße stärker auf lokale Ungleichgewichte zwischen Ventilation und Perfusion reagieren (Hopkins, 2002). Zwar existieren Hinweise für die formulierte These, die Datenlage konnte diese Annahme bisher allerdings nicht konsistent bestätigen (Olfert et al., 2004), sodass geschlechtsspezifische Unterschiede in diesem Bereich zum jetzigen Zeitpunkt negiert werden müssen.

Als weiterer Faktor einer möglichen pulmonalen Limitierung der maximalen Sauerstoffaufnahme kann die Diffusionskapazität im Lungengewebe gesehen werden, welche lange Zeit als wesentlichster Einflussfaktor für eine steigende alveolar-arterielle Sauerstoffdifferenz angesehen wurde (Hollmann & Strüder, 2009). Neben den Parametern Partialdruckgefälle, Diffusionsfläche und Diffusionsweg, hängt der Gastransfer in der Lunge von der Temperatur, der Stoffgröße und Löslichkeit sowie von der Kontaktzeit an der alveolar-kapillaren Membran ab (Kroidl, 2015). Besonders die Kapillarkontaktzeit wird im Grenzbereich immer wieder als Ursache für eine Leistungslimitierung durch Diffusion angeführt (de Marées, 2003; Markworth, 2004; Weineck, 2010). Tatsächlich vermindert sich bei steigender Herzfrequenz die Kontaktzeit für die Erythrozyten an der alveolaren Membran signifikant (Hopkins, 2002). Die Sauerstoffdiffusionskapazität der Lunge wird allerdings erst bei sehr hohen $\dot{V}O_2\text{max}$ -Werten überschritten bzw. erreicht (Hollmann & Strüder, 2009). Ein Review aus dem Jahr 2002 kommt gar zu dem Schluss, dass die Transitzeit zwar theoretisch möglicher Limitierungsfaktor für die Diffusion sei, jedoch auch begründet durch die erschwerte Messmethodik nicht zweifelsfrei als Ursache einer pulmonalen Diffusionsbegrenzung identifiziert werden könne (Hopkins, 2002). Die Auslöser einer belastungsinduzierten arteriellen Hypoxämie sind nach heutigem Forschungsstand vielfältiger. Die verminderte Diffusionskapazität im Grenzbereich, welche wie angesprochen oftmals durch die verminderte Kontaktzeit begründet wird, ist darüber hinaus scheinbar auch durch ein interstitielles Ödem zu erklären, welches induziert wird durch die Ausschüttung von Histamin und weiteren entzündungsfördernden Substanzen, wenn der Blutdruck in der Aorta pulmonalis im Grenzbereich der Leistungsfähigkeit ansteigt (Dempsey et al., 2000; Hollmann & Strüder, 2009; Hopkins, 2002; Prefaut et al., 2000). Hopkins (2002) negiert dagegen den Einfluss eines Ödems aufgrund der schieren Größe, die notwendig wäre, um die

Diffusion von Sauerstoff über die Blut-Gas-Schranke zu beeinflussen. Neueste Ansätze sehen die Blutzusammensetzung, besonders die Viskosität, als Ursache einer pulmonal begründeten arteriellen Hypoxämie, da der Gefäßwiderstand der Lunge ansteigt, wodurch die Perfusion nur erschwert der Ventilation angepasst werden kann (Balady et al., 2010; Galetke et al., 2012; Graf, 2012, 2012; Hollmann, 2006; Hollmann & Strüder, 2009; Kroidl, 2015; Mezzani, 2017; Robergs et al., 2010). Betrachtet man zusammenfassend den Einfluss des pulmonalen Systems auf die $\dot{V}O_2max$, lässt sich nicht weiter an der These einer „überkonstruierten Kapazität“ (Dempsey et al., 2000, S. 318) festhalten. Gerade im Grenzbereich ist die Aufrechterhaltung des arteriellen Sauerstoffgehalts durch das pulmonale System nicht durchweg zu gewährleisten. Eine arterielle Hypoxämie kann dabei für Untrainierte eine Abnahme der $\dot{V}O_2max$ von 10 % begründen, bei Leistungssportlern dagegen bis zu 15 % (Harms et al., 2000). Als wesentliche Limitationen müssen das Atemmuster, die Atemmuskulatur und ein Missverhältnis zwischen Perfusion und Ventilation angesehen werden, wobei Letzteres auch im submaximalen Bereich zu erkennen ist.

Trotz der theoretischen Limitationen des pulmonalen Systems, wird in der Sportmedizin übereinstimmend der systemischen Sauerstofftransportkapazität und der lokal muskulären Sauerstoffextraktion eine höhere Bedeutung beigemessen (Levine, 2008; Lundby et al., 2017). Diese zwei übergeordneten Kategorien lassen sich auch in der Fick'schen Formel zur Messung von Kreislaufparametern als wesentliche Größen der Sauerstoffaufnahme identifizieren (Speckmann, 2008):

$$\dot{V}O_2max = Qmax \cdot (a-vO_2diff)$$

Dabei steht $Qmax$ für die maximale Kreislaufleistung, repräsentiert also die Sauerstofftransportkapazität und $a-vO_2diff$ für die arterio-venöse Sauerstoffdifferenz, sprich die muskelseitige Sauerstoffextraktion. Innerhalb der formal zusammengefassten Sauerstofftransportkapazität lässt sich zwischen Herzzeitvolumen und Sauerstoffbindungskapazität im Blut differenzieren, wobei beide Parameter in Wechselwirkungen zueinander stehen. Letztere ist wesentlich durch die Erythrozytenzahl im Blut bedingt. Eine alleinige Erhöhung des Blutplasmas ohne korrespondierende Steigerung in der Anzahl roter Blutkörperchen führt zu einer relativen Abnahme in der Sauerstoffbindungskapazität mit kaum messbaren Veränderungen in der absoluten $\dot{V}O_2max$ (Keiser et al., 2015; Warburton, Gledhill & Quinney, 2000). Eine Steigerung des Plasmavolumens mit gleichzeitiger Erhöhung der Erythrozytenzahl wird dagegen mit einer gesteigerten $\dot{V}O_2max$ und verbesserter Ausdauerleistungsfähigkeit verknüpft (Lundby & Robach, 2015). Die Blutzusammensetzung hat demnach signifikanten Einfluss auf die Sauerstoffaufnahmekapazität (Calbet, Lundby, Koskolou & Boushel, 2006). Wesentlichster und allgemein unstrittiger Einflussfaktor für die $\dot{V}O_2max$ ist jedoch das Herzzeitvolumen, also das Produkt aus Schlagvolumen

und Herzfrequenz, wobei hier unter physiologischen Normalbedingungen das Schlagvolumen als limitierender Faktor mit dem größten Potenzial für Leistungssteigerung durch sportliches Training zu sehen ist (Levine, 2008; Lundby et al., 2017; Lundby & Montero, 2015). Bereits Hill et al. (1923) haben, trotz ihrer im Vergleich zum heutigen Standard bescheidenen Messtechnik, die Auswurfleistung des Herzens als gravierendste Größe im Zusammenhang mit der $\dot{V}O_2\text{max}$ gesehen. Auch in jüngeren Untersuchungen konnte der signifikante Einfluss des Herzzeitvolumens auf die $\dot{V}O_2\text{max}$ eindeutig dargelegt werden (Bassett & Howley, 2000; Levine, 2008; Lundby et al., 2017). Die prominente Stellung der Herzleistung im Zusammenhang mit der maximalen Sauerstoffaufnahme geht einher mit der Annahme, dass die lokale Sauerstoffextraktion in der Arbeitsmuskulatur nicht limitierend auf die $\dot{V}O_2\text{max}$ einwirkt. Nur bei einer optimalen Ausschöpfung der arbeitenden Muskulatur ist die Zufuhr von Sauerstoff, also das Herzzeitvolumen, als leistungslimitierend anzusehen.

Die Bedeutung der peripheren Sauerstoffextraktion durch die Arbeitsmuskulatur sorgt jedoch bis dato für Kontroversen (Lundby & Montero, 2015; Wagner, 2015). Grundlagenstudien zeigen, dass bei einer zweifachen Erhöhung der Mitochondrienzahl lediglich eine Steigerung der $\dot{V}O_2\text{max}$ um 20 - 40 % möglich ist (Saltin, Henriksson, Nygaard, Andersen & Jansson, 1977). Überdies konnte gezeigt werden, dass bei Belastungen mit mehr als 50 % aktiver Skelettmuskelmasse die mitochondriale Kapazität höher liegt, als die Anforderungen der maximal über die Zirkulation bereitgestellten Sauerstoffmenge (Boushel et al., 2011). Die muskuläre Sauerstoffextraktion ist damit selbst im Grenzbereich nicht ausgelastet (Calbet et al., 2015). Anpassungen in Mitochondrienzahl und Enzymbesatz, die mit Ausdauertraining einhergehen, sind demnach nur anteilig durch eine gesteigerte $\dot{V}O_2\text{max}$ zu begründen (Montero, Cathomen et al., 2015). Sie lassen sich eher mit Leistungssteigerungen in submaximalen Belastungsbereichen in Verbindung bringen, welche eng mit Energieflussraten und unterschiedlichen Ausprägungen der energiebereitstellenden Systeme einhergehen (Bassett & Howley, 1997; Lundby et al., 2017). Als letzter Punkt innerhalb der kardiovaskulären Einflussfaktoren ist die Blutumverteilung zu thematisieren. Nur bei einer optimalen, bedarfsgerechten Zufuhr des sauerstoffgesättigten Blutes zur Arbeitsmuskulatur können die zuvor ausgeführten Aspekte vollumfänglich Gültigkeit besitzen. Die Steigerung der lokalen Durchblutung in der Arbeitsmuskulatur bei Belastungen ist als komplexes Zusammenwirken mehrerer Teilsysteme zu sehen. Als wesentliche Einflussfaktoren lassen sich die vasculäre Dilatation und Konstriktion, die zentralnervöse Aktivierung durch den Sympathikus sowie die Qualität und Quantität mikrovaskulärer Strukturen, sprich die Kapillarisation, identifizieren (Joyner & Casey, 2015). Obwohl bekannt ist, dass sich die genannten Teilkomponenten durch ein mehrwöchiges Ausdauertraining im Zuge einer verbesserten $\dot{V}O_2\text{max}$ analog mitentwickeln (Eisenhut & Zintl, 2013), ist der prozentuale Anteil der Blutumverteilung hinsichtlich des Einflusses auf die $\dot{V}O_2\text{max}$ schwierig einzuschätzen. Von besonderer Bedeutung scheint die Größe der beanspruchten Arbeitsmuskulatur

zu sein. So konnte gezeigt werden, dass die Sauerstoffaufnahme einer isoliert arbeitenden Muskelgruppe (Beinstrecker) im Vergleich zur selben Muskelgruppe bei Ganzkörperarbeit um das Zwei- bis Dreifache erhöht ist (Saltin, 1985). Die Erklärung dafür liegt in der Möglichkeit einer deutlich gesteigerten lokalen Durchblutung bei isolierter Muskeltätigkeit, wodurch folgerichtig der lokal zu Verfügung stehende Sauerstoff erhöht ist. Dabei besteht der Vorteil einer verbesserten Kapillarisation wohl zu einem großen Teil darin, bei hohen Blutflussraten eine zur Diffusion ausreichende Kontaktzeit und -fläche zwischen Blutgefäß und Muskelzelle zu gewährleisten (Bassett & Howley, 2000). Bei Ganzkörperbelastungen ist eine derart gesteigerte lokale Durchblutung der Muskulatur nicht möglich. Die vaskuläre Mikrostruktur an der Arbeitsmuskulatur ist damit in solchen Fällen nicht limitierend, sondern eher die gleichzeitige Beanspruchung mehrerer Areale (Arbeitsmuskulatur, Hilfsmuskulatur, Lunge), die eine komplexere Verteilung des zur Verfügung stehenden Blutes notwendig macht, wodurch eine isoliert lokale Ausbelastung des Kapillarnetzes unmöglich wird. Auch eine aktuelle Untersuchung konnte zeigen, dass während ausbelastender körperlicher Arbeit durch die Injektion von Adenosin noch Reserven in der lokalen Vasodilatation der hauptsächlich beanspruchten Muskulatur (Beinstrecker) vorlagen (Barden et al., 2007). Damit bestätigen sich die Ergebnisse von Saltin et al. (1985) und die darauf basierenden Aussagen zum Einfluss des vaskulären Systems auf die $\dot{V}O_2\text{max}$ bei Ganzkörperarbeit scheinen bestärkt. Belastungen mit Beteiligung mehrerer Muskelgruppen sind im Sport bei Weitem dominierend. Für sportwissenschaftliche Fragestellungen muss demnach hinsichtlich kardiovaskulärer Limitationen eine periphere Limitation (vaskulär) hinter einer zentralen Limitation (kardial) zurückstehen (Bassett & Howley, 2000).

Einschränkend ist allerdings anzumerken, dass die bisher prototypisch getrennt betrachteten Systeme in einem harmonischen Wechselverhältnis zueinander stehen, welches stets als gegeben angesehen werden sollte, wenn es gilt, die einzelnen analysierten Subsysteme zu gewichten. Ein funktionierendes Zusammenspiel wird dabei seit langem wirkungsvoller angesehen als isoliert betrachtete Parameter (Wagner, 1996). Die benötigte Harmonie der Teilsysteme konnte durch ein artifiziell erhöhtes Sauerstoffangebot für die Muskulatur auch praktisch gezeigt werden. Bei zu geringer Aufnahmegeschwindigkeit in den Mitochondrien für das zur Verfügung stehende Sauerstoffangebot erhöht sich der Sauerstoffpartialdruck in den Mitochondrien, wodurch der Diffusionsgradient für Sauerstoff sinkt und in Summe eine reduzierte $\dot{V}O_2\text{max}$ zu identifizieren ist (Cano et al., 2013). Geht man jedoch von einem in sich harmonisch entwickelten System aus, so muss auf Basis aktueller sportbiologischer Grundlagenstudien und Reviews die Kapazität des kardiovaskulären Systems, Sauerstoff in genügenden Mengen bereitzustellen, als hauptsächlich limitierend für die $\dot{V}O_2\text{max}$ beim Menschen gelten (Bassett & Howley, 2000; Levine, 2008; Lundby et al., 2017; Montero, Diaz-Cañestro & Lundby, 2015). Es ist dabei wichtig zu betonen, dass diese Feststellung nicht gleichzusetzen ist mit der Annahme, ausschließlich zentrale Anpassungen im Herzen würden zu einer gesteigerten Sauerstoffaufnahme führen. Vielmehr

sind begleitende Anpassungen in der Peripherie, wie beispielsweise erhöhter venöser Rückstrom, erhöhtes Blutvolumen, verbesserte Kapillarisation und eine insgesamt bessere Gefäßfunktion, mit verantwortlich für die Steigerung der lokalen Sauerstoffversorgung bei gleichzeitiger Verbesserung der lokalen Stoffwechsellkapazitäten (Montero, Diaz-Cañestro et al., 2015). *Abbildung 27* stellt die angesprochenen Wechselwirkungen zur Steigerung der $\dot{V}O_2\text{max}$ auch unter Einbezug einer zeitlichen Komponente von Trainingsanpassungen übersichtlich dar.

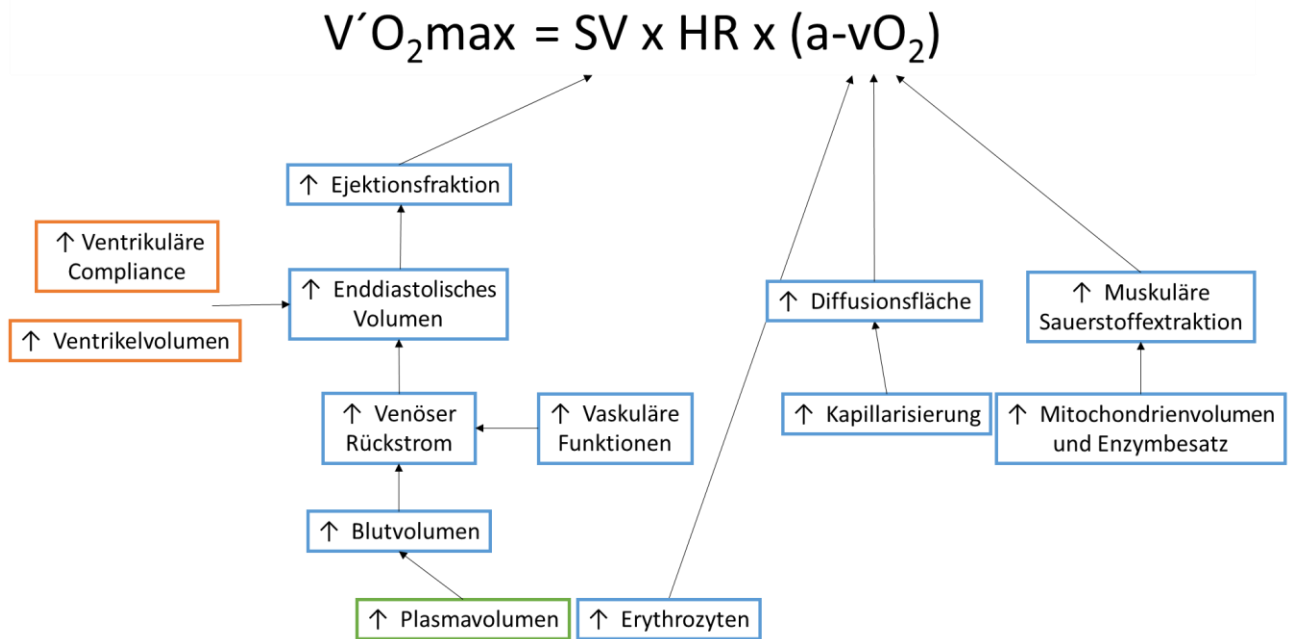


Abbildung 27. Zusammenwirken physiologischer Anpassungen mit Relevanz für die $\dot{V}O_2\text{max}$ nach Lundby et al., 2017. Grüne Farbe symbolisiert Anpassungen innerhalb von Tagen, blaue Farbe symbolisiert Anpassungen innerhalb von Wochen, orange Farbe symbolisiert Anpassungen innerhalb von Monaten.

Neben den erwähnten Faktoren auf muskulärer, kardiovaskulärer sowie pulmonaler Ebene steht seit längerem auch ein Einfluss des Gehirns als zentrale Steuergröße auf die $\dot{V}O_2\text{max}$ im Raum. Dabei werden nicht nur motivationale Aspekte beleuchtet, sondern auch und besonders Schutzmechanismen, welche im bzw. nahe am Ausbelastungszustand die Leistungsfähigkeit der beteiligten Systeme unwillkürlich einschränken, um potenzielle Gefahren für den Gesamtorganismus zu minimieren (Allen et al., 2008; Hollmann & Strüder, 2009; Hollmann, Strüder, Tagarakis, King & Diehl, 2006; Noakes, 2008). Hinweise darauf liefern Studien unter Sauerstoffmangelbedingungen, bei denen eine deutlich verminderte $\dot{V}O_2\text{max}$ erzielt wurde, wobei jedoch keine kardiale Ausbelastung vorlag, demnach durchaus noch Leistungsreserven zu vermuten wären (Hollmann et al., 2006; Jones & Killian, 2000). Die Autoren erklären sich die Befunde durch eine potenzielle Bedrohung des Zentralnervensystems bei weiter absinkenden arteriellen O_2 -Partialdrücken, welche im präfrontalen Kortex eine Drosselung der zu erbringenden Maximalleistung bewirken. Die Rolle des Gehirns als zentrale Steuerungsinstanz ist bisher bei

Weitem noch nicht in allen Bereichen erschöpfend untersucht. Bis dato gewonnene Erkenntnisse lassen jedoch vermuten, dass nicht alleine kardiovaskuläre, pulmonale oder metabolische Prozesse die individuell mögliche $\dot{V}O_2\text{max}$ unter Belastung begrenzen.

4.1.2.3 Identifikation und Verifikation

4.1.2.3.1 Allgemeines

Die individuelle Bestimmung der $\dot{V}O_2\text{max}$ ist nach wie vor als wichtigste Aufgabe spiroergometrischer Untersuchungen im trainingswissenschaftlichen Bereich zu sehen. Nachdem die unterschiedlichen Einflussfaktoren auf biologischer Ebene unter Berücksichtigung der aktuellen Studienlage gewichtet wurden, ist im Folgenden dargestellt, welche Kriterien und Verfahren bei der $\dot{V}O_2\text{max}$ Bestimmung zur Anwendung kommen. In der Praxis umfasst die Bestimmung zwei Teilprozesse, Identifikation und Verifikation¹³, die nur im Verbund die Validität der Spiroergometrie als Testverfahren für die maximale Sauerstoffaufnahme des zu testenden Probanden sicherstellen. Dazu ist zunächst der Begriff $\dot{V}O_2\text{peak}$ einzuführen. Die $\dot{V}O_2\text{peak}$ beschreibt die höchste in einem Test gemessene Sauerstoffaufnahme (Meyer & Kindermann, 1999). Bei der Identifikation wird aus dem Datensatz diese Größe ausgelesen. Computergestützte Auswertungen geben den Wert häufig automatisch aus, die Identifikation des höchsten Wertes ($\dot{V}O_2\text{peak}$) stellt daher keine besondere Herausforderung dar. Die $\dot{V}O_2\text{peak}$ ist allerdings nicht per se gleichzusetzen mit der $\dot{V}O_2\text{max}$, da in der Praxis ein symptomlimitierter Testabbruch bei individueller Ausbelastung zwar anzustreben, jedoch de facto nicht ohne weitere Prüfung anzunehmen ist. Ein wesentlicher Kernaspekt der sportwissenschaftlichen Forschung im Bereich der Atemgasanalyse der letzten Jahre liegt daher in der Suche nach Kriterien, die klären können, ob die bei Testabbruch erreichte und identifizierte $\dot{V}O_2\text{peak}$ mit der durch Ausbelastung aller beteiligten Subsysteme limitierten $\dot{V}O_2\text{max}$ übereinstimmt (Smirmaul, Bertucci & Teixeira, 2013). Dieser wesentliche Teilaspekt der Testauswertung wird in der Fachwissenschaft als Verifikation bezeichnet (Sánchez-Otero, Iglesias-Soler, Boulosa & Tuimil, 2014; Weatherwax, Richardson, Beltz, Nolan & Dalleck, 2016). Im Gegensatz zur Identifikation der $\dot{V}O_2\text{peak}$ ist die Verifikation dieses Wertes als $\dot{V}O_2\text{max}$ ein in der Fachwissenschaft kontrovers diskutierter Auswertungsschritt. Die Relevanz der Fragestellung ergibt sich dabei aus den vielfältigen Entscheidungen und Planungen, die im Sport aber auch in der Medizin auf Grundlage der $\dot{V}O_2\text{max}$ getroffen werden. Fehler sind daher unbedingt durch möglichst unabhängige und verlässliche Verifikationskriterien und -verfahren auszuschließen. Im Folgenden sind mögliche

¹³ Der Terminus *Verifikation* ist in diesem Zusammenhang nicht in seiner wissenschaftstheoretischen Lesart zu verstehen, wie sie beispielsweise im logischen Empirismus oder Positivismus auftritt bzw. in Poppers kritischem Rationalismus hinterfragt wird. Die Bezeichnung meint schlicht das Bestätigen der $\dot{V}O_2\text{peak}$ -Werte als $\dot{V}O_2\text{max}$ durch unterschiedliche Verfahren. Die Verwendung des Terminus *Verifikation* für diese Arbeitsschritte geht auf die anglo-amerikanische Nomenklatur zurück, in welcher die Bezeichnung *Verification* hierfür anerkannt ist.

Ansätze zur Verifikation einer identifizierten $\dot{V}O_2$ peak als $\dot{V}O_2$ max aufgeführt und kritisch gegenübergestellt.

4.1.2.3.2 Verifikation durch Plateaubildung

Als ältestes Kriterium gilt das Erreichen eines Plateaus (Schaun, 2017), das sogenannte *Leveling-off*, welches bereits sehr früh mit der Ausbelastung der determinierenden Systeme gleichgesetzt wurde (Taylor et al., 1955). Mit zunehmender Intensität steigt die Sauerstoffaufnahme im Körper entsprechend der Belastungssteigerungen an, um den erhöhten Sauerstoffbedarf, der besonders durch Stoffwechselprozesse begründet ist, zu decken. Bleibt die Belastung in einem Bereich konstant, in dem die Energie zu einem übermäßigen Anteil über Reaktionen mit Sauerstoffanteilen aus der Atemluft gedeckt wird, kann sich ein Steady state einstellen, welcher durch ein relatives Abflachen der Sauerstoffaufnahmekurve in einem den Anforderungen entsprechenden Wert gekennzeichnet ist. Details zur genauen Kinetik der Sauerstoffaufnahme in unterschiedlichen Belastungsbereichen sowie zum Einfluss des $\dot{V}O_{2sc}$ sind dem Gliederungspunkt 4.1.1 zu entnehmen. Bei maximaler Ausbelastung ist ebenfalls kein weiterer Anstieg der Sauerstoffaufnahmekurve zu beobachten, jedoch im Unterschied zum Stoffwechsel Steady state nicht etwa aufgrund eines Gleichgewichts zwischen Sauerstoffanforderung und -bereitstellung, sondern wegen gänzlicher Ausbelastung der sauerstoffverarbeitenden Systeme. Trotz weiter andauernder Belastung, oder gleichsam über Intensität und Dauer gesteigerter Belastung, ist kein weiterer Anstieg in der Sauerstoffaufnahme identifizierbar. Dieses Abflachen in der grafischen Auswertung wird als Plateaubildung bezeichnet und kennzeichnet in der Theorie das Erreichen der $\dot{V}O_2$ max im Plateauwert (vgl. *Abbildung 28*). Taylor et al. definierten das Plateau 1955 als geringen oder völlig ausbleibenden Anstieg der Sauerstoffaufnahme im Zuge steigender Belastungen. Besonders die genaue Interpretation dieser geringen Anstiege sorgt nach wie vor für methodische Probleme bei der Umsetzung des Plateaukriteriums in der Praxis. Da es rein anhand der grafischen Auswertung häufig unzuverlässig ist, eine weitere Steigung zu identifizieren, je nachdem wie viele Messpunkte in die Berechnung miteingehen, wurden unterschiedliche numerische Grenzwerte festgelegt, die eine Plateaubildung zwischen verschiedenen Messwerten eindeutig kennzeichnen.

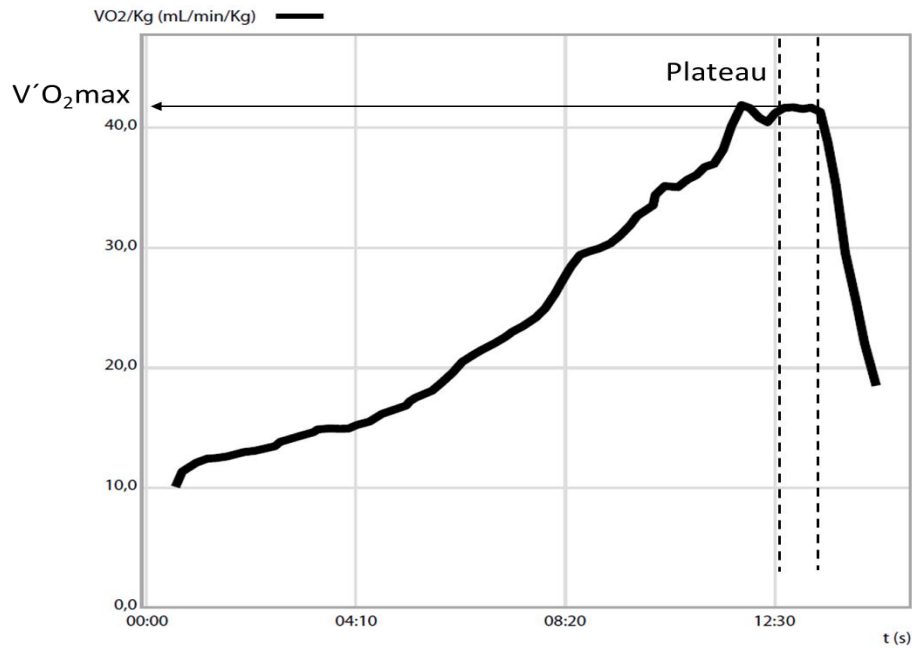


Abbildung 28. Verifikation der $\dot{V}O_2\text{max}$ durch Plateaubildung in einem Rampentest.

Als Berechnungsgrundlage dieser Grenzwerte dienten ursprünglich die durchschnittlichen Steigerungen in der Sauerstoffaufnahme pro Belastungsstufe, die bei Probanden der Grundlagenstudie aus den 1950er Jahren erzielt wurden (Midgley, McNaughton, Polman & Marchant, 2007). Auf diesem Weg errechneten Taylor et al. (1955) einen Grenzwert für die Sauerstoffaufnahme von $\leq 150 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1}$ bzw. $\leq 2.1 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$. Steigerungen unterhalb dieser Grenze wurden als biologische Schwankungen angesehen, nicht als weitere Erhöhung der Sauerstoffaufnahme. Nach wie vor kommt der genannte Grenzwert häufig zum Einsatz, obwohl er auch vom Autor selbst nicht als generelle Vorgabe intendiert war (Beltrami, Wong & Noakes, 2014; Taylor et al., 1955). Die Problematik liegt in der rechnerischen Begründung des Wertes. Die Grenze von $150 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1}$ ist ausschließlich für das von Taylor verwendete Testprotokoll gültig, streng genommen auch nur für den damals verwendeten Gasanalysator und das spezifische Probandenkollektiv Taylors hinsichtlich Alter, Geschlecht und Trainingszustand. Selbst innerhalb der zugrunde liegenden Stichprobe war für 2.5 % der Probanden die Schwelle von $150 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1}$ unpassend¹⁴ (Midgley, McNaughton, Polman et al., 2007). Die hohe Vielfalt der heute verwendeten Testprotokolle wäre für sich alleine schon ausreichend, um eine generelle Empfehlung für einen Grenzwert von $150 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1}$ abzulehnen, wie sie häufig noch zu finden ist (Beltrami et al., 2014; Edvardsen, Hem & Anderssen, 2014). Darüber hinaus sind seit der Studie von Taylor et al. (1955) unzählige technische Neuerungen hinzugekommen. Die mathematische Datenglättung beispielsweise,

¹⁴ $130 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1}$ wären angemessen gewesen.

welche durch die Etablierung der Breath-by-Breath Systeme notwendig geworden ist, hat einen entscheidenden Einfluss darauf, ob ein Plateau erreicht wird oder nicht (Dalleck et al., 2012b). Auch neuere Erkenntnisse zur Kinetik der Sauerstoffaufnahme in submaximalen Bereichen widersprechen der Annahme eines interindividuell invarianten Grenzwertes für Zunahmen der $\dot{V}O_2$ (vgl. 4.1.1). Neben der Vorgabe von $150 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1}$ haben sich auch Werte etabliert, die von $100 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1}$ bis hin zu $280 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1}$ reichen (Midgley, McNaughton, Polman et al., 2007). Zwar beruhen diese Zahlenwerte auf Angleichungen der Überlegungen Taylors in Bezug auf verwendete Testprotokolle, die intersubjektive Variabilität in der Sauerstoffaufnahme von Probanden für eine entsprechende Laststeigerung können sie jedoch nicht berücksichtigen. Es besteht demnach die Möglichkeit, die Auswahl eines geeigneten Grenzwertes rechnerisch zu optimieren, zuverlässig kann aber nur ein individueller Grenzwert sein, der die Sauerstoffaufnahmekurve in submaximalen Bereichen jedes einzelnen Probanden auch unter Berücksichtigung des $\dot{V}O_{2sc}$ miteinbezieht. Für die Erstellung eines solchen Grenzwertes sind jedoch noch keine verlässlichen Algorithmen bestimmt und evaluiert worden, weshalb auch weiterhin kein einheitlicher Konsens für die methodisch-mathematische Festlegung eines Plateaus besteht. Die hohe Relevanz für individuell verlässliche Plateaukriterien wird durch eine Metastudie von Beltrami et al. (2014) gestützt. Es wurde gezeigt, dass das Auftreten eines Plateaus zwischen 16 % und 82 % variierte, je nachdem welcher numerische Grenzwert zur Anwendung kam (Beltrami et al., 2014). Die Daten decken sich mit einer Untersuchung aus dem gleichen Jahr, bei der 804 gesunde Probanden zwischen 20 und 85 Jahren untersucht wurden, wobei auf Basis eines fixen Plateaugrenzwertes ($150 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1}$) lediglich 41 % die definierte Grenze zum Bestätigen der $\dot{V}O_{2max}$ erreichen konnten (Edwardsen et al., 2014). Viele methodologische Faktoren beeinflussen das Erreichen eines Plateaus, darunter das Testprotokoll (Beltrami et al., 2012), die Glättungsalgorithmen (Astorino et al., 2005) sowie die Belastungsmodalitäten, sprich Apparaturen und generelle Belastungsform (Gordon et al., 2012). Manche Autoren gehen sogar so weit zu proklamieren, dass weniger physiologische Aspekte das Auftreten eines Plateaus determinieren, sondern dominant methodische und mathematische Parameter (Astorino et al., 2005; Beltrami et al., 2014). Darüber hinaus konnte als weiterer Kritikpunkt zum bestehenden Plateau-Vorgehen gezeigt werden, dass 71 % der identifizierten Plateaus als falsch-positive Plateaus einzustufen waren, da sie zwar den numerischen Grenzwerten entsprachen, jedoch zweifelsfrei im submaximalen Bereich lagen und nachfolgend weitere Steigerungen in der Sauerstoffaufnahme auftraten (Beltrami et al., 2014), was ein Erreichen des Maximums de facto ausschließt (Atkinson, Davison & Nevill, 2005).

Ein Gegenentwurf zur Einstufung eines Plateaus anhand festgelegter numerischer Grenzwerte bietet das Konzept absoluter Plateaubildung. Die Vertreter argumentieren, dass nur ein absoluter Stillstand in der Steigung der Sauerstoffaufnahme einem Plateau gleichkommt, da eine wie auch immer geartete Grenzwertbestimmung anhand einer Abflachung der Sauerstoffzunahme lediglich eine Verlangsamung

in der Aufnahme zeigt, nicht jedoch das Erreichen einer tatsächlichen Grenze (Midgley, McNaughton, Polman et al., 2007). Alleine die Messwertschwankungen, die durch biologische Variabilität zwischen den Atemzügen gegeben sind (Atkinson et al., 2005), machen das Erreichen eines absoluten Stillstands in der Zunahme der Sauerstoffaufnahme allerdings in der Praxis quasi unmöglich, auch wenn dem Ansatz aus rein theoretischer Sicht eine gewisse Logik nicht abzuspüren ist. Um das Auftreten falsch-positiver Plateaus zu minimieren, kamen bislang unterschiedliche Ansätze zum Tragen. So wurde und wird ein Plateau in mehreren Studien nur dann als Merkmal für die $\dot{V}O_2\text{max}$ angenommen, wenn es am Ende des Tests auftritt (Beltrami et al., 2014). Dieser zeitliche Ansatz mag zwar auf den ersten Blick logisch erscheinen, aber das bloße Auftreten am Testende ist noch kein kausal nachvollziehbares Kriterium für die zweifelsfreie Identifikation eines tatsächlichen Plateaus, da auch zu Testende gewisse Artefakte nicht auszuschließen sind. So ist ein Testabbruch vor Erreichen der objektiven Ausbelastung nicht unüblich, begründet durch motivationale oder auch medizinische Aspekte. Ein Plateau könnte somit unmittelbar vor dem Testende auftreten, was jedoch noch keine verlässliche Aussage zum individuellen Ausbelastungszustand zulässt. Ein falsch-positives Plateau kann alleine durch den zeitlichen Rahmen der Plateaubildung nicht ausgeschlossen werden. Einige Autoren lehnen wegen der erschwerten Plateaubestimmung in der Praxis selbige als Goldstandard gänzlich ab (Day et al., 2003; Howley, 2007; Noakes, 2008). Ihre Thesen fußen besonders auf der Ermittlung stabiler Maximalwerte, die über mehrere Testprotokolle und Tage hinweg nicht signifikant abwichen, trotz Ausbleiben eines Plateaus. Bei lediglich 17 % der 71 Probanden konnten Day et al. (2003) ein Plateau im Rampentest identifizieren. Die geringe Wahrscheinlichkeit, dass alle Probanden ohne Plateau bei allen Tests genau im gleichen submaximalen Bereich den Test abgebrochen haben, lassen an einer Notwendigkeit der Validierung der Maximalwerte anhand eines Plateaus zweifeln.

Aus eben erläuterten Gründen ist das Plateaukriterium alleine, auch wenn es nach wie vor als Goldstandard in der Theorie angesehen wird (Edwardsen et al., 2014), ein umstrittenes Argument zur Verifikation der $\dot{V}O_2\text{max}$, da es zwar rein biologisch betrachtet eindeutig eine Grenze in der Sauerstoffaufnahme darstellen würde, jedoch in der Praxis nur schwer verlässlich zu identifizieren ist (Midgley & Carroll, 2009).

4.1.2.3.3 Verifikation anhand sekundärer Testparameter

Zur Lösung dieser praktischen Problematik bei ausschließlicher Verifikation per Plateauverfahren wurden sekundäre Kriterien zur Verifikation eingeführt, die parallel zum Plateaukriterium oder aber auch alleine für sich dazu beitragen sollen, zwischen $\dot{V}O_2\text{peak}$ und $\dot{V}O_2\text{max}$ zu differenzieren. Die dabei am häufigsten verwendeten Kategorien sind Herzfrequenz, Laktatwerte, der respiratorische Quotient und das individuelle Belastungsempfinden anhand der Borg-Skala (Poole, Wilkerson & Jones, 2008; Schaun,

2017). Diese Kriterien stehen in keinem biologisch nachvollziehbaren Zusammenhang zur maximal erreichbaren Sauerstoffaufnahme und sind durch Korrelationen mit bereits identifizierten Plateaus entstanden, nicht durch Kausalität. Nicht zuletzt deshalb sind die Schwellenwerte, die $\dot{V}O_2\text{peak}$ als $\dot{V}O_2\text{max}$ verifizieren sollen, innerhalb der einzelnen Kategorien arbiträrer Natur bzw. anhand von Durchschnittswerten abgeleitet worden. Grundidee hinter der Verifikation von Plateaus durch sekundäre Kriterien ist eine möglichst zweifelsfreie Darstellung der individuellen Ausbelastung bei Testabbruch. Wenn die Ausbelastung bestätigt werden kann, ist die Gefahr einer potenziellen Fehlinterpretation der Sauerstoffwerte durch vorzeitig auftretende falsch-positive Plateaus nachvollziehbarerweise verringert. Die sekundären Verifikationsmerkmale haben daher biologisch gesehen keinen unmittelbaren Bezug zur Sauerstoffaufnahme, sondern zur individuellen Ausbelastung der Probanden, speziell in den Bereichen Laktattoleranz und Herzfrequenz sowie im individuellen Belastungsempfinden. *Tabelle 7* gibt eine Übersicht über zur Anwendung kommende Schwellen innerhalb der sekundären Verifikationskriterien.

Tabelle 7. Sekundäre Kriterien zur Bestimmung der $\dot{V}O_2\text{max}$ nach Midgley et al. 2007, Edvardsen et al. 2014 und Pool et al. 2008

Kriterium	Grenzwerte
Blutlaktatkonzentration	$\geq 10 \text{ mmol} \cdot \text{l}^{-1}$
	$\geq 8 \text{ mmol} \cdot \text{l}^{-1}$
RER	≥ 1.20
	≥ 1.15
	≥ 1.13
	≥ 1.12
	≥ 1.10
	≥ 1.08
	≥ 1.05
Herzfrequenz	≥ 1.00
	Plateau
	$\pm 5 \text{ Schläge} \cdot \text{min}^{-1}$ von HFmax
	$\pm 10 \text{ Schläge} \cdot \text{min}^{-1}$ von HFmax
	$\pm 15 \text{ Schläge} \cdot \text{min}^{-1}$ von HFmax
	$\geq 100 \%$ von HFmax
RPE	$\geq 95 \%$ von HFmax
	$\geq 90 \%$ von HFmax
	$\geq 85 \%$ von HFmax
	≥ 19
	≥ 18
	≥ 17

Die dargestellten Werte unterliegen in der Praxis durchaus hohen intra- und interindividuellen Schwankungen, besonders was den Zeitpunkt der Grenzwertüberschreitungen im Test anbelangt (Sánchez-Otero et al., 2014). Dies kann dazu führen, dass durch eine verfrühte Überschreitung von Grenzwerten die $\dot{V}O_2\text{max}$ um bis zu 27 % unterschätzt wird (Poole et al., 2008). Falsch-positive oder

falsch-negative Plateaeinschätzungen sind daher durch die Verwendung weiterer Kriterien nicht verlässlich zu reduzieren, sondern sogar noch weiter erhöht, wie mehrfach gezeigt werden konnte (Midgley & Carroll, 2009; Midgley, McNaughton, Polman et al., 2007; Poole et al., 2008; Poole & Jones, 2017; Schaun, 2017). Die fehlende Kausalität zwischen den sekundären Kriterien und einer maximalen Sauerstoffaufnahme ist als wesentlichster Faktor für die Unstimmigkeiten zu sehen. Betrachtet man die Entstehung der Kriterien, besonders die Festlegung der Schwellen, ist offenkundig, dass den Spezifitäten der Parameter Testprotokoll, Belastungsform und Testpopulation in der Praxis häufig zu wenig Rechnung getragen wird. Die festgelegten Grenzen sollten nach Aussagen mehrerer Autoren nicht ohne Anpassungen aus den ursprünglichen Kontexten in andere wissenschaftliche Fragestellungen und Studien transferiert werden (Midgley, McNaughton, Polman et al., 2007; Sánchez-Otero et al., 2014). Aus diesen Gründen muss in Zukunft auf eine weitere Verwendung sekundärer Kriterien und auch auf eine weitere willkürliche Ausdifferenzierung der kriteriumsspezifischen Schwellenwerte zur Identifikation bzw. Verifikation der $\dot{V}O_2\text{max}$ ohne gesicherte, biologisch unterstützte Grundlagenforschung verzichtet werden.

4.1.2.3.4 Verifikation durch zweiphasige Testverfahren

Die methodischen Probleme bei der Umsetzung der bisher besprochenen Kriterien zur Identifikation der $\dot{V}O_2\text{max}$ im Unterschied zur $\dot{V}O_2\text{peak}$ in der wissenschaftlichen und anwendungsbezogenen Praxis machen es nur allzu verständlich, dass die Suche nach verlässlichen Bestimmungsmethoden steter Bestandteil in der sportwissenschaftlichen Auseinandersetzung mit spiroergometrischen Untersuchungen ist. Bereits 1982 wurde ein theoretischer Ansatz hervorgebracht, der die Bestimmung und Verifikation der $\dot{V}O_2\text{max}$ auf zwei zeitlich eng gekoppelte Tests verteilt (Thoden, MacDougall & Wilson, 1982). Der erste der zwei gestaffelten Tests, auch als erste Phase bezeichnet, wird mit graduell ansteigender Intensität durchgeführt, entspricht also den gängigen Testprotokollen (vgl. 3.2.4). Nach einer Ruhepause folgt dann ein weiterer Ausbelastungstest entweder auf einer konstant hohen Laststufe, deren Intensität aus dem ersten Test abgeleitet wird, oder auf mehreren graduell ansteigenden Stufen dieser Art. Dieser zweite Test trug in den ersten Versuchsaufbauten die Bezeichnung *Exhaustive Phase* (Thoden et al., 1982), später erfolgte jedoch die treffende Umbenennung in *Verification Phase* (Thoden, 1991), zu Deutsch Verifikationsphase bzw. Verifikationstest. Eine solche Zweiteilung der Diagnostik dient dazu, die im ersten Test bestimmte $\dot{V}O_2\text{peak}$ mittels des zweiten, hochintensiven und kurzen Belastungstests als $\dot{V}O_2\text{max}$ zu verifizieren. Dabei wird die $\dot{V}O_2\text{peak}$ dann als $\dot{V}O_2\text{max}$ angenommen, wenn der erreichte Maximalwert der Verification Phase innerhalb einer zuvor festgelegten Messwertabweichung mit dem Maximum des ersten Belastungstests übereinstimmt. *Abbildung 29* zeigt einen zweistufigen Test. In der Verifikationsphase wurde im vorliegenden Beispiel ein Stufentest

zugrunde gelegt. Die zunächst erreichte $\dot{V}O_2$ peak aus der ersten Phase (Rampentest) konnte in der Verifikationsphase nicht übertroffen werden und ist demnach als $\dot{V}O_2$ max anzunehmen.

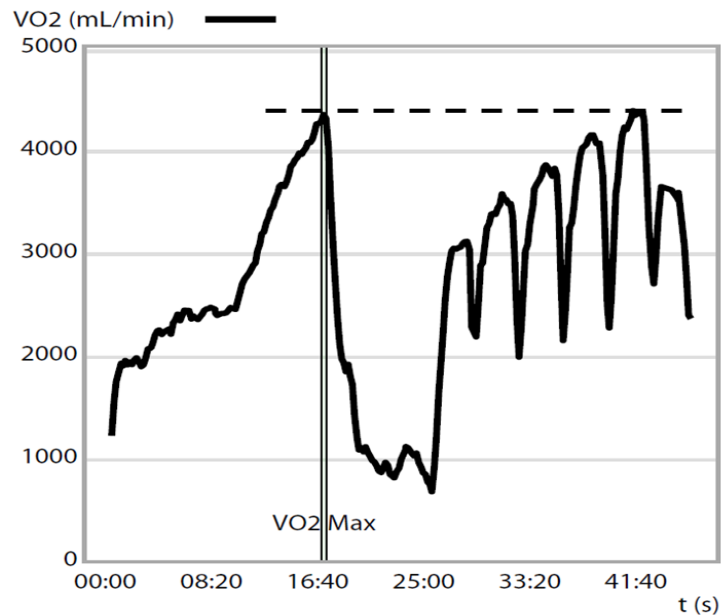


Abbildung 29. Zweistufige Verifikation über nachgestellten Stufentest.

Großer Kritikpunkt der bisher besprochenen Verifikationsmerkmale ist die nicht gegebene Übertragbarkeit spezifisch evaluierter Kriteriengrenzwerte auf abweichende Testmodalitäten bzw. Probandenkollektive, mit der Konsequenz einer zu geringen Individualisierung. Genau in diesem Punkt sehen Midgley et al. (2007) den großen Nutzen der zweiphasigen Verifikation durch zeitlich gestaffelte Tests, da sie stets die individuellen Leistungen des ersten Ausbelastungstests einbezieht und eben nicht alleine anhand von empirisch gemittelten Grenzwerten unterschiedlichster Studien und Probanden abläuft, wie bei den sekundären Verifikationskriterien oder dem klassischen Plateau-Verfahren. Die Autoren stützen sich dabei auf eine Studie, die im Ergebnis keinen statistisch signifikanten Unterschied in der $\dot{V}O_2$ max bei drei abweichenden Testprotokollen mit jeweils nachgeschalteten Verifikationstests feststellen konnte (Midgley, MacNaughton & Carroll, 2007b). Der Einfluss des Belastungsprotokolls scheint gegenüber den bereits thematisierten Verifikationsverfahren minimiert zu sein. Die völlige Unabhängigkeit zuvor empirisch festgelegter Grenzwerte ist jedoch in der Praxis auch bei Einsatz einer Verifikationsphase zur $\dot{V}O_2$ max-Identifikation nicht möglich. Gewisse Parameter müssen im Vorfeld standardisiert werden, um eine Vergleichbarkeit zwischen unterschiedlichen Studien und Testreihen sicherzustellen. Allen voran ist hier besonders die erlaubte Abweichung zwischen $\dot{V}O_2$ peak im Stufentest und $\dot{V}O_2$ peak im Verifikationstest zu nennen, die noch akzeptiert werden sollte, um eine Übereinstimmung zu attestieren bzw. abzulehnen. Diese Standardisierung im Ablauf von Verifikationstests ist bisher noch nicht abgeschlossen.

Nach der theoretischen Ausarbeitung durch Thoden (1982) kamen Verifikationsphasen in vielfältigen Ausprägungen zur Anwendung. Zwar wurde bereits vor dem Beitrag Thodens eine Übereinstimmung in der $\dot{V}O_2\text{max}$ zwischen progressiven Stufentests und nachgeschalteten supramaximalen Belastungstests festgestellt (Niemeel, Palatsi, Linnaluoto & Takkunen, 1980), letztgenannter diente dabei jedoch nicht explizit der Verifikation der $\dot{V}O_2\text{max}$. Als konkrete Forschungsmethode fand die Verifikationsphase zum ersten Mal bei einer Studie an trainierten Läufern Verwendung (Morgan, Baldini, Martin & Kohrt, 1989). Die vielen divergierenden Definitionen und Vorgaben zur praktischen Umsetzung der theoretischen Ausarbeitungen von 1982 haben Schaun (2017) dazu veranlasst, eine Definition zur Eingrenzung der kursierenden Methodenvielfalt zu verfassen. In dieser legt er die Verifikationsphase als einem inkrementell ansteigenden Ausbelastungstest nachgeschaltete Belastung fest, welche in der gleichen Sitzung oder später absolviert wird. Die Intensität der Belastung kann dabei von submaximal bis supramaximal reichen, muss jedoch in ihrer zeitlichen Ausprägung genügend Zeit zum Erreichen der $\dot{V}O_2\text{max}$ bereitstellen. Mit dieser weit gefassten Definition bietet Schaun zwar keine konkret fassbaren Zahlenwerte zu den Kategorien Belastungsintensität, Pausendauer oder Belastungslänge, es gelingt ihm jedoch, die vielfältigen Ausprägungen der letzten Jahre zur besseren Analyse zu integrieren, wie es Midgley et al. bereits 2007 für die weitere Forschung forderten. Besonders die Zusammenführung von einstufigen und mehrstufigen Verifikationsphasen, welche bei älteren Definitionen noch nicht gegeben war (Pettitt, Clark, Ebner, Sedgeman & Murray, 2013), ist als Fortschritt zu sehen. Die fehlenden Vorgaben zur konkreten Ausführung der Verifikationstests können besonders im Hinblick auf die noch nicht abgeschlossene Validierung der Testverfahren nachvollzogen werden. Schauns Definition ist daher, auch seinem Selbstverständnis nach, als Arbeitsdefinition und Grundlage für zukünftige Entwicklungen zu sehen. Konkrete Handlungsvorgaben und Hinweise sind bis dato wie folgt durch Studien gefestigt.

Die Belastungsintensitäten in der Verifikationsphase reichen vom submaximalen bis zum supramaximalen Bereich. Dabei orientieren sich Belastungsvorgaben stets an den zuvor in der ersten Phase des zweistufigen Verfahrens erzielten Leistungen. Die Intensitäten werden an der maximal erreichten Stufenleistung (Dalleck et al., 2012a; Foster et al., 2007; Kirkeberg, Dalleck, Kamphoff & Pettitt, 2011; Midgley, Carroll, Marchant, McNaughton & Siegler, 2009; Nolan, Beaven & Dalleck, 2014; Poole et al., 2008; Weatherwax, Richardson et al., 2016) oder der Geschwindigkeit der $\dot{V}O_2\text{peak}$ (Hawkins, Raven, Snell, Stray-Gundersen & Levine, 2007; Sheadler & Devor, 2015) ausgerichtet. Die konkrete Ausgabe der zu erbringenden Leistung in den Verifikationsphasen erfolgt dann prozentual zu den eben genannten Referenzwerten bzw. in absoluten Zahlenwerten (Watt oder $\text{km} \cdot \text{h}^{-1}$), wobei bei den absoluten Vorgaben stets eine enge Relation zu den im vorgeschalteten Belastungstest absolvierten Stufeninkrementen zu identifizieren ist (Schaun, 2017). Die Ausrichtung der Intensität an individuell erzielten Werten ist sicherlich positiv zu bewerten, jedoch muss in diesem Zusammenhang auch stets beachtet

werden, inwieweit generalisierte Angaben zur Berechnung der individuellen Belastungsintensität auf verschiedene Belastungsprotokolle übertragbar sind. Schnellere Belastungsanstiege mit kurzen Stufendauern münden tendenziell in einer höheren maximalen Leistung, während niedrige Stufeninkremente mit langen Stufendauern im Vergleich dazu leicht erniedrigte Maximalleistungen hervorbringen (Morton, 2011; Pettitt et al., 2013). Pauschalisierte Angaben, basierend auf den Spitzenwerten in der erbrachten Leistung, könnten deshalb problematisch werden. Submaximale Vorgaben in Verbindung mit einem langsam ansteigenden Testprotokoll im Vorfeld könnten in einer zu niedrigen Belastung für die Verifikationsphase resultieren, ebenso sind supramaximale Vorgaben in Kombination mit Maximalwerten aus einem schnellen und steilen Belastungsanstieg problematisch. Nicht zuletzt deshalb liegt derzeit kein Konsens über eine optimale Belastungsintensität in Verifikationsphasen vor. Einige Autoren sehen in der Verwendung submaximaler Belastungsintensitäten einen Widerspruch zur ursprünglichen Plateaudefinition, in welcher ein Plateau durch einen fehlender Anstieg trotz weiterer Intensitätssteigerungen gekennzeichnet ist (Midgley, McNaughton, Polman et al., 2007; Poole & Jones, 2017). Dem entgegen stehen Ergebnisse von Untersuchungen, die mit Intensitäten unterhalb der Maximalbelastung keine signifikant erniedrigten $\dot{V}O_2$ peak Werte erreicht haben (Kirkeberg et al., 2011; Sedgeman, Dalleck, Clark, Jamnick & Pettitt, 2013). Befürworter submaximaler Testintensitäten berufen sich in ihren Argumentationen auf das $\dot{V}O_2$ sc der Sauerstoffaufnahmekinetik. Wie bereits erläutert, zeigt sich bei Intensitäten oberhalb der Schwelle des aerob-anaeroben Übergangs bei fortlaufender Belastungsdauer ein stetiger Anstieg in der Sauerstoffaufnahme trotz konstanter Intensität, der bei ausreichend langer Belastungsdauer in der $\dot{V}O_2$ max endet (Jones et al., 2011). Verantwortlich für diesen Anstieg sind Prozesse der Faserrekrutierung und muskulären Ermüdung (Barstow, Jones, Nguyen & Casaburi, 2000; Scheuermann, Hoelting, Noble & Barstow, 2001). Die Zunahme ist dabei an die Belastungsintensität gekoppelt und verläuft bei höheren Intensitäten steiler (Jones et al., 2011). Maximale Werte in der Sauerstoffaufnahme wären demnach im submaximalen Bereich bei Dauerbelastungen ebenso erreichbar, wie im zuvor absolvierten maximalen Stufentest. Schaun (2017) warnt jedoch davor, das Erreichen gleicher $\dot{V}O_2$ peak-Werte wie im vorgeschalteten Stufenprotokoll als alleiniges Gütekriterium für die zur Verwendung kommende Intensität im Verifikationstest anzusehen. Die Verifikationsphase muss für die Sportler zumindest theoretisch eine Möglichkeit bereitstellen, höhere Werte in der Sauerstoffaufnahme zu erzielen, als im zuvor absolvierten Belastungsprotokoll, um mögliche Annahmen zu niedriger $\dot{V}O_2$ -Werte als Maximum auszuschließen. Nur dergestalt können sich Verifikationstests als eine verlässliche Methode zur Identifikation der $\dot{V}O_2$ max etablieren.

Neben der Intensität ist auch die Dauer der nachgeschalteten Belastungsphase noch nicht einheitlich geregelt, obwohl korrekterweise eher von der Zeit bis zum Abbruch durch Ausbelastung gesprochen werden sollte, da eine genaue Dauer im Vorfeld eines Ausbelastungstests nie präzise festzulegen ist. Ähnlich wie bei der Intensität muss es auch bei der Testdauer oberste Maxime sein, dem Organismus

genügend Zeit zum Erreichen der $\dot{V}O_2\text{max}$ zu geben. Selbstverständlich sind Testdauer und Testintensität als Belastungsparameter sehr eng verknüpft und daher stets im Zusammenspiel zu interpretieren. Beim Einsatz konstanter Intensität im supramaximalen Bereich (errechnet aus dem Maximum des Stufentests) liegt das Toleranzlimit der Probanden in etwa zwischen 3 min und 6 min (Poole & Jones, 2017). Bei einigen Studien war die Zeit bis zum Abbruch durch erneute Ausbelastung jedoch deutlich darunter angesiedelt (Midgley, McNaughton & Carroll, 2006; Rossiter, Kowalchuk & Whipp, 2006; Seideman et al., 2013; Weatherwax, Richardson et al., 2016). Obwohl die Ergebnisse dieser Studien keinen systematischen Nachteil kurzer Belastungszeiten nachweisen konnten, gibt es Gegenstimmen zu kürzeren Testdauern mit supramaximalen Intensitäten (Hill, Poole & Smith, 2002; Poole & Jones, 2012, 2017). Dabei wird besonders die unterschiedliche Reaktionszeit der Sauerstoffaufnahme auf Belastungsänderungen als Gegenargument angeführt, welche für diverse Probandenkollektive, allen voran untrainierte und trainierte, gut belegt ist und wohl auf enzymatische Anpassungen an Trainingsbelastungen bzw. fehlende Reize zurückgeführt werden kann (Poole & Jones, 2012; Zoladz, Korzeniewski & Grassi, 2006). Auf der Tatsache fußend, dass bei der Planung konstant supramaximaler Intensitäten die Gefahr eines Testabbruchs durch vorzeitige Ermüdung insbesondere bei ungenauen Einschätzungen des zugrunde liegenden Trainingsstatus der Probanden sehr hoch ist, könnten submaximale Belastungsintensitäten nahe der Maximalbelastung wegen der zu erwartenden längeren Testdauer berechtigterweise in der Praxis präferiert werden (Sawyer, Morton, Womack & Gaesser, 2012). Die biologischen Grundlagen ($\dot{V}O_2\text{sc}$) einer solchen Herangehensweise sowie die methodologischen Kritikpunkte in Bezug auf die originäre Plateaudefinition sind aus den vorherigen Ausführungen bekannt. Ein Lösungsansatz, der die berechnete formale Kritik am Einsatz submaximaler Intensitäten sowie die Gefahr vorzeitiger Belastungsabbrüche durch Ermüdung gleichsam berücksichtigt, liegt in der Verwendung mehrstufiger Verifikationstests. Die Geschwindigkeit der Sauerstoffaufnahme in Reaktion auf einen äußeren Reiz lässt sich durch moderate oder intensive Aufwärmphasen steigern, was wohl hauptsächlich auf die Anpassungen des kardiovaskulären Systems (Faisal, Beavers, Robertson & Hughson, 2009) und eine erhöhte Aktivität der Pyruvatdehydrogenase zurückzuführen ist (Gurd et al., 2006). Diese Ergebnisse sind auch gültig für Belastungen im supramaximalen Bereich (Jones, Wilkerson, Burnley & Koppo, 2003), wie sie teils für die Verifikationsphase gefordert werden (Poole & Jones, 2017). Unklar ist jedoch, ob der zuvor absolvierte Stufentest ein nachfolgendes Aufwärmen in der Verifikationsphase noch notwendig macht, da der Organismus bereits alle sauerstofftransportierenden Systeme und Prozesse bis zur vermuteten Maximalleistung ausgereizt hat. Diese Fragestellung ist in Zukunft sicherlich in engem Zusammenhang mit der Pausendauer zwischen Stufentest und Verifikationstest genauer zu untersuchen. Fest steht, dass ein Studiendesign mit mehrstufigen Verifikationsphasen bisher wiederholt erfolgreich zur Erhebung verlässlicher $\dot{V}O_2\text{max}$ -Werte zum Einsatz kam, wobei sowohl dreistufige (Midgley et al., 2009) als auch zweistufige (Scharhag-Rosenberger, Carlsohn,

Cassel, Mayer & Scharhag, 2011) Protokolle positive Ergebnisse in der Praxis liefern konnten. Zusammenfassend lässt sich für die Belastungsdauer eines Verifikationstests resümieren, dass eine Zeit bis zum Erschöpfungsabbruch von 3 min bis 5 min anzustreben ist, obwohl nicht ausgeschlossen werden kann, dass gewisse Testpopulationen längere Belastungszeiten zum Erreichen der $\dot{V}O_2\text{max}$ benötigen. Mehrstufige Verifikationsprotokolle sind vor diesem Hintergrund eine wertvolle Alternative, wobei stets eine minimal nötige Belastungszeit in der Verifikationsphase das Ziel sein sollte.

Die Erholungszeit zwischen ausbelastendem Stufentest und anschließendem Verifikationstest hat einen erheblichen Einfluss auf die mögliche Intensität und Belastungszeit, die von den Probanden realistisch zu fordern ist. Auch in diesem Punkt liegt in der Forschungslandschaft derzeit kein Konsens vor (Schaun, 2017). Ein Stufentest bis zur individuellen Ausbelastung geht zwingend mit erheblichen Störungen der Homöostase in der Muskulatur sowie im gesamten Organismus einher. Metabolische Azidose, entleerte Speicher sowie Veränderungen im Hormonhaushalt und Blutvolumen sind mögliche Folgen. Eine Verifikationsphase in ungenügend erholtem Zustand führt daher mit sehr großer Wahrscheinlichkeit zu einem verfrühten Belastungsabbruch vor dem Erreichen einer potenziell höheren Sauerstoffaufnahme. Die Studienlage zu konkreten physiologischen Prozessen, die bei ermüdeten Sportlern eine verminderte $\dot{V}O_2\text{max}$ im Verifikationstest hervorrufen könnten, ist indes noch sehr dünn. Derzeit sind keine reliablen Aussagen möglich, welche eine Gewichtung eventueller Hemmnisse oder Handlungsanweisungen verlässlich begründen könnten (Schaun, 2017). So beruhen die bisher bestehenden Vorgaben rein auf praktischen Ergebnissen, nicht jedoch auf einem fundierten theoretischen Gerüst. Die zum Einsatz kommenden Regenerationszeiten reichen von 1 min bis zu 60 min (Foster et al., 2007; Nolan, Beaven et al., 2014). Im Mittel liegt die Erholungszeit zwischen 5 min und 10 min (Astorino, White & Dalleck, 2009; Midgley, McNaughton & Carroll, 2007b; Mier, Alexander & Mageean, 2012; Scharhag-Rosenberger et al., 2011). Bei einem Vergleich von Erholungszeiten konnten Nolan et al. (2014) keinen Unterschied zwischen Protokollen mit 20-minütiger bzw. 60-minütiger Pause feststellen, wobei die Intensitäten der Belastungen bei 105 % des zuvor absolvierten Stufentests lagen. Diese Befunde zu einer untergeordneten Rolle der Erholungsdauer decken sich mit bestehenden Handlungsvorgaben (Poole & Jones, 2017). Für gesunde, aktive Probandenkollektive konnten bereits mit 1 min bis 3 min Pause erfolgreiche Verifikationstests durchgeführt werden (Foster et al., 2007; Kirkeberg et al., 2011; Sedgeman et al., 2013). Es bleibt jedoch fragwürdig, wie viel die Regenerationsfähigkeit spezifischer physiologischer Systeme zu diesen Ergebnissen beiträgt, weshalb die Übertragbarkeit der zugrunde liegenden Studien nicht ohne kritische Betrachtung der einzelnen Parameter zu befürworten ist. Für die Zukunft sind konkrete Angaben zu Grenzwerten und Schwellen wünschenswert, anhand derer man objektiv feststellen kann, ob ein erneuter Ausbelastungstest verlässlich absolvier- und bewertbar ist. Parameter wie Blutlaktatkonzentration, RER, HR oder $\dot{V}E/\dot{V}O_2$ wären anzudenken (Schaun, 2017). Eine abzusehende Problematik liegt in diesem Bereich jedoch in der sehr

wahrscheinlich stark ausgeprägten intersubjektiven Variabilität, sodass prozentuale Angaben für individuelle Werte in der Praxis wohl am zielführendsten erscheinen.

Wie bereits erwähnt wurde, kann der Einsatz einer Verifikationsphase dazu dienen, eine zuvor erhobene $\dot{V}O_2\text{peak}$ als tatsächliche $\dot{V}O_2\text{max}$ zu bestätigen, bzw. eine aufgrund sekundärer Kriterien vermutete $\dot{V}O_2\text{max}$ für gültig zu erklären. Grundlage dafür ist eine Übereinstimmung zwischen vermutetem $\dot{V}O_2\text{max}$ aus dem Stufen- oder Rampentest und der $\dot{V}O_2\text{peak}$ aus dem Verifikationstest. Dabei stellt sich jedoch in der Praxis die Frage, welche Abweichung zwischen beiden Tests noch zu akzeptieren ist, damit von einer Übereinstimmung der Testwerte gesprochen werden kann. Bei der Festlegung einer solchen Grenze sind im Wesentlichen zwei mögliche Messungenauigkeiten einzubeziehen. Eine erste Artefaktquelle liegt auf Seiten der Messinstrumente. Die potenzielle Abweichung der Messgrößen kann je nach Hersteller und verwendeter Messtechnik variieren und auch nur dann als relativ verlässliche Konstante akzeptiert werden, wenn alle vorgegebenen Wartungs- und Kalibrationsintervalle den Herstellerangaben entsprechen. Die gängigen Angaben zum gerätebezogenen Messfehler, die in Studien zur Verrechnung berücksichtigt werden, schwanken zwischen 2 % (Midgley et al., 2006) und 5 % (Balady et al., 2010; Ross, 2003). Ältere Studienergebnisse zeigen eine weit höhere Abweichung, wenn das gleiche Protokoll mit identischen Gerätschaften in unterschiedlichen Laboratorien (Yule, Kaminsky, Sedlock, King & Whaley, 1996) oder das gleiche Testprotokoll mit unterschiedlichen Messinstrumenten (Babineau, Leger, Long & Bosquet, 2013) zugrunde liegt. Eine Metastudie von 2003 fand bei der Analyse von 39 Untersuchungen der $\dot{V}O_2\text{max}$ einen mittleren Messfehler von $2.58 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1}$, wobei das Alter der Probanden sowie deren Geschlecht ebenso wenig Einfluss auf den Messfehler hatten wie die Belastungsform (Vickers, 2003).

Bei der Einschätzung potenzieller Messfehler muss neben der durch Instrumente bedingten Variabilität auch die biologische miteinbezogen werden. Bereits in den 80er Jahren ergab eine Untersuchung, dass die biologische Variabilität weitaus größeren Einfluss auf den Gesamtmessfehler hat als die messtechnischen Abweichungen (Katch, Sady & Freedson, 1982). Auch wenn aktuellere Vorgaben den Einfluss biologischer Faktoren auf den Gesamtmessfehler im Vergleich zum damaligen Studienergebnis deutlich relativieren, ihn sogar bisweilen um mehr als den Faktor 10 erniedrigen (Balady et al., 2010), ist aufgrund der vielfältigen Faktoren, die das Testergebnis von Seiten des Organismus her beeinflussen können, die alleinige Betrachtung der technischen Variabilität in Untersuchungen abzulehnen (Beltz et al., 2016). Diese Feststellung macht für die praktische Umsetzung in Verifikationsprotokollen eine wichtige Entscheidung unumgänglich. Je weiter der ausbelastende Stufentest und die Verifikationsphase auseinanderliegen, desto größer ist die Wahrscheinlichkeit, dass die biologische Variabilität als relevanter Faktor in die Datenerhebung miteingeht und zu berücksichtigen ist. Liegen die beiden Testprozeduren nur wenige Minuten auseinander, kann eine Variabilität in der Tagesform, begründet

durch Schlaf, Ernährung, zurückliegende Trainingsbelastungen oder psychisches Wohlbefinden nahezu ausgeschlossen werden. In solchen Testaufbauten ist daher tatsächlich der Einfluss der technischen Messfehler gegenüber der biologischen Variabilität zu priorisieren. Diese Einschätzung trifft jedoch bei gleichem Versuchsaufbau nicht auf Interventions- bzw. Langzeitstudien zu. Bei solchen Untersuchungen ist die biologische Variabilität sehr wohl als mögliche Störgröße in Betracht zu ziehen und entsprechend zu gewichten (Bagger et al., 2003). Für einmalige Untersuchungen, wie sie beispielsweise im Rahmen von Querschnittsstudien von Nöten sind, ist nach aktuellem Stand das Ermitteln standortspezifischer technischer Messfehler anzuraten, da Abweichungen zwischen verschiedenen Laboratorien und Messapparaturen durch ein solches Vorgehen am zuverlässigsten zu umgehen sind (Schaun, 2017). Diese anhand von großen Datenmengen erhobene, individuelle Standortvariabilität, welche selbstverständlich nur Gültigkeit besitzt, wenn Testabläufe, Gerätschaften und Protokolle möglichst stabil gehalten werden, können dann dabei helfen, Abweichungen zwischen Ausbelastungstest und Verifikationsphase verlässlich den tatsächlich zu untersuchenden Parametern zuzuordnen, wodurch schlussendlich eine Entscheidung für oder gegen die Annahme des potenziellen $\dot{V}O_2\text{max}$ -Wertes getroffen werden kann. In der Praxis hat sich derzeit ein Schwellenwert zur Akzeptanz der $\dot{V}O_2\text{max}$ von $\leq 3\%$ bis $\leq 5\%$ Abweichung zwischen Ausbelastungstest und Verifikationstest durchgesetzt (Dalleck et al., 2012a; Nolan, Beaven et al., 2014; Sedgeman et al., 2013; Weatherwax, Richardson et al., 2016).

Zur abschließenden Beurteilung der Verifikationstests als Verfahren zur $\dot{V}O_2\text{max}$ -Identifikation in der Praxis lässt sich Folgendes festhalten. Die Verifikation durch nachgeschaltete Ausbelastungstests scheint tatsächlich weniger anfällig für Einflüsse des Testdesigns der Belastungsphasen zu sein, als dies bei sekundären Verifikationskriterien oder Plateauuntersuchungen der Fall ist (Midgley, McNaughton, Polman et al., 2007). Hier liegt eindeutig ein großes Potenzial zur Individualisierung der Bestimmung der $\dot{V}O_2\text{max}$, wenngleich auch der Einsatz von Verifikationstests in Schlüsselbereichen standardisiert werden sollte. An erster Stelle ist diesbezüglich sicherlich das zugrunde liegende Annahmekriterium, sprich die prozentuale Abweichung zwischen den Maxima der ersten und zweiten Phase, zu nennen, welches über Akzeptanz oder Ablehnung des $\dot{V}O_2\text{max}$ -Wertes entscheidet. Auch in den Bereichen Pausengestaltung und Dauer sowie bei der eingesetzten Intensität in den Verifikationsphasen wären konkretere Handlungsvorgaben wünschenswert. In diesen Punkten konkurrieren jedoch unterschiedliche Ansätze, welche beide erwiesenermaßen zielführend eingesetzt wurden, sodass ein Nebeneinander der beiden Methoden auch in der nahen Zukunft noch sehr wahrscheinlich ist. Relevanter scheint eine sehr viel grundlegendere methodologische Frage. In der Mehrheit der bisher publizierten Studien konnte die Verifikationsphase als verlässliche Methode zur Bestätigung der potenziellen $\dot{V}O_2\text{max}$ in verschiedenen Probandenkollektiven angewendet werden, da die erzielten Maxima nicht signifikant zwischen Stufentest und Verifikationstest divergierten (Astorino & DeRevere, 2017; Beltz et al., 2016; Schaun, 2017). Dabei lagen jedoch sehr wohl messbare Unterschiede zwischen den einzelnen Maxima

in den Testphasen vor, allerdings überschritten diese nicht die zuvor festgelegte Grenze. Das Ausmaß der Divergenz scheint dabei auch vom Trainingsstatus der Probanden abzuhängen (Astorino & DeRevere, 2017; Bhammar, Stickford, Bernhardt & Babb, 2017; Sawyer, Tucker, Bhammar & Gaesser, 2015). Die zugrunde liegende Frage ist daher, welcher der beiden erhobenen Maximalwerte als tatsächliches Maximum auszugeben ist. Möglich wäre neben den einzelnen Maxima aus Ausbelastungstest und Verifikationstest auch der Durchschnitt aus den beiden Werten. Diese noch offene Frage sollte indes in der Trainingspraxis nicht relevant sein, weil der Unterschied zwischen beiden Maxima per Definition nicht ausschlaggebend sein darf, da ansonsten ein zu hoher Grenzwert für die Akzeptanz angelegt wird. Weiter ist festzustellen, dass auch bei einer $\dot{V}O_2\text{max}$ -Bestimmung über die Verifikationsphase eine falsch-positive Annahme der Werte nicht gänzlich auszuschließen ist, da submaximale Testabbrüche sowohl im Stufentest als auch im Verifikationstest theoretisch möglich sind. Der große Vorteil des Einsatzes von Verifikationsphasen zur Validierung liegt jedoch darin, dass für eine falsch-positive $\dot{V}O_2\text{max}$ Annahme zwei unmittelbar hintereinanderliegende, submaximale Testabbrüche von Nöten wären, wodurch die Wahrscheinlichkeit für eine solche Falschannahme im Vergleich zu den anderen Verifikationsmethoden deutlich vermindert wird. Abermals ist auch im Kontext der zweiphasigen $\dot{V}O_2\text{max}$ -Verifikation die völlige Neglektion der Wissenschaft gegenüber möglichen Einflüssen spezifischer Datenbearbeitungen im Zuge von Breath-by-Breath Untersuchungen kritisch anzumerken. Die aktuelle Forschung bietet bezogen auf die Verifikation keinerlei Aussagen zu verwertbaren Tendenzen spezifischer Glättungsmethoden. Für die Metaanalyse bestehender Datensätze aber auch zur künftigen Weiterentwicklung der Protokollgestaltung wären Informationen zu möglichen glättungsbasierten Artefakten jedoch dringend von Nöten. Die Verifikationsphase zum verlässlichen Identifizieren der $\dot{V}O_2\text{max}$ scheint trotz des organisatorischen Mehraufwandes ein wirkungsvolles Testwerkzeug für die Praxis der sportwissenschaftlichen Spiroergometrie.

4.1.2.3.5 Verzicht auf Verifikation

Die in der Praxis enorm erschwerte verlässliche Verifikation der $\dot{V}O_2\text{peak}$ als $\dot{V}O_2\text{max}$ hat teils dazu geführt, statt der $\dot{V}O_2\text{max}$ pauschal die $\dot{V}O_2\text{peak}$ zur weiteren Auswertung und Beurteilung heranzuziehen, um die Problematik der Verifikation zu umgehen oder trotz fehlender Verifikationskriterien eine Verwendung der erhobenen Daten zu rechtfertigen (Meyer, Scharhag et al., 2005). Auch im medizinischen Kontext kommt die $\dot{V}O_2\text{peak}$ vermehrt zur Anwendung (Albouaini et al., 2007). Problematisch hierbei ist jedoch die Tatsache, dass der $\dot{V}O_2\text{peak}$ -Wert nicht per se auf eine Symptomlimitierung zurückzuführen ist und daher kein stabiles Kriterium für Trainingsangaben und Interventionen darstellt, bzw. nicht als Ausgangswert für Längsschnittstudien geeignet erscheint, zumindest dann nicht, wenn physiologische Anpassungen zu untersuchen sind. Eine hohe, testunabhängige Reproduzierbarkeit ist nur für die $\dot{V}O_2\text{max}$ akzeptiert, da die $\dot{V}O_2\text{peak}$ interindividuell bei konsekutiven Tests stark

variieren kann (Poole & Jones, 2017). Die Reproduzierbarkeit ist jedoch Gegenstand kontroverser Diskussionen, da auch geringe Abweichungen zwischen wiederholten Tests erfasst wurden (Decato, Bradley, Wilson & Hegewald, 2018; Puente-Maestu et al., 2016). Die Arbeit mit $\dot{V}O_2$ peak-Werten ist demnach zwar aus ökonomischen Gesichtspunkten durchaus nachvollziehbar, im Sinne der wissenschaftlichen Korrektheit muss ein solches Vorgehen jedoch allenfalls als Zwischenlösung angesehen werden, zumindest wenn es gilt maximale leistungsphysiologische Kapazitäten zu untersuchen.

4.1.3 Bedeutung der $\dot{V}O_2$ max im Sport

4.1.3.1 Bedeutung für Ausdauersportarten

Untersucht man die Rolle der $\dot{V}O_2$ max als Kenngröße in den Ausdauerdisziplinen, so wird ersichtlich, dass der Parameter derzeit in allen Bereichen der Trainingssteuerung zur Anwendung kommt. Eine wesentliche Funktion der $\dot{V}O_2$ max-Erhebung ist dabei auf der diagnostischen Ebene zu finden. Hierzu zählen einerseits inter- und intraindividuelle Leistungsstandsanalysen bzw. Leistungsverlaufsanalysen, aber auch andererseits die Abschätzung des möglichen Entwicklungspotenzials im Zuge der Trainingszielformulierung. Neben diesen diagnostischen Funktionen kommt die $\dot{V}O_2$ max auch konkret in der Trainingsplanung und -umsetzung im Bereich der Intensitätssteuerung zum Einsatz. Die präzise Definition möglichst individueller Intensitätsbereiche ist für die Kopplung von Belastung und Beanspruchung im Rahmen des sportlichen Trainings besonders in Ausdauerdisziplinen von dezisiver Bedeutung für den Trainingserfolg. Im Folgenden werden die genannten Einsatzbereiche der $\dot{V}O_2$ max für den Ausdauersport vor dem Hintergrund des aktuellen Forschungsstands genauer beleuchtet.

Zunächst soll der Fokus auf der Leistungsbeurteilung liegen. Nach wie vor wird die $\dot{V}O_2$ max in Studien zur Beurteilung der Ausdauerleistungsfähigkeit bzw. der Trainingswirksamkeit als Kenngröße herangezogen (Stöggli & Sperlich, 2015). Ein solcher Einsatz der $\dot{V}O_2$ max begründet sich durch Korrelationen hoher Messwerte mit überdurchschnittlich guten Ausdauerleistungen, die seit den Anfängen der spiroergometrischen Diagnostik vorliegen. Bereits in den späten 1930er Jahren konnten Eliteausdauersportlern sehr hohe $\dot{V}O_2$ max-Werte zugeordnet werden (Robinson, Edwards & Dill, 1937) und auch aktuell erreichen Spitzenathleten um 50 - 100 % höhere Maximalwerte als durchschnittlich aktive Probanden (Joyner & Coyle, 2008). Die zeitliche Stabilität dieser Ergebnisse über einen solch langen Zeitraum hinweg zeigt, dass die Korrelationen physiologischer Natur sein müssen und nicht etwa auf Messwertvarianzen älterer Techniken zur Atemgasanalytik beruhen. Wegen solcher Daten galt und gilt die $\dot{V}O_2$ max auch als Goldstandard der kardiorespiratorischen Fitness (Mezzani et al., 2013). Gründe für die Annahme, dass die entdeckten Korrelationen kausaler Natur sind, lassen sich besonders auf biochemischer Ebene der Energiebereitstellung finden. Die Intensität, mit welcher dominant aerobe

Leistungen erbracht werden können, steht in enger Verknüpfung mit dem Energieverbrauch bzw. der Energieflussrate unter Belastung. In einem Sauerstoff abhängigen System, als welches sich die aerobe Energiebereitstellung einordnen lässt, ist die individuell mögliche Energieflussrate demnach in hohem Umfang von den Kapazitäten der Sauerstoffaufnahme und -verwertung abhängig. Die spezifischen physiologischen Bestimmungsfaktoren einer hohen Sauerstoffaufnahme wurden ausführlich mit den zugrunde liegenden Wechselwirkungen dargelegt (vgl. 4.1.2.2). Eine hohe $\dot{V}O_2\text{max}$ geht demnach auf physiologischer Ebene besonders mit verbesserter Kapillarisierung, erhöhter Anzahl aerober Enzyme, erhöhter Anzahl und Größe der Mitochondrien, optimierter Blutzusammensetzung sowie einem gesteigerten Herzminutenvolumen einher (Lundby et al., 2017). Diese Faktoren decken sich nicht zufällig im Wesentlichen mit den spezifischen chronischen Anpassungserscheinungen des Körpers an Ausdauertraining (Eisenhut & Zintl, 2013; Neumann & Hottenrott, 2010). Auch aus dieser Beobachtung morphologischer Anpassungserscheinungen heraus, lässt sich der hohe Stellenwert der $\dot{V}O_2\text{max}$ für Ausdauerleistungen und folgerichtig auch für die Ausdauerleistungsdiagnostik begründen.

Nichtsdestotrotz wurde die Bedeutung der $\dot{V}O_2\text{max}$ für die Ausdauerleistung kritisch hinterfragt und ihre Rolle als dominierender Leistungsfaktor scheint nicht länger unumstritten (Friedmann-Bette, 2011). Besonders metabolische Schwellenwerte und bewegungsökonomische Aspekte rücken mehr und mehr in den Fokus. Letztere werden zwar methodologisch auch anhand der Sauerstoffaufnahme festgemacht (Barnes & Kilding, 2015), sind jedoch nicht zwingend von deren Maximum abhängig (Saunders, Pyne, Telford & Hawley, 2004a, 2004b), auch wenn eine aktuelle Studie positive Korrelationen zwischen der Sauerstoffaufnahme bei festgelegten Geschwindigkeiten und der $\dot{V}O_2\text{peak}$ nachweisen konnte (Beneke & Leithäuser, 2017). Der Einfluss der Bewegungsökonomie wird auch dadurch ersichtlich, dass die individuell erreichte Geschwindigkeit an der maximalen Sauerstoffaufnahme ($v\dot{V}O_2\text{max}$) mitunter besser zur Leistungsvorhersage geeignet ist, als der Absolutwert der $\dot{V}O_2\text{max}$ (Bragada et al., 2010).

Die Bedeutung metabolischer Schwellenleistungen ergibt sich bei näherer Betrachtung als logische Folge zahlreicher Leistungsauswertungen mehrerer Ausdauerdisziplinen. Je länger die Belastungszeit, desto offensichtlicher zeigen die Daten, dass die durchschnittlich erbrachte Leistung nicht im Bereich der maximalen Sauerstoffaufnahme liegt. Marathondistanzen werden beispielsweise im Schnitt mit 75 - 85 % der $v\dot{V}O_2\text{max}$ absolviert (Joyner & Coyle, 2008). Selbst Spitzensportler sind also nicht in der Lage, längere Ausdauerbelastungen auf dem Niveau der maximalen aeroben Energieflussrate zu halten. Demnach scheint für viele Ausdauerleistungen weniger der Maximalwert entscheidend, sondern vielmehr der dauerhaft nutzbare Prozentsatz der $\dot{V}O_2\text{max}$, der ohne das Erreichen einer metabolischen Azidose aufrechterhalten werden kann, sowie die maximale Energieflussrate, die unter Verwendung eines bestimmten Substrates dauerhaft zu erzielen ist (Bassett & Howley, 2000; Friedmann-

Bette, 2011; Joyner & Coyle, 2008). Letzteres ist beispielsweise für Ultradistanzen relevant, bei welchen die maximale Energieflussrate bei dominanter Fettsäureutilisation über die maximal mögliche Leistung entscheidet. Eine Belastungszeit über sechs Stunden macht aufgrund der drohenden Entleerung der Speicher die dominante Verstoffwechslung eines anderen Substrates als Fett unmöglich, ohne signifikante Leistungseinbußen hinzunehmen. Die Einschätzung der Leistungsfähigkeit orientiert sich daher in den letzten Jahren nicht mehr ausschließlich an der maximalen Leistungsfähigkeit des aeroben Systems, sondern vermehrt an der dauerhaft erreichbaren Energieflussrate und damit am nutzbaren Prozentsatz der $\dot{V}O_2\text{max}$ an unterschiedlichen Schwellenwerten. Die $\dot{V}O_2\text{max}$ setzt demzufolge das obere Limit für die aerobe Leistungsfähigkeit in Ausdauerdisziplinen fest, stellt jedoch kein alleinig aussagekräftiges Werkzeug zur Leistungsvorhersage dar. Maßgebend auf energetischer Ebene ist die sogenannte *performance $\dot{V}O_2$* (Coyle, 1995), die sich aus dem absoluten Maximum und dem maximal nutzbaren Prozentsatz der Sauerstoffaufnahme unter gegebenen Bedingungen, beispielsweise spezifischen Schwellenwerten, zusammensetzt. Welche Leistung dann im Wettkampf mit der auf diese Weise zur Verfügung stehenden Energie erreicht werden kann, hängt schlussendlich von der Bewegungsökonomie ab. Speziell für den Laufsport ist dies gut belegt (Beneke & Leithäuser, 2017). Es wurde gezeigt, dass die Bewegungsökonomie und der prozentual nutzbare Anteil der $\dot{V}O_2\text{max}$ besonders bei hinsichtlich des Leistungsstands fortgeschrittenen Athleten sensibler für Trainingsreize sind, als die $\dot{V}O_2\text{max}$ alleine (Bassett & Howley, 2000; Joyner & Coyle, 2008), sodass kurz- und mittelfristige Leistungssteigerungen wohl speziell durch Verbesserungen dieser beiden Faktoren zu erreichen sind. *Abbildung 30* stellt den eben erläuterten Zusammenhang zwischen der $\dot{V}O_2\text{max}$ und der in Ausdauerdisziplinen konkret zu erzielenden Leistung nochmals schematisch mit seinen Wechselwirkungen dar.

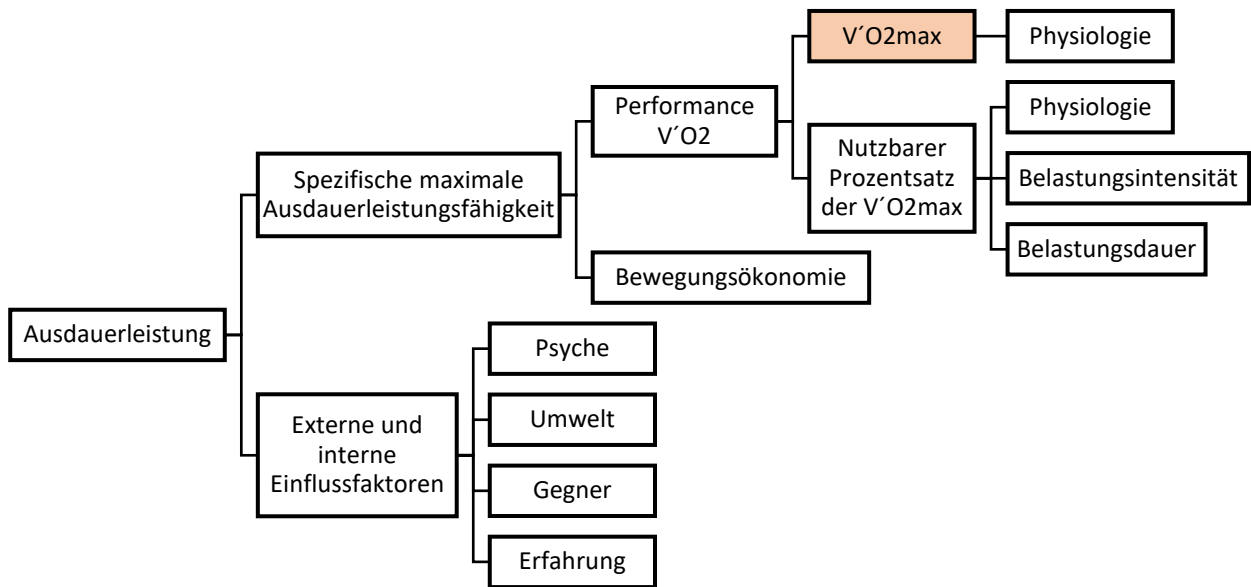


Abbildung 30. Schematische Übersicht anerkannter Einflussfaktoren auf spezifische Ausdauerleistungen.

Bei der Betrachtung der schematischen Übersicht wird offensichtlich, wie vielfältig die Einflussfaktoren einer Ausdauerleistung ausdifferenziert sind. Die Rolle der $\dot{V}O_2\text{max}$ zur Leistungsbeurteilung sollte vor diesem Hintergrund jedoch nicht völlig limitiert werden. Als Einordnung der möglichen Leistungsfähigkeit kann sie in Kombination mit empirisch erhobenen Datensätzen aus dem Leistungs- und Breiten-sport dennoch entscheidend zur Leistungsbeurteilung beitragen, wie ein einfaches Beispiel aus der diagnostischen Praxis veranschaulicht.

Zugrunde liegt die Annahme, ein Läufer plane die Marathonstrecke in einer Zeit von 2:15 h zu bewältigen. Tests ergeben, dass der Läufer aufgrund seiner individuellen Bewegungsökonomie bei der benötigten Durchschnittsgeschwindigkeit von $18.75 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ einen Sauerstoffbedarf von $60 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ hat. Nun kann aufgrund der Tatsache, dass Weltklasseathleten im Schnitt maximal 85 % ihrer $\dot{V}O_2\text{max}$ während einer Marathonbelastung dauerhaft nutzen können (Bassett & Howley, 2000), errechnet werden, dass eine $\dot{V}O_2\text{max}$ jenseits von $70 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ gegeben sein muss, um die anvisierte Zeit zu realisieren. Es ist demnach ersichtlich, dass aus der Höhe der $\dot{V}O_2\text{max}$ alleine keine sichere Vorhersage der Wettkampfleistung zu treffen ist. Werden Mindestgrößen in der $\dot{V}O_2\text{max}$ jedoch nicht erreicht, sind korrespondierende Leistungen relativ verlässlich auszuschließen (Neumann & Hottenrott, 2010). Die konkrete Ausdauerdisziplin spielt dabei eine maßgebliche Rolle, da die Gewichtung der Bewegungsökonomie nicht bei allen Disziplinen gleich hoch ist (vgl. Schwimmsport vs. Radsport) und der Stellenwert externer Einflussfaktoren (u. a. Wetter, Streckenparameter etc.) variiert.

Die $\dot{V}O_2\text{max}$ kann also in der Trainingspraxis zur Leistungseinordnung und Zielsetzung in Form von Mindestanforderungen und Grenzwerten herangezogen werden. Dies eignet sich besonders für ausdauerorientierte Sportarten, welche durch die exzellenten Trainings- und Wettkampfdokumentationen Zugriff auf große Datenbanken aus Leistungs- und Breitensport in vielen Altersstufen gewähren (Joyner & Coyle, 2008). Die Verlässlichkeit der Trainingsdokumentation von Ausdauerathleten lässt sich anhand von Stichprobenanalysen als gut gegeben einstufen (Sylta, Tønnessen & Seiler, 2014). In diesem Kontext kann die $\dot{V}O_2\text{max}$ auch zur Beurteilung des Entwicklungspotenzials im Zuge der Talentsichtung wichtige Erkenntnisse liefern, weshalb die direkte Erhebung bzw. empirische Abschätzung der Sauerstoffaufnahme unter Ausbelastung häufig Bestandteil von Testbatterien im Nachwuchssport ist¹⁵.

Zusammenfassend ist zur Rolle der $\dot{V}O_2\text{max}$ im Kontext der Ausdauerdisziplinen festzuhalten, dass sie sicherlich berechtigterweise eine relevante Kenngröße im leistungsdiagnostischen Bereich darstellt, durch welche Rückschlüsse auf die maximale Leistungsfähigkeit der aeroben Energiebereitstellung möglich sind. Trainingsanpassungen lassen sich anhand von Veränderungen der $\dot{V}O_2\text{max}$ besonders im langfristigen Leistungsverlauf, beispielsweise über die Entwicklung im Jugendbereich hinweg, darstellen, dokumentieren, einordnen und bewerten. Für kurzfristige Anpassungen eignet sie sich hingegen im Hochleistungsbereich eher weniger. Zur Prognose von Wettkampfleistungen ist die ihr beigemessene übergeordnete Rolle nicht gerechtfertigt. Hier sind performance $\dot{V}O_2$ und Bewegungsökonomie schlussendlich stärker zu berücksichtigen. Dieser Tatsache Rechnung tragend, ist eine Kombination aus den eben erläuterten Faktoren zur verlässlicheren Leistungsbeurteilung in der diagnostischen Praxis zielführend.

Neben der Leistungsbeurteilung und -prognose im Längs- und Querschnitt findet die $\dot{V}O_2\text{max}$ nach wie vor Verwendung im Bereich der individuellen Trainingsplanung in Ausdauerdisziplinen. Das Konzept unterschiedlich gearteter Trainingsbereiche, denen intensitätsspezifische Anpassungen zugeordnet werden, ist im Ausdauertraining weithin anerkannt und in der Trainingspraxis ein zentraler Bestandteil der Belastungssteuerung (Eisenhut & Zintl, 2013; Neumann & Hottenrott, 2010). Die Ausdifferenzierung der Trainingsbereiche hat über die Jahre hinweg deutlich zugenommen und zu einem in der Praxis sehr unterschiedlich gearteten Pool an möglichen Abstufungen geführt. So kommen Trainingszonenmodelle mit drei Intensitätsbereichen ebenso wie sechsstufige Trainingszonenmodelle erfolgreich zum Einsatz (Eisenhut & Zintl, 2013; Neumann & Hottenrott, 2010; Schurr, 2018). In Deutschland hat sich über lange Zeit hinweg ein fünfstufiges Modell der Belastungsbereiche etabliert,

¹⁵ Vgl. Testmanuals DTB, DHB, DFB.

wobei die Bezeichnungen der einzelnen Intensitätsbereiche für unterschiedliche Ausdauerdisziplinen variieren, wie *Tabelle 8* illustriert.

Tabelle 8. Belastungsbereiche und Bezeichnungen nach Neumann & Hottenrott, 2010, S. 153

Intensität	Allg. Bezeichnung	Sportartbezogene Bezeichnungen			
		Schwimmen	Rad	Lauf	Skilanglauf
Sehr niedrig	REKOM	KB	KB	reg. DL	KB
Niedrig	GA 1	GA 1	G 1	ext. DL	STB
Mittel	GA 1 - 2	GA 1 - 2	G 2	int. DL	STB/ EB
Hoch	GA 2	GA 2	EB	TDL	EB
Sehr hoch	WSA/ SA	SA	SB	TL	GB

<i>WSA: Wettkampfspezifische Ausdauer</i>	<i>EB: Entwicklungsbereich</i>
<i>SA: Schnelligkeitsausdauer</i>	<i>STB: Stabilisierungsbereich</i>
<i>SB: Spitzenbereich</i>	<i>GA: Grundlagenausdauer</i>
<i>GB: Grenzbereich</i>	<i>DL: Dauerlauf</i>
<i>KB: Kompensationsbereich</i>	<i>TL: Tempolauf</i>
<i>REKOM: Regenerations- und Kompensationsbereich</i>	<i>TDL: Tempodauerlauf</i>
<i>reg.: regenerativ</i>	<i>ext.: extensiv</i>
	<i>int.: intensiv</i>

Für die vorliegende Arbeit ist jedoch weniger die spezifische Ausdifferenzierung der Trainingsbereiche ausschlaggebend, sondern vielmehr die jeweils zugrunde liegende Referenzgröße, anhand derer die konkreten Belastungsvorgaben abgeleitet werden. Dabei sind zwei Konzepte zu unterscheiden. Zum einen orientieren sich die Intensitätsvorgaben an erreichten oder errechneten Maximalwerten, zum anderen an leistungsdiagnostisch bestimmten Schwellenwerten im submaximalen Bereich. In der internationalen Terminologie werden diese konkurrierenden Konzepte als *range-based* bzw. *threshold-based* bezeichnet. Für die Orientierung an Maximalwerten kommen dabei unter anderem die Maxima in den Kategorien Herzfrequenz, Herzfrequenzreserve, Geschwindigkeit, Leistung und nicht zuletzt die $\dot{V}O_2\text{max}$ zum Einsatz (Eisenhut & Zintl, 2013; Heyward & Gibson, 2014; Neumann & Hottenrott, 2010). Beispielhaft sind in *Tabelle 9* die relativen Intensitätsabstufungen des American College of Sports Medicine (ACSM), der Norwegian Olympic Federation (NOF) und die Intensitätsabstufungen nach Neumann und Hottenrott (NH) abgebildet.

Tabelle 9. Maximalwertbasierte Intensitätsvorgaben des ACSM (Pescatello, 2014) in Anlehnung an Garber et al., 2011, der Norwegian Olympic Federation nach Seiler & Tonnessen, 2009 sowie nach Neumann & Hottenrott, 2010

Intensitätsbezeichnung			%HRmax				%V'O ₂ max	
ACSM	NOF	NH	ACSM	NOF	NH1	NH2	ACSM	NOF
Very light	1	Rekom	< 57	55 - 57	50 - 60	< 70	< 37	45 - 65
Light	2	GA 1	57 - 64	75 - 85	60 - 70	65 - 75	37 - 45	66 - 80
Moderate	3	GA 1 - 2	64 - 76	85 - 90	70 - 80	75 - 85	46 - 64	81 - 87
Vigorous	4	GA 2	76 - 96	90 - 95	80 - 90	85 - 90	64 - 91	88 - 93
Near maximal to maximal	5	WSA	≥ 96	95 - 100	> 90	> 90	≥ 91	94 - 100

Anmerkungen. NH1: Neumann und Hottenrott (Probanden aus dem Fitnesssport), NH2: Neumann und Hottenrott (Probanden aus dem Leistungssport).

Besonders häufig wird die Intensitätssteuerung anhand der V'O₂max in trainingswissenschaftlichen Studien verwendet (Helgerud et al., 2007; Laursen & Jenkins, 2002; Meyer, Gabriel & Kindermann, 1999; Scharhag-Rosenberger, Meyer, Gässler, Faude & Kindermann, 2010), da individuelle Schwellenbestimmungen der Probanden organisatorisch einen erheblichen Mehraufwand mit sich bringen würden. Die Intensitätssteuerung anhand fixer Abstufungen absoluter Maximalwerte steht jedoch mehr und mehr in der Kritik. Grundlage dafür ist die fehlende Berücksichtigung der individuellen metabolischen Antworten auf generalisierte Intensitätsvorgaben sowie die Nichtberücksichtigung individueller Ausprägungen des V'O₂sc. Breits mehrfach und früh konnten Belege dafür gefunden werden, dass die vorgegebenen Belastungsintensitäten zu individuell unterschiedlichen Beanspruchungen auf Ebene der Energiebereitstellung führen. Dabei variieren besonders die absoluten Laktatwerte sowie die individuellen Beanspruchungen in Bezug auf zuvor ermittelte Schwellenwerte erheblich, trotz gleicher prozentualer Intensitätsvorgaben (Katch, Weltman, Sady & Freedson, 1978; Meyer et al., 1999; Weltman et al., 1989; Weltman et al., 1990). Die Ergebnisse sind dabei gleichermaßen für trainierte sowie untrainierte Probanden gültig (Weltman et al., 1989; Weltman et al., 1990). Die große Gefahr fixer Intensitätsvorgaben, abgeleitet alleine aus den Maximalwerten, liegt in der fehlenden Berücksichtigung interindividueller Unterschiede im Bereich der metabolischen Schwellenintensitäten, was schlussendlich in zu hohen oder auch zu niedrigen Belastungsvorgaben für die eigentlich beabsichtigte Trainingsanpassung mündet. Bereits mehrfach konnten für trainierte und untrainierte Probandenkollektive unterschiedliche Belastungszeiten bis zur Erschöpfung bei Dauerbelastungen mit fixen V'O₂-Vorgaben im theoretisch submaximalen Bereich aufgezeigt werden (Meyer et al., 1999; Scharhag-Rosenberger et al., 2010; Vollaard et al., 2009). Hierdurch sind Abweichungen der geplanten Trainingsanpassungen und -umfänge für die Trainingspraxis sowohl im Breiten- als auch im Leistungs-

sport bei dieser Form der Intensitätsgestaltung sehr wahrscheinlich. Selbst bei relativ homogenen Probandenkollektiven konnten bei gleicher maximalwertbasierter Intensitätsvorgabe starke Schwankungen auf metabolischer Ebene gezeigt werden, mit Unterschieden von bis zu $4 \text{ mmol} \cdot \text{l}^{-1}$ im Laktat (Meyer et al., 1999). Besonders bei solcherlei Fehleinschätzungen in der Intensitätsvorgabe, die ein ungeplantes Überschreiten der Dauerleistungsgrenze zur Folge haben, sind erhebliche Leistungseinbußen im Trainingsverlauf zu erwarten. Daneben ist bei rein maximalwertbasierten Intensitätsvorgaben und Trainingssteuerungen auch die Gefahr einer Fehlinterpretation durch den Einfluss des $\dot{V}O_{2sc}$ zu berücksichtigen (vgl. 4.1.1.2). Selbst bei extern kontrollierter, konstanter Intensität kann die Sauerstoffaufnahme oberhalb des aerob-anaeroben Übergangs stetig steigen (Jones et al., 2011), wodurch starre Intensitätsvorgaben orientiert an der Sauerstoffaufnahme problematisch für längere Trainingseinheiten werden können (Mezzani et al., 2013; Zuccarelli, Porcelli, Rasica, Marzorati & Grassi, 2018). Ein ähnliches Phänomen stellt der sogenannte *cardiac drift* dar, welcher das Ansteigen der Herzfrequenz bei länger andauernden, konstanten Ausdauerbelastungen beschreibt (Coyle & González-Alonso, 2001; Wingo, Ganio & Cureton, 2012). Untersuchungen zeigen, dass der cardiac drift zeitlich noch vor dem $\dot{V}O_{2sc}$ beginnt (Zuccarelli et al., 2018). Dieses Phänomen kann schlussendlich zu den gleichen Problemen für die Intensitätssteuerung per prozentualer Herzfrequenz führen, welche bereits für die Intensitätsangaben orientiert an der $\dot{V}O_{2max}$ angesprochen wurden.

Der Einsatz dieser Form der Intensitätssteuerung ist daher im trainingswissenschaftlichen Kontext trotz des geringeren organisatorischen Aufwandes nach aktuellen Erkenntnissen eher zu meiden. Die Güte der gewonnenen Daten muss Vorrang vor ökonomischen Komponenten im Studiendesign haben. Es scheint ersichtlich, dass die $\dot{V}O_{2max}$ alleine kein universeller Parameter zur Standardisierung von aeroben Trainingsstudien oder zur Standardisierung von Trainingsplanungen und -adaptionen sein sollte (Vollaard et al., 2009). Ein Wandel bzw. eine noch distinktere Ausrichtung von maximalwertbasierten hin zu schwellenbasierten Intensitätsvorgaben ist daher anzustreben.

Im Leistungssport ist eine solche Umorientierung längst in weiten Teilen abgeschlossen. Bestes Beispiel dafür ist sicherlich die aktuelle Debatte über prozentuale Gewichtungen bei der sogenannten polarisierten Trainingsgestaltung, welche durch retrospektive Analysen von Ausdauerleistungssportlern entscheidende Anstöße bekam und noch heute auch aus anderen Disziplinen bekommt (Guellich, Seiler & Emrich, 2009; Ingham, Fudge & Pringle, 2012; Seiler, 2010; Seiler & Kjerland, 2006; Seiler & Tonnessen,

2009; Solli, Tønnessen & Sandbakk, 2017). Dabei ist für die vorliegende Betrachtung weniger eine ausdifferenzierte Darstellung des aktuellen Forschungsstands in diesem Bereich relevant¹⁶, sondern vielmehr die Tatsache, dass bei allem Dissens und den offenen Fragen in der Diskussion ein Konsens bezüglich rein auf Schwellen basierten Intensitätsabstufungen besteht. Werden den aktuellen Intensitätsvorgaben aus dem Leistungssport die Leitlinien großer Dachverbände aus dem gleichen Zeitraum gegenübergestellt (vgl. *Tabelle 9*), ist offenkundig, dass der im Ausdauerleistungssport akzeptierte threshold-based Ansatz nicht vollends Einzug in den Breitensport gehalten hat. Ein repräsentativer Überblick der im Breitensport tatsächlich zur Anwendung kommenden bzw. dominierenden Methoden ist jedoch aufgrund offensichtlicher Heterogenität im Leistungsstand nahezu unmöglich. Aus methodischer Sicht bleibt neben breit angelegten Befragungen, die dem Autor zur vorliegenden Thematik derzeit nicht bekannt sind, eine Orientierung an Dachverbänden und deren Vorgaben die einzig verlässliche Quelle. Es ist indes mit großer Wahrscheinlichkeit anzunehmen, dass sich auch in der Praxis des Breitensports und in den unteren Leistungsklassen die Tendenzen des Ausdauerleistungssports widerspiegeln bzw. mit zeitlichem Versatz widerspiegeln werden. Genauere Ausführungen zu schwellenbasierten Intensitätskonzeptionen folgen in Gliederungspunkt 4.2.6.

Der im Leistungssport bereits vollzogene und wohl auch im modernen Breitensport vermehrt diskutierte Trend hin zu dominant schwellenbasierten Intensitätsangaben zeigt sich auch in der Medizin, konkret in der Rehabilitation und Trainingssteuerung von Herzpatienten. Richtungsweisend dafür war unter anderem ein gemeinsames Positionspapier der *European Association of Cardiovascular Prevention and Rehabilitation*, der *American Association of Cardiovascular and Pulmonary Rehabilitation* sowie der *Canadian Association of Cardiac Rehabilitation* aus dem Jahre 2012. Die Ausrichtung von range-based hin zu threshold-based ist zu erkennen und explizit formuliert (Mezzani et al., 2013). Die Gründe für eine Orientierung an schwellenbasierten Trainingsintensitäten sind nahezu kongruent mit denen aus der Trainingswissenschaft. Prozentuale Abstufungen der Maximalwerte, die schlussendlich auf empirischen Beobachtungen und mathematischen Mittelungen großer Datensätze beruhen und teils sportart- und autorenspezifisch geartet sind, führen in der praktischen Umsetzung zu unterschiedlichsten Beanspruchungen des Organismus (Scharhag-Rosenberger et al., 2010), somit folglich zu divergierenden Belastungszeiten und Anpassungserscheinungen bei Probanden und Patienten. Trotz dieser Erkenntnisse finden sich nach wie vor maximalwertbasierte Intensitätsvorgaben auch in der medizinischen Trainingstherapie und Rehabilitation (Pottgießer, 2014), sodass derzeit von einem endgültig abgeschlossenen Wandel noch nicht gesprochen werden kann.

¹⁶ Ausführliche Darstellungen beispielsweise in Stöggel und Sperlich (2015) bzw. Holfelder, Schauerhammer, Bu-beck, Brack und Brown (2016).

Zusammenfassend erweist sich die Bedeutung der $\dot{V}O_2\text{max}$ hinsichtlich ihres Einsatzes in der Bewertung und Verbesserung von Ausdauerleistungen als sehr viel ausdifferenzierter, als es die oftmals pauschal verwendete Bezeichnung „Goldstandard“ vermuten lässt. Ohne Zweifel ist eine stark ausgeprägte $\dot{V}O_2\text{max}$ Mitvoraussetzung für Spitzenleistungen im Ausdauersport. Somit kommt sie als wichtige Kenngröße zur Leistungsbeurteilung unter den oben erläuterten Einschränkungen sicherlich berechtigterweise nach wie vor zum Einsatz. Im Hinblick auf die Trainingsplanung muss die Rolle von maximalwertbasierten Intensitätsvorgaben und damit auch der Einfluss der $\dot{V}O_2\text{max}$ in der Trainingspraxis jedoch kritisch betrachtet werden, da eine Vielzahl an Gründen für einen erfolgversprechenderen Einsatz von schwellenbasierten Trainingsbereichen spricht (vgl. 4.2.6).

Die bisher dargestellten Ausführungen zur Rolle der $\dot{V}O_2\text{max}$ im Ausdauersport unterliegen möglicherweise Einschränkungen. Nicht jede Ausdauerdisziplin verfügt über trainingswissenschaftliche Langzeitstudien mit breiten Datensätzen in diesen Untersuchungsbereichen. Abweichungen vom eben erläuterten Forschungsstand sind daher besonders in relativ jungen oder bisher wissenschaftlich schlecht erfassten Disziplinen möglich, wenngleich die zugrunde liegenden sportbiologischen Theorien dies unwahrscheinlich erscheinen lassen. Aus Gründen der wissenschaftlichen Korrektheit ist ein unreflektierter Übertrag der bisher gewonnenen Ergebnisse, welche großteils auf Studien aus dem Lauf-, Rad-, Ski- und Rudersport beruhen, auf alle Ausdauerdisziplinen ohne Hinweise auf mögliche Abweichungen nicht angebracht. Ebenso verhält es sich mit der Übertragbarkeit der Ergebnisse auf alle Altersbereiche und sportliche Leistungsstufen. Trotz einer verhältnismäßig sehr guten Trainingsdokumentation und Studienlage im Ausdauersport kann dennoch nicht die Gesamtheit der Altersstufen in sämtlichen Leistungsklassen gleichermaßen abgebildet werden. Die Möglichkeit einer abweichenden Gewichtung der $\dot{V}O_2\text{max}$ für bis dato nur sehr schwach repräsentierte Probandenkollektive, im Besonderen sind hier die Ränder des untersuchbaren Alters- und Leistungsspektrums zu nennen, ist nicht auszuschließen und daher bei der Durchsicht der dargestellten Ergebnisse zu berücksichtigen. Die aufgeführten Faktoren der Ausdauerleistungsfähigkeit (vgl. *Abbildung 30*, S. 122) nehmen im Alter nicht in konstanten Proportionen ab (Lepers & Stapley, 2016), weshalb unterschiedliche Modelle mit unterschiedlichen Gewichtungen für die jeweiligen Alters- und Leistungsklassen anzudenken wären. Ebenso kann eine Anpassung für spezielle Probandenkollektive, wie Para-Sportler oder klinisch auffällige Probanden, potenziell von Nöten sein.

4.1.3.2 Bedeutung für Spielsportarten

Die Bedeutung der $\dot{V}O_2\text{max}$ für Spielsportarten ist ein häufig diskutierter Aspekt im Kontext von Spiroergometrien in der Sportwissenschaft. Betrachtet man das Belastungsprofil der gängigen Spielsportarten, so wird ersichtlich, dass intervallartige Belastungen im deutlich hochintensiven Bereich klar

dominieren. Kurze bis mittellange Antritte alternieren mit Phasen lockerer Belastungen bzw. gänzlicher Ruhe, begründet durch Auswechselungen, Spielunterbrechungen oder taktische Rollenwechsel. Das Verhältnis zwischen hochintensiver und niedrigintensiver Belastung ist dabei je nach Spielverlauf unregelmäßig. Spielbeobachtungen zeigen im Fußball durchschnittliche Sprintdistanzen von 10 - 20 m mit einer Dauer von 2 - 4 s (Cipryan & Gajda, 2011), wobei Erholungszeiten von 90 s (Spencer, Bishop, Dawson & Goodman, 2005) ebenso ermittelt wurden, wie Regenerationsphasen von unter 20 s. Diesbezüglich scheint eine Abhängigkeit von der Feldposition im Fußball zu bestehen (Carling, Le Gall & Dupont, 2012). Insgesamt sind über die Spielzeit ca. 150 - 250 kurze Sprints in entscheidenden Spielsituationen (Angriffe, Abwehraktionen) zu beobachten, wobei die Anzahl der Sprints mit zunehmendem Leistungsniveau ansteigt (Mohr, Krustup & Bangsbo, 2003), während die Gesamtlaufstrecke, welche im Schnitt zwischen 10 - 13 km beträgt, eher weniger zwischen den Leistungsklassen variiert (Stølen, Chamari, Castagna & Wisløff, 2005). Die Fähigkeit zur schnellen Regeneration innerhalb der Belastungsspitzen ist demnach maßgeblich für ein stabil hohes Leistungsniveau, um über den gesamten Spielverlauf hinweg einen möglichst geringen Leistungsabfall zu gewährleisten (Spencer et al., 2005). In der Sportwissenschaft wird die eben exemplarisch für den Fußball beschriebene Fähigkeit sportartunabhängig als *Repeated Sprint Ability* (RSA) bezeichnet. Der Leistungsabfall in RSA-Belastungen mit unvollständigen Regenerationspausen ist im Wesentlichen durch die Akkumulation von Stoffwechselprodukten, die Erschöpfung der Kreatinphosphatspeicher und die fehlende bzw. abnehmende neuromuskuläre Koordination der Muskelkontraktion durch zentralnervöse Ermüdung bestimmt, wobei die Teilaspekte wechselseitige Zwischenbeziehungen aufweisen (Baldi, da Silva, Buzzachera, Castagna & Guglielmo, 2017; Girard, Mendez-Villanueva & Bishop, 2011; López-Segovia et al., 2015; Turner & Stewart, 2013). Je stärker eine Belastung die Homöostase stört, desto größer werden die Anforderungen an die regenerativen Prozesse. Die potenziell signifikante Relevanz der $\dot{V}O_2\text{max}$ als leistungsdeterminierender Faktor in Spielsportarten manifestiert sich demnach besonders auf Ebene der Regeneration (Jansson, Dudley, Norman & Tesch, 1990) und lässt sich damit theoretisch anhand physiologischer Prozesse der Energiebereitstellung herleiten. Kurzzeitige Belastungen im intensiven Bereich erfordern hohe Energieflussraten und führen konsequenterweise neben der Abnahme an Kreatinphosphat auch zu einer erhöhten H^+ -Ionen-Konzentration aus der anaeroben Glykolyse (Glaister, 2005). Bis die Phosphagenkonzentration wieder vollständig hergestellt ist, werden bis zu 5 min benötigt, während der komplette Abbau von Laktat und die Anpassung des pH-Wertes über 1 h dauern kann (Harris et al., 1976; Tomlin & Wenger, 2001). Wie bereits dargestellt, sind die Belastungspausen in Teamsportarten inkonsistent und häufig deutlich unterhalb der eben genannten Zeitfenster anzusiedeln, was zwangsläufig zu einer unvollständigen Regeneration besonders im Bereich der energiereichen Phosphagene führt. Die unvollständige Regeneration mündet mit zunehmender Intervallanzahl in einer erhöhten

Relevanz der anaeroben Glykolyse, was wiederum die Anforderungen an die Laktatelimination entscheidend steigert. Von enormer Bedeutung für die Leistung in RSA-Tests ist demnach die Fähigkeit zur Phosphagenresynthese bzw. subsequent zur Laktatelimination. Eben diese beiden Teilaspekte scheinen neben ihrer Abhängigkeit von anderen Parametern auch in enger Relation zu Kenngrößen der aeroben Energiebereitstellung zu stehen. So gab es bereits früh Hinweise darauf, dass die Resyntheserate von Kreatinphosphat nach einer Belastung durch oxidative Stoffwechselprozesse kontrolliert wird (Taylor, Bore, Styles, Gadian & Radda, 1983). Ohne Blutzirkulation in der Regeneration, sprich ohne weiter zugeführten Sauerstoff, steht nur ein Bruchteil des Kreatinphosphats bereit (Colliander, Dudley & Tesch, 1988). Eine hohe $\dot{V}O_2\text{max}$ geht auf physiologischer Ebene mit verbesserter Kapillarisierung der Arbeitsmuskulatur, einer erhöhten Erythrozytenzahl und nicht zuletzt mit einem stark gesteigerten Herzminutenvolumen einher (Lundby et al., 2017). Je höher die $\dot{V}O_2\text{max}$, desto besser ist durch die eben genannten Anpassungen eine optimale Sauerstoffzufuhr zur Muskulatur gewährleistet, was in der Regeneration theoretisch zu einer schnelleren aeroben Resynthese von Kreatinphosphat führen kann. Die Vorteile werden besonders bei der Betrachtung der Sauerstoffaufnahme unmittelbar nach Belastungsende sichtbar. Sportler mit höherer $\dot{V}O_2\text{max}$ haben unmittelbar nach Belastungsende eine weitaus höhere Sauerstoffaufnahme als weniger Trainierte, die jedoch im längeren Verlauf der Erholung (1 min) mehr Sauerstoff aufnehmen (Hamilton, Nevill, Brooks & Williams, 1991). Wird mehr Sauerstoff früher und schneller aufgenommen, scheint ein klarer Vorteil speziell bei kurzen Belastungspausen gegeben zu sein (Tomlin & Wenger, 2001). Bereits zwei Wochen aeroben Trainings können die muskelspezifische Kreatinphosphatresynthese verbessern (McCully & Posner, 1992).

Die größere Diffusionsfläche aerob trainierter Sportler führt zu einem besseren Austausch zwischen Blut und Zelle, verhilft auf diese Weise also auch zu einem schnelleren Abtransport anaerober Stoffwechselzwischenprodukte, wodurch die Laktatelimination ebenso begünstigt wird, wie durch die Tatsache, dass ein Großteil des entstehenden Laktats mittels Laktatdehydrogenase zu Pyruvat umgewandelt wird, um schließlich aeroben Stoffwechselprozessen als Substrat zu dienen (Ferguson et al., 2018). Die physiologischen Anpassungen, die zu einer verbesserten $\dot{V}O_2\text{max}$ führen, sind demnach auch mitursächlich für eine verbesserte Laktatelimination. Besonders gut darstellbar ist die verbesserte Laktatelimination aus der arbeitenden Muskulatur anhand von Blutlaktatwerten nach Belastungsende. Ausdauertrainierte Athleten erreichen die Spitzenwerte im gemischtvenösen Blut früher als untrainierte Probanden (Bassett, Merrill, Nagle, Agre & Sampedro, 1991; Freund, Lonsdorfer, Oyono-Enguéllé, Lonsdorfer & Bogui, 1992; Taoutaou et al., 1996). Dies zeigt, dass der Laktatübertritt von Muskulatur zu Blut durch die bereits dargelegten Anpassungen bei Ausdauersportlern rascher und effektiver abläuft, weshalb das Milieu in der Muskulatur früher wieder erneute Belastungen zulässt. Diese Tatsache kann bei RSA-Tests entscheidend für möglichst stabile Leistungen sein.

Je nach Trainingszustand und Intensität der Intervallbelastungen im Spiel kann eine sehr gut entwickelte aerobe Leitungsfähigkeit auch dazu führen, dass sich der Anteil der anaeroben Energiebereitstellung während der Kurzzeitbelastungen vermindert. Dies ist dann der Fall, wenn die Sportler in der Lage sind, durch aerobe Stoffwechselprozesse ausreichend hohe Energieflussraten zu generieren, um die erforderte muskuläre Arbeit zumindest anteilig zu gewährleisten. Tatsächlich konnte gezeigt werden, dass Probanden mit einer höheren $\dot{V}O_2\text{max}$ während wiederholter maximaler Sprintbelastungen signifikant mehr Sauerstoff aufnehmen und über mehrere Sprints hinweg weniger Leistungsverlust aufweisen (Hamilton et al., 1991). Der Anteil der anaeroben Energiebereitstellung bei wiederholten Sprintbelastungen scheint durch die Sauerstoffaufnahme determiniert zu sein (Tomlin & Wenger, 2001), wie Untersuchungen in Hypoxie bzw. in Zuständen künstlich erhöhter Sauerstoffaufnahme durch Medikamentengabe vermuten lassen (Balsom, Ekblom & Sjödín, 1994; Balsom, Gaitanos, Ekblom & Sjödín, 1994). Der größte Nutzen aerober Anpassungen für Spielsportarten ist vermutlich dennoch, wie dargelegt, in der verbesserten Regenerationsfähigkeit zwischen maximalen Einzelbelastungen zu sehen. Im Folgenden wird aus trainingswissenschaftlicher Sicht untersucht, ob die theoretisch möglichen positiven Einflüsse einer erhöhten $\dot{V}O_2\text{max}$ sich tatsächlich in Studien zur Leistungsfähigkeit von Spielsportlern nachweisen lassen.

Obwohl die eben angeführten Grundlagenstudien zu den theoretischen Hintergründen einige Zeit zurückliegen, liefert die bestehende Studienlage nach wie vor ein inkonsistentes Bild (da Silva, Guglielmo & Bishop, 2010). Bereits bei frühen Untersuchungen zur Erfassung wiederholter Sprintleistungen ergaben sich sowohl signifikante (Dawson et al., 1993) als auch nicht-signifikante (Wadley & Le Rossignol, 1998) Korrelationen zwischen der $\dot{V}O_2\text{max}$ und den erreichten Leistungen. Diese Unterschiede lassen sich allerdings zum Teil auf die starken Abweichungen im Testdesign und der Testpopulation zurückführen (Aziz, Chia & Teh, 2000). Auch heute sind die zugrunde liegenden RSA-Protokolle, die besonders in der Wiederholungszahl der Sprints, der Sprintdistanz bzw. -dauer sowie in der Pausenzeit differieren, als Ursache für abweichende Studienergebnisse keineswegs auszuschließen (Sanders et al., 2017). Dabei lässt sich jedoch derzeit nicht gänzlich eruieren, welche Konfiguration der eben genannten Parameter sich günstig bzw. ungünstig auf eine Korrelation zwischen RSA und $\dot{V}O_2\text{max}$ auswirkt. So haben da Silva et al. (2010) festgestellt, dass Sprintbelastungen unter 40 m oder 6 s keinen positiven Einfluss durch hohe $\dot{V}O_2\text{max}$ -Werte aufzeigen. Das Ergebnis wird unter anderem durch eine Studie aus dem Jahr 2013 bekräftigt, bei der 35 m im Sprint zugrunde lagen, wobei die einzelnen Sprints durch eine Pausenzeit von 10 s unterbrochen waren. Es ergaben sich keine signifikanten Korrelationen zur aeroben Leistungsfähigkeit, was die Autoren hauptsächlich auf das Testdesign zurückführten (Cipryan & Gajda, 2011). Die Länge der Einzelbelastung scheint als entscheidendes Kriterium nicht gänzlich unumstritten. So konnte bei einem Vergleich zwischen 12 Sprints über 20 m gegenüber sechs Sprints über 40 m bei jugendlichen Fußballspielern eine höhere Korrelation zur aeroben Leistungsfähigkeit mit der

häufiger absolvierten, kürzeren Laufrichtung von 20 m gefunden werden (Meckel, Machnai & Eliakim, 2009). Ein häufig angebrachter Kritikpunkt an RSA-Tests ist die sportartunspezifische, meist rein lineare Fortbewegungsart. Demzufolge sei selbst bei Korrelationen zwischen solcherlei RSA-Tests und $\dot{V}O_2\text{max}$ mit hoher Signifikanz keine Aussagekraft für den tatsächlichen Übertrag ins Sportspiel gegeben, wie schon Anfang der 90er Jahre für die Spielqualität im Fußball behauptet wurde (Reilly, 1994). Dieser Aussage stehen sowohl Ergebnisse aus sportartspezifischen RSA-Tests als auch jüngere Studien zur Spielqualität und aeroben Ausdauerleistung entgegen. Die sportartspezifischeren Testaufbauten beziehen dabei unterschiedliche Richtungswechsel in die Sprintbewegungen mit ein, um die tatsächliche Beanspruchung im Spiel, welche oftmals Bremsbewegungen und erneute Antritte in unterschiedliche Laufrichtungen beinhaltet, besser abzubilden. Solcherlei Testprotokolle weisen signifikante Korrelationen zur aeroben Leistungsfähigkeit auf (Gibson, Currie, Johnston & Hill, 2013; Jones et al., 2013). Auch wenn Jones et al. (2013) zurecht einen höheren Anteil sportartspezifischerer Tests fordern, ist dabei die Gefahr gegeben, den konditionellen Charakter von RSA-Tests durch die Integration sportartspezifischer Fertigkeiten und Techniken zu verlieren. Aus dieser Sichtweise heraus ist eine Anpassung an sportartspezifische konditionelle Aspekte zu befürworten, beispielsweise in Bezug auf eine zahlenmäßige Erhöhung der Einzelbelastungen oder auf eine Spezifizierung der Fortbewegungsart und -richtung. Was den Übertrag höherer $\dot{V}O_2\text{max}$ -Werte in qualitative Aspekte des Zielspiels betrifft, so führte eine Verbesserung der $\dot{V}O_2\text{max}$ bei Jugendlichen über acht Wochen hinweg zur einer 20 % höheren Laufleistung im Spiel bei einer um 100 % gesteigerten Anzahl der Sprints mit 24 % mehr Ballkontakten, während eine Kontrollgruppe ohne aerobes Training keine relevanten Verbesserungen in den untersuchten Bereichen aufwies (Helgerud, Engen, Wisloff & Hoff, 2001).

Obleich das Testprotokoll ursächlich für viele Unterschiede in den Ergebnissen sein mag und zweifellos mitverantwortlich für den Übertrag der Ergebnisse in die Spielpraxis ist, sind überdies auch methodische Aspekte in der Ermittlung der aeroben Fitness bei den zugrunde liegenden Studien potenziell ausschlaggebend für die starke Inkonsistenz. So wurde die $\dot{V}O_2\text{max}$ teils indirekt über Feldtests errechnet (Aziz, Mukherjee, Chia & Teh, 2008; Bell, Snyder, Davies & Quinney, 1997; Wragg, Maxwell & Doust, 2000), was eine potenzielle Abweichung von bis zu 15 % gegenüber Labortests begründen kann (Åstrand, 2003). Ebenso ist der Einsatz von sekundären Verifikationsmerkmalen zur Identifikation der $\dot{V}O_2\text{max}$ (Sanders et al., 2017) vor dem Hintergrund der bisher dargelegten methodischen Schwächen dieses Vorgehens äußerst kritisch anzumerken. Der Stellenwert einer verlässlichen Methode zu Bestimmung der $\dot{V}O_2\text{max}$ für die trainingswissenschaftliche Praxis wird an dieser Stelle erneut offensichtlich. Darüber hinaus ist der Datenverarbeitung bei Breath-by-Breath Untersuchungen bisher auch in diesem Kontext keine Beachtung geschenkt worden.

Neben methodologischen Aspekten scheint auch das Probandenkollektiv entscheidend zu sein. Die meisten europäischen Studien untersuchen Fußballer. Der Einfluss der Sportart ist indes als irrelevant zu betrachten, da beispielsweise auch Korrelationen zwischen aerober Leistungsfähigkeit und RSA-Testleistungen im Basketball, Hockey und bei Rückschlagsportarten belegt sind (Aziz et al., 2000; Castagna, Impellizzeri, Rampinini, D'Ottavio & Manzi, 2008; Dawson et al., 1993). Geschlechtsunterschiede sind ebenfalls nicht bekannt. Ein weiterer möglicher Einflussfaktor auf Probandenseite ist das Alter. Aziz et al. konnten bei einer Wiederholung ihrer Studie aus dem Jahr 2000 entgegen der ursprünglichen Annahme keine erneute Korrelation zwischen $\dot{V}O_2\text{max}$ und der Gesamtsprintzeit über 8 x 40 m feststellen (Aziz, Mukherjee, Chia & Teh, 2007). Gegenüber der ursprünglichen Studie wurde lediglich des Probandenkollektiv geändert, was die Autoren zu dem Schluss kommen ließ, dem Alter der Probanden einen Einfluss auf die Korrelation zwischen $\dot{V}O_2\text{max}$ und RSA-Leistungen zuzuschreiben. Dem entgegen stehen jedoch zahlreiche positive Befunde aus dem Jugendbereich, sodass das Alter als dezisives Kriterium wohl nicht zu halten ist (Castagna, Manzi, Impellizzeri, Weston & Barbero Alvarez, 2010). Auf Probandenseite wird aktuell vornehmlich der Leistungsstand als relevanter Punkt diskutiert, da positive Korrelationen eher bei weniger Trainierten gefunden wurden bzw. dort höher ausfielen (Tomlin & Wenger, 2001). Möglicherweise existiert auch eine Art Schwelle des aeroben Leistungsstands, ab der eine weitere Verbesserung der $\dot{V}O_2\text{max}$ die Erholung zwischen den Kurzzeitbelastungen und damit die Gesamtleistung nicht weiter beeinflusst (Cipryan & Gajda, 2011). Eine hohe Sauerstoffaufnahme wäre in diesem Fall zwar eine notwendige Prämisse für sehr gute RSA-Testleistungen, nicht jedoch eine hinreichende. Wo eine solche Schwelle anzusetzen wäre, ist indes fraglich. Womöglich könnten breit angelegte Studien zu Spitzensportlern in Spielsportarten einen Anhaltspunkt liefern. Im Fußball wird teils eine $\dot{V}O_2\text{max}$ von $60 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ als Minimum für den Hochleistungsbereich angegeben (Stølen et al., 2005). Tatsächlich zeigen mehrere Untersuchungen, dass nicht nur die $\dot{V}O_2\text{max}$ oder die aerobe Ausdauerleistungsfähigkeit mit RSA-Leistungen korrelieren, sondern auch und teils noch bessere Werte aus den Bereichen Schnellkraft und Schnelligkeit. Die vertikale Sprungkraft korrelierte bei Basketballspielern mit RSA-Leistungen (te Wierike et al., 2014), bei Untrainierten bestätigte sich dieser Zusammenhang jedoch nicht (Dardouri et al., 2014). Die schnellste Einzelsprintzeit korreliert bei unterschiedlichen Untersuchungen mit der durchschnittlichen Sprintzeit über alle Einzelsprints hinweg (da Silva et al., 2010; Meckel et al., 2009; Pyne, Saunders, Montgomery, Hewitt & Sheehan, 2008), wodurch die Vermutung naheliegt, dem Training der Schnelligkeit in der Praxis den Vorrang gegenüber dem der aeroben Ausdauerleistungsfähigkeit zu geben, um RSA-Leistungen bei Spielsportlern zu verbessern. Die Ergebnisse konnten in einer breit angelegten Studie bei Jugendlichen bestätigt werden, in welcher sich die Geschwindigkeit im Sprint als größter Einzelfaktor der Gesamtleistung herausstellte (Buchheit & Mendez-Villanueva, 2014). Der konkrete Einfluss von Kraftwerten ist bislang eher schwach belegt, (López-Segovia, Dellal, Chamari & González-Badillo,

2014), scheint jedoch besonders bei einer höheren Anzahl der zu absolvierenden Einzelsprints abzunehmen (Pareja-Blanco et al., 2016). Diese Beobachtung legt nahe, dass auch die zuvor vermutete Ausnahmerolle der Maximalgeschwindigkeit abnimmt, je mehr die Anzahl der Einzelsprints im Test zunimmt. Tatsächlich sinkt der Einfluss der Maximalgeschwindigkeit auf die Gesamtleistung, sodass beim sechsten Sprint beispielsweise nur noch eine Korrelation von 0.59 gefunden wurde (Pareja-Blanco et al., 2016). Derzeit lassen sich also noch keine zweifelsfrei belegten Handlungsvorgaben zur Trainingsgewichtung mit dem Ziel verbesserter RSA-Leistungen geben. Es existieren Belege für Korrelationen mit der $\dot{V}O_2\text{max}$, ausdauerspezifischen Schwellenwerten, Schwellengeschwindigkeiten, Maximalgeschwindigkeiten und Schnellkraftfähigkeiten. Vermutlich existiert für jedes dieser Kriterien ein Minimum, das zum Erreichen von sportartspezifischen Spitzenleistungen von Nöten ist. Wo genau dieses jedoch anzusetzen ist, bleibt noch fraglich, ebenso wie eine mögliche Ausnahmestellung der Maximalgeschwindigkeit, bzw. ab welchem Umfang an Einzelbelastungen die Rolle der selbigen in den Hintergrund rückt und die $\dot{V}O_2\text{max}$ als leistungsdeterminierend hervortritt.

Grundsätzlich stellt sich bei der Betrachtung der Untersuchungen die Frage, ob die $\dot{V}O_2\text{max}$ das geeignete Kriterium darstellt, an dem die aerobe Leistungsfähigkeit und deren Rolle für RSA-Tests festgemacht werden sollte. Wie zuvor bereits in Punkt 4.1.3.1 bei der spezifischen Betrachtung der Ausdauerleistungsfähigkeit ausgeführt wurde, ist die Dauerleistungsgrenze, sprich der Prozentsatz der $\dot{V}O_2\text{max}$, welcher über längere Zeit ohne Leistungsabfall aufrecht gehalten werden kann, ebenfalls von entscheidender Bedeutung. So scheint die $\dot{V}O_2\text{max}$ zentral limitiert, die Dauerleistungsgrenze eher peripher (Ferguson et al., 2018; Gladden, 2004). Tatsächlich zeigen Studien auch gute Korrelationen zwischen Schwellengeschwindigkeiten und Prozentsätzen der $\dot{V}O_2\text{max}$ an der VT2 bzw. LT2 und RSA-Leistungen (Castagna et al., 2008; Edge, Bishop & Goodman, 2006). So könnten die Korrelationen zwischen RSA-Leistungen und $\dot{V}O_2\text{max}$ -Werten nicht durch Kausalität bestimmt sein, sondern indirekt über den Zusammenhang zwischen Schwellenwerten und der $\dot{V}O_2\text{max}$ zustande kommen (Tomlin & Wenger, 2001). Dieser Vermutung fehlt zum jetzigen Zeitpunkt jedoch die empirische Grundlage.

4.2 Submaximale Schwellenwerte der Energiebereitstellung

4.2.1 Hintergrund

Im Kontext der Auseinandersetzung mit der aktuellen Forschungslage zur $\dot{V}O_2\text{max}$ wird offensichtlich, dass der organisatorische Aufwand zur Determination und insbesondere Verifikation sowohl für die Diagnostiker als auch für die Probanden erheblich ist. Besonders kritisch ist dabei anzumerken, wie stark die Verlässlichkeit der Testwerte auf eine Mitarbeit der Probanden bis hin zur systemischen Ausbelastung angewiesen ist. Hier können für den ungeübten Amateur, der die Belastung eventuell wegen

des ungewohnten Lastgefühls verfrüht abbricht, aber auch für den hochausdauertrainierten Profisportler, welcher eventuell im Rahmen leistungsdiagnostischer Untersuchungen sein volles Potenzial nicht regelmäßig abrufen kann, gleichermaßen Probleme auftreten. Die Verwertung der Testergebnisse fußt jedoch bei isolierter Ausrichtung auf die Maxima unbedingt auf individueller Ausbelastung der Probanden. Die Gefahr, Tests im Nachhinein verwerfen zu müssen, ist demnach relativ groß. Zumindest im Bereich der Trainingssteuerung muss hinterfragt werden, ob der Übertrag der Ergebnisse auf die Praxis diesem Aufwand entspricht. Die Problematik der range-based Ansätze zur Intensitätsgestaltung wurde in diesem Kontext ausführlich thematisiert. Zweifelsohne sind Ausbelastungsuntersuchungen und Maximalwertbestimmungen im Sport nötig und gewinnbringend einzusetzen, besonders die Belastungen auf Seiten der Sportler haben jedoch dazu geführt, dass im Zuge der Entwicklung leistungsdiagnostischer Testverfahren zusehends auch submaximale Leistungsparameter an Bedeutung gewonnen haben. Speziell die spezifischen Veränderungen im Stoffwechsel, die mit zunehmenden Belastungen einhergehen, sind bis heute in der Trainingswissenschaft und in der Trainingspraxis elementare Ansatzpunkte zur Steuerung und Dokumentation von Leistungsverläufen. Die Definition und methodische Identifikation solcher Stoffwechselanpassungen ist als zweite zentrale Aufgabe spiroergometrischer Diagnostiken in der Sportwissenschaft zu sehen. Anknüpfend an die Erhebung der Maximalwerte bei Ausbelastung liefert eine solcherart ausgerichtete Untersuchung gewissermaßen eine ausdifferenziertere Darstellung der individuellen Veränderungen bis hin zum identifizierten Maximum und stellt demnach einen wichtigen Bestandteil zur ganzheitlichen Begutachtung der spiroergometrischen Leistungsdiagnostik dar. Entscheidende Vorteile liegen überdies in der Unabhängigkeit der submaximalen Leistungsparameter von Motivation und Ausbelastung der Probanden. Die individuell signifikanten Veränderungen in der vorherrschenden Stoffwechsellage unterliegen, anders als die Fähigkeit zur maximalen Ausbelastung, nicht der Willkür, sondern sind durch autonom ablaufende biochemische Prozesse determiniert. Aus diesem Grunde sind sie zeitlich relativ stabil und lassen sich sehr gut reproduzieren. Auch hinsichtlich der Dichte und Staffelung mehrerer Leistungsdiagnostiken im Trainingsverlauf ergeben sich durch die Entkopplung von der maximalen Ausbelastung vielfältigere Möglichkeiten. Besonders für die Trainingssteuerung ist dies aus einer sportpraktischen Sichtweise heraus als entscheidender Vorteil zu sehen. Im Folgenden werden zugrunde liegende Modelle und physiologische Anpassungen ebenso kritisch betrachtet wie konkrete methodische Vorgehensweisen und Anwendungsgebiete.

4.2.2 3-Phasen-Modell der Energiebereitstellung

Die dominierende Form der Energiebereitstellung während körperlicher Belastung ist neben der Dauer maßgeblich von der Intensität anhängig, also der auf zellulärer Ebene zu erbringenden Energie pro

Zeiteinheit zur Lastbewältigung. Bei niedrigen Belastungen erfolgt die Energiebereitstellung durch vorwiegend aerobe Stoffwechselprozesse, während mit zunehmender Belastung der Anteil anaerober Prozesse steigt. Ein Ziel spiroergometrischer Leistungsdiagnostiken ist es, anhand von respiratorischen Parametern und der Atemgaszusammensetzung festzustellen, bei welchen konkreten Belastungsintensitäten die Prozesse zur ATP-Resynthese signifikanten Veränderungen in Ausprägung und Gewichtung unterliegen. Dazu ist es in der Praxis üblich und auch zur Operationalisierung notwendig, das Kontinuum zwischen Ruhe und Ausbelastung auf Seiten der Energiebereitstellung in konkret definierte Bereiche zu teilen. Am häufigsten erfolgt die Untergliederung in drei Bereiche (vgl. *Abbildung 31*). Wie bereits den Ausführungen zur Energiebereitstellung zu entnehmen war (vgl. 2.2), unterliegt der Stoffwechsel vielfältigen Einflussfaktoren auf neuronaler sowie hormoneller Ebene und umfasst eine Vielzahl an sich gegenseitig beeinflussenden Reaktionsketten. Die Gesamtheit der parallel ablaufenden Einzelreaktionen würde aufgrund der hohen Komplexität für die trainingswissenschaftliche Praxis keine unmittelbar ableitbaren Informationen liefern. Aus diesem Grunde ist die nachfolgend dargestellte Vereinfachung als gängiger Standard für die Trainingspraxis weitgehend akzeptiert (Kindermann, 2004; Kindermann, Simon & Keul, 1979; McArdle et al., 2015; McLellan, 1987; Neumann & Hottenrott, 2010; Seiler & Tonnessen, 2009; Skinner, McLellan & McLellan, 1980; Stöggel & Sperlich, 2015; Wasserman, 2012), wenngleich die tatsächlich zugrunde liegenden physiologischen Prozesse bei der Arbeit mit der modellhaften Reduktion berücksichtigt werden sollten.

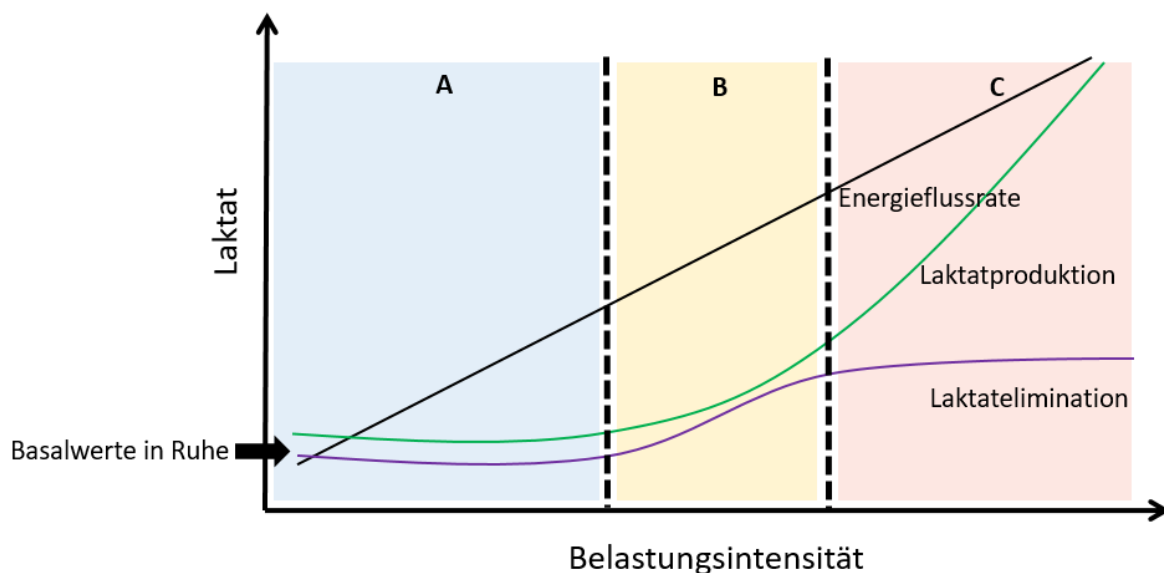


Abbildung 31. 3-Phasen-Modell als Grundlage metabolischer Schwellenkonzeptionen.

Der erste Belastungsbereich (A), auch aerober Bereich oder erste Phase genannt (Skinner et al., 1980), ist durch einen klar dominierenden Anteil aerober Stoffwechselprozesse und einen gleichbleibend annähernd auf Basalniveau stabil gehaltenen Laktatwert gekennzeichnet. Nichtsdestotrotz sind auch in dieser Phase im Organismus anaerobe Stoffwechselprozesse zu identifizieren, die zum einen aus dem

Stoffwechsel von ausschließlich anaerob arbeitenden Geweben herrühren und zum anderen der geringen, aber nachweisbaren Aktivität anaerober Prozesse im Muskelgewebe entstammen (Ferguson et al., 2018; Gladden, 2004). Hinsichtlich der dominant verstoffwechselten Substrate umfasst dieser erste Belastungsbereich sowohl Fette als auch Kohlenhydrate. Eine feinere Untergliederung ist durch die spiroergometrische Untersuchung des Fettstoffwechsels möglich (vgl. 4.3). Im zweiten Belastungsbereich (B), dem sogenannten aerob-anaeroben Übergang bzw. der zweiten Phase nach Skinner et al. (1980), sind die aeroben Stoffwechselkapazitäten der Arbeitsmuskulatur alleine nicht ausreichend, um die der Belastung entsprechenden Energieflussraten bereitzustellen. Als Konsequenz laufen im Muskel zunehmend anaerob-laktazide Stoffwechselprozesse ab. Dafür verantwortliche Steuerungsmechanismen auf enzymatischer Ebene wurden bereits im Verlaufe dieser Arbeit dargelegt. Parallel zur Laktatproduktion steigt auch die Umsatzrate der Laktatelimination in diesem Belastungsbereich dem Bedarf entsprechend an. Als Konsequenz besteht bei jeder Intensität dieses Bereichs eine stabile Stoffwechsellage¹⁷, die sich durch einen erhöhten Anteil anaerober Prozesse und ein Gleichgewicht zwischen Laktatproduktion und -elimination auszeichnet. Aerobe Energiebereitstellungsprozesse sind auch in diesem Belastungsbereich bei Weitem dominierend. Der dritte Belastungsbereich (C) oder die dritte Phase (Skinner et al., 1980) wird häufig pauschal als anaerober Bereich betitelt. Er beginnt jedoch, anders als es die Terminologie vermuten lässt, nicht mit der Belastungsintensität, an welcher die anaeroben Prozesse im Gesamtstoffwechsel dominieren, sondern bereits bei Ausbelastung der laktatelimierenden Prozesse. Ab dem Beginn des Belastungsbereichs steigt damit bei zunehmender Belastungsdauer respektive Belastungsintensität die Laktatkonzentration im Blut stetig an und kann nicht mehr im Gleichgewicht gehalten werden. In Summe überwiegen am Beginn der Phase allerdings weiterhin aerobe Energiebereitstellungsprozesse, auch wenn zweifelsohne anaerobe Prozesse in signifikantem Umfang parallel ablaufen, um die hohen Energieflussraten zum Aufrechterhalten der Belastungsintensität zu gewährleisten (Skinner et al., 1980). Eine tatsächliche anteilige Dominanz anaerober Energiebereitstellungsprozesse ist erst bei Intensitäten deutlich oberhalb des sogenannten anaeroben Bereichs zu identifizieren (McArdle et al., 2015). Nicht die Dominanz anaerober Prozesse ist daher kennzeichnend für den Belastungsbereich C, sondern die Unfähigkeit des Organismus, zeitlich relativ stabile Stoffwechsellagen ohne Leistungsverlust aufrecht zu erhalten. Ab diesem Bereich ist die Kapazität der Energiebereitstellung in Summe nicht mehr substratlimitiert, sondern von zentralnervösen und lokalbiochemischen Faktoren abhängig (z. B. Azidose).

¹⁷ $\dot{V}O_{2sc}$ und der cardiac drift der HF sind ab diesem Belastungsbereich zu identifizieren.

4.2.3 *Schwellenkonzeptionen*

Basierend auf der zuvor dargestellten vereinfachten Sichtweise auf die Stoffwechselprozesse im Organismus während sportlicher Belastungen, finden sich verschiedene Ansätze zur Identifikation der einzelnen Stoffwechselphasen. Diese Ansätze lassen sich unter der Bezeichnung *Schwellenkonzeption* subsummieren und bilden eines der wesentlichen Anwendungsgebiete der sportwissenschaftlichen Forschung der letzten Jahrzehnte. Dabei spiegelt der methodische Aufbau der vorliegenden Arbeit nicht den wissenschaftlichen Erkenntnisgewinn im historischen Zeitverlauf wieder. Die Entstehung des 3-Phasen-Modells und die Entwicklung sowie Ausarbeitung unterschiedlicher Schwellenkonzeptionen sind vielmehr parallel verlaufend, nicht, wie die dargebotene Gliederung es vermuten lässt, aufeinander aufbauend. Auf einer Metaebene empfiehlt es sich jedoch, zur Wahrung der Übersicht eine Trennung zwischen zugrunde liegendem theoretischen Modell und darauf aufbauender Konzeption vorzunehmen. Wie zu zeigen sein wird, rechtfertigt die Vielzahl der Schwellenkonzeptionen, -terminologien und -identifikationsmethoden, die im Laufe der Zeit aus der Forschung entstanden sind, eine Priorisierung der Übersichtlichkeit über die chronologisch korrekte Darstellung.

Die Produktion und Elimination des Stoffwechselzwischenproduktes Laktat nimmt eine wesentliche Rolle im Kontext des Kontinuums zwischen den drei prototypisch getrennten Belastungsbereichen ein. Auf direkt messbaren Veränderungen des Laktatspiegels im Blut an den Übergängen der Stoffwechselbereiche basiert das sogenannte Laktatschwellenkonzept zur Identifikation der Übergänge zwischen den einzelnen Phasen der Energiebereitstellung, welches besonders im deutschsprachigen Raum in der leistungsdiagnostischen Praxis die breiteste Akzeptanz findet (Heck & Beneke, 2008). Daneben führen die metabolischen Prozesse im Verlauf steigender Belastungen auch zu korrespondierenden Anpassungen und Auffälligkeiten auf Seiten der Ventilation und der Atemgaskonzentrationen. Diese Anpassungen bilden die Grundlage für das Konzept ventilatorischer Schwellen zur Identifikation der Übergänge. Beide Schwellenkonzepte zielen darauf ab, das Kontinuum auf Seiten der Energiebereitstellung verlässlich und trennscharf in die bereits beschriebenen Kategorien zu gliedern. Dabei muss jedoch nochmals daran erinnert werden, dass die häufig verwendete Dreiteilung der Energiebereitstellung, wie sie auch der vorliegenden Ausführung zugrunde liegt, bereits eine modellhafte Vereinfachung der Physiologie darstellt. Obgleich zwischen den Konzeptionen auf der Physiologie beruhende, kausale Verknüpfungen bestehen, ist eine Gleichsetzung laktazider und ventilatorischer Anpassungen auf Belastungsänderungen nicht ohne weiteres möglich (Kindermann, 2004). In der Praxis ist die Problematik bereits auf Seiten der Terminologie evident. Seit dem Beginn der gezielten sportmedizinischen Analyse von Stoffwechselschwellenkonzeptionen, der wohl in den Untersuchungen Wassermans und Hollmanns in den 1960er Jahren festzumachen ist, hat sich innerhalb beider Schwellenkonzeptionen eine unübersichtliche Vielzahl an Terminologien etabliert, die bis heute zu Problemen im Umgang

mit der Thematik auf theoretischer und praktischer Ebene führt (Binder et al., 2008; C. Raleigh, B. Donne & N. Fleming, 2018; Faude, Kindermann & Meyer, 2009). Dabei liegen die Unstimmigkeiten sowohl in der Methodik der konkreten Schwellenbestimmungen begründet als auch in der distinkten Trennung der Schwellenkonzeptionen an sich. *Tabelle 10* zeigt eine Auswahl wesentlicher Schwellenterminologien, die aktuell innerhalb der zwei Konzeptionen international Verwendung finden.

Tabelle 10. Übersicht aktuell gebräuchlicher Schwellenterminologien

Schwellen zwischen aerober Phase und aerob-anaerobem Übergang		
Bezeichnung	Autor	Basis
VAT	Wasserman, Beaver & Whipp, 1990	Spiroergometrie
AT	Wasserman, Whipp, Koyl & Beaver, 1973	Spiroergometrie
POW	Hollmann, 1963	Spiroergometrie
AS	Kindermann, Simon & Keul, 1978	Laktatmessung
IAS	Beaver, Wasserman & Whipp, 1985	Laktatmessung
Schwellen zwischen dem aerob-anaeroben Übergang und der anaeroben Phase		
Bezeichnung	Autor	Basis
RCP	Beaver et al., 1985	Spiroergometrie
VT 2	McLellan, 1985	Spiroergometrie
IANS	Heck, 1990	Laktatmessung
IAT	Dickhuth, Huonker & Drexler, 1991	Laktatmessung
ANS	Mader et al., 1976	Laktatmessung
OBLA	Sjödín & Jacobs, 1981	Laktatmessung

Aufgrund offensichtlicher Unstimmigkeiten in diesem Bereich orientiert sich die vorliegende Arbeit an den Leitlinien der Deutschen Arbeitsgruppe Spiroergometrie (Westhoff et al., 2013). Dem Ansatz folgend, konzeptionelle und operationale Definitionen zu trennen (Svedahl & MacIntosh, 2003), werden die Schwellenbezeichnungen zunächst anhand der zugrunde liegenden Konzeption differenziert, also entweder als Laktatschwellen (LT) oder als ventilatorische Schwellen (VT) bezeichnet. Wie bereits gezeigt wurde, zielen alle Schwellenkonzepte darauf ab, den aerob-anaeroben Übergangsbereich nach oben und unten hin abzugrenzen, um das Kontinuum der Energiebereitstellung unter Last für die Trainingswissenschaft und Trainingspraxis zu operationalisieren. Eine solche Abgrenzung erfordert die

Festlegung einer unteren und einer oberen Schwelle (Baumgart, Moes, Skovereng, Ettema & Sandbakk, 2018). Diesem Umstand Rechnung tragend, werden in der Terminologie der Arbeitsgruppe Spiroergometrie die im Vorfeld bereits konzeptionsspezifisch, aber methodenunabhängig benannten Schwellen nummeriert. Dabei bezeichnet die Ziffer 1 den unteren Schwellenwert des Übergangsbereichs und die Ziffer 2 den korrespondierenden oberen Grenzwert. Demnach werden für die Schwelle zu Beginn des aerob-anaeroben Übergangs die Bezeichnungen VT1 und LT1 verwendet, die Schwelle am Ende des aerob-anaeroben Übergangs trägt die Bezeichnungen VT2 bzw. LT2. Der Vorteil dieser Terminologie liegt in der eindeutigen Trennung zwischen zugrunde liegender Schwellenkonzeption und Methode der Bestimmung. Eine solche Unterscheidung ist wichtig, da bereits vielfach gezeigt wurde, dass einzelne Verfahren zur Schwellenbestimmung selbst innerhalb der gleichen Konzeption keineswegs zum gleichen Schwellenwert führen. Dies ist sowohl für Methoden innerhalb des Laktatschwellenkonzeptes als auch für Methoden der ventilatorischen Schwellenkonzeption gut belegt (Faude, Kindermann & Meyer, 2009; Kindermann, 2004). Insofern ist die eindeutige Trennung zwischen konzeptionellen und operationalen Schwellenbezeichnungen besonders für die wissenschaftliche Auseinandersetzung mit der Thematik zu befürworten.

Die Kongruenz der unterschiedlichen Schwellenkonzepte ist selbst bei angeglichenen Terminologien nicht unumstritten. Wenngleich alle Schwellenkonzepte die Abgrenzung unterschiedlicher Bereiche und Gewichtungen der energiebereitstellenden Prozesse des Organismus zum Ziel haben, wobei hier das 3-Phasen-Modell nach wie vor als Grundlage dient, liefern die Konzepte mit den dazugehörigen Methoden trotzdem keine übereinstimmenden Ergebnisse. Es existieren zwar Belege für die Äquivalenz unterschiedlicher Schwellen (Keir et al., 2015; Racinais, Buchheit & Girard, 2014) ebenso lassen sich jedoch auch abweichende Ergebnisse finden (Broxterman, Ade, Barker & Barstow, 2015; Craig, Broxterman & Barstow, 2015; Jones, Burnley, Black, Poole & Vanhatalo, 2019). Die Literatur liefert ein inkonsistentes Bild. Erste Untersuchungen zur Übereinstimmung von Trainingseinflüssen (sechswöchige Trainingsperiode) auf die unterschiedlichen Schwellenwerte sprechen dafür, in diesem für die Trainingswissenschaft äußerst relevanten Aspekt nicht von einer Kongruenz auszugehen (Caen, Vermeire, Bourgois & Boone, 2018). Zusammenfassend sollte aufgrund der aktuellen Studienlage von einer Gleichsetzung der auf unterschiedlichen Konzepten und Bestimmungsverfahren basierenden Schwellen abgesehen werden. Ungeachtet der Tatsache, dass in diesem Punkt keine Einigkeit in der Forschungslage besteht, ist derzeit nur durch die klare Trennung der Schwellenkonzeptionen auf terminologischer und anwendungspraktischer Seite ein methodisch korrekter Einsatz besonders für den sportwissenschaftlichen Kontext sicherzustellen.

Nachdem nun das zugrunde liegende Modell sowie terminologisch-systematische Aspekte der konkurrierenden Schwellenkonzeptionen vorgestellt wurden, sollen im Folgenden die konkreten physiologischen Anpassungen spiroergometrischer Parameter im Fokus stehen, auf denen das ventilatorische Schwellenkonzept und die dazugehörigen Schwellenbestimmungen fußen. Vor dem Hintergrund der Zielstellung der vorliegenden Arbeit wird auf eine weitere explizite Diskussion konkurrierender Laktatschwellenkonzeptionen und deren methodisch-physiologischer Grundlagen verzichtet¹⁸.

4.2.4 *Physiologie und Methodik der ventilatorischen Schwellendetermination*

4.2.4.1 VT1

Das Konzept der ventilatorischen Schwellen geht im Wesentlichen auf Forschungsergebnisse aus den frühen 1960er Jahren zurück, wobei physiologische Zusammenhänge, die der Konzeption zugrunde liegen, bereits zuvor identifiziert werden konnten (Hill, Long & Lupton, 1924). Diese Untersuchungen verfolgten dabei das Ziel, die individuelle Leistungsfähigkeit des kardiopulmonalen Systems anhand submaximaler Parameter zu identifizieren und nicht, wie es damals üblich war, durch die Bestimmung maximaler Ausbelastungswerte, wie beispielsweise der bereits erläuterten $\dot{V}O_2\text{max}$. Bereits 1959 präsentierte Hollmann auf einem Fachkongress in Chicago seine Ideen zur *Sauerstoffdauerleistungsgrenze* und zum von ihm definierten *Punkt des optimalen Wirkungsgrades* (Hollmann, 1959), die im Nachgang in seiner Habilitationsschrift veröffentlicht wurden (Hollmann, 1963). Nur unwesentlich später publizierte eine amerikanische Forschungsgemeinschaft um Karlman Wasserman das Konzept der *thresholds of anaerobic metabolism* (Wasserman & McIlroy, 1964) und lieferte damit erstmals den Begriff der *Schwelle* im Zusammenhang mit Stoffwechselveränderungen, welcher sich bis heute international konzeptionsübergreifend etabliert hat. Überträgt man die Schwellendefinitionen auf die

¹⁸ Eine repräsentative Übersicht und kritische Auseinandersetzung bieten die Ausführungen von Svedahl und MacIntosh (2003), Faude, Kindermann und Meyer (2009), Kindermann (2004), Roecker (2013) sowie Heck und Beneke (2008).

Schwellenterminologie der AG Spiroergometrie (vgl. 4.2.3), wird ersichtlich, dass sich sowohl Hollmann^{19 20} als auch Wasserman und McIlroy²¹ auf die VT1 bezogen haben, also den Beginn des aerob-anaeroben Übergangs.

Wenngleich die Erhebung der Laktatkonzentration im Blut heute in der Praxis der ventilatorischen Schwellenbestimmung zumeist nur als Validierungsparameter zur Anwendung kommt (Schomaker & Greiwing, 2015), fußt die methodische Identifikation der ventilatorischen Grenzwerte des aerob-anaeroben Übergangsbereichs damals wie heute auf respiratorischen Anpassungen an Veränderungen der Laktatkonzentration im Blut und Zytoplasma. Im Bereich der VT1 führt während zunehmender Belastungsintensität der steigende Anteil anaerob-laktazider Stoffwechselreaktionen und der damit einhergehende Anstieg in der Laktatkonzentration zu einer erhöhten Kohlenstoffdioxidabgabe, welche sich wie folgt herleiten lässt.

Die aufgrund der gesteigerten Belastungsintensität im Blut akkumulierte Milchsäure zerfällt rasch in Laktat ($C_3H_5O_3^-$) und H^+ -Ionen. Diese Ionen haben aufgrund der Ladung eine starke Affinität zur Reaktion mit Bikarbonat (HCO_3^-) und bilden damit Kohlensäure (H_2CO_3), welche wiederum gesteuert durch Carboanhydrasen in Wasser und CO_2 zerlegt wird. Das CO_2 verlässt den Körper über die Atemwege. Dieses sogenannte Exzess- CO_2 ist für die überproportionale CO_2 -Abgabe verantwortlich, welche anhand der Atemgasanalyse identifizierbar ist. Überproportional bezieht sich dabei auf den Vergleich mit denjenigen Werten für die CO_2 -Abgabe, welche alleine aus dem Umsatz der Sauerstoffaufnahme zu errechnen wären. Die gängigste auf diesem physiologischen Mechanismus beruhende Methode der ventilatorischen Schwellenidentifikation wird als *V-Slope*-Methode bezeichnet (Beaver, Wasserman & Whipp, 1986) und ist weitgehend als Standardprozedur anerkannt (Meyer, Lucía et al., 2005). Zur übersichtlichen Darstellung des Verhältnisses zwischen $\dot{V}CO_2$ und $\dot{V}O_2$ trägt man bei diesem Verfahren die jeweiligen Messwerte der Parameter grafisch gegeneinander auf (vgl. *Abbildung 32*).

¹⁹ *Punkt des optimalen Wirkungsgrades der Atmung*: Atemminutenvolumen, bei welchem mit einem Minimum an ventilatorischem Aufwand ein Maximum an O_2 -Aufnahme erfolgt. Hollmann (2006).

²⁰ *Dauerleistungsgrenze*: Belastungsstufe am Punkt des optimalen Wirkungsgrades der Atmung. Höchste Belastungsstufe, welche noch voll aerob getätigt werden kann. Hollmann (2006).

²¹ *Anaerobic Threshold*: Level of work or O_2 -consumption just below that at which anaerobic acidosis and the associated changes in gas exchange occur. Wasserman und McIlroy (1964).

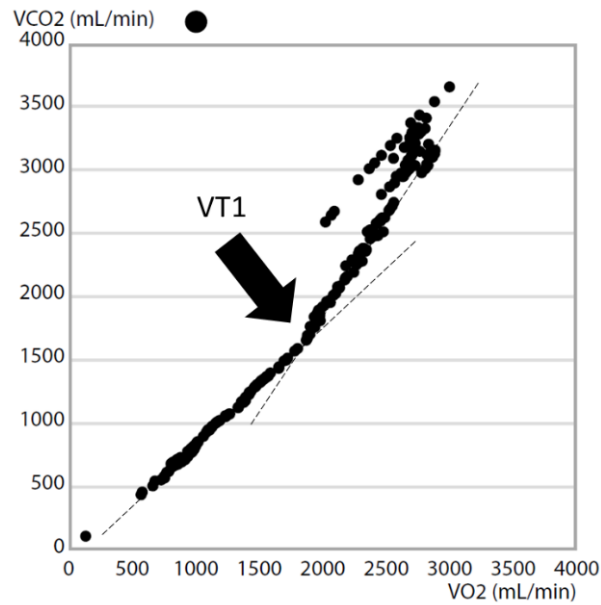


Abbildung 32. V-Slope-Methode zur VT1-Determination.

Die erhöhte Aktivität des Bikarbonatpuffers im Rahmen der gesteigerten Laktatelimination ist durch einen deutlichen Knick im Kurvenverlauf zu erkennen. Der disproportionale Anstieg muss darüber hinaus einen Wechsel der Steigung (= slope) von < 1 auf > 1 aufweisen, um der Definition Wassermans zu entsprechen (Sue, Wasserman, Moricca & Casabari, 1988). Bereits früh nach der Veröffentlichung der Methode wurden Programme zur computergestützten Identifikation entwickelt (Orr, Green, Hughson & Bennett, 1982). Voraussetzung für die Anwendung ist eine Datenaufnahme durch das Breath-by-Breath Verfahren.

Ein neuerer Ansatz zur Visualisierung und damit Identifikation der Bildung von Excess- CO_2 aus der Bikarbonatpufferung beruht auf der direkten Darstellung anhand einer Exponentialfunktion (Gaskill et al., 2001). Die unten angeführte Funktion ermöglicht die grafische Darstellung des Anstieges im Excess- CO_2 .

$$Excess-CO_2 = \left(\frac{V'CO_2^2}{V'O_2} \right) - V'CO_2$$

Trotz weit zurückliegender Grundlagenforschung (Volkov, Shirkovets & Borilkevich, 1975) und vieler-sprechenden Folgestudien (Gaskill et al., 2001) hat sich dieses Verfahren international bisher nicht in der Praxis etabliert.

Neben diesen auf Erhebung der Gaskonzentrationen beruhenden Verfahren zur Identifikation der erhöhten Aktivität des Bikarbonatpuffers ist auch eine Bestimmung anhand rein ventilatorischer Parameter möglich. Die physiologische Basis einer solchen Schwellenbestimmung bildet die unwillkürliche Atemregulation durch Chemorezeptoren, vorrangig in der Medulla oblongata und der Carotis, welche die Ventilation der CO_2 -Konzentration im Blut entsprechend anpassen (Schmidt, 2007). Das anfallende Excess- CO_2 triggert auf diese Weise einen Anstieg im Atemzeitvolumen. Diese Steigerung lässt sich in der Spiroergometrie anhand mehrerer Parameter erfassen. Naheliegend ist sicherlich die direkte Betrachtung des Atemminutenvolumens im Zeitverlauf (Oren, Whipp & Wasserman, 1982), wie sie in *Abbildung 33* zu sehen ist.

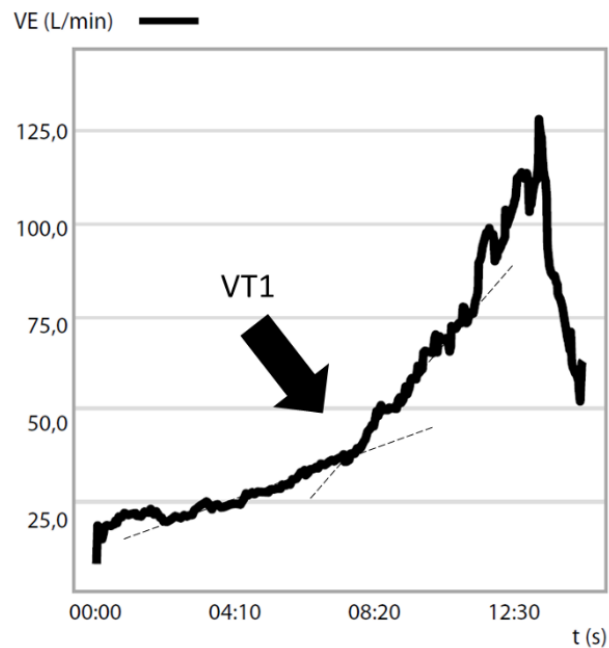


Abbildung 33. Analyse der VE im Zeitverlauf zur VT1-Determination.

Im Bereich der VT1 ist hier entsprechend der bisher dargelegten physiologischen Anpassungen eine Zunahme der Steigung erkennbar. Da das Atemminutenvolumen bei graduell ansteigenden Belastungen jedoch stetig zunimmt, kann eine Identifikation des bei manchen Probanden relativ gering ausfallenden überproportionalen Anstieges an der VT1 in der Praxis schwierig sein (Schomaker & Greiwing, 2017). Die am häufigsten verwendete Methode zur Determination der VT1 anhand der Ventilation ist daher die Betrachtung des Atemäquivalents für Sauerstoff (vgl. *Abbildung 34*). Die gesteigerte Ventilation bei gleichbleibendem Sauerstoffbedarf führt hier zu einem korrespondierenden Anstieg (Binder et al., 2008; Meyer, Lucía et al., 2005). Dieser lässt sich in der Praxis verlässlicher identifizieren (Caiozzo et al., 1982), weil der Kurvenverlauf des Atemäquivalents für Sauerstoff bei Belastungsbeginn zunächst fällt bzw. auf niedrigem Niveau relativ konstant verläuft (vgl. *Abbildung 34*). Erst der zusätzliche Atemantrieb aus der Bikarbonatpufferung führt zu einer graduell abnehmenden Atemökonomie ab der VT1.

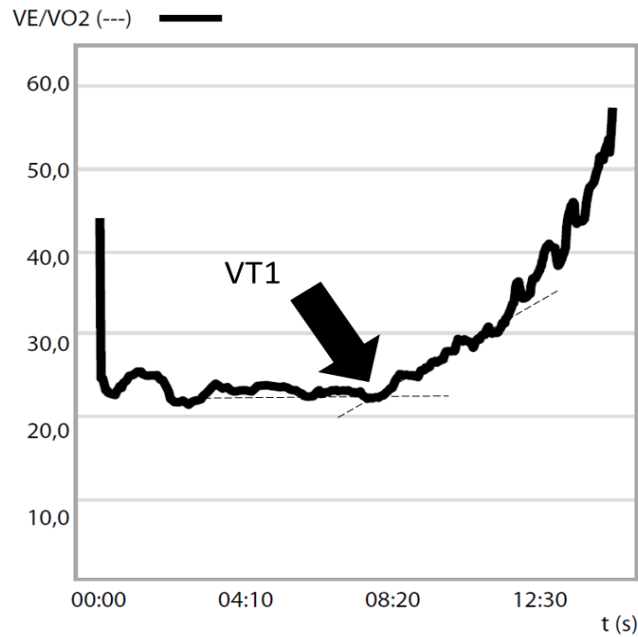


Abbildung 34. Analyse des Atemäquivalents für Sauerstoff zur VT1-Determination.

Aus diesem Umstand folgt auch eine analoge Ableitung der VT1 anhand des endtidalen Partialdrucks für Sauerstoff ($P_{ET}O_2$). Im niedrigen Belastungsbereich sinkt der $P_{ET}O_2$ durch die ökonomisierte Atmung, unter anderem aufgrund positiver Veränderungen im funktionellen Totraumvolumen, zunächst ab. An der VT1 steigt die $P_{ET}O_2$ bei abnehmender Atemökonomie entsprechend an (Binder et al., 2008). Eine Abnahme der Atemökonomie, sprich die Zunahme im Atemzeitvolumen ohne einen korrespondierenden Anstieg in der Sauerstoffaufnahme, lässt sich demnach zum einen anhand des Verlaufes des Atemäquivalents für Sauerstoff und zum anderen anhand des endtidalen Partialdruckes für Sauerstoff identifizieren. Bei beiden Methoden ist jedoch darauf zu achten, dass die entsprechenden Werte für Kohlenstoffdioxid keiner Veränderung unterliegen dürfen. Sowohl das Atemäquivalent für CO_2 als auch der endtidale Partialdruck für CO_2 bleiben per Definition von den Veränderungen an der VT1 unberührt (Binder et al., 2008; Meyer, Lucía et al., 2005; Westhoff et al., 2013). Besonders diese Einschränkung erschwert die alleinige Determination anhand des Atemmusters in der Praxis (Schomaker & Greiwing, 2017), da häufig auch die $V'E/V'CO_2$ und der $P_{ET}CO_2$ an der VT1 leichte Veränderungen zeigen (vgl. *Abbildung 35*), welche jedoch erst bei fortschreitender Intensität im Bereich der VT2 als signifikant eingestuft werden.

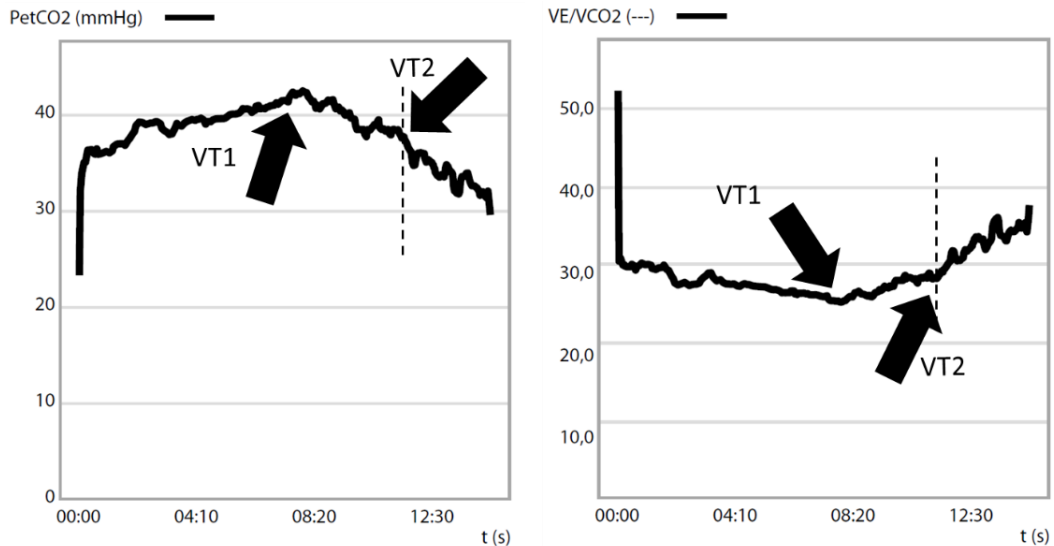


Abbildung 35. Verläufe für $V'E/V'CO_2$ und $P_{ET}CO_2$ im Zeitverlauf mit Fokus auf Steigerungsveränderungen an der VT1 und VT2.

Für die Bestimmung der VT1 lassen sich zusammenfassend zwei grundlegend unterschiedliche Ansätze festhalten. Zum einen die Bestimmung anhand direkt erhobener Gaskonzentrationen (V-Slope-Methode, Excess- CO_2) und zum anderen die Identifikation anhand dominant ventilatorisch basierter Veränderungen (VE, Atemäquivalente, endtidale Partialdrücke). Obwohl beide Ansätze sowohl in praktischen Lehrbüchern und Leitlinien (Hollmann, 2006; Kroidl, 2015; Meyer et al., 2018) als auch im Hinblick auf wissenschaftliche Veröffentlichungen gleichberechtigt nebeneinander stehen, sehen einige Autoren besonders die Schwellenbestimmung per Atemmuster kritisch (Meyer, Lucía et al., 2005). Andere Autoren sprechen sich für eine strikte Trennung der beiden Ansätze aus und sehen in der terminologischen Zusammenführung einen methodischen Fehler (Pettitt et al., 2013).

Vor dem Hintergrund der Terminologieproblematik im Bereich der Schwellen sollte im Sinne einer Trennung von operationalisierten und konzeptionellen Aspekten die letztendlich verwendete Methode zur VT1-Bestimmung stets dokumentiert werden.

4.2.4.2 VT2

Die zweite ventilatorische Schwelle hat ihren Ursprung historisch gesehen im *respiratory compensation point* der Forschungsgruppe um Karlman Wasserman. Dieser Schwellenwert definiert die obere Grenze des aerob-anaeroben Übergangs (Whipp, Ward, Lamarra, Davis & Wasserman, 1982) und wurde im Nachgang an die zuvor identifizierte *anaerobic threshold* vorgestellt (Wasserman et al., 1973). Zeitlich gesehen ist die VT2-Determination damit deutlich nach der Entwicklung der VT1 angesiedelt und verläuft parallel zur Entstehung der LT2-Identifikation, während die VT1 noch vor der LT1

ausgearbeitet wurde (Schomaker & Greiwing, 2017). Nicht nur die Entwicklungen der Schwellenmodelle im zeitlichen Verlauf sind verknüpft, auch auf Seiten der Physiologie ist die VT2 eng an die bei Ausbelastung der laktateliminierenden Prozesse drohende Azidose gekoppelt. Im dreiphasigen Modell der Energiebereitstellung erfüllt die VT2 die Funktion, das Ende des aerob-anaeroben Übergangs zu identifizieren, da dieser Punkt in der Theorie mit dem Überschreiten der laktateliminierenden Kapazitäten festgesetzt wird. Die VT2 ist somit die submaximale Kenngröße mit der höchsten Belastungsintensität bei spiroergometrischen Untersuchungen. Die charakteristische Kopplung zwischen Zellstoffwechsel und Respiration in diesem Belastungsbereich verläuft in der Theorie wie folgt.

Ein rapider Anstieg der H^+ -Ionen-Konzentration durch die Überlastung der Puffersysteme des Organismus und die damit einhergehende Azidose werden rasch im Atemzentrum über pH-sensitive Chemorezeptoren erfasst und bewirken in der Folge eine überproportional zunehmende Ventilation. Die reflektorische Erhöhung des Atemantriebs dient der Abatmung des gelösten CO_2 aus dem Kohlensäure-Bikarbonat-System. Bei unzureichender Abatmung von CO_2 droht die weitere Akkumulation von H^+ -Ionen. Bereits sehr geringe Veränderungen des Blut-pH-Werts können die reflektorische Mehratmung auslösen. Rein äußerlich ist diese sogenannte *Kussmaul-Atmung* durch eine sehr tiefe und geräuschvolle In- und Expiration gekennzeichnet (Speckmann, 2008). Bei spiroergometrischen Untersuchungen lässt sich die respiratorische Kompensation am deutlichsten an der Kinetik des Atemminutenvolumens im Vergleich zur Kohlenstoffdioxidabgabe erkennen (vgl. *Abbildung 36*). Während die Atmung vor Erreichen dieser Schwelle im Wesentlichen durch die CO_2 -Konzentration im Blut gesteuert wird und demnach in annähernd linearer Relation zu $V'CO_2$ steht, entkoppelt sich das Atemzeitvolumen bei drohender Azidose vom CO_2 -Wert im Blut, da der Einfluss der pH-sensitiven Chemorezeptoren auf die Atemregulation weitaus stärker ist (Speckmann, 2008). Dementsprechend ist eine Veränderung im Verhältnis zwischen VE und $V'CO_2$ erkennbar. Grafisch lässt sich dies analog zur V-Slope-Methode der VT1 darstellen, allerdings wird nun das Atemminutenvolumen auf der y-Achse gegen die Kohlenstoffdioxidabgabe auf der x-Achse aufgetragen. Die VT2 ist dann durch eine signifikante und konstante Zunahme der Steigung gekennzeichnet ($V'E/V'CO_2$ -Slope).

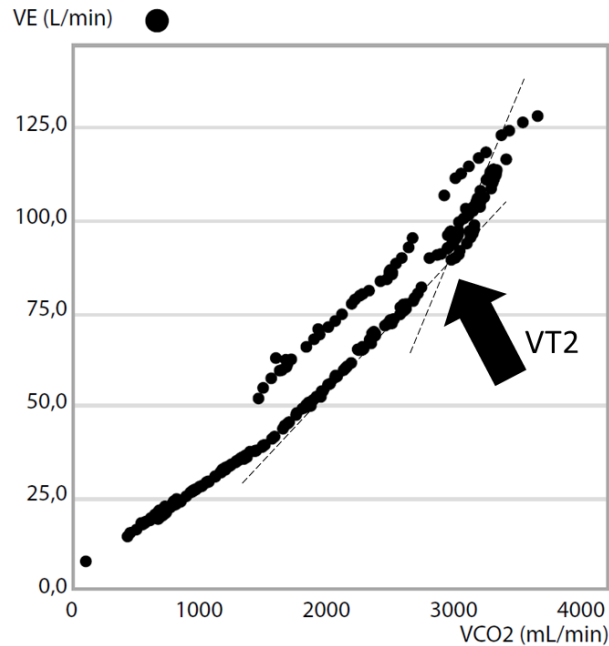


Abbildung 36. VE/VCO₂-Slope zur VT2-Bestimmung.

Obwohl bezüglich der Vorgehensweise Überschneidungen zwischen der V-Slope-Methode der VT1-Identifikation und der $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$ -Slope Methode zur VT2-Identifikation erkennbar sind, fußen die Verfahren doch auf grundlegend unterschiedlichen Parametern. Die V-Slope-Methode (VT1) basiert auf Änderungen der Atemgaskonzentrationen, während die $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$ -Methode (VT2) Anpassungen im Atemmuster abbildet. Letztgenannte ist damit zwar von der Vorgehensweise eher mit der V-Slope-Methode zu vergleichen, hinsichtlich der physiologischen Basis allerdings eher mit der VT1-Bestimmungen per Atemäquivalent verwandt. Aus dieser Überschneidung ergibt sich auch die bereits angesprochene Gefahr der Verwechslung zwischen VT1 und VT2. Einer solchen Fehlbestimmung lässt sich durch den Einbezug weiterer Verfahren zur Identifikation der VT2 begegnen. Auch hier sind die pH-Wert induzierten Anpassungen im Atemfluss entscheidende Parameter (Binder et al., 2008; Meyer, Lucía et al., 2005). Die Entkopplung des Atemminutenvolumens von der Kohlenstoffdioxidabgabe lässt sich ebenfalls durch die direkte Gegenüberstellung der beiden Parameter identifizieren. Im Falle von schadhaften CO₂-Sensoren oder unplausiblen Messwerten für die Gaskonzentrationen ist die Ermittlung der VT2 in manchen Fällen auch über die isolierte Darstellung des Atemminutenvolumens im Zeitverlauf möglich. Anhand *Abbildung 37* ist deutlich zu erkennen, wie im Bereich der VT2 eine konstante Steigerung des Atemminutenvolumens im Vergleich zum vorherigen Verlauf stattfindet. Der Kurvenverlauf zeigt einen Knick an der VT2.

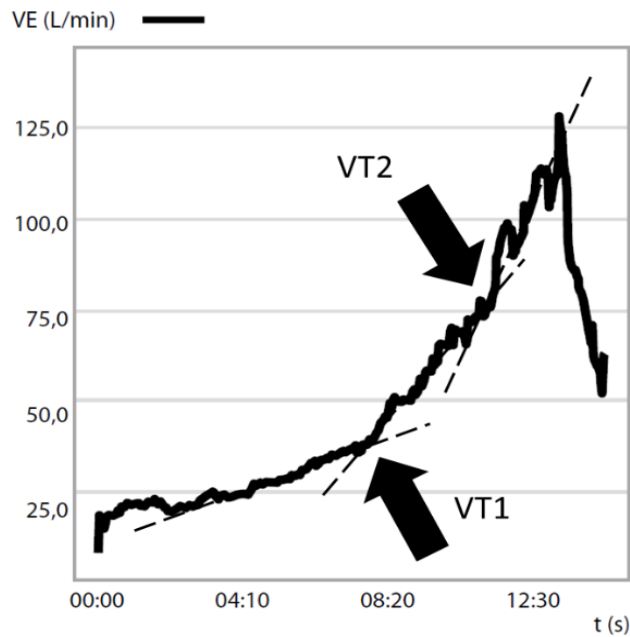


Abbildung 37. Darstellung der VT1 und VT2 anhand der isolierten Betrachtung des Steigungsverhaltens für VE im Zeitverlauf.

Erkennbar ist auch, dass das Atemminutenvolumen bereits an der VT1 sichtbar ansteigen kann. Dieser Anstieg ist jedoch weder intra- noch interindividuell stabil gegeben bzw. klar und konstant identifizierbar. Ebenso ist aber auch die Steigungsänderung an der VT2 nicht durchwegs eindeutig festzumachen, da das Atemminutenvolumen auch graduell über die Belastungszeit hinweg mit variierender Steigung zunehmen kann. Die grafische Darstellung liefert in solchen Fällen keinen Knick, sondern eher eine Kurve. Klare Kriterien zur Identifikation der VT2 aus dem Kurvenverlauf liegen dann nicht vor. Aus diesen Tatsachen ergibt sich einerseits die Problematik der Identifikation von Steigungsänderungen und andererseits die Problematik der verlässlichen und trennscharfen Zuordnung von Steigungsänderungen zu den unterschiedlichen Schwellen. Eine präzisere Darstellung kann die Integration von Gaskonzentrationen bei der Identifikation liefern. So lässt sich an der VT2 ein signifikanter Anstieg des Atemäquivalents für CO_2 nachweisen (Simonton, Higginbotham & Cobb, 1988), da die Menge des abgegebenen Kohlenstoffdioxids nun nicht mehr in Proportion zum Atemminutenvolumen steht (vgl. *Abbildung 35*, S. 146). Entsprechend sinkt analog der endtidale Partialdruck für CO_2 bedingt durch die übermäßige Ventilation und die daraus resultierende Reduktion der Diffusionszeit (Binder et al., 2008). Auch an dieser Stelle sei auf die Schwierigkeiten zur Determination der VT2 anhand $\dot{V}'_E/\dot{V}'_{\text{CO}_2}$ und P_{ETCO_2} hingewiesen, da die Parameter häufig bereits durch die physiologischen Veränderungen an der VT1 leichten Variationen unterliegen. Aufgrund der möglichen Artefakte wird ein mehrstufiges Bestimmungsverfahren, welches den Vergleich aller bisher besprochenen Kurvenverläufe zur Verifikation beinhaltet, für die Praxis zur genaueren Schwellenbestimmung empfohlen (Schomaker & Greiwing, 2017).

4.2.5 *Methodische Einflussfaktoren und Konzeptionskritik*

Das im vorherigen Gliederungspunkt erläuterte ventilatorische Schwellenkonzept ist seit der Etablierung mehrfach auch Gegenstand kritischer Betrachtungen gewesen. Ein häufig angeführter, kritischer Ansatzpunkt ist, die Phaseneinteilung der Energiebereitstellung unter Belastung prinzipiell in Frage zu stellen. Dabei wird weniger der Wechsel zwischen unterschiedlichen Energie transferierenden Prozessen bezweifelt, als vielmehr die strikte Trennung in unterschiedliche Bereiche ab definierten Schwellenwerten. Mehrere wissenschaftliche Ausführungen und Studien kritisieren die aus modellhaften Reduktionen abgeleitete Trennschärfe und sehen anstelle der starren Schwellenwerte kontinuierliche Übergänge (Kindermann, 2004; Midgley, McNaughton & Jones, 2007; Myers & Ashley, 1997). Bereits im Zuge der Einführung des Modells wurde auch in der vorliegenden Arbeit auf die möglichen Schwächen der Reduktion hingewiesen. Kritiker sehen sich besonders durch die teils erheblichen Abweichungen zwischen ermittelten Schwellenwerten unterschiedlicher Konzepte und Methoden bestätigt (Cerezuela-Espejo, Courel-Ibáñez, Morán-Navarro, Martínez-Cava & Pallarés, 2018; Gaskill et al., 2001; Hopker et al., 2011; Pallarés, Morán-Navarro, Ortega, Fernández-Elías & Mora-Rodriguez, 2016). Die Streuung in der konkreten Schwellendetermination anhand unterschiedlicher Methoden wäre demnach ein Zeichen für einen eher graduellen Übergang zwischen den energiebereitstellenden Systemen, da der durch Modelle suggerierte, abrupte Übergang offensichtlich in der Praxis nicht zweifelsfrei zu identifizieren ist. Dieser durchaus nachvollziehbaren Kritik kann im Grunde nur mit methodologisch begründeten Argumenten begegnet werden. Aus einer rein theoretischen Sichtweise ist die Annahme eher graduell ablaufender Übergänge in der Energiebereitstellung zweifelsfrei nachvollziehbar. Die Vielzahl an beteiligten Prozessen und Einflussfaktoren stärkt diese Annahme ebenso wie die aktuelle Studienlage und trainingspraktische Erfahrungen. Nichtsdestoweniger ist es aus methodisch-analytischer Sichtweise unumgänglich, die Komplexität der Prozesse zur besseren Darstellung und Operationalisierung zu reduzieren. Die Untersuchungen von Gewichtungsveränderungen im Stoffwechsel sind ohne eine klare Definition von solcherlei Veränderungen nicht zu bewerkstelligen. Insofern liefern die Schwellenkonzepte eine wichtige Forschungsgrundlage. Zweifelsohne sind sie jedoch keineswegs als Letztschluss zu akzeptieren. Es ist daher ratsam, bei der Interpretation von Schwellenverläufen stets den Charakter einer aus methodischen Gesichtspunkten notwendigen Reduktion zu berücksichtigen. Dies gilt ebenfalls für die Arbeit mit Schwellenkonzeptionen in der Trainingspraxis. Gerade hier werden die Schwellen häufig als relativ starre Parameter interpretiert, wodurch die Gefahr besteht, die aus Gründen der Operationalisierung im Zuge der Forschung notwendig gewordene Reduktion der physiologischen Mechanismen zu vergessen. Eine solche Fehlinterpretation kann ursächlich für die Anwendungsprobleme in der Praxis sein. Zusammenfassend lässt sich dieser grundsätzliche Kritikpunkt an Schwellenkonzeptionen eher als Auftrag zur Optimierung der Modelle auffassen, denn als Aufruf

zur völligen Abkehr. Diese würde eine wissenschaftliche Auseinandersetzung mit den komplexen Energiebereitstellung, Belastung und Leistungsfähigkeit weitgehend zum Erliegen bringen, da alternative Ansätze bisher keinen konkurrenzfähigen Stellenwert in der sportwissenschaftlichen Forschung einnehmen konnten.

Neben diesem eher fundamentalen Kritikpunkt an Schwellenkonzepten per se lassen sich auch konkrete Probleme für die bestehende Praxis ventilatorischer Schwellendeterminationen nicht negieren. Davon sind sowohl die Determination per Atemmuster als auch die Analyse der Gaskonzentrationen betroffen.

Hauptargument gegen die Schwellenidentifikation anhand des Atemmusters ist die mögliche interindividuelle Varianz im Bereich der Sensitivität von Chemorezeptoren für CO₂ (Carey, Schwarz, Pliego & Raymond, 2005; Myers & Ashley, 1997). Besonders Leistungssportler weisen über längere Belastungsphasen eine permissive Hyperkapnie auf, zeigen demnach eine verzögerte Reaktion im Atemmuster auf steigende CO₂-Konzentrationen (Westhoff et al., 2013). Die unwillkürliche Ventilation während sportlicher Belastungen unterliegt nicht ausschließlich dem Einfluss der CO₂-Konzentration über zentrale und periphere Chemorezeptoren. Hormonelle Einflüsse, zentrale und periphere sensorische Reize sowie psychische Erregungszustände haben ebenso potenziell Einfluss auf die Atemregulation (Speckmann, 2008) und sind als mögliche Störgröße rein ventilatorischer Schwellenbestimmungen zu nennen. Besonders im Bereich der VT₂ ist der Zusammenhang zwischen übermäßiger Laktatakkumulation im Blut und einer am Atemmuster identifizierbaren respiratorischen Kompensation nicht unumstritten (Cerezuela-Espejo et al., 2018; Loat & Rhodes, 1993). Obwohl gezeigt wurde, dass eine artifizielle Stabilisierung des Blut-pH-Wertes die respiratorische Kompensation bei akkumulierenden Laktatwerten verzögern kann (Meyer, Faude, Scharhag, Urhausen & Kindermann, 2004), was als Beleg für den aus der Theorie abgeleiteten Zusammenhang zwischen Azidose und VT₂ interpretierbar ist, existieren Studienergebnisse, die eine deutliche Abweichung zwischen übermäßiger Laktatakkumulation und ventilatorischer Antwort aufweisen (Dekerle, Baron, Dupont, Vanvelcenaher & Pelayo, 2003; Dickhuth et al., 1999; Peinado et al., 2016; Simon, Young, Gutin, Blood & Case, 1983). Es scheint neben der Azidose noch weitere Trigger für die Hyperventilation zu geben. Lokale Mechano- und Metaborezeptoren (Hug, Laplaud, Savin & Grélot, 2003; Smith et al., 1999) üben neben den Impulsen aus Schmerzrezeptoren und der Körpertemperatur wohl den stärksten Einfluss aus (Meyer et al., 2004). Neben diesen autonom ablaufenden Parametern der Atemregulation ist darüber hinaus auch eine willkürliche Steuerung der Atemfrequenz und -tiefe möglich. Besonders im sportlichen Kontext kann und wird aus Gründen der Rhythmisierung die Atmung häufig der Bewegung angepasst (Nalbandian, Radak, Taniguchi & Masaki, 2017). Das beste Beispiel dafür liefert sicherlich der Schwimmsport, aber auch in anderen Ausdauerdisziplinen, wie dem Rudern oder Laufen, ist eine Angleichung von Atmung

und Zielbewegung speziell im submaximalen Belastungsbereich üblich (Neumann & Hottenrott, 2010). Bei der VT1-Bestimmung per Atemmuster ist darüber hinaus die Gefahr einer Verwechslung mit der VT2 gegeben, welche ebenfalls anhand signifikanter Veränderungen der Ventilation festgemacht wird. Mehrere Autoren sehen in dieser Verwechslung einen häufig auftretenden methodischen Fehler (McLellan, 1987; Meyer, Lucía et al., 2005). Die alleinige Determination der VT1 per Atemmuster ist vor dem Hintergrund der genannten Einflussfaktoren besonders im sportlichen Kontext kritisch zu betrachten, auch wenn gegenteilige Empfehlungen vorliegen (Amann, Subudhi & Foster, 2004; Amann, Subudhi & Foster, 2006; Amann, Subudhi, Walker et al., 2004). Als mögliche Lösung des Problems ist eine Kombination der konkurrierenden Methoden anzudenken (Dolezal et al., 2017). Dies kann in Form einer Plausibilitätsprüfung erfolgen, wobei die präferierte Methode mit den anderen Verfahren lediglich abgeglichen wird, um grobe Messfehler auszuschließen, der ermittelte Wert bei einer plausiblen Messumgebung jedoch unverändert bestehen bleibt. Eine andere Möglichkeit ist die systematische Mittelung der anhand verschiedener Methoden gewonnenen Schwellenwerte. Besonders das letztgenannte Verfahren wurde bereits in Studien mit guten Erfolgen hinsichtlich der Übertragbarkeit auf die Trainingspraxis untersucht (Carey et al., 2005; Gaskill et al., 2001) und ist deshalb in mehreren Empfehlungen für die diagnostische Praxis zu finden (Kroidl, 2015; Schomaker & Greiwing, 2017; Westhoff et al., 2013).

Ein weiterer Kritikpunkt an den gängigen Verfahren zur ventilatorischen Schwellendetermination ist die starke Konzentration auf den Bikarbonatpuffer zur Laktatelimination und damit insgesamt auf die $\dot{V}CO_2$ als ausschlaggebende Größe des Energiestoffwechsels. So sehen Hopker et al. (2011) in der starken Ausrichtung auf die $\dot{V}CO_2$ bei der ventilatorischen Schwellenbestimmung einen systematischen Fehler, wobei sie ihre These im Wesentlichen auf zwei Forschungsergebnisse stützen.

Zunächst bezweifelt die Arbeitsgruppe die dominante Rolle von Bikarbonat bei der Laktatpufferung. Dabei fußt ihre Aussage auf Studienergebnissen aus den frühen 1980er Jahren, welche den Anteil von Bikarbonat zur Laktatpufferung mit lediglich 16 % angaben und den Einfluss anderer Pufferungssysteme, wie Histidinresten an Proteinen oder Phosphokreatin stärkten (Thomas et al., 2005). Diese Forschungsergebnisse widersprechen den Annahmen von Beaver et al. (1986), welche einen Anteil der Bikarbonatpufferung von über 90 % anführten. Besonders bei ausdauertrainierten Probanden ist der *Laktatshuttle*-Mechanismus zur Vermeidung starker Laktatakkumulationen in Blut und Zelle stark ausgeprägt. Dieser ermöglicht es, das energiereiche Stoffwechselzwischenprodukt auf aerobem Wege in anderen Muskelzellen weiter zu zerlegen. Eine überproportionale $\dot{V}CO_2$ bleibt hier aus, da die Laktatverstoffwechslung aerob abläuft, also die $\dot{V}CO_2$ in direkter Relation zur $\dot{V}O_2$ ansteigt. Durch die ausschließliche Fokussierung auf die $\dot{V}CO_2$ ist dieser wichtige Faktor des anaerob-laktaziden Energiestoffwechsels in der ventilatorischen Schwellenbestimmung bisher stark unterrepräsentiert.

Nicht alle Reaktionen des Laktatstoffwechsels und der Laktateliminierenden Mechanismen laufen zur gleichen Zeit und in konstant gleichem Umfang ab. Die alleinige Betrachtung des Bikarbonatpuffersystems, besonders zur VT1-Bestimmung, kann daher dazu führen, den Beginn des aerob-anaeroben Übergangsbereichs nicht den tatsächlichen physiologischen Gegebenheiten entsprechend zu erfassen. Für die Sportwissenschaft hätte dies sowohl im Zuge der Leistungsstanderfassung als auch für die Trainingswirkungsanalyse negative Folgen.

Das zweite Studienergebnis, welches Hopker et al. (2011) als Grundlage zur Kritik an den ventilatorischen Schwellen dient, stellt die Bildung von Excess-CO₂ selbst bei einem hochaktiven Bikarbonatpuffer in Frage. Den Ausführungen folgend entsteht das bei der Pufferung zur Verfügung stehende HCO₃⁻ zunächst aus der Lösung von CO₂ im Blut. Dementsprechend kann jede darauf folgende Bildung von CO₂ aus der Bikarbonatpufferung lediglich den ursprünglichen Bestand an CO₂ wieder herstellen (Péronnet & Aguilaniu, 2006). Das zur Identifikation der VT1 per V-Slope notwendige Excess-CO₂ entsteht demnach nicht. Der Anstieg in der Kohlenstoffdioxidabgabe bei steigender Belastung ist jedoch durch vielfache Beobachtungen belegt und gilt als gesichert (Meyer, Lucía et al., 2005). Dieser Tatsache Rechnung tragend stellen die Kritiker das Atemmuster als eine alternative Erklärung für den überproportionalen Anstieg der V'CO₂ vor. Nicht das Excess-CO₂ führt demzufolge zur Hyperventilation, sondern umgekehrt (Hopker et al., 2011; Péronnet & Aguilaniu, 2006). Die Entstehung der Hyperventilation als Anpassung im Atemmuster erklären sich Hopker et al. (2011) durch die ungewöhnlichen, konstant ansteigenden Belastungen der Leistungsprotokolle. Es ist bekannt, dass eine absichtlich herbeigeführte Hyperventilation die V'CO₂ vorübergehend für wenige Minuten erhöhen kann (Hopker et al., 2011). Die Kritiker folgern, dass jede neue Belastungsstufe das Atemmuster stört, respektive das Atemminutenvolumen erhöht, was in der Folge für die Belastungsuntersuchung in einem konstanten Anstieg der V'O₂ mündet, bedingt durch die stetige Aneinanderreihung von ansteigenden Belastungsstufen. Selbst wenn ein Zusammenhang zwischen Hyperventilation und V'CO₂-Anstieg sicherlich physiologisch plausibel scheint, so ist doch besonders die durch das Belastungsprotokoll hervorgerufene Anpassung im Atemmuster im Sinne einer Hyperventilation diskutabel. Speziell für konstante Belastungstests oder lange Stufenbelastungen ist die Vermutung nicht schlüssig. Hinsichtlich der Ursachen dieser mutmaßlichen Veränderung im Atemmuster bleiben die Autoren leider sehr vage, wodurch die Grundlage ihrer Argumentation stark geschwächt wird, obschon die Anmerkungen zum Excess-CO₂ sicherlich wichtige Impulse liefern.

Generell ist anzumerken, dass die atemregulierenden Prozesse weitaus komplexer sind, als die isolierte Betrachtung der Relation von CO₂-Konzentration und Atemminutenvolumen es suggeriert. Gleiches gilt für die Mechanismen einer metabolischen Azidose und die korrespondierende VT2-Determination

(Robergs, Ghiasvand & Parker, 2004). Aktuelle Untersuchungen stärken den Einfluss des Nervensystems als zentrale Steuergröße für alle bisher thematisierten physiologischen Anpassungen gegenüber Belastungsreizen auf metabolischer und ventilatorischer Seite (Peinado, Rojo, Calderón & Maffulli, 2014; Schiphof-Godart, Roelands & Hettinga, 2018). Die Methoden der ventilatorischen Schwellenbestimmungen negieren keinesfalls andere mögliche Einflussfaktoren (Peinado et al., 2014), sind jedoch an die Parameter aus der Spiroergometrie gebunden. Eine genauere Darstellung der ablaufenden Reaktionskaskaden wäre durch begleitende invasive Untersuchungen sicherlich möglich, entspräche dann jedoch nicht mehr der Anforderung einer Schwellenidentifikation per Spiroergometrie. Untersuchungen zur Übereinstimmung ventilatorischer Schwellenwerte mit Parametern auf muskulärer Ebene liefern derzeit ein widersprüchliches Bild (Caen et al., 2018). Im Fokus steht dabei besonders der Abgleich der ventilatorischen Schwellenwerte mit den Konzentrationen von entoxygeniertem Hämoglobin und Myoglobin im Kapillarblut bzw. der Muskelzelle (Boone, Koppo, Barstow & Bouckaert, 2009; Okushima et al., 2016). Insofern sind die angeführten Kritikpunkte sicherlich ernst zu nehmen und sollten möglichst breit angelegte Grundlagenforschungen auch abseits der Spiroergometrie nach sich ziehen, damit weitere mögliche Einflussfaktoren und Reaktionsketten identifiziert werden.

Wie gezeigt wurde, liegt ein sehr wesentliches Problem im Rahmen des ventilatorischen Schwellenkonzepts in der Vielfalt an möglichen Methoden zur VT1- und VT2-Bestimmung. Aktuelle Handreichungen zur Praxis der Schwellenbestimmung empfehlen für die genauere Identifikation eine Kombination ausgewählter Verfahren, um die jeweiligen Messungengenauigkeiten der einzelnen Methoden abzuschwächen (Dolezal et al., 2017; Kroidl, 2015; Meyer, Lucía et al., 2005; Scharhag-Rosenberger & Schommer, 2013; Westhoff et al., 2013). Dabei gibt es hinsichtlich der Hierarchisierung der Methoden unterschiedliche Vorgaben. Während unter anderem Meyer et al. (2005) zur VT1-Bestimmung beispielsweise die Betrachtung der Atemgaskonzentrationen als maßgebliches Kriterium ansehen, bevorzugen andere Autoren eher eine dominante Orientierung am Atemmuster (Amann et al., 2006; Amann, Subudhi, Walker et al., 2004). Dieser Kontroverse geschuldet, ist das wissenschaftliche Standardverfahren im Bereich der Verifikation von ventilatorischen Schwellenwerten derzeit der Abgleich von mindestens zwei durch verschiedene Auswerter unabhängig bestimmten Testresultaten (Dolezal et al., 2017; Scharhag-Rosenberger & Schommer, 2013). Ein entsprechendes Vorgehen lässt sich bereits am Beginn der sportwissenschaftlichen Auseinandersetzung mit der ventilatorischen Schwellenkonzeption finden (Boulay et al., 1984; Prud'homme et al., 2007). Demgegenüber sind auch automatisierte Schwellenidentifikationen im Einsatz, die den Einfluss der auswertenden Personen auf die Schwellenwerte reduzieren sollen (Dickstein, Barvik, Aarsland, Snapinn & Millerhagen, 1990).

Als Konsequenz aus der Kritik am Fehlen einer verlässlichen Vorgabe zum systematischen Vorgehen bei der ventilatorischen Schwellenbestimmung per Methodenabgleich, untersuchten Dolezal et al.

(2017) die interindividuelle Variabilität von Diagnostikern unterschiedlicher Erfahrungslevels hinsichtlich der konkret gefundenen Schwellenwerte (VT1). Dabei wurden ebenfalls automatisierte Schwellendetektionen zum Vergleich herangezogen. Die Untersuchungsergebnisse zeigten gute Übereinstimmungen zwischen den als erfahren eingestuften Diagnostikern (\emptyset Abweichung 1 %), während die Schwellenwerte von unerfahrenen Auswertern weder untereinander noch mit denen der erfahrenen Tester mit ausreichender Präzision übereinstimmten (\emptyset Abweichung 17 %). Diese aktuellen Daten bestätigen damit weitgehend ältere Forschungsergebnisse (Gladden, Yates, Stremel & Stamford, 1985; Hansen et al., 2004; Shimizu et al., 1991). Bei der Analyse der automatisch generierten Schwellenwerte fiel eine im Schnitt akzeptable Übereinstimmung mit den von erfahrenen Testern identifizierten Schwellenwerten auf, wobei die zugrunde liegenden Algorithmen der Software nicht bekannt waren. Auffällig ist jedoch in einigen Fällen eine erhebliche Differenz von über 23 % zwischen automatisierter Schwellendetektion und manueller Schwellenbestimmung (Dolezal et al., 2017). Die manuelle Überprüfung der automatisierten Schwellenbestimmungen ist demnach dringend anzuraten, auch wenn der Versuch einer vom Diagnostiker möglichst unabhängigen Auswertung zu begrüßen ist. Vermutlich ist die in Einzelfällen noch recht hohe Fehlerquote ursächlich für die geringe Akzeptanz automatisierter Auswertungen (Gregg, Wyatt & Kilgore, 2010). Die Unterschiede in der Methodik zur ventilatorischen Schwellenidentifikation können, wie gezeigt, erheblichen Einfluss auf die ausgegebenen Testwerte haben, besonders dann, wenn unerfahrene Testpersonen oder vollautomatisierte Schwellenbestimmungen zum Einsatz kommen. Wo genau in der Praxis die Grenze zwischen unerfahrenen und erfahrenen Diagnostikern zu ziehen ist, lassen die zitierten Untersuchungen weitgehend offen. In der Praxis ist folglich eine möglichst genaue Dokumentation der Arbeitsschritte Grundvoraussetzung einer nachträglichen Interpretation der Ergebnisse.

Zweifelsohne ist das Testprotokoll im Rahmen leistungsdiagnostischer Untersuchungen der in der Praxis mit am häufigsten variierte Parameter, weshalb die konkreten Folgen spezifischer Anpassungen in diesem Bereich auf die ventilatorische Schwellenbestimmung einer gesonderten Begutachtung bedürfen. Die Studienlage ist diesbezüglich nicht eindeutig. Eine Untersuchung zum Einfluss unterschiedlicher Stufenlängen auf die Leistung an der VT1 bei Diagnostikern auf dem Radergometer zeigte einen deutlichen Unterschied zwischen Stufenlängen von 1 min bzw. 3 min, wobei die VT1 aus dem längeren Belastungsprotokoll besser mit der späteren Wettkampfleistung korrelierte (Bentley & McNaughton, 2003). Demgegenüber stehen Ergebnisse von Amann et al. (2004), die keine signifikante Abweichung zwischen den gleichen Stufenlängen aufzeigen konnten. Bei den Untersuchungen lagen jedoch unterschiedliche Inkremente zugrunde. Des Weiteren ist bei beiden Studien die geringe Probandenzahl von 9 respektive 15 Sportlern anzumerken. Auch der Abgleich weiterer Untersuchungen zeigt widersprüchliche Ergebnisse (Kang et al., 2001; Ribeiro, Yang, Adams, Kuca & Knutten, 1986; Shimizu et al., 1991). Dies gilt ebenso bezüglich des Einflusses der Geschwindigkeit des Lastanstiegs bei Rampenprotokollen.

In Laufbanduntersuchungen kommt neben den Parametern Stufenlänge, Inkrement und dem generellen Verlauf der Laststeigerung noch der Aspekt der Laufbandsteigung hinzu. Diesbezüglich konnte eine aktuelle Untersuchung Belege dafür finden, dass die Leistung an der VT2 vermutlich weniger dem Einfluss der Laufbandsteigung unterliegt, als die Leistung an der VT1 (Silva, Monteiro, Cunha & Farinatti, 2018). Weitere Befunde weisen darauf hin, dass trainierte Probanden hinsichtlich ihrer ventilatorischen Schwellen stärker dem Einfluss des Belastungsprotokolls unterliegen (Kang et al., 2001). Diese These bedarf jedoch noch weiterer Prüfungen. Der geringen und überdies kontradiktiven Forschungslage zum Protokolleinfluss ist es geschuldet, dass generalisierte Handlungsanweisungen diesen wichtigen Aspekt betreffend aktuell kaum möglich sind. Bei einer Analyse sämtlicher Zielstellungen spiroergometrischer Untersuchungen und deren potenzieller Beeinflussung durch das Testprotokoll kommen Bentley et al. (2007) zu dem Schluss, 3-minütige Stufen als besten Kompromiss zu empfehlen. Dementgegen stehen Empfehlungen aus dem deutschsprachigen Raum, die ein Rampenprotokoll präferieren, wobei Angaben zum konkreten Verlauf fehlen (Meyer, Lucía et al., 2005; Scharhag-Rosenberger & Schommer, 2013). In der trainingswissenschaftlich orientierten Leistungsdiagnostik werden in der Praxis oftmals mehrere Parameter erfasst, um unterschiedliche Fragestellungen in einer Untersuchung zu beantworten. Demnach sind die Empfehlungen von Bentley et al. (2007) für die Sportwissenschaft weitgehend zu akzeptieren, da sie auch die begleitende Erhebung von Blutlaktatwerten gut ermöglichen. Auch wenn ein Einfluss des Belastungsprotokolls auf die ventilatorischen Schwellen nicht als einwandfrei erwiesen gilt, insbesondere hinsichtlich des konkreten Ausmaßes, so ist er keinesfalls widerlegt. In Anbetracht der Tatsache, dass für das Laktatschwellenkonzept ein erheblicher Einfluss des Protokolls als gesichert gilt (Roecker, 2013), kann davon ausgegangen werden, dass auch die submaximalen Schwellenwerte aus der spiroergometrischen Diagnostik in Abhängigkeit zum Protokoll stehen. In jedem Fall ist zu wünschen, dass dem Testprotokoll für die Erklärung abweichender Studienergebnisse bei zukünftigen Metaanalysen mehr Beachtung geschenkt wird.

Neben diesen empirisch gut belegbaren Kritikpunkten zur Methodik der Schwellenidentifikation lässt sich abermals die nachträgliche algorithmische Datenglättung als potenziell relevanter Faktor nennen. Die Schwellenidentifikation erfolgt in weiten Teilen anhand der Darstellung der Daten in der 9-Felder-Grafik. Für diese präzise Abbildung der Stoffwechselverhältnisse ist die Datenerfassung nach dem Breath-by-Breath Verfahren unabdingbar. Dies wiederum führt zu einer Vielzahl an Messpunkten, wodurch der nachträgliche Einsatz von Glättungsalgorithmen integraler Bestandteil der Untersuchung wird. Besonders die Kurvenverläufe der 9-Felder-Grafik unterliegen in ihren Ausprägungen erheblichen glättungsbasierten Schwankungen. Ungeachtet der Tatsache, dass die Tendenzen der Kurvenverläufe glättungsunabhängig zu erkennen sind, ist eine präzise Identifikation von signifikanten Änderungen, beispielsweise in der Steigung, bei ungeglätteten Rohdaten nicht mehr möglich (vgl. *Abbildung 38*). Die Varianzen im Tidalvolumen führen zu starken Fluktuationen. Dieser Effekt wird speziell im höheren

Belastungsbereich relevant, wirkt sich demnach potenziell auf die Determination der VT2 stärker aus, als auf die Identifikation der VT1, wobei diese Annahme bisher nicht empirisch belegt wurde.

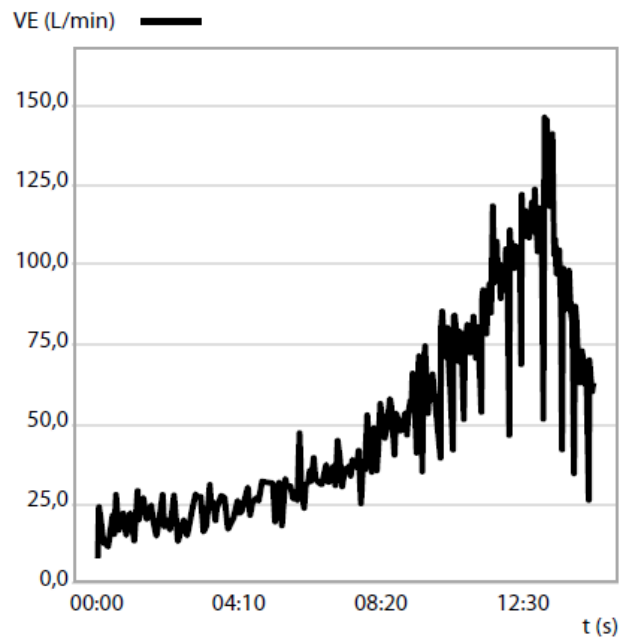


Abbildung 38. Darstellung des Atemminutenvolumens anhand ungeglätteter Rohdaten.

Werden die Datensätze hingegen zur übersichtlicheren Darstellung der Kurvenverläufe zu stark geglättet, ergeben sich zwei Probleme. Zum einen sind metabolisch begründete Schwankungen nicht mehr präzise in den Kurvenverläufen zu identifizieren, wodurch die Vorteile des Breath-by-Breath Verfahrens minimiert werden. Individuelle Anpassungen der Probanden an die Belastung sind auf diese Weise nicht mehr abzubilden (vgl. *Abbildung 39*).

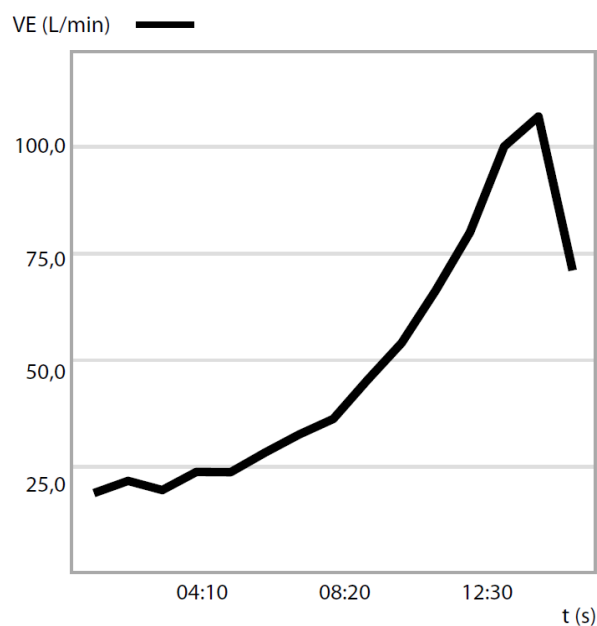


Abbildung 39. Darstellung des Atemminutenvolumens anhand stark geglätteter Rohdaten.

Zum anderen wird durch die stark reduzierte Zahl an Messpunkten die grafische Darstellung der Größen ohne zeitlichen Bezug enorm erschwert. Verlässliche Schwellenidentifikationen sind ohne genügend Messpunkte nicht möglich, da besonders Veränderungen der Steigung nicht mehr erkennbar sind. *Abbildung 40* veranschaulicht dies beispielhaft an einem Datensatz, der über 60 s gemittelt wurde.

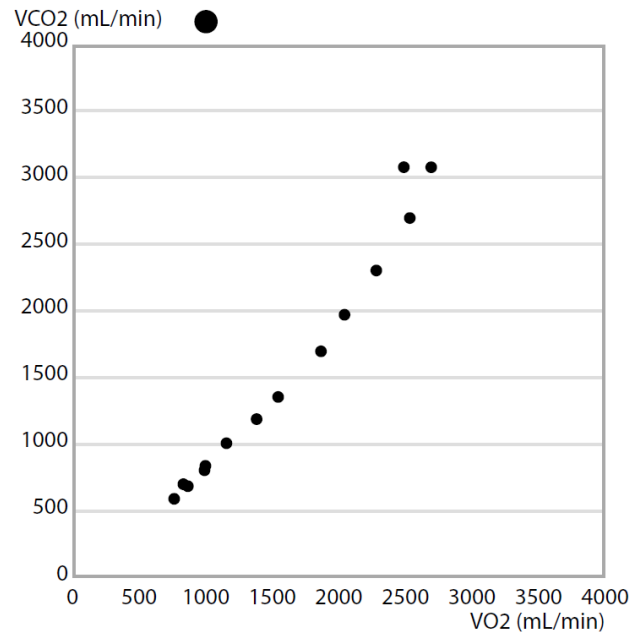


Abbildung 40. Darstellung des $\dot{V}CO_2/\dot{V}O_2$ -Verlaufs bei einer Glättung über ein 60 s Intervall.

Sowohl für die Bestimmung der VT1 als auch für die Bestimmung der VT2 sind Graphen ohne zeitliche Relation von Nöten. Es ist demnach offensichtlich, dass die Datenglättung, begründet durch die grafisch gestützte Identifikation und Verifikation der ventilatorischen Schwellenwerte, potenziell Einfluss auf die Kenngrößen VT1 und VT2 hat. Obwohl in der Literatur Hinweise auf die Problematik gegeben werden (Kroidl, 2015), liegen aktuell keine wissenschaftlich fundierten Handlungsanweisungen hinsichtlich der vermuteten Wechselwirkungen vor. Folglich ist derzeit auch nicht abzuschätzen, inwieweit Studienergebnisse zu anderen methodologischen Einflussfaktoren, wie beispielsweise zu Messwertabweichungen zwischen Untersuchern oder Testprotokollen, auch auf Varianzen im Glättungsvorgehen beruhen könnten. Vor dem Hintergrund von Studien zum Einfluss der Glättungsalgorithmen auf andere Kenngrößen spiroergometrischer Untersuchungen, anzuführen ist hier im Besonderen die $\dot{V}O_{2max}$ (Martin-Rincon et al., 2019), wird die Datenglättung jedoch auch für submaximale Größen der Spiroergometrie als Artefaktquelle wahrscheinlich.

4.2.6 Anwendungsbereiche ventilatorischer Schwellen in der Sportwissenschaft

Wie bereits erläutert, sind aus historischer Sicht zunächst die Maximalwerte ergometrischer Untersuchungen zur Beurteilung und Verbesserung der körperlichen Leistungsfähigkeit herangezogen worden. Auch heute noch zählen Werte, wie die $\dot{V}O_2\text{max}$ oder die HFmax diesbezüglich zu Recht zu den am häufigsten verwendeten Parametern in der sportwissenschaftlichen Praxis und im Leistungssport (Faria, Parker & Faria, 2005). Die hohen Anforderungen an die Testpersonen, die eine Erhebung solcher Maxima mit sich führt, waren ausschlaggebend für die bereits dargelegte Entwicklung submaximaler Schwellenkonzeptionen. Ziel war die Darstellung und Entwicklung der körperlichen Leistung, ohne die Notwendigkeit maximaler Ausbelastung der Probanden. Es ist daher wenig verwunderlich, dass die Schwellenwerte in der sportwissenschaftlichen Praxis heute nahezu die gleichen Funktionen übernehmen, die zuvor bereits bei der Betrachtung der $\dot{V}O_2\text{max}$ erläutert wurden. So dienen auch die ventilatorischen Schwellenwerte im Sport vorrangig der Leistungsbeurteilung und Trainingsplanung sowie der Trainingsverlaufsanalyse und einer perspektivischen Leistungsprognose.

Besonders im konditionellen Fähigkeitskomplex Ausdauer wird in der Sportwissenschaft mit submaximalen ventilatorischen Schwellenwerten gearbeitet. Grundlage dafür sind die vielfach zu beobachtenden Korrelationen zwischen Schwellenleistungen und allgemeiner Ausdauerleistungsfähigkeit sowie spezifischen Wettkampfleistungen. So lässt sich das individuelle Leistungslevel anhand des prozentualen Anteils der $\dot{V}O_2\text{max}$ an der VT1 respektive VT2 einschätzen, wobei untrainierte Testpopulationen einen weitaus geringeren Anteil der $\dot{V}O_2\text{max}$ an den ventilatorischen Schwellen nutzen können (Meyer, Lucía et al., 2005). Moderat trainierte Radfahrer erreichen an der VT1 Werte von ca. 58 % der $\dot{V}O_2\text{max}$ (Bearden & Moffatt, 2001), während trainierte Testpersonen mit 60 - 65 % der $\dot{V}O_2\text{max}$ (Chicharro, Pérez, Vaquero, Lucía & Legido, 1997) bereits erkennbar darüber liegen, jedoch ihrerseits gegen die von professionellen Radfahrern erreichten 70 - 75 % $\dot{V}O_2\text{max}$ (Lucia, Hoyos & Chicharro, 2001) noch deutlich zurückstehen. Vergleichbare Querschnittsanalysen lassen sich zur VT2 finden, wobei moderat trainierte Radfahrer hier Werte von 75 % $\dot{V}O_2\text{max}$ erzielen (Chicharro et al., 1997), wohingegen professionelle Athleten mit bis zu 90 % $\dot{V}O_2\text{max}$ nahezu das gesamte Potenzial der Sauerstoffaufnahme ausschöpfen können (Lucia et al., 2001; Scharhag-Rosenberger & Schommer, 2013). Die hohe Relevanz dieses Prozentsatzes wurde im Zuge der Ausführungen zur *performance* $\dot{V}O_2$ bereits dargelegt. Diesbezüglich scheinen keine Unterschiede zwischen den Geschlechtern zu bestehen (Meyer, Lucía et al., 2005). Im Spitzensport hat die Disziplin nachweisbaren Einfluss auf die prozentuale Ausschöpfung der $\dot{V}O_2\text{max}$ an den Schwellenwerten. Während Schwimmer und Triathleten im Bereich der VT2 mit ca. 85 - 90 % der $\dot{V}O_2\text{max}$ vergleichbare Werte erreichen wie Radfahrer (Millet, Dréano & Bentley, 2003), liegen die Durchschnittsergebnisse von Marathonläufern, Kanuten und Mittelstreckenläufern ca. 5 - 10 % darunter (Bunc, Heller, Leso, Sprynarová & Zdanowicz, 1987). Für den Breitensport werden als Durchschnittswerte für die VT1 ca. 45 - 60 % der $\dot{V}O_2\text{max}$ angegeben, für die

VT2 entsprechend Werte zwischen 70 % und 80 % (Scharhag-Rosenberger & Schommer, 2013). Wie zu erkennen ist, kommt zum Leistungsvergleich der submaximalen Schwellenwerte häufig die Relation zur $\dot{V}O_2\text{max}$ zum Einsatz. Die angeführten Einschränkungen speziell zur Verifikation der $\dot{V}O_2\text{max}$ und den zugrunde liegenden Einflussfaktoren auf physiologischer und methodischer Seite sind deshalb zu berücksichtigen und können zu potenziellen Abweichungen in der Leistungsbeurteilung führen. Dies ist insbesondere dann der Fall, wenn die Kriterien zur Determination der $\dot{V}O_2\text{max}$ in der Schwelleninterpretation nicht mitangeführt werden. Der Einschränkung zum Trotz weist die aktuelle Studienlage eindeutig darauf hin, dass die submaximalen ventilatorischen Schwellenwerte zur Leistungsbeurteilung und -einschätzung im Querschnitt geeignet sind.

Als positives Argument für die Leistungsbeurteilung anhand submaximaler ventilatorischer Schwellenwerte wird häufig die gegenüber der maximalwertbasierten Beurteilung verbesserte Differenzierbarkeit in homogenen Leistungsgruppen angeführt (Faria et al., 2005; Meyer, Lucía et al., 2005; Scharhag-Rosenberger & Schommer, 2013). Obwohl diese These bereits seit längerem untersucht wird und sich auch Belege für die differenziertere Untergliederung durch die Verwendung submaximaler Schwellenwerte finden lassen (Costill & Thomason, 1973; Farrell, Wilmore, Coyle, Billing & Costill, 1979; Lucía, Pardo, Duránte, Hoyos & Chicharro, 1998), ist eine schlüssige Erklärung dafür auf Seiten der Physiologie bisher umstritten. Die meist angeführte Begründung, derzufolge die $\dot{V}O_2\text{max}$ die zentrale Ausbelastung widerspiegeln würde, während Schwellenwerte stärker lokale Einflussfaktoren im Organismus repräsentieren (Faria et al., 2005), ist zwar zunächst plausibel, mit der zunehmenden Erkenntnis über die vielfältigen Einflussfaktoren des zentralen Nervensystems auf die Ermüdung und die Energiestoffwechselprozesse (Allen et al., 2008; Noakes, 2008) scheint eine solch simplifizierte Trennung jedoch nicht mehr uneingeschränkt haltbar (J. P. Raleigh et al., 2018). Für eine umfassende und feingliedrige Leistungsbeurteilung im Ausdauerbereich, auch innerhalb homogener Gruppen, müssen aus aktueller Sicht nicht nur die Maximal- und Schwellenwerte in Bezug gesetzt werden, sondern insbesondere auch die bereits im Kontext der $\dot{V}O_2\text{max}$ angeführte Bewegungsökonomie in verschiedenen Belastungsbereichen (Scharhag-Rosenberger & Schommer, 2013). Dazu gehören beispielsweise Geschwindigkeitsangaben oder andere sportartspezifische Parameter. Eine umfassende Leistungseinschätzung kann nur in Kombination erfolgen, weshalb diese in Zukunft Vorrang vor der bisher so stark vorangetriebenen Hierarchisierung einzelner Leistungsparameter haben sollte.

Nicht nur der aktuelle Leistungsstand, sondern auch der Leistungsverlauf im Längsschnitt lässt sich durch die Analyse der ventilatorischen Schwellenwerte darstellen und spezifischen Trainingsinterventionen zuordnen. Sowohl die Werte der VT1 als auch die der VT2 verbessern sich durch spezifisches Training, wie vielfach für verschiedene Ausdauerdisziplinen (Bunc et al., 1987; Hoogeveen, 2000; Hoogeveen & Hoogsteen, 1999; Lucía et al., 2000), Spilsportarten (Edwards, Clark & Macfadyen,

2003; Erylmaz, Kaynak, Polat & Aydoğan, 2018; Manzi, Bovenzi, Franco Impellizzeri, Carminati & Castagna, 2013) sowie unterschiedliche Leistungs- und Altersstufen (Boer et al., 2014; Davis, Frank, Whipp & Wasserman, 1979; Sijie, Hainai, Fengying & Jianxiong, 2012; Smith & O'Donnell, 1984) gezeigt wurde. Diese Anpassungserscheinungen sind besonders im hohen Leistungsbereich von großem Nutzen, da sich die $\dot{V}O_2\text{max}$ hier nur langsam und kleinschrittig durch Trainingsinterventionen zu verbessern scheint (Astorino, Schubert, Palumbo, Stirling, McMillan et al., 2013; Bacon, Carter, Ogle & Joyner, 2013; Lucía et al., 2000; Meyer, Lucía et al., 2005). Des Weiteren reagieren die beiden Schwellen nicht gleichermaßen auf spezifische Trainingsreize, können sich also je nach Zielstellung relativ unabhängig voneinander entwickeln (Esteve-Lanao, Foster, Seiler & Lucia, 2007). So verschob sich in einer aktuellen Studie mit dominant hochintensiven Trainingseinheiten die VT2 deutlich stärker als die VT1, was auf eine Verbesserung der isokapnischen Pufferungsphase schließen lässt (Erylmaz et al., 2018), welche anhand der alleinigen Dokumentation über Veränderungen der $\dot{V}O_2\text{max}$ nicht darstellbar wäre. Selbiges wurde auch bei niedrigintensivem Training mit hohen Umfängen für die VT1 beobachtet (Gaskill et al., 2001; Millet, Vleck & Bentley, 2009). Die Identifikation von Leistungsveränderungen anhand der ventilatorischen Schwellen ermöglicht demnach eine differenziertere und raschere Darstellung von Trainingsanpassungen und kann auf diese Weise wichtige Erkenntnisse für die Trainingssteuerung mit sich bringen.

Neben den bereits dargelegten Verwendungsmöglichkeiten zur Leistungsbeurteilung und für Leistungsverlaufsanalysen finden die ventilatorischen Schwellen besonders im Ausdauersport häufig auch zur Determination von Trainingsintensitäten Anwendung (Scharhag-Rosenberger & Schommer, 2013). Die aktuelle Studienlage zeigt, dass eine Intensitätsgestaltung basierend auf individuellen, submaximalen Leistungsparametern auch bei Langzeituntersuchungen (Scharhag-Rosenberger, Meyer, Walitzek & Kindermann, 2009) entscheidende Vorteile in den Bereichen Verletzungsprophylaxe, Vermeidung von Übertraining und allen voran auch in der Leistungssteigerung unterschiedlichster Ausdauerdisziplinen mit sich bringt (García-Pallarés, Sánchez-Medina, Carrasco, Díaz & Izquierdo, 2009; Hofmann & Tschakert, 2017; Mann, Lamberts & Lambert, 2014; Weatherwax, Harris, Kilding & Dalleck, 2016; Wolpern, Burgos, Janot & Dalleck, 2015). Diese positiven Anpassungen werden besonders gegenüber den klassischen range-based Ansätzen offensichtlich (Hofmann & Tschakert, 2010; Mann, Lamberts & Lambert, 2013; Meyer et al., 1999). Erste Erkenntnisse in diesem Bereich stammen bereits aus den späten 1970er Jahren (Katch et al., 1978). Die Nachteile von rein auf prozentualen Abstufungen basierenden Intensitätsvorgaben wurden im Kontext der praktischen Anwendung der $\dot{V}O_2\text{max}$ für das sportliche Training bereits ausführlich dargelegt (vgl. 4.1.3). Grundlage für die bessere Vorhersage der individuellen Beanspruchung anhand submaximaler Schwellenwerte ist die große interindividuelle Variabilität hinsichtlich der Quantität und Gewichtung energiebereitstellender Prozesse unter Last. Die

vielfältigen Einflussfaktoren und Wechselwirkungen dieser Prozesse auf lokal biochemischer und zentralnervöser Seite machen deutlich, dass eine ausschließliche Berücksichtigung der maximalen Ausbelastungsparameter für die Vorhersage der körperlichen Anpassungen an externe Belastungen zu kurz greifen würde. Dieser Tatsache Rechnung tragend, wurde speziell im deutschsprachigen Raum lange Zeit das Laktatschwellenkonzept der individualisierten Trainingsplanung zugrunde gelegt (Beneke, Leithäuser & Ochentel, 2011; Heck & Beneke, 2008). Ebenso präzise lassen sich die individuellen Intensitätsbereiche jedoch auch anhand der ventilatorischen Schwellen identifizieren (Cerezuela-Espejo et al., 2018; Pallarés et al., 2016; Wolpern et al., 2015). Dabei stellt die Unterscheidung in drei Intensitätsbereiche aktuell das gängigste Modell im Leistungssport dar (vgl. *Abbildung 41*), wie Untersuchungen zur Distribution von Intensitätsverteilungen im Ausdauerleistungssport zeigten (Lucia et al., 2001; Lucia et al., 2006; Lucía, Hoyos, Carvajal & Chicharro, 1999; Seiler, 2010; Seiler & Tonnessen, 2009; Stöggel & Sperlich, 2015). Die Überschneidungen zur modellhaften Darstellung der Energiebereitstellung, die am Beginn des Kapitels dargelegt wurde, ist dabei nicht zufällig, sondern ein Beleg für die starke Orientierung hin zum individuellen Verlauf und weg von zuvor rechnerisch abgeleiteten Werten.

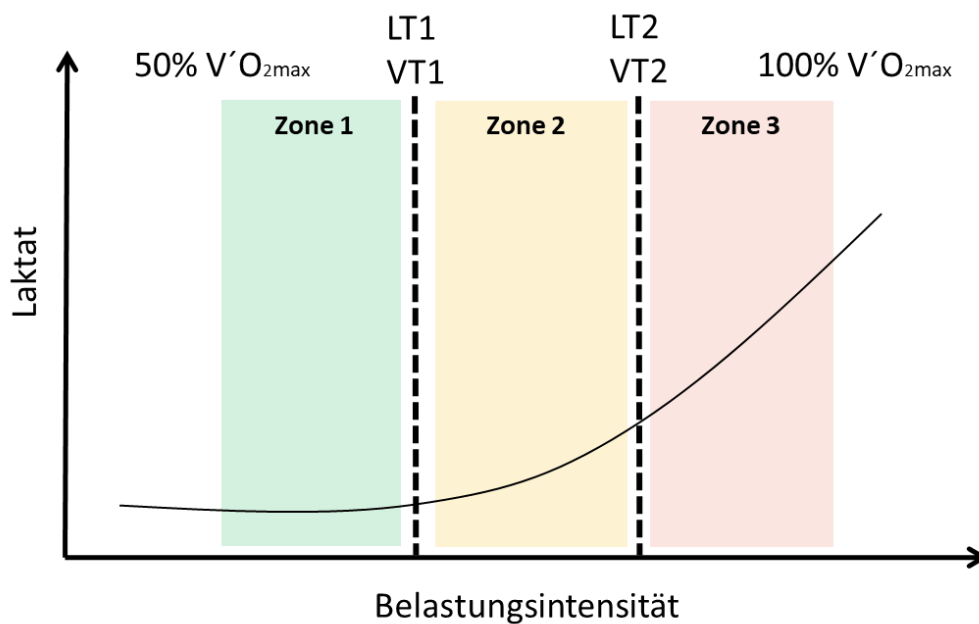


Abbildung 41. Polariserte Intensitätsvorgaben orientiert an submaximalen Schwellenwerten mod. nach Stöggel & Sperlich, 2015.

Zone 1 ist als Intensität unterhalb der VT1 definiert bzw. durch eine stabile Laktatkonzentration unterhalb von $2 \text{ mmol} \cdot \text{l}^{-1}$, Zone 2 als Intensität zwischen den metabolischen Schwellen, also bis maximal VT2 bzw. bis zum maximalen Laktat Steady state und Zone 3 subsummiert alle Belastungsintensitäten, welche über die bisher genannten Intensitätsstufen hinausgehen (Stöggel & Sperlich, 2015). Bei Unter-

suchungen zur Distribution der Intensitäten im Wettkampf- und Jahrestrainingsverlauf fällt eine deutliches Übergewicht zugunsten der Trainingszone 1 auf (Holfelder, Schauerhammer, Bubeck, Brack & Brown, 2016; Hydren & Cohen, 2015). So war bereits bei der Tour de France 1997 eine Verteilung von 70 %, 23 % und 7 % innerhalb des Drei-Zonen-Modells auszumachen. Dieser Trend lässt sich für viele Ausdauerdisziplinen auch im Längsschnitt nachweisen. Umfangreiche Langzeitstudien liegen derzeit beispielsweise für Eislauf (Orie, Hofman, Koning & Foster, 2014), Skilanglauf (Seiler & Kjerland, 2006), Radsport (Lucia et al., 2001) und Rudern (Fiskerstrand & Seiler, 2004) vor. Anhand der Studienlage zur Intensitätsverteilung lassen sich innerhalb der schwellenbasierten Belastungssteuerung prototypisch mehrere Modelle unterscheiden, wobei das sogenannte polarisierte Trainingssystem derzeit am häufigsten zum Einsatz kommt. Es findet auch in der Forschung aktuell größte Beachtung und positive Resonanz, da die Verbesserung relevanter Parameter für die Ausdauerleistung durch dieses Trainingsprotokoll traditionellen Ansätzen überlegen zu sein scheint (Holfelder et al., 2016, 2016; Hydren & Cohen, 2015; Stöggel & Sperlich, 2014). Diesbezüglich lassen sich auch Belege für Spielsportarten und Disziplinen finden, deren Profil durch intermittierende maximale Belastungsspitzen gekennzeichnet ist (Aguiar, Turnes, Santos de Oliveira Cruz, Salvador & Caputo, 2015; Bishop, Girard & Mendez-Villanueva, 2011; Lowery, Tomkinson, Peterson & Fitzgerald, 2018; Yu, Chen, Zhu & Cao, 2012).

Obwohl die Darstellung der Intensitätsbereiche prototypisch eine Übereinstimmung zwischen Laktatschwellen und ventilatorischen Schwellen festlegt, wiesen unterschiedliche Studien diesbezüglich Abweichungen auf, die sich dementsprechend auch auf die Intensitätsvorgaben für die Praxis auswirken. So konnte bei Radfahrern eine relativ gute Übereinstimmung zwischen VT1 und LT1 nachgewiesen werden, während sich das maximale Laktat Steady state (MLSS) zwischen VT1 und VT2 identifizieren ließ (Pallarés et al., 2016). Diesen Ergebnissen entsprach ebenfalls eine Untersuchung an Läufern. Auch hier stimmten VT1 und LT1 weitgehend überein, das MLSS lag indes zwischen VT1 und VT2 (Cerezuela-Espejo et al., 2018), was gegen die pauschale Gleichsetzung von Laktatschwellen und ventilatorischen Schwellen in der Praxis spricht. Wenngleich sich auch andere Belege für die Lokalisierung des MLSS zwischen VT1 und VT2 finden lassen (Peinado et al., 2016; Skinner et al., 1980), liegt diesbezüglich derzeit in keiner Weise ein wissenschaftlicher Konsens vor (Smekal et al., 2012). Die zeitlich verzögerte Darstellung des übermäßigen Laktatanstieges nach Passieren der MLSS in der Ventilation ist physiologisch zwar nachvollziehbar, schließlich muss zur respiratorischen Kompensation der Azidose die Laktatakkumulation bereits in systemisch relevantem Umfang ablaufen, die Lokalisation der MLSS zwischen VT1 und VT2 lässt jedoch erheblichen Spielraum für die wissenschaftliche Diskussion zu. So zeigen die zuvor angeführten Studien gewiss eine allgemeine Tendenz zur Lokalisation der MLSS auf, die Identifikation ist indes keineswegs übereinstimmend (Cerezuela-Espejo et al., 2018; Pallarés et al., 2016). Unter anderem ist es diesen differenten Schwellenzuordnungen geschuldet, dass

zwar ein grundsätzlicher Konsens hinsichtlich der Überlegenheit von threshold-based Konzepten gegenüber range-based Konzepten in der Trainingssteuerung besteht, innerhalb der schwellenbasierten Intensitätssteuerung jedoch neben den prototypisch angeführten Modellen ein breites Angebot konkurrierender Intensitätsvorgaben vorliegt. *Abbildung 42* zeigt beispielhaft auf, wie stark der Kontrast zwischen der aus einer modellhaft reduzierten Schwellenkonzzeption abgeleiteten Intensitätsvorgabe (polarisiert) und einer prozentual auf Schwellen basierten Intensitätsabstufung in der Praxis aussehen kann. Das Beispiel zeigt, dass die prototypische Dreiteilung der Energiebereitstellung als Grundlage verwendet werden kann, allerdings auch weiter ausdifferenzierte Modelle mit einer größeren Anzahl an Intensitätsbereichen darauf aufbauen.

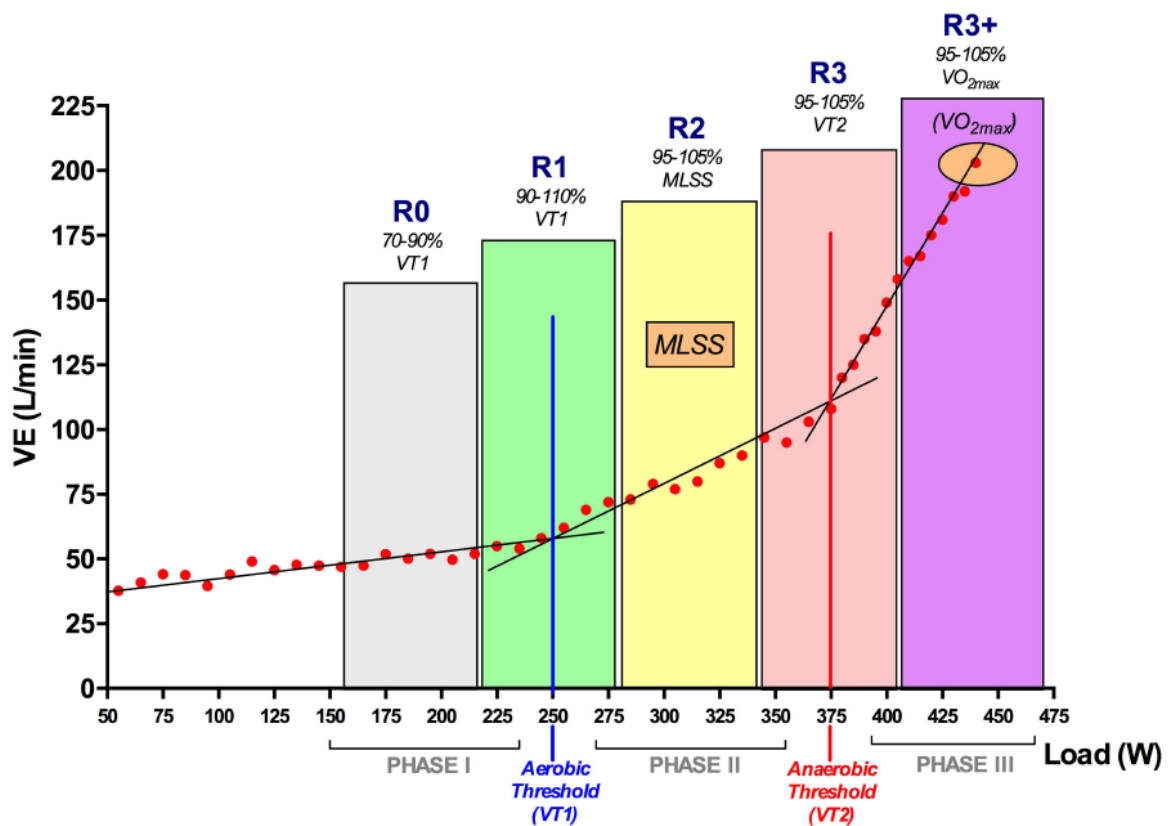


Abbildung 42. Schwellenbasierte Trainingsintensitäten nach Pallarés et al., 2016, S. 13.

Die Vielfalt der Intensitätsabstufungen innerhalb des threshold-based Konzepts steht in keiner Weise hinter dem bereits im Kontext der $\dot{V}O_2\text{max}$ vorgestellten Pluralismus des range-based Ansatzes zurück (Neumann & Hottenrott, 2010).

Im Folgenden werden abschließend die potenziellen Einflüsse der Messmethodik auf die ventilatorische Schwellenbestimmung kritisch betrachtet. Aufgrund der vielen positiven Korrelationen zwischen ventilatorischen Schwellenwerten und sportlichen Leistungen kann trotz der gegebenen Abweichungen und Unstimmigkeiten grundsätzlich davon ausgegangen werden, dass das ventilatorische Schwellenkonzept zu Recht Verwendung in der trainingswissenschaftlichen Praxis findet.

4.3 Substratoxidation

Neben den bereits ausführlich behandelten Kenngrößen $\dot{V}O_2\text{max}$ bzw. $\dot{V}O_2\text{peak}$ sowie den submaximalen Schwellenwerten VT1 und VT2 stellt die Analyse der dominanten Substratverwertung bei der aeroben Energiebereitstellung ein drittes Anwendungsgebiet spiroergometrischer Untersuchungen im trainingswissenschaftlichen Kontext dar. Hierbei handelt es sich um die differenzierteste Untergliederung der individuellen Stoffwechselsituation bei sportlichen Belastungen, die derzeit ohne die Verwendung invasiver Testverfahren im Rahmen leistungsdiagnostischer Untersuchungen möglich ist. Bereits sehr früh erkannte man, dass anhand der Atemgase sowohl in Ruhebedingungen als auch unter Last auf den prozentualen Anteil verschiedener Substrate zum Gesamtumsatz zu schließen ist (Krogh & Lindhard, 1920). Das zugrunde liegende Verfahren, die indirekte Kalorimetrie, hat sich seit diesen ersten Ansätzen zwar technisch und methodisch weiterentwickelt, basiert jedoch nach wie vor auf den gleichen Prinzipien. Im Mittelpunkt steht der Respiratorische Quotient (RQ), welcher sich aus dem Verhältnis von CO_2 -Abgabe und O_2 -Aufnahme auf zellulärer Ebene zusammensetzt. In spiroergometrischen Untersuchungen wird die zelluläre Größe RQ anhand der sogenannten Respiratory Exchange Ratio (RER) indirekt abgeschätzt. Die energiereichen Substrate, die dem Körper zur aeroben ATP-Re-synthese zur Verfügung stehen, variieren stark in ihrer chemischen Zusammensetzung und infolgedessen auch hinsichtlich des benötigten Sauerstoffs bzw. des abgegebenen Kohlenstoffdioxids bei der Oxidation. Diese Unterschiede machen es möglich, dass anhand des RER unter Einbezug bekannter Stoffeigenschaften stöchiometrisch bestimmt werden kann, welche Substratoxidation unter bestimmten Bedingungen dominiert. *Tabelle 11* zeigt eine Übersicht der wichtigsten rechnerischen Größen zur Bestimmung der Substratutilisation per indirekter Kalorimetrie.

Tabelle 11. Biochemisch relevante Daten zur indirekten Kalorimetrie nach Jeukendrup & Wallis, 2005

Substrat	Biochemische Stoffeigenschaft					
	Molare Masse	Energie	Benötigter Sauerstoff	Entstehendes Kohlenstoffdioxid	RER	Kalorisches Äquivalent
	[g · mol ⁻¹]	[kcal · g ⁻¹]	[l · g ⁻¹]	[l · g ⁻¹]		[kcal · g ⁻¹]
Glukose	180.158	3.74	0.7455	0.7426	0.996	5.02
Durchschnittliche Fettsäure	272.405	9.75	2.0092	0.8251	0.704	4.85
Durchschnittliche Aminosäure	116.21	4.09	0.9842	0.7931	0.807	4.16

Bei der Durchsicht ist zu beachten, dass in der Regel ein Mischverhältnis für die Substratutilisation der aeroben Energiebereitstellung vorliegt. Die anteilig erbrachte Energiebereitstellung muss demnach

über Prozentsätze abgeschätzt werden. Eine RER von 0.8 würde beispielsweise eine Kohlenhydratverbrennung von 33.4 % und eine Fettutilisation von 66.6 % widerspiegeln (Meyer, 2003). Diese Verteilung entspricht einem normalen Ruhewert (Kroidl, 2015). Neben einer groben Unterscheidung zwischen Fett-, Kohlenhydrat- und Proteinutilisation muss bei einer vertiefenden Auseinandersetzung genauer zwischen Subkategorien differenziert werden, welche variable biochemische Eigenschaften aufweisen. So ändert sich die Stöchiometrie wesentlich für Fettsäuren unterschiedlicher Kettenlängen oder Proteine verschiedenartiger Aminosäurestrukturen (Jeukendrup & Wallis, 2005). Der Einfluss verschiedener Kohlenhydrate wird dagegen seit langem als eher gering eingeschätzt (Frayn, 1983), wobei auch Studiendaten vorliegen, die der vorherrschenden Meinung entgegenstehen, speziell bezogen auf den Unterschied zwischen Muskelglykogen und Plasmaglukose. Abweichungen von bis zu 8 % sind den Daten zu entnehmen (Jeukendrup & Wallis, 2005; Romijn, Coyle, Sidossis, Rosenblatt & Wolfe, 2000). Die Unterscheidung zwischen der Verstoffwechslung von Plasmaglukose und Muskelglykogen ist besonders im sportlichen Kontext womöglich entgegen der bisherigen Meinung doch als relevanter Faktor zu sehen, da sich dieses Verhältnis bei zunehmender Intensität und Belastungsdauer deutlich im Vergleich zu Ruhebedingungen verschieben kann (Romijn et al., 2000; van Loon, Greenhaff, Constantin-Teodosiu, Saris & Wagenmakers, 2001).

Als Konsequenz der Unterschiede in den Substraten lassen sich in der Literatur verschiedene Gleichungen zur Berechnung der Substratutilisation finden (Ferrannini, 1988; Frayn, 1983; Péronnet & Masicotte, 1991). Kernziel der Forschung in diesem Gebiet ist die Optimierung der Formeln zum Zwecke der möglichst akkuraten Vorhersage der Zusammensetzung oxidierter Substrate auch innerhalb der identifizierten Subkategorien. Bisher liegt diesbezüglich jedoch kein Konsens vor, wobei die Formel von Frayn (1983) im sportwissenschaftlichen Umfeld, trotz der fehlenden Differenzierung zwischen Plasmaglukose und Muskelglykogen, wohl am häufigsten Verwendung findet. In diesem Kontext ist für die indirekte Kalorimetrie bei Belastungsuntersuchungen anzumerken, dass ein Großteil der konkurrierenden Formeln Ruhebedingungen voraussetzt, die im Sport fachbedingt eher die Ausnahme bei Untersuchungen bilden (Jeukendrup & Wallis, 2005). Eine gewisse Unschärfe ist deshalb zu erwarten.

Selbst bei optimierten Formeln zur Ableitung der Stoffwechsellage sind mögliche Artefakte zu beachten, die auf grundsätzlichen theoretischen Annahmen bzw. methodischen Voraussetzungen der indirekten Kalorimetrie beruhen. So ist die indirekte Kalorimetrie in der Praxis durch die Annahme bestimmt, dass die RER den RQ adäquat abbildet, der gemessene Sauerstoff und das Kohlenstoffdioxid also den verstoffwechselten Substraten auf zellulärer Ebene entsprechen. Die Messung der Kohlenstoffdioxidabgabe erfüllt diese Annahme jedoch ausschließlich bei einem stabilen Bikarbonat-Pool im Blut. Bei niedrigen Intensitäten ist demnach keine Einschränkung zu erwarten. Übermäßige Laktatakkumulation ist jedoch durch das zusätzlich entstehende Excess-CO₂ aus der Laktatpufferung im Blut

eine entscheidende Störgröße für die korrekte Bestimmung der Substratutilisation per indirekter Kalorimetrie. In Phasen hoher Belastung sind Zahlenwerte von > 1 beim RER zu beobachten. Solcherlei Werte sind als Anzeichen für eine deutliche Aktivität des Bikarbonatpuffers bzw. im Grenzbereich der Belastungstoleranz sogar als eine Überlastung der Puffersysteme interpretierbar. Die RER wird deshalb ebenfalls als Maß der Ausbelastung bei spiroergometrischen Untersuchungen herangezogen. Erreichbare Maximalwerte hängen in der Belastungsphase eng mit der individuellen Toleranz der metabolisch induzierten Azidose zusammen. Die Ausbelastung kann daher bei Probanden mit geringer anaerober Leistungsfähigkeit bereits knapp über Werten von 1.0 erreicht werden (Meyer, 2003). Dazu ist jedoch anzumerken, dass sich in Phasen mit Belastungen oberhalb des MLSS die Frage des dominant verstoffwechselten Substrates zur ATP-Resynthese ohnehin nicht stellt, da die Umsatzraten auf aerobem Wege nur noch durch Kohlenhydratoxidation realisiert werden können. Dennoch ist besonders bei Feldtests mit wechselnden Intensitäten oder Streckenprofilen der beschriebene Störfaktor bei der Auswertung zu berücksichtigen.

Ein weiteres, grundsätzliches Problem liegt in der Tatsache, dass die per Spiroergometrie erhobene RER lediglich ein Abbild der gesamten Stoffwechselverhältnisse im Organismus bieten kann, da parallel zur aktiven Arbeitsmuskulatur auch in anderen Geweben Stoffwechselprozesse ablaufen, welche ebenfalls O_2 verbrauchen und CO_2 freigeben. Als Beispiele dafür sind die Glukoneogenese aus Aminosäuren, die Lipogenese aus Glukose und die Ketogenese aus unvollständig oxidierten Fettsäuren anzuführen (Frayn, 1983; Schutz, 1997). In der Praxis wird der Einfluss dieser Stoffwechselprozesse jedoch als quantitativ nicht relevant eingestuft und daher bei den Berechnungen ignoriert. Während dieses Vorgehen für die Lipogenese (Acheson et al., 1988; Jeukendrup & Jentjens, 2000) und Ketogenese (Jeukendrup & Wallis, 2005; Schutz & Ravussin, 1980) bei Belastungsuntersuchungen als wissenschaftlich fundiert gilt, bestanden bei der Glukoneogenese aus Aminosäuren diesbezüglich zunächst Zweifel. Besonders bei Dauerbelastungen über mehrere Stunden hinweg konnten Zunahmen in der Glukoneogenese aus Aminosäuren, speziell aus Alanin, beobachtet werden (Ahlborg, Felig, Hagenfeldt, Hendler & Wahren, 1974). Die Praxis hat jedoch gezeigt, dass der Anteil am Gesamtenergieumsatz unter 1 % liegt (Jeukendrup & Wallis, 2005), weshalb trotz nachweisbarer Umsätze bei der indirekten Kalorimetrie auf die Berücksichtigung der Glukoneogenese aus Aminosäuren verzichtet werden sollte. Ursächlich dafür ist auch die Tatsache, dass die Abweichung durch andere Stoffwechselprozesse in der Arbeitsmuskulatur oder in anderen Organen mit steigendem O_2 -Bedarf in der Arbeitsmuskulatur sinkt (Meyer, 2003).

Eine letzte Grundannahme, die Ursache methodischer Fehler der indirekten Kalorimetrie sein könnte, ist der gemeinhin übliche Verzicht auf den Einbezug der Proteine zur Energiebereitstellung. Während unter normalen Bedingungen von einem Anteil am Gesamtumsatz auszugehen ist, der unterhalb 1 %

liegt, kann bei sehr langen Dauerbelastungen ohne Nahrungsmittelzufuhr ein Anteil von bis zu 10 % angenommen werden (Jeukendrup & Wallis, 2005). In Conclusio ist demnach der Verzicht auf den Einbezug der Proteine besonders für die leistungsdiagnostische Praxis zu befürworten, da hier im Normalfall die Belastungszeit, dem Gütekriterium der Ökonomie folgend, möglichst kurz ausfällt. Spezielle Untersuchungen zu Dauerbelastungen bei Lang- oder Ultradistanzen sind gesondert zu betrachten. In solchen Extremfällen kann der Anteil der aeroben Oxidation von Aminosäuren über Stickstoffausscheidungen im Urin abgeschätzt werden (Meyer, 2003).

4.3.1 Maximale Fettoxidation

Wie eben dargelegt, kann die Atemgasanalyse verlässliche Rückschlüsse auf den Gesamtenergieverbrauch und den prozentualen Substratanteil in Ruhe und bei moderaten Belastungen bieten. In diesem Kontext ist für die Trainingswissenschaft die maximale Umsatzrate der Fettutilisation (MFO) mit der zugehörigen Intensität (FATmax) von Interesse. Neben der Bezeichnung *FATmax* (Achten, Gleeson & Jeukendrup, 2002) existieren auch die Termini *LIPOMax* (Pérez-Martin et al., 2001) und *FETOXmax* (Dériaz et al., 2001). Zwar liegen den einzelnen Akronymen unterschiedliche Belastungsprotokolle zugrunde, theoretisch fußen sie jedoch auf dem gleichen Konzept und bezeichnen den identischen Grenzwert, die Intensität mit der maximalen Fettumsatzrate. Kenntnisse über diesen Schwellenwert können speziell für die Trainingsplanung von Ausdauerathleten von Bedeutung sein, die ihre Energie dominant über den Fettstoffwechsel bereitstellen. Es konnte folgerichtig gezeigt werden, dass die FATmax eng mit der Funktionsfähigkeit der Mitochondrien korreliert (Brun, Varlet-Marie & Romain, 2012). In den letzten Jahren sind jedoch auch Studienergebnisse bekannt geworden, welche die Rolle des Fettstoffwechsels bei hochintensiven Intervallbelastungen, anders als bisher vermutet, als durchaus relevant einstufen, besonders bei zunehmender Zahl der Einzelbelastungen (Hetlelid, Plews, Herold, Laursen & Seiler, 2015; Stepto, Martin, Fallon & Hawley, 2001).

Eine individuelle Erhebung von FATmax und MFO anhand spiroergometrischer Untersuchungen ist dem aktuellen Forschungsstand folgend wegen möglicher intraindividuelle Schwankungen anzuraten und pauschalen Intensitätsvorgaben vorzuziehen, auch wenn ein Großteil der Studienergebnisse die FATmax im Mittel zwischen 60 - 65 % der Intensität an der $\dot{V}O_2\text{max}$ lokalisiert (Achten & Jeukendrup, 2004b; Brun et al., 2012; Meyer, Folz, Rosenberger & Kindermann, 2009; Meyer, Gässler & Kindermann, 2007; Schwindling, Scharhag-Rosenberger, Kindermann & Meyer, 2014). Neben diesen relativ stabilen Mittelwerten wurden auch Werte von 47 % und 75 % erfasst (Purdom, Kravitz, Dokladny & Mermier, 2018). Ebenso verhält es sich bei der absoluten maximalen Umsatzrate MFO, welche Werte zwischen $0.17 - 1.27 \text{ g} \cdot \text{min}^{-1}$ annehmen kann (Randell et al., 2017). Diese Schwankungen in Kombina-

tion mit identifizierten Korrelationen zu metabolischen Schwellenwerten und dem allgemeinen Trainingszustand (Bircher & Knechtle, 2004; Gmada et al., 2013) machen deutlich, wie stark der genaue Verlauf der Fettoxidation auch von individuellen Stoffwechselausprägungen abhängt. Eine direkte, individuelle Erhebung ist daher aus sportwissenschaftlicher Sicht zu präferieren.

Die Methodik zur Bestimmung fußt im Wesentlichen auf der zuvor erläuterten indirekten Kalorimetrie, unterliegt demnach auch den in diesem Zusammenhang dargestellten Artefakten. Auf Ebene der Physiologie ist ein Kausalzusammenhang zwischen Belastungsintensität und Substratutilisation Grundvoraussetzung für die Bestimmung von MFO und FATmax per leistungsdiagnostischem Verfahren. Ein solcher Zusammenhang gilt weithin als bestätigt (Brun et al., 2012; Purdom et al., 2018) und ist in *Abbildung 43* veranschaulicht.

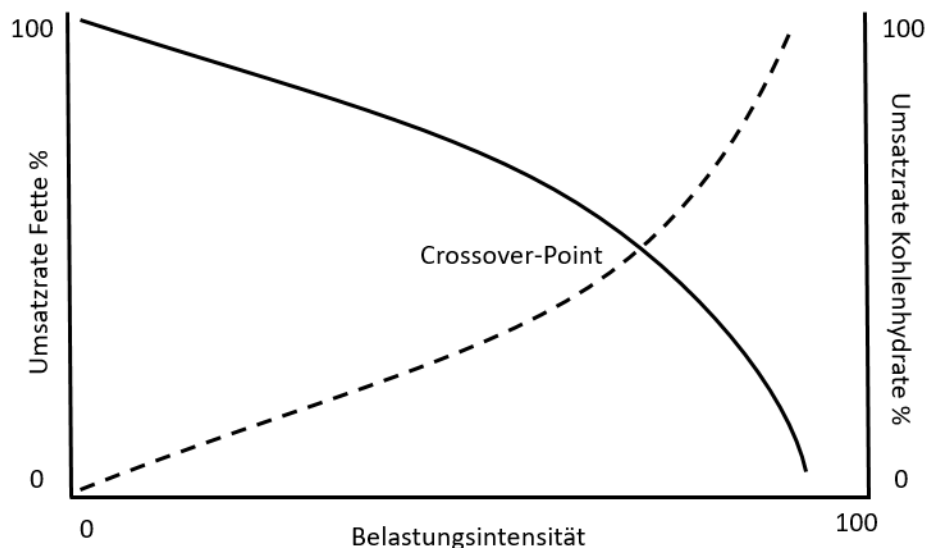


Abbildung 43. Crossover-Concept der Substratutilisation nach Brooks & Mercier, 1994.

In Ruhe und bei niedrigen Belastungsintensitäten ($< 25\% \dot{V}O_2\text{max}$) ist der Anteil der Fettoxidation am Gesamtumsatz mit über 90 % deutlich dominierend (Romijn et al., 2000). Mit progressiv steigender Intensität nimmt der relative Anteil der Kohlenhydratoxidierung am Gesamtenergieumsatz zu, während eine korrespondierende Abnahme der Oxidation von Fetten zu beobachten ist, die schlussendlich in der Umkehr des dominant oxidierten Substrates am sogenannten *Crossover-Point* mündet. Der entgegengesetzte Verlauf der anteiligen Energiebereitstellung von Fetten und Kohlenhydraten wird nach Bruve und Mercier (1994) auch *Crossover-Concept* genannt. Diejenige Intensität, bei welcher die Kohlenhydratoxidation den dominierenden Anteil einnimmt, wird ähnlich wie die Intensität am FATmax häufig mit Werten von ca. 65 % der $\dot{V}O_2\text{max}$ festgelegt (Achten et al., 2002; Achten & Jeukendrup, 2004a). Aus dieser Nähe rührt in der Praxis eine Gefahr der Gleichsetzung von FATmax und dem Über-

gang zur dominanten Kohlenhydratverstoffwechslung. Die MFO und damit auch die FATmax sind jedoch nicht an eine anteilig dominante Verstoffwechslung von Fett gebunden, können also theoretisch auch in den Anfangsbereichen anteilig dominierender Kohlenhydratverwertung liegen. Die absolute Umsatzrate ist in diesem Kontext per Definition die ausschlaggebende Größe, nicht die anteilige. Beachtet man dies, ist zwischen niedrigen und moderaten Belastungsintensitäten parallel zum Rückgang des relativen Anteils der Fettoxidation ein Anstieg in der absoluten Umsatzrate selbiger evident, sodass insgesamt eine parabolische Relation zwischen Belastungsintensität und Fettoxidationsrate vorliegt, keine linear abfallende (Romijn et al., 1993). *Abbildung 44* stellt dar, wie sich MFO und FATmax aus diesem parabolischen Verhältnis ableiten lassen.

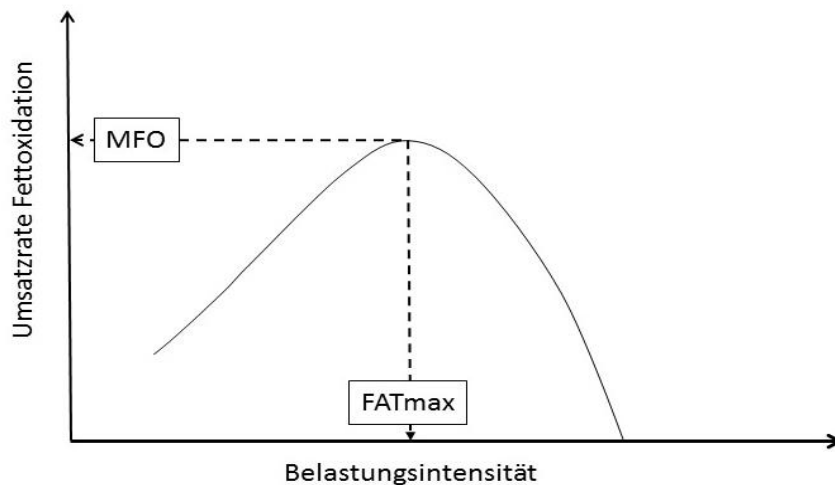


Abbildung 44. Parabolischer Verlauf der Fettumsatzrate bei steigender Belastung.

Die spezifischen physiologischen Ursachen für die abnehmende Fettoxidation bei höheren Intensitäten sind im Detail und besonders in der Gewichtung noch nicht erschöpfend geklärt (Brun et al., 2012). Wahrscheinlich ist wohl eine Kombination aus verminderter Fettsäurezufuhr in Verbindung mit einem gleichzeitig hormonell-enzymatisch herabregulierten Fettstoffwechsel (Maunder, Plews & Kilding, 2018; Purdom et al., 2018). Die Fettsäurezufuhr ist dabei besonders durch die Aufnahme in die Muskelzelle bzw. durch den Fettsäuretransport innerhalb des Zytoplasmas reduziert (Jeppesen & Kiens, 2012). In gleichem Maße wie die Lipolyse durch den Anstieg der Katecholaminkonzentration bei niedrigintensiven Belastungen angeregt wird²², hemmen spezifische Stoffwechselzwischenprodukte und Botenstoffe die Verstoffwechslung von Fetten bei hochintensiven Belastungen durch die Inhibition

²² Die Serumkonzentration von freien Fettsäuren steigt nach Horowitz und Klein (2000) auf das bis zu Dreifache des Ruhewertes an.

enzymatisch regulierter Reaktionen oder Transportprozesse. Allen voran ist hier die Bildung von Acetylcarnitin aus Acetyl-CoA und Carnitin zu nennen, welche mit einem Abfall in der Carnitinkonzentration einhergeht und so schlussendlich zu einem deutlich verminderten Fettumsatz im Mitochondrium führt (Jeppesen & Kiens, 2012). Daneben ist auch eine negative Korrelation zwischen Fettoxidationsraten und einer erhöhten Blutlaktatkonzentration bekannt, welche mit hohen Belastungsintensitäten einhergeht, wobei hier selbstverständlich der individuelle Leistungsstand zu berücksichtigen ist. Problematisch scheint dabei weniger die Laktatproduktion zu sein, sondern vielmehr die korrespondierende Laktatelimination. Die Eliminationsgeschwindigkeit des bei intensiven Belastungen gebildeten Laktats kann nur durch die entsprechende Verdrängung der freien Fettsäuren aus der mitochondrialen Verbrennung aufrechterhalten werden (Knechtle & Bircher, 2005).

Neben der Belastungsintensität ist auch die Belastungsdauer ausschlaggebend für die dominierende Substratutilisation. Während längerer Belastungen (> 90 min) sind besonders hormonelle Veränderungen und Schwankungen der Substratkonzentrationen verantwortlich für Anpassungen in der Substratoxidation (Purdom et al., 2018). Grundsätzlich verschiebt sich mit zunehmender Belastungsdauer und damit einhergehender Reduktion der Belastungsintensität die Stoffwechsellage zugunsten der Fettoxidation, wobei die genauen Kennzahlen in diesem Bereich vom Trainingsstatus abhängig sind (Laaksonen, Kyröläinen, Kempainen, Knuuti & Kalliokoski, 2018; Louche et al., 2013; Turcotte, Richter & Kiens, 1992). Auch der Ursprung der oxidierten Fettsäuren steht in Relation zur Belastungsdauer. Während bei submaximalen Belastungen bis 90 min vorrangig intramuskulär gespeicherte Fettsäuren oxidiert werden, sind bei darüber hinausgehenden Belastungen freie Fettsäuren eindeutig dominant (Badin, Langin & Moro, 2013; Moro, Bajpeyi & Smith, 2008; Watt, Heigenhauser, Dyck & Spriet, 2002).

Die Zusammenhänge zwischen Belastungsintensität, Belastungsdauer und Fettumsatzrate sind sowohl empirisch gut belegt als auch physiologisch nachvollziehbar. Daneben sind jedoch auch weitere Einflussfaktoren möglich, die im Folgenden unter Berücksichtigung des aktuellen Forschungsstands dargestellt werden. An erster Stelle soll der Einfluss des individuellen Leistungsstands stehen, da sich hieraus auch Aussagen zur allgemeinen Trainierbarkeit von MFO und FATmax ableiten lassen. Wie bereits erwähnt, können sowohl MFO als auch FATmax bisherigen Studienergebnissen zufolge großen interindividuellen Schwankungen unterliegen (Maunder et al., 2018; Purdom et al., 2018). Mehrere Untersuchungen kamen zu dem Ergebnis, dass eine erhöhte MFO mit einem besseren Trainingsstatus einhergeht (Lima-Silva et al., 2010; Randell et al., 2017; Stisen et al., 2006), wobei der Trainingsstatus bei den Studien anhand der $\dot{V}O_2\text{max}$ abgeschätzt wurde. Hinsichtlich der FATmax ist eine positive Korrelation zwar ebenfalls zu beobachten (Randell et al., 2017), jedoch ist die Studienlage diesbezüglich nicht eindeutig (Maunder et al., 2018). Wegen der bereits nachgewiesenen Verknüpfung von FATmax und metabolischen Schwellenwerten (Achten & Jeukendrup, 2004b; Astorino, 2000; Bircher &

Knechtle, 2004; Knechtle & Bircher, 2005) ist ein Zusammenhang zwischen FATmax und dem Trainingsstatus trotz einiger widersprüchlicher Ergebnisse dennoch anzunehmen, obwohl der Einfluss des Trainingsstatus auf die absolute Fettumsatzrate höher einzuschätzen ist. Diese Schlussfolgerungen decken sich auch mit Untersuchungen zur direkten Trainierbarkeit von MFO und FATmax. Während die MFO durch Training verbessert wurde (Astorino, Schubert, Palumbo, Stirling & McMillan, 2013; Besnier et al., 2015; Mogensen, Vind, Højlund, Beck-Nielsen & Sahlin, 2009), konnten einige Studien keine Verschiebung der FATmax identifizieren, besonders bei bereits ausdauertrainierten Personen (Astorino, Edmunds, Clark, Gallant et al., 2017; Astorino & Schubert, 2018; Mogensen et al., 2009). Auch bezüglich des optimalen Trainingsprotokolls herrscht derzeit noch kein Konsens, da sowohl Intervallprotokolle (Astorino, Schubert, Palumbo, Stirling & McMillan, 2013; Bagley et al., 2016) als auch niedrig intensive Dauerbelastungen (Besnier et al., 2015; Mogensen et al., 2009) die MFO verbessern können. Bei direkten Vergleichen der beiden Trainingsprotokolle fielen die Anpassungen im Bereich der MFO in etwa analog aus (Alkahtani, King, Hills & Byrne, 2013; Venables & Jeukendrup, 2008). Zukünftige Studien sollten besonders die Anpassungsfähigkeit und -sensibilität bereits ausdauertrainierter Personen weiter untersuchen, da ein Großteil der bestehenden Datensätze zu Trainingsinterventionen von untrainierten Probanden stammt (Mauder et al., 2018).

Ein weiterer Einflussfaktor ist neben dem Trainingsstatus das Geschlecht. Aufgrund des unterschiedlichen Hormonspiegels von Männern und Frauen scheint es schlüssig, Abweichungen im Fettstoffwechsel beider Geschlechter sowohl in Ruhe als auch unter Last anzunehmen. Tatsächlich konnten in mehreren Studien Unterschiede gefunden werden, wobei Frauen im Schnitt eine höhere FATmax aufweisen als Männer (Carey, 2009, 2009; Carter, Rennie & Tarnopolsky, 2001; Dasilva et al., 2011; Venables, Achten & Jeukendrup, 2005). Auch die MFO ist im Vergleich erhöht, zumindest dann, wenn die Relation zur fettfreien Körpermasse betrachtet wird und nicht der unbearbeitete Absolutwert (Fletcher et al., 2017; Venables et al., 2005). Ursächlich für die identifizierten Unterschiede scheint der Hormonbesatz zu sein, wobei den Östrogenen dabei wohl die bestimmende Funktion zuzuschreiben ist (Isacco, Duché & Boisseau, 2012; Varlamov, Bethea & Roberts, 2014). Diese verbessern durch die Aktivierung verschiedener Trägerproteine (CD36, β -Hydroxy-Acetyl-CoA-Dehydrogenase) einerseits den Transport der Fettsäuren in die Muskelzellmembran, andererseits die Oxidation innerhalb des Mitochondriums (Kiens et al., 2004; Maher, Akhtar, Vockley & Tarnopolsky, 2010). Einschränkungen bestehen noch bezüglich der Übertragbarkeit auf Probandenkollektive unterschiedlicher Leistungsstufen. Besonders bei hochausdauertrainierten Probandinnen ist die Datenlage derzeit noch dünn, auch kann aktuell noch keine Gültigkeit der Ergebnisse für adipöse Probandinnen garantiert werden (Mauder et al., 2018). Ferner gilt bis dato der genaue Einfluss des Menstruationszyklus als nicht erschöpfend geklärt (Purdom et al., 2018).

Neben Intensität, Dauer, Leistungsstand und Geschlecht ist auch die Ernährung als wesentlicher Einflussfaktor der Fettutilisation zu sehen, wobei hier zum besseren Verständnis und zur Gliederung der Studienlage zwischen der Nahrungsaufnahme unmittelbar vor der Belastung und zwischen chronischen Ernährungsgewohnheiten oder -umstellungen differenziert werden sollte. Nur wenige Studien haben den Einfluss der unmittelbar vor der Belastung zugeführten Ernährung auf MFO und FATmax direkt untersucht (Maunder et al., 2018). Diese Studien identifizieren jedoch eine signifikant gesenkte MFO und FATmax nach der Einnahme von Kohlenhydraten. So zeigte eine Untersuchung an trainierten Männern eine 28 % reduzierte MFO und eine Senkung der FATmax um 14 % nach der Einnahme von 75 g Glukose 45 min vor der Belastung (Achten & Jeukendrup, 2003b). Ursächlich für den Abfall scheint die nahrungsabhängige Insulinausschüttung zu sein, welche die Lipolyse hemmt und dadurch die Verfügbarkeit der freien Fettsäuren für die Oxidation reduziert. Unklar ist bisher noch die genaue Relation zwischen der Menge an zugeführter Glukose und dem korrespondierenden Abfall in der Fettutilisation. Wegen des Einflusses der Insulinausschüttung auf die Verminderung der Fettumsatzrate ist diesbezüglich eine stark interindividuell variable Reaktion zu erwarten, auch hinsichtlich des Zeitpunktes der Glukoseaufnahme.

Auch bei langfristigen Ernährungsinterventionen lassen sich Einflüsse auf die Fettoxidation unter Belastung identifizieren, die weitgehend mit den Beobachtungen aus den kurzfristigen Nahrungsumstellungen übereinstimmen. So variiert die systemisch überwiegende Substratutilisation entsprechend des anteilig bevorzugten Makronährstoffes. Diäten mit klar dominierenden Makronährstoffen (Fette/ Kohlenhydrate) resultieren demnach in einer verbesserten Fähigkeit des Stoffwechsels zur Oxidation selbiger Nährstoffe im submaximalen Bereich, wobei hauptsächlich enzymatische Anpassungen zu den Veränderungen führen (Fletcher et al., 2017; Stellingwerff et al., 2006; Volek et al., 2016; Volek, Noakes & Phinney, 2015; Yeo, Carey, Burke, Spriet & Hawley, 2011). Die Anpassungen im Bereich der Fettoxidation, die durch eine mittel- bis langfristige Nahrungsumstellung zu erreichen sind, gehen indes mit einer verminderten Aktivität glykolytischer Enzyme einher und reduzieren auf diese Weise die Leistungsfähigkeit in intensiven Belastungsbereichen über 70 % $\dot{V}O_2$ max (Yeo et al., 2011). Dieser Effekt lässt sich jedoch durch die kurzfristige Zufuhr von Kohlenhydraten nach einer mehrtägigen fettdominanten Diät reduzieren, ohne dabei die enzymatischen Anpassungen im Fettstoffwechsel zu beeinträchtigen (Stellingwerff et al., 2006). Auch in diesem Teilaspekt sind noch nicht alle Forschungsfragen besonders hinsichtlich der Zusammenhänge zwischen Dosis, Wirkung und Dauer geklärt. Die langfristige Makronährstoffzusammensetzung hat aber in jedem Fall Einfluss auf die Fettoxidation und sollte bei Studien möglichst genau stabilisiert werden, wengleich die Belastungsintensität und die Belastungsdauer weiterhin die dominierenden Einflussfaktoren bei der Substratutilisation darstellen.

Als letzter Einflussfaktor ist die Belastungsart zu thematisieren. Mehrere Studien konnten eine erhöhte MFO beim Laufen im Vergleich zum Radfahren identifizieren (Chenevière, Malatesta, Gojanovic & Borrani, 2010; Knechtle et al., 2004). Als mögliche Ursache kann die erhöhte muskuläre Aktivität beim Laufen gelten (Arkinstall, Bruce, Nikolopoulos, Garnham & Hawley, 2001), aber auch eine verbesserte Bewegungsökonomie durch den Einfluss des Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus, welcher beim Radfahren ausbleibt (Bijker, Groot & Hollander, 2002). Verlässliche Angaben zum Ausmaß des Einflusses der Belastungsart sowie zu möglichen Gewöhnungseffekten oder Reduktionsmöglichkeiten durch Training sind unbekannt (Purdom et al., 2018). Ebenso gibt es bisher keine Studien, die Unterschiede in der Fettoxidation bei anderen Belastungsformen (Skilanglauf, Schwimmen, Rudern etc.) verlässlich darstellen.

4.3.2 Erhebung

Mit dem zunehmenden Interesse der Trainingswissenschaft an FATmax und MFO ist auch die Entwicklung spezieller Belastungsprotokolle zur Erhebung einhergegangen. Eine der einflussreichsten Studien auf diesem Gebiet, die bis heute stark auf die Protokollgestaltung einwirkt, stammt von Achten et al. (2002). Die Autoren untersuchten dabei mögliche Einflussfaktoren der Belastungsgestaltung auf die MFO und FATmax und kamen zu dem Ergebnis, dass Stufendauern von 3 min Länge ausreichend für reliable Messungen sind (Achten et al., 2002). Daneben wurde untersucht, ob die vorhergehenden Stufen relevanten Einfluss auf die Substratutilisation der Folgestufe haben. Für graduell ansteigende Stufentests ist dies den Ergebnissen zufolge zu verneinen (Achten et al., 2002). Damit lieferten Achten et al. (2002) mit ihrer Studie zwei wichtige Rahmenbedingungen für die Protokollgestaltung zur adäquaten Determination von MFO und FATmax, die bis heute Verwendung finden (Maunder et al., 2018). Zum einen die Möglichkeit relativ kurzer Stufenlängen statt Dauerbelastungen, zum anderen die Erkenntnis, dass der Einfluss vorhergehender Stufen bei graduellem Anstieg hinsichtlich der darzustellenden Parameter zu neglieren ist. Protokolle zur Identifikation der FATmax entsprechen demnach heutzutage weitgehend der klassischen Stufenprotokollstruktur und sind mit relativ geringem Zeitaufwand verlässlich zu realisieren, was sie zur Verwendung im Rahmen leistungsdiagnostischer Untersuchungen für die Trainingspraxis qualifiziert. Zwar fand die zugrunde liegende Untersuchung auf Radergometern statt, die Ergebnisse konnten jedoch auch für Laufbandprotokolle bestätigt werden (Achten & Jeukendrup, 2003a; Jeukendrup & Wallis, 2005). Die Unterschiede zwischen Rad und Laufband hinsichtlich der Fettoxidation wurden bereits thematisiert. Innerhalb der von Achten et al. (2002, 2003) geschaffenen Rahmenbedingungen existieren seitdem mehrere Testprotokolle, die sich zwar an der grundlegend kontinuierlich ansteigenden Belastungsstruktur in relativ kurzen Stufenlängen orientieren, aber in der Anfangsbelastung und im Inkrement je nach Testpopulation variieren. Hinsichtlich der Stufenlänge wird empfohlen, die vorgegebenen 3 min bei untrainierten Probanden zu verdoppeln,

da die Zeit zur Ausprägung eines Steady state hier gegenüber der ursprünglichen Testpopulation deutlich verlängert sein kann (Bordenave, Flavier, Fédou, Brun & Mercier, 2007). Ein etwas anderer Ansatz zur Protokollgestaltung sieht die Verwendung von Stufen vor, die sich an Intensitäten aus vorhergehenden Belastungsuntersuchungen orientieren. Demnach ist die Einstiegslast entsprechend der Intensität der LT1 zu wählen, während sich die maximale Intensität an der Intensität orientiert, bei welcher im Eingangstest die RER über 1.0 angestiegen ist (Meyer et al., 2009; Schwindling et al., 2014). Es handelt sich also per Definition um ein zweistufiges Testverfahren. Anstelle eines Eingangstests zur Bestimmung der Intensitäten kann allerdings auch eine prozentuale Ableitung aus rechnerisch bestimmten Maxima erfolgen (Brandou, Savy-Pacaux, Marie, Brun & Mercier, 2006). Hinsichtlich des zeitlichen Aufwandes sind Protokolle, die einen vorhergehenden Eingangstest benötigen, sicherlich negativer einzuschätzen, als die etablierten Verfahren basierend auf den Ergebnissen von Achten et al. (2002). In puncto Reliabilität jedoch können einem Review von 2018 zufolge beide Verfahren grundsätzlich positiv bewertet werden (Maunder et al., 2018), obwohl in einigen Studien intraindividuelle Abweichungen von über 15 % vorlagen (Crocì et al., 2014). Diese Variabilität ist wohl auf fehlende oder uneffektive Standardisierung der Nahrungszufuhr und Vorbelastungen zurückzuführen (Astorino & Schubert, 2018). Eine ausbleibende Reglementierung in diesem Bereich kann indes auch gezielt erfolgen, um die Übertragbarkeit der Ergebnisse auf den Trainingsalltag zu verbessern (Schwindling et al., 2014).

4.3.3 Normwerte

Verlässliche Normwerte zu MFO und FATmax sind bisher nur bedingt zu finden, da die erwähnten Einflussfaktoren bei einer Zusammenführung bisheriger Studienergebnisse berücksichtigt und abgeglichen werden müssen, wodurch die Sammlung großer Datenmengen mit homogenen Probandenkollektiven und konstanten Untersuchungsbedingungen erschwert ist. Normwertbestimmungen sind, um den Anspruch auf Gültigkeit zu erheben, auf große Probandenzahlen angewiesen. Einen aktuellen Vorschlag für Normwerte legten Maunder et al. (2018) vor, wobei ausschließlich Datensätze aus Studien mit kontrollierter Ernährung (nüchtern über Nacht) und Belastungsuntersuchungen auf einem Radergometer übernommen wurden. Im Rahmen dieser Metaanalyse erfolgte die Differenzierung der Probanden in fünf Kategorien (vgl. *Tabelle 12*). Eine Studie aus dem gleichen Jahr kritisiert die Normwerttabelle von Maunder et al. (2018). Hauptkritikpunkte sind die fehlende Untergliederung hinsichtlich des Trainingsstatus bei Übergewichtigen sowie die Neglektion von Altersunterschieden und die ausschließliche Fokussierung auf Raduntersuchungen (Amaro-Gahete, Sanchez-Delgado & Ruiz, 2018).

Tabelle 12. Auszug aus Normwerttabelle nach Maunder et al., 2018, S. 7

Population (Originalbezeichnung)	n	MFO [$\text{g}\cdot\text{min}^{-1}$]	n	FATmax [$\%\dot{V}\text{O}_2\text{max}$]
Endurance-trained, lean males	201	0.53 ± 0.16	201	56 ± 8
Recreationally-active, lean males	105	0.46 ± 0.14	67	51 ± 8
Recreationally-active, lean females	68	0.35 ± 0.12	38	50 ± 10
Overweight/obese males	193	0.28 ± 0.14	190	43 ± 18
Overweight/obese females	144	0.16 ± 0.05	27	61 ± 10

Diesen Kritikpunkten Rechnung tragend, haben Amaro-Gahete et al. (2018) ebenfalls eine Normwerttabelle ausgegeben (vgl. *Tabelle 13*), wobei neben den erwähnten Aspekten besonders die unterschiedliche Ernährung der Probanden (5 h - 6 h nüchtern) im Vergleich zur Tabelle von Maunder et al. (2018) von Bedeutung ist.

Tabelle 13. Auszug aus Normwerttabelle nach Amaro-Gahete et al., 2018

Population (Originalbezeichnung)	n	MFO [$\text{g}\cdot\text{min}^{-1}$]	FATmax [$\%\dot{V}\text{O}_2\text{max}$]
Total	167	0.34 ± 0.10	44.2 ± 12.4
Sedentary adult (men)	60	0.37 ± 0.11	40.8 ± 11.0
Sedentary adult (women)	107	0.32 ± 0.10	46.1 ± 12.8
Sedentary young adults	125	0.36 ± 0.11	44.0 ± 13.3
Sedentary middle-aged adults	42	0.29 ± 0.08	44.7 ± 9.5

Als Einwand lassen sich hier jedoch fehlende Daten zu ausdauertrainierten Probanden anführen. Generell ist bei der Betrachtung sportlich aktiver Probandenkollektive eine möglichst ausdifferenzierte Unterteilung anzuraten. Eine Metastudie mit 1121 Datensätzen von Athleten unterschiedlicher Sportarten und Leistungsständen ergab erhebliche Schwankungen in MFO und FATmax, auch begründet durch die Sportart (Randell et al., 2017), sodass die Kategorien *trainiert* und *untrainiert* zur Untergliederung möglicherweise in Zukunft für verlässliche Normwerte bei athletischen Populationen nicht ausreichen.

4.3.4 Trainingswissenschaftliche Kritik

Die Datensätze zur Bestimmung von MFO und FATmax entstammen derzeit nahezu ausnahmslos Untersuchungen unter Laborbedingungen. Inwieweit auf diese Weise gewonnene Erkenntnisse auf reale Wettkampf- und Trainingsbedingungen übertragbar sind, ist aktuell besonders hinsichtlich des Einflusses der äußeren Bedingungen noch offen. Während wärmere Umgebungen wohl durch vermehrt auftretende Katecholaminausschüttung und Dehydration die Oxidation von Kohlenhydraten triggern (Febbraio, 2001), ist die Studienlage zu kalten Umgebungen noch kontrovers (Maunder et al., 2018). Verlässliche Angaben zu möglichen Temperaturschwellenwerten sowie zu wirkungsvollen Präventionsmaßnahmen fehlen aktuell noch gänzlich. Ausdauerathleten sind im Jahresverlauf jedoch häufig wechselnden Temperaturen in Training und Wettkampf ausgesetzt (Casadio, Kilding, Cotter & Laursen, 2017), sodass für eine zielorientierte Anwendung von MFO und FATmax in der Trainingspraxis genauere Angaben zum Einfluss der äußeren Bedingungen unerlässlich scheinen. Neben der Übertragbarkeit von im Labor bestimmten Schwellenwerten ist derzeit auch die Relevanz der Schwellenwerte für die Leistungsfähigkeit nicht zweifelsfrei belegt. Die Hypothese einer Leistungssteigerung bei Wettkämpfen mit Dauerbelastungen über zwei Stunden durch verbesserte Fettoxidation liegt aus physiologischer Sicht nahe. Die Kohlenhydratspeicher sind limitiert und es ist bekannt, dass eine externe Zufuhr dem Bedarf unter moderaten bis hochintensiven Belastungen nicht entsprechen kann (Raschka & Ruf, 2017). Seitdem die Möglichkeit einer Stabilisierung der Glykogenspeicher bei moderaten Belastungen durch artifiziell erhöhte Fettsäurenkonzentration im Blut gezeigt wurde (Costill et al., 1977), versucht man, diesen Effekt durch endogene Prozesse in Training und Wettkampf zu kopieren. Eben diese Zunahme an zum Energietransfer verfügbaren Fettsäuren in höheren Belastungsbereichen verspricht man sich von einer Verbesserung der MFO und FATmax. Tatsächlich konnten bei leistungsstärkeren Populationen erhöhte MFO-Werte nachgewiesen werden (Stisen et al., 2006) und auch Korrelationen zwischen konkreten Wettkampfleistungen im Triathlon (Ironman-Distanz) und der maximalen Fettoxidationsrate liegen vor (Frandsen, Vest, Larsen, Dela & Helge, 2017). Bisher ist man jedoch nicht in der Lage, explizit zu zeigen, in welchem Ausmaß Verbesserungen in MFO und FATmax die endogenen Glykogenspeicher schonen. Eine Studie konnte bei zwei Testpopulationen trotz manifester Unterschiede in der MFO keine signifikanten Effekte auf die Glykogenspeicher identifizieren (Volek et al., 2016), wobei anzumerken ist, dass lediglich die Glykogenspeicher der Muskulatur Teil der Untersuchung waren, weshalb ein Effekt auf die Leberglykogenspeicher nicht gänzlich ausgeschlossen werden kann. Das Ausmaß des Einflusses von MFO und FATmax auf die Kapazität der Kohlenhydratoxidation bleibt gegenwärtig ebenso offen, wie die Fragen nach Sättigungseffekten oder konkreten mittel- und langfristig periodisierten Trainingsempfehlungen. Nicht zuletzt deshalb verläuft die Trainingssteuerung im Ausdauerbereich derzeit noch weitgehend unabhängig von den Kenngrößen FATmax und MFO.

Weiterhin stellen Schwindling et al. (2014) den prinzipiellen Nutzen trennscharfer Schwellenwerte im Kontext der Fettumsatzrate in Frage. Bei einer Untersuchung an ausdauertrainierten Probanden konnten sie keinen signifikanten Unterschied in der Fettoxidation zwischen Intensitäten an der FATmax und Intensitäten eine Belastungsstufe ($38 \text{ Watt} \pm 7$) oberhalb oder unterhalb der FATmax feststellen, weshalb in Conclusio die grundlegende Notwendigkeit von FATmax und MFO-Bestimmungen für die Trainingspraxis in Frage gestellt wurde (Schwindling et al., 2014). Bereits 2002 jedoch erkannten Achten et al. in ihrer Grundlagenstudie zur FATmax dieses Phänomen und definierten neben FATmax auch eine sogenannte FATmax-Zone, die sich in einem 10 %-Korridor um die Intensität der FATmax befindet (Achten et al., 2002). Die Ergebnisse von Schwindling et al. (2014) führen daher wohl eher nicht zur Abkehr von Schwellenwertbestimmungen in diesem Bereich. Mag eine möglichst präzise Bestimmung der FATmax zwar für die Trainingspraxis nicht zwingend von Nöten sein, so lässt sich doch auch die FATmax-Zone nicht ohne vorherige Determination der FATmax festlegen. Darüber hinaus sind Anpassungen im Längsschnitt durch spezifische Trainingsinterventionen sehr wohl auf eine methodisch möglichst einwandfreie und präzise Bestimmung der Kenngrößen angewiesen. Zusammenfassend lässt sich also aus trainingspraktischer Sicht die Bestimmung von FATmax und MFO zum jetzigen Zeitpunkt nur bedingt rechtfertigen, aus trainingswissenschaftlicher Sicht ist ihre Determination jedoch zweifelsohne entscheidend zur Optimierung spiroergometrischer Untersuchungen für den Sport.

5 Forschungsdefizite und Fragestellungen

Trotz offener Fragen hinsichtlich der Gewichtung und Bewertung spezifischer biochemischer Reaktionsketten im Belastungsverlauf liefert die Spiroergometrie dem wissenschaftlichen Konsens nach fundierte Ergebnisse für die trainingswissenschaftliche Betreuung von Sportlern (Scharhag-Rosenberger & Schommer, 2013). Dabei sind submaximale Parameter wie metabolische Schwellenwerte (vgl. 4.2) oder Kennwerte zur Substratutilisation (vgl. 4.3) inzwischen ebenso anerkannt, wie die seit langem etablierten Maxima der Atemgaskonzentrationen und Ventilation im Ausbelastungsbereich (vgl. 4.1). Die Relevanz dieser Größen für die sportliche Leistungsfähigkeit variiert erheblich zwischen sportlichen Disziplinen und Anwendungsgebieten sportwissenschaftlicher Forschung. Aufgrund aktueller Erkenntnisse aus dem Bereich der Energiebereitstellung (vgl. 2.2.5) sowie praktischer Leistungserhebungen in unterschiedlichen Belastungsbereichen (vgl. 4.1.3.2) scheinen spiroergometrische Kenngrößen jedoch für eine Vielzahl von Sportarten potenziell von Bedeutung für die Trainingssteuerung zu sein. Sie dienen überdies hinaus zur Erstellung von sportartspezifischen Belastungsprofilen, welche besonders bei neu entwickelten oder neu professionalisierten Sportarten zur Evaluation von leistungsdeterminierenden physiologischen Parametern herangezogen werden können. Die Spiroergometrie nimmt deshalb nach wie vor zurecht einen hohen Stellenwert in der Sportwissenschaft ein (Friedmann-Bette, 2011; Scharhag-Rosenberg, 2010).

Die technischen Entwicklungen der letzten Jahrzehnte, besonders im Bereich der Sensorik und computergestützten Datenauswertung, haben die Präzision der Messungen sowie die Möglichkeiten der Datenbearbeitung entscheidend vorangetrieben, jedoch gleichsam eine Vielzahl an neuen Herausforderungen an die Untersucher gestellt, von denen noch nicht alle befriedigend bewältigt werden (Foss & Hallén, 2005; Macfarlane, 2017; Overstreet et al., 2017). Obgleich wesentliche Faktoren zur interindividuellen Vergleichbarkeit erhobener Daten bereits standardisiert sind, fehlen verlässliche Handlungsanweisungen besonders in teilautomatisierten Arbeitsschritten, allen voran jene, die Glättungsalgorithmen für Datensätze von Breath-by-Breath Messungen betreffen. So liegen sehr gut untersuchte Richtlinien für die Durchführung der Datenerhebung vor, beispielsweise hinsichtlich der Stufendauer, der Belastungsgestaltung und der Probandenvorbereitung (Beltz et al., 2016; Haber, 2013; Kroidl, 2015; Rühle, 2008). Gleiches lässt sich für analysierende Arbeitsschritte sagen, hier sind an erster Stelle die Angaben zur Bestimmung und Verifikation der $\dot{V}O_2\text{max}$ oder Methoden zur Identifikation submaximaler Schwellenwerte zu nennen (Meyer, Lucía et al., 2005; Midgley, McNaughton, Polman et al., 2007; Poole & Jones, 2017). Der nachträgliche Einsatz von Glättungsalgorithmen nimmt eine Zwischenstellung in der diagnostischen Praxis ein. Er ist weder der Datenerhebung noch der analysierenden Auswertung einwandfrei zuzuordnen, sondern Zwischenschritt des Diagnoseprozesses.

Die Schwierigkeit der Zuordnung begründet sich durch die Tatsache, dass Glättungsalgorithmen zum Teil automatisiert in den Prozess der Datenaufzeichnung integriert sind (vgl. 3.3). Der auf Basis der Literaturanalyse als nachlässig zu bezeichnende Umgang mit der Thematik im wissenschaftlichen Diskurs könnte auf eben diese unklare Einordnung zurückzuführen sein. Interindividuell nachvollziehbare Handlungsanweisungen nach dem Vorbild der oben angeführten Beispiele sind für die Glättungsalgorithmen nicht in einer vergleichbaren Anzahl oder intersubjektiven Akzeptanz gegeben. Die starken Kontraste zwischen internationalen Verbandsempfehlungen sowie die Tatsache, dass dergleichen nicht von allen großen Dachverbänden vorliegen, können ebenso als stellvertretend für die aktuell vorherrschende Unstimmigkeit in der Methodenauswahl zur mathematischen Glättung von Breath-by-Breath Datensätzen gesehen werden, wie die fehlende Berücksichtigung der spezifischen Forschung zu diesem Problemfeld (vgl. 3.3). Auch wenn dieser Forschungszweig sicherlich einen sehr kleinen Anteil des gesamten Forschungsvolumens zur Spiroergometrie ausmacht, lieferte er bislang durchaus praxisrelevante Erkenntnisse. Die vielfältigen Möglichkeiten der algorithmischen Datenbearbeitung sind bisher zwar in noch unzureichender Präzision auf ihren Einfluss hin untersucht worden, dennoch lassen sich bereits eindeutige Hinweise auf die potenzielle Varianz wesentlicher Kenngrößen basierend auf unterschiedlichen Glättungsverfahren finden (vgl. 3.3). Aufgrund der Tatsache, dass mit der Sauerstoffaufnahme die für den Sport einflussreichste Größe spiroergometrischer Untersuchungen nachweislich auch auf kleinschrittige Veränderungen der Glättungsalgorithmen sensibel reagiert (Martin-Rincon et al., 2019; Robergs & Burnett, 2003), lässt sich der Umgang mit der nachträglichen algorithmischen Datenverarbeitung nach intensivem Studium der Forschungslage als gemeinsamer Nenner aktuell auf Untersucherseite bestehender Problemfelder der sportwissenschaftlichen Spiroergometrie identifizieren. Die Glättungen werden zwar nur in sehr wenigen Publikationen explizit als potenzielle Artefaktquelle formuliert, nichtsdestotrotz zählen zu den betroffenen Teilgebieten neben Referenzwertbestimmungen und den darauf basierenden Leistungsbeurteilungen auch die Standardisierung und Weiterentwicklung von Belastungsprotokollen sowie die besonders für den Sport hochgradig relevanten Prozesse der Maximalwertverifikationen bzw. die Identifikation submaximaler Schwellenwerte.

Die hohe Relevanz von standardisierten Datenerhebungen lässt sich für sportliche Handlungsfelder nicht nur aus der Theorie heraus begründen, sie zeigt sich auch an praktischen Beispielen. Die für das sportliche Training besonders bedeutsamen Trainingswirkungs- und Leistungsverlaufsanalysen basieren auf einer möglichst konstanten, untersucherübergreifenden Standardisierung der Testparameter. Auch die teilautomatisierte Datenverarbeitung und speziell die Glättungsalgorithmen dürfen hier vor dem Hintergrund der noch wenig aussagekräftigen Studienlage keine Ausnahmestellung einnehmen. Besonders im Leistungssport wird der untersucherübergreifenden Vergleichbarkeit von Studienergebnissen für trainingswissenschaftliche Fragestellungen ein hoher Stellenwert beigemessen, da aufgrund

der aufwendigen Untersuchungen mit meist spezialisierten Probandenkollektiven Einzeluntersuchungen nur selten hohe Stichprobenzahlen zugrunde legen können. Erst Metaanalysen mehrerer Untersuchungen mit der gleichen Methodik und Zielstellung bringen verlässliche Aussagen für die sportliche Praxis. Umso wichtiger ist die Standardisierung im methodischen Vorgehen von etablierten Verfahren wie der Spiroergometrie. Technische Weiterentwicklungen in den Teilbereichen der Datenaufnahme und -analyse sind ohne entsprechende Nachbesserungen bei der bereichsübergreifenden Datenverarbeitung nicht in vollem Umfang wirksam.

Auch wenn die Spiroergometrie nach medizinischen Standards kein genuin bildgebendes Verfahren ist (Haber, 2013), so erfolgt doch ein Großteil der Auswertung anhand der grafischen Darstellungen der Messwerte in der 9-Felder-Grafik nach Wasserman. Die sportwissenschaftlich relevanten Kenngrößen werden häufig durch zumindest grafisch gestützte Auswertungsverfahren dargestellt. Besonders die Bestimmung submaximaler metabolischer Schwellenwerte beruht nahezu ausschließlich auf solchen Verfahren (vgl. 4.2.4). Die Algorithmen zur Datenglättung haben in diesen Fällen erheblichen Einfluss auf die Darstellung der Kurvenverläufe und können deshalb zu Fehlinterpretationen beitragen. Zu starke Glättungen reduzieren die Anzahl an Messpunkten in einem solchen Umfang, dass die verminderte Datendichte keine lückenlosen Kurvenverläufe mehr zulässt oder metabolische Schwankungen nicht ausreichend präzise erfasst werden können. Ungenügende Reduktionen der ventilatorischen Variabilität führen indes zu missverständlichen, teils als unphysiologisch einzustufenden Kurvenverläufen der metabolischen und ventilatorischen Kenngrößen. Der Konsens der Forschungsgemeinschaft geht aktuell jedoch nur soweit, zu akzeptieren, dass beide gerade erläuterten Extreme die Verlässlichkeit der Auswertung potenziell mindern. Ein Goldstandard, der den idealen Grad der Datenglättung für alle Anwendungsbereiche der Spiroergometrie vorgibt, liegt nicht vor. Grund dafür ist das Fehlen eines verlässlichen Referenzverfahrens, anhand dessen die Ergebnisse der unterschiedlich geglätteten Rohdaten validiert werden könnten. Die Spiroergometrie ist das Standardverfahren zur Erhebung von Veränderungen der Atemgaskonzentrationen während kontrollierter Belastungen. Zwar gibt es Möglichkeiten, die spiroergometrischen Kenngrößen aus erreichten Leistungen bei Belastungsuntersuchungen rechnerisch abzuleiten, diese Werte besitzen als selbst abgeleitete Größen jedoch nicht die Güte, um darauf basierend unterschiedliche Glättungsalgorithmen auf ihre Eignung hin zu prüfen. Die Probleme der Validierung kontinuierlicher graphischer Auswertungen noch gar nicht miteingeschlossen. Das Ende der Suche nach einem Goldstandard für die algorithmische Datenglättung bei Breath-by-Breath Spiroergometrien liegt demnach noch in weiter Ferne und bedarf voraussichtlich noch der Ausarbeitung und Entwicklung zusätzlicher technischer Verfahren (vgl. 3.3).

Als Konsequenz dieser Problematik müssen glättungsbedingte Abweichungen zwischen unterschiedlichen Messungen möglichst genau untersucht und zugeordnet werden. Wie die vorliegende Arbeit bisher zeigen konnte, ist allerdings in vielen sportwissenschaftlich relevanten Bereichen gänzlich unklar oder noch ungenügend untersucht, inwieweit sich Unterschiede im Vorgehen zur Datenglättung quantitativ auf die Messwerte auswirken. Ebenso ist unklar, ob diese Fehler als zeitlich relativ stabile Phänomene vorliegen oder zwischen unterschiedlichen Probanden und Belastungsprotokollen variieren.

Aktuell konkurrieren im Wesentlichen zwei unterschiedliche Glättungsalgorithmen, die atemzugbasierten und die zeitbasierten Algorithmen, wobei innerhalb dieser Vorgehensweisen noch erhebliche Schwankungen bezüglich der konkret verwendeten Glättungsintervalle evident sind. Es ist aufgrund der Studienlage deshalb derzeit nur zu vermuten, wie stark die Auswertungen der spiroergometrischen Datensätze von der Vielfalt der Datenglättungsverfahren beeinflusst werden. Eine Lösung dieses Forschungsdefizits ist neben gezielten Studien zum Einfluss auf die Testgrößen nur durch eine qualitative und quantitative Erhebung der aktuell dominant zum Einsatz kommenden Algorithmen zu bewerkstelligen. Mit einem solch zweiseitigen Vorgehen können zum einen Kenntnisse über Zusammenhänge zwischen Testgrößen und Datenverarbeitungsmethoden verbessert, empirisch belegt und zugänglich gemacht werden, zum anderen hilft die Dokumentation des aktuellen Vorgehens bei der untersucherübergreifenden Angleichung. Wenn die aktuell zur Anwendung kommende Vielfalt im Bereich der Glättungsalgorithmen empirisch belegt wird und nicht länger auf Vermutungen beruht, ist eine Standardisierung in diesem Arbeitsschritt der Leistungsdiagnostik möglich.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es daher, den Einfluss unterschiedlicher Glättungsalgorithmen auf ausgewählte, sportwissenschaftlich relevante Kenngrößen der Spiroergometrie zu untersuchen, um darauf aufbauend Hilfestellungen für die leistungsdiagnostische Praxis und weiterführende Untersuchungen abzuleiten. Die Literaturanalyse bestätigte die Relevanz dieser eingangs formulierten Zielstellung für die sportwissenschaftliche Theorie und Praxis. Auch das in der Einleitung bereits angedeutete, zweistufige Vorgehen zur Erreichung dieses Ziels lässt sich durch die Literaturübersicht uneingeschränkt aufrechterhalten.

Aus der Darlegung der aktuellen Forschungssituation und der speziellen Betrachtung vor dem Hintergrund einer kritischen Sicht auf die technische Datenverarbeitung, lassen sich nun innerhalb der ausgearbeiteten Problemfelder und Zielstellungen konkrete Forschungsfragen operationalisieren, die als Grundlage des empirischen Teils der vorliegenden Arbeit dienen.

Bevor unterschiedliche Glättungsverfahren auf ihren spezifischen Einfluss bei konkreten Belastungsuntersuchungen hin analysiert werden können, gilt es zunächst, der eingangs formulierten Prämisse

folgend, die aktuell dominierend zum Einsatz kommenden Methoden der nachträglichen Datenverarbeitung systematisch zu erfassen und auszuwerten. In diesem Bereich lässt sich eine erhebliche Diskrepanz auf Grundlage der wenigen verfügbaren Handlungsanweisungen vermuten (vgl. *Tabelle 4*, S. 77), jedoch derzeit nicht systematisch rekonstruieren. Genauere Informationen zum Grad der Abweichungen zwischen unterschiedlichen Studiendesigns sind auch für die Gewichtung des Problemereichs Datenglättung innerhalb des Sachgebiets Spiroergometrie substantiell. Nur auf Basis einer aktuellen Übersicht ist eine praxisorientierte Auseinandersetzung mit spezifischen Methoden möglich und sinnvoll. Nach Prüfung der Studienlage liegt derzeit keine aktuelle Übersicht vor, die im Rahmen von spiroergometrischen Untersuchungen zur Anwendung kommende Glättungsalgorithmen explizit erfasst. Die Datenbanken *Pubmed*, *Researchgate*, *ScienceDirect* und *SPONET* wurden dazu systematisch gesichtet. Die letzte Literaturübersicht aus diesem Gebiet stammt von Midgley et al. (2007a). Diese konnte bei 198 gesichteten Journal-Artikeln eine klare Dominanz von zeitbasierten Glättungen feststellen, wobei innerhalb dieser Methodik stark divergierende Glättungsintervalle vorlagen, die von 10 s bis 60 s andauerten. Auffällig ist, dass in 44 % der Fälle keine Angaben zum methodischen Vorgehen bei der Glättung vorlagen. Diese hohe Zahl unterstreicht abermals die geringe Bedeutung, welche der nachträglichen Datenverarbeitung von Untersuchenseite, aber auch auf Seiten der herausgebenden Journals im Kontext von Peer-Reviews zur Qualitätssicherung beigemessen wird. Eine ältere Untersuchung von Hill et al. aus dem Jahr 2003 konnte für die Glättungsalgorithmen bei 137 akzeptierten Veröffentlichungen ebenfalls keine einheitliche Vorgehensweise identifizieren. Auch hier lagen innerhalb der Verfahren starke methodische Unterschiede vor. Darüber hinaus fehlten abermals explizite Angaben zur Datenverarbeitung in vielen Studien gänzlich. Besonders dieser letzte Aspekt ist vor dem Hintergrund der bestehenden Vielfalt im Bereich Datenverarbeitung bedenklich, da der Vergleich der Untersuchungen zeigt, dass diesbezüglich keine positiven Veränderungen im Zeitverlauf erkennbar sind. Die Akzeptanz dieses fehlerhaften Vorgehens in einer solch signifikanten Anzahl an Fällen lässt darauf schließen, dass im Forschungskanon zum Zeitpunkt der Untersuchungen (2003, 2007) noch keine Sensibilität gegenüber möglichen Problemstellungen vorlag. Obgleich erste Hinweise auf die Beeinflussung der Daten bereits früh bekannt waren (Sciurba et al., 1991), rückte das Themenfeld erst später in den Fokus von Forschungsgruppen (Astorino et al., 2000; Astorino, 2009; Robergs et al., 2010; Robergs & Burnett, 2003). Der Zeitpunkt der Untersuchung von Hill et al. (2003) könnte daher ausschlaggebend für die stark divergierenden Ergebnisse sein. Diese Erklärung lässt sich aber nur zum Teil auf die Studie von Midgley et al. (2007a) anwenden. Umso essentieller scheint der Bedarf einer aktualisierten Literaturübersicht, da derzeit noch ungeklärt ist, ob die damals aufgezeigte Unstimmigkeit im Bereich der Methodenwahl zur Datenglättung auch aktuell noch in relevanter Größenordnung besteht. Besonders vor dem Hintergrund der jüngeren Forschungsergebnisse zum Einfluss der Glättungsalgorithmen gewinnt diese Frage an Bedeutung (Martin-Rincon et al., 2019; Robergs et al., 2010; Smart

et al., 2015). Auch der mögliche Einfluss nationaler Tendenzen ist bislang völlig offen. Zu vermuten wäre ein solcher beispielsweise aufgrund der unterschiedlichen Stellenwerte von Spiroergometrien im Rahmen sportwissenschaftlicher Leistungsdiagnostiken. Die erste Teilstudie liefert daher eine Erhebung der Ausprägung und Verteilung von Glättungsalgorithmen in aktuellen Veröffentlichungen aus dem Anwendungsgebiet spiroergometrischer Untersuchungen. Auf Basis der ausführlichen Literaturübersicht liegt die Proposition zugrunde, dass im Bereich der Glättungsalgorithmen eine große Variabilität zu finden ist und die Dokumentation der nachträglichen Datenbearbeitung in weiten Teilen Defizite aufweist, die sich durch lückenhafte Vorgangsbeschreibungen und fehlende Quellenangaben manifestieren. Darüber hinaus gilt es zu klären, ob sich trotz der erwarteten Vielfalt an zur Anwendung kommenden Glättungsalgorithmen ein interindividuell präferiertes Vorgehen identifizieren lässt.

Die zweite zu bearbeitende Forschungsfrage, die in Teilstudie zwei untersucht wird, schließt thematisch unmittelbar an die erläuterten Aspekte an, beschäftigt sich jedoch nicht mit wissenschaftlichen Veröffentlichungen, sondern legt die sportmedizinische Praxis als Untersuchungsfeld zugrunde. Konkret gilt es darzustellen, ob und in welcher Form auch in der sportmedizinischen Praxis, sprich in der leistungsdiagnostischen Betreuung von Sportlern an medizinischen oder sportwissenschaftlichen Einrichtungen, ein Nebeneinander unterschiedlicher Glättungsalgorithmen vorliegt. Ziel der Untersuchung ist daher die Erfassung der Ausprägung und Verteilung von Glättungsalgorithmen bei spiroergometrischen Untersuchungen in der leistungsdiagnostischen Praxis, um die auf der Sachanalyse und der systematischen Literaturanalyse fußende Proposition zu prüfen, nach welcher im Bereich der Glättungsalgorithmen auch in der Praxis kein einheitliches Vorgehen, sondern eine große Variabilität vorliegt. Im Rahmen der deskriptiven Analyse gilt es ebenfalls zu klären, inwieweit eine präferierte Methode in der leistungsdiagnostischen Praxis auszumachen ist und worauf die Auswahl der Glättungsalgorithmen basiert. Die möglichen Folgen eines uneinheitlichen Vorgehens in der Praxis sind analog zu den zuvor ausführlich formulierten Punkten und umfassen gleichermaßen Fehlinterpretationen in der Leistungsanalyse, der Leistungsverlaufsanalyse, der Trainingswirkungsanalyse sowie in der Bestimmung von Belastungsintensitäten für die konkrete Trainingsplanung. Auch zum Vorgehen der Datenglättung in der sportmedizinischen Praxis ergab eine intensive Literaturrecherche in den letzten Jahren keine gezielten Untersuchungen. Abermals erfolgte im Vorfeld die Durchsicht der Datenbanken *Pubmed*, *Researchgate*, *ScienceDirect* und *SPONET*. Die letzte veröffentlichte Studie stammt aus den USA (Robergs et al., 2010) und lässt erhebliche Abweichungen im praktischen Vorgehen der algorithmischen Datenglättung zwischen unterschiedlichen Untersuchungszentren und Diagnostikern annehmen. Der Übertrag dieser Ergebnisse auf den deutschsprachigen Raum ist jedoch nicht ohne Einschränkungen zulässig, was vornehmlich durch die geringere Popularität spiroergometrischer Untersuchungen in der Ausdauerleistungsdiagnostik in Deutschland zu begründen ist. Traditionell nimmt die Ausdauerleistungsdiagnostik anhand der Laktatkonzentration besonders im

submaximalen Leistungsbereich einen deutlich höheren Stellenwert ein (Heck & Schulz, 2002; Roecker, 2013), obwohl, wie in Kapitel 3.1 ausführlich dargelegt wurde, die Ursprünge der modernen Atemgasanalysen ebenso im deutschen wie im anglo-amerikanischen Raum zu finden sind (Hollmann & Valentin, 1980). Eine Studie zur Datenverarbeitung in der sportmedizinischen Praxis, die als Vergleichsobjekt für die formulierte Fragestellung dienen könnte, liegt daher aus dem deutschsprachigen Raum nicht vor. Auch aus dieser Tatsache lässt sich die Relevanz und Dringlichkeit der Fragestellung ableiten, sodass schlussfolgernd der Analyse unterschiedlicher diagnostischer Vorgehensweisen bei der Datenverarbeitung in der spiroergometrischen Praxis im deutschsprachigen Raum nicht nur im Rahmen der vorliegenden Arbeit ein hoher Stellenwert einzuräumen ist.

Die Teilstudien eins und zwei erfüllen also die Aufgabe der qualitativen und quantitativen Erfassung des Einsatzes von Glättungsalgorithmen. In einem weiterführenden zweiten Schritt wird in Teilstudie drei untersucht, in welchem Umfang sich die bereits aus der Forschung bekannten Einflüsse unterschiedlicher Glättungsalgorithmen (Balady et al., 2010; Hill et al., 2003; Robergs et al., 2010; Scheadler et al., 2017) auf bisher noch nicht diesbezüglich analysierte Testparameter spiroergometrischer Leistungsdiagnostiken übertragen lassen. Konkret werden die Parameter Belastungsstruktur, Probandenalter und Belastungszustand bezüglich ihrer Wechselwirkungen mit unterschiedlichen Glättungsalgorithmen untersucht.

Dabei steht besonders die in der Praxis häufig gekoppelte Kombination von spiroergometrischen Untersuchungen mit der Laktatdiagnostik im Fokus. Die daraus resultierenden Anpassungen im Belastungsprotokoll, besonders hinsichtlich der Stufendauer und der zumindest bei Laufbanduntersuchungen unabdingbar intermittierenden Belastungsstruktur, wurden in Verbindung mit dem Einfluss von Glättungsmethoden bisher nicht erforscht. Eine diskontinuierliche Belastungsstruktur liegt daher allen Fragestellungen der Teilstudie drei zugrunde. Als zu analysierende Größe bietet sich sowohl für erwachsene als auch für jugendliche Probanden zunächst die $\dot{V}O_2\text{peak}$ an, um die Problematik der Maximalwertverifikation für die initiale Bearbeitung der Thematik auszuklammern. Ein weiteres Argument für die Wahl dieses Testparameters liegt in der besseren Vergleichbarkeit der Studienergebnisse mit bereits vorliegenden Untersuchungen, die ebenfalls die $\dot{V}O_2\text{peak}$ als Testparameter zugrunde legten (Hill et al., 2003; Scheadler et al., 2017; Smart et al., 2015). In den bisherigen Studien zur potenziellen Messwertbeeinflussung durch Glättungsalgorithmen lassen sich den einzelnen Verfahren spezifische Fehlertendenzen zuordnen (Hill et al., 2003; Martin-Rincon et al., 2019; Robergs et al., 2010; Robergs & Burnett, 2003; Scheadler et al., 2017), auch die Gesamtdauer der Tests wurde als potenzieller Einflussfaktor im Kontext der Datenglättung identifiziert (Hill et al., 2003). Inwiefern die Stufendauer bzw. intermittierende Belastungsstrukturen diese Tendenzen weiter beeinflussen, ist bislang unklar. Ebenso offen ist bis dato die Frage nach dem Einfluss des Probandenalters.

Es liegen Ergebnisse vor, die dem Trainingsstand einen signifikanten Effekt zuweisen, das Geschlecht scheint hingegen keine Rolle zu spielen (Martin-Rincon et al., 2019). Folgerichtig ist es eine Zielstellung der vorliegenden Arbeit, zu untersuchen, ob der Effekt der Glättungsalgorithmen auf die $\dot{V}O_2\text{peak}$ zwischen jugendlichen Probanden und Erwachsenen variiert.

Unbeschadet der Tatsache, dass die bislang erläuterten Forschungsfragen der Teilstudie drei die $\dot{V}O_2\text{peak}$ betrachten, sind potenziell auch andere Kenngrößen von den Ergebnissen betroffen (Martin-Rincon et al., 2019). Wie die Forschungslage zeigt, besteht hier in allen bisher dargelegten Kenngrößen mit trainingswissenschaftlicher Relevanz ein blinder Fleck in der Studienlage (vgl. 4.1, 4.1.2, 4.2, 4.3). Sehr eng verknüpft mit der $\dot{V}O_2\text{peak}$ ist beispielsweise die Betrachtung der Sauerstoffaufnahmekinetik. Auch hier ist eine Forschungslücke im Bereich der nachträglichen Datenverarbeitung zu identifizieren. Zur genauen Darstellung des Sauerstoffaufnahmeverlaufes ist die Verwendung der Breath-by-Breath Methode besonders zur kleinschrittigen Diagnose unabdingbar (Casaburi et al., 2003). In diesem Zuge sind Glättungsalgorithmen entscheidender Bestandteil der Untersuchung (vgl. 3.3). Derzeit liegen keine veröffentlichten Analysen zum Einfluss der Datenglättung auf die spezifisch dargestellten Charakteristika der Sauerstoffaufnahmekinetik während Belastungsuntersuchungen in sportlichen Fragestellungen vor. Die wenigen identifizierbaren Handlungsanweisungen stehen im Widerspruch zu den bereits in dieser Arbeit zitierten Richtlinien für andere Untersuchungszwecke (McNulty & Robergs, 2017; Robergs et al., 2010; Robergs & Burnett, 2003). Eine spezifische Studie zur Relation von Datenverarbeitungsmethode und Sauerstoffaufnahmekinetik liegt noch nicht vor. Im Zuge der Teilstudie drei wird dieser Tatsache insofern Rechnung getragen, als dass die $\dot{V}O_2\text{peak}$ nicht nur als absoluter Parameter über den gesamten Testverlauf hinweg begutachtet wird, sondern in einem zweiten Schritt auch die einzelnen Stufenmaxima der Sauerstoffaufnahme ($\dot{V}O_2\text{peakST}$) im Fokus stehen, um zu prüfen, inwieweit sich die Glättungsalgorithmen auch im submaximalen Belastungsbereich als relevanter Faktor für Messwertvarianzen darstellen. Hierdurch lassen sich auch erste Handlungsanweisungen für die Betrachtung der Sauerstoffaufnahmekinetik über den Belastungsverlauf hinweg ableiten. Die ventilatorische Schwellenanalyse kann ebenfalls von den Ergebnissen einer Analyse der $\dot{V}O_2\text{peakST}$ bei unterschiedlichen Glättungsverfahren profitieren, da es sich bei beiden Parametern um submaximale Messpunkte handelt. Ähnlich verhält es sich auch für die Kenngrößen der Substratutilisation im submaximalen Bereich (FATmax, MFO), denn trotz der bisherigen Fortschritte seit den Anfängen der wissenschaftlichen Auseinandersetzung mit MFO und FATmax Anfang der 2000er Jahre gibt es bislang keine standardisierten methodischen Vorgaben für die Glättungsalgorithmen und -intervalle zur FATmax- und MFO-Bestimmung. In der initialen Studie zur Thematik von Achten et al. (2002) erfolgte eine Mittelung über ein 2-minütiges Intervall. In der wissenschaftlichen Praxis sind jedoch aktuell starke Abweichungen von dieser Methodik zu finden. So liegen die Angaben zum Glättungsintervall zwischen 30 s (Schwindling et al., 2014) und 5 min (Bircher & Knechtle, 2004), wobei eine noch größere Schere

nicht ausgeschlossen werden kann. Ein solch variabler Umgang mit den respiratorischen Daten ist ohne Studienergebnisse zum Einfluss unterschiedlicher Glättungen mehr als fragwürdig, besonders wenn es gilt, Studienergebnisse unterschiedlicher Methoden miteinander zu vergleichen.

Zusammenfassend widmet sich der folgende, empirische Teil der Arbeit intensiv den identifizierten Forschungslücken an der Schnittstelle zwischen Datenaufnahme und Datenverarbeitung. Nur bei schrittweiser Identifikation und Minimierung der methodischen Artefakte²³ können die bis dato erfassten Unklarheiten und Unstimmigkeiten in der theoretischen Basis sowie in der praktischen Anwendung und Interpretation spiroergometrischer Parameter nachhaltig adressiert werden.

Die Forschungsfragen des empirischen Teils der vorliegenden Arbeit sind zwar, wie gezeigt wurde, thematisch eng verknüpft und in der Abfolge sukzessiv aufeinander aufbauend, aufgrund der offensichtlich divergierenden Rahmenbedingungen der einzelnen Teilstudien sind jedoch zur Bearbeitung trotz der thematischen Vernetzung unterschiedliche methodische Ansätze von Nöten, die im Folgenden spezifisch erläutert und mit ihren jeweiligen Forschungshypothesen und Ergebnissen präsentiert werden.

²³ In der vorliegenden Arbeit wird der Begriff *Artefakt* in seiner medizinischen Bedeutung verwendet, also als Bezeichnung für einen durch äußere Bedingungen begründeten diagnostischen Fehler.

6 Teilstudie 1: Darstellung und Analyse der Glättungsalgorithmen in aktuellen Veröffentlichungen

6.1 Methodik

6.1.1 *Design und Zielstellung*

Ziel der Untersuchung war die Darstellung und Analyse verwendeter Glättungsalgorithmen in veröffentlichten Studien aus dem Anwendungsgebiet spiroergometrischer Diagnostiken, um die auf der Literaturübersicht basierende Proposition zu prüfen, nach der im Bereich der Glättungsalgorithmen eine große Variabilität zu finden ist und die Dokumentation der nachträglichen Datenbearbeitung in weiten Teilen Defizite aufweist. Im Zuge der deskriptiven Analyse galt es ebenfalls zu klären, ob sich eine präferierte Methode erkennen lässt.

Zur Beantwortung dieser Frage wurde in der vorliegenden Untersuchung der Ansatz einer systematischen Literaturübersicht gewählt. Aufgrund der technischen Entwicklungen besonders im Bereich der automatisierten Auswertungen war es notwendig, bei der Bearbeitung der Forschungsfrage ein methodisches Verfahren anzuwenden, welches kriterienbasiert den Fokus auf ausschließlich aktuelle Veröffentlichungen erlaubte. Der geringen Studienlage zur Thematik geschuldet (Hill et al., 2003; Midgley et al., 2007a), schien eine Metaanalyse zur Datenerhebung ungeeignet, da die Aktualität der Daten dergestalt nicht zu gewährleisten gewesen wäre. Die systematische Literaturübersicht anhand klar formulierter Kriterien und mehrstufiger Analyseverfahren stellte daher aus methodischer Sicht das geeignete Vorgehen zur Extraktion der für die Fragestellung relevanten Daten aus der aktuellen Literatur dar.

Konkrete Zielstellung war der Gewinn und die Kategorisierung von Informationen zu Glättungsalgorithmen aus zuvor selektierten sportwissenschaftlichen Veröffentlichungen. Die genauen Parameter zur Selektion der zu untersuchenden Veröffentlichungen sind dem Punkt 6.1.2 zu entnehmen. Aus der Stichprobe extrahierte Informationen zu Algorithmen wurden anschließend anhand im Voraus determinierter Variablen stufenweise kategorisiert (vgl. 6.1.3). Ein weiterer Fokus lag auf der Identifikation von Trendverläufen innerhalb dieser Kategorien im zeitlichen Verlauf sowie im Hinblick auf nationale Tendenzen und Spezifika der Veröffentlichungsform. Dieses Vorgehen ermöglichte einen Vergleich der Ergebnisse mit bereits zu diesem Themenfeld vorliegenden Datensätzen und stellte gleichermaßen ei-

nen Kompromiss dar, um die Methodenvielfalt im Glättungsbereich zum einen im notwendigen Umfang abzubilden, selbige jedoch zum anderen nicht durch eine zu kleinschrittige Aufgliederung einer Einschätzung dominierender Tendenzen zu entziehen.

6.1.2 Stichprobe

Die als Ziel formulierte Darstellung von Trendverläufen in den Veröffentlichungen machte im Bereich der Publikationsauswahl eine gewisse Kontinuität unabdingbar. Aus diesem Grunde und zur besseren Differenzierung nationaler bzw. internationaler Tendenzen in den Veröffentlichungen wurden in der vorliegenden Übersichtsarbeit ausschließlich publizierte Veröffentlichungen begutachtet, die im Rahmen ihrer Prüfung ein Peer-Review durchliefen. Die Untersuchung glich damit in der Methodik zur Stichprobenauswahl den Studien von Hill et al. (2003) und Midgley et al., (2007a), um eine bessere Vergleichbarkeit der Ergebnisse zu gewährleisten. Damit trotz der dadurch gegebenen Einschränkungen hinsichtlich der Stichprobengröße ein repräsentativer Überblick aktueller Veröffentlichungen entstand, wurden bei der Wahl der zu begutachtenden Journals folgende Kriterien angelegt. Oberste Prämisse war eine klare Ausrichtung des Journals auf sportmedizinische Fragestellungen aus dem Bereich der Physiologie und Trainingswissenschaft. Magazine aus dem sportmedizinischen Bereich mit erkennbar sportorthopädischem Schwerpunkt blieben bei der Auswahl daher unberücksichtigt. Zweites Kriterium war ein repräsentativer Überblick nationaler, europäischer und internationaler Tendenzen im außereuropäischen Ausland. Des Weiteren sollten, den Leitlinien der Universität Passau für *open access* Rechnung tragend, auch Journals dieser Art unter Beachtung der formulierten Einschränkungen hinsichtlich Inhalt und Nationalität zu gleichen Teilen einbezogen werden. Das Ranking der Journals erfolgte anhand der Datenbanken *Researchgate* und *SCImago Journal Rank*. Der *SCImago Journal Rank* bezieht für die Bewertung der Journals nicht nur die Anzahl der Zitationen mit ein, sondern überdies auch den Rang der zitierenden Journals. Der *Researchgate Journal Rank* beruft sich auf die Informationen der Datenbank *Researchgate* und berücksichtigt bei der Bewertung ebenso die der Anzahl der Veröffentlichungen. Insgesamt machte die Einhaltung der zuvor formulierten Voraussetzungen den Einbezug von sechs Journals notwendig. *Tabelle 14* zeigt eine Übersicht der akzeptierten Fachjournals der Stichprobe und stellt gleichermaßen die Auswahlkriterien der einzelnen Journals dar.

Tabelle 14. Übersicht der Stichprobe inkl. der zugehörigen Auswahlkriterien

Zeitschriftentitel	Herausgebendes Land	Auswahlkriterium	open access	Impact Factor		
				2017	2018	2019
Medicine & science in sports & exercise	USA	a	nein	2.0 ¹	2.0 ¹	1.8 ¹
Sportsmedicine	Großbritannien	b	nein	3.3 ¹	3.2 ¹	3.3 ¹
European journal of applied physiology	Deutschland	c	nein	1.2 ¹	1.3 ¹	1.3 ¹
Journal of sports and health science	China	a	ja	1.8 ²	1.9 ²	
Journal of sports science and medicine	Türkei	b	ja	1.1 ¹	0.9 ¹	0.7 ¹
Sports medicine international open	Deutschland	c	ja	2.6 ²	1.4 ²	

Anmerkungen. a: Journal aus dem nicht europäischen Ausland, b: Journal aus dem europäischen Ausland, c: nationales Journal (deutsch), ¹: Impact Factor aus SCImago Journal Rank, ²: Impact Factor aus Researchgate Journal Rank.

Innerhalb dieser Journals wurden alle veröffentlichten Artikel der Jahrgänge 2016 bis 2018 einer kritischen Durchsicht unterzogen. Wichtige Voraussetzung für die Annahme der gesichteten Jahrgänge war eine Mindestanzahl von 100 akzeptierten Veröffentlichungen pro Jahr über alle sechs Journals hinweg, um eine repräsentative Stichprobengröße sicherzustellen. Die einzelnen Veröffentlichungen fanden Zugang in die systematische Übersicht, wenn die Erhebung der Sauerstoffaufnahme im Verlauf der Studien relevanter Bestandteil der Studien war. Als relevante Bestandteile galten die Verwendung der $\dot{V}O_2$ im Bereich der Intensitätssteuerung und -gestaltung, im Zuge der Probandenauswahl und -einteilung sowie als Untersuchungsvariable im Längs- oder Querschnitt. Die $\dot{V}O_2$ -Bestimmung musste per Breath-by-Breath Verfahren erfolgen, die zugrunde liegende Belastungsform der Studie war kein determinierender Faktor. Mathematische Abschätzungen der $\dot{V}O_2$ -Werte aus anderen Leistungsdaten sowie Erhebungen per Fragebogen fanden keinen Zugang in die Übersicht, ebenso wie Reviews, Metaanalysen oder Untersuchungen an Tieren. Methodisch erfolgte die Umsetzung der Artikelselektion in zwei Schritten. Zunächst wurden die Abstracts aller Veröffentlichungen im Hinblick auf die zuvor formulierten Annahmekriterien gesichtet. Die nach dieser Selektion verbliebenen Artikel durchliefen eine kritische Analyse des Volltextes zur endgültigen Beurteilung der Eignung.

6.1.3 Analyseparameter

Die gemäß der Annahmekriterien aus Punkt 6.1.2 selektierten Veröffentlichungen wurden zum Zwecke einer deskriptiven Übersicht der verwendeten Glättungsverfahren weiter bezüglich folgender Aspekte analysiert. Zunächst erfolgte eine Einteilung der Studien nach Veröffentlichungszeitpunkt, -ort und -form (open access/ restricted access). Diese Differenzierung war Grundvoraussetzung für die Darstellung von Varietäten im zeitlichen Verlauf, im Hinblick auf nationale Tendenzen oder Besonderheiten der Journalverfügbarkeit.

Die Gesamtheit der zur Analyse angenommenen Veröffentlichungen, welche alle im Volltext vorlagen, wurde anschließend hinsichtlich ihrer zugänglichen Informationen zur algorithmischen Datenglättung im Rahmen von Breath-by-Breath Diagnostiken untersucht. Dabei durchliefen die Studien einen mehrstufigen Prozess. Zunächst erfolgte die Einteilung betreffs der Frage, ob die verwendeten Glättungsalgorithmen aus der Methodenbeschreibung der Untersuchungen ersichtlich waren. Die Studien mit identifizierbarem Vorgehen im Bereich der nachträglichen Datenglättung wurden dann nach dem konkret zur Anwendung kommenden Glättungsalgorithmus in drei Kategorien gegliedert (zeitbasiert, atemzugbasiert, verschieden). Die Einteilung als *zeitbasierte* Datenglättung setzte eine gleichbleibende Mittelung der Rohdaten aus der Breath-by-Breath Analyse über ein konstant definiertes Zeitintervall hinweg voraus. Die Bezeichnung *atemzugbasiert* erfolgte analog dazu bei gleichbleibender Mittelung über eine konstant definierte Anzahl an Atemzyklen. Die Kategorie *verschieden* erfasste alle identifizierten Glättungsverfahren, die vom bisher beschriebenen Vorgehen abwichen. Dazu zählten beispielsweise kombinierte Glättungsverfahren, inkonstante Glättungsverfahren oder punktuelle, manuelle Glättungen. Studien mit zeit- bzw. atemzugbasierten Glättungsverfahren durchliefen eine weitere Kategorisierung bezüglich der konkret verwendeten Glättungsintervalle (Zeiträume bzw. Anzahl an Atemzyklen).

Die formale Ausgestaltung der Dokumentation des Vorgehens zur Datenverarbeitung in den Veröffentlichungen der Stichprobe wurde ebenfalls untersucht. In diesem Bereich erfolgte eine Unterscheidung zwischen expliziten Formulierungen und indirekten Darstellungen. Indirekte Darstellungen waren dabei durch eine mögliche Ableitung des Glättungsverfahrens aus explizit gegebenen Beschreibungen zum Vorgehen in sachverwandten Bereichen gekennzeichnet. So konnte das Vorgehen im Bereich der $\dot{V}O_2\text{max}$ -Verifikation Rückschlüsse auf die verwendeten Glättungsalgorithmen erlauben, wenn zu diesem Zwecke beispielsweise Maxima über ein gewisses Zeitintervall hinweg zugrunde gelegt wurden. Eine solche Dokumentation des Vorgehens zur Datenverarbeitung ist in der Praxis häufig zu beobachten, obschon es in vielerlei Hinsicht als methodisch fragwürdig einzustufen ist. Die Differenzierung

nach indirekten und expliziten Glättungsangaben sollte im Rahmen der vorliegenden Arbeit daher dazu dienen, die Häufigkeit dieses methodischen Fehlers in der Praxis erstmals deskriptiv zu erfassen.

Die technische Umsetzung der zuvor erläuterten Schritte erfolgte mit Hilfe der Literaturverwaltungssoftware *Citavi* (Versionen 5.5 - 5.7) sowie dem Tabellenkalkulationsprogramm *Microsoft Excel* (Version 2016).

6.2 Ergebnisse

Insgesamt umfasste die Sichtung der zu untersuchenden Journals 2374 Artikel, von denen 2031 nicht den zuvor formulierten Annahmekriterien entsprachen. In allen Jahrgängen übertraf die Anzahl an akzeptierten Artikeln die festgelegte Mindestanzahl von 100 Veröffentlichungen. Die Gesamtheit der untersuchten Jahrgänge fand demnach Zugang zur systematischen Übersicht. *Tabelle 15* stellt die erste Analyseebene der gesichteten Veröffentlichungen im Jahresvergleich übersichtlich dar. Die 343 verbleibenden Artikel wurden weiter nach inhaltlichen Kriterien kategorisiert.

Tabelle 15. Übersicht der ersten Analyseebene zur Artikelsichtung

	2016	2017	2018	Gesamt
Gesichtet	727	837	810	2374
Akzeptiert	112	108	123	343

In den angenommenen 343 Artikeln fand die $\dot{V}O_2$ -Erhebung in neun Fällen im Zuge der Probandenauswahl statt, 27 Studien nutzten die $\dot{V}O_2$ ausschließlich zur Intensitätsgestaltung, in 307 gesichteten Artikeln war die $\dot{V}O_2$ konkrete Untersuchungsvariable im Längs- oder Querschnitt. Dabei zeigte sich anwendungsübergreifend die in *Abbildung 45* dargestellte Verteilung hinsichtlich der Angaben zur nachträglichen, algorithmischen Datenglättung. In einer größeren Zahl von Veröffentlichungen waren Glättungsangaben zu finden (60.3 %), der prozentuale Anteil der Studien ohne Glättungsangaben lag bei 39.7 % und zeigte sich im zeitlichen Verlauf nahezu konstant (± 2.6 %).

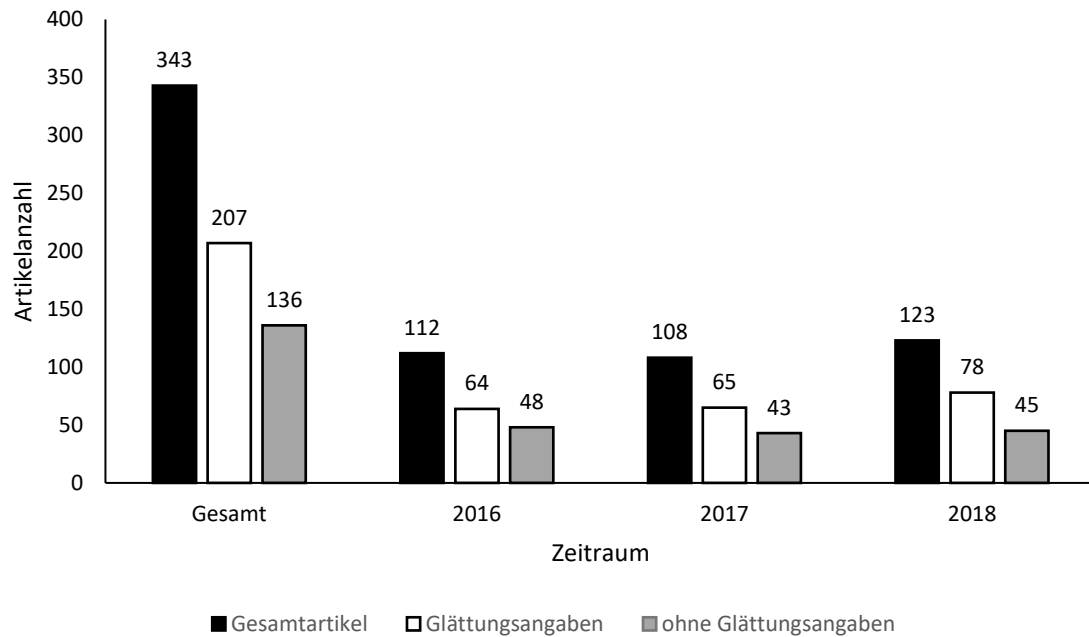


Abbildung 45. Übersicht der Anzahl an Glättungsangaben inklusive der Darstellung im zeitlichen Verlauf.

Die genauere Analyse zu den konkret verwendeten Glättungsverfahren lieferte ein deutliches Übergewicht der zeitbasierten Glättungsalgorithmen (84.0 %). An zweiter Position (14.0 %) standen Glättungsverfahren der Kategorie verschieden (kombiniert, inkonstant, manuell). Atemzugbasierte Glättungsalgorithmen fanden kaum Verwendung (2.0 %).

Den zeitbasierten Glättungsverfahren lagen stark divergierende Glättungsintervalle zugrunde. Bei einer Spannweite von 118 s lag die mittlere Intervallgröße bei 17.4 s (± 19.8). Die prozentuale Verteilung der häufigsten Glättungsintervalle innerhalb der Teilstichprobe zeitbasierter Mittelungen ($n = 173$) ist in

Abbildung 46 dargestellt. In 6.0 % der Fälle erfolgte die Mittelung explizit über den gleitenden Mittelwert des angegebenen Zeitintervalls, es wurde jedoch in keinem dieser Fälle angegeben, welches Zeitintervall der Errechnung der gleitenden Mittelwerte zugrunde lag (vgl. 3.3).

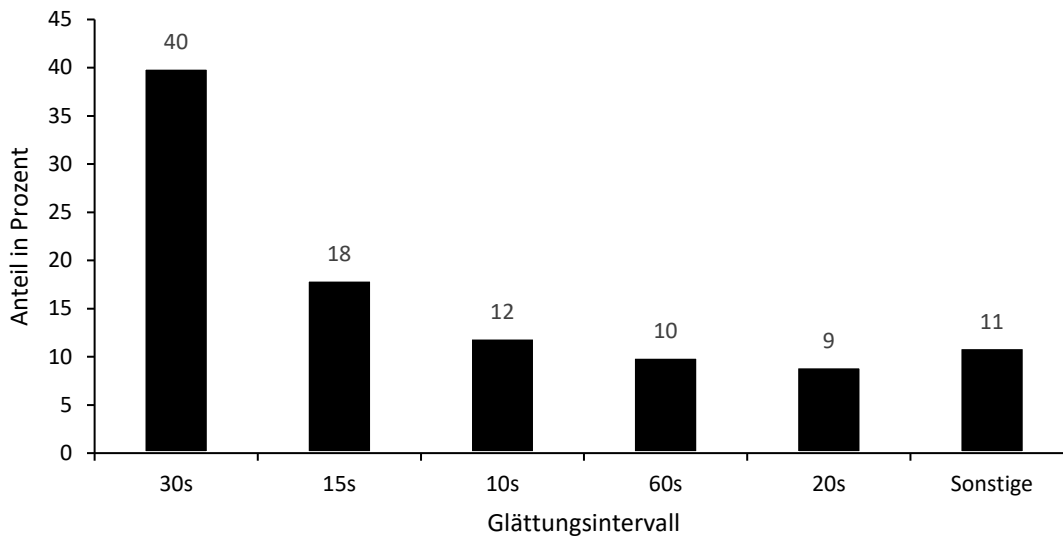


Abbildung 46. Prozentuale Verteilung der häufigsten zeitbasierten Glättungsintervalle bezogen auf die Gesamtanzahl zeitbasierter Glättungen (n = 174).

Unter Berücksichtigung des Veröffentlichungszeitpunkts zeigte sich die weitgehende Konstanz der Verteilung, welche für die Gesamtheit der zeitbasierten Glättungsalgorithmen vorlag, auch im Jahresvergleich (vgl. *Abbildung 47*). Das prozentual dominierende Zeitintervall umfasste 30 s.

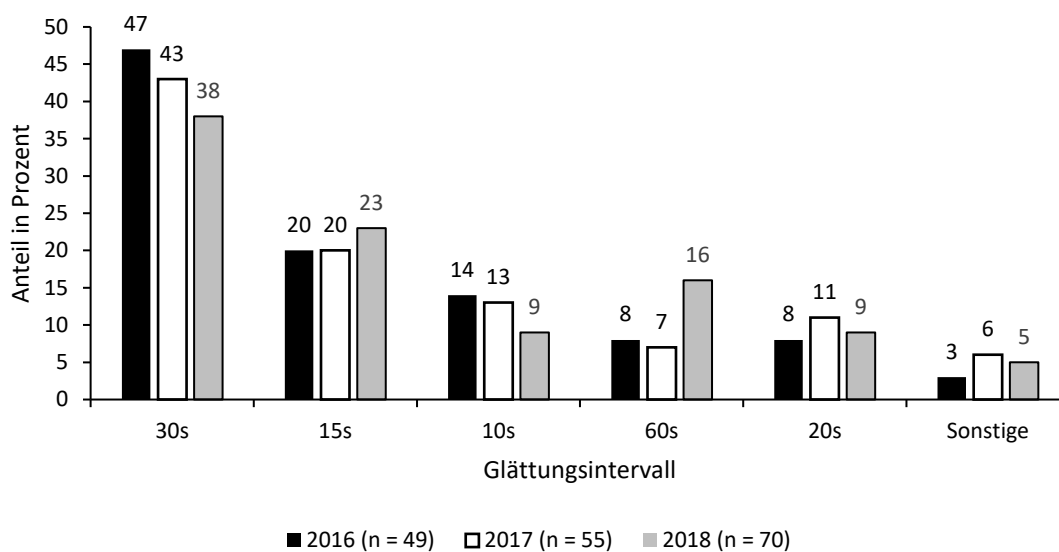


Abbildung 47. Prozentuale Verteilung der häufigsten zeitbasierten Glättungsintervalle bezogen auf die Gesamtanzahl zeitbasierter Glättungen im Jahresvergleich.

Bei den atemzugbasierten Glättungsverfahren ergab sich bei einer Spannweite von 12 Atemzügen eine mittlere Intervallgröße von 9.8 Atemzügen (± 5.4). Hier erfolgte der Einsatz des gleitenden Mittelwertes in 50.0 % der Fälle.

Die Analyse hinsichtlich der qualitativen Ausprägung der dargebotenen Information zu den Glättungsalgorithmen ergab ein prozentuales Übergewicht zugunsten explizit formulierter Angaben. Indirekte Glättungsangaben fanden sich ausschließlich bei zeitbasierten Algorithmen (vgl. *Tabelle 16*), was darauf zurückzuführen ist, dass die indirekten Angaben zu Glättungsalgorithmen häufig aus der $\dot{V}O_2\text{max}$ Verifikation abgeleitet werden, welche methodisch bislang nicht über eine definierte Anzahl an Atemzügen erfolgt, während eine Verifikation über ein definiertes Zeitintervall im Rahmen des Plateau-Verfahrens zur $\dot{V}O_2\text{max}$ Verifikation Teil der gängigen Methodik ist.

Tabelle 16. Übersicht der Anteile expliziter bzw. indirekter Glättungsangaben

	Gesamt (n = 207)	ZG (n = 174)	AG (n = 6)	VG (n = 27)
Explizit	65.0 %	59.0 %	100 %	100 %
Indirekt	35.0 %	41.0 %	0 %	0 %

Anmerkungen. ZG: zeitbasierte Glättung, AG: atemzugbasierte Glättung, VG: verschiedene Glättung.

Bei den Artikeln mit explizit formulierten Glättungsalgorithmen gaben 86.0 % keine Referenz für die Auswahl des verwendeten Algorithmus zur Datenmittelung an, 7.4 % verwiesen auf die Herstellersoftware, weitere 6.6 % gaben andere Referenzquellen an (vgl. *Tabelle 17*), wobei eine Studie von Robergs et al. (2010) hier als einzige Quelle mehrfach genannt wurde. Nach Durchsicht der angegebenen Quellen zeigte sich, dass bei dieser Studie als einzige der Referenzquellen ein Forschungsschwerpunkt auf Glättungsalgorithmen lag.

Artikel, die bei der Auswahl auf die Software der Spirometer verwiesen, stimmten zum Teil diesbezüglich nicht durchgängig im verwendeten Glättungsalgorithmus überein, obwohl die gleiche Software als Referenz angegeben wurde (Corvino, Rossiter, Loch, Martins & Caputo, 2017; Faoro et al., 2017).

Tabelle 17. Übersicht zitierter Referenzquellen für die Auswahl der explizit angegebenen Glättungsalgorithmen der Stichprobe

Autoren	Titel	Jahr
Ozyener F., Rossiter H., Ward S., Whipp B.	Influence of exercise intensity on the on- and off-transient kinetics of pulmonary oxygen uptake in humans.	2001
American Thoracic Society, American College of Chest Physicians	Statement on cardiopulmonary exercise testing.	2003
Esposito F., Impellizzeri F., Margonato V., Vanni R., Pizzini G., Veicsteinas A.	Validity of heart rate as an indicator of aerobic demand during soccer activities in amateur soccer players.	2004
Goldberger J., Le F., Lahiri M., Kannankeril P., Ng J., Kadish A.	Assessment of parasympathetic reactivation after exercise.	2006
Sousa A., Figueiredo P., Oliveira N., Oliveira J., Keskinen K., Fernandes R.	Comparison between swimming VO ₂ peak and VO ₂ max at different time intervals.	2010
Dellal A., Keller D., Carling C., Chaouachi A., Wong del P., Chamari K.	Physiologic effects of directional changes in intermittent exercise in soccer players.	2010
Robergs R., Dwyer D., Astorino T.	Recommendations for improved data processing from expired gas analysis indirect calorimetry.	2010
De Roia G., Pogliaghi S., Adami A., Papadopoulou C., Capelli C.	Effects of priming exercise on the speed of adjustment of muscle oxidative metabolism at the onset of moderate-intensity step transitions in older adults.	2012
Figueiredo P., Toussaint H., Vilas-Boas J., Fernandes R.	Relation between efficiency and energy cost with coordination in aquatic locomotion.	2013

Die bislang aufgezeigten Ergebnisse wiesen über alle untersuchten Journalkategorien hinweg eine konstante Verteilung auf (vgl. *Tabelle 18*). Einflüsse der Veröffentlichungsform (open access/ print) bzw. der Nationalität (international, deutsch, europäisch) ließen sich nicht erkennen. Zeitbasierte Glättungsalgorithmen wurden prozentual in allen Journals präferiert. Trotz der Tatsache, dass durchwegs in über einem Drittel der Artikel jeder Journalkategorie keine Angaben zum Glättungsalgorithmus im Rahmen der Breath-by-Breath Untersuchungen vorlagen, können zeitbasierte Glättungsalgorithmen als dominierendes Verfahren angenommen werden, da sie in allen untersuchten Journals über die Hälfte aller Glättungsalgorithmen ausmachten.

Tabelle 18. Übersicht zur Verteilung der Untersuchungsparameter im Hinblick auf den Journalzugang und die Nationalität

	OGA	ZG	AG	VG
Nationalität				
National deutsch (n = 151)	38.0 %	50.0 %	3.0 %	9.0 %
International europäisch (n = 39)	38.0 %	54.0 %	0%	8.0 %
International nicht europäisch (n = 153)	41.0 %	51.0 %	1.0%	7.0 %
Zugang				
open access (n = 51)	41.0 %	51.0 %	2.0 %	6.0 %
restricted access (n = 292)	39.0 %	51.0 %	2.0 %	8.0 %

Anmerkungen. OGA: ohne Glättungsangaben, ZG: zeitbasierte Glättung, AG: atemzugbasierte Glättung, VG: verschiedene Glättung.

7 Teilstudie 2: Anwendung von Glättungsalgorithmen in der sportmedizinischen Praxis

7.1 Methodik

7.1.1 *Design und Zielstellung*

Ziel der Studie war eine Erhebung zur Häufigkeit der verwendeten Glättungsalgorithmen bei spirometrischen Untersuchungen in der leistungsdiagnostischen Praxis. Die auf der Darstellung des Glättungsvorgehens basierende Analyse sollte prüfen, inwieweit die auf der Sachanalyse und der systematischen Literaturübersicht fußende Proposition Bestand hat, nach welcher im Bereich der zur Anwendung kommenden Glättungsalgorithmen eine große Variabilität zwischen unterschiedlichen Diagnostikern vorliegt. Im Zuge der deskriptiven Analyse galt es ebenfalls zu klären, inwieweit eine präferierte Methode in der leistungsdiagnostischen Praxis auszumachen ist und worauf die Auswahl der Glättungsalgorithmen basiert.

Die systematische Erhebung erfolgte in Form einer vollstandardisierten Zielgruppenbefragung (Kromrey, 2009). Damit möglichst alle Anwendungsbereiche der Atemgasanalyse (Forschung, medizinische Betreuung, trainingswissenschaftliche Betreuung) in der Stichprobe vertreten waren, erging die Einladung zur Teilnahme an Untersucher aus dem medizinischen, sportpraktischen und sportwissenschaftlichen Bereich. Die Befragung selbst sowie die Einladung zur Teilnahme erfolgte online. Der Befragungszeitraum erstreckte sich vom 08.07.2019 bis zum 08.10.2019. Nach Ende des Befragungszeitraums wurden die Daten kritisch hinsichtlich der Gültigkeit geprüft und anschließend anhand von Parametern der deskriptiven Statistik analysiert und systematisiert.

7.1.2 *Stichprobe*

Die Einladung zur Onlinebefragung erging per Email an 530 Sportmediziner, die im Untersuchungszeitraum von der Deutschen Gesellschaft für Sportmedizin als empfohlene Untersucher gelistet wurden (Stand der Liste 13.05.2019). Die Liste der Sportmediziner war frei zugänglich. Darüber hinaus wurden die Mitarbeiter von 106 sportwissenschaftlichen Einrichtungen und Leistungsstützpunkten in Deutschland, Österreich und der Schweiz per Email zur Befragung eingeladen. Die Teilnahme erfolgte freiwillig. Anreiz zum Mitwirken war die Bereitstellung der gewonnenen Daten nach Veröffentlichung. An der Befragung nahmen 128 Sportmediziner und Sportwissenschaftler teil. Ein Rückläufer musste wegen

des Nichterfüllens der Annahmekriterien (vgl. 7.1.3) ausgeschlossen werden. Aufgrund der anonymisierten Datenerfassung war im Rahmen der Auswertung eine Darstellung des Geschlechterverhältnisses der Stichprobe ebenso wenig möglich, wie die Bereitstellung von Angaben zum Alter der Teilnehmenden.

7.1.3 Fragebogen

Nachdem die Praxis der algorithmischen Datenglättung von Breath-by-Breath Rohdaten ein mehrdimensioniertes Konstrukt darstellt, wurden verschiedene determinierende Faktoren festgelegt und durch Items im Fragebogen abgebildet. Die Festlegung dieser Faktoren erfolgte zum einen auf Basis von bestehenden Befragungen zur Thematik (Robergs et al., 2010), zum anderen auf Grundlage der Sachanalyse und Literaturrecherche. *Tabelle 19* gibt eine Übersicht der identifizierten Teildimensionen und die Anzahl der zugehörigen Items im Fragebogen.

Tabelle 19. Teildimensionen und Itemstruktur des Fragebogens

Teildimension	Items im Fragebogen	Itemnummer	Fragetypus
Untersuchungszweck	1	1	geschlossen, multiple choice
Probanden	1	2	geschlossen, multiple choice
Arbeitsform	1	3	geschlossen, multiple choice
Protokoll	1	4	geschlossen, multiple choice
Aktuelle Methodik	bis zu 4*	5	halboffen, multiple choice
		6	halboffen, multiple choice
		7	halboffen, single choice
		8	halboffen, single choice
Quelle der Methodik	1	9	geschlossen, multiple choice
Verbandsseitiger Stellenwert	1	10	geschlossen, single choice
Persönlicher Stellenwert	bis zu 2*	11	geschlossen, single choice
		12	geschlossen, multiple choice
Fachwissen	3	13	Itematterie, Likert-Skala (5-stufig)

Anmerkungen. *abhängig von der Antwort des Probanden.

Der Fragebogen umfasste in den Items Sachfragen, Verhaltensfragen, Wissensfragen sowie Einstellungs- und Meinungsfragen. Aufgrund der vielfältigen Zielstellungen und Ausprägungsformen von leistungsdiagnostischen Untersuchungen im Allgemeinen und Spiroergometrien im Speziellen war bei den meisten Items die Möglichkeit auf Mehrfachantworten gegeben (vgl. *Tabelle 19*). Auf diese Weise konnte der vielseitigen Arbeit von leistungsdiagnostischen Einrichtungen besser Rechnung getragen

werden, da in der Praxis häufig Protokolle, Belastungszeiten, Belastungsformen aber auch zum Teil Probanden in Abgleich mit der zugrunde liegenden Zielstellung variieren. Einerseits musste dieser notwendigen Vielfalt innerhalb der leistungsdiagnostischen Einrichtungen genügend Spielraum gegeben werden, andererseits brauchte die deskriptive Übersicht zur besseren Vergleichbarkeit mit bestehenden Datensätzen vorstrukturierte Variablen. Der Fragebogen enthielt daher in großen Teilen geschlossene Fragen. In Kombination mit der gegebenen Möglichkeit zu Mehrfachantworten wurde dem Spannungsfeld zwischen Variabilität und Standardisierung dadurch ausreichend Rechnung getragen. Geschlossene Single-Choice-Fragen lagen lediglich bei Items vor, in welchen entweder technische Parameter einer Mehrfachnennung entgegenstanden²⁴ oder individuelle Selbsteinschätzungen bzw. Meinungsbilder abgefragt wurden (vgl. *Tabelle 19*). Die Itematterie zur Erfassung der Selbsteinschätzung des individuellen Fachwissens war in Form einer fünfstufigen Likert-Skala gestaltet, wobei die polaren Skalenbezeichnungen (trifft nicht zu / trifft voll zu) sich hinsichtlich der Terminologie an den Leitlinien zum Einschätzen von Personeneigenschaften aus der Fachliteratur orientierten (Schnell, Hill & Esser, 2011). Halboffene Fragen kamen im Rahmen der Erfassung genauer Ausprägungen angewandter Algorithmen zur Anwendung. Die übergeordnete Glättungsform (zeitbasiert oder atemzugbasiert) wurde zuvor durch geschlossene Fragen erfasst. Dieses Vorgehen sicherte abermals die Vergleichbarkeit der gewonnenen Informationen insbesondere mit den Daten aus der Literaturübersicht (vgl. 6). Auch hier wurden die konkreten Glättungsintervalle genau erfasst und nicht in vorkonstruierten Spannweiten kategorisiert. Die offene Erfassung erlaubte es, Variabilität präziser abzubilden und stellte gleichermaßen sicher, dass die Auswahl der Teilnehmer nicht durch vorgegebene Werte beeinflusst wurde (Schnell et al., 2011), sondern den tatsächlich zur Anwendung kommenden Glättungsintervallen entsprach.

Die Fragebogenerstellung inklusive Pretest sowie die Organisation des Befragungsprojekts wurde über die Plattform *socysurvey* (Programmversion 3.2.03-i) abgewickelt. Die Rückläufer der Stichprobe galten als gültig im Kontext der Untersuchung, wenn die Pflichtfragen aus dem Bereich der Datenglättung (Items Nr. 5-8) beantwortet wurden und darüber hinaus der Anteil an unbeantworteten Fragen unter 25.0 % lag. Der vollständige Fragebogen ist im Anhang A auf Seite 316 angefügt.

²⁴ Beispielsweise bei der Unterscheidung zwischen Breath-by-Breath Methode oder Mischkammertechnik.

7.2 Ergebnisse

Innerhalb der Stichprobe (n = 125) führten 43.2 % der Teilnehmer Spiroergometrien im Rahmen wissenschaftlicher Forschungen durch, 79.2 % nutzten die Atemgasanalyse zur Trainingssteuerung und Betreuung von Sportlern, bei 63.2 % kam die Spiroergometrie aus medizinischen Gründen zum Einsatz. Den Leistungsstand der Probanden spiroergometrischer Untersuchungen gaben die befragten Untersucher mit 52.4 % Leistungssport, 77.4 % ambitioniertem Breitensport und 63.7 % Breitensport an (n = 124). In beiden Fällen waren Mehrfachnennungen möglich. Die Stichprobe lieferte demnach einen repräsentativen Überblick der möglichen Anwendungsgebiete von Spiroergometrien in der sportwissenschaftlichen Praxis. *Tabelle 20* stellt die dominant zur Anwendung kommenden Belastungsformen und Protokolle der Stichprobe dar. Dabei zeigt sich die erwartete Dominanz von Belastungsuntersuchungen auf dem Rad.

Tabelle 20. Belastungsformen und -protokolle der Stichprobe (n = 125)

Verwendete Belastungsform	
Fahrradergometer	94.4 %
Laufbandergometer	66.4 %
Ruderergometer	16.8 %
Feldtest	26.4 %
Zugrunde gelegtes Belastungsprotokoll	
Rampentest	47.2 %
Stufentest	88.8 %

Anmerkungen. Mehrfachnennungen möglich.

Hinsichtlich der verwendeten Technik zur Atemgasanalyse gaben 92.1 % der Befragten (n = 127) an, dominant per Breath-by-Breath Verfahren zu arbeiten, 7.9 % verwendeten eine Mischkammer zur Analyse. Mehrfachnennungen waren an dieser Stelle nicht möglich. Die zur Anwendung kommenden Sensoren zur Atemgasanalyse wurden nicht explizit abgefragt, da sie auf die nachträgliche algorithmische Datenverarbeitung keinen Einfluss nehmen.

Die Form der Datenglättung, die von den Untersuchern auf die Rohdaten angewendet wurde, ist in *Abbildung 48* in der prozentualen Verteilung dargestellt. Die konkrete Ausgestaltung der Algorithmen, beispielsweise durch Intervalllängen oder mathematische Verfahren, ist dabei noch nicht berücksichtigt. Es handelt sich um eine Übersicht der für die mathematische Glättung berücksichtigten Parameter der Untersucher.

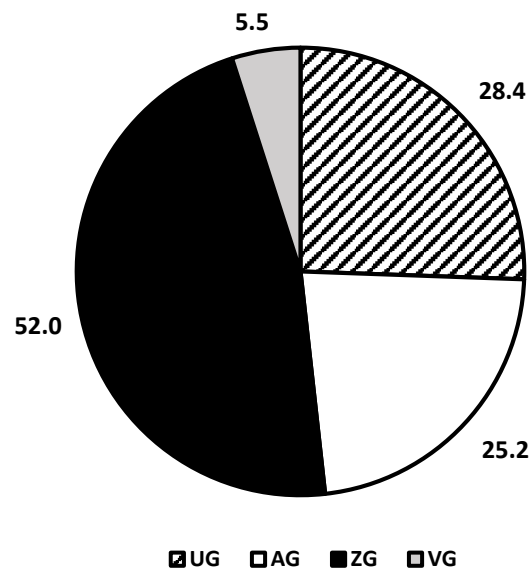


Abbildung 48. Gesamtübersicht der prozentualen Anteile verwendeter Datenglättungsverfahren. UG: ungeglättete Daten, ZG: zeitbasierte Glättung, AG: atemzugbasierte Glättung, VG: verschiedene Glättung (n = 127).

Unter den verschiedenen Glättungen (VG) erschienen im offenen Eingabefeld folgende Informationen zur Glättung (vgl. *Tabelle 21*), die bei der Auswertung in Fällen inhaltlich identischer Mehrfachnennungen, trotz abweichender sprachlicher Formulierungen der Aussagen, zusammengefasst wurden.

Aufgrund der Informationen aus der Literaturübersicht zur Thematik war bei dieser Frage die Option auf Mehrfachnennung gegeben, da es von Vorteil sein kann, für unterschiedliche Untersuchungszwecke die Glättungsverfahren anzupassen²⁵.

²⁵ Es ist beispielsweise zwischen niedrigintensiven Testverfahren und Ausbelastungstests zu differenzieren. Während bei konstant niedrigintensiven Testverfahren von Atemfrequenzen $< 40 \text{ min}^{-1}$ ausgegangen werden kann, ist im Ausbelastungsbereich der Grenzwert für die AF zu erreichen. In niedrigintensiven Tests ist daher verlässlich über Atemzüge zu glätten, während bei Belastungsintensitäten im Grenzbereich eine atemzugbasierte Glättung ein hohes Fehlerpotenzial aufweisen kann.

Tabelle 21. Auswertung der Freifelder zur Frage nach abweichenden Glättungsverfahren

Glättungsverfahren
• „Fünf aus sieben Atemzügen“
• „Gleitender Mittelwert“ ^a
• „Gleitender Median“ ^a
• „Nicht bekannt, vermutlich keine Rohdaten.“

Anmerkungen. ^aDie Angabe bzgl. atemzugbasierter bzw. zeitbasierter Glättung fehlt.

In der Gruppe der Befragten, die angaben, über Atemzüge zu glätten (n = 29), verwendeten 55.2 % ein konstantes Glättungsintervall über alle Tests hinweg, 44.8 % wechselten das Glättungsintervall innerhalb der atemzugbasierten Glättung. Die erfassten Glättungsintervalle lagen im Mittel bei 10 Atemzügen (± 2.7), mit einem Minimum von 5 Atemzügen und einem Maximum von 15 Atemzügen. Auch der Modus war 10. Bei den variablen Intervallgrößen bestand eine Spannweite von 12 Atemzügen. Die Untersucher mit zeitbasierten Glättungsverfahren (n = 63) verwendeten zu 61.0 % konstante Glättungsintervalle, 39.0 % variierten das Zeitintervall zur Messwertmittelung. Die angegebenen Glättungsintervalle wiesen eine mittlere Dauer von 25.6 s (± 15.3) auf. Das Minimum lag bei 5 s, das Maximum bei 60 s, der Modus bei 30 s. Die variablen Intervallgrößen umfassten eine Spannweite von 57 s. *Abbildung 49* zeigt den Zusammenhang zwischen dem gewählten grundlegenden Glättungsverfahren und den angegebenen Untersuchungszwecken. In beiden Fällen waren Mehrfachnennungen möglich.

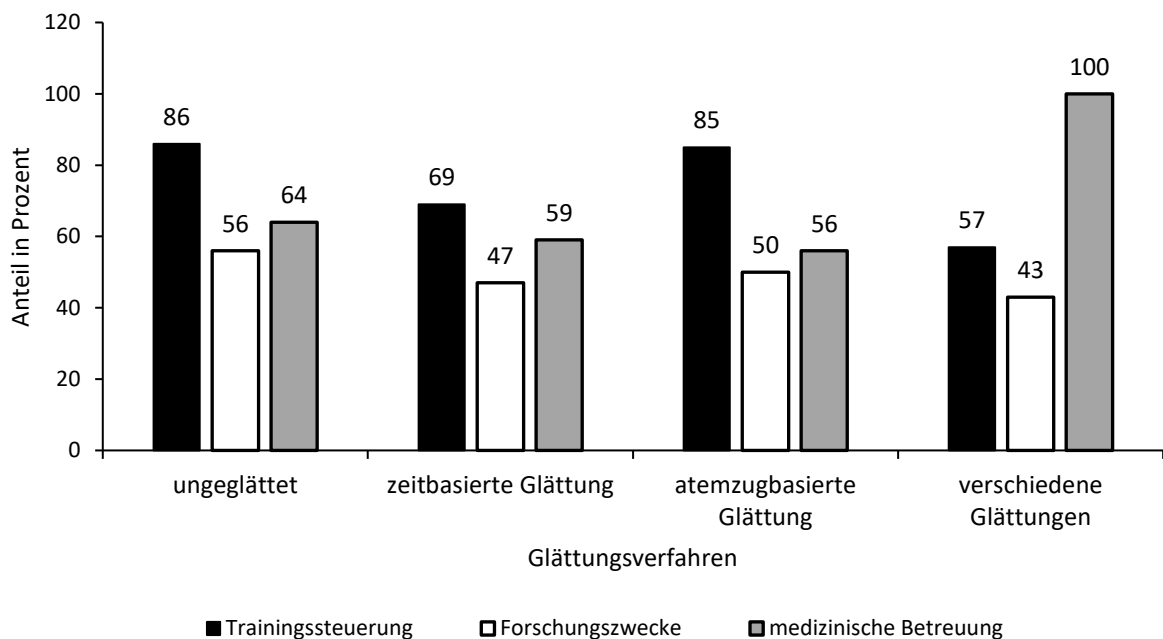


Abbildung 49. Prozentuale Zuordnung der Untersuchungszwecke zu den grundlegenden Glättungsverfahren.

Die Ergebnisse der Frage nach den Gründen für die Auswahl der Verarbeitungsmethode sind in *Tabelle 22* aufgeführt. Mehrfachnennungen waren möglich.

Tabelle 22. Gründe für die Auswahl der Datenverarbeitungsmethode (n = 114)

Gründe für die Wahl der Datenverarbeitungsmethode	
Voreinstellung der Software/ Herstellerempfehlungen	48.3 %
Eigene institutionelle Vorgaben/ Einweisung	37.9 %
Vorgaben von Dachverbänden	14.7 %
Eigene Recherche	33.6 %
Tradition	12.9 %

Auf die Frage, ob sie jemals Vorgaben zur Datenverarbeitung von Dach- bzw. Fachverbänden erhalten haben, antworteten 10.2 % mit „ja“, 89.8 % mit „nein“. Die Nachfrage hinsichtlich der Wünsche nach solcherlei Vorgaben bejahten 64.3 % der Befragten, 35.7 % verneinten. Einer Ablehnung verbandsseitiger Vorgaben lag dabei zu 59.0 % der Wunsch nach Flexibilität zugrunde, während 64.1 % die Bewahrung des aktuellen Glättungsverfahrens in der Praxis als Ursache angaben.

Die abschließend erfragte Selbsteinschätzung zum Kenntnisstand der Thematik Datenverarbeitung ergab folgendes Bild. Bei der Frage nach dem Verständnis von potenziell durch die Glättung beeinflusster Testparameter zeigte sich ein eher positives Bild der Selbsteinschätzung (vgl. *Abbildung 50*).

Frage: Mir ist bekannt, welche Parameter durch das Glättungsverfahren potenziell beeinflusst werden.

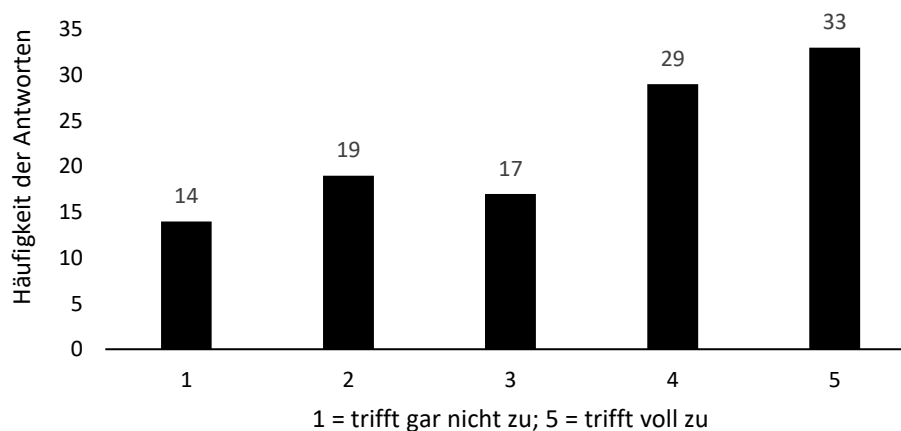


Abbildung 50. Selbsteinschätzung zur potenziellen Beeinflussung der Messwerte durch das Glättungsverfahren.

Im Verhältnis dazu wie die Selbsteinschätzung der Stichprobe zum Kenntnisstand über zugrunde liegende Mechanismen der glättungsbedingten Varianzen in den Messwerten ein gemischtes Bild auf (vgl. *Abbildung 51*).

Frage: Die zugrundeliegenden Mechanismen der potenziellen Testabweichungen zwischen unterschiedlichen Glättungsverfahren sind mir bekannt.

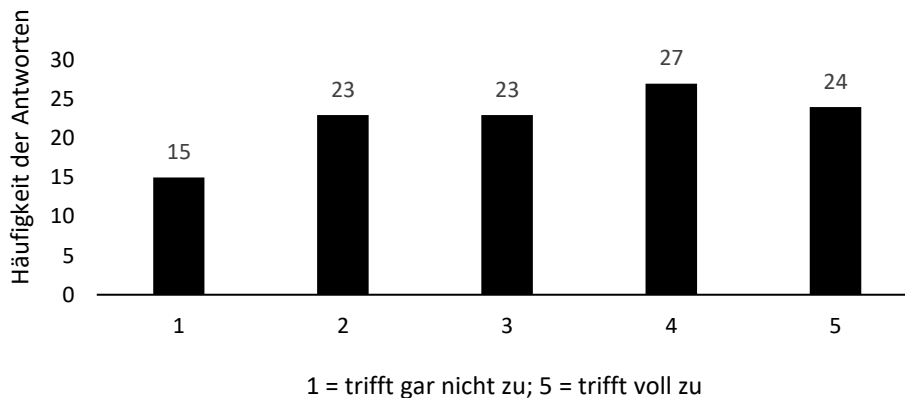


Abbildung 51. Selbsteinschätzung zum Kenntnisstand zugrunde liegender Mechanismen der Glättungsverfahren.

Selbiges ließ sich auch für die Selbsteinschätzung zu den spezifischen Vor- und Nachteilen von Glättungsverfahren bei Spiroergometrien konstatieren, wie *Abbildung 52* verdeutlicht.

Frage: Die Vor- und Nachteile der Glättungsverfahren für bestimmte Untersuchungen sind mir bekannt.

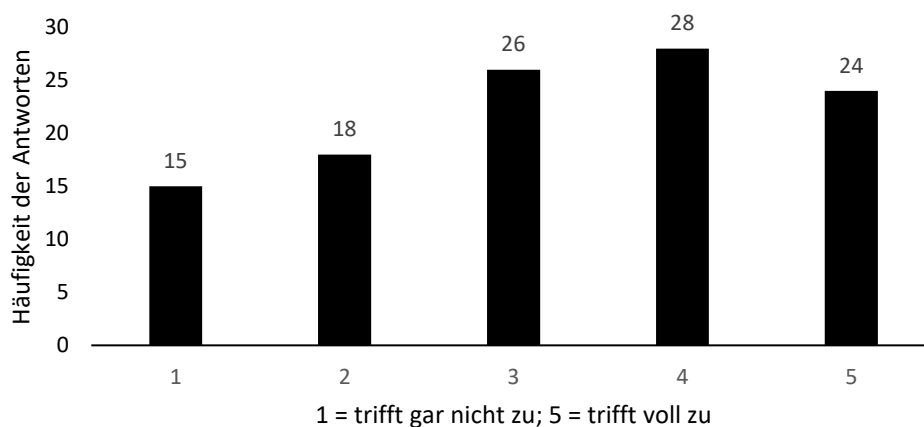


Abbildung 52. Selbsteinschätzung zum Kenntnisstand zugrunde liegender Vor- und Nachteile der Glättungsverfahren.

8 Teilstudie 3: Glättungsbedingte Messwertabweichungen der Sauerstoffaufnahme bei Spiroergometrien auf dem Laufband

8.1 Forschungshypothesen

In der folgenden Untersuchung galt es zu prüfen, inwieweit sich die bereits aus der Forschung bekannten Einflüsse unterschiedlicher Glättungsalgorithmen auf bisher noch nicht diesbezüglich analysierte Testparameter spiroergometrischer Leistungsdiagnostiken übertragen lassen. Konkret wurden die Parameter Belastungsstruktur, Probandenalter und Bestimmungszeitpunkt der $\dot{V}O_2$ bezüglich ihrer Wechselwirkungen mit unterschiedlichen Glättungsalgorithmen untersucht.

In der diagnostischen Praxis trainingswissenschaftlicher Anwendungsfelder ist die Kopplung aus Spiroergometrie und Laktatdiagnostik gängiger Standard. Bei der Durchführung solcher Diagnostiken auf dem Laufband kann auf die Unterbrechung der Belastung zur Kapillarblutentnahme aus dem Ohr aus Sicherheitsgründen nicht verzichtet werden. Daraus resultiert über den gesamten Testverlauf hinweg eine diskontinuierliche Belastungsstruktur. Die bisher identifizierten Effekte unterschiedlicher algorithmischer Bearbeitungen von Breath-by-Breath Daten, insbesondere die potenziellen Messwertabweichungen der $\dot{V}O_2$, wurden unter Einsatz kontinuierlicher Testprotokolle ermittelt. Dabei lagen sowohl Rampen- als auch Stufentests zugrunde (Astorino, 2009; Johnson et al., 1998; Scheadler et al., 2017). Die Übertragbarkeit dieser Ergebnisse auf Leistungsdiagnostiken mit diskontinuierlichen Belastungsprotokollen ist daraus nicht verlässlich abzuleiten. Als Konsequenz dieser Forschungslücke analysierte die vorliegende Studie den Einfluss der Glättungsalgorithmen auf die $\dot{V}O_{2peak}$ in diskontinuierlichen Belastungsprotokollen, um zu prüfen, inwieweit die Belastungsstruktur bei der Diskussion zum Einsatz unterschiedlicher Glättungsalgorithmen als bedeutungstragender Parameter zu berücksichtigen ist. Es lagen folgende Hypothesen zugrunde.

H1₀: Der Glättungsalgorithmus hat keinen Haupteffekt auf die $\dot{V}O_{2peak}$ -Werte bei Spiroergometrien mit diskontinuierlichen Belastungsprotokollen.

H1₁: Der Glättungsalgorithmus hat einen Haupteffekt auf die $\dot{V}O_{2peak}$ -Werte bei Spiroergometrien mit diskontinuierlichen Belastungsprotokollen.

Die Forschungshypothese beruhte auf Studienergebnissen, die für kontinuierliche Belastungsstrukturen keinen Einfluss unterschiedlicher Belastungsprotokolle identifizieren konnten (Scheidler et al., 2017). Das Signifikanzniveau zum Ablehnen der Nullhypothese wurde auf 5 % festgelegt.

Eine weitere Fragestellung der Untersuchung analysierte den Einfluss des Alters auf die Effekte der unterschiedlichen Glättungsalgorithmen. Keiner bis dato publizierten Studie zu Glättungsalgorithmen bei Spiroergometrien lag ein jugendliches Probandenkollektiv zugrunde (Martin-Rincon et al., 2019). Basierend auf der Tatsache, dass Leistungsdiagnostiken und besonders auch Spiroergometrien feste Bestandteile des langfristigen Leistungsaufbaus im Nachwuchssport und der Talentsichtung sind, galt es zu klären, ob die vorliegenden Informationen zum Einfluss der nachträglichen Datenglättung auf jugendliche Probanden übertragbar sind. Konkret wurden auf einem Signifikanzniveau von 5 % folgende Hypothesen untersucht.

H2₀: Die durch Glättungsalgorithmen bedingten prozentualen Abweichungen der $\dot{V}O_2\text{peak}$ variieren nicht zwischen jugendlichen und erwachsenen Probanden.

H2₁: Die durch Glättungsalgorithmen bedingten prozentualen Abweichungen der $\dot{V}O_2\text{peak}$ variieren zwischen jugendlichen und erwachsenen Probanden.

Dies basierte auf den theoretischen Überlegungen zu physiologisch-methodischen Ursachen von Glättungseffekten. Unter Berücksichtigung der Atemfrequenz wurde vermutet, dass die Glättungseffekte zwischen den untersuchten Altersstufen signifikant abweichen.

Abschließend galt es in der vorliegenden Untersuchung zu klären, inwieweit die bislang gewonnenen Erkenntnisse zum Einfluss unterschiedlicher Glättungsalgorithmen auf submaximale Größen der Sauerstoffaufnahme zu übertragen sind. Aus der theoretischen Auseinandersetzung mit trainingswissenschaftlich relevanten Kenngrößen spiroergometrischer Leistungsdiagnostiken wurde ersichtlich, dass auch submaximale Größen der Sauerstoffaufnahme von enormer Bedeutung zur Leistungsbeurteilung und Trainingsplanung sein können (vgl. 4.2, 4.3). Die zum Zeitpunkt der Untersuchung vorliegenden Informationen zum Einfluss der Datenglättung wurden ausnahmslos anhand der $\dot{V}O_2\text{max}$ (Martin-Rincon et al., 2019; Midgley et al., 2007a) und der $\dot{V}O_2\text{peak}$ (Scheidler et al., 2017; Smart et al., 2015) ermittelt. Ziel der Studie war es zu klären, ob der Einfluss der Algorithmen auch auf submaximalen, niedrigintensiven Belastungsstufen identifizierbar ist. Als Testgrößen wurden die jeweiligen Stufenmaxima der $\dot{V}O_2$ im submaximalen Belastungsbereich ($\dot{V}O_2\text{peakST}$) herangezogen, die sich bei der Auswertung diskontinuierlicher Stufenprotokolle klar den einzelnen Belastungsintensitäten zuordnen lassen.

Konkret lagen folgende Hypothesen zugrunde, die auf einem Signifikanzniveau von 5 % getestet wurden.

H3₀: *Der Glättungsalgorithmus hat im submaximalen Belastungsbereich keinen Haupteffekt auf die $\dot{V}O_2peakST$ -Werte Erwachsener bei Spiroergometrien mit diskontinuierlichen Belastungsprotokollen.*

H3₁: *Der Glättungsalgorithmus hat im submaximalen Belastungsbereich einen Haupteffekt auf die $\dot{V}O_2peakST$ -Werte Erwachsener bei Spiroergometrien mit diskontinuierlichen Belastungsprotokollen.*

Eine mögliche Abweichung zwischen den Glättungseffekten submaximaler ($\dot{V}O_2peakST$) und maximaler ($\dot{V}O_2peak$) Werte könnte aus theoretischer Sichtweise abermals durch die unterschiedlichen Atemfrequenzen im Belastungsverlauf begründet werden. Es ist bekannt, dass hohe Atemfrequenzen und dadurch bedingte Schwankungen im Tidalvolumen potenziell zu veränderten Messungen im Breath-by-Breath Verfahren führen können (Beijst et al., 2013). Inwieweit sich diese Unterschiede auf Seiten submaximaler Sauerstoffaufnahmewerte abbilden lassen und damit dem Zeitpunkt der Messwerterhebung im Testverlauf einen signifikanten Einfluss auf glättungsbedingte Varianzen zuweisen, wurde im Folgenden erstmals untersucht.

8.2 Methodik

8.2.1 Probanden

Die Studie verarbeitete für alle drei Teilfragen bestehende Datensätze aus leistungsdiagnostischen Untersuchungen, die von 2016 bis 2019 im leistungsdiagnostischen Forschungslabor der Universität Passau durchgeführt wurden. Alle Studienteilnehmer bestätigten vor Beginn der Tests schriftlich das Einverständnis für die Nutzung der Daten im Zuge wissenschaftlicher Untersuchungen. Bei minderjährigen Probanden wurde zusätzlich das schriftliche Einverständnis eines Erziehungsberechtigten vor Testbeginn eingeholt. Das Mindestalter für die Teilnahme lag bei 14 Jahren. Die Einwilligung zur Verarbeitung der Daten erfolgte freiwillig. Die Daten von Probanden, die aus gesundheitlichen oder organisatorischen Gründen die Leistungsdiagnostik abbrechen mussten, fanden keinen Eingang in die Statistik.

Zur Bearbeitung der unterschiedlichen Forschungsfragen wurden die Probanden in eine Hauptgruppe und zwei Subgruppen kategorisiert (vgl. *Tabelle 23*). Die Hauptgruppe (G₁) umfasste 58 Personen und setzte sich aus allen Probanden zusammen, die im Zeitraum der Datenerhebung einer Verwendung ihrer Testergebnisse im Rahmen der Studie zustimmten und den Anforderungen an die Studienteilnahme entsprachen. Alle Daten dieses Probandenkollektivs lagen der Untersuchung des Einflusses der

Teilstudie 3: Glättungsbedingte Messwertabweichungen der Sauerstoffaufnahme bei Spiroergometrien auf dem Laufband

Glättungsalgorithmen auf die $\dot{V}O_2$ peak bei intermittierenden Stufenprotokollen zugrunde ($H1_0/H1_1$). Die erste Subgruppe (SG_1) umfasste alle Teilnehmer der G_1 , die zum Zeitpunkt der Datenaufnahme mindestens 14 Jahre und höchstens 17 Jahre alt waren. Diese Kategorisierung erfolgte, um den Einfluss des Alters auf die Effekte der Glättungsalgorithmen zu prüfen ($H2_0/H2_1$). Der gleichen Zielstellung diente auch die Auswertung der Datensätze aus der zweiten Subgruppe (SG_2), welche diejenigen Probanden der G_1 einbezog, die zum Zeitpunkt des Tests 18 Jahre oder älter waren. Des Weiteren wurden die Datensätze der SG_2 zur Untersuchung des Einflusses der Glättungsalgorithmen auf submaximale Stufenwerte der Sauerstoffaufnahme herangezogen ($H3_0/H3_1$).

Table 23. Übersicht der anthropometrischen Basisdaten der einzelnen Probandenkollektive

	G₁ (n = 58)	SG₁ (n = 31)	SG₂ (n = 27)
Geschlecht (m/ w)	42 / 16	15 / 16	22 / 5
Alter (Jahre)	20.8 ± 8.8 (14 - 58)	15.2 ± 1.1 (14 - 17)	26.6 ± 9.6 (18 - 58)
Größe (cm)	171.6 ± 9.7	167.5.6 ± 8.8	176.3 ± 8.3
Gewicht (kg)	61.48 ± 11.6	54.5 ± 8.1	69.5 ± 9.7

8.2.2 Datenerhebung

Alle leistungsdiagnostischen Untersuchungen, die der Studie zugrunde lagen, wurden im Forschungslabor des Sportzentrums der Universität Passau erhoben. Dabei durchliefen alle Probanden ein standardisiertes Protokoll zur Testvorbereitung. Die Teilnehmer wurden vorab schriftlich darüber informiert, zum Test nüchtern (Nahrungskarenz mindestens 3 h), gesund (eigene Einschätzung, in Zweifelsfällen nach ärztlicher Absprache) und ohne vorhergehende Trainingsbelastung (zeitlicher Abstand zur letzten Belastung mindestens 24 h, bei schwerer Belastung mindestens 48 h) zu erscheinen. Unmittelbar vor Testbeginn bestätigten die Teilnehmer schriftlich, dass die zuvor erwähnten Punkte eingehalten wurden. Bei minderjährigen Teilnehmern war die schriftliche Bestätigung der Erziehungsberechtigten notwendig. Die Teilnehmer wurden schriftlich und mündlich über mögliche Risiken der Leistungsdiagnostik aufgeklärt und gaben anschließend das Einverständnis zum Test. Bei minderjährigen Teilnehmern war auch hier zusätzlich die Zustimmung der Erziehungsberechtigten notwendig.

Nach einer ausführlichen mündlichen Testeinweisung und der Erfassung von Körpergröße und -gewicht erfolgte der Leistungstest. Jeder Test begann mit einer 5-minütigen Ruhephase im Stehen. In dieser Zeit wurden die Ruhewerte für Herzfrequenz, Laktat und Atemgase festgelegt. Die Einstiegsgeschwindigkeit für den Stufentest lag abhängig vom zuvor angegebenen Leistungsstand der Probanden bei $2.0 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$, $2.4 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ oder $2.8 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$. In Zweifelsfällen wurden eventuell vorliegende Bestleistungen zur Einschätzung herangezogen und gegebenenfalls die niedrigere Einstiegsgeschwindigkeit gewählt.

Die Steigung des Laufbands (HP Cosmos, mod. Pulsar, Nußdorf, Deutschland) lag über den gesamten Test hinweg bei 1.0 % (Jones & Doust, 1996). Die Stufendauer betrug konstant 5 min, mit einem Stufeninkrement von $0.4 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$. Zwischen den Belastungsstufen lag eine Pause von 30 s. In dieser Zeit erfolgte die Abnahme von $20 \mu\text{l}$ Kapillarblut aus dem zuvor durch eine Salbe (Finalgon®, Boeringer Ingelheim) hyperämisierten Ohrläppchen, die Belastung wurde dazu unterbrochen. Die Tests, deren Daten in die Studie miteinbezogen wurden, endeten bei Erreichen der subjektiven Ausbelastung der Probanden. Während der Tests wurden alle herstellerseitig vorgeschriebenen Sicherheitsmaßnahmen (Fanggurte, Sturzraum) eingehalten.

Der Einsatz des eben beschriebenen Belastungsprotokolls erfolgte im Zuge der Belastungsuntersuchungen aus zwei Gründen. Zum einen liegen zu diesem Belastungsprotokoll aus unterschiedlichen sportlichen Disziplinen empirisch breit gestützte Referenzwerte vor (Zinner et al., 2015), zum anderen scheint die gewählte Stufenlänge von 5 min für eine begleitende Laktatdiagnostik auf dem Laufband optimal zu sein (Heck, 1990), besonders wenn die Schwellenbestimmung der LT2 nach Mader erfolgt (Mader et al., 1976).

Während der Diagnostiken wurden kontinuierlich die Atemgase nach dem Breath-by-Breath Verfahren erfasst (K5, Cosmed, Rom, Italien) sowie die Herzfrequenz über ein ANT+ gekoppeltes System aufgezeichnet (Garmin, Schaffhausen, Schweiz). Das K5-System zur Atemgasanalyse nutzt eine galvanische Zelle zur Bestimmung der Sauerstoffkonzentration und die nicht-dispersive Infrarotspektrometrie zur Analyse der Kohlenstoffdioxidkonzentration in der Gasprobe. Ein optoelektronisches Messgerät bestimmt in Verbindung mit einer Turbine expiratorisch die Durchflussraten zur Bestimmung der Atemvolumina (Cosmed, 2015). Nach einer 30-minütigen Aufwärmphase des Gerätes erfolgten vor Testbeginn die Flowmeter-, Scrubber- und Delay-Zeit-Kalibrationen nach Herstellervorgaben. Für die Zweipunkt-Gaskalibration kam dazu neben der Umgebungsluft ein standardisiertes Gasgemisch (16.0 % O_2 , 5.0 % CO_2) zum Einsatz. Die Flowmeterkalibration erfolgte mithilfe einer 3 l Pumpe über sechs vollständige Pumpstöße hinweg.

8.2.3 Glättungsalgorithmen

Die Daten der Atemgasanalyse wurden unter Verwendung der Software *Omnia* (Cosmed, Rom, Italien, Versionen 1.5, 1.6) gemittelt über 15 Atemzüge aufgezeichnet. Anschließend erfolgte in der Software die Ausgabe der unbearbeiteten Breath-by-Breath Rohdaten²⁶. Diese Daten wurden anschließend in

²⁶ Als Rohdaten verstehen sich in diesem Zusammenhang die Breath-by-Breath Datensätze nach der Anwendung herstellerseitig programmierter Algorithmen zur Kanalsynchronisation im Verlauf der Datenerhebung (vgl. 3.3). Diese lassen sich nachträglich nicht entfernen.

das Tabellenkalkulationsprogramm Excel (Microsoft, Version Professional Plus 2016) exportiert und für die Berechnung der atemzugbasierten Glättungen weiterverwendet. Die initiale Aufzeichnung der Mittelung über 15 Atemzüge erfolgte aus Gründen der besseren Übersicht während der Belastungstests. Ungemittelte Rohdaten hätten eine Datenbegutachtung parallel zu den Belastungstests erheblich eingeschränkt, wodurch die Identifikation und infolgedessen der Ausschluss von auffälligen Datensätzen erschwert gewesen wäre. Aus diesem Grunde wurde das beschriebene zweistufige Vorgehen zur Rohwertermittlung gewählt. Es folgte die Konversion der gewonnenen Daten mittels atemzugbasierter Glättungsalgorithmen mit gleitendem Mittelwert.

Erster Schritt dazu war die Mittelung der ungeglätteten Atemzugrohdaten von Belastungsbeginn an bis zum Erreichen zuvor definierter Intervalllängen (= Anzahl an gemittelten Atemzügen im Glättungsintervall). Die Intervalllängen umfassten einen Bereich von 10 - 60 Atemzügen, abgestuft in Schritten à fünf Atemzügen. Anschließend wurde für jede Intervalllänge der erste Atemzug entfernt und gleichzeitig der subsequent folgende Atemzugrohwert der Mittelung hinzugefügt, um das nächste Glättungsintervall zu erhalten. Dieses Vorgehen erfolgte analog für jede Intervalllänge mit allen Messwerten bis zum Belastungsende. *Abbildung 53* skizziert das beschriebene Prozedere zur Ermittlung gleitender, atemzugbasierter Mittelwerte aus den Atemzugrohdaten.

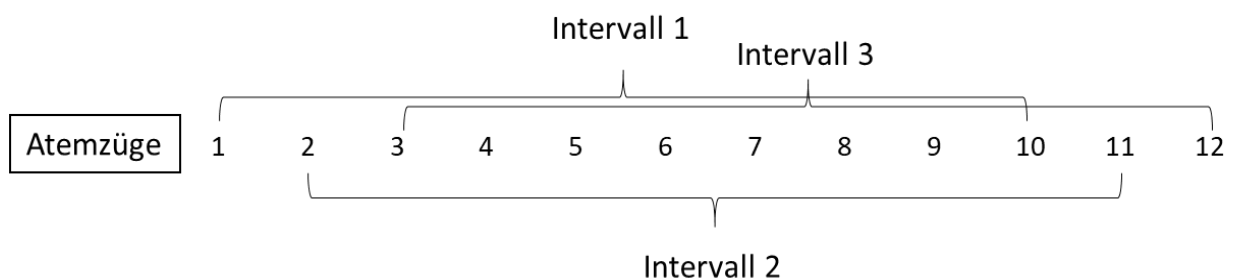


Abbildung 53. Schema zur Ermittlung von gleitenden Mittelwerten bei atemzugbasierter Glättung am Beispiel einer Intervalllänge von 10 Atemzügen (10azg).

Das beschriebene Vorgehen zur Ermittlung gleitender Mittelwerte führt trotz Mehrfachverrechnung einzelner Atemzüge zu Glättungsintervallen mit konstanter Intervallgröße und findet in der Studienlage zur Thematik die breiteste Anerkennung bei atemzugbasierten Glättungen (Martin-Rincon et al., 2019; Scheadler et al., 2017).

Die zeitbasierte Glättung erfolgte auf Basis der Rohdaten unmittelbar in der Software *Omnia*. Hier wurden alle Atemzüge innerhalb eines 30 s - Intervalls in die Berechnung der Mittelwerte einbezogen. Die Glättung verlief bei der zeitbasierten Glättung nicht als gleitender Mittelwert, sondern in Form blockweiser Mittelungen. Das erste Intervall umfasste demnach die Sekunden 1 - 30, das zweite Intervall die Sekunden 31 - 60 etc. (vgl. *Abbildung 54*).

Teilstudie 3: Glättungsbedingte Messwertabweichungen der Sauerstoffaufnahme bei Spiroergometrien auf dem Laufband

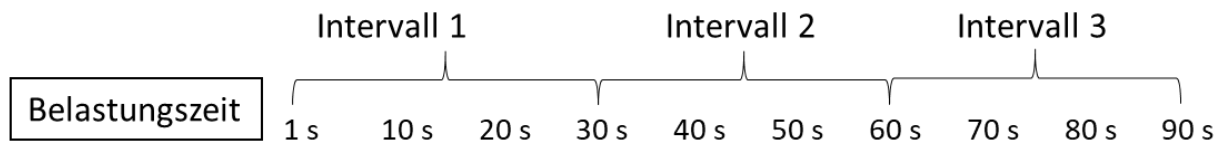


Abbildung 54. Schema zur Ermittlung der zeitbasierten Mittelwerte über 30 s.

Auch diese über Zeitintervalle geglätteten Daten wurden zur weiteren Analyse in das Tabellenkalkulationsprogramm Excel exportiert. Nach Anwendung der Glättungsalgorithmen lagen demnach für jeden Probanden mehrere Datensätze des gleichen Belastungstests vor, auf welchen die weiteren statistischen Auswertungen basierten.

Als erste Vergleichsgröße der Messwerte aus den unterschiedlichen Glättungsalgorithmen diente die $\dot{V}O_2\text{peak}$. Aus allen Datensätzen der beschriebenen Glättungen erfolgte individuell für jeden Probanden die Ermittlung der jeweils maximal erreichten $\dot{V}O_2$ -Werte, welche als $\dot{V}O_2\text{peak}$ -Werte der korrespondierenden Glättung für die weitere statistische Verarbeitung Verwendung fanden. Von den Datensätzen der SG₂ wurden zusätzlich zur $\dot{V}O_2\text{peak}$ auch die jeweiligen Stufenmaxima der Sauerstoffaufnahme im submaximalen Bereich erhoben ($\dot{V}O_2\text{peakST}$). Alle Belastungsstufen unterhalb der erreichten Stufe bei Testabbruch galten in diesem Zusammenhang als submaximal für die jeweiligen Probanden. *Tabelle 24* stellt die erhobenen Datensätze aus der nachträglichen algorithmischen Datenglättung nochmals übersichtlich dar und ordnet sie den einzelnen Probandengruppen zu.

Tabelle 24. Übersicht der Datensätze einzelner Probandenkollektive für die Maxima und Stufenmaxima

$\dot{V}O_2\text{peak}$			
	G₁ (n = 58)	SG₁ (n = 31)	SG₂ (n = 27)
atemzugbasierter Algorithmus	10azg - 60azg ^a	10azg - 60azg ^a	10azg - 60azg ^a
zeitbasierter Algorithmus	30 s	30 s	30 s
$\dot{V}O_2\text{peakST}$			
	G₁ (n = 58)	SG₁ (n = 31)	SG₂ (n = 27)
atemzugbasierter Algorithmus	-	-	15azg, 30azg
zeitbasierter Algorithmus	-	-	30 s

Anmerkungen. azg: atemzugbasierte Glättung über gleitenden Mittelwert. ^a durchgehend in Intervallen à 5 Atemzügen.

Die Auswahl der untersuchten Glättungsalgorithmen fußte auf den Ergebnissen der Literaturanalyse (vgl. 6.2) und Praxisbefragung (vgl. 7.2) sowie auf dem bisherigen Vorgehen in zugänglichen Vergleichsstudien (Martin-Rincon et al., 2019; Scheadler et al., 2017). Aus diesen Vorlagen lässt sich für die zeitbasierten Glättungen eine klare Dominanz von 30-sekündigen Glättungsintervallen herauslesen, während im Bereich der atemzugbasierten Glättungen zwar besonders in den Vergleichsstudien prinzipiell die gleitenden Mittelwerte dominieren, eine eindeutige Präferenz für das konkrete Glättungsintervall jedoch nicht in Analogie zur zeitbasierten Glättung vorliegt. Dieser Vielfalt wurde in der Methodik der Untersuchung durch das beschriebene Vorgehen im Bereich Datenverarbeitung Rechnung getragen.

8.2.4 Statistische Analyse

Die Frage, ob die Anwendung unterschiedlicher Glättungsalgorithmen zu signifikanten Veränderungen in der $\dot{V}O_2\text{peak}$ der Probandendaten (G_1) führt (H_{10}/H_{11}), wurde mit Hilfe einer einfaktoriellen Varianzanalyse mit Messwiederholung (rmANOVA) überprüft. Die einfaktorielle Varianzanalyse mit Messwertwiederholung testet, ob sich Mittelwerte mehrerer abhängiger Stichproben voneinander unterscheiden, wobei die Abhängigkeit der Stichproben vorliegt, wenn ein Messwert in einer Stichprobe und ein bestimmter Messwert in einer weiteren Stichprobe sich beeinflussen (Schwarz &ENZler, 2019). Für die vorliegende Untersuchung war die Anwendungsvoraussetzung der Abhängigkeit durch die Tatsache gegeben, dass die verschiedenen Glättungsalgorithmen auf identische Rohwerte der gleichen Stichprobe angelegt wurden. Es handelte sich also um verschiedene Treatments der gleichen Stichprobe, demnach war die rmANOVA der ANOVA ohne Messwertwiederholung vorzuziehen (Mayers, 2013). Die $\dot{V}O_2\text{peak}$ bildete die abhängige Variable, die unterschiedlichen Glättungsalgorithmen die Faktorstufen (vgl. *Tabelle 25*).

Tabelle 25. Faktorstufen der rmANOVA der G_1 , SG_1 und SG_2

Faktorstufen
Algorithmische Mittelung über 10azg
Algorithmische Mittelung über 15azg
Algorithmische Mittelung über 20azg
Algorithmische Mittelung über 30azg
Algorithmische Mittelung über 40azg
Algorithmische Mittelung über 50azg
Algorithmische Mittelung über 60azg
Algorithmische Mittelung über 30 s

Anmerkungen. azg: atemzugbasierte Glättung über gleitenden Mittelwert.

Zur Prüfung der Normalverteilung als statistische Voraussetzung zur Anwendung der rmANOVA kam der *Shapiro-Wilk*-Test zum Einsatz. Sofern eine Verletzung der Sphärizität vorlag (*Mauchly*-Test), wurde eine *Greenhouse-Geisser*-Korrektur der Freiheitsgrade vorgenommen. Im Falle eines statistisch signifikanten Haupteffekts des Glättungsalgorithmus ($p < .05$) erfolgte ein nach *Bonferroni* korrigierter *post-hoc* Test der paarweisen Vergleiche sowie die Angabe der einzelnen Effektstärken nach *Cohens d*. Die beschriebene Methodik hat sich zur Analyse des Einflusses der Glättungsalgorithmen in bisherigen Studien bewährt (Martin-Rincon et al., 2019; Midgley et al., 2007a; Scheadler et al., 2017).

Zur Untersuchung der Unterschiede zwischen Jugendlichen und der Erwachsenen hinsichtlich der Ausprägung des Einflusses von Glättungsalgorithmen auf die $\dot{V}O_2\text{peak}$ (H_{20}/H_{21}) erfolgte für jede der beiden Subgruppen eine rmANOVA nach dem gleichen methodischen Ansatz, welcher der rmANOVA der G_1 zugrunde lag. Dieses Vorgehen diente zur grundsätzlichen Ermittlung des Glättungseffekts auf die $\dot{V}O_2\text{peak}$ -Werte der SG_1 und SG_2 . Die Ergebnisse der rmANOVA der G_1 hätten zwar Rückschlüsse auf den Haupteffekt von Glättungsalgorithmen für beide Subgruppen zugelassen, gesicherte Aussagen diesbezüglich bedurften jedoch gesonderter Analysen für die SG_1 und SG_2 . Abermals stellte für beide Untersuchungen die $\dot{V}O_2\text{peak}$ die abhängige Variable dar, die unterschiedlichen Glättungsalgorithmen bildeten die Faktorstufen (vgl. *Tabelle 25*).

Zur weiteren Prüfung der Forschungshypothese wurde anschließend eine gesonderte Analyse der fünf Glättungsintervalle mit den höchsten Effektstärken aus den nach Bonferroni korrigierten *post-hoc* Tests der rmANOVAs der SG_1 und SG_2 durchgeführt. Für diese fünf Glättungsintervallvergleiche erfolgte die Bestimmung der prozentualen Abweichungen in der $\dot{V}O_2\text{peak}$ für beide Subgruppen. Für jedes der Glättungsintervalle wurde dann durch unabhängige *t*-Tests untersucht, ob ein signifikanter Zusammenhang zwischen dem Alter der Probanden, also der Zugehörigkeit zur SG_1 bzw. SG_2 , und den prozentualen Differenzen der $\dot{V}O_2\text{peak}$ -Werte besteht. Dabei wurde ein Signifikanzniveau von $p < .05$ zugrunde gelegt. Im Falle nicht vorliegender Varianzhomogenität (*Levene*-Test) kam anstelle des *t*-Tests ein *Welch*-Test zur Anwendung. Auch dieses Vorgehen hat sich zur Darstellung des Einflusses von Probandenmerkmalen auf glättungsbedingte Messwertabweichungen bewährt (Scheidler et al., 2017). *Abbildung 55* schematisiert das statistische Vorgehen zur Prüfung der Forschungshypothese H_{21} .

Teilstudie 3: Glättungsbedingte Messwertabweichungen der Sauerstoffaufnahme bei Spiroergometrien auf dem Laufband

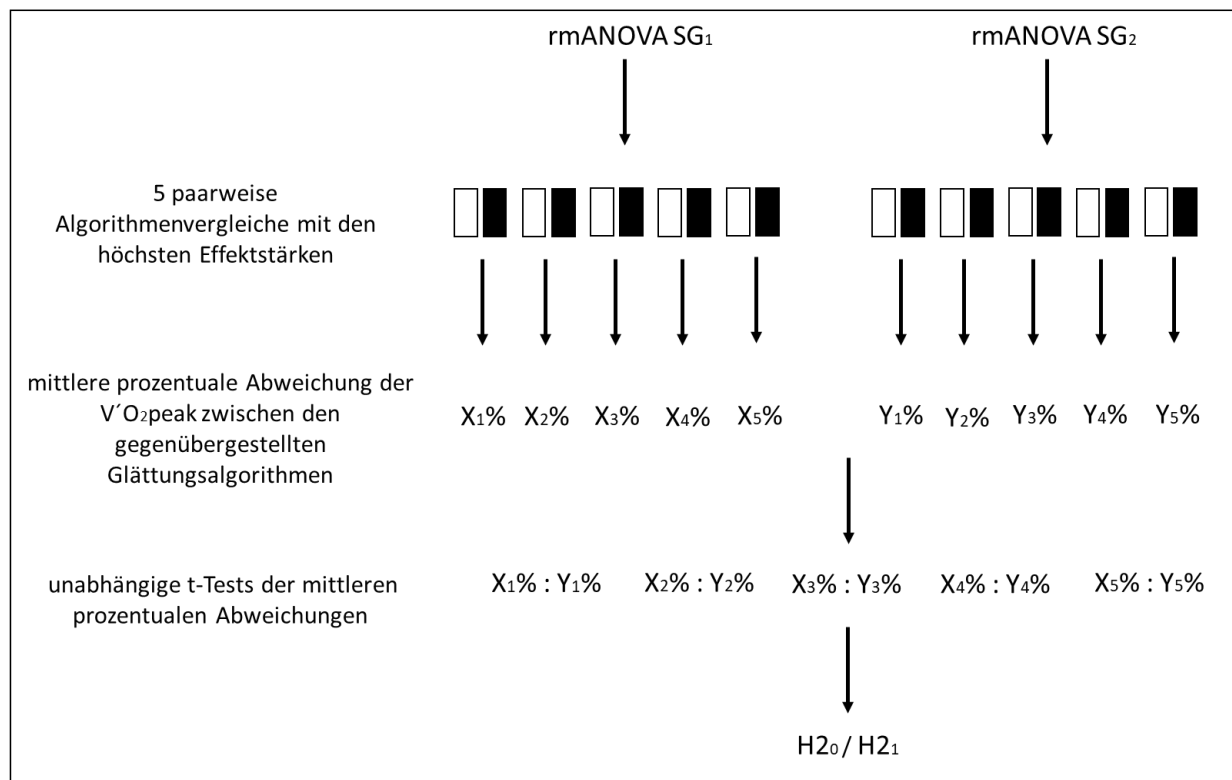


Abbildung 55. Schematische Darstellung der statistischen Methodik zur Untersuchung der Forschungshypothese H₂₁.

Die Analyse des Einflusses der Glättungsalgorithmen auf die submaximalen V'O₂peak-Werte der SG₂ (H₃₀ / H₃₁) erfolgte abermals anhand einer rmANOVA. Die Wahl des Verfahrens basierte auf den gleichen Überlegungen, welche der Prüfung der H₁ zugrunde lagen. Die Abhängigkeit der Stichproben war erneut durch die Tatsache gegeben, dass die verschiedenen Glättungsalgorithmen auf die Rohwerte der identischen Stichproben angelegt wurden. Es handelte sich methodisch demnach um wiederholte Treatments der gleichen Stichproben. Die V'O₂peak_{ST} bildete die abhängige Variable, die unterschiedlichen Glättungsalgorithmen die Faktorstufen (15azg, 30azg, 30 s). Untersucht wurden die submaximalen Stufenwerte der SG₂ unter Berücksichtigung der algorithmischen Glättungen über 15azg, 30azg und 30 s, da diese in den bisher zur Glättungsthematik veröffentlichten Untersuchungen dominieren. Zur Prüfung der Normalverteilung als Voraussetzung zur Anwendung der rmANOVA kam der *Shapiro-Wilk*-Test zum Einsatz. Sofern eine Verletzung der Sphärizität vorlag (*Mauchly*-Test), wurde eine *Greenhouse-Geisser*-Korrektur der Freiheitsgrade vorgenommen. Im Falle von statistisch signifikanten *F*-Werten ($p < .05$) erfolgte ein nach Bonferroni korrigierter post-hoc Test der paarweisen Vergleiche und die Angabe der Effektstärken nach *Cohens d*.

Alle statistischen Analysen wurden mittels der Software *SPSS Statistics* (Version 25) durchgeführt.

8.3 Ergebnisse

8.3.1 Effekt der Glättungsalgorithmen bei diskontinuierlicher Belastungsstruktur

Die $\dot{V}O_2$ peak-Werte der G_1 wiesen in allen verwendeten Glättungsalgorithmen (vgl. *Tabelle 25*) Normalverteilung auf ($p \geq .05$). *Tabelle 26* gibt die deskriptiven Statistiken der Stichprobe wieder.

Tabelle 26. Mittlere $\dot{V}O_2$ peak-Werte und Standardabweichungen der G_1 ($n = 58$) nach der Datenbearbeitung mit unterschiedlichen Glättungsalgorithmen

Glättungsalgorithmus	Mean (ml · min ⁻¹)	SD (ml · min ⁻¹)
Mittelung über 10azg	3444.10	831.12
Mittelung über 15azg	3391.23	818.00
Mittelung über 20azg	3364.48	813.04
Mittelung über 30azg	3335.22	806.71
Mittelung über 40azg	3317.32	804.29
Mittelung über 50azg	3305.81	801.75
Mittelung über 60azg	3295.23	800.02
Mittelung über 30 s	3309.67	801.93

Die *rmANOVA* zeigte nach Anwendung der Greenhouse-Geisser-Korrektur einen signifikanten Haupteffekt des Glättungsalgorithmus auf die $\dot{V}O_2$ peak-Werte der G_1 ($F(1.52; 86.6) = 76.15, p < .001$, partielles $\eta^2 = .57$). Entsprechend wird die Forschungshypothese H_{11} angenommen. Ein nach Bonferroni korrigierter post-hoc Test ergab, dass lediglich bei den paarweisen Vergleichen zwischen 30 s - 40azg, 30 s - 50azg und 30 s - 60azg keine signifikanten Unterschiede in der $\dot{V}O_2$ peak ($p \geq .05$) vorlagen. Die weiteren zum Vergleich herangezogenen Glättungsalgorithmen (vgl. *Tabelle 25*) wichen in den paarweisen Vergleichen signifikant voneinander ab ($p < .001$), wobei hinsichtlich der Effektstärken Unterschiede vorlagen. *Tabelle 27* zeigt die Algorithmenvergleiche mit den höchsten Effektstärken (Cohens- d) aus dem post-hoc Test der G_1 -Daten. Daran ist zu sehen, wie die Effektstärke mit zunehmender Differenz zwischen den Längen der zugrunde liegenden Glättungsintervalle ansteigt.

Teilstudie 3: Glättungsbedingte Messwertabweichungen der Sauerstoffaufnahme bei Spiroergometrien auf dem Laufband

Tabelle 27. Übersicht der Algorithmenvergleiche mit den höchsten Effektstärken aus dem post hoc Test der rmANOVA der G₁-Daten

Glättung	Mittlere Differenz (ml · min ⁻¹)	Standardfehler (ml · min ⁻¹)	95 % Konfidenzintervall		Effektstärke (Cohens-d)
			Untergrenze	Obergrenze	
10azg - 30azg	108.879 ^a	11.798	70.208	147.549	.133
10azg - 40azg	126.773 ^a	13.689	81.609	171.640	.155
10azg - 50azg	138.292 ^a	14.058	92.213	184.372	.169
10azg - 60azg	148.967 ^a	14.948	99.872	197.863	.182
10azg - 30 s	134.431 ^a	14.564	86.696	182.167	.165

Anmerkungen. azg: atemzugbasierte Glättung über gleitenden Mittelwert, ^a Signifikante Unterschiede zwischen den Glättungsverfahren liegen vor ($p < .001$).

Aus den Daten ist ebenfalls ersichtlich, dass der Einfluss der Glättungsalgorithmen zwar als statistisch signifikant einzustufen ist, allerdings selbst beim Maximum (10azg - 60azg) von einer insgesamt geringen Effektstärke ($d < 0.5$) auszugehen ist (Cohen, 2009).

Bei ausschließlicher Berücksichtigung atemzugbasierter Glättungsalgorithmen war eine stetige Abnahme der $\dot{V}O_{2peak}$ -Werte bei Vergrößerung der Glättungsintervalle zu beobachten (vgl. Abbildung 56).

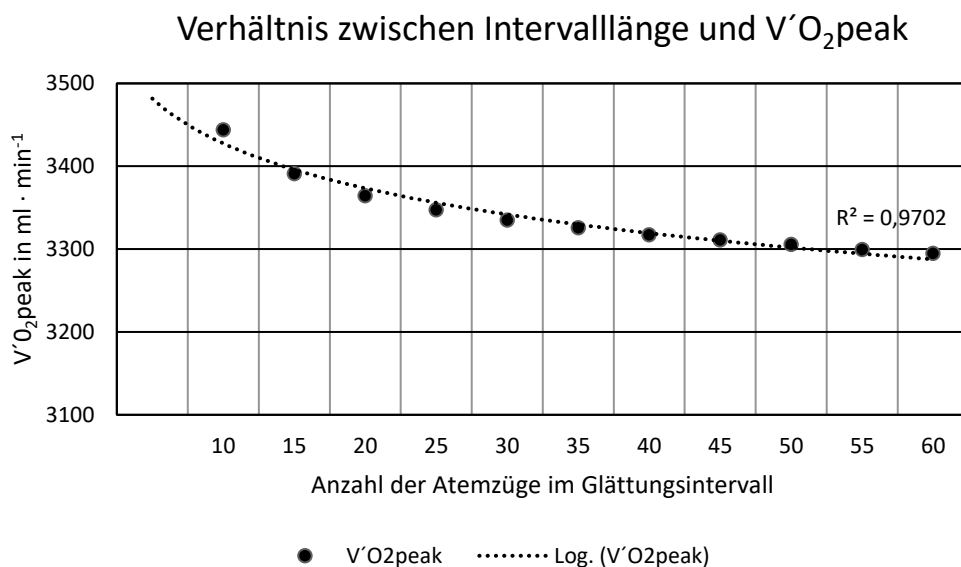


Abbildung 56. Verlauf der $\dot{V}O_{2peak}$ im Verhältnis zur Intervalllänge bei atemzugbasierter, gleitender Mittelung von 10 bis 60 Atemzügen für die Daten der G₁.

Die Differenz zwischen den höchsten (10azg) und niedrigsten (60azg) $\dot{V}O_{2peak}$ -Werten der Stichprobe betrug 4.3 %. Der Vergleich zwischen den $\dot{V}O_{2peak}$ -Werten der ungeglätteten Atemzugrohdaten und den niedrigsten $\dot{V}O_{2peak}$ -Werten aus der algorithmischen Glättung dieser Atemzugrohdaten, die sich

bei einem gleitenden Mittelwert über 60azg ergaben, zeigte mit 21.5 % einen deutlich höheren Werte. In der rmANOVA der G_1 wurden die ungeglätteten Rohdaten jedoch aufgrund der streitbaren Interpretation hinsichtlich der Zuordnung dieser Werte zu Glättungsverfahren²⁷ nicht berücksichtigt. Die paarweisen Vergleiche aller Glättungsintervalle sind im Anhang B angefügt.

8.3.2 Effekt der Glättungsalgorithmen bei unterschiedlichen Altersgruppen

Gemäß des Shapiro-Wilk-Tests waren die $\dot{V}O_2$ peak-Werte der SG_1 und der SG_2 in den zugrunde gelegten Glättungsintervallen normalverteilt ($p \geq .05$). *Tabelle 28* zeigt die deskriptiven Statistiken der Subgruppen.

Tabelle 28. Mittlere $\dot{V}O_2$ peak-Werte und Standardabweichungen der SG_1 ($n = 31$) und SG_2 ($n = 27$) nach der Datenbearbeitung mit unterschiedlichen Glättungsalgorithmen

Glättungsalgorithmus	SG ₁		SG ₂	
	Mean (ml · min ⁻¹)	SD (ml · min ⁻¹)	Mean (ml · min ⁻¹)	SD (ml · min ⁻¹)
Mittelung über 10azg	2945.33	629.06	4016.74	648.68
Mittelung über 15azg	2899.90	609.78	3955.35	647.63
Mittelung über 20azg	2877.48	599.66	3923.62	653.33
Mittelung über 30azg	2853.16	591.90	3888.68	653.66
Mittelung über 40azg	2838.25	585.83	3867.37	659.02
Mittelung über 50azg	2827.98	581.73	3854.40	658.77
Mittelung über 60azg	2819.37	576.62	3841.57	662.97
Mittelung über 30 s	2838.82	605.31	3850.26	647.51

Anmerkungen. azg: atemzugbasierte Glättung über gleitenden Mittelwert.

Die rmANOVA zum Einfluss der Datenverarbeitung $\dot{V}O_2$ peak-Werte der SG_1 zeigte nach Anwendung der Greenhouse-Geisser-Korrektur einen signifikanten Haupteffekt der Glättungsalgorithmen ($F(2.08; 62.416) = 49.82, p < .001, \text{partielles } \eta^2 = .624$). Ein nach Bonferroni korrigierter post-hoc Test ergab keine signifikanten Unterschiede in den paarweisen Vergleichen zwischen 30 s - 30azg, 30 s - 40azg, 30 s - 50azg und 30 s - 60azg ($p \geq .05$). Die verbleibenden zum Vergleich herangezogenen Glättungsintervalle (vgl. *Tabelle 25*) zeigten in den paarweisen Vergleichen signifikante Abweichungen,

²⁷ Die Verwendung von Rohdaten wird teils als ungeglättet interpretiert, teils als Glättung über einen Atemzug hinweg. Die vorliegende Arbeit orientiert sich an der Interpretation der Daten als ungeglättet. Im Zuge dessen fanden die Daten keinen Eingang in die Untersuchung zum Glättungsvergleich.

wobei die Glättungen 30 s - 20azg sowie 50azg - 60azg auf einem Signifikanzniveau von $p < .05$ lagen, während ansonsten ein Signifikanzniveau von $p < .001$ vorherrschte.

Die rmANOVA zum Einfluss der Datenverarbeitung auf die $\dot{V}O_2\text{peak}$ -Werte der SG₂ ergab nach der notwendigen Greenhouse-Geisser-Korrektur aufgrund der verletzten Sphärizität (Mauchly-Test) ebenfalls einen signifikanten Haupteffekt der Glättungsalgorithmen ($F(1.282; 33.324) = 35.335, p < .001$, partielles $\eta^2 = .576$). Ein nach Bonferroni korrigierter post-hoc Test zeigte keine signifikanten Unterschiede in den paarweisen Vergleichen zwischen 30 s - 40azg, 30 s - 50azg und 30 s - 60azg ($p > .05$). Alle weiteren zum Vergleich herangezogenen Glättungsintervalle (vgl. *Tabelle 25*) ergaben in den paarweisen Vergleichen der SG₂ signifikante Abweichungen. Die Glättungen 20azg - 30azg, 20azg - 40azg und 30azg - 40azg auf einem Signifikanzniveau von $p < .05$, die weiteren untersuchten Glättungsalgorithmen auf einem Signifikanzniveau von $p < .001$.

Innerhalb der Glättungsverfahren war sowohl bei den Daten der SG₁ als auch bei der SG₂ eine Abnahme der $\dot{V}O_2\text{peak}$ bei Vergrößerung der Glättungsintervalle zu beobachten, analog zu den Daten der G₁ (vgl. *Abbildung 57*). Ein Einfluss des Alters auf die Effektrichtung der Glättungsalgorithmen war für die zugrunde liegenden Probanden demnach nicht zu beobachten. Eine Vergrößerung des Glättungsintervalls führte bei atemzugbasierter Glättung mit gleitendem Mittelwert zur einer korrespondierenden Abnahme in der $\dot{V}O_2\text{peak}$ bei allen untersuchten Altersbereichen.

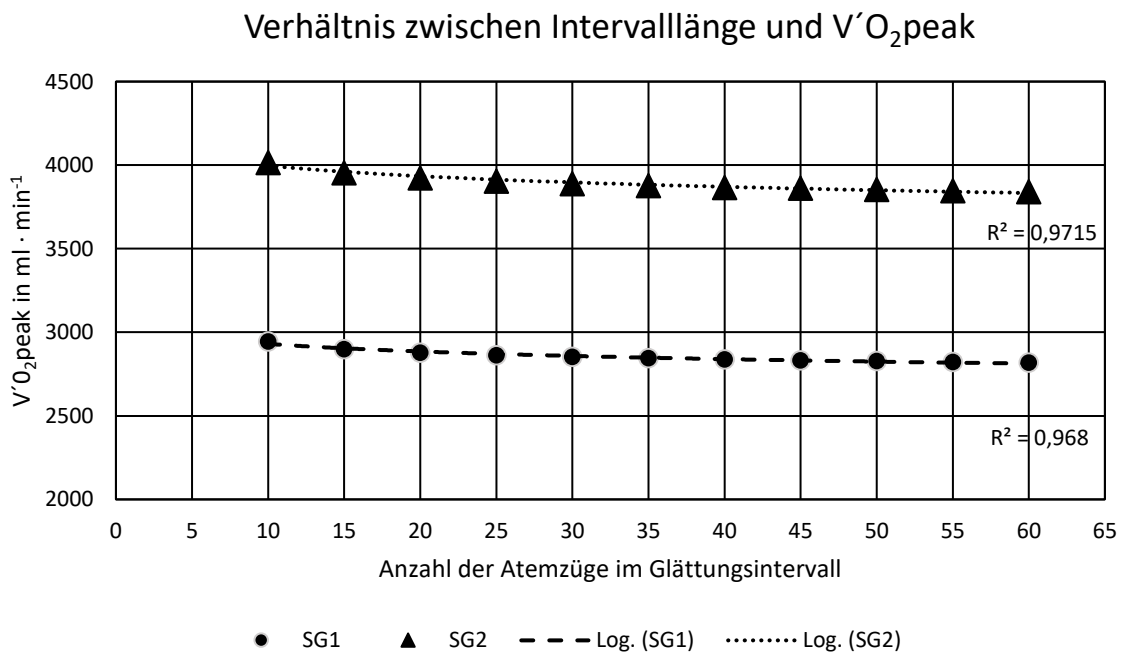


Abbildung 57. Relation zwischen den $\dot{V}O_2\text{peak}$ -Werten und der Länge des Glättungsintervalls bei atemzugbasierter, gleitender Mittelung von 10 bis 60 Atemzügen für die Daten der SG₁ und SG₂.

Teilstudie 3: Glättungsbedingte Messwertabweichungen der Sauerstoffaufnahme bei Spiroergometrien auf dem Laufband

Tabelle 29 zeigt die Glättungsintervallvergleiche mit den höchsten Effektstärken (Cohens-*d*) aus dem post-hoc Test der SG₁- und SG₂-Daten. Diese wurden für die weitere statistische Auswertung zugrunde gelegt (vgl. Abbildung 55).

Tabelle 29. Paarweise Vergleiche der effektstärksten Glättungsintervalle der post-hoc Tests der SG₁- und SG₂-Daten

Glättung	Mittlere Differenz (ml · min ⁻¹)		Standardfehler (ml · min ⁻¹)		95 % Konfidenzintervall				Effektstärke (Cohens- <i>d</i>)	
	SG ₁	SG ₂	SG ₁	SG ₂	Untergrenze		Obergrenze		SG ₁	SG ₂
10azg - 30azg	92.2 ^a	128.1 ^a	11.1	21.6	54.2	52.9	130.1	203.2	.151	.197
10azg - 40azg	107.1 ^a	149.4 ^a	12.4	25.3	64.6	61.2	149.6	237.5	.176	.228
10azg - 50azg	117.4 ^a	162.3 ^a	13.1	25.7	72.4	72.8	162.3	251.9	.194	.248
10azg - 60azg	126.0 ^a	175.2 ^a	14.1	27.2	77.5	80.6	174.4	269.7	.209	.267
10azg - 30 s	106.52 ^a	166.48 ^a	14.47	25.5	56.9	77.9	156.1	255.0	.173	.257

Anmerkungen. azg: atemzugbasierte Glättung über gleitenden Mittelwert, ^a Signifikante Unterschiede zwischen den Glättungsverfahren liegen vor ($p < .001$).

In den paarweisen Vergleichen der SG₁ zeigten sich geringe Effektstärken ($d < 0.5$) (Cohen, 2009). Bei der SG₂ waren die Effektstärken höher, lagen jedoch ebenfalls im geringen Bereich (Cohen, 2009).

Die Gegenüberstellung der Subgruppen SG₁ und SG₂ bezogen auf die mittlere prozentuale Abnahme der V_{O₂peak durch Veränderungen des Glättungsalgorithmus ist für die paarweisen Vergleiche mit den höchsten Effektstärken aus den vorherigen rmANOVAs in Tabelle 30 dargestellt.}

Teilstudie 3: Glättungsbedingte Messwertabweichungen der Sauerstoffaufnahme bei Spiroergometrien auf dem Laufband

Tabelle 30. Mittlere prozentuale Abweichungen der $\dot{V}O_2$ peak bedingt durch unterschiedliche Glättungsalgorithmen

Glättungsintervalle	Probanden	Prozentuale Abweichung
10azg - 30azg	SG ₁	3.0 ± 1.6
	SG ₂	3.1 ± 2.7
10azg - 40azg	SG ₁	3.5 ± 1.7
	SG ₂	3.5 ± .0
10azg - 50azg	SG ₁	3.8 ± 1.8
	SG ₂	3.9 ± 3.1
10azg - 60azg	SG ₁	4.1 ± 1.9
	SG ₂	4.2 ± 3.2
10azg - 30 s	SG ₁	3.5 ± 2.3
	SG ₂	3.9 ± 3.0

Anmerkungen. Prozentuale Daten dargestellt als *Mean* ± *SD*. azg: atemzugbasierte Glättung über gleitenden Mittelwert.

Hier zeigt sich, dass die prozentualen Abweichungen der SG₂ im Gegensatz zur SG₁ für jeden Glättungsalgorithmus erhöht waren. Die Anwendung unterschiedlicher Glättungsalgorithmen auf die Atemzugrohdaten wirkte sich demnach bei der SG₂ stärker auf die $\dot{V}O_2$ peak aus. Um zu prüfen, ob diese Unterschiede von statistischer Signifikanz waren, kamen *Welch*-Tests zum Einsatz. Diese ergaben keine signifikanten Unterschiede in den Mittelwerten aller gegenübergestellten Glättungsverfahren (vgl. *Tabelle 31*). Der *Welch*-Test kam aufgrund der nicht gegebenen Varianzhomogenität zwischen den Gruppen statt des ungepaarten t-Tests zur Anwendung (Kubinger, Rasch & Moder, 2009). Die Varianzhomogenität wurde mit Hilfe des *Levene*-Tests geprüft.

Teilstudie 3: Glättungsbedingte Messwertabweichungen der Sauerstoffaufnahme bei Spiroergometrien auf dem Laufband

Tabelle 31. Ergebnisse der Welch-Tests zum Einfluss des Alters auf die prozentualen Abweichungen der Glättungseffekte

Glättungsintervalle	T	Df	Sig (2-seitig)	Mittlere Differenz der prozentualen Abweichungen
10azg - 30azg	-.100	39.298	.921	0.06 ^{a, b}
10azg - 40azg	-.068	38.091	.946	0.04 ^{a, b}
10azg - 50azg	-.097	37.972	.923	0.07 ^{a, b}
10azg - 60azg	-.135	38.455	.893	0.1 ^{a, b}
10azg - 30 s	-.565	46.420	.575	0.4 ^{a, b}

Anmerkungen. azg: atemzugbasierte Glättung über gleitenden Mittelwert, ^a Unterschiede nicht signifikant zwischen den Glättungsverfahren ($p \geq .05$), ^b prozentuale Abweichungen der $SG_2 > SG_1$.

Aufgrund dieser Ergebnisse wird die Forschungshypothese H_{21} abgelehnt, die Nullhypothese angenommen. Die prozentualen Abweichungen der $\dot{V}O_2$ peak, die auf der Anwendung unterschiedlicher Glättungsalgorithmen basieren, variieren nicht mit statistischer Signifikanz zwischen jugendlichen und erwachsenen Probanden.

Die paarweisen Vergleiche der Glättungsalgorithmen für die Subgruppen sind ebenso wie die weiteren Statistiken zum Welch-Test im Anhang B beigefügt.

8.3.3 Effekt der Glättungsalgorithmen im submaximalen Belastungsbereich

Gemäß des Shapiro-Wilk-Tests wiesen die Stufenmaxima für die Sauerstoffaufnahme ($\dot{V}O_2$ peakST) der SG_2 Normalverteilung auf ($p \geq .05$). Tabelle 32 zeigt die zugehörigen deskriptiven Statistiken der Stichprobe. Abweichungen in der Stichprobenanzahl sind durch unterschiedliche Abbruchintensitäten der Probanden zu erklären, die konsequenterweise auch die Anzahl der submaximalen Belastungsstufen beeinflussen.

Teilstudie 3: Glättungsbedingte Messwertabweichungen der Sauerstoffaufnahme bei Spiroergometrien auf dem Laufband

Tabelle 32. Mittlere $\dot{V}O_2$ peakST-Werte und Standardabweichungen der SG₂ nach der Datenbearbeitung mit unterschiedlichen Glättungsalgorithmen

Laststufe	$\dot{V}O_2$ peakST 15azg		$\dot{V}O_2$ peakST 30azg		$\dot{V}O_2$ peakST 30 s	
	Mean (ml · min ⁻¹)	SD (ml · min ⁻¹)	Mean (ml · min ⁻¹)	SD (ml · min ⁻¹)	Mean (ml · min ⁻¹)	SD (ml · min ⁻¹)
1 (n = 27)	2442.02	414.47	2385.16	403.65	2406.79	422.82
2 (n = 27)	2815.50	428.52	2751.81	428.53	2750.98	424.28
3 (n = 27)	3148.00	485.37	3087.64	477.50	3065.79	469.42
4 (n = 27)	3488.84	543.10	3413.80	540.71	3409.17	539.64
5 (n = 17)	3733.62	441.34	3639.40	425.49	3609.85	416.60

Anmerkungen. azg: atemzugbasierte Glättung über gleitenden Mittelwert.

Über alle Stufen hinweg lieferte die gleitende Mittelung der Atemzüge mit einer Intervalllänge von 15 Atemzügen die höchsten Werte der $\dot{V}O_2$ peakST (vgl. *Abbildung 58*).

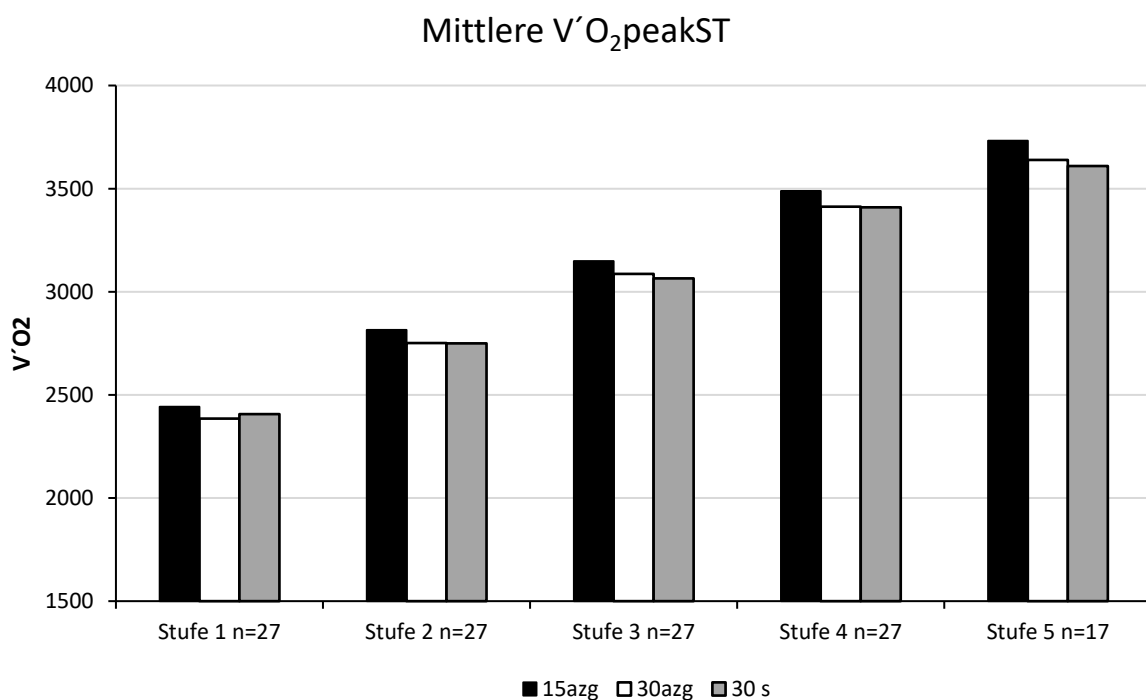


Abbildung 58. Mittelwertdarstellung der $\dot{V}O_2$ peakST für die submaximalen Belastungsstufen. azg: atemzugbasierte Glättung über gleitenden Mittelwert.

Die Auswertung der rANOVAs der einzelnen Stufen zeigte nach der Greenhouse-Geisser-Korrektur signifikante Haupteffekte der Glättungsalgorithmen ($p < .001$) auf die $\dot{V}O_2$ peakST für jede der submaximalen Stufen des Belastungsprotokolls (vgl. *Tabelle 33*). Dabei sind die Effektstärken als niedrig einzustufen (Cohen, 2009). Die Forschungshypothese H₃₁ wird daher angenommen.

Teilstudie 3: Glättungsbedingte Messwertabweichungen der Sauerstoffaufnahme bei Spiroergometrien auf dem Laufband

Tabelle 33. Haupteffekte der Glättungsalgorithmen auf die $\dot{V}O_2$ peakST

Laststufe	df _{Zähler}	df _{Nenner}	F	η^2	Sig.
1 (n = 27)	1.683	43.766	24.217	.483	< .001
2 (n = 27)	1.296	33.693	22.277	.461	< .001
3 (n = 27)	1.301	33.836	26.352	.503	< .001
4 (n = 27)	1.605	41.719	49.373	.655	< .001
5 (n = 27)	1.144	18.303	30.104	.653	< .001

Die nach Bonferroni korrigierten post-hoc Tests ergaben bei den paarweisen Vergleichen zwischen 15azg - 30azg und 15azg - 30 s in jeder Stufe signifikante Unterschiede ($p < .001$). Die paarweisen Vergleiche zwischen 30azg - 30 s unterschieden sich ausschließlich in der Stufe 5 in signifikantem Maße ($p < .05$). Die Effektstärken aller signifikanten Algorithmenvergleiche sind in *Tabelle 34* dargestellt. Dabei ist ersichtlich, dass in keiner Stufe mittlere oder große Effektstärken erreicht wurden. Damit stimmen die Effektstärken im submaximalen Belastungsbereich mit denen im maximalen Belastungsbereich überein (vgl. 8.3.1, 8.3.2).

Tabelle 34. Glättungsalgorithmen im paarweisen Vergleich hinsichtlich des Einflusses auf die $\dot{V}O_2$ peakST

Stufe	Glättung	Mittlere Differenz (ml · min ⁻¹)	Standardfehler (ml · min ⁻¹)	95 % Konfidenzintervall		Effektstärke (Cohens-d)
				Untergrenze	Obergrenze	
1	15azg - 30azg	55.9 ^a	7.0	39.0	74.8	.139
	15azg - 30 s	35.2 ^a	7.6	15.8	54.7	.084
2	15azg - 30azg	63.7 ^a	9.2	40.2	87.2	.149
	15azg - 30 s	64.5 ^a	14.6	27.1	101.9	.151
3	15azg - 30azg	60.3 ^a	8.4	38.8	81.9	.125
	15azg - 30 s	82.2 ^a	15.4	42.9	121.6	.172
4	15azg - 30azg	75.0 ^a	9.2	51.6	98.5	.138
	15azg - 30 s	79.7 ^a	10.7	52.3	107.0	.147
5	15azg - 30azg	94.2 ^a	17.2	48.1	140.3	.217
	15azg - 30 s	123.8 ^a	21.8	65.5	182.0	.288
	30azg - 30 s	29.55	7.8	8.8	50.3	.070

Anmerkungen. azg: atemzugbasierte Glättung über gleitenden Mittelwert, ^a signifikante Differenz.

Die ausführlichen Statistiken zu den paarweisen Vergleichen jeder Belastungsstufe sind im Anhang B aufgeführt.

9 Diskussion

9.1 Zur Darstellung und Analyse der Glättungsalgorithmen in aktuellen Veröffentlichungen

Ziel der vorliegenden Studie war die Darstellung und Analyse des Vorgehens zur algorithmischen Glättung von Breath-by-Breath Rohdaten durch eine Erhebung zur Häufigkeit der verwendeten Glättungsalgorithmen in veröffentlichten Studien aus dem Anwendungsgebiet spiroergometrischer Untersuchungen. Die Ergebnisse zeigen eindeutig, dass sich die Thematik der Glättungsalgorithmen, wie aufgrund der Studienlage vermutet (Martin-Rincon et al., 2019; Robergs et al., 2010; Scheadler et al., 2017; Smart et al., 2015), bei Spiroergometrien aktuell nicht als standardisierter Teilaspekt etabliert hat. Eine hohe Variabilität im Vorgehen ist evident. Auch die Dokumentation des Vorgehens zur algorithmischen Datenglättung von spiroergometrischen Breath-by-Breath Rohdaten ist auf Basis der Ergebnisse der Erhebung als defizitär zu bezeichnen. Zwar waren in 60.3 % der untersuchten Studien Glättungsangaben zu finden, bei der damit einhergehenden hohen Zahl an undokumentiert eingesetzten Algorithmen lässt sich jedoch objektiv nicht von einem einheitlichen Vorgehen sprechen. Diese Interpretation der Ergebnisse wird auch durch den hohen Anteil impliziter Glättungsangaben gestützt. Würden diese indirekt abgeleiteten Informationen zum methodischen Vorgehen als de facto fehlende Informationen zur Datenglättung angesehen, dann lägen in 61.0 % der untersuchten Studien keine unmittelbar identifizierbare Angabe zu Glättungsalgorithmen vor. Dem derzeitigen Forschungsstand nach ist die Auslegung impliziter Glättungsangaben zu diskutieren und häufig im Einzelfall zu betrachten. Für die Ablehnung solcher Angaben spricht die Tatsache, dass die Ableitung des Glättungsverfahrens aus der expliziten Beschreibung sachverwandter Vorgehensweisen nicht verlässlich ist. So stimmte beispielsweise das Verfahren zur $\dot{V}O_2\text{max}$ -Determinierung in vielen Fällen mit dem zugrunde liegenden Glättungsverfahren überein, eine grundsätzliche Kongruenz ist davon jedoch nicht per se abzuleiten. In der Methodik einer Untersuchung zum Einfluss von hochintensivem Intervalltraining auf die $\dot{V}O_2\text{max}$ kam eine zeitbasierte Glättung der Rohdaten über 15 s zum Einsatz, während die Maximalwertbestimmung der gleichen Untersuchung auf 30 s Intervallen basierte (Astorino, Edmunds, Clark, King et al., 2017). Eine ähnliche Abweichung fand sich bei einer Studie zum Einfluss von Höhen- und Intervalltraining. Hier lagen Glättungsintervalle über 5 s vor, die Maximalwertbestimmung erfolgte jedoch ebenfalls anhand von 30 s Intervallen (Bejder et al., 2017). Diese beispielhaft angeführten Fälle sowie weitere Studien aus der vorliegenden Stichprobe (Qiu, Alzhab, Picard & Taylor, 2016; Thackray, Barrett & Tolfrey, 2016) sind Anlass dafür, implizite Angaben zur Datenverarbeitung kritisch zu hinterfragen. Ob nun die Gleichsetzung mit gänzlich fehlenden Angaben erfolgen muss, bleibt sicherlich weiterhin streitbar, zumindest jedoch ist diese spezielle Form der Methodik als weiterer Beleg für die fehlende

Einheitlichkeit im Umgang mit der Thematik anzusehen, den es in der vorliegenden Literaturübersicht zu untersuchen galt.

Ferner ist anzunehmen, dass auch bei den Untersuchungen ohne dokumentiertes Vorgehen zur Datenglättung nicht die Verwendung von unbearbeiteten Rohdaten erfolgte. Zu groß wären die dadurch akzeptierten Schwankungen der metabolischen Kenngrößen, bedingt durch ventilatorische Variabilität, vornehmlich des Tidalvolumens (Myers et al., 1990; Potter et al., 1999). Das Ausbleiben von Glättungsangaben in der Darstellung zur Methodik ist daher nicht als Trend hin zur Verwendung spiroergometrischer Rohdaten zu interpretieren, sondern als lückenhafte Dokumentation. Unklar bleibt, aus welchem Grund die Informationen in den Ausführungen fehlen. Mögliche Ursache wäre beispielsweise eine fehlende Sensibilität im Umgang mit den Glättungsalgorithmen durch Unwissenheit über die potenziellen Einflüsse auf die Testergebnisse. Ebenso könnte jedoch auch mangelnde Kenntnis über die zur Anwendung kommende Verarbeitungsmethode zugrunde liegen. Häufig ist der Glättungsalgorithmus in den Spiroergometriegegeräten als Standardeinstellung vorgegeben, kann allerdings, anders als der Algorithmus zur Kanalsynchronisierung, vom Untersucher verändert werden. Die Methoden und genauen Ausprägungen der Standardeinstellungen variieren zwischen den Herstellern. Fehlende Glättungsangaben in den Studien könnten deshalb auf die Akzeptanz der Standardeinstellungen des Gerätes ohne kritische Sichtung zurückzuführen sein. Auffallend ist ebenso, dass in Fällen explizit formulierter Angaben zu verwendeten Glättungsalgorithmen bei 86.0 % keine Begründung der Auswahl oder gar ein Quellenverweis gegeben wurde. Die Auswahl der Algorithmen erscheint dadurch willkürlich. Die zu dieser Thematik bereits existierende Studienlage findet in den Veröffentlichungen kaum Berücksichtigung. Lediglich 0.7 % der Studien mit explizit formuliertem Vorgehen zur algorithmischen Glättung wiesen eine Studie mit thematischem Schwerpunkt auf Glättungsalgorithmen (Robergs et al., 2010) als Referenz aus.

Selbst bei zweifelsfrei identifizierbarem Vorgehen bestätigen die Ergebnisse der deskriptiven Literaturanalyse die Vermutung einer interindividuell stark divergierenden Methodik im Bereich der Glättungsalgorithmen im Rahmen wissenschaftlicher Studien. Als präferierte Methode ist derzeit ein zeitbasierter Algorithmus zu identifizieren, wobei die zugrunde liegenden Intervalle der Mittelung immense Schwankungen aufweisen. Obgleich in knapp der Hälfte der Fälle (40.0 %) ein einheitliches 30-sekündiges Zeitfenster zur Anwendung kam, so zeigten die verbleibenden Fälle doch ein stark divergierendes Vorgehen, mit annähernd gleich verteilten Glättungsintervallen zwischen 10 s und 60 s. Diese Ergebnisse sind zwar abermals als Beleg für die vorherrschende Methodenvielfalt anzusehen, positiv ist jedoch die Übereinstimmung des dominierenden Zeitintervalls mit den wenigen vorhandenen Handlungsleitlinien der Dachverbände (Balady et al., 2010). Atemzugbasierte Glättungsalgorithmen spielten eine klar untergeordnete Rolle, obwohl einige Forschungsgruppen diese Methode

bevorzugen (Martin-Rincon et al., 2019; Robergs et al., 2010). Ebenfalls sehr gering war der Anteil an mehrstufigen, manuellen oder kombinierten Glättungsverfahren. Dies lässt darauf schließen, dass die von Robergs et al. (2010) geforderten Weiterentwicklungen im Bereich alternativer Glättungsverfahren sich bisher nicht bis auf die Methodik aktueller Studien auswirken.

Die identifizierten Tendenzen scheinen im internationalen Vergleich und im zeitlichen Verlauf nahezu konstant zu sein. Ein Wandel im Umgang mit den Glättungsalgorithmen ist in den letzten Jahren demnach nicht zu erkennen. Der Abgleich der aktuellen Untersuchungsergebnisse mit bereits vorliegenden Datensätzen vergleichbarer Literaturübersichten bestätigt diese Vermutung weitgehend. In einigen Punkten sind jedoch auch Abweichungen im Zeitverlauf zu identifizieren. In der zum Vergleich herangezogenen Untersuchung von Hill et al. (2003) lagen in Journals veröffentlichte Studien mit $\dot{V}O_2$ -Erhebung zugrunde, die über den Zeitraum von zwei Jahren gesichtet wurden ($n = 137$). Dabei wiesen 60.6 % der Veröffentlichungen Glättungsangaben auf, in 39.4 % konnte das Vorgehen zur Datenglättung nicht rekonstruiert werden. Die prozentualen Verteilungen der aktuellen Literaturübersicht (60.3 % mit Glättungsangaben, 39.7 % ohne Glättungsangaben) entsprechen diesen Werten weitgehend, was abermals für eine Konstanz der Tendenzen im Zeitverlauf spricht. Auch die am häufigsten verwendete Glättungsmethode stimmt überein. In der vorliegenden Literaturübersicht wurden bei identifizierbaren Glättungsverfahren in 84.0 % zeitbasierte Mittelungen angewandt, die Übersicht von Hill et al. (2003) ermittelte einen Prozentsatz an zeitbasierten Mittelungen von 96.0 %. Unterschiede liegen jedoch im konkreten Zeitintervall. Während Hill et al. (2003) ein präferiertes Glättungsintervall von 60 s fanden (34.0 %), ließen sich Glättungsintervalle dieser Länge in der aktuellen Untersuchung nur in 10.0 % der Fälle finden. Auch die über alle zeitbasierten Glättungen hinweg ermittelten Durchschnittsintervalle zeigten deutlich auf, dass zwischen der Analyse von Hill et al. (2003) und der vorliegenden Studie eine Verkürzung der Zeitintervalle stattgefunden hat. Der Mittelwert hat sich mehr als halbiert (40.5 s gegenüber 17.4 s). Diese Tendenz konnte aus der dreijährigen Zeitspanne der aktuellen Literaturübersicht nicht ermittelt werden, ist jedoch auf Grundlage wissenschaftlicher Handlungsanweisungen aus der Forschung zu begrüßen (Martin-Rincon et al., 2019).

Wie bereits erläutert, geht eine Verkürzung der Glättungsintervalle mit einer Erhöhung der Maximalwerte einher (Astorino, 2009; Robergs, 2001; Robergs et al., 2010; Smart et al., 2015) und kann auch die Häufigkeit von Plateaubildungen zur $\dot{V}O_{2\max}$ -Verifikation positiv beeinflussen (Astorino et al., 2000; Astorino, 2009). Die vorliegende Reduktion der Intervalllängen könnte demnach mitursächlich für Veränderungen der Studienergebnisse in den genannten Bereichen sein.

Eine weitere vergleichbare Untersuchung, welche abermals auf Journalveröffentlichungen beruht, umfasst die Jahre 2005 bis 2006 (Midgley et al., 2007a). Hier konnten Glättungsangaben in 55.1 % der

untersuchten Gesamtzahl ($n = 198$) gefunden werden. Die Ergebnisse entsprechen damit in diesem Punkt weitgehend den Befunden von Hill et al. (2003) und den aktuellen Werten aus der Literaturübersicht. Ebenfalls übereinstimmend ist die mit 99.1 % sehr stark ausgeprägte Dominanz zeitbasierter Glättungsverfahren. Im Rahmen der Untersuchung konnten mit 60 s bzw. 30 s die gleichen dominierenden Zeitintervalle identifiziert werden, die auch bei Hill et al. (2003) und der vorliegenden Literaturübersicht am meisten Verwendung fanden. Die genaue Gewichtung bestätigt dabei den bereits vermuteten Trend hin zu Algorithmen, bei denen kürzere Zeitintervalle in die Mittelung miteingehen, seit der Untersuchung von Hill et al. aus dem Jahr 2003. Der Mittelwert der verwendeten Glättungen liegt in den analysierten Veröffentlichungen von Midgley et al. (2007a) bei 35.2 s. Lediglich in einer Studie wurden atemzugbasierte Glättungen angegeben, im Vergleich zur aktuellen Übersicht war diese Glättungsform daher in der von Midgley et al. (2007a) untersuchten Stichprobe deutlich unterrepräsentiert. Der vermutete Zusammenhang zwischen den von Hill et al. (2003) aufgezeigten stark divergierenden Vorgehensweisen in der Datenglättung und dem Zeitpunkt der Studienveröffentlichung lässt sich demnach nicht bestätigen. Zwar wurden vor der Studie von Hill et al. (2003) vergleichsweise wenig Untersuchungen zum Glättungseinfluss veröffentlicht (Johnson et al., 1998; Myers et al., 1990; Sciruba et al., 1991), was als Ursache für die Diskrepanz in der Methodenwahl angesehen werden könnte, jedoch zeigen auch die spätere Studie von Midgley et al. (2007a) sowie die vorliegende Untersuchung ein konsistentes Bild des nach wie vor stark divergierenden Vorgehens im Bereich der Glättungsalgorithmen und Verfahrensdokumentation. Seit der Übersicht aus dem Jahr 2003 sind allerdings vielfältige Untersuchungen durchgeführt und veröffentlicht worden (Atkinson et al., 2005; Martin-Rincon et al., 2019; Robergs et al., 2010; Scheadler et al., 2017; Smart et al., 2015), sodass die mangelnde Sensibilität für diesen Bereich nicht mehr alleine durch das Fehlen von Referenzstudien zu rechtfertigen ist.

Zur genaueren Darstellung und Analyse des Umgangs mit Glättungsverfahren im Zeitverlauf wäre indes der Abgleich der aktuellen Daten mit mehreren Studien von Nöten. Weitere systematische Übersichten zu diesem Bereich liegen jedoch nicht vor²⁸, obwohl in Veröffentlichungen vielfach auf die Variabilität der Glättungsalgorithmen spiroergometrischer Untersuchungen hingewiesen wird (Astorino et al., 2000; Martin-Rincon et al., 2019; Scheadler et al., 2017), allerdings stets ohne den Verweis auf konkrete Untersuchungen zum Beleg. Aus diesem Grunde sind die Ergebnisse der vorliegenden Literaturübersicht sowie besonders die daraus abgeleiteten Tendenzen für den zeitlichen Längsschnitt nur eingeschränkt als repräsentative Übersicht anzusehen. Obwohl durch die zielgerichtete Stichpro-

²⁸ Gesichtet wurden die Portale Researchgate, Pubmed, ScienceDirect und SPONET.

benauswahl der Versuch unternommen wurde, nationale und internationale Methoden und Qualitätsstandards abzubilden, ist auf Basis der gewonnenen Daten sicherlich keine Allgemeingültigkeit abzuleiten.

Zusammenfassend bestätigen die Ergebnisse der Literaturübersicht die zuvor formulierte Proposition, dass im methodischen Vorgehen zur Datenverarbeitung nach wie vor keine Standardisierung erkennbar ist. Zeitbasierte Glättungsalgorithmen bilden das präferierte Verfahren, jedoch kann aufgrund der großen Bandbreite an zugrunde gelegten Glättungsintervallen kein gemeinsamer Konsens rekonstruiert werden. Ein aus der wissenschaftlichen Praxis folgender Goldstandard ist nicht zu formulieren, was auch dadurch offensichtlich wird, dass Begründungen zur Wahl der eingesetzten Algorithmen entweder gänzlich fehlen oder nicht ausreichend durch fachliche Quellen belegt werden.

Die Ergebnisse lassen darüber hinaus Rückschlüsse auf den Stellenwert der Glättungsalgorithmen innerhalb der Methodik zu. Die Dokumentation des Vorgehens in diesem Bereich ist nicht durchgehend gegeben und in einigen Studien missverständlich. Die Reproduktion des Vorgehens zur Prüfung bzw. Weiterentwicklung ist in diesen Fällen unmöglich, wodurch die Güte der Studienergebnisse klar herabgesetzt wird. Besonders vor dem Hintergrund bereits anerkannter Einflussbereiche der Datenverarbeitung ist ein solches Vorgehen aus methodischer Sicht als fehlerhaft zu bezeichnen. Diese Tendenzen sind sowohl im internationalen Vergleich als auch im zeitlichen Verlauf zu beobachten, unabhängig von der Form der Veröffentlichung. Für die Zukunft ist selbst bei fehlender Standardisierung zumindest die lückenlose Dokumentation der Methodik inklusive einer Begründung zur Auswahl des angewandten Algorithmus im Bereich Datenverarbeitung für die Veröffentlichung von Studienergebnissen als Prämisse wünschenswert. Nur dadurch kann die übergeordnete Zielstellung der Forschung im Bereich Datenglättung, sprich das Entwickeln eines Glättungsalgorithmus mit optimierter Interpretierbarkeit bei minimiertem Informationsverlust, erreicht werden.

9.2 Zur Anwendung von Glättungsalgorithmen in der sportmedizinischen Praxis

Ziel der Studie war die Darstellung und Analyse des Vorgehens zur algorithmischen Glättung spiroergometrischer Rohdaten in der leistungsdiagnostischen Praxis mittels einer Erhebung zur Häufigkeit der verwendeten Glättungsalgorithmen. Dadurch sollte die auf der Sachanalyse und der systematischen Literaturanalyse fußende Proposition geprüft werden, nach welcher im Bereich der Glättungsalgorithmen eine große Variabilität vorliegt. In der deskriptiven Analyse galt es ebenfalls zu klären, inwieweit eine präferierte Methode in der leistungsdiagnostischen Praxis auszumachen ist und worauf die Auswahl der Glättungsalgorithmen basiert.

Die gültigen Rückläufer der Onlinebefragung liefern hinsichtlich der Anwendungsgebiete spiroergometrischer Untersuchungen ein repräsentatives Bild der sportmedizinischen und sportwissenschaftlichen Praxis. Die im Vergleich zur Anzahl an versendeten Einladungen geringe Zahl an Rückläufern (Rücklaufquote ca. 20 %) lässt sich durch die Tatsache relativieren, dass die Liste der Deutschen Gesellschaft für Sportmedizin, aus welcher die Kontaktdaten der Mediziner übernommen wurden, keine Differenzierung hinsichtlich des medizinischen Schwerpunkts zulässt. Es ist demnach davon auszugehen, dass trotz der Zielgruppenorientierung auf Sportmediziner auch Untersucher mit orthopädischem Fachgebiet ein Einladungsschreiben erhalten haben. Konsequenterweise muss angenommen werden, dass dieser Personenkreis aufgrund der klaren und eindeutig zu erkennenden Schwerpunktsetzung des Fragenbogens auf Spiroergometrien, die auch im Einladungsschreiben offenkundig kommuniziert wurde, nicht teilnahm. Einige schriftlich eingegangene Antworten der zur Befragung eingeladenen Personen deuten auf diese Annahme hin. Die genaue Anzahl der Mediziner, die aus diesem Grund die Teilnahme ablehnten, lässt sich indes nicht rekonstruieren.

Die Verteilung der Anlässe spiroergometrischer Untersuchungen zeigte mit 79.2 % ein Übergewicht zugunsten der Trainingssteuerung. Erwartungsgemäß wurden Spiroergometrien zum Zwecke sportwissenschaftlicher Forschung mit 43.2 % am wenigsten in der Stichprobe genannt. Dies lässt sich durch die Zusammensetzung der eingeladenen Personen erklären, welche zu 83.0 % aus praktizierenden Sportmedizinern bestand. Am häufigsten wurden ambitionierte Breitensportler als Probanden angegeben, in 62.1 % der Fälle stammten die Probanden aus unterschiedlichen Leistungsbereichen. Wie stark die Abdeckung in den einzelnen Leistungsstufen tatsächlich ist, lässt sich durch die durchgeführte Umfrage allerdings nicht verlässlich erfassen, da nicht Athleten als Stichprobe zur Verfügung standen, sondern ausschließlich Diagnostiker. Die Einschätzung des Leistungsstandes kann zwischen Athleten und Diagnostikern variieren, da keine trennscharfen Kategorisierungen zu diesem Bereich vorliegen. Die Ergebnisse zeigen jedoch, dass die Stichprobe aufgrund der Verteilung einen repräsentativen Querschnitt durch die Diagnostiken unterschiedlicher Leistungsklassen darstellt. Erst an zweiter Stelle der

Untersuchungsanlässe wurden mit 63.2 % medizinische Gründe angeführt, was aufgrund der bereits erläuterten Zusammensetzung der eingeladenen Diagnostiker überrascht. Dieses Ergebnis bekräftigt den Stellenwert der Atemgasanalyse für die sportliche Praxis, unabhängig von den vielfältigen, offenen Fragestellungen, die in den wesentlichen Kenngrößen noch bestehen. Beispielhaft seien die Verifikation der $\dot{V}O_2\text{max}$ (vgl. 4.1.2.3), die präzise Identifikation der ventilatorischen Schwellen (vgl. 4.2.5) sowie die Übertragbarkeit der Fettstoffwechselkenngrößen auf die sportliche Praxis (vgl. 4.3.3) genannt.

Die Abfrage der zur Anwendung kommenden Belastungsformen und Belastungsprotokolle bestätigt die Dominanz von Fahrradergometern zur Lasteinleitung in der leistungsdiagnostischen Praxis im deutschsprachigen Raum ebenso, wie die Präferenz für Stufenprotokolle im sportmedizinischen Bereich (Haber, 2013; Hollmann, 2006; Schurr, 2007). Der mit 26.4 % relativ hohe Anteil an Feldtests ist aufgrund des gesteigerten organisatorischen Aufwands solcher Untersuchungen hingegen überraschend, vor dem Hintergrund der Prämisse möglichst sportartspezifischer Arbeitsformen jedoch positiv zu beurteilen. Mit den Feldtests geht zwingend auch die Verwendung mobiler Atemgasanalytoren einher, wodurch dieses Ergebnis indirekt auch Rückschlüsse auf die Verbreitung mobiler Spiroergometrieeräte zulässt. Dieser Trend könnte mit der immer besseren technischen Ausstattung der Geräte zusammenhängen. Trotz des bereits seit Beginn der Entwicklung von Atemgasanalysegeräten bestehenden Bestrebens zur mobilen Anwendung dieser Technik, war besonders über die Reliabilität und Validität der Geräte lange wenig bekannt (Macfarlane, 2001). Die heute am Markt verfügbaren mobilen Geräte werden anhand spezifisch entwickelter Parameter für Gasanalytoren (Atkinson et al., 2005) hinsichtlich Reliabilität und Validität der Messwerte getestet und entsprechen dem Standard stationärer Systeme sowohl für das Breath-by-Breath Verfahren als auch für die Mischkammertechnik (Guidetti et al., 2018; Rosdahl, Gullstrand, Salier-Eriksson, Johansson & Schantz, 2010). Die aus der Umfrage gewonnenen Ergebnisse weisen auf eine steigende Akzeptanz der mobilen Geräte hin.

Bezüglich der zugrunde liegenden Technik der Atemgasanalyse zeigt die Befragung ein massives Übergewicht des Breath-by-Breath Verfahrens (92.1 %). Eine vergleichbare Untersuchung aus dem anglo-amerikanischen Raum identifizierte vor einigen Jahren mit ca. 25 % noch einen deutlich relevanteren Anteil der Mischkammertechnik in der Praxis (Robergs et al., 2010). Trotz der reduzierten Anfälligkeit der Mischkammertechnik gegenüber tidalen Varianzen (Beijst et al., 2013) dominiert in der sportmedizinischen Praxis im deutschsprachigen Raum derzeit das historisch gesehen jüngere Breath-by-Breath Verfahren. Ob für diesen Unterschied nationale Tendenzen verantwortlich sind oder der zeitliche Abstand zwischen den beiden Befragungen ursächlich ist, lässt sich nicht klären, da diesbezüglich keine weiteren Untersuchungen zum Abgleich zur Verfügung stehen. Derzeit ist aufgrund der Ergebnisse festzuhalten, dass die Mischkammermethode aktuell in der sportmedizinischen Praxis

in Deutschland wenig zum Einsatz kommt. Im Umkehrschluss gewinnen dadurch die präzisen Synchronisierungen der Datenkanäle während der Breath-by-Breath Messung und die algorithmische Glättung der Rohdaten nach der Messung enorm an Bedeutung für die Spiroergometrie, da beide Aspekte integrative Bestandteile des Verfahrens darstellen. Während die Synchronisierung der Intra-breath-Messungen im Wesentlichen durch die werksseitig installierte Software determiniert wird, obliegt die Datenglättung dem individuellen Vorgehen der Diagnostiker. Die Frage nach dem dabei konkret zur Anwendung kommenden Verfahren zeigt, wie aufgrund der Studienlage erwartet, ein uneinheitliches Bild, wobei zeitbasierte Glättungsverfahren mit 52.0 % die knappe Mehrheit bilden. Damit stimmen die Ergebnisse aus der Praxis bezüglich des dominierenden Glättungsverfahrens mit den Ergebnissen der systematischen Literaturübersicht überein, wobei hier mit 84.0 % für die zeitbasierte Glättung ein noch deutlicheres Übergewicht vorlag. Ebenso sind die Ergebnisse mit der einzig zum Vergleich vorliegenden Befragung aus dem anglo-amerikanischen Raum hinsichtlich ihrer Tendenz kongruent. Diese ergab für zeitbasierte Glättungsalgorithmen einen Anteil von 75.0 % (Robergs et al., 2010).

Auffällig ist abermals die Variabilität und starke Abweichung in den Ausprägungen der Glättungsintervalle, wobei das mittlere Glättungsintervall mit 25.6 s (± 15) länger ist als das der systematischen Literaturübersicht (zum Vergleich: 17.4 s ± 19.8). Ebenso zeigt sich, dass sowohl bei der vorliegenden Befragung als auch bei der Befragung aus dem anglo-amerikanischen Raum sowie der systematischen Literaturübersicht der Modus der verwendeten Zeitintervalle bei 30 s liegt. Eine algorithmische Mittelung über diese Länge entspricht den Vorgaben der *American Heart Association* (Balady et al., 2010), welche damit scheinbar übergeordnet die breiteste Akzeptanz aufweisen. Die Empfehlungen der Deutschen Gesellschaft für Pneumologie lehnen eine Datenglättung über dieses Zeitintervall indes explizit ab (Meyer et al., 2013). Aufgrund der Beschränkung der vorliegenden Befragung auf den deutschsprachigen Raum ist die Dominanz der zeitbasierten Algorithmen über 30 s daher überraschend, wenngleich die Übereinstimmung mit den internationalen Tendenzen im Sinne eines einheitlichen Vorgehens positiv zu bewerten ist. Der große Anteil an Diagnostikern, die ein variables Zeitintervall zugrunde legen (39.0 %), spricht für die vorherrschende Varianz in der Methodenwahl, die sich aus der Sachanalyse der Thematik vermuten ließ. Innerhalb dieses Anteils gaben 23.8 % der Probanden an, mit unterschiedlichen Leistungsklassen zu arbeiten, 28.6 % äußerten, unterschiedliche Testzwecke (Trainingssteuerung, Forschungszwecke, medizinische Betreuung) zu verfolgen. Ein Zusammenhang zwischen diesen beiden Faktoren und dem variablen Einsatz von Zeitfenstern im Rahmen algorithmischer Datenglättungen liegt daher nahe und ist in Folgeuntersuchungen weiter zu analysieren. Dagegen spricht die Tatsache, dass 48.3 % der Befragten angaben, die Datenverarbeitung aufgrund der Herstellersoftware zu wählen. Ein an den Probanden angepasstes oder dem Untersuchungszweck zugeordnetes Vorgehen in der Wahl des Glättungsalgorithmus würde dem widersprechen.

Stark abweichend von den Ergebnissen der Literaturübersicht stellen sich die Gewichtungen und Ausprägungen der weiteren Glättungsverfahren dar. Während atemzugbasierte Glättungen in den Forschungsarbeiten der Literaturübersicht mit 2.0 % eine untergeordnete Rolle einnahmen, zeigen die Ergebnisse der Praxisbefragung mit 25.2 % ein gänzlich anderes Bild. Dies lässt sich durch einen genaueren Blick auf die konkret zur Anwendung kommenden Intervalle erklären, welche im Mittel bei $10 (\pm 2.7)$ Atemzügen lagen. Der Mittelwert entspricht damit den Empfehlungen der Deutschen Gesellschaft für Pneumologie und Beatmungsmedizin (Meyer et al., 2013). Die starke Abweichung hinsichtlich des Anteils atemzugbasierter Algorithmen zwischen der Befragung und der Literaturübersicht könnte demnach durch die Tatsache begründet sein, dass die Befragung sich auf den deutschsprachigen Raum konzentrierte, während in die Literaturübersicht auch internationale Veröffentlichungen aufgenommen wurden. Diese Annahme wird auch dadurch bestärkt, dass 14.7 % angaben, die nachträgliche Datenverarbeitung auf der Grundlage von verbandsseitigen Vorgaben zu wählen. Das widersprüchliche Vorgehen hinsichtlich der Akzeptanz der nationalen Leitlinien zeigt jedoch, dass die starke Varianz der Handlungsanweisungen (vgl. *Tabelle 4, S.77*) in der diagnostischen Praxis, wie vermutet, zu Unstimmigkeiten führt. Auffällig ist die hohe Anzahl an Diagnostikern, die das Glättungsintervall variabel gestalten. Mit 44.8 % wechselt ein höherer Prozentsatz als bei den zeitbasierten Algorithmen das Glättungsintervall. Innerhalb dieser Gruppe gaben 27.5 % an, mit unterschiedlichen Leistungsklassen zu arbeiten, 31.0 % nannten unterschiedliche Untersuchungszwecke. Wie bei den zeitbasierten Glättungsalgorithmen ist auch hier ein Zusammenhang zwischen diesen beiden Faktoren und dem variablen Einsatz von Intervalllängen im Zuge algorithmischer Datenglättungen potenziell gegeben, aus den vorliegenden Daten jedoch nicht eindeutig zu rekonstruieren. Bei künftigen Befragungen sollte daher Items zu den Quellen der Methodenauswahl mehr Raum gegeben werden, um den potenziellen Wechselwirkungen in diesem Bereich besser zu entsprechen.

Besonders auffallend ist darüber hinaus der Prozentsatz an Diagnostikern, die hinsichtlich der Datenverarbeitungsmethode äußerten, ungeglättete Daten zu verwenden. Mit 28.4 % liegt der Anteil noch vor den atemzugbasierten Glättungen. In der Literaturübersicht sowie in der Befragung von Robergs et al. (2001) wurden keine ungemittelten Rohdaten im Vorgehen der Untersucher erfasst, wobei es bei der Literaturübersicht gilt, die Problematik fehlender bzw. impliziter Glättungsangaben zu beachten. Aus einer praktischen Sichtweise heraus ist stark zu bezweifeln, dass tatsächlich gänzlich unbearbeitete Messwerte in einem so hohen Prozentsatz für die Testauswertung herangezogen werden. Besonders im Kontext sportlicher Anwendungsgebiete sind Zustände körperlicher Ausbelastung bei Spiroergometrien nahezu konstitutiv. Dementsprechend muss von stark gesteigerten Atemfrequenzen und damit einhergehenden Varianzen im Tidalvolumen ausgegangen werden, die als Hauptursache für schwankende Messwerte im Breath-by-Breath Verfahren gelten (Scheidler et al., 2017). Verantwort-

lich dafür ist die durch Varianzen im Atemmuster erschwerte Synchronisation der einzelnen Messkanäle der Intrabreath-Messungen (vgl. 3.2.2.3). Aus diesem Grunde wird für eine verlässliche Darstellung und Interpretation der Testdaten die nachträgliche Datenglättung durch Algorithmen dringend angeraten (Robergs et al., 2010; Robergs & Burnett, 2003; Scheadler et al., 2017). Nur dergestalt ist sicherzustellen, dass messtechnisch begründete Schwankungen nicht als physiologische Schwankungen gewertet werden. Für die Praxis der Auswertung ist ein gänzlicher Verzicht auf Datenglättung deshalb unwahrscheinlich, weil die grafische Auswertung von Kurvenverläufen der 9-Feldergrafik nach Wasserman zum Standardvorgehen besonders bei der Identifikation der ventilatorischen Schwellen gehört (Meyer et al., 2013; Meyer, Lucía et al., 2005). Ungeglättete Datensätze würden eine grafische Auswertung de facto ausschließen (Meyer et al., 2013; Wasserman, 2005), wie *Abbildung 59* zeigt. Eine präzise Detektion der submaximalen Schwellenwerte ist durch die Arbeit mit ungeglätteten Rohwerten nicht mehr verlässlich zu gewährleisten.

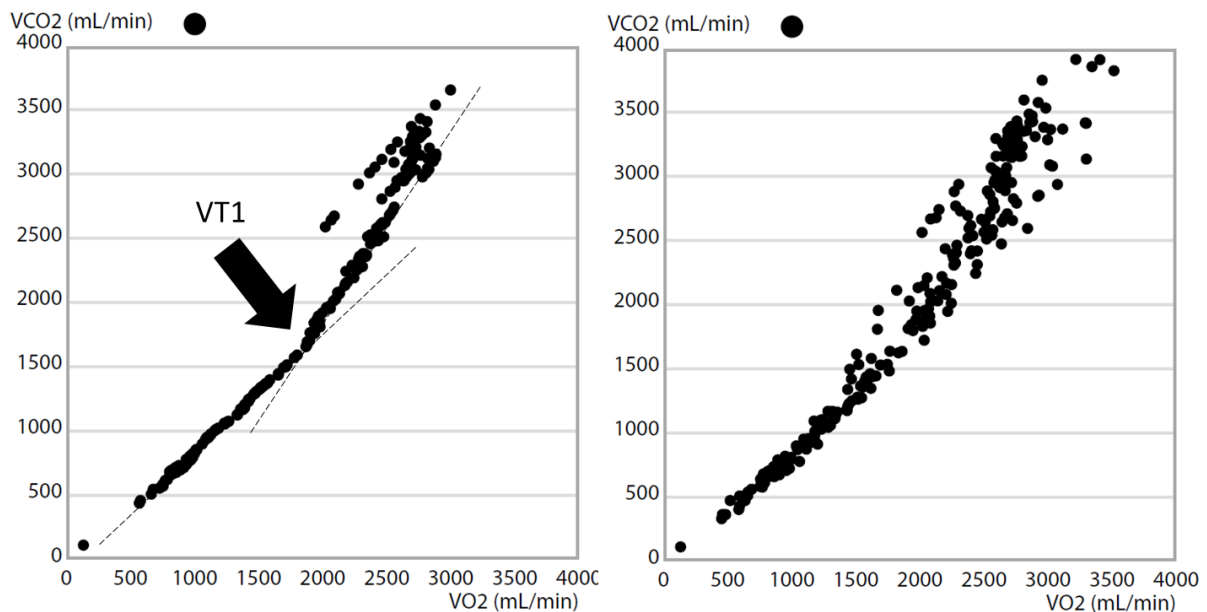


Abbildung 59. Vergleich der grafischen Schwellenidentifikation zwischen geglätteten Daten (links) und unbearbeiteten Rohwerten (rechts).

Der hohe Prozentsatz an Diagnostikern, die angaben, ungeglättete Datensätze in der Praxis zugrunde zu legen, ist eventuell durch werksseitig eingestellte Standardintervalle für die Glättungsalgorithmen in der Software zur Testinterpretation zu erklären. Diese lassen sich zwar durch den Diagnostiker verändern, ohne dessen gezielten Eingriff bleiben jedoch die Grundeinstellungen wirksam. Der Anteil an scheinbar ungeglätteten Daten könnte demnach darauf beruhen, dass den Diagnostikern diese vom Hersteller vorgegebenen Algorithmen nicht bekannt waren und sie deshalb die Angabe machten, keine nachträgliche Datenglättung vorzunehmen. Diese Erklärung lässt sich anhand der vorliegenden Informationen nicht endgültig belegen, jedoch weiter bekräftigen. Besonders die Tatsache, dass 48.3 % der

teilnehmenden Diagnostiker äußerten, die Datenverarbeitung auf Grundlage von Voreinstellungen in der Software bzw. Herstellerangaben zu wählen, stärkt die Plausibilität dieser Erklärung. Für die These sprechen auch die Ergebnisse aus der im Fragebogen erfassten Selbsteinschätzung zum Kenntnisstand. Hier gaben 33.0 % an, nicht zu wissen, welche Mechanismen den potenziellen Testwertabweichungen zwischen unterschiedlichen Glättungsverfahren zugrunde liegen. Die erläuterte Problematik der Kanalsynchronisation der Intra-breath-Messungen war den Teilnehmern demnach unbekannt. Es ist deshalb anzunehmen, dass diese Diagnostiker in der Praxis keine eigenen Maßnahmen ergreifen, um der ihnen weitgehend fremden Problematik zu begegnen. Viel wahrscheinlicher ist die Annahme, dass die Standardeinstellungen der Auswertungssoftware in diesen Fällen übernommen werden. Dieses Prozedere ist aus methodischen Gesichtspunkten heraus jedoch lediglich hinsichtlich der missverständlichen Dokumentation des Vorgehens zu hinterfragen. Das Beibehalten herstellereitig vorgegebener Glättungsmethoden und -intervalle ist keineswegs pauschal zu kritisieren. Dennoch sollten sämtliche kontrollierbare Variablen einer Untersuchung bekannt sein und dokumentiert werden, um einerseits eine hohe Objektivität der diagnostischen Daten zu gewährleisten und andererseits das Vorgehen im Bereich der algorithmischen Datenglättung untersucherübergreifend zu optimieren und standardisieren.

Mit 5.5 % lag der Anteil an nicht eindeutig zuzuordnenden bzw. kombinierten Glättungsverfahren klar unterhalb des entsprechenden Werts der systematischen Literaturübersicht. Dies könnte durch den eher experimentellen Charakter der wissenschaftlichen Studien aus der Literaturübersicht begründet werden. In der Praxis wäre ein solch experimentelles Vorgehen im Rahmen von Leistungsdiagnostiken eher unüblich bzw. widerspräche der Zielstellung einer standardisierten Untersuchung. Zudem gaben lediglich 12.9 % der Befragten an, auf Grundlage der eigenen Recherche das Glättungsvorgehen zu wählen. Ein niedriger Anteil an kombinierten bzw. nicht eindeutig zuzuordnenden Glättungsverfahren entspricht daher den Erwartungen. Die im Freifeld angegebenen Glättungsverfahren sind allerdings nicht gänzlich von den als Standard geltenden Kategorien (zeitbasiert/ atemzugbasiert) zu entkoppeln, da sowohl die Methode des gleitenden Mittelwertes als auch die des gleitenden Medians eine vorherige mathematische Bearbeitung der Rohdaten, entweder nach Zeit oder nach Atemzügen, voraussetzen (vgl. 3.3). Während die algorithmische Glättung über den gleitenden Mittelwert in der Literatur bereits bekannt und evaluiert ist (vgl. 3.3), wurde eine Orientierung am Median bislang nicht dezidiert untersucht. Zur Eignung dieses Verfahrens ist daher keine Aussage zu treffen. Auch die Angabe, fünf aus sieben Atemzügen für die Weiterverarbeitung zu wählen, ist ohne weitere Angaben zu den Kriterien der Reduktion von sieben auf fünf Atemzüge nicht zu bewerten.

Der Tatsache folgend, dass 89.9 % der Untersucher angaben, keine verbandsseitige Empfehlungen oder Vorgaben erhalten zu haben, lässt sich der Stellenwert der Thematik in den Dachverbänden als sehr gering bezeichnen. Dieses Ergebnis ist kongruent mit den Ergebnissen der Literaturanalyse zur

Thematik. Der Stellenwert hingegen, den die Diagnostiker in der Praxis der Glättungsthematik beimessen, ist aus der Literaturanalyse nicht ersichtlich, da keine dezidierte Befragung zu diesem Einflussfaktor vorliegt. Mit 64.3 % gab die Mehrheit der Befragten an, Vorgaben von den Dachverbänden zu begrüßen. Diejenigen Diagnostiker, die ein solches Vorgehen ablehnen, führten als stärkste Gegenargumente den Wunsch nach Flexibilität und die Bewahrung des aktuell verwendeten Glättungsverfahrens an. Beide Argumente stehen verbandsseitigen Vorgaben entgegen, nicht jedoch Empfehlungen oder Leitlinien. Wengleich verbindliche Vorgaben eine Standardisierung und Objektivierung in der algorithmischen Datenglättung beschleunigen würden, so kann aus den Ergebnissen der Befragung gefolgert werden, dass verbandsseitige Informationen und Empfehlungen den Stellenwert und die Akzeptanz der Glättungsthematik für die Diagnostiker erhöhen können. Interesse für die Thematik lässt sich auch durch den mit 33.6 % relativ hohen Anteil an Diagnostikern belegen, deren Vorgehen im Bereich der Datenglättung auf eigenen Recherchen zur Thematik basiert.

Die Untersuchung bestätigt insgesamt die Annahme, dass im Bereich der Datenverarbeitung auch in der Praxis sportmedizinischer Spiroergometrien eine große Variabilität vorliegt. Wengleich vor allem aufgrund des relativ hohen Anteils an atemzugbasierten Glättungen von einer zumindest teilweise gegebenen Orientierung an Verbandsvorgaben auszugehen ist, zeigen die vielen Abweichungen auch innerhalb der verwendeten Methoden dennoch klar auf, dass eine Standardisierung in keiner Weise gegeben ist, obwohl ein Übergewicht zugunsten zeitbasierter Verfahren vorliegt, welches auch internationalen Tendenzen entspricht. Als konkret präferierte Methode steht aktuell in der Praxis ein Algorithmus mit einem 30-sekündigen Glättungsintervall. Die Relevanz der Thematik wurde bereits in der Sachanalyse für nahezu alle sportwissenschaftlichen Anwendungsgebiete offensichtlich (vgl. 3.3, 4.1, 4.2, 4.3). Aufgrund der Befragung kann diesen Belegen noch eine weitere Facette hinzugefügt werden. Die klare Dominanz von Breath-by-Breath Messungen zeigt auf, dass nachträgliche Glättungsalgorithmen bewusst oder unbewusst integrativer Bestandteil spiroergometrischer Untersuchungen sind. Deutlich mehr als die Hälfte der Untersucher (64.3 %) wünschte sich in diesem Gebiet genauere Leitlinien zur Orientierung. Obschon bereits verbandsseitige Vorgaben auch im deutschsprachigen Raum vorliegen (Meyer et al., 2013), erhielten 89.8 % der Befragten bisher keinen Zugang zu diesen Vorgaben. Interessant ist in diesem Zusammenhang auch die Tatsache, dass die Deutsche Gesellschaft für Sportmedizin als größter deutscher Dachverband selbst auf mehrfache persönliche Nachfrage keine Angaben zur empfohlenen Datenglättung bereitstellte, obwohl die Deutsche Gesellschaft für Pneumologie seit langem diesbezügliche Empfehlungen ausspricht (Meyer et al., 2013). Die Umfrage zeigt, dass nationale Vorgaben folgerichtig in der Praxis der Sportmedizin in Deutschland nicht konsequent berücksichtigt werden. Dieses Ungleichgewicht zwischen dem Wunsch nach Vorgaben und der gleichzeitigen Unzulänglichkeit selbige zu finden, weiterzuleiten oder umzusetzen, lässt darauf schlie-

ßen, dass der Stellenwert der Thematik in der Praxis im deutschsprachigen Raum als sehr gering einzustufen ist. Eben diese Geringschätzung ist aus einer theoretischen Sichtweise heraus mit dem dominanten Einsatz des Breath-by-Breath Verfahrens unvereinbar. Als Konsequenz wären abermals umfangreichere Studien zum Einfluss der Glättungsalgorithmen wünschenswert, die zu verlässlicheren und weniger variablen Verbandsvorgaben führen könnten. Nur wenn die Vorgaben auf breit angelegten empirischen Untersuchungen beruhen, kann deren Akzeptanz erhöht werden.

9.3 Zu glättungsbedingten Messwertabweichungen der Sauerstoffaufnahme bei Spiroergometrien auf dem Laufband

Mit der dreiteiligen Untersuchung galt es zu prüfen, ob sich die bisher aus der Forschung bekannten Einflüsse der Glättungsalgorithmen auf noch nicht diesbezüglich analysierte Testparameter spiroergometrischer Leistungsdiagnostiken übertragen lassen. Konkret wurde geprüft, ob die Parameter Belastungsstruktur, Probandenalter und Bestimmungszeitpunkt der $\dot{V}O_2$ die bislang bekannten Effekte unterschiedlicher Glättungsalgorithmen beeinflussen, da die intensive Durchsicht der Fachliteratur und Studienlage zeigte, dass in den genannten Testparametern noch blinde Flecken bezüglich der Datenverarbeitungsthematik evident sind. Lücken bestehen in der Belastungsstruktur besonders auf Seiten diskontinuierlicher Belastungsprotokolle, die keiner bislang veröffentlichten Studie zum Einfluss unterschiedlicher Datenglättungsalgorithmen zugrunde lagen. Hinsichtlich des Probandenalters hat sich bei Durchsicht der Forschungslage gezeigt, dass die vorliegenden Datensätze und daraus folgende Handlungsempfehlungen ausnahmslos an erwachsenen Probanden erhoben wurden. Die dritte im Zuge der vorliegenden Untersuchung aufgegriffene Forschungslücke zum Einfluss der Glättungsalgorithmen betrifft die Bestimmung submaximaler Sauerstoffaufnahmewerte. Die gesichteten Studien verwendeten in der Methodik ausschließlich Testmaxima zur Analyse des Glättungseinflusses ($\dot{V}O_{2peak}$, $\dot{V}O_{2max}$). Es war demnach im Vorfeld der Studie noch unklar, ob submaximale Kenngrößen der Spiroergometrie ebenfalls bekannten Glättungseffekten unterliegen. Diesen offenen Forschungsfragen wurde in der Studie Rechnung getragen.

9.3.1 Effekt der Glättungsalgorithmen bei diskontinuierlicher Belastungsstruktur

Hinsichtlich des Einflusses der Glättungsalgorithmen auf die $\dot{V}O_2$ peak in diskontinuierlichen Belastungsuntersuchungen zeigte sich ein signifikanter Haupteffekt der verwendeten Glättungen. Dies bestätigt die Vermutung, dass auch bei diskontinuierlichen Testverfahren die Datenglättung als statistisch relevanter Faktor zu berücksichtigen ist. Bezüglich der Effektstärke ($\eta^2 = 0.57$) liegt eine weitgehende Übereinstimmung mit den vorliegenden Studien kontinuierlicher Belastungsuntersuchungen vor. So konnten Scheadler et al. (2017) bei Laufbanduntersuchungen mit Stufenlängen bis zu 3 min Effektstärken identifizieren, die im Mittel bei $\eta^2 = 0.59$ lagen. Der in anderen Studien beschriebene Abfall der $\dot{V}O_2$ peak bei zunehmender Vergrößerung der Glättungsintervalle konnte bei den diskontinuierlichen Belastungsprotokollen ebenfalls beobachtet und analog zur Studie von Martin-Rincon et al. (2019) am besten durch ein logarithmisches Fitting erfasst werden ($R^2 = 0.970$). Die höchsten Werte der $\dot{V}O_2$ peak ergaben sich bei nicht durch nachträgliche Glättung bearbeiteten Breath-by-Breath Daten, die also je einen Messwert pro Atemzug abbilden (= 1azg), wobei die mittlere Differenz zwischen diesen Werten und den Daten aus der Glättung mit dem größten Intervall (60azg) 28.0 % betrug. Da der Status von Breath-by-Breath Datensätzen, die pro Atemzug je einen Messpunkt liefern, jedoch hinsichtlich der Kategorisierung als geglättete Daten umstritten ist²⁹, wurden die Datensätze in der vorliegenden Studie aus der rmANOVA exkludiert. Diese Einschätzung basiert auf der Argumentation, die messtechnisch bedingte Synchronisation der Intra-breath-Messungen nicht als nachträgliche Glättung über einen Atemzug hinweg anzusehen, da sie nicht durch den Untersucher zu beeinflussen ist, sondern werkseitigen Einstellungen unterliegt. Als prozentuale Differenz zwischen dem größten und dem kleinsten Glättungsintervall ergab sich bei Ausschluss der Breath-by-Breath Rohdaten ein Wert von 4.0 % (10azg / 60azg).

Wenngleich einige Autoren dieser Ansicht folgen (Robergs et al., 2010; Scheadler & Devor, 2015), finden sich auch für die Interpretation der Intra-breath-Synchronisierung als Glättung über einen Atemzug hinweg Befürworter (Astorino, 2009; Johnson et al., 1998; Martin-Rincon et al., 2019). Diese Grundsatfrage lässt sich jedoch im Rahmen der vorliegenden Studie weitgehend außer Acht lassen, da die Studienergebnisse für beide Lesarten den bisher erzielten Werten aus vergleichbaren Untersuchungen mit kontinuierlichen Belastungsprotokollen entsprechen. So ermittelten Johnson et al. (1998) bei einer

²⁹ Die vom Messsystem als *Rohdaten* zur Weiterverarbeitung ausgegebenen Werte sind de facto bereits auf einen Atemzug gemittelte Intra-breath-Messungen. Mit Hilfe spezieller Algorithmen gelingt es, Intra-breath-Messungen der Atemgase mit den entsprechenden Datensätzen aus den Volumina-messungen zu synchronisieren und nachfolgend zu einem Gesamtwert für jeden Atemzug auszugeben. Diese Werte stellen also für die Untersucher Rohdaten dar, da sie keine durch ihn beeinflussbaren Glättungen durchlaufen haben, technisch gesehen sind sie jedoch durch die Sensorik des Gerätes vorbearbeitet. Dieses Missverhältnis bietet Angriffspunkte für unterschiedliche Interpretationsweisen.

Studie an Herzpatienten eine mittlere Abweichung von 20.0 % zwischen Rohdaten (1azg) und größtem Glättungsintervall (60 s), die vorliegende Studie lieferte hier eine Differenz von 28.0 %. Betrachtet man Studien mit Glättungsintervallen, deren Methodik hinsichtlich der Intervalllänge der vorliegenden Untersuchung entsprach, lassen sich prozentuale Abweichungen von 6.0 % (10 s / 60 s), 4.0 % (10 s / 60 s) und 6.0 % (10azg / 60azg) zwischen den Extremwerten der Glättungsintervalle finden (Martin-Rincon et al., 2019; Midgley et al., 2007a; Smart et al., 2015). Auch in diesem Punkt ist demnach Übereinstimmung der vorliegenden Studienergebnisse (4.0 %) mit bestehenden Datensätzen gegeben.

Jene weitgehende Kongruenz in den prozentualen Differenzen und den Effektstärken der unterschiedlichen Glättungsalgorithmen lässt darauf schließen, dass die Unabhängigkeit der Glättungseffekte vom Belastungsprotokoll, wie sie zuvor bereits entdeckt wurde (Astorino et al., 2000; Scheadler et al., 2017), nicht länger nur für kontinuierliche Belastungen auf dem Rad oder Laufband anzunehmen ist. Diese Erkenntnis liefert die Grundlage für größere Freiheiten in der Belastungsprotokollgestaltung bei zukünftigen Untersuchungen zum Einfluss von Glättungsalgorithmen und zeigt, was noch wichtiger scheint, dass die bereits bekannten Einflüsse auf die Maximalwerte auch auf bereits zurückliegende, diskontinuierliche Belastungstest zu übertragen sind. Besonders diese Schlussfolgerung ist für die Praxis leistungsdiagnostischer Untersuchungen im deutschsprachigen Raum bedeutungstragend, da hier Ergometrien häufig mit einer Kombination aus Spirometrie und Laktatdiagnostik gekoppelt werden.

Potenzielle Einschränkungen dieser Schlussfolgerung ergeben sich durch die große Vielfalt an diskontinuierlichen Belastungsprotokollen in der diagnostischen Praxis. Der vorliegenden Untersuchung lagen Stufendauern von 5 min Länge zugrunde, in der Praxis der Ausdauerleistungsdiagnostik sind indes auch Stufenlängen von 3 min üblich und interindividuell anerkannt (Tschopp, Maier, Gross, Trösch & Steiner, 2015). Neben der Stufenlänge könnte ebenso die Form der Belastungssteigerung das Ergebnis beeinflussen und einer analogen Übernahme der bereits bestehenden Erkenntnisse aus den kontinuierlichen Belastungstests entgegenstehen. Wie die Stufenlänge, so ist auch das Stufeninkrement ein in der Praxis äußerst variabel genutzter Parameter der Belastungsprotokollgestaltung (vgl. 3.2.4.2).

Als weitere Einschränkung einer analogen Übernahme der Ergebnisse auf andere Protokollgestaltungen diskontinuierlicher Struktur muss die Wahl des Untersuchungsparameters genannt werden. Die $\dot{V}O_2\text{peak}$ ist aus methodischen Überlegungen heraus die geeignete Kenngröße der Sauerstoffaufnahme für das zugrunde liegende Studiendesign. Besonders in der jüngeren Forschung zu diesem Themengebiet hat sich die $\dot{V}O_2\text{peak}$ als Referenzgröße etabliert (Scheidler & Devor, 2015; Smart et al., 2015). Vorteile liegen in zwei Bereichen. Zum einen wird der Einfluss der kritischen $\dot{V}O_2\text{max}$ -Verifikation auf die Testergebnisse vermieden (vgl. 4.1.2.3), zum anderen ist durch die Verwendung des Parameters sichergestellt, dass jeder Test, mit Ausnahme von technischen Fehlern oder medizinisch

bedingten Ausschlusskriterien, in die Messungen miteingehen kann, da per Definition jeder Test einen $\dot{V}O_2$ peak-Wert hat, nicht jedoch zwingend einen $\dot{V}O_2$ max-Wert. Für die Übertragbarkeit der Ergebnisse der diskontinuierlichen Laufbanduntersuchungen auf die Kenngröße $\dot{V}O_2$ max müssten jedoch weitere Studien durchgeführt werden. Wie bereits erwähnt, könnten bei solchen Untersuchungen besonders die Verifikation der $\dot{V}O_2$ max sowie der diesbezügliche Einfluss der Glättungsalgorithmen von Interesse sein, da bereits für kontinuierliche Belastungsprotokolle gezeigt wurde, dass das Auftreten eines Plateaus sensibel auf die zugrunde gelegte Glättungsform reagiert (Astorino, 2009).

Zuletzt ist einschränkend auch die Wahl des Analysegeräts anzumerken. Zwar zeigte sich in Voruntersuchungen eine Unabhängigkeit der analysierten Parameter vom verwendeten Gasanalysator (Martin-Rincon et al., 2019), gänzlich auszuschließen ist ein gerätebasierter Einfluss aufgrund dieser schwachen Studienlage jedoch nicht, obwohl für das verwendete Gerät (Cosmed K5) Studien zum Beleg der hohen Reliabilität vorliegen (Guidetti et al., 2018; Perez-Suarez et al., 2018) und die Ergebnisse der selbst durchgeführten Befragung zeigen, dass die Akzeptanz von mobilen Spirometern in der Praxis als gut zu bezeichnen ist (vgl. 7.2). Die Gesamtheit dieser Vielfalt durch eine einzelne Untersuchung eines diskontinuierlichen Belastungsprotokolls abzubilden bzw. diesbezüglich Allgemeingültigkeit der Resultate zu gewährleisten, ist unmöglich. Dennoch zeigen die Ergebnisse der Studie weitere deutliche Anzeichen für eine Unabhängigkeit der Glättungseffekte vom Belastungsprotokoll und erweitern die bislang geringe Studienlage zu dieser Thematik entscheidend.

9.3.2 Effekt der Glättungsalgorithmen bei unterschiedlichen Altersgruppen

Eine weitere Zielstellung der Untersuchung lag in der Beantwortung der Frage, ob die Einflüsse der unterschiedlichen Glättungsmethoden zwischen jugendlichen und erwachsenen Probanden variieren. Die Ergebnisse zeigen, dass sowohl die Sauerstoffaufnahmewerte minderjähriger Probanden als auch die der erwachsenen Probanden einem signifikanten Haupteffekt der Glättungsalgorithmen auf die $\dot{V}O_2$ peak unterliegen ($p < .001$). Dabei weisen die Daten der SG₁ eine höhere Effektstärke auf ($\eta^2 = .624$ gegenüber $\eta^2 = .576$). Insgesamt sind beide Haupteffekte der mittleren Effektstärke zuzuordnen (Cohen, 2009). Bei beiden Testpopulationen lag eine Abnahme der $\dot{V}O_2$ peak bei Vergrößerung des Glättungsintervalls vor, welche sich bei beiden Gruppen über die Atemzüge hinweg durch ein logarithmisches Fitting am besten mitteln ließ (SG₁: $R^2 = 0.968$, SG₂: $R^2 = 0.972$). Aus diesen Daten lässt sich erkennen, dass die Stärke des Glättungseffekts und auch der Verlauf der Maxima über unterschiedliche Intervalllängen hinweg zwischen Jugendlichen und Erwachsenen nicht variiert. Die Untersuchung der Glättungsintervallvergleiche mit den höchsten Effektstärken aus den rMANOVAs der SG₁

und SG₂ mittels Welch-Tests bestätigte die Annahme. Unterschiede der $\dot{V}O_2$ peak variierten nicht signifikant zwischen der SG₁ und der SG₂. Die Glättungseffekte zeigen sich demnach für das untersuchte Belastungsprotokoll unabhängig vom Alter der Probanden.

Diese Informationen ergänzen die Studienlage zum Probandeneinfluss auf Glättungseffekte entscheidend. Bisher war bekannt, dass der Effekt der Glättungsalgorithmen geschlechtsunabhängig ist, jedoch sensibel auf den Leistungsstand der Probanden reagiert (Martin-Rincon et al., 2019). Ein möglicher Einfluss des Alters hätte sich durch die veränderten Werte der maximalen Atemfrequenz junger Athleten ergeben können. Bei Jugendlichen ist die Atemfrequenz gegenüber Erwachsenen erhöht, wodurch auch Variationen im Tidalvolumen verstärkt Messwert beeinflussend auftreten. Aufgrund der Tatsache, dass besonders in hohen Atemfrequenzbereichen die Breath-by-Breath Datenerhebung potenziell fehleranfällig ist (Ward, 2018), wäre ein unterschiedlicher Einfluss der Glättungsalgorithmen über Atemzüge im Grenzbereich zwischen den Teilstichproben erwartungsgemäß gewesen. Die Daten weisen allerdings darauf hin, dass diese Annahme zumindest zwischen den Jugendlichen und Erwachsenen der vorliegenden Stichprobe nicht zu halten ist. Um den Effekt gänzlich auszuschließen, sind indes weitere Untersuchungen notwendig. So wäre beispielsweise anzudenken, den Altersunterschied zwischen den zum Vergleich herangezogenen Probandenkollektiven weiter zu vergrößern. Zum jetzigen Zeitpunkt ist basierend auf den vorliegenden Ergebnissen jedoch kein signifikanter Unterschied der Glättungseffekte bei Erwachsenen und Jugendlichen nachzuweisen.

9.3.3 Effekt der Glättungsalgorithmen im submaximalen Belastungsbereich

Die dritte Forschungshypothese der Untersuchung bezog sich auf den Einfluss des Zeitpunkts der Sauerstoffaufnahmeerhebung im Testverlauf. Konkret galt es herauszufinden, ob die im maximalen Belastungsbereich als gesichert anzusehenden Einflüsse der Glättungsalgorithmen auf die Werte der Sauerstoffaufnahme auch im submaximalen Belastungsbereich evident sind. Für die untersuchten Glättungsintervalle konnten signifikante Haupteffekte auf jeder Belastungsstufe identifiziert werden, wobei die Effektstärken mit zunehmender Last anwuchsen (Stufe 1: $\eta^2 = 0.483$; Stufe 5: $\eta^2 = 0.653$), eine mittlere Effektstärke jedoch nie überschritten wurde (Cohen, 2009). Auch innerhalb der submaximalen Stufen lieferte das kürzeste untersuchte Intervall (15azg) die höchsten Werte für die Sauerstoffaufnahme, wobei eine relevante, jedoch nicht statistisch signifikante Einschränkung anzumerken ist. In einigen Untersuchungen der submaximalen Belastungsstufen resultierte die Datenglättung über 30 s in höheren Werten als die Glättung über 15azg. Diese Beobachtung steht im Gegensatz zu den bisherigen Ergebnissen aus den Untersuchungen der $\dot{V}O_2$ peak bei der G₁, SG₁ und SG₂. Hier resultierte eine Verkürzung des Glättungsintervalls stets in einer Erhöhung der $\dot{V}O_2$ peak. Das Phänomen redu-

zierter Sauerstoffaufnahmewerte ist in den submaximalen Belastungsstufen ausschließlich in den unteren drei Laststufen zu beobachten und auch hier in abnehmender Anzahl der Fälle in Relation zur Lastzunahme (Stufe 1: 5 Fälle, Stufe 2: 3 Fälle, Stufe 3: 1 Fall). Da die Anomalien ausschließlich im Vergleich zwischen atemzugbasierter und zeitbasierter Glättung auftraten, rein atemzugbasierte Vergleiche also davon ausgenommen waren, ist der Zusammenhang zwischen größeren Glättungsintervallen und kleineren Sauerstoffwerten nicht grundsätzlich anzuzweifeln. Dieser kann durch bereits bestehende Untersuchungen (Martin-Rincon et al., 2019; Robergs et al., 2010) und die Ergebnisse der vorliegenden Studie als empirisch gut gesichert angesehen werden. Viel wahrscheinlicher ist die Annahme, dass niedrige Atemfrequenzen im unteren Belastungsbereich sich verantwortlich für die Abweichungen zeigen. Während der Erhebung der $\dot{V}O_2$ peak durch die Ausbelastung der Probanden meist hohe Atemfrequenzen zugrunde liegen, also von 25 - 30 Atemzügen pro 30-sekündigem Zeitintervall auszugehen ist, kann sich die zur Mittelung submaximaler Sauerstoffwerte einbezogene Anzahl an Atemzügen deutlich darunter befinden. Tatsächlich lagen die Atemfrequenzen der betreffenden Probanden im Stufendurchschnitt zwischen 20 und 41 Atemzügen pro Minute. Es ist demnach anzunehmen, dass innerhalb der 30 s Intervalle mit den auffälligen Sauerstoffwerten weniger als 15 Atemzyklen lagen, die in die Mittelung eingingen. Dies würde auch schlüssig erklären, weshalb die Auffälligkeiten mit zunehmender Intensität, sprich zunehmender Atemfrequenz, verschwinden. Die Anzahl der Atemzyklen für die 30-sekündigen Glättungsintervalle steigt dann wieder an und nähert sich jenen Zahlen, die verantwortlich sind für die bislang beobachtete Beziehung zwischen Sauerstoffwerten größerer und kleinerer Glättungsintervalle. Für die praktische Arbeit sind diese Erkenntnisse von besonderem Stellenwert, denn sie zeigen unmissverständlich auf, dass die Glättungsalgorithmen sich an der Zielstellung der Untersuchung zu orientieren haben, da besonders durch die zeitbasierten Algorithmen sehr variable Glättungseffekte innerhalb eines Belastungstests erzielt werden können. Im niedrigintensiven Bereich erscheinen die Werte durch unpassende Glättung erhöht, während nahe der Ausbelastung hohe Werte durch Glättungen erniedrigt werden können, wie die Theorie bereits zeigte (Robergs et al., 2010) und die vorliegende Studie erstmals bestätigte.

Zusammengefasst weisen die Ergebnisse der Untersuchung darauf hin, dass die bisher bekannten Glättungseffekte auf die Sauerstoffwerte zu jedem Zeitpunkt der Bestimmung im Testverlauf auftreten. Der Einfluss der Glättungsalgorithmen auf die Werte der Sauerstoffaufnahme ist demnach unabhängig davon, ob $\dot{V}O_2$ peak oder submaximale Größen, wie beispielsweise ventilatorische Schwellen, untersucht werden.

9.3.4 Praktische Relevanz und Ausblick

Inwieweit die identifizierten Abweichungen mit den neu dazugewonnenen Spezifizierungen hinsichtlich Protokollgestaltung, Probandenalter und Belastungszustand ein Entgegenwirken oder Berücksichtigen der statistischen Varianzen für die sportwissenschaftliche Praxis notwendig machen, blieb in der Diskussion bislang noch ebenso offen, wie die Möglichkeiten einer solchen Berücksichtigung. Zweifellos ist die statistische Signifikanz von glättungsbedingten Abweichungen im Rahmen von Studien immer potenziell bedeutungstragend. Neben diesen Messwertvarianzen sind auch zusätzlich weitere signifikante Einflussfaktoren auf die Stabilität der spiroergometrischen Datenerhebungen bekannt. Unklar ist bislang, worauf diese Abweichungen konkret beruhen, bzw. wie sie zu gewichten sind. Als potenzielle Einflussfaktoren sind tägliche physiologische Schwankungen, messtechnisch bedingte Varianzen außerhalb der nachträglichen Datenglättung oder auch psychologische Faktoren sowie Untersuchereffekte in Betracht zu ziehen. Die Stabilität spiroergometrischer Daten wurde deshalb mehrfach hinterfragt. Eine Untersuchung an 49 gesunden Probanden erfasste bei zwei aufeinanderfolgenden Spiroergometrien³⁰ mit dem gleichen methodischen Vorgehen lediglich eine durchschnittliche Abweichung von 1.5 %, wobei Geschlecht, Alter und Trainingsstand geringen Einfluss hatten (Decato et al., 2018). Eine frühere Studie, ebenfalls durchgeführt an trainierten und untrainierten Probanden, fand bei Radergometrien Differenzen von 2.5 % (± 1.8) respektive 0 % (± 1.5) (Bingisser, Kaplan, Scherer, Russi & Bloch, 1997). Insgesamt ist demzufolge eine hohe Reproduzierbarkeit der Daten bei Spiroergometrien festzustellen. Dennoch führte die Fülle an möglichen Einflussfaktoren auf die Daten spiroergometrischer Untersuchungen dazu, dass für wissenschaftliche Studien Schwellen zur Identifikation physiologisch bedingter Anpassungen durch Trainingsinterventionen oder Medikationen festgelegt wurden, die über die statistische Signifikanz hinausgehen. Aufgrund der vielen Störgrößen legen Autoren aktuell relativ hohe Schwellen für prozentuale Veränderungen der Sauerstoffaufnahme fest, um mit einem Konfidenzintervall von 95 % sicherzustellen, dass Anpassungen auf Trainingsinterventionen zurückzuführen sind. So werden Werte von ≥ 18.9 % Differenz genannt (Decato et al., 2018), mit 9.9 % (Decato, Bradley, Wilson & Hegewald, 2017) bzw. 8.0 % (Hansen et al., 2004) liegen jedoch auch Schwellenempfehlungen deutlich darunter. Ein teils proklamierter Ansatz rät zur Anwendung eines Bland-Altman Plots zur Identifikation sportwissenschaftlich relevanter Trainingsanpassungen aus den Datensätzen statistisch signifikanter Differenzen zwischen zwei Untersuchungen (Decato et al., 2018). *Abbildung 60* zeigt, dass mit diesem Ansatz für den Vergleich zwischen den Mittelungen über 10azg und 30 s der vorliegenden Studie lediglich in zwei Fällen trainingswissenschaftlich bedeutsame Abweichungen falsch-positiv durch die Veränderung der Glättungsalgorithmen hervorgerufen wurden.

³⁰ Es wurden zwei Rampentests innerhalb von 30 Tagen absolviert.

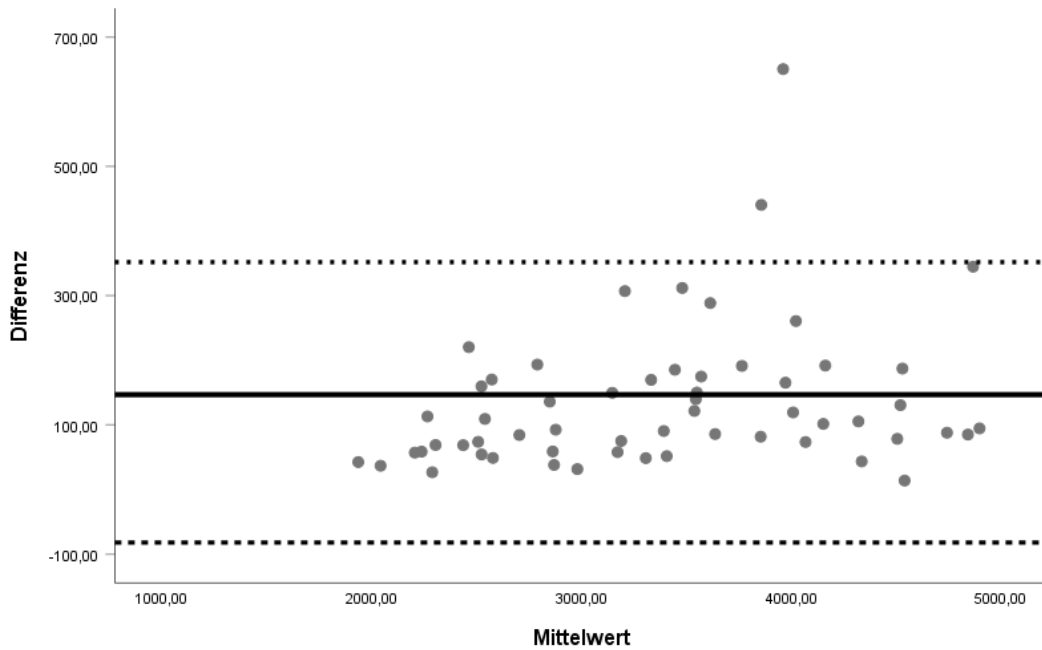


Abbildung 60. Bland-Altman Plot zur Identifikation trainingspraktisch relevanter Varianzen zwischen den Mittelungen über 10azg und 30 s.

Die relativ hohen Schwellenwerte zur Abgrenzung trainingsbedingter Adaptionen zeigen, dass der Einfluss der Glättungsalgorithmen auf die $\dot{V}O_2\text{peak}$ und die $\dot{V}O_2\text{peakST}$ sowohl auf Basis der vorliegenden Untersuchung als auch im Abgleich mit bereits bekannten Studienergebnissen für sich alleine genommen wohl nicht von Relevanz für die trainingswissenschaftliche Praxis wäre. Zumindest dann nicht, wenn die gängigen Glättungsverfahren gegenübergestellt werden (z.B. 10azg, 30 s). Die glättungsbedingten Variationen liegen trotz der statistischen Signifikanz zumeist unterhalb der bisher bekannten und akzeptierten Schwellenwerte für trainingsbedingte Anpassungen. Demnach werden die im Zuge der vorliegenden Studie gefundenen glättungsbedingten Varianzen bei Mittelwertvergleichen im Rahmen trainingswissenschaftlicher Studien mit hoher Wahrscheinlichkeit nicht als falsch-positive bzw. falsch-negative Trainingsanpassungen interpretiert.

Für die individuelle Betreuung von Sportlern im Zuge der Trainingssteuerung ist diese Aussage jedoch nicht zu halten. Betrachtet man in den Ergebnissen der eigenen Untersuchung zum Glättungseinfluss bei diskontinuierlichen Belastungsprotokollen nicht die Mittelwerte, sondern die intraindividuell identifizierten maximalen Abweichungen durch Wechsel der Glättungsalgorithmen, so zeigen sich erwartungsgemäß hohe Schwankungen. Die maximale intraindividuelle Abweichung zwischen einer Glättung über 10azg und einer Glättung über 60azg lag im höchsten Einzelfall bei 17.7 %. An dieser Stelle sei nochmals darauf hingewiesen, dass beiden Glättungen die gleichen Rohdaten zugrunde lagen. Alleine durch die Glättung in der Testauswertung entstünde demnach für den Sportler eine falsch-negative oder falsch-positive Leistungsdifferenz von 17.7 %. Ein zweifelsohne hochrelevanter Faktor für alle Aspekte der trainingswissenschaftlichen Betreuung des Sportlers, der enormen Einfluss auf die

individuelle Trainingsgestaltung im Kontext der Trainings- und Wettkampfsteuerung haben kann, beispielsweise durch unpassende Belastungsintensitätsvorgaben im Trainingsplan oder Wettkampfstrategien auf Basis der falschen Leistungswerte.

Bei den genannten Daten handelt es sich exemplarisch um einen Spitzenwert aus der Stichprobe. Würde man diesen Wert als Ausreißer ignorieren³¹, so hätten dennoch die nachfolgenden drei Spitzenwerte in der Stichprobe mit Differenzen von 11.5 %, 9.3 % und 8.3 % indiskutable Relevanz für die Trainingspraxis. Konkret lässt sich daraus folgern, dass trainingsbedingte Anpassungen bei Leistungsdiagnostiken, ob positiv oder negativ, bis zu einer Abweichung von mindestens diesen Prozentsätzen glättungsbedingt potenziell nicht erfasst bzw. falsch erfasst würden. Der Vergleich zwischen gänzlich ungeglätteten Breath-by-Breath Daten³² und dem größten Glättungsintervall der Untersuchung (60azg) steigert diese Prozentsätze nochmal exorbitant. Die höchsten drei Abweichungen der Studie liegen dann bei 99 %, 90 % und 89 %. Unterschiede durch die Glättungsalgorithmen könnten Messwerte in der Praxis demnach im Einzelfall nahezu verdoppeln bzw. halbieren. Hier zeigt sich die große Gefahr der digital gestützten Trainingswissenschaft sehr deutlich und es wird ersichtlich, weshalb eine genaue Kenntnis über alle Schritte der Datenaggregation unumgänglich für den lohnenden Einsatz hochentwickelter Techniken ist.

Die Verwendung von ungeglätteten Breath-by-Breath Daten ist, wie im Verlaufe dieser Arbeit anhand mehrerer Beispiele ausführlich dargelegt wurde (vgl. 3.3, 4.2.5), in der Praxis aus vielfacher Hinsicht abzulehnen und de facto als methodischer Fehler einzustufen. Nichtsdestotrotz gaben 28.4 % der Rückläufer bei der Befragung zum Glättungsvorgehen in der trainingswissenschaftlichen Betreuung an, ungeglättete Daten zu verwenden (vgl. 7.2). Es wurde im Zuge der Diskussion dieser Ergebnisse bereits darauf hingewiesen, dass diese Angaben auf fehlender Kenntnis voreingestellter Glättungsalgorithmen der Verarbeitungssoftware zurückzuführen sein könnten. Auszuschließen ist die Korrektheit der Angaben und damit die Anwendung ungeglätteter Rohdaten jedoch auf Basis der vorliegenden Daten nicht. Die Umfrage ergab zwar ferner, dass ein Großteil der Untersucher konstante Glättungsintervalle zugrunde legt, wodurch standortinterne Abweichungen durch Glättungen minimiert wären, diese Tatsache kann jedoch nicht verhindern, dass untersucher- und standortübergreifend durch unterschiedlich angelegte Glättungen für den individuellen Probanden Schwankungen von hoher trainingspraktischer

³¹ Die Stichprobe wurde vor Durchführung der Varianzanalyse selbstverständlich auf Ausreißer getestet. Kein Wert galt dem statistischen Test gemäß als Ausreißer. Alle Probanden flossen demnach in die Auswertung mit ein.

³² Entspricht einem Datenpunkt pro Atemzug.

Relevanz auftreten können. Diese Varianzen würden den praktischen Nutzen spiroergometrischer Untersuchungen für alle sportlichen Anwendungsgebiete in Frage stellen.

Eine Lösung der benannten Probleme stellten Martin-Rincon et al. (2019) auf experimenteller Ebene vor. Sie ermittelten basierend auf dem logarithmischen Fitting des $\dot{V}O_2$ -Verfalls bei zunehmender Länge des Glättungsintervalls eine Formel zur Transposition unterschiedlicher $\dot{V}O_2$ -Werte in andere Glättungsformate, ohne die Notwendigkeit vorliegender Rohdaten. Bei gelingendem Einsatz der Formel wäre der identifizierten Unstimmigkeit in der Wahl geeigneter Glättungsalgorithmen in der Wissenschaft und Praxis bei ausreichender Dokumentation des Glättungsprozesses ohne Probleme zu begegnen. Die Autoren wenden jedoch selbst ein, dass die Genauigkeit der Umrechnung zwischen unterschiedlichen Probandenkollektiven und Belastungsprotokollen stark abweichen kann und im Einzelfall zu prüfen ist. Für die Daten der vorliegenden Studie, konkret für den $\dot{V}O_{2peak}$ -Datensatz der SG₂, ergibt die Transposition der Glättungen anhand der Formel von Martin-Rincon et al. (2019) eine durchschnittliche Abweichung von 2.0 % zwischen Originalwerten und den errechneten $\dot{V}O_{2peak}$ -Daten. Die spezifischen Abweichungen für die einzelnen Berechnungen sind in *Tabelle 35* aufgeführt. Dabei ist zu erkennen, dass die minimale Abweichung nur 0.4 % beträgt und damit eine sehr hohe Genauigkeit bei den $\dot{V}O_{2peak}$ -Werten aufweist. Des Weiteren fällt auf, wie sich die Richtung der Abweichung in Bezug zur Richtung der Transposition verändert. Wird von größeren Intervallen auf kleinere Intervalle umgerechnet, liegen die aus der Formel ermittelten Werte unterhalb des gemessenen Wertes. Erfolgt die Umrechnung von kleineren Intervallen auf größere Intervalle, liegen die Ergebnisse über den Originalwerten.

Tabelle 35. Matrix zu Mittelwertabweichungen zwischen Originalwerten aus den Datenglättungen und den rechnerisch ermittelten Transpositionen nach Martin-Rincon et al. (2019)

Originalglättung (Werte in ml · min ⁻¹)		Transpositionen und Abweichungen der Originalglättungen					
		10trans	20trans	30trans	40trans	50trans	60trans
10azg	(3441.1)		2.2 %	3.3 %	4 %	4.6 %	5.0 %
20azg	(3364.4)	-2.2 %		1.1 %	1.8 %	2.3 %	2.7 %
30azg	(3335.2)	-3.2%	-1.0 %		0.7 %	1.2 %	1.6 %
40azg	(3317.3)	-3.9 %	-1.7 %	-0.7 %		0.5 %	0.9 %
50azg	(3305.8)	-4.4 %	-2.2 %	-1.2 %	-0.5 %		0.4 %
60azg	(3295.2)	-4.8 %	-2.7 %	-1.6 %	-0.9 %	-0.4 %	

Anmerkungen. Endung *-trans*: Nach der Formel von Martin-Rincon et al. (2019) transponierte Werte, *azg*: atemzugbasierte Glättung über gleitenden Mittelwert.

Die Formel zur Umrechnung wurde nach Aussage der Autoren für kontinuierliche Belastungstests mit Testdauern unterhalb von 16 min optimiert (Martin-Rincon et al., 2019). Das vorliegende Beispiel zeigt jedoch, dass sie auch für $\dot{V}O_2$ peak-Werte aus längeren, diskontinuierlichen Belastungstests zur Anwendung kommen kann. Auffällig ist, wie mit zunehmender Distanz zwischen den zu transponierenden Glättungsintervallen die prozentuale Abweichung zunimmt. Dies kann so weit gehen, dass die prozentuale Abweichung durch die Transposition die Differenz zwischen den Glättungsintervallen übersteigt. In solchen Fällen wäre es angemessener, die Originalglättung zu verwenden, statt die Anpassungen vorzunehmen. Zu sehen ist dies beispielsweise bei der Umrechnung von 10azg in 60azg. Hier liegt eine Abweichung von 5.0 % vor. Die Originalwerte unterscheiden sich jedoch nur um 4.3 %. Die Umrechnung würde den Fehler demnach erhöhen. Nicht geeignet scheint die Formel zur Transposition darüber hinaus für submaximale Sauerstoffwerte. Hier müssen zukünftig anhand großer Datensätze neue, stufenspezifische Gleichungen erstellt werden, da der Ansatz von Martin-Rincon et al. (2019) zeigt, dass dem Nebeneinander unterschiedlicher Methoden auf Seiten der Datenglättung durch zielgerichtete nachträgliche Bearbeitung entgegengewirkt werden kann.

10 Fazit

Die Literaturübersicht und die darauf basierenden eigenen Untersuchungen der Arbeit haben gezeigt, dass die Thematik der algorithmischen Datenbearbeitung im Rahmen spiroergometrischer Leistungsdiagnostiken in der aktuellen Forschungslage unterrepräsentiert ist und diesbezüglich weder ein einheitliches Vorgehen in der Wissenschaft noch in der Praxis besteht. In Anbetracht dieser Ergebnisse lässt sich die Anfangsbehauptung und zugleich Antriebsfeder der vorliegenden Arbeit begründet beibehalten: Die Forschung zu Möglichkeiten der algorithmischen Datenbearbeitung und zum potenziellen Einfluss selbiger auf die Güte der Messergebnisse hat mit den technischen Entwicklungen nicht Schritt gehalten.

Die eigenen Untersuchungen zu den glättungsbedingten Messwertvarianzen ergaben überdies neue, gewinnbringende Erkenntnisse für die Durchführung und Auswertung spiroergometrischer Leistungsdiagnostiken in der Trainingspraxis und Sportwissenschaft. Die Ableitung konkreter Handlungsanweisungen bedarf jedoch der folgenden, differenzierten Zusammenführung der Einzelergebnisse.

Es wurde zwar gezeigt, dass die untersuchten Glättungsalgorithmen in diskontinuierlichen Belastungstests signifikanten Einfluss auf Werte der Sauerstoffaufnahme haben können, besonders die glättungsbedingten Abweichungen zwischen den in der Praxis und Forschung am häufigsten zur Anwendung kommenden Glättungsformen und -intervallen sind jedoch von niedriger Effektstärke. Die systematische Literaturübersicht zur Darstellung der Vorgehens in der wissenschaftlichen Forschung ergab ein Übergewicht der algorithmischen Mittelung über ein 30 s Intervall (vgl. 6.2). Auch die durchgeführte Umfrage mit dem Zweck der Erfassung des Vorgehens in der Praxis zeigte eine Dominanz zeitbasierter Glättungen, wobei die mittlere Intervalllänge 25.6 s betrug, der am häufigsten genannte Wert indes ebenfalls bei 30 s lag (vgl. 7.2). Demgegenüber stehen die Vorgaben aus der spezifischen Forschung zu diesem Gebiet, die eine atemzugbasierte Glättung über 10 und 15 Atemzüge hinweg empfehlen und häufig den eigenen Untersuchungen zugrunde legen (Martin-Rincon et al., 2019; Robergs et al., 2010; Scheadler et al., 2017), wobei eingeschränkt werden muss, dass die Forschungsgemeinschaft sich derzeit nicht auf ein konkretes Optimum einigen kann. So liegen auch zeitbasierte Empfehlungen aus der Forschung vor, sie umfassen beispielsweise Intervalle zwischen 15 s und 30 s (Macfarlane, 2001; Roeder et al., 2005). Die starke Divergenz zwischen dem Vorgehen in der Praxis, unterschiedlichen Empfehlungen von Fachverbänden und Experten, die über einen langen Zeitraum hinweg beständig präsent ist, lässt berechtigte Zweifel aufkommen, ob ein optimales Glättungsintervall, ein Goldstandard der Breath-by-Breath Spiroergometrie, überhaupt existieren kann. Damit bestätigen die eigenen Untersuchungen jene Annahme, die bereits nach der Literaturübersicht vorlag (vgl. 5). Die algorithmi-

sche Datenbearbeitung von Breath-by-Breath Daten ist aktuell ein nicht standardisierter Testparameter und somit potenzielle Fehlerquelle bei spiroergometrischen Leistungsdiagnostiken. Umso bedeutender wird für die Praxis anstelle der Frage nach einem Optimum die Frage nach dem konkreten Einfluss unterschiedlicher Glättungsverfahren auf Messwerte, da nur bei möglichst genauer Kenntnis über selbige gezielt entgegengewirkt werden kann. Hier liefern die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit durch den Einbezug submaximaler Kenngrößen, diskontinuierlicher Testprotokolle und unterschiedlicher Altersstufen entscheidende Erweiterungen der bisherigen Datenlage.

Die bereits zuvor empirisch belegten Artefakte durch Datenglättung umfassen besonders verminderte Maximalwerte sowie Veränderungen in der Häufigkeit von Plateaubildungen (vgl. 3.3). Auf Grundlage von Ergebnissen und Schlussfolgerungen der vorliegenden Arbeit muss diese Liste um den Punkt der verminderten submaximalen Kenngrößen erweitert werden. Ein Faktum, das zweifelsohne Bedeutung für die spiroergometrische Leistungsdiagnostik hat, welche sich, wie gezeigt wurde, längst nicht mehr auf die Bestimmung der $\dot{V}O_2\text{max}$ reduzieren lässt, sondern durch die technischen Fortschritte noch stärker die Stoffwechsellagen in submaximalen Belastungsbereichen in den Fokus rückt (vgl. 4.2, 4.3). Besonders diese Teilaspekte betreffend sind in den kommenden Jahren weitere Erkenntnisse für die Trainingsplanung und -betreuung zu erwarten. Als Beleg dafür kann der immer ausdifferenziertere Wandel hin zu schwellenbasierten Trainingskonzepten gelten (vgl. 4.2.6).

Ferner sind die genannten Abweichungen durch die vorliegende Arbeit erstmals auch für diskontinuierliche Belastungsuntersuchungen nachweisbar. Glättungsbedingte Messwertveränderungen umfassen demnach bezüglich des Belastungsprotokolls einen weit größeren Anteil des Spektrums spiroergometrischer Leistungsdiagnostiken als bisher bekannt, wenngleich noch wesentliche Parameter der Protokollgestaltung, wie beispielsweise das Belastungsinkrement, für zukünftige Forschungen offenbleiben. Die Zusammenfassung dieser Teilergebnisse lässt darauf schließen, dass der Einsatz von Glättungsalgorithmen und die damit einhergehenden Problemfelder auch im „laktatdominierten“ deutschsprachigen Raum für Leistungsdiagnostiken bedeutungstragend werden, da besonders im Rahmen der Leistungsdiagnostik von Spisportarten häufig Laufbelastungen zugrunde gelegt werden. Als Konsequenz daraus und des hohen Stellenwertes laktatbasierter Ausdauerleistungsdiagnostiken hierzulande findet der Großteil an Untersuchungen zur Trainingssteuerung in diskontinuierlicher Form statt. Auch in Spisportarten gewinnen allerdings neben Laktatwerten die Daten spiroergometrischer Diagnostiken an Bedeutung (vgl. 4.1.3.2). Die Erkenntnis, dass auf Glättungsalgorithmen zurückzuführende Messwertvarianzen mit statistischer Signifikanz auch für diskontinuierliche Belastungsprotokolle und unterschiedliche Altersstufen vorliegen, ist demnach auch im Zuge der datenbasierten Trainingssteuerung von Spisportlern von Relevanz, wenn die Spiroergometrie hier als leistungsdiag-

nostisches Verfahren der Ausdauerfähigkeit noch weiter Fuß fasst. Durch die stetige Weiterentwicklung und Akzeptanz mobiler Spirometriegeräte (vgl. 3.1) und die immer stärkere Forderung einer durch aggregierte Daten gestützten Trainingsplanung ist dies besonders für den professionellen Sport in naher Zukunft zu erwarten.

Welche Konsequenzen für die Praxis sind nun aus der Gesamtbewertung der Studienergebnisse zu ziehen? Einige der Einflussfaktoren auf die Güte spiroergometrischer Untersuchungen sind nur schwer (Messtechnik) oder sogar überhaupt nicht (tägliche physiologische Schwankungen) auszuschließen bzw. zu kontrollieren, ganz besonders wenn es gilt, Diagnostiken unterschiedlicher Standorte gegenüberzustellen (Porszasz et al., 2016). Die glättungsbedingten Abweichungen, die es im Rahmen der vorliegenden Arbeit zu untersuchen galt, nehmen in der Reihe möglicher Einflussfaktoren trotz ihrer zumindest für Mittelwertvergleiche relativ geringen Effektstärke insofern eine Sonderrolle ein, da sie durch ein einheitliches Vorgehen bzw. bessere Angleichungen gänzlich zu vermeiden wären. Auf dieser Aussage fußt eine entscheidende Schlussfolgerung der vorliegenden Arbeit, denn sie rückt die Forschung zur Suche nach optimierten Goldstandards der Glättungsverfahren in den Hintergrund, gleichzeitig steigt der Stellenwert der Dokumentation des Glättungsvorgehens bzw. die Rolle verbindlicher Verbandsvorgaben enorm. Wie die eigenen Untersuchungen zum Glättungsvorgehen in der Wissenschaft und Praxis gezeigt haben (vgl. 6.2, 7.2), liegt nicht nur eine deutlich identifizierbare Diskrepanz zwischen den ausgewählten Methoden vor, die über die Jahre hinweg als konstant zu bezeichnen ist, ferner ist besonders in der sportwissenschaftlichen Forschung ein massiver Missstand im Bereich der Glättungsdokumentation offenkundig. In 39.7 % der Veröffentlichungen waren keine Angaben zu finden. Bezieht man die Studien ohne implizite Glättungsangaben mit ein, lagen sogar in 61.0 % keine Angaben vor. Es lässt sich also festhalten, dass in rund der Hälfte der Veröffentlichungen selbst bei Kenntnis über die allgemeinen Einflüsse der Datenglättungseffekte keine Einschätzung des konkreten Fehlers im Abgleich mit externen Studien möglich ist, da die Glättungsangaben schlicht fehlen. Ebenso unmöglich ist dadurch die Anwendung von Umrechnungsfaktoren zur Effektminimierung, welche, wenngleich noch auf experimenteller Basis zu betrachten, doch als äußerst vielversprechende Alternative für die Zukunft zu sehen sind. Dieser Zustand lässt sich im Zuge leistungsdiagnostischer Untersuchungen mit wissenschaftlichem Anspruch nicht länger akzeptieren. Die verpflichtende Dokumentation zum Glättungsvorgehen ist für die sportwissenschaftliche Forschung daher auf Basis der neu gewonnenen Erkenntnisse der vorliegenden Arbeit unbedingt anzuraten. Ebenso ist ein solches Vorgehen für leistungsdiagnostische Betreuungen in der medizinischen und trainingswissenschaftlichen Praxis wünschenswert. Nur durch lückenlose Dokumentation aller Arbeitsschritte sind untersucher- und standortübergreifende Testvergleiche mit akkuratem Einbezug aller potenziellen Artefakte möglich. Im Zuge dessen wären auch von Seiten der Dachverbände verbindlichere Handlungsanweisungen hilfreich.

In Conclusio zeigen die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit, dass die Glättungsalgorithmen als möglicher Einflussfaktor auf die Stabilität und Güte spiroergometrischer Daten bisher in der Sportwissenschaft unterrepräsentiert und unterschätzt wurden. Anders als angenommen scheint die Lösung des Problems jedoch weniger auf Seiten technischer oder rechnerischer Maßnahmen zu liegen. Obwohl in diesem Bereich weitere Studien von Nöten sind, besonders um die bereits empirisch belegten Glättungseffekte weiter zu präzisieren und spezifischen Probandenkollektiven und Testbedingungen genauer zuzuordnen, scheint fragwürdig, ob sich schlussendlich ein konkreter Algorithmus zur Glättung der Breath-by-Breath Werte als Optimum anhand wissenschaftlich nachvollziehbarer Kriterien etablieren wird. Größeres Potenzial zur adäquaten Auseinandersetzung mit den glättungsbedingten Effekten auf die Kenngrößen spiroergometrischer Leistungsdiagnostiken liegt in der konsequenten und lückenlosen Dokumentation des methodischen Vorgehens, idealerweise begleitet durch verlässliche Vorgaben von Dachverbänden. Nur dergestalt können potenzielle Fehler sowohl im Abgleich unterschiedlicher Studienergebnisse als auch in der untersucher- und standortübergreifenden Betreuung von Sportlern in der Praxis der Trainingssteuerung abgeschätzt und minimiert werden, um die Güte spiroergometrischer Daten für den wertvollen Einsatz im Kontext der digitalisierten Sportwissenschaft und Trainingspraxis zu gewährleisten.

11 Literaturverzeichnis

- °Astrand, P. O. (Ed.). (2003). *Textbook of work physiology. Physiological bases of exercise* (4. ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Abe, D., Yoshida, T., Ueoka, H., Sugiyama, K. & Fukuoka, Y. (2015). Relationship between perceived exertion and blood lactate concentrations during incremental running test in young females. *BMC sports science, medicine & rehabilitation*, 7, 5.
- Acheson, K. J., Schutz, Y., Bessard, T., Anantharaman, K., Flatt, J. P. & Jéquier, E. (1988). Glycogen storage capacity and de novo lipogenesis during massive carbohydrate overfeeding in man. *The American journal of clinical nutrition*, 48 (2), 240-247.
- Achten, J., Gleeson, M. & Jeukendrup, A. E. (2002). Determination of the exercise intensity that elicits maximal fat oxidation. *Medicine and science in sports and exercise*, 34 (1), 92-97.
- Achten, J. & Jeukendrup, A. E. (2003a). Maximal fat oxidation during exercise in trained men. *International journal of sports medicine*, 24 (8), 603-608.
- Achten, J. & Jeukendrup, A. E. (2003b). The effect of pre-exercise carbohydrate feedings on the intensity that elicits maximal fat oxidation. *Journal of sports sciences*, 21 (12), 1017-1024.
- Achten, J. & Jeukendrup, A. E. (2004a). Optimizing fat oxidation through exercise and diet. *Nutrition*, 20 (7-8), 716-727.
- Achten, J. & Jeukendrup, A. E. (2004b). Relation between plasma lactate concentration and fat oxidation rates over a wide range of exercise intensities. *International journal of sports medicine*, 25 (1), 32-37.
- Aguiar, R. A. de, Turnes, T., Santos de Oliveira Cruz, R., Salvador, A. F. & Caputo, F. (2015). Repeated sprint performance and metabolic recovery curves. Effects of aerobic and anaerobic characteristics. *Applied physiology, nutrition, and metabolism = Physiologie appliquee, nutrition et metabolisme*, 40 (5), 433-440.
- Ahlborg, G., Felig, P., Hagenfeldt, L., Hendler, R. & Wahren, J. (1974). Substrate turnover during prolonged exercise in man. Splanchnic and leg metabolism of glucose, free fatty acids, and amino acids. *The Journal of clinical investigation*, 53 (4), 1080-1090.

- Albouaini, K., Egred, M., Alahmar, A. & Wright, D. J. (2007). Cardiopulmonary exercise testing and its application. *Postgraduate medical journal*, 83 (985), 675-682.
- Aliverti, A., Kayser, B. & Macklem, P. T. (2004). Breath-by-breath assessment of alveolar gas stores and exchange. *Journal of applied physiology*, 96 (4), 1464-1469.
- Alkahtani, S. A., King, N. A., Hills, A. P. & Byrne, N. M. (2013). Effect of interval training intensity on fat oxidation, blood lactate and the rate of perceived exertion in obese men. *SpringerPlus*, 2, 532.
- Allen, D. G., Lamb, G. D. & Westerblad, H. (2008). Skeletal muscle fatigue. Cellular mechanisms. *Physiological reviews*, 88 (1), 287-332.
- Amann, M., Subudhi, A. & Foster, C. (2004). Influence of testing protocol on ventilatory thresholds and cycling performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36 (4), 613-622.
- Amann, M., Subudhi, A. W. & Foster, C. (2006). Predictive validity of ventilatory and lactate thresholds for cycling time trial performance. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 16 (1), 27-34.
- Amann, M., Subudhi, A. W., Walker, J., Eisenman, P., Shultz, B. & Foster, C. (2004). An evaluation of the predictive validity and reliability of ventilatory threshold. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36 (10), 1716-1722.
- Amaro-Gahete, F. J., Sanchez-Delgado, G. & Ruiz, J. R. (2018). Commentary. Contextualising Maximal Fat Oxidation During Exercise: Determinants and Normative Values. *Frontiers in physiology*, 9, 1460.
- Arkininstall, M. J., Bruce, C. R., Nikolopoulos, V., Garnham, A. P. & Hawley, J. A. (2001). Effect of carbohydrate ingestion on metabolism during running and cycling. *Journal of applied physiology*, 91 (5), 2125-2134.
- Astorino, T., Robergs, R., Ghiasvand, F., Marks, D. & Burns, S. (2000). Incidence of the oxygen plateau at VO₂max during exercise testing to volitional fatigue. *Journal of Exercise Physiology online* (4), 1-12. Zugriff am 21.03.2020. Verfügbar unter <https://eprints.qut.edu.au/96933/>
- Astorino, T. A. (2000). Is the ventilatory threshold coincident with maximal fat oxidation during sub-maximal exercise in women? *The Journal of sports medicine and physical fitness*, 40 (3), 209-216.

- Astorino, T. A. (2009). Alterations in V_Omax and the V_O plateau with manipulation of sampling interval. *Clinical physiology and functional imaging*, 29 (1), 60-67.
- Astorino, T. A. & DeRevere, J. (2017). Efficacy of constant load verification testing to confirm V_O2 max attainment. *Clinical physiology and functional imaging*, 703-709.
- Astorino, T. A., Edmunds, R. M., Clark, A., Gallant, R., King, L., Ordille, G. M. et al. (2017). Change in maximal fat oxidation in response to different regimes of periodized high-intensity interval training (HIIT). *European journal of applied physiology*, 117 (4), 745-755.
- Astorino, T. A., Edmunds, R. M., Clark, A., King, L., Gallant, R. A., Namm, S. et al. (2017). High-Intensity Interval Training Increases Cardiac Output and V_O2max. *Medicine and science in sports and exercise*, 49 (2), 265-273.
- Astorino, T. A. & Schubert, M. M. (2018). Changes in fat oxidation in response to various regimes of high intensity interval training (HIIT). *European journal of applied physiology*, 118 (1), 51-63.
- Astorino, T. A., Schubert, M. M., Palumbo, E., Stirling, D. & McMillan, D. W. (2013). Effect of two doses of interval training on maximal fat oxidation in sedentary women. *Medicine and science in sports and exercise*, 45 (10), 1878-1886.
- Astorino, T. A., Schubert, M. M., Palumbo, E., Stirling, D., McMillan, D. W., Cooper, C. et al. (2013). Magnitude and time course of changes in maximal oxygen uptake in response to distinct regimens of chronic interval training in sedentary women. *European journal of applied physiology*, 113 (9), 2361-2369.
- Astorino, T. A., White, A. C. & Dalleck, L. C. (2009). Supramaximal testing to confirm attainment of V_O2max in sedentary men and women. *International journal of sports medicine*, 30 (4), 279-284.
- Astorino, T. A., Willey, J., Kinnahan, J., Larsson, S. M., Welch, H. & Dalleck, L. C. (2005). Elucidating determinants of the plateau in oxygen consumption at V_O2max. *British journal of sports medicine*, 39 (9), 655-60.
- Atkinson, G., Davison, R. C. R. & Nevill, A. M. (2005). Performance characteristics of gas analysis systems. What we know and what we need to know. *International journal of sports medicine*, 26 Suppl 1, 2-10.

- Aziz, A. R., Chia, M. & Teh, K. C. (2000). The relationship between maximal oxygen uptake and repeated sprint performance indices in field hockey and soccer players. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, 40 (3), 195-200.
- Aziz, A. R., Mukherjee, S., Chia, M. Y. H. & Teh, K. C. (2008). Validity of the running repeated sprint ability test among playing positions and level of competitiveness in trained soccer players. *International journal of sports medicine*, 29 (10), 833-838.
- Aziz, A. R., Mukherjee, S., Chia, M. Y. K. & Teh, K. C. (2007). Relationship between measured maximal oxygen uptake and aerobic endurance performance with running repeated sprint ability in young elite soccer players. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, 47 (4), 401-407.
- Babineau, C., Leger, L., Long, A. & Bosquet, L. (2013). Variability of maximum oxygen consumption measurement in various metabolic systems. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 1999 (4), 318-324.
- Bacon, A. P., Carter, R. E., Ogle, E. A. & Joyner, M. J. (2013). VO₂max trainability and high intensity interval training in humans. A meta-analysis. *PloS one*, 8 (9), e73182.
- Badin, P.-M., Langin, D. & Moro, C. (2013). Dynamics of skeletal muscle lipid pools. *Trends in endocrinology and metabolism: TEM*, 24 (12), 607-615.
- Bagger, M., Petersen, P. H. & Pedersen, P. K. (2003). Biological variation in variables associated with exercise training. *International journal of sports medicine*, 24 (6), 433-440.
- Bagley, L., Slevin, M., Bradburn, S., Liu, D., Murgatroyd, C., Morrissey, G. et al. (2016). Sex differences in the effects of 12 weeks sprint interval training on body fat mass and the rates of fatty acid oxidation and VO₂max during exercise. *BMJ open sport & exercise medicine*, 2 (1), e000056.
- Bailey, S. J., Wilkerson, D. P., Dimenna, F. J. & Jones, A. M. (2009). Influence of repeated sprint training on pulmonary O₂ uptake and muscle deoxygenation kinetics in humans. *Journal of applied physiology*, 106 (6), 1875-1887.
- Balady, G. J., Arena, R., Sietsema, K., Myers, J., Coke, L., Fletcher, G. F. et al. (2010). Clinician's Guide to cardiopulmonary exercise testing in adults: a scientific statement from the American Heart Association. *Circulation*, 122 (2), 191-225.

- Baldari, C., Meucci, M., Bolletta, F., Gallotta, M. C. & Guidetti, L. (2016). Accuracy and reliability of COSMED K5 portable metabolic device versus simulating system. *Sport Sciences for Health*, 12 (S1), 43.
- Baldi, M., da Silva, J. F., Buzzachera, C. F., Castagna, C. & Guglielmo, L. G. (2017). Repeated sprint ability in soccer players. Associations with physiological and neuromuscular factors. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, 57 (1-2), 26-32.
- Balke, B. & Ware, R. (1959). An experimental study of physical fitness of Air Force personnel. *United States Armed Forces medical journal*, 10 (6), 675-688.
- Balmer, J., Davison, R. C. & Bird, S. R. (2000). Peak power predicts performance power during an outdoor 16.1-km cycling time trial. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32 (8), 1485-1490.
- Balsom, P. D., Ekblom, B. & Sjödín, B. (1994). Enhanced oxygen availability during high intensity intermittent exercise decreases anaerobic metabolite concentrations in blood. *Acta physiologica Scandinavica*, 150 (4), 455-456.
- Balsom, P. D., Gaitanos, G. C., Ekblom, B. & Sjödín, B. (1994). Reduced oxygen availability during high intensity intermittent exercise impairs performance. *Acta physiologica Scandinavica*, 152 (3), 279-285.
- Bangsbo, J., Madsen, K., Kiens, B. & Richter, E. A. (1996a). Effect of muscle acidity on muscle metabolism and fatigue during intense exercise in man. *The Journal of Physiology*, 495 (2), 587-596.
- Bangsbo, J., Madsen, K., Kiens, B. & Richter, E. A. (1996b). Effect of muscle acidity on muscle metabolism and fatigue during intense exercise in man. *The Journal of Physiology*, 495 (Pt 2), 587-596.
- Barden, J., Lawrenson, L., Poole, J. G., Kim, J., Wray, D. W., Bailey, D. M. et al. (2007). Limitations to vasodilatory capacity and VO₂max in trained human skeletal muscle. *American journal of physiology. Heart and circulatory physiology*, 292 (5), 2491-7.
- Barnes, K. R. & Kilding, A. E. (2015). Strategies to improve running economy. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 45 (1), 37-56.
- Barstow, T. J., Jones, A. M., Nguyen, P. H. & Casaburi, R. (2000). Influence of muscle fibre type and fitness on the oxygen uptake/power output slope during incremental exercise in humans. *Experimental physiology*, 85 (1), 109-116.

- Bassett, D. R. & Howley, E. T. (1997). Maximal oxygen uptake. "classical" versus "contemporary" viewpoints. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 29 (5), 591-603.
- Bassett, D. R. & Howley, E. T. (2000). Limiting factors for maximum oxygen uptake and determinants of endurance performance. *Medicine and science in sports and exercise*, 32 (1), 70-84.
- Bassett, D. R., Merrill, P. W., Nagle, F. J., Agre, J. C. & Sampedro, R. (1991). Rate of decline in blood lactate after cycling exercise in endurance-trained and -untrained subjects. *Journal of applied physiology*, 70 (4), 1816-1820.
- Batterham, A. M., George, K. P., Whyte, G., Sharma, S. & McKenna, W. (1999). Scaling cardiac structural data by body dimensions. A review of theory, practice, and problems. *International journal of sports medicine*, 20 (8), 495-502.
- Baumgart, J. K., Moes, M., Skovereng, K., Ettema, G. & Sandbakk, Ø. (2018). Examination of gas exchange and blood lactate thresholds in Paralympic athletes during upper-body poling. *PLoS one*, 13 (10), e0205588.
- Bearden, S. E. & Moffatt, R. J. (2001). Leg electromyography and the VO₂-power relationship during bicycle ergometry. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33 (7), 1241-1245.
- Beaver, W. L. (1973). Water vapor corrections in oxygen consumption calculations. *Journal of applied physiology*, 35 (6), 928-931.
- Beaver, W. L., Wasserman, K. & Whipp, B. J. (1973). On-line computer analysis and breath-by-breath graphical display of exercise function tests. *Journal of applied physiology*, 34 (1), 128-132.
- Beaver, W. L., Wasserman, K. & Whipp, B. J. (1985). Improved detection of lactate threshold during exercise using a log-log transformation. *Journal of applied physiology*, 59 (6), 1936-1940.
- Beaver, W. L., Wasserman, K. & Whipp, B. J. (1986). A new method for detecting anaerobic threshold by gas exchange. *Journal of applied physiology*, 60 (6), 2020-2027.
- Beijst, C., Schep, G., van Breda, E., Wijn, P. F. F. & van Pul, C. (2013). Accuracy and precision of CPET equipment. A comparison of breath-by-breath and mixing chamber systems. *Journal of medical engineering & technology*, 37 (1), 35-42.
- Bejder, J., Andersen, A. B., Buchardt, R., Larsson, T. H., Olsen, N. V. & Nordsborg, N. B. (2017). Endurance, aerobic high-intensity, and repeated sprint cycling performance is unaffected by

- normobaric "Live High-Train Low". A double-blind placebo-controlled cross-over study. *European journal of applied physiology*, 117 (5), 979-988.
- Bell, G. J., Snyder, G. D., Davies, D. S. & Quinney, H. A. (1997). Relationship between aerobic fitness and metabolic recovery from intermittent exercise in endurance athletes. *Canadian journal of applied physiology = Revue canadienne de physiologie appliquee*, 22 (1), 78-85.
- Beltrami, F. G., Froyd, C., Mauger, A. R., Metcalfe, A. J., Marino, F. & Noakes, T. D. (2012). Conventional testing methods produce submaximal values of maximum oxygen consumption. *British journal of sports medicine*, 46 (1), 23-29.
- Beltrami, F. G., Wong, D. P. & Noakes, T. D. (2014). High prevalence of false-positive plateau phenomena during VO₂max testing in adolescents. *Journal of science and medicine in sport*, 17 (5), 526-530.
- Beltz, N. M., Gibson, A. L., Janot, J. M., Kravitz, L., Mermier, C. M. & Dalleck, L. C. (2016). Graded Exercise Testing Protocols for the Determination of VO₂max. Historical Perspectives, Progress, and Future Considerations. *Journal of sports medicine (Hindawi Publishing Corporation)*, 2016, e3968393.
- Beneke, R. & Leithäuser, R. M. (2017). Energy Cost of Running Related to Running Intensity and Peak Oxygen Uptake. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 2017 (09), 198-202.
- Beneke, R., Leithäuser, R. M. & Ochentel, O. (2011). Blood lactate diagnostics in exercise testing and training. *International journal of sports physiology and performance*, 6 (1), 8-24.
- Bennett, H., Parfitt, G., Davison, K. & Eston, R. (2016). Validity of Submaximal Step Tests to Estimate Maximal Oxygen Uptake in Healthy Adults. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 46 (5), 737-750.
- Bentley, D. J. & McNaughton, L. R. (2003). Comparison of W_{peak}, VO₂(peak) and the ventilation threshold from two different incremental exercise tests. Relationship to endurance performance. *Journal of science and medicine in sport*, 6 (4), 422-435.
- Bentley, D. J., McNaughton, L. R., Thompson, D., Vleck, V. E. & Batterham, A. M. (2001). Peak power output, the lactate threshold, and time trial performance in cyclists. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33 (12), 2077-2081.

- Bentley, D. J., Newell, J. & Bishop, D. (2007). Incremental exercise test design and analysis. Implications for performance diagnostics in endurance athletes. *Sports Medicine*, 37 (7), 575-586.
- Bentley, D. J., Wilson, G. J., Davie, A. J. & Zhou, S. (1998). Correlations between peak power output, muscular strength and cycle time trial performance in triathletes. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, 38 (3), 201-207.
- Berger, N. J. A., Tolfrey, K., Williams, A. G. & Jones, A. M. (2006). Influence of continuous and interval training on oxygen uptake on-kinetics. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 38 (3), 504-512.
- Bergh, U., Sjödín, B., Forsberg, A. & Svedenhag, J. (1991). The relationship between body mass and oxygen uptake during running in humans. *Medicine and science in sports and exercise*, 23 (2), 205-211.
- Bernitzki, S. (2006). *Referenzwerte gesunder Kinder und Jugendlicher für die Sauerstoffaufnahme in Ruhe, an der individuellen anaeroben Schwelle und bei Ausbelastung auf dem Laufbandergometer*. Rostock.
- Bertuzzi, R., Nascimento, E. M. F., Urso, R. P., Damasceno, M. & Lima-Silva, A. E. (2013). Energy system contributions during incremental exercise test. *Journal of sports science & medicine*, 12 (3), 454-460. Zugriff am 02.03.2017. Verfügbar unter <http://www.jssm.org/volume12/iss3/cap/jssm-12-454.pdf>
- Besnier, F., Lenclume, V., Gérardin, P., Fianu, A., Martinez, J., Naty, N. et al. (2015). Individualized Exercise Training at Maximal Fat Oxidation Combined with Fruit and Vegetable-Rich Diet in Overweight or Obese Women. The LIPOXmax-Réunion Randomized Controlled Trial. *PloS one*, 10 (11), e0139246.
- Bhammar, D. M., Stickford, J. L., Bernhardt, V. & Babb, T. G. (2017). Verification of Maximal Oxygen Uptake in Obese and Nonobese Children. *Medicine and science in sports and exercise*, 49 (4), 702-710.
- Bijker, K. E., Groot, G. de & Hollander, A. P. (2002). Differences in leg muscle activity during running and cycling in humans. *European journal of applied physiology*, 87 (6), 556-561.
- Billat, V., Petot, H., Karp, J. R., Sarre, G., Morton, R. H. & Mille-Hamard, L. (2013). The sustainability of VO₂max. Effect of decreasing the workload. *European journal of applied physiology*, 113 (2), 385-394.

- Binder, R. K., Wonisch, M., Corra, U., Cohen-Solal, A., Vanhees, L., Saner, H. et al. (2008). Methodological approach to the first and second lactate threshold in incremental cardiopulmonary exercise testing. *European journal of cardiovascular prevention and rehabilitation*, 15 (6), 726-734.
- Bingisser, R., Kaplan, V., Scherer, T., Russi, E. W. & Bloch, K. E. (1997). Effect of training on repeatability of cardiopulmonary exercise performance in normal men and women. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 29 (11), 1499-1504.
- Bircher, S. & Knechtle, B. (2004). Relationship between Fat Oxidation and Lactate Threshold in Athletes and Obese Women and Men. *Journal of sports science & medicine*, 3 (3), 174-181.
- Bishop, D., Girard, O. & Mendez-Villanueva, A. (2011). Repeated-sprint ability - part II. Recommendations for training. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 41 (9), 741-756.
- Bishop, D., Jenkins, D. G. & Mackinnon, L. T. (1998). The relationship between plasma lactate parameters, Wpeak and 1-h cycling performance in women. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 30 (8), 1270-1275.
- Boer, P.-H., Meeus, M., Terblanche, E., Rombaut, L., Wandele, I. D., Hermans, L. et al. (2014). The influence of sprint interval training on body composition, physical and metabolic fitness in adolescents and young adults with intellectual disability. A randomized controlled trial. *Clinical rehabilitation*, 28 (3), 221-231.
- Bogdanis, G. C., Nevill, M. E., Boobis, L. H. & Lakomy, H. K. (1996). Contribution of phosphocreatine and aerobic metabolism to energy supply during repeated sprint exercise. *Journal of applied physiology*, 80 (3), 876-884.
- Böning, D., Klarholz, C., Himmelsbach, B., Hütler, M. & Maassen, N. (2007). Causes of differences in exercise-induced changes of base excess and blood lactate. *European journal of applied physiology*, 99 (2), 163-171.
- Böning, D. & Maassen, N. (2008). Milchsäure und Säure-Basen-Gleichgewicht. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 59 (12), 287-291.
- Boone, J., Koppo, K., Barstow, T. J. & Bouckaert, J. (2009). Pattern of deoxyHb+Mb during ramp cycle exercise. Influence of aerobic fitness status. *European journal of applied physiology*, 105 (6), 851-859.

- Boone, J., Koppo, K. & Bouckaert, J. (2008). The VO₂ response to submaximal ramp cycle exercise. Influence of ramp slope and training status. *Respiratory physiology & neurobiology*, 161 (3), 291-297.
- Bordenave, S., Flavier, S., Fédou, C., Brun, J. F. & Mercier, J. (2007). Exercise calorimetry in sedentary patients. Procedures based on short 3 min steps underestimate carbohydrate oxidation and overestimate lipid oxidation. *Diabetes & metabolism*, 33 (5), 379-384.
- Boulay, M. R., Hamel, P., Simoneau, J. A., Lortie, G., Prud'homme, D. & Bouchard, C. (1984). A test of aerobic capacity. Description and reliability. *Canadian journal of applied sport sciences. Journal canadien des sciences appliquees au sport*, 9 (3), 122-126.
- Boushel, R., Gnaiger, E., Calbet, J. A. L., Gonzalez-Alonso, J., Wright-Paradis, C., Sondergaard, H. et al. (2011). Muscle mitochondrial capacity exceeds maximal oxygen delivery in humans. *Mitochondrion*, 11 (2), 303-307.
- Bowen, T. S., Murgatroyd, S. R., Cannon, D. T., Cuff, T. J., Lainey, A. F., Marjerrison, A. D. et al. (2011). A raised metabolic rate slows pulmonary O₂ uptake kinetics on transition to moderate-intensity exercise in humans independently of work rate. *Experimental physiology*, 96 (10), 1049-1061.
- Bragada, J. A., Santos, P. J., Maia, J. A., Colaco, P. J., Lopes, V. P. & Barbosa, T. M. (2010). Longitudinal Study in 3,000 m Male Runners: Relationship between Performance and Selected Physiological Parameters. *Journal of sports science & medicine*, 9 (3), 439-444. Zugriff am 02.03.2017. Verfügbar unter <http://www.jssm.org/volume09/iss3/cap/jssm-09-439.pdf>
- Brandou, F., Savy-Pacaux, A. M., Marie, J., Brun, J. F. & Mercier, J. (2006). Comparison of the type of substrate oxidation during exercise between pre and post pubertal markedly obese boys. *International journal of sports medicine*, 27 (5), 407-414.
- Brittain, C. J., Rossiter, H. B., Kowalchuk, J. M. & Whipp, B. J. (2001). Effect of prior metabolic rate on the kinetics of oxygen uptake during moderate-intensity exercise. *European journal of applied physiology*, 86 (2), 125-134.
- Brooks, G. A. & Mercier, J. (1994). Balance of carbohydrate and lipid utilization during exercise. The "crossover" concept. *Journal of applied physiology*, 76 (6), 2253-2261.

- Broxterman, R. M., Ade, C. J., Barker, T. & Barstow, T. J. (2015). Influence of pedal cadence on the respiratory compensation point and its relation to critical power. *Respiratory physiology & neurobiology*, 208, 1-7.
- Bruce, R. A., Blackmon, J. R., Jonas, J. W. & STRAIT, G. (1963). Exercise Testin in adult normal subjects and cardiac patients. *Pediatrics*, 32, SUPPL 742-56.
- Brun, J. F., Varlet-Marie, E. & Romain, A. J. (2012). Measurement and Physiological Relevance of the Maximal Lipid Oxidation Rate During Exercise (LIPOXmax). In K. R. Zaslav (Hrsg.), *An International Perspective on Topics in Sports Medicine and Sports Injury*. InTech. Zugriff am 07.03.2019. Verfügbar unter <https://www.intechopen.com/books/an-international-perspective-on-topics-in-sports-medicine-and-sports-injury>
- Buchfuhrer, M. J., Hansen, J. E., Robinson, T. E., Sue, D. Y., Wasserman, K. & Whipp, B. J. (1983). Optimizing the exercise protocol for cardiopulmonary assessment. *Journal of applied physiology*, 55 (5), 1558-1564.
- Buchheit, M. & Mendez-Villanueva, A. (2014). Changes in repeated-sprint performance in relation to change in locomotor profile in highly-trained young soccer players. *Journal of sports sciences*, 32 (13), 1309-1317.
- Bunc, V., Heller, J., Leso, J., Sprynarová, S. & Zdanowicz, R. (1987). Ventilatory threshold in various groups of highly trained athletes. *International journal of sports medicine*, 8 (4), 275-280.
- Buresh, R. & Berg, K. (2002). Scaling oxygen uptake to body size and several practical applications. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 16 (3), 461-465.
- Caen, K., Vermeire, K., Bourgois, J. G. & Boone, J. (2018). Exercise Thresholds on Trial. Are They Really Equivalent? *Medicine and science in sports and exercise*, 50 (6), 1277-1284.
- Caiozzo, V. J., Davis, J. A., Ellis, J. F., Azus, J. L., Vandagriff, R., Prietto, C. A. et al. (1982). A comparison of gas exchange indices used to detect the anaerobic threshold. *Journal of applied physiology*, 53 (5), 1184-1189.
- Calbet, J. A. L., Losa-Reyna, J., Torres-Peralta, R., Rasmussen, P., Ponce-González, J. G., Sheel, A. W. et al. (2015). Limitations to oxygen transport and utilization during sprint exercise in humans. Evidence for a functional reserve in muscle O₂ diffusing capacity. *The Journal of Physiology*, 593 (20), 4649-4664.

- Calbet, J. A. L., Lundby, C., Koskolou, M. & Boushel, R. (2006). Importance of hemoglobin concentration to exercise. Acute manipulations. *Respiratory physiology & neurobiology*, 151 (2-3), 132-140.
- Cano, I., Mickael, M., Gomez-Cabrero, D., Tegnér, J., Roca, J. & Wagner, P. D. (2013). Importance of mitochondrial P(O₂) in maximal O₂ transport and utilization. A theoretical analysis. *Respiratory physiology & neurobiology*, 189 (3), 477-483.
- Carey, D. G. (2009). Quantifying differences in the "fat burning" zone and the aerobic zone. Implications for training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23 (7), 2090-2095.
- Carey, D. G., Schwarz, L. A., Pliego, G. J. & Raymond, R. L. (2005). Respiratory Rate is a Valid and Reliable Marker for the Anaerobic Threshold. Implications for Measuring Change in Fitness. *Journal of sports science & medicine*, 4 (4), 482-488.
- Carling, C., Le Gall, F. & Dupont, G. (2012). Analysis of repeated high-intensity running performance in professional soccer. *Journal of sports sciences*, 30 (4), 325-336.
- Carter, H., Jones, A. M., Barstow, T. J., Burnley, M., Williams, C. & Doust, J. H. (2000). Effect of endurance training on oxygen uptake kinetics during treadmill running. *Journal of applied physiology*, 89 (5), 1744-1752.
- Carter, H., Pringle, J. S. M., Boobis, L., Jones, A. M. & Doust, J. H. (2004). Muscle glycogen depletion alters oxygen uptake kinetics during heavy exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36 (6), 965-972.
- Carter, S. L., Rennie, C. & Tarnopolsky, M. A. (2001). Substrate utilization during endurance exercise in men and women after endurance training. *American journal of physiology. Endocrinology and metabolism*, 280 (6), E898-907.
- Casaburi, R., Marciniuk, D., Beck, K. & Zeballos, J. (2003). Methodology. In R. M. Ross (Ed.), *ATS/ACCP Statement on cardiopulmonary exercise testing* (pp. 218-227).
- Casadio, J. R., Kilding, A. E., Cotter, J. D. & Laursen, P. B. (2017). From Lab to Real World. Heat Acclimation Considerations for Elite Athletes. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 47 (8), 1467-1476.
- Castagna, C., Impellizzeri, F. M., Rampinini, E., D'Ottavio, S. & Manzi, V. (2008). The Yo-Yo intermittent recovery test in basketball players. *Journal of science and medicine in sport*, 11 (2), 202-208.

- Castagna, C., Manzi, V., Impellizzeri, F., Weston, M. & Barbero Alvarez, J. C. (2010). Relationship between endurance field tests and match performance in young soccer players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24 (12), 3227-3233.
- Cautero, M., Di Prampero, P. E. & Capelli, C. (2003). New acquisitions in the assessment of breath-by-breath alveolar gas transfer in humans. *European journal of applied physiology*, 90 (3-4), 231-241.
- Cerezuela-Espejo, V., Courel-Ibáñez, J., Morán-Navarro, R., Martínez-Cava, A. & Pallarés, J. G. (2018). The Relationship Between Lactate and Ventilatory Thresholds in Runners. Validity and Reliability of Exercise Test Performance Parameters. *Frontiers in physiology*, 9, 1320.
- Chandler, T. J. & Arnold, C. E. (2008). Bioenergetics. In T. J. Chandler & L. E. Brown (Hrsg.), *Conditioning for strength and human performance* (S. 3-19). Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins.
- Chenevière, X., Malatesta, D., Gojanovic, B. & Borrani, F. (2010). Differences in whole-body fat oxidation kinetics between cycling and running. *European journal of applied physiology*, 109 (6), 1037-1045.
- Chicharro, J. L., Pérez, M., Vaquero, A. F., Lucía, A. & Legido, J. C. (1997). Lactic threshold vs ventilatory threshold during a ramp test on a cycle ergometer. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, 37 (2), 117-121.
- Chidnok, W., Dimenna, F. J., Bailey, S. J., Burnley, M., Wilkerson, D. P., Vanhatalo, A. et al. (2013). VO2max is not altered by self-pacing during incremental exercise. *European journal of applied physiology*, 113 (2), 529-539.
- Cipryan, L. & Gajda, V. (2011). The influence of aerobic power on repeated anaerobic exercise in junior soccer players. *Journal of human kinetics*, 28, 63-71.
- Coburn, J., Beck, T., Devries, H. & Housh, T. (2008). The Neuromuscular System: Anatomical and Physiological Bases and Adaptions to Training. In T. J. Chandler & L. E. Brown (Hrsg.), *Conditioning for strength and human performance* (S. 40-59). Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins.
- Cohen, J. (2009). *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2. ed., 14. repr). New York: Psychology Press.

- Colliander, E. B., Dudley, G. A. & Tesch, P. A. (1988). Skeletal muscle fiber type composition and performance during repeated bouts of maximal, concentric contractions. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 58 (1-2), 81-86.
- Cooper, C. B., Harris, N. D. & Howard, P. (1990). Evaluation of a turbine flow meter (Ventilometer Mark 2) in the measurement of ventilation. *Respiration*, 243-247.
- Cooper, C. B. & Storer, T. W. (2001). *Exercise testing and interpretation. A practical approach*. Cambridge, U.K.: Cambridge University Press.
- Coquart, J. B., Garcin, M., Parfitt, G., Tourny-Chollet, C. & Eston, R. G. (2014). Prediction of maximal or peak oxygen uptake from ratings of perceived exertion. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 44 (5), 563-578.
- Corvino, R. B., Rossiter, H. B., Loch, T., Martins, J. C. & Caputo, F. (2017). Physiological responses to interval endurance exercise at different levels of blood flow restriction. *European journal of applied physiology*, 117 (1), 39-52.
- Cosmed. (2015). *K5 User Manual II Edition* (Cosmed, Hrsg.), Italien.
- Costill, D. L., Coyle, E., Dalsky, G., Evans, W., Fink, W. & Hoopes, D. (1977). Effects of elevated plasma FFA and insulin on muscle glycogen usage during exercise. *Journal of applied physiology*, 43 (4), 695-699.
- Costill, D. L. & Thomason, H. (1973). Fractional utilization of the aerobic capacity during distance running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 5 (4), 248-252.
- Coyle, E. F. (1995). Integration of the physiological factors determining endurance performance ability. *Exercise and sport sciences reviews*, 23, 25-63.
- Coyle, E. F. & González-Alonso, J. (2001). Cardiovascular drift during prolonged exercise. New perspectives. *Exercise and sport sciences reviews*, 29 (2), 88-92.
- Coyle, E. F., Sidossis, L. S., Horowitz, J. F. & Beltz, J. D. (1992). Cycling efficiency is related to the percentage of type I muscle fibers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 24 (7), 782-788.
- Craig, J. C., Broxterman, R. M. & Barstow, T. J. (2015). Considerations for Identifying the Boundaries of Sustainable Performance. *Medicine and science in sports and exercise*, 47 (9), 1997.

- Croci, I., Borrani, F., Byrne, N. M., Byrne, N., Wood, R. E., Wood, R. et al. (2014). Reproducibility of Fatmax and fat oxidation rates during exercise in recreationally trained males. *PloS one*, 9 (6), e97930.
- Cunha, F. A., Midgley, A. W., Monteiro, W. D. & Farinatti, Paulo De Tarso Veras. (2010). Influence of cardiopulmonary exercise testing protocol and resting VO₂ assessment on %HRmax, %HRR, %VO₂max and %VO₂R relationships. *International journal of sports medicine*, 31 (5), 319-326.
- Da Silva, J. F., Guglielmo, L. G. A. & Bishop, D. (2010). Relationship between different measures of aerobic fitness and repeated-sprint ability in elite soccer players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24 (8), 2115-2121.
- Da Silva, J. F., Nakamura, F. Y., Carminatti, L. J., Dittrich, N., Cetolin, T. & Guglielmo, L. G. A. (2015). The effect of two generic aerobic interval training methods on laboratory and field test performance in soccer players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29 (6), 1666-1672.
- Dalleck, L. C., Astorino, T. A., Erickson, R. M., McCarthy, C. M., Beadell, A. A. & Botten, B. H. (2012a). Suitability of verification testing to confirm attainment of VO₂max in middle-aged and older adults. *Research in sports medicine (Print)*, 20 (2), 118-128.
- Dalleck, L. C., Astorino, T. A., Erickson, R. M., McCarthy, C. M., Beadell, A. A. & Botten, B. H. (2012b). Suitability of verification testing to confirm attainment of VO₂max in middle-aged and older adults. *Research in sports medicine*, 20 (2), 118-128.
- Damasceno, M. V., Pasqua, L. A., Lima-Silva, A. E. & Bertuzzi, R. (2015). Energy system contribution in a maximal incremental test. Correlations with pacing and overall performance in a 10-km running trial. *Brazilian journal of medical and biological research = Revista brasileira de pesquisas medicas e biologicas*, 48 (11), 1048-1054.
- Dardouri, W., Selmi, M. A., Sassi, R. H., Gharbi, Z., Rebhi, A., Yahmed, M. H. et al. (2014). Relationship Between Repeated Sprint Performance and both Aerobic and Anaerobic Fitness. *Journal of human kinetics*, 40, 139-148.
- Dasilva, S. G., Guidetti, L., Buzzachera, C. F., Elsangedy, H. M., Krinski, K., Campos, W. de et al. (2011). Gender-based differences in substrate use during exercise at a self-selected pace. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25 (9), 2544-2551.

- Davis, J. A., Frank, M. H., Whipp, B. J. & Wasserman, K. (1979). Anaerobic threshold alterations caused by endurance training in middle-aged men. *Journal of applied physiology*, 46 (6), 1039-1046.
- Davis, J. A., Whipp, B. J., Lamarra, N., Huntsman, D. J., Frank, M. H. & Wasserman, K. (1982). Effect of ramp slope on determination of aerobic parameters from the ramp exercise test. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 14 (5), 339-343.
- Dawson, B., Fitzsimons, M. & Ward, D. (1993). The relationship of repeated sprint ability to aerobic power and performance measures of anaerobic work capacity and power. *Australian journal of science & medicine in sport*, 25 (4), 88-93.
- Day, J. R., Rossiter, H. B., Coats, E. M., Skasick, A. & Whipp, B. J. (2003). The maximally attainable VO₂ during exercise in humans. The peak vs. maximum issue. *Journal of applied physiology*, 95 (5), 1901-1907.
- De Marées, H. (2003). *Sportphysiologie* (Korrigierter Nachdr. der 9., vollst. überarb. und erw. Aufl. / [Bearb.: Hermann Heck ; Ulrich Bartmus]. Köln: Sportverl. Strauß.
- Decato, T. W., Bradley, S., Wilson, E. & Hegewald, M. (2017). Short-Term Reproducibility of Cardiopulmonary Exercise Testing Parameters in Normal Subjects. *Chest*, 152 (4), A953.
- Decato, T. W., Bradley, S. M., Wilson, E. L. & Hegewald, M. J. (2018). Repeatability and Meaningful Change of CPET Parameters in Healthy Subjects. *Medicine and science in sports and exercise*, 50 (3), 589-595.
- Dekerle, J., Baron, B., Dupont, L., Vanvelcenaher, J. & Pelayo, P. (2003). Maximal lactate steady state, respiratory compensation threshold and critical power. *European journal of applied physiology*, 89 (3-4), 281-288.
- Dempsey, J.A., Sheel, A.W., Derchak, P.A. & Harms, C.A. (2000). Mögliche Einschränkungen der sportlichen Belastbarkeit durch das Atmungssystem. Two types of pulmonary system limitations to exercise. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 51 (10), 318-326.
- Dériaz, O., Dumont, M., Bergeron, N., Després, J. P., Brochu, M. & Prud'homme, D. (2001). Skeletal muscle low attenuation area and maximal fat oxidation rate during submaximal exercise in male obese individuals. *International journal of obesity and related metabolic disorders : journal of the International Association for the Study of Obesity*, 25 (11), 1579-1584.

- Dickhuth, H. H., Huonker, M. & Drexler, M. (1991). Individual Anaerobic Threshold for Evaluation of Competitive Athletes and Patients with Left Ventricular Dysfunction. In N. Bachl, T. E. Graham & H. Löllgen (Eds.), *Advances in Ergometry* (pp. 173-179). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Dickhuth, H. H., Yin, L., Niess, A., Röcker, K., Mayer, F., Heitkamp, H. C. et al. (1999). Ventilatory, lactate-derived and catecholamine thresholds during incremental treadmill running. Relationship and reproducibility. *International journal of sports medicine*, 20 (2), 122-127.
- Dickstein, K., Barvik, S., Aarsland, T., Snapinn, S. & Millerhagen, J. (1990). Validation of a computerized technique for detection of the gas exchange anaerobic threshold in cardiac disease. *The American journal of cardiology*, 66 (19), 1363-1367.
- Dolezal, B. A., Storer, T. W., Neufeld, E. V., Smooke, S., Tseng, C.-H. & Cooper, C. B. (2017). A Systematic Method to Detect the Metabolic Threshold from Gas Exchange during Incremental Exercise. *Journal of sports science & medicine*, 16 (3), 396-406.
- Douglas, C. G. (1911). A method for determining the total respiratory exchange in man. *Journal of Physiology*, 17-18.
- Duffield, R., Dawson, B. & Goodman, C. (2005). Energy system contribution to 400-metre and 800-metre track running. *Journal of sports sciences*, 23 (3), 299-307.
- Duffin, J. & Whitwam, J. G. (1971). A spirometer for breath-by-breath measurement of VE. *The Journal of Physiology*, 212 (2), 7-8.
- Edge, J., Bishop, D. & Goodman, C. (2006). The effects of training intensity on muscle buffer capacity in females. *European journal of applied physiology*, 96 (1), 97-105.
- Edvarssen, E., Hem, E. & Anderssen, S. A. (2014). End criteria for reaching maximal oxygen uptake must be strict and adjusted to sex and age. A cross-sectional study. *PLoS one*, 9 (1), e85276.
- Edwards, A. M., Clark, N. & Macfadyen, A. M. (2003). Lactate and Ventilatory Thresholds Reflect the Training Status of Professional Soccer Players Where Maximum Aerobic Power is Unchanged. *Journal of sports science & medicine*, 2 (1), 23-29.
- Eisenhut, A. & Zintl, F. (2013). *Ausdauertraining. Grundlagen Methoden Trainingssteuerung* (8. Aufl., (Neuaufl.)). München: BLV.

- Ellestad, M. H., Allen, W., Wan, M. C. & Kemp, G. L. (1969). Maximal treadmill stress testing for cardiovascular evaluation. *Circulation*, 39 (4), 517-522.
- Erylmaz, S. K., Kaynak, K., Polat, M. & Aydoğan, S. (2018). Effects of repeated sprint training in isocapnic buffering phase in volleyball players. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, 24 (4), 286-290.
- Esteve-Lanao, J., Foster, C., Seiler, S. & Lucia, A. (2007). Impact of training intensity distribution on performance in endurance athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21 (3), 943-949.
- Eston, R. (2012). Use of ratings of perceived exertion in sports. *International journal of sports physiology and performance*, 7 (2), 175-182.
- Eston, R. G., Faulkner, J. A., Mason, E. A. & Parfitt, G. (2006). The validity of predicting maximal oxygen uptake from perceptually regulated graded exercise tests of different durations. *European journal of applied physiology*, 97 (5), 535-541.
- Eston, R. G., Lamb, K. L., Parfitt, G. & King, N. (2005). The validity of predicting maximal oxygen uptake from a perceptually-regulated graded exercise test. *European journal of applied physiology*, 94 (3), 221-227.
- Eston, R. G. & Thompson, M. (1997). Use of ratings of perceived exertion for predicting maximal work rate and prescribing exercise intensity in patients taking atenolol. *British journal of sports medicine*, 31 (2), 114-119.
- Fagundes, A. d. O., Monteiro, E. P., Franzoni, L. T., Fraga, B. S., Pantoja, P. D., Fischer, G. et al. (2017). Effects of load carriage on physiological determinants in adventure racers. *PLoS one*, 12 (12), e0189516.
- Faisal, A., Beavers, K. R., Robertson, A. D. & Hughson, R. L. (2009). Prior moderate and heavy exercise accelerate oxygen uptake and cardiac output kinetics in endurance athletes. *Journal of applied physiology*, 106 (5), 1553-1563.
- Faoro, V., Deboeck, G., Vicenzi, M., Gaston, A.-F., Simaga, B., Doucende, G. et al. (2017). Pulmonary Vascular Function and Aerobic Exercise Capacity at Moderate Altitude. *Medicine and science in sports and exercise*, 49 (10), 2131-2138.

- Faria, E. W., Parker, D. L. & Faria, I. E. (2005). The science of cycling. Physiology and training - part 1. *Sports Medicine*, 35 (4), 285-312.
- Farmery, A. D. & Hahn, C. E. (2000). Response-time enhancement of a clinical gas analyzer facilitates measurement of breath-by-breath gas exchange. *Journal of applied physiology*, 89 (2), 581-589.
- Farrell, P. A., Wilmore, J. H., Coyle, E. F., Billing, J. E. & Costill, D. L. (1979). Plasma lactate accumulation and distance running performance. *Medicine and science in sports*, 11 (4), 338-344.
- Faude, O., Kindermann, W. & Meyer, T. (2009). Lactate threshold concepts. How valid are they? *Sports Medicine*, 39 (6), 469-490.
- Faude, O., Meyer, T. & Kindermann, W. (2006). The work rate corresponding to ventilatory threshold during steady-state and ramp exercise. *International journal of sports physiology and performance*, 1 (3), 222-232.
- Faulkner, J., Mauger, A. R., Woolley, B. & Lambrick, D. (2015). The efficacy of a self-paced VO₂max test during motorized treadmill exercise. *International journal of sports physiology and performance*, 10 (1), 99-105.
- Febbraio, M. A. (2001). Alterations in energy metabolism during exercise and heat stress. *Sports Medicine*, 31 (1), 47-59.
- Ferguson, B. S., Rogatzki, M. J., Goodwin, M. L., Kane, D. A., Rightmire, Z. & Gladden, L. B. (2018). Lactate metabolism. Historical context, prior misinterpretations, and current understanding. *European journal of applied physiology*, 118 (4), 691-728.
- Fernández-García, B., Pérez-Landaluce, J., Rodríguez-Alonso, M. & Terrados, N. (2000). Intensity of exercise during road race pro-cycling competition. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32 (5), 1002-1006.
- Ferrannini, E. (1988). The theoretical bases of indirect calorimetry. A review. *Metabolism: clinical and experimental*, 37 (3), 287-301.
- Ferrar, K., Evans, H., Smith, A., Parfitt, G. & Eston, R. (2014). A systematic review and meta-analysis of submaximal exercise-based equations to predict maximal oxygen uptake in young people. *Pediatric exercise science*, 26 (3), 342-357.

- Fiskerstrand, A. & Seiler, K. S. (2004). Training and performance characteristics among Norwegian international rowers 1970-2001. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 14 (5), 303-310.
- Fletcher, G., Eves, F. F., Glover, E. I., Robinson, S. L., Vernooij, C. A., Thompson, J. L. et al. (2017). Dietary intake is independently associated with the maximal capacity for fat oxidation during exercise. *The American journal of clinical nutrition*, 105 (4), 864-872.
- Fletcher, G. F., Balady, G. J., Amsterdam, E. A., Chaitman, B., Eckel, R., Fleg, J. et al. (2001). Exercise standards for testing and training. A statement for healthcare professionals from the American Heart Association. *Circulation*, 104 (14), 1694-1740.
- Foss, Ø. & Hallén, J. (2005). Validity and stability of a computerized metabolic system with mixing chamber. *International journal of sports medicine*, 26 (7), 569-575.
- Foster, C., Green, M. A., Snyder, A. C. & Thompson, N. N. (1993). Physiological responses during simulated competition. *Medicine and science in sports and exercise*, 25 (7), 877-882.
- Foster, C., Kuffel, E., Bradley, N., Battista, R. A., Wright, G., Porcari, J. P. et al. (2007). VO₂max during successive maximal efforts. *European journal of applied physiology*, 102 (1), 67-72.
- Fox, S. M., Naughton, J. P. & Haskell, W. L. (1971). Physical activity and the prevention of coronary heart disease. *Annals of clinical research*, 3 (6), 404-432.
- Frandsen, J., Vest, S. D., Larsen, S., Dela, F. & Helge, J. W. (2017). Maximal Fat Oxidation is Related to Performance in an Ironman Triathlon. *International journal of sports medicine*, 38 (13), 975-982.
- Frayn, K. N. (1983). Calculation of substrate oxidation rates in vivo from gaseous exchange. *Journal of applied physiology*, 55 (2), 628-634.
- Freund, H., Lonsdorfer, J., Oyono-Enguélé, S., Lonsdorfer, A. & Bogui, P. (1992). Lactate exchange and removal abilities in sickle cell patients and in untrained and trained healthy humans. *Journal of applied physiology*, 73 (6), 2580-2587.
- Friedmann-Bette, B. (2011). Die Spiroergometrie in der sportmedizinischen Leistungsdiagnostik. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 62 (1), 10-15.
- Froelicher, V. F., Brammell, H., Davis, G., Noguera, I., Stewart, A. & Lancaster, M. C. (1974). A comparison of three maximal treadmill exercise protocols. *Journal of applied physiology*, 36 (6), 720-725.

- Gaesser, G. A., Ward, S. A., Baum, V. C. & Whipp, B. J. (1994). Effects of infused epinephrine on slow phase of O₂ uptake kinetics during heavy exercise in humans. *Journal of applied physiology*, 77 (5), 2413-2419.
- Gaitanos, G. C., Williams, C., Boobis, L. H. & Brooks, S. (1993). Human muscle metabolism during intermittent maximal exercise. *Journal of applied physiology*, 75 (2), 712-719.
- Galetke, W., Anduleit, N. & Rühle, K.-H. (2012). Einfluss der körperlichen Aktivität auf die kardiopulmonale Leistungsfähigkeit in der Spiroergometrie bei gesunden Männern. *Atemwegs- und Lungenkrankheiten*, 38 (12), 485-493.
- Garber, C. E., Blissmer, B., Deschenes, M. R., Franklin, B. A., Lamonte, M. J., Lee, I.-M. et al. (2011). American College of Sports Medicine position stand. Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults. Guidance for prescribing exercise. *Medicine and science in sports and exercise*, 43 (7), 1334-1359.
- García-Pallarés, J., Sánchez-Medina, L., Carrasco, L., Díaz, A. & Izquierdo, M. (2009). Endurance and neuromuscular changes in world-class level kayakers during a periodized training cycle. *European journal of applied physiology*, 106 (4), 629-638.
- Gaskill, S. E., Ruby, B. C., Walker, A. J., Sanchez, O. A., Serfass, R. C. & Leon, A. S. (2001). Validity and reliability of combining three methods to determine ventilatory threshold. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33 (11), 1841-1848.
- Gastin, P. B. (2001). Energy system interaction and relative contribution during maximal exercise. *Sports Medicine*, 31 (10), 725-741.
- Geiß, K.-R. & Hamm, M. (2003). *Handbuch Sportlerernährung* (Rororo, 18672 : Sport, 6. Aufl.). Reinbek bei Hamburg: Rowohlt.
- Gellish, R. L., Goslin, B. R., Olson, R. E., McDonald, A., Russi, G. D. & Moudgil, V. K. (2007). Longitudinal modeling of the relationship between age and maximal heart rate. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39 (5), 822-829.
- Gibson, N., Currie, J., Johnston, R. & Hill, J. (2013). Relationship between measures of aerobic fitness, speed and repeated sprint ability in full and part time youth soccer players. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, 53 (1), 9-16.

- Girard, O., Mendez-Villanueva, A. & Bishop, D. (2011). Repeated-sprint ability - part I. Factors contributing to fatigue. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 41 (8), 673-694.
- Gladden, L. B. (2004). Lactate metabolism. A new paradigm for the third millennium. *The Journal of Physiology*, 558 (Pt 1), 5-30.
- Gladden, L. B., Yates, J. W., Stremel, R. W. & Stamford, B. A. (1985). Gas exchange and lactate anaerobic thresholds. Inter- and intraevaluator agreement. *Journal of applied physiology*, 58 (6), 2082-2089.
- Glaister, M. (2005). Multiple sprint work. Physiological responses, mechanisms of fatigue and the influence of aerobic fitness. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 35 (9), 757-777.
- Gläser, S., Ittermann, T., Schäper, C., Obst, A., Dörr, M., Spielhagen, T. et al. (2013). Referenzwerte für die Spiroergometrie - Ergebnisse der Study of Health in Pomerania (SHIP). *Pneumologie (Stuttgart, Germany)*, 67 (1), 58-63.
- Gmada, N., Marzouki, H., Haj Sassi, R., Tabka, Z., Shephard, R., Brun, J.-F. et al. (2013). Relative and absolute reliability of the crossover and maximum fat oxidation points and their relationship to ventilatory threshold. *Science & Sports*, 28 (4), e99-e105.
- Gordon, D., Mehter, M., Gernigon, M., Caddy, O., Keiller, D. & Barnes, R. (2012). The effects of exercise modality on the incidence of plateau at VO₂max. *Clinical physiology and functional imaging*, 32 (5), 394-399.
- Gore, C. J., Clark, R. J., Shipp, N. J., van der Ploeg, G. E. & Withers, R. T. (2003). CPX/D underestimates VO₂ in athletes compared with an automated Douglas bag system. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35 (8), 1341-1347.
- Graf, C. (2012). *Lehrbuch Sportmedizin. Basiswissen, präventive, therapeutische und besondere Aspekte* (2., vollst. überarb. und erw. Aufl.). Köln: Dt. Ärzte-Verl.
- Gregg, J. S., Wyatt, F. B. & Kilgore, J. L. (2010). Determination of ventilatory threshold through quadratic regression analysis. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24 (9), 2512-2515.
- Guellich, A., Seiler, S. & Emrich, E. (2009). Training methods and intensity distribution of young world-class rowers. *International journal of sports physiology and performance*, 4 (4), 448-460.

- Guidetti, L., Meucci, M., Bolletta, F., Emerenziani, G. P., Gallotta, M. C. & Baldari, C. (2018). Validity, reliability and minimum detectable change of COSMED K5 portable gas exchange system in breath-by-breath mode. *PLoS one*, 13 (12), e0209925.
- Gulati, M., Shaw, L. J., Thisted, R. A., Black, H. R., Bairey Merz, C. N. & Arnsdorf, M. F. (2010). Heart rate response to exercise stress testing in asymptomatic women. The St. James women take heart project. *Circulation*, 122 (2), 130-137.
- Gunga, H.-C. (2009). *Nathan Zuntz. His life and work in the fields of high altitude physiology and aviation medicine*. Amsterdam: Academic.
- Gunnar Borg. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine and science in sports and exercise*, 14 (5), 377-381.
- Gurd, B. J., Peters, S. J., Heigenhauser, G. J. F., LeBlanc, P. J., Doherty, T. J., Paterson, D. H. et al. (2006). Prior heavy exercise elevates pyruvate dehydrogenase activity and speeds O₂ uptake kinetics during subsequent moderate-intensity exercise in healthy young adults. *The Journal of Physiology*, 577 (Pt 3), 985-996.
- Haber, P. (2013). *Lungenfunktion und Spiroergometrie. Interpretation und Befunderstellung unter Einschluss der arteriellen Blutgasanalyse* (3. Aufl.). Wien: Springer. Verfügbar unter <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-7091-1277-9>
- Hagberg, J. M., Mullin, J. P. & Nagle, F. J. (1978). Oxygen consumption during constant-load exercise. *Journal of applied physiology*, 45 (3), 381-384.
- Hagerman, F. C. (1984). Applied physiology of rowing. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 1 (4), 303-326.
- HajGhanbari, B., Yamabayashi, C., Buna, T. R., Coelho, J. D., Freedman, K. D., Morton, T. A. et al. (2013). Effects of respiratory muscle training on performance in athletes. A systematic review with meta-analyses. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27 (6), 1643-1663.
- Hamilton, A. L., Nevill, M. E., Brooks, S. & Williams, C. (1991). Physiological responses to maximal intermittent exercise. Differences between endurance-trained runners and games players. *Journal of sports sciences*, 9 (4), 371-382.

- Han, Y.-S., Geiger, P. C., Cody, M. J., Macken, R. L. & Sieck, G. C. (2003). ATP consumption rate per cross bridge depends on myosin heavy chain isoform. *Journal of applied physiology*, 94 (6), 2188-2196.
- Hansen, J. E., Casaburi, R., Cooper, D. M. & Wasserman, K. (1988). Oxygen uptake as related to work rate increment during cycle ergometer exercise. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 57 (2), 140-145.
- Hansen, J. E., Sue, D. Y. & Wasserman, K. (1984). Predicted values for clinical exercise testing. *The American review of respiratory disease*, 129 (2 Pt 2), S49-55.
- Hansen, J. E., Sun, X.-G., Yasunobu, Y., Garafano, R. P., Gates, G., Barst, R. J. et al. (2004). Reproducibility of cardiopulmonary exercise measurements in patients with pulmonary arterial hypertension. *Chest*, 126 (3), 816-824.
- Hanson, N. J., Sheadler, C. M., Lee, T. L., Neuenfeldt, N. C., Michael, T. J. & Miller, M. G. (2016). Modality determines VO₂max achieved in self-paced exercise tests. Validation with the Bruce protocol. *European journal of applied physiology*, 116 (7), 1313-1319.
- Hargreaves, M. (2000). Skeletal muscle metabolism during exercise in humans. *Clinical and experimental pharmacology & physiology*, 27 (3), 225-228.
- Harms, C. A., McClaran, S. R., Nickele, G. A., Pegelow, D. F., Nelson, W. B. & Dempsey, J. A. (2000). Effect of exercise-induced arterial O₂ desaturation on VO₂max in women. *Medicine and science in sports and exercise*, 32 (6), 1101-1108.
- Harnish, C. R., Swensen, T. C. & Pate, R. R. (2001). Methods for estimating the maximal lactate steady state in trained cyclists. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33 (6), 1052-1055.
- Harris, R. C., Edwards, R. H., Hultman, E., Nordesjö, L. O., Ny Lind, B. & Sahlin, K. (1976). The time course of phosphorylcreatine resynthesis during recovery of the quadriceps muscle in man. *European journal of physiology*, 367 (2), 137-142.
- Hawkins, M. N., Raven, P. B., Snell, P. G., Stray-Gundersen, J. & Levine, B. D. (2007). Maximal oxygen uptake as a parametric measure of cardiorespiratory capacity. *Medicine and science in sports and exercise*, 39 (1), 103-107.

- Heck, H. (1990). *Laktat in der Leistungsdiagnostik* (Wissenschaftliche Schriftenreihe des Deutschen Sportbundes, Bd. 22). Schorndorf: Hofmann.
- Heck, H. & Beneke, R. (2008). 30 Jahre Laktatschwellen - was bleibt zu tun. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 59 (12), 297-302.
- Heck, H. & Schulz, H. (2002). Methoden der anaeroben Leistungsdiagnostik. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 53 (7+8), 202-2012.
- Heil, D. P. (1997). Body mass scaling of peak oxygen uptake in 20- to 79-yr-old adults. *Medicine and science in sports and exercise*, 29 (12), 1602-1608.
- Heil, D. P., Wilcox, A. R. & Quinn, C. M. (1995). Cardiorespiratory responses to seat-tube angle variation during steady-state cycling. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 27 (5), 730-735.
- Helgerud, J., Engen, L. C., Wisloff, U. & Hoff, J. (2001). Aerobic endurance training improves soccer performance. *Medicine and science in sports and exercise*, 33 (11), 1925-1931.
- Helgerud, J., Høydal, K., Wang, E., Karlsen, T., Berg, P., Bjerkaas, M. et al. (2007). Aerobic high-intensity intervals improve VO₂max more than moderate training. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39 (4), 665-671.
- Henry, F. M. & Demoor, J. C. (1956). Lactic and alactic oxygen consumption in moderate exercise of graded intensity. *Journal of applied physiology*, 8 (6), 608-614.
- Herdy, A. H., Ritt, L. E. F., Stein, R., Araújo, C. G. S. d., Milani, M., Meneghelo, R. S. et al. (2016). Cardiopulmonary Exercise Test. Background, Applicability and Interpretation. *Arquivos brasileiros de cardiologia*, 107 (5), 467-481.
- Hetlelid, K. J., Plews, D. J., Herold, E., Laursen, P. B. & Seiler, S. (2015). Rethinking the role of fat oxidation. Substrate utilisation during high-intensity interval training in well-trained and recreationally trained runners. *BMJ open sport & exercise medicine*, 1 (1), e000047.
- Heyward, V. H. & Gibson, A. L. (2014). *Advanced fitness assessment and exercise prescription* (7. ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Hickson, R. C., Bomze, H. A. & Hollozy, J. O. (1978). Faster adjustment of O₂ uptake to the energy requirement of exercise in the trained state. *Journal of applied physiology*, 44 (6), 877-881.

- Hill, A. V., Long, C. N. H. & Lupton, H. (1924). Muscular Exercise, Lactic Acid and the Supply and Utilization of Oxygen. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 97 (682), 155-176.
- Hill, A. V. & Lupton, H. (1923). Muscular Exercise, Lactic Acid, and the Supply and Utilization of Oxygen. *QJM, os-16* (62), 135-171.
- Hill, D. W. (1999). Energy system contributions in middle-distance running events. *Journal of sports sciences*, 17 (6), 477-483.
- Hill, D. W., Poole, D. C. & Smith, J. C. (2002). The relationship between power and the time to achieve VO₂max. *Medicine and science in sports and exercise*, 34 (4), 709-714.
- Hill, D. W., Stephens, L. P., Blumoff-Ross, S. A., Poole, D. C. & Smith, J. C. (2003). Effect of sampling strategy on measures of VO₂peak obtained using commercial breath-by-breath systems. *European journal of applied physiology*, 89 (6), 564-569.
- Hintzy-Cloutier, F., Zameziati, K. & Belli, A. (2003). Influence of the base-line determination on work efficiency during submaximal cycling. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, 43 (1), 51-56.
- Hlastala, M. P., Wranne, B. & Lenfant, C. J. (1973). Cyclical variations in FRC and other respiratory variables in resting man. *Journal of applied physiology*, 34 (5), 670-676.
- Hofmann, P. & Tschakert, G. (2010). Special needs to prescribe exercise intensity for scientific studies. *Cardiology research and practice*, 2011, 209-302.
- Hofmann, P. & Tschakert, G. (2017). Intensity- and Duration-Based Options to Regulate Endurance Training. *Frontiers in physiology*, 8, 337.
- Hogg, J. S., Hopker, J. G., Coakley, S. L. & Mauger, A. R. (2018). Prescribing 6-weeks of running training using parameters from a self-paced maximal oxygen uptake protocol. *European journal of applied physiology*, 118 (5), 911-918.
- Hogg, J. S., Hopker, J. G. & Mauger, A. R. (2015). The self-paced VO₂max test to assess maximal oxygen uptake in highly trained runners. *International journal of sports physiology and performance*, 10 (2), 172-177.
- Hohmann, A., Lames, M. & Letzelter, M. (2010). *Einführung in die Trainingswissenschaft* (5., unveränd. Aufl.). Literaturverz. S. 285-306. Wiebelsheim: Limpert.

- Holfelder, B., Schauerhammer, S., Bubeck, D., Brack, R. & Brown, N. (2016). Polarized Training: eine systematische Übersichtsarbeit. *Swiss Sports & Exercise Medicine* (2), 44-50.
- Hollmann, W. (1959). *The relationship between pH, lactic acid, potassium in the arterial and venous blood, the ventilation, PoW and pulse frequency during increasing spiro-ergometric work in endurance-trained and untrained persons.*, Chicago.
- Hollmann, W. (1963). *Höchst- und Dauerleistungsfähigkeit des Sportlers. Spiroergometr. Beurteilung u. Untersuchungsergebnisse von männl. u. weibl. Personen d. 1. bis 8. Lebensjahrzehnts* (Wissenschaftliche Schriften des Deutschen Sportbundes). München: J. A. Barth.
- Hollmann, W. (2006). *Spiroergometrie. Kardiopulmonale Leistungsdiagnostik des Gesunden und des Kranken*. Stuttgart: Schattauer. Verfügbar unter <http://www.content-select.com/index.php?id=bib%5Fview&ean=9783794580132>
- Hollmann, W. & Prinz, P. (1991). On the History of Spiroergometry. In U. J. Winter, K. Wasserman, H. W. Höpp & N. Treese (Eds.), *Computerized Cardiopulmonary Exercise Testing* (pp. 3-17). Heidelberg: Steinkopff.
- Hollmann, W., Strüder, H., Tagarakis, C., King, G. A. & Diehl, J. (2006). Das Gehirn - der leistungsbeschränkende Faktor bei Ausdauerbelastungen? *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 57 (6), 155-160.
- Hollmann, W. & Strüder, H. K. (2009). *Sportmedizin. Grundlagen für körperliche Aktivität, Training und Präventivmedizin* (5., völlig neu bearb. und erw. Aufl.). Stuttgart: Schattauer.
- Hollmann, W. & Valentin, H. (1980). 50 Jahre Spiroergometrie 1929 bis 1979. *Münchener Medizinische Wochenschrift*, 169-174.
- Hoogeveen, A. R. (2000). The effect of endurance training on the ventilatory response to exercise in elite cyclists. *European journal of applied physiology*, 82 (1-2), 45-51.
- Hoogeveen, A. R. & Hoogsteen, G. S. (1999). The ventilatory threshold, heart rate, and endurance performance. Relationships in elite cyclists. *International journal of sports medicine*, 20 (2), 114-117.

- Hopker, J. G., Jobson, S. A. & Pandit, J. J. (2011). Controversies in the physiological basis of the 'anaerobic threshold' and their implications for clinical cardiopulmonary exercise testing. *Anaesthesia*, 66 (2), 111-123.
- Hopkins, S., Mckenzie, D., Schoene, R., W Glenny, R. & Robertson, H. (1994). Pulmonary gas exchange during exercise in athletes I. Ventilation- perfusion mismatch and diffusion limitation. *Journal of applied physiology*, 77.
- Hopkins, S.R. (2002). Nahe am Limit: Die Lunge bei maximaler körperlicher Belastung. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 53 (10).
- Horowitz, J. F. & Klein, S. (2000). Lipid metabolism during endurance exercise. *The American journal of clinical nutrition*, 72 (2 Suppl), 558–63.
- Howley, E. T. (2007). VO₂max and the plateau - needed or not? *Medicine and science in sports and exercise*, 39 (1), 101-102.
- Hug, F., Laplaud, D., Savin, B. & Grélot, L. (2003). Occurrence of electromyographic and ventilatory thresholds in professional road cyclists. *European journal of applied physiology*, 90 (5-6), 643-646.
- Hughson, R. L. (2009). Oxygen uptake kinetics. Historical perspective and future directions. *Applied physiology, nutrition, and metabolism = Physiologie appliquee, nutrition et metabolisme*, 34 (5), 840-850.
- Hughson, R. L. & Morrissey, M. (1982). Delayed kinetics of respiratory gas exchange in the transition from prior exercise. *Journal of applied physiology*, 52 (4), 921-929.
- Hughson, R. L., Northey, D. R., Xing, H. C., Dietrich, B. H. & Cochrane, J. E. (1991). Alignment of ventilation and gas fraction for breath-by-breath respiratory gas exchange calculations in exercise. *Computers and biomedical research, an international journal*, 24 (2), 118-128.
- Hydren, J. R. & Cohen, B. S. (2015). Current Scientific Evidence for a Polarized Cardiovascular Endurance Training Model. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29 (12), 3523-3530.
- Inbar, O., Oren, A., Scheinowitz, M., Rotstein, A., Dlin, R. & Casaburi, R. (1994). Normal cardiopulmonary responses during incremental exercise in 20- to 70-yr-old men. *Medicine and science in sports and exercise*, 26 (5), 538-546.

- Ingham, S. A., Fudge, B. W. & Pringle, J. S. (2012). Training distribution, physiological profile, and performance for a male international 1500-m runner. *International journal of sports physiology and performance*, 7 (2), 193-195.
- Isacco, L., Duché, P. & Boisseau, N. (2012). Influence of hormonal status on substrate utilization at rest and during exercise in the female population. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 42 (4), 327-342.
- Jansson, E., Dudley, G. A., Norman, B. & Tesch, P. A. (1990). Relationship of recovery from intensive exercise to the oxidative potential of skeletal muscle. *Acta physiologica Scandinavica*, 139 (1), 147-152.
- Jenkins, L. A., Mauger, A. R. & Hopker, J. G. (2017). Age differences in physiological responses to self-paced and incremental Formula. See text testing. *European journal of applied physiology*, 117 (1), 159-170.
- Jeppesen, J. & Kiens, B. (2012). Regulation and limitations to fatty acid oxidation during exercise. *The Journal of Physiology*, 590 (5), 1059-1068.
- Jeukendrup, A. E. & Jentjens, R. (2000). Oxidation of carbohydrate feedings during prolonged exercise. Current thoughts, guidelines and directions for future research. *Sports Medicine*, 29 (6), 407-424.
- Jeukendrup, A. E. & Wallis, G. A. (2005). Measurement of substrate oxidation during exercise by means of gas exchange measurements. *International journal of sports medicine*, 26 Suppl 1, 28-37.
- Johnson, B. D., Babcock, M. A., Suman, O. E. & Dempsey, J. A. (1993). Exercise-induced diaphragmatic fatigue in healthy humans. *The Journal of Physiology*, 460, 385-405.
- Johnson, J. S., Carlson, J. J., VanderLaan, R. L. & Langholz, D. E. (1998). Effects of sampling interval on peak oxygen consumption in patients evaluated for heart transplantation. *Chest*, 113 (3), 816-819.
- Jones, A. M. & Burnley, M. (2009). Oxygen uptake kinetics. An underappreciated determinant of exercise performance. *International journal of sports physiology and performance*, 4 (4), 524-532.
- Jones, A. M., Burnley, M., Black, M. I., Poole, D. C. & Vanhatalo, A. (2019). The maximal metabolic steady state. Redefining the 'gold standard'. *Physiological reports*, 7 (10), e14098.

- Jones, A. M., Campbell, I. T. & Pringle, J. S. M. (2004). Influence of muscle fibre type and pedal rate on the VO₂-work rate slope during ramp exercise. *European journal of applied physiology*, 91 (2-3), 238-245.
- Jones, A. M. & Doust, J. H. (1996). A 1% treadmill grade most accurately reflects the energetic cost of outdoor running. *Journal of sports sciences*, 14 (4), 321-327.
- Jones, A. M., Grassi, B., Christensen, P. M., Krstrup, P., Bangsbo, J. & Poole, D. C. (2011). Slow component of VO₂ kinetics. Mechanistic bases and practical applications. *Medicine and science in sports and exercise*, 43 (11), 2046-2062.
- Jones, A. M., Wilkerson, D. P., Burnley, M. & Koppo, K. (2003). Prior heavy exercise enhances performance during subsequent perimaximal exercise. *Medicine and science in sports and exercise*, 35 (12), 2085-2092.
- Jones, N. L. & Killian, K. J. (2000). Exercise limitation in health and disease. *The New England journal of medicine*, 343 (9), 632-641.
- Jones, R. M., Cook, C. C., Kilduff, L. P., Milanović, Z., James, N., Sporiš, G. et al. (2013). Relationship between repeated sprint ability and aerobic capacity in professional soccer players. *TheScientificWorldJournal*, 2013, 952350.
- Joyner, M. J. & Casey, D. P. (2015). Regulation of increased blood flow (hyperemia) to muscles during exercise. A hierarchy of competing physiological needs. *Physiological reviews*, 95 (2), 549-601.
- Joyner, M. J. & Coyle, E. F. (2008). Endurance exercise performance. The physiology of champions. *The Journal of Physiology*, 586 (1), 35-44.
- Joyner, M. J. & Lundby, C. (2018). Perspectives for Progress. Concepts About VCombining Dot AboveO₂max and Trainability Are Context Dependent. *Exercise and sport sciences reviews*, 138-143.
- Kaminsky, L. A., Bailey, M. L., Dwyer, D. & Whaley, M. H. (1997). Protocol Comparison: Individualized ramp vs. standardized ramp. *Journal of cardiopulmonary rehabilitation*, 17 (5), 347-349.
- Kaminsky, L. A. & Whaley, M. H. (1998). Evaluation of a new standardized ramp protocol. The BSU/Bruce Ramp protocol. *Journal of cardiopulmonary rehabilitation*, 18 (6), 438-444.

- Kang, J., Chaloupka, E. C., Mastrangelo, M. A., Biren, G. B. & Robertson, R. J. (2001). Physiological comparisons among three maximal treadmill exercise protocols in trained and untrained individuals. *European journal of applied physiology*, 84 (4), 291-295.
- Karamanou, M. & Androutsos, G. (2013). Antoine-Laurent de Lavoisier (1743-1794) and the birth of respiratory physiology. *Thorax*, 68 (10), 978-979.
- Katch, V., Weltman, A., Sady, S. & Freedson, P. (1978). Validity of the relative percent concept for equating training intensity. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 39 (4), 219-227.
- Katch, V. L., Sady, S. S. & Freedson, P. (1982). Biological variability in maximum aerobic power. *Medicine and science in sports and exercise*, 14 (1), 21-25.
- Kautz, S. A. & Neptune, R. R. (2002). Biomechanical Determinants of Pedaling Energetics. Internal and External Work Are Not Independent. *Exercise and sport sciences reviews*, 30 (4), 159-165.
- Keir, D. A., Fontana, F. Y., Robertson, T. C., Murias, J. M., Paterson, D. H., Kowalchuk, J. M. et al. (2015). Exercise Intensity Thresholds. Identifying the Boundaries of Sustainable Performance. *Medicine and science in sports and exercise*, 47 (9), 1932-1940.
- Keir, D. A., Paterson, D. H., Kowalchuk, J. M. & Murias, J. M. (2018). Using ramp-incremental $\dot{V}O_2$ responses for constant-intensity exercise selection. *Applied physiology, nutrition, and metabolism = Physiologie appliquee, nutrition et metabolisme*, 43 (9), 882-892.
- Keiser, S., Flück, D., Hüppin, F., Stravs, A., Hilty, M. P. & Lundby, C. (2015). Heat training increases exercise capacity in hot but not in temperate conditions. A mechanistic counter-balanced cross-over study. *American journal of physiology. Heart and circulatory physiology*, 309 (5), 750-61.
- Kemp, G. (2005). Lactate accumulation, proton buffering, and pH change in ischemically exercising muscle. *American journal of physiology. Regulatory, integrative and comparative physiology*, 289 (3), 895-901.
- Kent, M. (1998). *Wörterbuch Sportwissenschaft und Sportmedizin* (UTB für Wissenschaft : Große Reihe, Studienausg). Wiesbaden: Limpert.

- Kiens, B., Roepstorff, C., Glatz, J. F. C., Bonen, A., Schjerling, P., Knudsen, J. et al. (2004). Lipid-binding proteins and lipoprotein lipase activity in human skeletal muscle. Influence of physical activity and gender. *Journal of applied physiology*, 97 (4), 1209-1218.
- Kindermann, W. (2004). Anaerobe Schwelle. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* (6), 161-162.
- Kindermann, W., Simon, G. & Keul, J. (1978). Dauertraining. Ermittlung der optimalen Trainingsherzfrequenz und Leistungsfähigkeit. *Leistungssport*, 34-39.
- Kindermann, W., Simon, G. & Keul, J. (1979). The significance of the aerobic-anaerobic transition for the determination of work load intensities during endurance training. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 42 (1), 25-34.
- Kirkeberg, J. M., Dalleck, L. C., Kamphoff, C. S. & Pettitt, R. W. (2011). Validity of 3 protocols for verifying VO₂ max. *International journal of sports medicine*, 32 (4), 266-270.
- Knechtle, B. & Bircher, S. (2005). Bestimmung der Intensität mit der höchsten Fettverbrennung. Theoretische Grundlagen und praktische Konsequenzen. *Klinische Sportmedizin* (2), 39-45.
- Knechtle, B., Müller, G., Willmann, F., Kotteck, K., Eser, P. & Knecht, H. (2004). Fat oxidation in men and women endurance athletes in running and cycling. *International journal of sports medicine*, 25 (1), 38-44.
- Knipping, H. W. (1924). Ein einfacher Apparat zur exakten Gasstoffwechseluntersuchung in der Klinik und ärztlichen Praxis. *Medizinische Wochenschrift*, 533.
- Knipping, H. W. (1929). Die Untersuchung der Ökonomie von Muskelarbeit bei Gesunden und Kranken. *Zeitschrift für die gesamte experimentelle Medizin*, 517.
- Koch, B., Schäper, C., Ittermann, T., Spielhagen, T., Dörr, M., Völzke, H. et al. (2009). Reference values for cardiopulmonary exercise testing in healthy volunteers. The SHIP study. *The European respiratory journal*, 33 (2), 389-397.
- Kodama, S., Saito, K., Tanaka, S., Maki, M., Yachi, Y., Asumi, M. et al. (2009). Cardiorespiratory fitness as a quantitative predictor of all-cause mortality and cardiovascular events in healthy men and women. A meta-analysis. *JAMA*, 301 (19), 2024-2035.
- Koppo, K., Bouckaert, J. & Jones, A. M. (2004). Effects of training status and exercise intensity on phase II VO₂ kinetics. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36 (2), 225-232.

- Koutlianos, N., Dimitros, E., Metaxas, T., Cansiz, M., Deligiannis, A. & Kouidi, E. (2013). Indirect estimation of VO₂max in athletes by ACSM's equation. Valid or not? *Hippokratia*, 17 (2), 136-140.
- Krogh, A. & Lindhard, J. (1913). The regulation of respiration and circulation during the initial stages of muscular work. *The Journal of Physiology*, 47 (1-2), 112-136.
- Krogh, A. & Lindhard, J. (1920). The Relative Value of Fat and Carbohydrate as Sources of Muscular Energy. With Appendices on the Correlation between Standard Metabolism and the Respiratory Quotient during Rest and Work. *The Biochemical journal*, 14 (3-4), 290-363.
- Kroidl, R. F. (Hrsg.). (2015). *Kursbuch Spiroergometrie. Technik und Befundung verständlich gemacht* (3., vollst. überarb. und erw. Aufl.). Stuttgart: Thieme.
- Kromrey, H. (2009). *Empirische Sozialforschung. Modelle und Methoden der standardisierten Datenerhebung und Datenauswertung* (UTB, 1040 : Soziologie, 12., überarb. und erg. Aufl.). Stuttgart: Lucius & Lucius.
- Krustrup, P., Christensen, J. F., Randers, M. B., Pedersen, H., Sundstrup, E., Jakobsen, M. D. et al. (2010). Muscle adaptations and performance enhancements of soccer training for untrained men. *European journal of applied physiology*, 108 (6), 1247-1258.
- Krustrup, P., Jones, A. M., Wilkerson, D. P., Calbet, J. A. L. & Bangsbo, J. (2009). Muscular and pulmonary O₂ uptake kinetics during moderate- and high-intensity sub-maximal knee-extensor exercise in humans. *The Journal of Physiology*, 587 (Pt 8), 1843-1856.
- Krustrup, P., Söderlund, K., Mohr, M. & Bangsbo, J. (2004). The slow component of oxygen uptake during intense, sub-maximal exercise in man is associated with additional fibre recruitment. *Pflugers Archiv : European journal of physiology*, 447 (6), 855-866.
- Kubinger, K. D., Rasch, D. & Moder, K. (2009). Zur Legende der Voraussetzungen des t-Tests für unabhängige Stichproben. *Psychologische Rundschau*, 60 (1), 26-27.
- Laaksonen, M. S., Kyröläinen, H., Kemppainen, J., Knuuti, J. & Kalliokoski, K. K. (2018). Muscle Free Fatty-Acid Uptake Associates to Mechanical Efficiency During Exercise in Humans. *Frontiers in physiology*, 9, 1171.
- Lännergren, J. & Westerblad, H. (1991). Force decline due to fatigue and intracellular acidification in isolated fibres from mouse skeletal muscle. *Journal of Physiology*, 307-322.

- Laursen, P. B. & Jenkins, D. G. (2002). The Scientific Basis for High-Intensity Interval Training. *Sports Medicine*, 32 (1), 53-73.
- Lepers, R. & Stapley, P. J. (2016). Master Athletes Are Extending the Limits of Human Endurance. *Frontiers in physiology*, 7, 613.
- Levine, B. D. (2008). VO₂max. What do we know, and what do we still need to know? *The Journal of Physiology*, 586 (1), 25-34.
- Lim, W., Lambrick, D., Mauger, A. R., Woolley, B. & Faulkner, J. (2016). The effect of trial familiarisation on the validity and reproducibility of a field-based self-paced VO₂max test. *Biology of sport*, 33 (3), 269-275.
- Lima-Silva, A. E., Bertuzzi, R. C. M., Pires, F. O., Gagliardi, J. F. L., Barros, R. V., Hammond, J. et al. (2010). Relationship between training status and maximal fat oxidation rate. *Journal of sports science & medicine*, 9 (1), 31-35.
- Limberg, J. K., Morgan, B. J., Schrage, W. G. & Dempsey, J. A. (2013). Respiratory influences on muscle sympathetic nerve activity and vascular conductance in the steady state. *American journal of physiology. Heart and circulatory physiology*, 304 (12), 1615-23.
- Linderman, J., Fahey, T. D., Lauten, G., Brooker, A. S., Bird, D., Dolinar, B. et al. (1990). A comparison of blood gases and acid-base measurements in arterial, arterialized venous, and venous blood during short-term maximal exercise. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 61 (3-4), 294-301.
- Lindsay, F. H., Hawley, J. A., Myburgh, K. H., Schomer, H. H., Noakes, T. D. & Dennis, S. C. (1996). Improved athletic performance in highly trained cyclists after interval training. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 28 (11), 1427-1434.
- Linnarsson, D. (1974). Dynamics of pulmonary gas exchange and heart rate changes at start and end of exercise. *Acta physiologica Scandinavica. Supplementum*, 415, 1-68.
- Lipsky, J. A. & Angelone, A. (1967). Breath-by-breath CO₂ elimination by analog computer techniques. *Medical research engineering*, 6 (3), 11-15.
- Loat, C. E. & Rhodes, E. C. (1993). Relationship between the lactate and ventilatory thresholds during prolonged exercise. *Sports Medicine*, 15 (2), 104-115.

- Loe, H., Nes, B. M. & Wisløff, U. (2016). Predicting VO₂peak from Submaximal- and Peak Exercise Models. The HUNT 3 Fitness Study, Norway. *PloS one*, *11* (1), e0144873.
- López-Segovia, M., Dellal, A., Chamari, K. & González-Badillo, J. J. (2014). Importance of muscle power variables in repeated and single sprint performance in soccer players. *Journal of human kinetics*, *40*, 201-211.
- López-Segovia, M., Pareja-Blanco, F., Jiménez-Reyes, P. & González-Badillo, J. J. (2015). Determinant factors of repeat sprint sequences in young soccer players. *International journal of sports medicine*, *36* (2), 130-136.
- Louche, K., Badin, P.-M., Montastier, E., Laurens, C., Bourlier, V., Glisezinski, I. de et al. (2013). Endurance exercise training up-regulates lipolytic proteins and reduces triglyceride content in skeletal muscle of obese subjects. *The Journal of clinical endocrinology and metabolism*, *98* (12), 4863-4871.
- Lowery, M. R., Tomkinson, G. R., Peterson, B. J. & Fitzgerald, J. S. (2018). The relationship between ventilatory threshold and repeated-sprint ability in competitive male ice hockey players. *Journal of exercise science and fitness*, *16* (1), 32-36.
- Lucia, A., Esteve-Lanao, J., Oliván, J., Gómez-Gallego, F., San Juan, A. F., Santiago, C. et al. (2006). Physiological characteristics of the best Eritrean runners-exceptional running economy. *Applied physiology, nutrition, and metabolism = Physiologie appliquee, nutrition et metabolisme*, *31* (5), 530-540.
- Lucia, A., Hoyos, J. & Chicharro, J. L. (2001). Physiology of professional road cycling. *Sports Medicine*, *31* (5), 325-337.
- Lucia, A., Hoyos, J., Carvajal, A. & Chicharro, J. L. (1999). Heart rate response to professional road cycling. The Tour de France. *International journal of sports medicine*, *20* (3), 167-172.
- Lucia, A., Hoyos, J., Pérez, M. & Chicharro, J. L. (2000). Heart rate and performance parameters in elite cyclists. A longitudinal study. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *32* (10), 1777-1782.
- Lucia, A., Hoyos, J., Pérez, M., Santalla, A. & Chicharro, J. L. (2002). Inverse relationship between VO₂max and economy/efficiency in world-class cyclists. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *34* (12), 2079-2084.

- Lucia, A., Pardo, J., Durántez, A., Hoyos, J. & Chicharro, J. L. (1998). Physiological differences between professional and elite road cyclists. *International journal of sports medicine*, 19 (5), 342-348.
- Luks, A. M., Glenny, R. W. & Robertson, H. T. (2013). *Introduction to Cardiopulmonary Exercise Testing*. New York, NY: Springer.
- Lundby, C. & Montero, D. (2015). CrossTalk opposing view. Diffusion limitation of O₂ from microvessels into muscle does not contribute to the limitation of $\dot{V}O_2$ max. *The Journal of Physiology*, 593 (17), 3759-3761.
- Lundby, C., Montero, D. & Joyner, M. (2017). Biology of VO₂ max. Looking under the physiology lamp. *Acta physiologica (Oxford, England)*, 220 (2), 218-228.
- Lundby, C. & Robach, P. (2015). Performance Enhancement. What Are the Physiological Limits? *Physiology (Bethesda, Md.)*, 30 (4), 282-292.
- Macfarlane, D. J. (2001). Automated metabolic gas analysis systems. A review. *Sports Medicine*, 31 (12), 841-861.
- Macfarlane, D. J. (2017). Open-circuit respirometry. A historical review of portable gas analysis systems. *European journal of applied physiology*, 117 (12), 2369-2386.
- Maciejczyk, M., Więcek, M., Szymura, J., Szyguła, Z., Wiecha, S. & Cempla, J. (2014). The influence of increased body fat or lean body mass on aerobic performance. *PloS one*, 9 (4), e95797.
- MacPhee, S. L., Shoemaker, J. K., Paterson, D. H. & Kowalchuk, J. M. (2005). Kinetics of O₂ uptake, leg blood flow, and muscle deoxygenation are slowed in the upper compared with lower region of the moderate-intensity exercise domain. *Journal of applied physiology*, 99 (5), 1822-1834.
- MacRae, H.-H., Hise, K. J. & Allen, P. J. (2000). Effects of front and dual suspension mountain bike systems on uphill cycling performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32 (7), 1276-1280.
- Mader, A., Liesen, H., Heck, H., Rost, R., Schürich, P. & Hollmann, W. (1976). Zur Beurteilung der sportartspezifischen Ausdauerleistungsfähigkeit im Labor. *Sportarzt und Sportmedizin* (4), 80-88.
- Magaria, R., Manglilil, F., Cuttica, F. & Cerretelli, P. (1965). The kinetics of the oxygen consumption at the onset of muscular exercise in man. *Ergonomics*, 8 (1), 49-54.

- Maher, A. C., Akhtar, M., Vockley, J. & Tarnopolsky, M. A. (2010). Women have higher protein content of beta-oxidation enzymes in skeletal muscle than men. *PLoS one*, 5 (8), e12025.
- Malek, M. H., Housh, T. J., Berger, D. E., Coburn, J. W. & Beck, T. W. (2005). A New Non-Exercise-Based $\dot{V}O_2\text{max}$ Prediction Equation for Aerobically Trained Men. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19 (3), 559-565.
- Mann, T., Lamberts, R. P. & Lambert, M. I. (2013). Methods of prescribing relative exercise intensity. Physiological and practical considerations. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 43 (7), 613-625.
- Mann, T. N., Lamberts, R. P. & Lambert, M. I. (2014). High responders and low responders. Factors associated with individual variation in response to standardized training. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 44 (8), 1113-1124.
- Manzi, V., Bovenzi, A., Franco Impellizzeri, M., Carminati, I. & Castagna, C. (2013). Individual training-load and aerobic-fitness variables in premiership soccer players during the precompetitive season. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27 (3), 631-636.
- Markworth, P. (2004). *Sportmedizin. Physiologische Grundlagen* (Rororo, 17049: Rororo Sport, Orig.-Ausg., 18. Aufl.). Reinbek bei Hamburg: Rowohlt.
- Marsh, A. P. & Martin, P. E. (1997). Effect of cycling experience, aerobic power, and power output on preferred and most economical cycling cadences. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 29 (9), 1225-1232.
- Martin-Rincon, M., González-Henríquez, J. J., Losa-Reyna, J., Perez-Suarez, I., Ponce-González, J. G., La Calle-Herrero, J. de et al. (2019). Impact of data averaging strategies on $\dot{V}O_2\text{max}$ assessment. Mathematical modeling and reliability. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 29 (10), 1473-1488.
- Matthews, J. I., Bush, B. A. & Morales, F. M. (1987). Microprocessor exercise physiology systems vs a nonautomated system. A comparison of data output. *Chest*, 92 (4), 696-703.
- Mauger, A. R., Metcalfe, A. J., Taylor, L. & Castle, P. C. (2013). The efficacy of the self-paced $\dot{V}O_2\text{max}$ test to measure maximal oxygen uptake in treadmill running. *Applied physiology, nutrition, and metabolism = Physiologie appliquee, nutrition et metabolisme*, 38 (12), 1211-1216.

- Mauger, A. R. & Sculthorpe, N. (2012). A new VO₂max protocol allowing self-pacing in maximal incremental exercise. *British journal of sports medicine*, 46 (1), 59-63.
- Maunder, E., Plews, D. J. & Kilding, A. E. (2018). Contextualising Maximal Fat Oxidation During Exercise. Determinants and Normative Values. *Frontiers in physiology*, 9, 599.
- Mayers, A. (2013). *Introduction to statistics and SPSS in psychology* (First published.). Harlow, England: Pearson.
- McArdle, W. D., Katch, F. I. & Katch, V. L. (2015). *Exercise physiology. Nutrition, energy, and human performance* (8. ed., internat. ed.). Philadelphia, Pa.: Wolters Kluwer.
- McCully, K. & Posner, J. (1992). Measuring exercise-induced adaptations and injury with magnetic resonance spectroscopy. *International journal of sports medicine*, 13 Suppl 1, S147-9.
- McLellan, T. M. (1985). Ventilatory and plasma lactate response with different exercise protocols. A comparison of methods. *International journal of sports medicine*, 6 (1), 30-35.
- McLellan, T. M. (1987). The anaerobic threshold: concept and controversy. *Australian journal of science & medicine in sport*, 19, 3-8.
- McNaughton, L. R., Roberts, S. & Bentley, D. J. (2005). Predicting performance in a short distance cycling time trial: effects of incremental exercise test design. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20, 157-161.
- McNulty, C. R. & Robergs, R. A. (2017). New Methods for Processing and Quantifying VO₂ Kinetics to Steady State. VO₂ Onset Kinetics. *Frontiers in physiology*, 8, 740.
- Meckel, Y., Machnai, O. & Eliakim, A. (2009). Relationship among repeated sprint tests, aerobic fitness, and anaerobic fitness in elite adolescent soccer players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23 (1), 163-169.
- Meyer, F., Borst, M., Buschmann, H.-C., Claussen, M., Dumitrescu, D., Ewert, R. et al. (2018). Belastungsuntersuchungen in der Pneumologie – Empfehlungen der Deutschen Gesellschaft für Pneumologie und Beatmungsmedizin e. V. *Pneumologie*, 72 (10), 687-731.
- Meyer, F. J., Borst, M. M., Buschmann, H. C., Ewert, R., Friedmann-Bette, B., Ochmann, U. et al. (2013). Belastungsuntersuchungen in der Pneumologie. *Pneumologie (Stuttgart, Germany)*, 67 (1), 16-34.

- Meyer, T. (2003). Der Respiratorische Quotient. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 54 (1), 29-30.
- Meyer, T., Davison, R. C. R. & Kindermann, W. (2005). Ambulatory gas exchange measurements - current status and future options. *International journal of sports medicine*, 26 Suppl 1, 19–27.
- Meyer, T. & Faude, O. (2008). Methodische Aspekte der Laktatbestimmung. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 59 (12).
- Meyer, T., Faude, O., Scharhag, J., Urhausen, A. & Kindermann, W. (2004). Is lactic acidosis a cause of exercise induced hyperventilation at the respiratory compensation point? *British journal of sports medicine*, 38 (5), 622-625.
- Meyer, T., Folz, C., Rosenberger, F. & Kindermann, W. (2009). The reliability of fat. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 19 (2), 213-221.
- Meyer, T., Gabriel, H. H. & Kindermann, W. (1999). Is determination of exercise intensities as percentages of VO₂max or HRmax adequate? *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 31 (9), 1342-1345.
- Meyer, T., Gässler, N. & Kindermann, W. (2007). Determination of "Fatmax" with 1 h cycling protocols of constant load. *Applied physiology, nutrition, and metabolism = Physiologie appliquee, nutrition et metabolisme*, 32 (2), 249-256.
- Meyer, T. & Kindermann, W. (1999). Die maximale Sauerstoffaufnahme (VO₂max). *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* (9), 285-286.
- Meyer, T., Lucía, A., Earnest, C. P. & Kindermann, W. (2005). A conceptual framework for performance diagnosis and training prescription from submaximal gas exchange parameters-theory and application. *International journal of sports medicine*, 26 Suppl 1, 38–48.
- Meyer, T., Scharhag, J. & Kindermann, W. (2005). Peak oxygen uptake. Myth and truth about an internationally accepted reference value. *Zeitschrift für Kardiologie*, 94 (4), 255-264.
- Mezzani, A. (2017). Cardiopulmonary Exercise Testing. Basics of Methodology and Measurements. *Annals of the American Thoracic Society*, 14, 3–11.
- Mezzani, A., Corrà, U., Andriani, C., Giordano, A., Colombo, R. & Giannuzzi, P. (2008). Anaerobic and aerobic relative contribution to total energy release during supramaximal effort in patients with left ventricular dysfunction. *Journal of applied physiology*, 104 (1), 97-102.

- Mezzani, A., Hamm, L. F., Jones, A. M., McBride, P. E., Moholdt, T., Stone, J. A. et al. (2013). Aerobic exercise intensity assessment and prescription in cardiac rehabilitation. A joint position statement of the European Association for Cardiovascular Prevention and Rehabilitation, the American Association of Cardiovascular and Pulmonary Rehabilitation and the Canadian Association of Cardiac Rehabilitation. *European journal of preventive cardiology*, 20 (3), 442-467.
- Midgley, A. W., Bentley, D. J., Luttikholt, H., McNaughton, L. R. & Millet, G. P. (2008). Challenging a dogma of exercise physiology. Does an incremental exercise test for valid VO₂max determination really need to last between 8 and 12 minutes? *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 38 (6), 441-447.
- Midgley, A. W. & Carroll, S. (2009). Emergence of the verification phase procedure for confirming 'true' VO₂max. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 19 (3), 313-322.
- Midgley, A. W., Carroll, S., Marchant, D., McNaughton, L. R. & Siegler, J. (2009). Evaluation of true maximal oxygen uptake based on a novel set of standardized criteria. *Applied physiology, nutrition, and metabolism = Physiologie appliquee, nutrition et metabolisme*, 34 (2), 115-123.
- Midgley, A. W., MacNaughton, L. R. & Carroll, S. (2007a). Reproducibility of time at or near VO₂max during intermittent treadmill running. *International journal of sports medicine*, 28 (1), 40-47.
- Midgley, A. W., MacNaughton, L. R. & Carroll, S. (2007b). Time at VO₂max during intermittent treadmill running: test protocol dependent or methodological artefact? *International journal of sports medicine*, 28 (11), 934-939.
- Midgley, A. W., McNaughton, L. R. & Carroll, S. (2006). Verification phase as a useful tool in the determination of the maximal oxygen uptake of distance runners. *Applied physiology, nutrition, and metabolism = Physiologie appliquee, nutrition et metabolisme*, 31 (5), 541-548.
- Midgley, A. W., McNaughton, L. R. & Carroll, S. (2007a). Effect of the VO₂ time-averaging interval on the reproducibility of VO₂max in healthy athletic subjects. *Clinical physiology and functional imaging*, 27 (2), 122-125.
- Midgley, A. W., McNaughton, L. R. & Carroll, S. (2007b). Time at VO₂max during intermittent treadmill running. Test protocol dependent or methodological artefact? *International journal of sports medicine*, 28 (11), 934-939.

- Midgley, A. W., McNaughton, L. R. & Jones, A. M. (2007). Training to enhance the physiological determinants of long-distance running performance. Can valid recommendations be given to runners and coaches based on current scientific knowledge? *Sports Medicine*, 37 (10), 857-880.
- Midgley, A. W., McNaughton, L. R., Polman, R. & Marchant, D. (2007). Criteria for determination of maximal oxygen uptake. A brief critique and recommendations for future research. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 37 (12), 1019-1028.
- Mier, C. M., Alexander, R. P. & Mageean, A. L. (2012). Achievement of VO₂max criteria during a continuous graded exercise test and a verification stage performed by college athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26 (10), 2648-2654.
- Millet, G. P., Dréano, P. & Bentley, D. J. (2003). Physiological characteristics of elite short- and long-distance triathletes. *European journal of applied physiology*, 88 (4-5), 427-430.
- Millet, G. P., Vleck, V. E. & Bentley, D. J. (2009). Physiological differences between cycling and running. Lessons from triathletes. *Sports Medicine*, 39 (3), 179-206.
- Mitchell, J., Sproule, B. & Chapman, C. (1958). The physiological meaning of the maximal oxygen intake test. *Journal of clinical investigation*, 538-547.
- Mogensen, M., Vind, B. F., Højlund, K., Beck-Nielsen, H. & Sahlin, K. (2009). Maximal lipid oxidation in patients with type 2 diabetes is normal and shows an adequate increase in response to aerobic training. *Diabetes, obesity & metabolism*, 11 (9), 874-883.
- Mohr, M., Krstrup, P. & Bangsbo, J. (2003). Match performance of high-standard soccer players with special reference to development of fatigue. *Journal of sports sciences*, 21 (7), 519-528.
- Montero, D., Cathomen, A., Jacobs, R. A., Flück, D., Leur, J. de, Keiser, S. et al. (2015). Haematological rather than skeletal muscle adaptations contribute to the increase in peak oxygen uptake induced by moderate endurance training. *The Journal of Physiology*, 593 (20), 4677-4688.
- Montero, D., Diaz-Cañestro, C. & Lundby, C. (2015). Endurance Training and V'O₂max. Role of Maximal Cardiac Output and Oxygen Extraction. *Medicine and science in sports and exercise*, 47 (10), 2024-2033.
- Montero, D. & Lundby, C. (2017). Refuting the myth of non-response to exercise training. 'non-responders' do respond to higher dose of training. *The Journal of Physiology*, 595 (11), 3377-3387.

- Morgan, D. W., Baldini, F. D., Martin, P. E. & Kohrt, W. M. (1989). Ten kilometer performance and predicted velocity at VO₂max among well-trained male runners. *Medicine and science in sports and exercise*, 21 (1), 78-83.
- Moro, C., Bajpeyi, S. & Smith, S. R. (2008). Determinants of intramyocellular triglyceride turnover. Implications for insulin sensitivity. *American journal of physiology. Endocrinology and metabolism*, 294 (2), 203–213.
- Morris, M., Lamb, K., Cotterrell, D. & Buckley, J. (2009). Predicting Maximal Oxygen Uptake Via a Perceptually Regulated Exercise Test (PRET). *Journal of Exercise Science & Fitness*, 7 (2), 122-128.
- Morton, R. H. (2011). Why peak power is higher at the end of steeper ramps. An explanation based on the "critical power" concept. *Journal of sports sciences*, 29 (3), 307-309.
- Moseley, L. & Jeukendrup, A. E. (2001). The reliability of cycling efficiency. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33 (4), 621-627.
- Murias, J. M., Kowalchuk, J. M. & Paterson, D. H. (2010). Speeding of VO₂ kinetics with endurance training in old and young men is associated with improved matching of local O₂ delivery to muscle O₂ utilization. *Journal of applied physiology*, 108 (4), 913-922.
- Myers, J. & Ashley, E. (1997). Dangerous curves. A perspective on exercise, lactate, and the anaerobic threshold. *Chest*, 111 (3), 787-795.
- Myers, J. & Bellin, D. (2000). Ramp exercise protocols for clinical and cardiopulmonary exercise testing. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 30 (1), 23-29.
- Myers, J., Buchanan, N., Walsh, D., Kraemer, M., McAuley, P., Hamilton-Wessler, M. et al. (1991). Comparison of the ramp versus standard exercise protocols. *Journal of the American College of Cardiology*, 17 (6), 1334-1342.
- Myers, J., Do, D., Herbert, W., Ribisl, P. & Froelicher, V. F. (1994). A nomogram to predict exercise capacity from a specific activity questionnaire and clinical data. *The American journal of cardiology*, 73 (8), 591-596.
- Myers, J. & Froelicher, V. F. (1990). Optimizing the exercise test for pharmacological investigations. *Circulation*, 82 (5), 1839-1846.

- Myers, J., Walsh, D., Sullivan, M. & Froelicher, V. (1990). Effect of sampling on variability and plateau in oxygen uptake. *Journal of applied physiology*, 68 (1), 404-410.
- Myers, J. N. & Froelicher, V. F. (Eds.). (2006). *Exercise and the heart* (5th ed.). Philadelphia, PA: Saunders Elsevier. Verfügbar unter <http://www.sciencedirect.com/science/book/9781416003113>
- Nalbandian, M., Radak, Z., Taniguchi, J. & Masaki, T. (2017). How Different Respiratory Rate Patterns affect Cardiorespiratory Variables and Performance. *International journal of exercise science*, 10 (3), 322-329.
- Nery, L. E., Wasserman, K., Andrews, J. D., Huntsman, D. J., Hansen, J. E. & Whipp, B. J. (1982). Ventilatory and gas exchange kinetics during exercise in chronic airways obstruction. *Journal of applied physiology*, 53 (6), 1594-1602.
- Neumann, G. & Hottenrott, K. (Hrsg.). (2010). *Methodik des Ausdauertrainings* (Beiträge zur Lehre und Forschung im Sport, Bd. 165, 2., überarb. Aufl.). Schorndorf: Hofmann.
- Nevill, A. M. & Cooke, C. B. (2017). The Dangers of Estimating $\dot{V}O_2\text{max}$ Using Linear, Nonexercise Prediction Models. *Medicine and science in sports and exercise*, 49 (5), 1036-1042.
- Niemel, K., Palatsi, I., Linnaluoto, M. & Takkunen, J. (1980). Criteria for maximum oxygen uptake in progressive bicycle tests. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 44 (1), 51-59.
- Noakes, T. D. (2008). Testing for maximum oxygen consumption has produced a brainless model of human exercise performance. *British journal of sports medicine*, 42 (7), 551-555.
- Noakes, T. D. (2012). Fatigue is a Brain-Derived Emotion that Regulates the Exercise Behavior to Ensure the Protection of Whole Body Homeostasis. *Frontiers in physiology*, 3, 82.
- Nolan, P. B., Beaven, M. L. & Dalleck, L. (2014). Comparison of intensities and rest periods for $\dot{V}O_2\text{max}$ verification testing procedures. *International journal of sports medicine*, 35 (12), 1024-1029.
- Nolan, P. B., Maddison, R. & Dalleck, L. (2014). The incidence of $\dot{V}O_2$ plateau at $\dot{V}O_2\text{max}$ in a cardiac-diseased population. *International journal of sports medicine*, 35 (2), 118-124.

- O'Brien, B., Payne, W., Gastin, P. & Burge, C. (1997). A comparison of active and passive warm ups on energy system contribution and performance in moderate heat. *Australian journal of science and medicine in sport*, 29 (4), 106-109.
- Okushima, D., Poole, D. C., Barstow, T. J., Rossiter, H. B., Kondo, N., Bowen, T. S. et al. (2016). Greater $\dot{V}O_2$ peak is correlated with greater skeletal muscle deoxygenation amplitude and hemoglobin concentration within individual muscles during ramp-incremental cycle exercise. *Physiological reports*, 4 (23).
- Olfert, I. M., Balouch, J., Kleinsasser, A., Knapp, A., Wagner, H., Wagner, P. D. et al. (2004). Does gender affect human pulmonary gas exchange during exercise? *The Journal of Physiology*, 557 (Pt 2), 529-541.
- Oren, A., Whipp, B. J. & Wasserman, K. (1982). Effect of acid-base status on the kinetics of the ventilatory response to moderate exercise. *Journal of applied physiology*, 52 (4), 1013-1017.
- Orie, J., Hofman, N., Koning, J. J. de & Foster, C. (2014). Thirty-eight years of training distribution in Olympic speed skaters. *International journal of sports physiology and performance*, 9 (1), 93-99.
- Orr, G. W., Green, H. J., Hughson, R. L. & Bennett, G. W. (1982). A computer linear regression model to determine ventilatory anaerobic threshold. *Journal of applied physiology*, 52 (5), 1349-1352.
- Ostojic, S. M., Stojanovic, M. D., Stojanovic, V., Maric, J. & Njaradi, N. (2011). Correlation between fitness and fatness in 6-14-year old Serbian school children. *Journal of health, population, and nutrition*, 29 (1), 53-60.
- Overstreet, B. S., Bassett, D. R., Crouter, S. E., Rider, B. C. & Parr, B. B. (2017). Portable open-circuit spirometry systems. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, 57 (3), 227-237.
- Padilla, S., Mujika, I., Orbañanos, J., Santisteban, J., Angulo, F. & José Goiriena, J. (2001). Exercise intensity and load during mass-start stage races in professional road cycling. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33 (5), 796-802.
- Pallarés, J. G., Morán-Navarro, R., Ortega, J. F., Fernández-Elías, V. E. & Mora-Rodríguez, R. (2016). Validity and Reliability of Ventilatory and Blood Lactate Thresholds in Well-Trained Cyclists. *PLoS one*, 11 (9), e0163389.

- Pareja-Blanco, F., Suarez-Arrones, L., Rodríguez-Rosell, D., López-Segovia, M., Jiménez-Reyes, P., Bacher-Mena, B. et al. (2016). Evolution of Determinant Factors of Repeated Sprint Ability. *Journal of human kinetics*, 54, 115-126.
- Pearce, D. H. & Milhorn, H. T. (1977). Dynamic and steady-state respiratory responses to bicycle exercise. *Journal of applied physiology*, 42 (6), 959-967.
- Pearce, D. H., Milhorn, H. T., Holloman, G. H. & Reynolds, W. J. (1977). Computer-based system for analysis of respiratory responses to exercise. *Journal of applied physiology*, 42 (6), 968-975.
- Pedersen, B. K. & Saltin, B. (2015). Exercise as medicine - evidence for prescribing exercise as therapy in 26 different chronic diseases. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 25 Suppl 3, 1-72.
- Peinado, A. B., Filho, D. P., Díaz, V., Benito, P. J., Álvarez-Sánchez, M., Zapico, A. G. et al. (2016). The midpoint between ventilatory thresholds approaches maximal lactate steady state intensity in amateur cyclists. *Biology of sport*, 33 (4), 373-380.
- Peinado, A. B., Rojo, J. J., Calderón, F. J. & Maffulli, N. (2014). Responses to increasing exercise upon reaching the anaerobic threshold, and their control by the central nervous system. *BMC sports science, medicine & rehabilitation*, 6, 17.
- Pérez-Martin, A., Dumortier, M., Raynaud, E., Brun, J. F., Fédou, C., Bringer, J. et al. (2001). Balance of substrate oxidation during submaximal exercise in lean and obese people. *Diabetes & metabolism*, 27 (4 Pt 1), 466-474.
- Perez-Suarez, I., Martin-Rincon, M., Gonzalez-Henriquez, J. J., Fezzardi, C., Perez-Regalado, S., Galvan-Alvarez, V. et al. (2018). Accuracy and Precision of the COSMED K5 Portable Analyser. *Frontiers in physiology*, 9, 1764.
- Péronnet, F. & Aguilaniu, B. (2006). Lactic acid buffering, nonmetabolic CO₂ and exercise hyperventilation. A critical reappraisal. *Respiratory physiology & neurobiology*, 150 (1), 4-18.
- Péronnet, F. & Massicotte, D. (1991). Table of nonprotein respiratory quotient. An update. *Canadian journal of sport sciences = Journal canadien des sciences du sport*, 16 (1), 23-29.
- Pescatello, L. S. (Ed.). (2014). *ACSM's guidelines for exercise testing and prescription* (9. ed.). Baltimore, MD: Wolters Kluwer Lippincott Williams & Wilkins.

- Pettitt, R. W., Clark, I. E., Ebner, S. M., Sedgeman, D. T. & Murray, S. R. (2013). Gas exchange threshold and VO₂max testing for athletes. An update. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27 (2), 549-555.
- Pierce, S. J., Hahn, A. G., Davie, A. & Lawton, E. W. (1999). Prolonged incremental tests do not necessarily compromise VO₂max in well-trained athletes. *Journal of science and medicine in sport*, 2 (4), 356-363.
- Pollock, M. L., Bohannon, R. L., Cooper, K. H., Ayres, J. J., Ward, A., White, S. R. et al. (1976). A comparative analysis of four protocols for maximal treadmill stress testing. *American heart journal*, 92 (1), 39-46.
- Pollock, M. L., Foster, C., Schmidt, D., Hellman, C., Linnerud, A. C. & Ward, A. (1982). Comparative analysis of physiologic responses to three different maximal graded exercise test protocols in healthy women. *American heart journal*, 103 (3), 363-373.
- Poole, D. C., Barstow, T. J., Gaesser, G. A., Willis, W. T. & Whipp, B. J. (1994). VO₂ slow component. Physiological and functional significance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 26 (11), 1354-1358.
- Poole, D. C., Burnley, M., Vanhatalo, A., Rossiter, H. B. & Jones, A. M. (2016). Critical Power. An Important Fatigue Threshold in Exercise Physiology. *Medicine and science in sports and exercise*, 48 (11), 2320-2334.
- Poole, D. C. & Jones, A. M. (2012). Oxygen uptake kinetics. *Comprehensive Physiology*, 2 (2), 933-996.
- Poole, D. C. & Jones, A. M. (2017). Measurement of the maximum oxygen uptake $\dot{V}O_{2max}$. $\dot{V}O_{2peak}$ is no longer acceptable. *Journal of applied physiology*, 122 (4), 997-1002.
- Poole, D. C., Schaffartzik, W., Knight, D. R., Derion, T., Kennedy, B., Guy, H. J. et al. (1991). Contribution of exercising legs to the slow component of oxygen uptake kinetics in humans. *Journal of applied physiology*, 71 (4), 1245-1260.
- Poole, D. C., Wilkerson, D. P. & Jones, A. M. (2008). Validity of criteria for establishing maximal O₂ uptake during ramp exercise tests. *European journal of applied physiology*, 102 (4), 403-410.

- Porszasz, J., Barstow, T. J. & Wasserman, K. (1994). Evaluation of a symmetrically disposed Pitot tube flowmeter for measuring gas flow during exercise. *Journal of applied physiology*, 77 (6), 2659-2665.
- Porszasz, J., Blonshine, S., Cao, R., Paden, H. A., Casaburi, R. & Rossiter, H. B. (2016). Biological quality control for cardiopulmonary exercise testing in multicenter clinical trials. *BMC pulmonary medicine*, 16, 13.
- Potter, C. R., Childs, D. J., Houghton, W. & Armstrong, N. (1999). Breath-to-breath "noise" in the ventilatory and gas exchange responses of children to exercise. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 80 (2), 118-124.
- Pottgießer, T. (2014). Leistungsbegrenzung und Trainingstherapie bei chronischer Herzinsuffizienz. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 2014 (04).
- Prefaut, C., Durand, F., Mucci, P. & Caillaud, C. (2000). Exercise-induced arterial hypoxaemia in athletes. A review. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 30 (1), 47-61.
- Pringle, J. S. M., Doust, J. H., Carter, H., Tolfrey, K., Campbell, I. T., Sakkas, G. K. et al. (2003). Oxygen uptake kinetics during moderate, heavy and severe intensity "submaximal" exercise in humans. The influence of muscle fibre type and capillarisation. *European journal of applied physiology*, 89 (3-4), 289-300.
- Prins, J. (NIST/ SEMATECH, Hrsg.). (2013, 30. Oktober). *Engineering Statistics Handbook. Process or Product Monitoring and Control: Single Moving Average*. Zugriff am 30.12.2020. Verfügbar unter <https://www.itl.nist.gov/div898/handbook/pmc/section4/pmc421.htm>
- Pripstein, L. P., Rhodes, E. C., McKenzie, D. C. & Coutts, K. D. (1999). Aerobic and anaerobic energy during a 2-km race simulation in female rowers. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 79 (6), 491-494.
- Proia, P., Di Liegro, C. M., Schiera, G., Fricano, A. & Di Liegro, I. (2016). Lactate as a Metabolite and a Regulator in the Central Nervous System. *International journal of molecular sciences*, 17 (9), 1450.
- Prud'homme, D., Bouchard, C., Leblance, C., Landry, F., Lortie, G. & Boulay, M. R. (2007). Reliability of assessments of ventilatory thresholds. *Journal of sports sciences*, 2 (1), 13-24.

- Puente-Maestu, L., Palange, P., Casaburi, R., Laveneziana, P., Maltais, F., Neder, J. A. et al. (2016). Use of exercise testing in the evaluation of interventional efficacy. An official ERS statement. *The European respiratory journal*, 47 (2), 429-460.
- Purdom, T., Kravitz, L., Dokladny, K. & Mermier, C. (2018). Understanding the factors that effect maximal fat oxidation. *Journal of the International Society of Sports Nutrition*, 15, 3.
- Pyne, D. B., Saunders, P. U., Montgomery, P. G., Hewitt, A. J. & Sheehan, K. (2008). Relationships between repeated sprint testing, speed, and endurance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22 (5), 1633-1637.
- Qiu, S., Alzhab, S., Picard, G. & Taylor, J. A. (2016). Ventilation Limits Aerobic Capacity after Functional Electrical Stimulation Row Training in High Spinal Cord Injury. *Medicine and science in sports and exercise*, 48 (6), 1111-1118.
- Racinais, S., Buchheit, M. & Girard, O. (2014). Breakpoints in ventilation, cerebral and muscle oxygenation, and muscle activity during an incremental cycling exercise. *Frontiers in physiology*, 5, 142.
- Raleigh, C., Donne, B. & Fleming, N. (2018). Association between different Non-Invasively Derived Thresholds with Lactate Threshold during graded incremental exercise. *International journal of exercise science*, 11 (4), 391-403.
- Raleigh, J. P., Giles, M. D., Islam, H., Nelms, M., Bentley, R. F., Jones, J. H. et al. (2018). Contribution of central and peripheral adaptations to changes in maximal oxygen uptake following 4 weeks of sprint interval training. *Applied physiology, nutrition, and metabolism = Physiologie appliquee, nutrition et metabolisme*, 43 (10), 1059-1068.
- Randell, R. K., Rollo, I., Roberts, T. J., Dalrymple, K. J., Jeukendrup, A. E. & Carter, J. M. (2017). Maximal Fat Oxidation Rates in an Athletic Population. *Medicine and science in sports and exercise*, 49 (1), 133-140.
- Rankin, S. L., Briffa, T. G., Morton, A. R. & Hung, J. (1996). A specific activity questionnaire to measure the functional capacity of cardiac patients. *The American journal of cardiology*, 77 (14), 1220-1223.
- Rappas, M., Niwa, H. & Zhang, X. (2004). Mechanisms of ATPases--a multi-disciplinary approach. *Current protein & peptide science*, 5 (2), 89-105.

- Raschka, C. & Ruf, S. (2017). *Sport und Ernährung. Wissenschaftlich basierte Empfehlungen Tipps und Ernährungspläne für die Praxis* (3., unveränderte Auflage). Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Reilly, T. (1994). Motion characteristics. In B. Ekblom (Ed.), *Football (Soccer)* (An IOC Medical Commission publication, 1st ed., pp. 31-42). Oxford: Blackwell.
- Ribeiro, J. P., Yang, J., Adams, R. P., Kuca, B. & Knutten, H. G. (1986). Effect of different incremental exercise protocols on the determination of lactate and ventilatory thresholds. *Brazilian journal of medical and biological research = Revista brasileira de pesquisas medicas e biologicas*, 19 (1), 109-117.
- Robergs, R. & Burnett, A. (2003). Methods used to process data from indirect calorimetry and their application to VO₂max. *Journal of Exercise Physiology online*, 6 (2), 44-57.
- Robergs, R. A. (2001). An exercise physiologist's 'contemporary' interpretations of the 'ugly and creating edifices' of the VO₂max concept. *Journal of Exercise Physiology online*, 4 (1), 1-44.
- Robergs, R. A. (2014). A critical review of the history of low- to moderate-intensity steady-state VO₂ kinetics. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 44 (5), 641-653.
- Robergs, R. A., Dwyer, D. & Astorino, T. (2010). Recommendations for improved data processing from expired gas analysis indirect calorimetry. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 40 (2), 95-111.
- Robergs, R. A., Ghiasvand, F. & Parker, D. (2004). Biochemistry of exercise-induced metabolic acidosis. *American journal of physiology. Regulatory, integrative and comparative physiology*, 287 (3), 502-16.
- Robinson, S., Edwards, H. T. & Dill, D. B. (1937). NEW RECORDS IN HUMAN POWER. *Science (New York, N.Y.)*, 85 (2208), 409-410.
- Rodahl, K. & Åstrand, P.-O. (Eds.). (1970). *Textbook of work physiology*. New York: McGraw-Hill.
- Roecker, K. (2013). Die sportmedizinische Laktatdiagnostik. Technische Rahmenbedingungen und Einsatzbereiche. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 2013 (12).
- Roecker, K., Prettin, S. & Sorichter, S. (2005). Gas exchange measurements with high temporal resolution. The breath-by-breath approach. *International journal of sports medicine*, 26 (1), 11-8.

- Romer, L. M., McConnell, A. K. & Jones, D. A. (2002). Inspiratory muscle fatigue in trained cyclists. Effects of inspiratory muscle training. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34 (5), 785-792.
- Romijn, J. A., Coyle, E. F., Sidossis, L. S., Gastaldelli, A., Horowitz, J. F., Endert, E. et al. (1993). Regulation of endogenous fat and carbohydrate metabolism in relation to exercise intensity and duration. *The American journal of physiology*, 265 (3 Pt 1), 380-91.
- Romijn, J. A., Coyle, E. F., Sidossis, L. S., Rosenblatt, J. & Wolfe, R. R. (2000). Substrate metabolism during different exercise intensities in endurance-trained women. *Journal of applied physiology*, 88 (5), 1707-1714.
- Rosdahl, H., Gullstrand, L., Salier-Eriksson, J., Johansson, P. & Schantz, P. (2010). Evaluation of the Oxycon Mobile metabolic system against the Douglas bag method. *European journal of applied physiology*, 109 (2), 159-171.
- Ross, R. M. (Ed.). (2003). *ATS/ACCP Statement on cardiopulmonary exercise testing*.
- Rossiter, H. B., Kowalchuk, J. M. & Whipp, B. J. (2006). A test to establish maximum O₂ uptake despite no plateau in the O₂ uptake response to ramp incremental exercise. *Journal of applied physiology*, 100 (3), 764-770.
- Roston, W. L., Whipp, B. J., Davis, J. A., Cunningham, D. A., Effros, R. M. & Wasserman, K. (1987). Oxygen uptake kinetics and lactate concentration during exercise in humans. *The American review of respiratory disease*, 135 (5), 1080-1084.
- Rühle, K.-H. (2008). *Praxisleitfaden der Spiroergometrie* (2., überarb. und erw. Aufl.). Stuttgart: Kohlhammer. Verfügbar unter http://bvbr.bib-bvb.de:8991/F?func=service&doc_library=BVB01&local_base=BVB01&doc_number=016426709&sequence=000004&line_number=0002&func_code=DB_RECORDS&service_type=MEDIA
- Saltin, B. (1985). Hemodynamic adaptations to exercise. *The American journal of cardiology*, 55 (10), 42-47.
- Saltin, B., Henriksson, J., Nygaard, E., Andersen, P. & Jansson, E. (1977). Fiber types and metabolic potentials of skeletal muscles in sedentary man and endurance runners. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 301, 3-29.

- Sánchez-Otero, T., Iglesias-Soler, E., Boullosa, D. A. & Tuimil, J. L. (2014). Verification criteria for the determination of VO₂max in the field. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28 (12), 3544-3551.
- Sanders, G. J., Turner, Z., Boos, B., Peacock, C. A., Peveler, W. & Lipping, A. (2017). Aerobic Capacity is Related to Repeated Sprint Ability with Sprint Distances Less Than 40 Meters. *International journal of exercise science*, 10 (2), 197-204.
- Sartor, F., Vernillo, G., Morree, H. M. de, Bonomi, A. G., La Torre, A., Kubis, H.-P. et al. (2013). Estimation of maximal oxygen uptake via submaximal exercise testing in sports, clinical, and home settings. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 43 (9), 865-873.
- Saunders, P. U., Pyne, D. B., Telford, R. D. & Hawley, J. A. (2004a). Factors Affecting Running Economy in Trained Distance Runners. *Sports Medicine*, 34 (7), 465-485.
- Saunders, P. U., Pyne, D. B., Telford, R. D. & Hawley, J. A. (2004b). Reliability and Variability of Running Economy in Elite Distance Runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36 (11), 1972-1976.
- Sawyer, B. J., Morton, R. H., Womack, C. J. & Gaesser, G. A. (2012). V'O₂max may not be reached during exercise to exhaustion above critical power. *Medicine and science in sports and exercise*, 44 (8), 1533-1538.
- Sawyer, B. J., Tucker, W. J., Bhammar, D. M. & Gaesser, G. A. (2015). Using a Verification Test for Determination of VCombining Dot AboveO₂max in Sedentary Adults With Obesity. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29 (12), 3432-3438.
- Schabort, E. J., Hawley, J. A., Hopkins, W. G., Mujika, I. & Noakes, T. D. (1998). A new reliable laboratory test of endurance performance for road cyclists. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 30 (12), 1744-1750.
- Scharhag-Rosenberger, F. (2010). Spiroergometrie zur Ausdauerleistungsdiagnostik. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 61 (6), 146-147.
- Scharhag-Rosenberger, F., Carlsohn, A., Cassel, M., Mayer, F. & Scharhag, J. (2011). How to test maximal oxygen uptake. A study on timing and testing procedure of a supramaximal verification test. *Applied physiology, nutrition, and metabolism = Physiologie appliquee, nutrition et metabolisme*, 36 (1), 153-160.

- Scharhag-Rosenberger, F., Meyer, T., Gässler, N., Faude, O. & Kindermann, W. (2010). Exercise at given percentages of VO₂max. Heterogeneous metabolic responses between individuals. *Journal of science and medicine in sport*, 13 (1), 74-79.
- Scharhag-Rosenberger, F., Meyer, T., Walitzek, S. & Kindermann, W. (2009). Time course of changes in endurance capacity. A 1-yr training study. *Medicine and science in sports and exercise*, 41 (5), 1130-1137.
- Scharhag-Rosenberger, F. & Schommer, K. (2013). Die Spiroergometrie in der Sportmedizin. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 2013 (12).
- Schaun, G. Z. (2017). The Maximal Oxygen Uptake Verification Phase. A Light at the End of the Tunnel? *Sports medicine - open*, 3 (1), 44.
- Scheidler, C. M. & Devor, S. T. (2015). VO₂max Measured with a Self-selected Work Rate Protocol on an Automated Treadmill. *Medicine and science in sports and exercise*, 47 (10), 2158-2165.
- Scheidler, C. M., Garver, M. J. & Hanson, N. J. (2017). The Gas Sampling Interval Effect on V'O₂peak Is Independent of Exercise Protocol. *Medicine and science in sports and exercise*, 49 (9), 1911-1916.
- Schembre, S. M. & Riebe, D. A. (2011). Non-exercise estimation of VO₂max using the International Physical Activity Questionnaire. *Measurement in physical education and exercise science*, 15 (3), 168-181.
- Scheuermann, B., Hoelting, B., Noble, L. & Barstow, T. (2001). The slow component of O₂ uptake is not accompanied by changes in muscle EMG during repeated bouts of heavy exercise in humans. *Journal of applied physiology*, 245-256.
- Schiphof-Godart, L., Roelands, B. & Hettinga, F. J. (2018). Drive in Sports. How Mental Fatigue Affects Endurance Performance. *Frontiers in psychology*, 9, 1383.
- Schmidt, R. F. (Hrsg.). (2007). *Physiologie des Menschen. Mit Pathophysiologie* (30., neu bearb. und aktualisierte Aufl.). Heidelberg: Springer. Verfügbar unter <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-540-32910-7>
- Schnell, R., Hill, P. B. & Esser, E. (2011). *Methoden der empirischen Sozialforschung* (9., aktualisierte Aufl.). München: Oldenbourg.

- Schoenfeld, B. (2016). *Science and Development of Muscle Hypertrophy*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Schomaker, R. & Greiwing, A. (2015). Sport- und Präventivmedizin. Spiroergometrie in der Ausdauerleistungsdiagnostik. In R. F. Kroidl (Hrsg.), *Kursbuch Spiroergometrie. Technik und Befundung verständlich gemacht* (3., vollst. überarb. und erw. Aufl., S. 330-351). Stuttgart: Thieme.
- Schomaker, R. & Greiwing, A. (2017). *Spiroergometrie-Führerschein Theorie. Exklusives Begleitbuch zum Theoriekurs Spiroergometrie* (3. Aufl.). Münster: ZfS-VErlag für Sport & Medizin.
- Schurr, S. (2007). *Leistungsdiagnostik. Der Laktatleistungstest ... und seine Alternativen*. Norderstedt: Books on Demand.
- Schurr, S. (2018). *Polarisiertes Training im Ausdauersport*. Norderstedt: Books on Demand.
- Schutz, Y. (1997). On problems of calculating energy expenditure and substrate utilization from respiratory exchange data. *Zeitschrift für Ernährungswissenschaft*, 36 (4), 255-262.
- Schutz, Y. & Ravussin, E. (1980). Respiratory quotients lower than 0.70 in ketogenic diets. *The American journal of clinical nutrition*, 33 (6), 1317-1319.
- Schwarz, J. & Enzler, H. (2019). *Methodenberatung Universität Zürich*, Universität Zürich. Zugriff am 05.09.2020. Verfügbar unter https://www.methodenberatung.uzh.ch/de/datenanalyse_spss/unterschiede/zentral/evarianzmessw.html#:~:text=Die%20einfaktorielle%20Varianzanalyse%20mit%20Messwiederholung%20stellt%20eine%20Verallgemeinerung%20des%20t,Analysis%20of%20variance%22%20bezeichnet%20wird.
- Schwindling, S., Scharhag-Rosenberger, F., Kindermann, W. & Meyer, T. (2014). Limited benefit of Fatmax-test to derive training prescriptions. *International journal of sports medicine*, 35 (4), 280-285.
- Sciruba, F.C., Owens, G.R. & Ondrizek, J. (1991). The effect of sample interval on maximal values obtained during incremental exercise. *American Review of Respiratory Disease*, 143-176.
- Sedgeman, D., Dalleck, L., Clark, I. E., Jamnick, N. & Pettitt, R. W. (2013). Analysis of square-wave bouts to verify VO₂max. *International journal of sports medicine*, 34 (12), 1058-1062.

- Seiler, K. S. & Kjerland, G. Ø. (2006). Quantifying training intensity distribution in elite endurance athletes. Is there evidence for an "optimal" distribution? *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 16 (1), 49-56.
- Seiler, K.S. & Tonnessen, E. (2009). Intervals, thresholds, and long slow distance: the role of intensity and duration in endurance training. *Sportsmedicine*, 13, 32-53.
- Seiler, S. (2010). What is best practice for training intensity and duration distribution in endurance athletes? *International journal of sports physiology and performance*, 5 (3), 276-291.
- Sharma, V. K., Subramanian, S. K. & Arunachalam, V. (2013). Evaluation of body composition and its association with cardio respiratory fitness in south Indian adolescents. *Indian journal of physiology and pharmacology*, 57 (4), 399-405.
- Shaw, A. J., Ingham, S. A., Atkinson, G. & Folland, J. P. (2015). The correlation between running economy and maximal oxygen uptake. Cross-sectional and longitudinal relationships in highly trained distance runners. *PLoS one*, 10 (4), e0123101.
- Shei, R.-J. (2018). Recent Advancements in Our Understanding of the Ergogenic Effect of Respiratory Muscle Training in Healthy Humans. A Systematic Review. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 32 (9), 2665-2676.
- Shephard, R. (1955). A critical examination of the Douglas bag technique. *The Journal of Physiology*, 127 (3), 515-524.
- Shephard, R. J. (2012). A critical examination of the Douglas bag technique. *Medicine and science in sports and exercise*, 44 (7), 1407.
- Shimizu, M., Myers, J., Buchanan, N., Walsh, D., Kraemer, M., McAuley, P. et al. (1991). The ventilatory threshold. Method, protocol, and evaluator agreement. *American heart journal*, 122 (2), 509-516.
- Sijie, T., Hainai, Y., Fengying, Y. & Jianxiong, W. (2012). High intensity interval exercise training in overweight young women. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, 52 (3), 255-262.
- Silva, S. C., Monteiro, W. D., Cunha, F. A. & Farinatti, P. (2018). Influence of Different Treadmill Inclinations on VCombining Dot AboveO2max and Ventilatory Thresholds During Maximal Ramp Protocols. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 1-7.

- Silva, S. C. d., Monteiro, W. D. & Farinatti, Paulo De Tarso Veras. (2011). Avaliação da capacidade máxima de exercício. Uma revisão sobre os protocolos tradicionais e a evolução para modelos individualizados. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, 17 (5), 363-369.
- Simon, J., Young, J. L., Gutin, B., Blood, D. K. & Case, R. B. (1983). Lactate accumulation relative to the anaerobic and respiratory compensation thresholds. *Journal of applied physiology*, 54 (1), 13-17.
- Simonton, C. A., Higginbotham, M. B. & Cobb, F. R. (1988). The ventilatory threshold. Quantitative analysis of reproducibility and relation to arterial lactate concentration in normal subjects and in patients with chronic congestive heart failure. *The American journal of cardiology*, 62 (1), 100-107.
- Sjödin, B. & Jacobs, I. (1981). Onset of blood lactate accumulation and marathon running performance. *International journal of sports medicine*, 2 (1), 23-26.
- Skinner, J. S., McLellan, T. M. & McLellan, T. H. (1980). The transition from aerobic to anaerobic metabolism. *Research quarterly for exercise and sport*, 51 (1), 234-248.
- Smart, N. A., Jeffriess, L., Giallauria, F., Vigorito, C., Vitelli, A., Maresca, L. et al. (2015). Effect of duration of data averaging interval on reported peak VO₂ in patients with heart failure. *International journal of cardiology*, 182, 530-533.
- Smekal, G., Duvillard, S. P. von, Pokan, R., Hofmann, P., Braun, W. A., Arciero, P. J. et al. (2012). Blood lactate concentration at the maximal lactate steady state is not dependent on endurance capacity in healthy recreationally trained individuals. *European journal of applied physiology*, 112 (8), 3079-3086.
- Smirmaul, B. P. C., Bertucci, D. R. & Teixeira, I. P. (2013). Is the VO₂max that we measure really maximal? *Frontiers in physiology*, 4, 203.
- Smith, A. E., Evans, H., Parfitt, G., Eston, R. & Ferrar, K. (2016). Submaximal Exercise-Based Equations to Predict Maximal Oxygen Uptake in Older Adults. A Systematic Review. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 97 (6), 1003-1012.
- Smith, D. A. & O'Donnell, T. V. (1984). The time course during 36 weeks' endurance training of changes in VO₂max and anaerobic threshold as determined with a new computerized method. *Clinical science (London, England : 1979)*, 67 (2), 229-236.

- Smith, S. A., Gallagher, K. M., Norton, K. H., Querry, R. G., Welch-O'Connor, R. M. & Raven, P. B. (1999). Ventilatory responses to dynamic exercise elicited by intramuscular sensors. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 31 (2), 277-286.
- Solli, G. S., Tønnessen, E. & Sandbakk, Ø. (2017). The Training Characteristics of the World's Most Successful Female Cross-Country Skier. *Frontiers in physiology*, 8, 1069.
- Sousa, A., Rodríguez, F. A., Machado, L., Vilas-Boas, J. P. & Fernandes, R. J. (2015). Exercise modality effect on oxygen uptake off-transient kinetics at maximal oxygen uptake intensity. *Experimental physiology*, 100 (6), 719-729.
- Spanaus, W. (2002). *Herzfrequenzkontrolle im Ausdauersport*. Aachen: Meyer und Meyer.
- Speckmann, E.-J. (2008). *Repetitorium Physiologie* (2. Aufl.). München: Elsevier Urban & Fischer.
- Spencer, M., Bishop, D., Dawson, B. & Goodman, C. (2005). Physiological and metabolic responses of repeated-sprint activities: specific to field-based team sports. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 35 (12), 1025-1044.
- Spencer, M. R. & Gatin, P. B. (2001). Energy system contribution during 200- to 1500-m running in highly trained athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33 (1), 157-162.
- Sperlich, P. F., Holmberg, H.-C., Reed, J. L., Zinner, C., Mester, J. & Sperlich, B. (2015). Individual versus Standardized Running Protocols in the Determination of VO₂max. *Journal of sports science & medicine*, 14 (2), 386-393. Zugriff am 02.03.2017. Verfügbar unter <http://www.jssm.org/volume14/iss2/cap/jssm-14-386.pdf>
- Spriggs, E. A. (1978). The history of spirometry. *British journal of diseases of the chest*, 72, 165-180.
- Steinacker, J., Wang, L., Reißnecker, S., Lormes, W. & Liu, Y. (2002). Strukturanpassungen des Skelettmuskels auf Training. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 53 (12), 354-360.
- Steinacker, J.M., Liu, Y. & Reißnecker, S. (2002). Abbruchkriterien bei der Ergometrie. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 53 (7), 228-229.
- Stelken, A. M., Younis, L. T., Jennison, S. H., Miller, D. D., Miller, L. W., Shaw, L. J. et al. (1996). Prognostic value of cardiopulmonary exercise testing using percent achieved of predicted peak oxygen uptake for patients with ischemic and dilated cardiomyopathy. *Journal of the American College of Cardiology*, 27 (2), 345-352.

- Stellingwerff, T., Spriet, L. L., Watt, M. J., Kimber, N. E., Hargreaves, M., Hawley, J. A. et al. (2006). Decreased PDH activation and glycogenolysis during exercise following fat adaptation with carbohydrate restoration. *American journal of physiology, Endocrinology and metabolism*, 290 (2), 380–388.
- Stepo, N. K., Martin, D. T., Fallon, K. E. & Hawley, J. A. (2001). Metabolic demands of intense aerobic interval training in competitive cyclists. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33 (2), 303-310.
- Stirling, J. R., Zakythinaki, M. S. & Saltin, B. (2005). A model of oxygen uptake kinetics in response to exercise. Including a means of calculating oxygen demand/deficit/debt. *Bulletin of mathematical biology*, 67 (5), 989-1015.
- Stisen, A. B., Stougaard, O., Langfort, J., Helge, J. W., Sahlin, K. & Madsen, K. (2006). Maximal fat oxidation rates in endurance trained and untrained women. *European journal of applied physiology*, 98 (5), 497-506.
- Stöggl, T. & Sperlich, B. (2014). Polarized training has greater impact on key endurance variables than threshold, high intensity, or high volume training. *Frontiers in physiology*, 5, 33.
- Stöggl, T. L. & Sperlich, B. (2015). The training intensity distribution among well-trained and elite endurance athletes. *Frontiers in physiology*, 6, 295.
- Stølen, T., Chamari, K., Castagna, C. & Wisløff, U. (2005). Physiology of soccer. An update. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 35 (6), 501-536.
- Straub, A. M., Midgley, A. W., Zavorsky, G. S. & Hillman, A. R. (2014). Ramp-incremented and RPE-clamped test protocols elicit similar VO₂max values in trained cyclists. *European journal of applied physiology*, 114 (8), 1581-1590.
- Sue, D. Y., Wasserman, K., Moricca, R. B. & Casabari, R. (1988). Metabolic acidosis during exercise in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Chest*, 931-938.
- Svedahl, K. & MacIntosh, B. R. (2003). Anaerobic threshold. The concept and methods of measurement. *Canadian journal of applied physiology = Revue canadienne de physiologie appliquee*, 28 (2), 299-323.
- Swanson, G. D. & Hughson, R. L. (1988). On the modeling and interpretation of oxygen uptake kinetics from ramp work rate tests. *Journal of applied physiology*, 65 (6), 2453-2458.

- Sylta, Ø., Tønnessen, E. & Seiler, S. (2014). Do elite endurance athletes report their training accurately? *International journal of sports physiology and performance*, 9 (1), 85-92.
- Tanaka, H., Monahan, K. D. & Seals, D. R. (2001). Age-predicted maximal heart rate revisited. *Journal of the American College of Cardiology*, 37 (1), 153-156.
- Taoutaou, Z., Granier, P., Mercier, B., Mercier, J., Ahmaidi, S. & Prefaut, C. (1996). Lactate kinetics during passive and partially active recovery in endurance and sprint athletes. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 73 (5), 465-470.
- Taylor, D. J., Bore, P. J., Styles, P., Gadian, D. G. & Radda, G. K. (1983). Bioenergetics of intact human muscle. A ³¹P nuclear magnetic resonance study. *Molecular biology & medicine*, 1 (1), 77-94.
- Taylor, H. L., Buskirk, E. & Henschel, A. (1955). Maximal oxygen intake as an objective measure of cardio-respiratory performance. *Journal of applied physiology*, 8 (1), 73-80.
- Te Wierike, S. C. M., Jong, M. C. de, Tromp, E. J. Y., Vuijk, P. J., Lemmink, K. A. P. M., Malina, R. M. et al. (2014). Development of repeated sprint ability in talented youth basketball players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28 (4), 928-934.
- Thackray, A. E., Barrett, L. A. & Tolfrey, K. (2016). High-Intensity Running and Energy Restriction Reduce Postprandial Lipemia in Girls. *Medicine and science in sports and exercise*, 48 (3), 402-411.
- Thoden, J. (1991). Testing aerobic Power. In J. D. MacDougall (Ed.), *Physiological testing of the high-performance athlete. Published for the Canadian Association of Sport Sciences* (2nd ed., pp. 107-173). Champaign, Ill.: Human Kinetics Books.
- Thoden, J., MacDougall, J. & Wilson, B. (1982). *Testin aerobic power*. Ithaca (NY): Movement Publications Inc.
- Thomas, C., Perrey, S., Lambert, K., Hugon, G., Mornet, D. & Mercier, J. (2005). Monocarboxylate transporters, blood lactate removal after supramaximal exercise, and fatigue indexes in humans. *Journal of applied physiology*, 98 (3), 804-809.
- Tissot, J. (1904). Nouvelle méthode de mesure et d'inscription du débit et des mouvements respiratoires de l'homme et des animaux. *J. Physiol. Path. Gen.*, 688-700.
- Tomlin, D. L. & Wenger, H. A. (2001). The relationship between aerobic fitness and recovery from high intensity intermittent exercise. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 31 (1), 1-11.

- Tompuri, T., Lintu, N., Savonen, K., Laitinen, T., Laaksonen, D., Jääskeläinen, J. et al. (2015). Measures of cardiorespiratory fitness in relation to measures of body size and composition among children. *Clinical physiology and functional imaging*, 35 (6), 469-477.
- Tonkonogi, M., Walsh, B., Tiivel, T., Saks, V. & Sahlin, K. (1999). Mitochondrial function in human skeletal muscle is not impaired by high intensity exercise. *European journal of physiology*, 437 (4), 562-568.
- Tschopp, M., Held, T., Beat, V. & Bernard, M. (2001). Qualitätsstandards in der Ausdauerleistungsdiagnostik. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie* (2), 57-66. Zugriff am 05.04.2017. Verfügbar unter http://www.sgsm.ch/fileadmin/user_upload/Zeitschrift/49-2001-2/03-2001-2_Tschopp.pdf
- Tschopp, M., Maier, T., Gross, M., Trösch, S. & Steiner, T. (2015). *Manual Leistungsdiagnostik* (Bundesamt für Sport, Hrsg.), Magglingen.
- Turcotte, L. P., Richter, E. A. & Kiens, B. (1992). Increased plasma FFA uptake and oxidation during prolonged exercise in trained vs. untrained humans. *The American journal of physiology*, 262 (6 Pt 1), 791-9.
- Turner, A. N. & Stewart, P. F. (2013). Repeat Sprint Ability. *Strength and Conditioning Journal*, 35 (1), 37-41.
- Ulbricht, A. & Ferrauti, A. (DTB, Hrsg.). (2017). *Normprofile DTB-Konditionstest Herbst 2014*, DTB. Zugriff am 18.11.2017. Verfügbar unter https://www.dtb-tennis.de/content/download/5629/59863/version/1/file/Normprofile_Herbst2014.pdf
- Ulbricht, A., Ferrauti, A. & Pfannkoch, P. (2014). *DTB Konditionstest Testmanual 2014* (Zentrum für Diagnostik und Intervention Ruhr Universität Bochum, Hrsg.): Ruhr Universität Bochum.
- Van Loon, L. J., Greenhaff, P. L., Constantin-Teodosiu, D., Saris, W. H. & Wagenmakers, A. J. (2001). The effects of increasing exercise intensity on muscle fuel utilisation in humans. *The Journal of Physiology*, 536 (Pt 1), 295-304.
- Varlamov, O., Bethea, C. L. & Roberts, C. T. (2014). Sex-specific differences in lipid and glucose metabolism. *Frontiers in endocrinology*, 5, 241.

- Venables, M. C., Achten, J. & Jeukendrup, A. E. (2005). Determinants of fat oxidation during exercise in healthy men and women. A cross-sectional study. *Journal of applied physiology*, 98 (1), 160-167.
- Venables, M. C. & Jeukendrup, A. E. (2008). Endurance training and obesity. Effect on substrate metabolism and insulin sensitivity. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 40 (3), 495-502.
- Vickers, R. (2003). *Measurement Error in Maximal Oxygen Uptake Tests*. Fort Belvoir, VA: Defense Technical Information Center.
- Volek, J. S., Freidenreich, D. J., Saenz, C., Kunces, L. J., Creighton, B. C., Bartley, J. M. et al. (2016). Metabolic characteristics of keto-adapted ultra-endurance runners. *Metabolism: clinical and experimental*, 65 (3), 100-110.
- Volek, J. S., Noakes, T. & Phinney, S. D. (2015). Rethinking fat as a fuel for endurance exercise. *European journal of sport science*, 15 (1), 13-20.
- Volkov, N. I., Shirkovets, E. A. & Borilkevich, V. E. (1975). Assessment of aerobic and anaerobic capacity of athletes in treadmill running tests. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 34 (2), 121-130.
- Vollaard, N. B. J., Constantin-Teodosiu, D., Fredriksson, K., Rooyackers, O., Jansson, E., Greenhaff, P. L. et al. (2009). Systematic analysis of adaptations in aerobic capacity and submaximal energy metabolism provides a unique insight into determinants of human aerobic performance. *Journal of applied physiology*, 106 (5), 1479-1486.
- Wadley, G. & Le Rossignol, P. (1998). The relationship between repeated sprint ability and the aerobic and anaerobic energy systems. *Journal of science and medicine in sport*, 1 (2), 100-110.
- Wagner, P. D. (1996). Determinants of maximal oxygen transport and utilization. *Annual review of physiology*, 58, 21-50.
- Wagner, P. D. (2015). CrossTalk proposal. Diffusion limitation of O₂ from microvessels into muscle does contribute to the limitation of $\dot{V}O_2$ max. *The Journal of Physiology*, 593 (17), 3757-3758.
- Walter, G., Vandenborne, K., Elliott, M. & Leigh, J. S. (1999). In vivo ATP synthesis rates in single human muscles during high intensity exercise. *The Journal of Physiology*, 519 (3), 901-910.

- Warburton, D. E., Gledhill, N. & Quinney, H. A. (2000). Blood volume, aerobic power, and endurance performance. Potential ergogenic effect of volume loading. *Clinical journal of sport medicine: official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 10 (1), 59-66.
- Ward, S. A. (2018). Open-circuit respirometry. Real-time, laboratory-based systems. *European journal of applied physiology*, 118 (5), 875-898. Zugriff am 29.05.2019. Verfügbar unter <https://link.springer.com/content/pdf/10.1007%2Fs00421-018-3860-9.pdf>
- Wasserman, K. (2005). *Principles of exercise testing and interpretation. Including pathophysiology and clinical applications* (4th ed.). Rev. ed. of: Principles of exercise testing & interpretation. 3rd ed. c1999. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Wasserman, K. (2012). *Principles of exercise testing and interpretation. Including pathophysiology and clinical applications* (5th ed.). Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins.
- Wasserman, K., Beaver, W. L. & Whipp, B. J. (1990). Gas exchange theory and the lactic acidosis (anaerobic) threshold. *Circulation*, 81 (1), 14-30.
- Wasserman, K. & McIlroy, M. B. (1964). Detecting the threshold of anaerobic metabolism in cardiac patients during exercise. *The American journal of cardiology*, 14 (6), 844-852.
- Wasserman, K., Whipp, B. J., Koyl, S. N. & Beaver, W. L. (1973). Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise. *Journal of applied physiology*, 35 (2), 236-243.
- Watt, M. J., Heigenhauser, G. J. F., Dyck, D. J. & Spriet, L. L. (2002). Intramuscular triacylglycerol, glycogen and acetyl group metabolism during 4 h of moderate exercise in man. *The Journal of Physiology*, 541 (3), 969-978.
- Weatherwax, R. M., Harris, N. K., Kilding, A. E. & Dalleck, L. C. (2016). The incidence of training responsiveness to cardiorespiratory fitness and cardiometabolic measurements following individualized and standardized exercise prescription. Study protocol for a randomized controlled trial. *Trials*, 17 (1), 601.
- Weatherwax, R. M., Richardson, T. B., Beltz, N. M., Nolan, P. B. & Dalleck, L. (2016). Verification Testing to Confirm VO₂max in Altitude-Residing, Endurance-Trained Runners. *International journal of sports medicine*, 37 (7), 525-530.

- Weineck, J. (2010). *Sportbiologie* (10., überarb. und erw. Aufl.). Balingen: Spitta.
- Weltman, A. & Katch, V. (1976). Min-By-Min Respiratory Exchange and Oxygen Uptake Kinetics during Steady-State Exercise in Subjects of High and Low Max VO₂. *Research Quarterly. American Alliance for Health, Physical Education and Recreation*, 47 (3), 490-498.
- Weltman, A., Snead, D., Seip, R., Schurrer, R., Weltman, J., Rutt, R. et al. (1990). Percentages of maximal heart rate, heart rate reserve and VO₂max for determining endurance training intensity in male runners. *International journal of sports medicine*, 11 (3), 218-222.
- Weltman, A., Weltman, J., Rutt, R., Seip, R., Levine, S., Snead, D. et al. (1989). Percentages of maximal heart rate, heart rate reserve, and VO₂peak for determining endurance training intensity in sedentary women. *International journal of sports medicine*, 10 (3), 212-216.
- Westerblad, H. (2016). Acidosis Is Not a Significant Cause of Skeletal Muscle Fatigue. *Medicine and science in sports and exercise*, 48 (11), 2339-2342.
- Westhoff, M., Lehnigk, B., Rühle, K.-H., Greiwing, A., Schomaker, R., Eschenbacher, H. et al. (2013). *Positionspapier AG Spiroergometrie zu ventilatorischen und Laktatschwellen* (Ag Spiroergometrie, Hrsg.).
- Weston, S. B., Gray, A. B., Schneider, D. A. & Gass, G. C. (2002). Effect of ramp slope on ventilation thresholds and VO₂peak in male cyclists. *International journal of sports medicine*, 23 (1), 22-27.
- Whipp, B. J. (1971). Rate constant for the kinetics of oxygen uptake during light exercise. *Journal of applied physiology*, 30 (2), 261-263.
- Whipp, B. J. (1987). Dynamics of pulmonary gas exchange. *Circulation*, 76 (6 Pt 2), 18-28.
- Whipp, B. J., Davis, J. A., Torres, F. & Wasserman, K. (1981). A test to determine parameters of aerobic function during exercise. *Journal of applied physiology*, 50 (1), 217-221.
- Whipp, B. J., Ward, S. A., Lamarra, N., Davis, J. A. & Wasserman, K. (1982). Parameters of ventilatory and gas exchange dynamics during exercise. *Journal of applied physiology*, 52 (6), 1506-1513.
- Whipp, B. J. & Wasserman, K. (1972). Oxygen uptake kinetics for various intensities of constant-load work. *Journal of applied physiology*, 33 (3), 351-356.

- Whipp, B. J. & Wasserman, K. (1986). Effect of anaerobiosis on the kinetics of O₂ uptake during exercise. *Federation proceedings*, 45 (13), 2942-2947.
- Wilson, J. M., Loenneke, J. P., Jo, E., Wilson, G. J., Zourdos, M. C. & Kim, J.-S. (2012). The effects of endurance, strength, and power training on muscle fiber type shifting. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26 (6), 1724-1729.
- Wingo, J. E., Ganio, M. S. & Cureton, K. J. (2012). Cardiovascular drift during heat stress. Implications for exercise prescription. *Exercise and sport sciences reviews*, 40 (2), 88-94.
- Wolpern, A. E., Burgos, D. J., Janot, J. M. & Dalleck, L. C. (2015). Is a threshold-based model a superior method to the relative percent concept for establishing individual exercise intensity? A randomized controlled trial. *BMC sports science, medicine & rehabilitation*, 7, 16.
- Womack, C. J., Davis, S. E., Blumer, J. L., Barrett, E., Weltman, A. L. & Gaesser, G. A. (1995). Slow component of O₂ uptake during heavy exercise. Adaptation to endurance training. *Journal of applied physiology*, 79 (3), 838-845.
- Wragg, C. B., Maxwell, N. S. & Doust, J. H. (2000). Evaluation of the reliability and validity of a soccer-specific field test of repeated sprint ability. *European journal of applied physiology*, 83 (1), 77-83.
- Wüst, R. C. I., Aliverti, A., Capelli, C. & Kayser, B. (2008). Breath-by-breath changes of lung oxygen stores at rest and during exercise in humans. *Respiratory physiology & neurobiology*, 164 (3), 291-299.
- Yeo, W. K., Carey, A. L., Burke, L., Spriet, L. L. & Hawley, J. A. (2011). Fat adaptation in well-trained athletes. Effects on cell metabolism. *Applied physiology, nutrition, and metabolism = Physiologie appliquee, nutrition et metabolisme*, 36 (1), 12-22.
- Yoon, B.-K., Kravitz, L. & Robergs, R. (2007). VO₂max, protocol duration, and the VO₂ plateau. *Medicine and science in sports and exercise*, 39 (7), 1186-1192.
- Yu, H., Chen, X., Zhu, W. & Cao, C. (2012). A quasi-experimental study of Chinese top-level speed skaters' training load. Threshold versus polarized model. *International journal of sports physiology and performance*, 7 (2), 103-112.
- Yule, E., Kaminsky, L. A., Sedlock, D. A., King, B. A. & Whaley, M. A. (1996). Inter-laboratory reliability of VO₂max and submaximal measurements. *Medicine and science in sports and exercise*, 28 (5), 15.

- Zhang, Y. Y., Johnson, M. C., Chow, N. & Wasserman, K. (1991). Effect of exercise testing protocol on parameters of aerobic function. *Medicine and science in sports and exercise*, 23 (5), 625-630.
- Zinner, C., Sperlich, B., Wahl, P. & Mester, J. (2015). Classification of selected cardiopulmonary variables of elite athletes of different age, gender, and disciplines during incremental exercise testing. *SpringerPlus*, 4, 544.
- Zintl, F. (1994). *Ausdauertraining. Grundlagen Methoden Trainingssteuerung* (Neuausg., 3., überarb. Aufl.). München: BLV Verl.-Ges.
- Zoladz, J. A. & Korzeniewski, B. (2001). Physiological background of the change point in VO₂ and the slow component of oxygen uptake kinetics. *Journal of physiology and pharmacology : an official journal of the Polish Physiological Society*, 52 (2), 167-184.
- Zoladz, J. A., Korzeniewski, B. & Grassi, B. (2006). Training-induced acceleration of oxygen uptake kinetics in skeletal muscle. The underlying mechanisms. *Journal of physiology and pharmacology: an official journal of the Polish Physiological Society*, 57 Suppl 10, 67-84.
- Zuccarelli, L., Porcelli, S., Rasica, L., Marzorati, M. & Grassi, B. (2018). Comparison between Slow Components of HR and V'O₂ Kinetics. Functional Significance. *Medicine and science in sports and exercise*, 50 (8), 1649-1657.

Anhang A: Fragebogen

Seite 01

Sehr geehrte Damen und Herren, liebe Kolleginnen und Kollegen,

vielen Dank, dass Sie sich an der Befragung zur Erfassung spiroergometrischer Datenverarbeitungsverfahren beteiligen.

Ihre Teilnahme ist für ein repräsentatives Meinungsbild von großer Bedeutung und nimmt maximal fünf Minuten Ihrer wertvollen Zeit in Anspruch.

Sie können auch dann an der Befragung teilnehmen, wenn Sie in der Vergangenheit (bis 10 Jahre) Spiroergometrien durchgeführt haben, derzeit jedoch keine Untersuchungen möglich sind.

Die Ergebnisse werden im Rahmen meiner Dissertation veröffentlicht. Gerne kann ich Ihnen die Resultate der Umfrage nach der Veröffentlichung gesondert per Email zukommen lassen. Bei Interesse an den Ergebnissen, senden Sie mir bitte eine Email an Dominik.Ludwig@uni-passau.de.

Die erhobenen Daten werden anonym weiterverarbeitet und nicht zu kommerziellen Zwecken verwendet.

Vielen Dank für Ihre Teilnahme

Mit sportlichen Grüßen

Dominik Ludwig

Seite 02

1. In welchem organisatorischen Rahmen haben Sie leistungsdiagnostische Untersuchungen durchgeführt bzw. führen solche Untersuchungen derzeit durch?

- Forschungszwecke
- Trainingssteuerung
- medizinische Betreuung

2. Welchen Leistungsstand haben oder hatten Ihre Probandinnen und Probanden dabei überwiegend?

- Leistungssport
- ambitionierter Breitensport
- Breitensport

3. Welche Belastungsform kam oder kommt bei Ihren Untersuchungen zum Einsatz?

- Fahrradergometer
- Laufbandergometer
- Ruderergometer
- Feldtests

4. Welche Belastungsprotokolle verwenden Sie bzw. haben Sie für ihre Diagnostiken bisher dominant verwendet?

- Rampentests
- Stufentests

5. Welche Technik nutzen Sie bzw. nutzten Sie zur Erfassung der Atemgase (vorwiegend)?

- Breath by Breath Analyse
- Mischkammer Analyse

6. Wie verarbeiten Sie bzw. haben Sie die erhobenen Datensätze verarbeitet?

- Ungeglättet (Rohdaten)
- Mittelung über Atemzüge
- Mittelung über Zeit

Sonstiges

7. Über wie viele Atemzüge glätten Sie die Daten?

- Atemzüge
- Variabel

8. Über welches Zeitintervall hinweg glätten Sie die Daten

- Sekunden
- Variabel

9. Worauf beruht Ihre Verarbeitungsmethode?

- Voreinstellungen in der Software/ Herstellerempfehlungen
- Eigene institutionelle Vorgaben/ Einweisung
- Vorgaben von Dachverbänden
- Eigene Recherche
- Tradition

10. Haben Sie jemals Vorgaben zur Datenverarbeitung von Dach- bzw. Fachverbänden erhalten?

- ja
- nein

11. Wünschen Sie sich genauere Vorgaben zur Orientierung?

- ja
 - nein
-

12. Weshalb wünschen Sie sich keine verbandsseitigen Vorgaben?

- Das Thema interessiert mich nicht
 - Ich möchte in diesem Bereich flexibel bleiben
 - Mein derzeitiges Glättungsverfahren hat sich bewährt
-

13. Wie würden Sie Ihren derzeitigen Kenntnisstand zur Thematik der Datenglättung bei spiroergometrischen Untersuchungen einschätzen?

	trifft gar nicht zu				trifft voll zu
Mir ist bekannt, welche Parameter durch das Glättungsverfahren potenziell beeinflusst werden.	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Die zugrunde liegenden Mechanismen der potenziellen Testwertabweichungen zwischen unterschiedlichen Glättungsverfahren sind mir bekannt.	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Die Vor- und Nachteile der Glättungsverfahren für bestimmte Untersuchungszwecke sind mir bekannt.	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

Anhang B: Ergänzende Ergebnistabellen

Tabelle B 1. Paarweise Vergleiche rmANOVA G1

Paarweise Vergleiche rmANOVA G1						
(I)Glättung G1	(J)Glättung G1	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Sig.	95% Konfidenzintervall für die Differenz	
					Untergrenze	Obergrenze
10azg	15azg	52,863 [*]	6,239	,000	32,413	73,313
	20azg	79,616 [*]	8,720	,000	51,035	108,197
	30azg	108,879 [*]	11,798	,000	70,208	147,549
	40azg	126,773 [*]	13,689	,000	81,906	171,640
	50azg	138,292 [*]	14,058	,000	92,213	184,372
	60azg	148,867 [*]	14,948	,000	99,872	197,863
	30 s	134,431 [*]	14,564	,000	86,696	182,167
15azg	10azg	-52,863 [*]	6,239	,000	-73,313	-32,413
	20azg	26,753 [*]	3,388	,000	15,647	37,859
	30azg	56,016 [*]	6,582	,000	34,443	77,588
	40azg	73,910 [*]	8,691	,000	45,424	102,396
	50azg	85,429 [*]	8,993	,000	55,952	114,906
	60azg	96,004 [*]	9,943	,000	63,415	128,593
	30 s	81,568 [*]	10,288	,000	47,846	115,291
20azg	10azg	-79,616 [*]	8,720	,000	-108,197	-51,035
	15azg	-26,753 [*]	3,388	,000	-37,859	-15,647
	30azg	29,263 [*]	4,275	,000	15,250	43,275
	40azg	47,157 [*]	6,379	,000	26,249	68,065
	50azg	58,676 [*]	6,555	,000	37,191	80,162
	60azg	69,251 [*]	7,537	,000	44,549	93,954
	30 s	54,815 [*]	8,833	,000	25,862	83,769
30azg	10azg	-108,879 [*]	11,798	,000	-147,549	-70,208
	15azg	-56,016 [*]	6,582	,000	-77,588	-34,443
	20azg	-29,263 [*]	4,275	,000	-43,275	-15,250
	40azg	17,894 [*]	2,697	,000	9,053	26,736
	50azg	29,414 [*]	3,036	,000	19,463	39,365
	60azg	39,989 [*]	4,208	,000	26,196	53,781
	30 s	25,553 [*]	6,084	,003	5,610	45,496

Anhang B: Ergänzende Ergebnistabellen

40azg	10azg	-126,773 [*]	13,689	,000	-171,640	-81,906
	15azg	-73,910 [*]	8,691	,000	-102,396	-45,424
	20azg	-47,157 [*]	6,379	,000	-68,065	-26,249
	30azg	-17,894 [*]	2,697	,000	-26,736	-9,053
	50azg	11,519 [*]	1,387	,000	6,974	16,065
	60azg	22,094 [*]	2,323	,000	14,481	29,708
	30 s	7,658	6,255	1,000	-12,843	28,160
50azg	10azg	-138,292 [*]	14,058	,000	-184,372	-92,213
	15azg	-85,429 [*]	8,993	,000	-114,906	-55,952
	20azg	-58,676 [*]	6,555	,000	-80,162	-37,191
	30azg	-29,414 [*]	3,036	,000	-39,365	-19,463
	40azg	-11,519 [*]	1,387	,000	-16,065	-6,974
	60azg	10,575 [*]	1,668	,000	5,107	16,043
	30 s	-3,861	6,358	1,000	-24,701	16,980
60azg	10azg	-148,867 [*]	14,948	,000	-197,863	-99,872
	15azg	-96,004 [*]	9,943	,000	-128,593	-63,415
	20azg	-69,251 [*]	7,537	,000	-93,954	-44,549
	30azg	-39,989 [*]	4,208	,000	-53,781	-26,196
	40azg	-22,094 [*]	2,323	,000	-29,708	-14,481
	50azg	-10,575 [*]	1,668	,000	-16,043	-5,107
	30 s	-14,436	7,145	1,000	-37,855	8,984
30 s	10azg	-134,431 [*]	14,564	,000	-182,167	-86,696
	15azg	-81,568 [*]	10,288	,000	-115,291	-47,846
	20azg	-54,815 [*]	8,833	,000	-83,769	-25,862
	30azg	-25,553 [*]	6,084	,003	-45,496	-5,610
	40azg	-7,658	6,255	1,000	-28,160	12,843
	50azg	3,861	6,358	1,000	-16,980	24,701
	60azg	14,436	7,145	1,000	-8,984	37,855

Anhang B: Ergänzende Ergebnistabellen

Tabelle B 2. Paarweise Vergleiche rmANOVA SG1

Paarweise Vergleiche rmANOVA SG1						
(I)Glättung SG1	(J)Glät- tung SG1	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Sig.	95% Konfidenzintervall für die Differenz	
					Untergrenze	Obergrenze
10azg	15azg	45,430	6,266	,000	23,949	66,911
	20azg	67,852	8,756	,000	37,835	97,869
	30azg	92,173	11,066	,000	54,237	130,109
	40azg	107,086	12,406	,000	64,554	149,617
	50azg	117,349	13,100	,000	72,438	162,260
	60azg	125,960	14,126	,000	77,533	174,387
	30 s	106,515	14,465	,000	56,927	156,102
15azg	10azg	-45,430	6,266	,000	-66,911	-23,949
	20azg	22,422	3,842	,000	9,252	35,593
	30azg	46,743	6,158	,000	25,633	67,854
	40azg	61,656	7,283	,000	36,687	86,624
	50azg	71,919	8,132	,000	44,041	99,797
	60azg	80,530	9,106	,000	49,313	111,747
	30 s	61,084	11,802	,000	20,624	101,545
20azg	10azg	-67,852	8,756	,000	-97,869	-37,835
	15azg	-22,422	3,842	,000	-35,593	-9,252
	30azg	24,321	3,410	,000	12,631	36,011
	40azg	39,233	4,690	,000	23,155	55,311
	50azg	49,497	5,296	,000	31,341	67,652
	60azg	58,108	6,251	,000	36,678	79,538
	30 s	38,662	10,692	,030	2,009	75,316
30azg	10azg	-92,173	11,066	,000	-130,109	-54,237
	15azg	-46,743	6,158	,000	-67,854	-25,633
	20azg	-24,321	3,410	,000	-36,011	-12,631
	40azg	14,912	2,449	,000	6,518	23,307
	50azg	25,176	3,134	,000	14,431	35,921
	60azg	33,787	4,431	,000	18,595	48,979
	30 s	14,341	9,225	1,000	-17,285	45,968
40azg	10azg	-107,086	12,406	,000	-149,617	-64,554
	15azg	-61,656	7,283	,000	-86,624	-36,687
	20azg	-39,233	4,690	,000	-55,311	-23,155
	30azg	-14,912	2,449	,000	-23,307	-6,518
	50azg	10,263	1,670	,000	4,538	15,989
	60azg	18,875	2,904	,000	8,919	28,830
	30 s	-,571	9,841	1,000	-34,309	33,166

Anhang B: Ergänzende Ergebnistabellen

50azg	10azg	-117,349	13,100	,000	-162,260	-72,438
	15azg	-71,919	8,132	,000	-99,797	-44,041
	20azg	-49,497	5,296	,000	-67,652	-31,341
	30azg	-25,176	3,134	,000	-35,921	-14,431
	40azg	-10,263	1,670	,000	-15,989	-4,538
	60azg	8,611	1,956	,004	1,905	15,317
	30 s	-10,834	10,198	1,000	-45,797	24,128
60azg	10azg	-125,960	14,126	,000	-174,387	-77,533
	15azg	-80,530	9,106	,000	-111,747	-49,313
	20azg	-58,108	6,251	,000	-79,538	-36,678
	30azg	-33,787	4,431	,000	-48,979	-18,595
	40azg	-18,875	2,904	,000	-28,830	-8,919
	50azg	-8,611	1,956	,004	-15,317	-1,905
	30 s	-19,446	11,523	1,000	-58,948	20,057
30 s	10azg	-106,515	14,465	,000	-156,102	-56,927
	15azg	-61,084	11,802	,000	-101,545	-20,624
	20azg	-38,662	10,692	,030	-75,316	-2,009
	30azg	-14,341	9,225	1,000	-45,968	17,285
	40azg	,571	9,841	1,000	-33,166	34,309
	50azg	10,834	10,198	1,000	-24,128	45,797
	60azg	19,446	11,523	1,000	-20,057	58,948

Anhang B: Ergänzende Ergebnistabellen

Tabelle B 3. Paarweise Vergleiche rmANOVA SG2

Paarweise Vergleiche rmANOVA SG2						
(I)Glättung SG2	(J)Glättung SG2	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Sig.	95% Konfidenzintervall für die Differenz	
					Untergrenze	Obergrenze
10azg	15azg	61,397	11,228	,000	22,326	100,469
	20azg	93,122	15,601	,000	38,835	147,409
	30azg	128,059	21,606	,000	52,875	203,242
	40azg	149,377	25,333	,000	61,223	237,531
	50azg	162,339	25,725	,000	72,821	251,856
	60azg	175,168	27,170	,000	80,625	269,711
	30 s	166,484	25,451	,000	77,920	255,048
15azg	10azg	-61,397	11,228	,000	-100,469	-22,326
	20azg	31,725	5,722	,000	11,815	51,635
	30azg	66,661	12,067	,000	24,673	108,650
	40azg	87,980	16,468	,000	30,676	145,284
	50azg	100,941	16,612	,000	43,135	158,748
	60azg	113,771	18,248	,000	50,272	177,270
	30 s	105,087	16,558	,000	47,469	162,705
20azg	10azg	-93,122	15,601	,000	-147,409	-38,835
	15azg	-31,725	5,722	,000	-51,635	-11,815
	30azg	34,936	8,267	,007	6,168	63,705
	40azg	56,255	12,511	,004	12,720	99,789
	50azg	69,216	12,538	,000	25,585	112,847
	60azg	82,046	14,281	,000	32,352	131,740
	30 s	73,362	13,830	,000	25,236	121,488
30azg	10azg	-128,059	21,606	,000	-203,242	-52,875
	15azg	-66,661	12,067	,000	-108,650	-24,673
	20azg	-34,936	8,267	,007	-63,705	-6,168
	40azg	21,318	5,048	,007	3,753	38,883
	50azg	34,280	5,356	,000	15,642	52,918
	60azg	47,110	7,330	,000	21,603	72,616
	30 s	38,426	7,047	,000	13,902	62,949
40azg	10azg	-149,377	25,333	,000	-237,531	-61,223
	15azg	-87,980	16,468	,000	-145,284	-30,676
	20azg	-56,255	12,511	,004	-99,789	-12,720
	30azg	-21,318	5,048	,007	-38,883	-3,753
	50azg	12,962	2,283	,000	5,017	20,906
	60azg	25,791	3,641	,000	13,122	38,461
	30 s	17,107	7,038	,623	-7,381	41,596

Anhang B: Ergänzende Ergebnistabellen

50azg	10azg	-162,339	25,725	,000	-251,856	-72,821
	15azg	-100,941	16,612	,000	-158,748	-43,135
	20azg	-69,216	12,538	,000	-112,847	-25,585
	30azg	-34,280	5,356	,000	-52,918	-15,642
	40azg	-12,962	2,283	,000	-20,906	-5,017
	60azg	12,830	2,770	,002	3,191	22,469
	30 s	4,146	6,928	1,000	-19,961	28,252
60azg	10azg	-175,168	27,170	,000	-269,711	-80,625
	15azg	-113,771	18,248	,000	-177,270	-50,272
	20azg	-82,046	14,281	,000	-131,740	-32,352
	30azg	-47,110	7,330	,000	-72,616	-21,603
	40azg	-25,791	3,641	,000	-38,461	-13,122
	50azg	-12,830	2,770	,002	-22,469	-3,191
	30 s	-8,684	7,884	1,000	-36,117	18,749
30 s	10azg	-166,484	25,451	,000	-255,048	-77,920
	15azg	-105,087	16,558	,000	-162,705	-47,469
	20azg	-73,362	13,830	,000	-121,488	-25,236
	30azg	-38,426	7,047	,000	-62,949	-13,902
	40azg	-17,107	7,038	,623	-41,596	7,381
	50azg	-4,146	6,928	1,000	-28,252	19,961
	60azg	8,684	7,884	1,000	-18,749	36,117

Anhang B: Ergänzende Ergebnistabellen

Tabelle B 4. Welch-Tests der mittleren prozentualen Abweichungen

		Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit						
		F	Sig.	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz	Standardfehler der Differenz	95% Konfidenzintervall der Differenz	
									Untere	Obere
Diff1060	Varianzen sind gleich	,276	,602	-,141	55	,888	-,000965709	,00683010	-,01465353	,01272211
	Varianzen sind nicht gleich			-,135	38,455	,893	-,000965709	,00714199	-,01541831	,01348689
Diff1030s	Varianzen sind gleich	,058	,811	-,578	55	,566	-,004005679	,00692911	-,01789194	,00988058
	Varianzen sind nicht gleich			-,565	46,420	,575	-,004005679	,00709018	-,01827399	,01026263
Diff1030	Varianzen sind gleich	,916	,343	-,104	55	,918	-,000588030	,00566218	-,01193531	,01075925
	Varianzen sind nicht gleich			-,100	39,298	,921	-,000588030	,00590697	-,01253311	,01135704
Diff1050	Varianzen sind gleich	,479	,492	-,101	55	,920	-,000666026	,00656256	-,01381771	,01248565
	Varianzen sind nicht gleich			-,097	37,972	,923	-,000666026	,00687148	-,01457695	,01324489
Diff1040	Varianzen sind gleich	,588	,446	-,071	55	,944	-,000449945	,00632664	-,01312882	,01222893
	Varianzen sind nicht gleich			-,068	38,091	,946	-,000449945	,00662225	-,01385496	,01295506

Tabelle B 5. Paarweise Vergleiche Stufe 1

Paarweise Vergleiche Stufe 1							
(I)Glättung	(J)Glättung	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Sig.	95% Konfidenzintervall für die Differenz		
					Untergrenze	Obergrenze	
15azg	30azg	56,866	6,994	,000	38,969	74,763	
	30 s	35,233	7,607	,000	15,766	54,701	
30azg	15azg	-56,866	6,994	,000	-74,763	-38,969	
	30 s	-21,633	9,843	,111	-46,820	3,554	
30 s	15azg	-35,233	7,607	,000	-54,701	-15,766	
	30azg	21,633	9,843	,111	-3,554	46,820	

Tabelle B 6. Paarweise Vergleiche Stufe 2

Paarweise Vergleiche Stufe 2							
(I)Glättung	(J)Glättung	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Sig.	95% Konfidenzintervall für die Differenz		
					Untergrenze	Obergrenze	
15azg	30azg	63,686*	9,175	,000	40,208	87,165	
	30 s	64,523*	14,607	,000	27,146	101,901	
30azg	15azg	-63,686*	9,175	,000	-87,165	-40,208	
	30 s	,837	8,453	1,000	-20,794	22,467	
30 s	15azg	-64,523*	14,607	,000	-101,901	-27,146	
	30azg	-,837	8,453	1,000	-22,467	20,794	

Tabelle B 7. Paarweise Vergleiche Stufe 3

Paarweise Vergleiche Stufe 3							
(I)Glättung	(J)Glättung	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Sig.	95% Konfidenzintervall für die Differenz		
					Untergrenze	Obergrenze	
15azg	30azg	60,362	8,413	,000	38,833	81,891	
	30 s	82,213	15,376	,000	42,866	121,559	
30azg	15azg	-60,362	8,413	,000	-81,891	-38,833	
	30 s	21,851	10,279	,130	-4,453	48,154	
30 s	15azg	-82,213	15,376	,000	-121,559	-42,866	
	30azg	-21,851	10,279	,130	-48,154	4,453	

Tabelle B 8. Paarweise Vergleiche Stufe 4

Paarweise Vergleiche Stufe 4							
(I)Glättung	(J)Glättung	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Sig.	95% Konfidenzintervall für die Differenz		
					Untergrenze	Obergrenze	
15azg	30azg	75,045	9,158	,000	51,612	98,479	
	30 s	79,676	10,694	,000	52,311	107,041	
30azg	15azg	-75,045	9,158	,000	-98,479	-51,612	
	30 s	4,630	6,698	1,000	-12,509	21,770	
30 s	15azg	-79,676	10,694	,000	-107,041	-52,311	
	30azg	-4,630	6,698	1,000	-21,770	12,509	

Tabelle B 9. Paarweise Vergleiche Stufe 5

Paarweise Vergleiche Stufe 5							
(I)Glättung	(J)Glättung	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Sig.	95% Konfidenzintervall für die Differenz		
					Untergrenze	Obergrenze	
15azg	30azg	94,224	17,244	,000	48,131	140,317	
	30 s	123,769	21,794	,000	65,514	182,024	
30azg	15azg	-94,224	17,244	,000	-140,317	-48,131	
	30 s	29,545	7,776	,005	8,761	50,329	
30 s	15azg	-123,769	21,794	,000	-182,024	-65,514	
	30azg	-29,545	7,776	,005	-50,329	-8,761	

Anhang C: Ergänzende Tabellen

Tabelle C 1. Formeln zur Bestimmung der maximalen Herzfrequenz

Autor(en)	Gleichung	Optimiertes Probandenkollektiv
Fox, Naughton & Haskell, 1971	220 - Lebensalter	Männer und Frauen
Tanaka, Monahan & Seals, 2001	208 - (0.7 · Lebensalter)	Männer und Frauen
Gellish et al., 2007	207 - (0.7 · Lebensalter)	Männer und Frauen
Gulati et al., 2010	206 - (0.88 · Lebensalter)	Frauen
Spanaus, 2002	223 - (0.9 · Lebensalter) (Männer)	Männer und Frauen
	226 - (1.0 · Lebensalter) (Frauen)	

Tabelle C 2. Übersicht gängiger Belastungsprotokolle im Radsport

Studie (erste Verwendung)	Eingangslast (Watt)	Inkrement (Watt)	Stufendauer (min)	Frequenz (rpm)	Abbruchkriterium
(Bentley, Wilson, Davie & Zhou, 1998)	100	30	1	frei	Ausbelastung (individuell)
(Bishop, Jenkins & Mackinnon, 1998)	50	25	3	frei	Ausbelastung (individuell)
(Fernández-García, Pérez-Landaluce, Rodríguez-Alonso & Terrados, 2000)	100	50	4	frei	Ausbelastung (individuell)
(Harnish, Swensen & Pate, 2001)	200	50/25	2 min für die ersten 3, dann 1 min	80	Ausbelastung (individuell)
(Heil, Wilcox & Quinn, 1995)	80	30 (Männer) 25 (Frauen)	1	80	Ausbelastung (individuell)
(Laursen & Jenkins, 2002)	100	15	30 s	frei	Ausbelastung (individuell)
(Lepers & Stapley, 2016)	150	25	2	frei	Ausbelastung (individuell)
(Lindsay et al., 1996)	3.3 W·kg ⁻¹	25 - 50	2.5	80 - 90	Ausbelastung (individuell)

Anhang C: Ergänzende Tabellen

(Lucia et al., 2006)	0	25	1	70 - 90	Ausbelastung (individuell)
(Lucía, Hoyos, Pérez, Santalla & Chicharro, 2002)	20	25	1	70 - 90	Frequenz < 70
(Marsh & Martin, 1997)	100	50	2	85 - 110	Ausbelastung (individuell)
(MacRae, Hise & Allen, 2000)	100	25	1	frei	Ausbelastung (individuell)
(Moseley & Jeukendrup, 2001)	60	35	3	80	Ausbelastung (individuell)
(Padilla et al., 2001)	110	35	4	75	Frequenz < 75
(Romer, McConnell & Jones, 2002)	95	35	3	> 60	Frequenz < 60
(Schabort, Hawley, Hopkins, Mujika & Noakes, 1998)	100	20	1	frei	Ausbelastung (individuell)
(Stepto et al., 2001)	3.3 W·kg ⁻¹	25 - 50	2.5	frei	Ausbelastung (individuell)

Versicherung (gem. §4 Abs. 3 PromO):

Ich versichere hiermit an Eides statt

- dass ich die Dissertation selbständig angefertigt, außer den im Schriftenverzeichnis sowie den Anmerkungen genannten Hilfsmitteln keine weiteren benutzt und die Herkunft der Stellen, die wörtlich oder sinngemäß aus anderen Werken übernommen sind, bezeichnet habe,
- dass ich die Dissertation nicht bereits in derselben oder einer ähnlichen Fassung an einer anderen Fakultät oder einer anderen Hochschule zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht habe.

Dominik Ludwig