***„Sind Kräftigungsübungen auf einer
Beinpresse mit dem Behandlungsregime
einer Teilbelastung vereinbar?“***

Der Medizinischen Fakultät

der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg

zur

Erlangung des Doktorgrades Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt von

Linda Renate Almut Wild

Als Dissertation genehmigt
von der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg

Vorsitzender des Promotionsorgans:	Prof. Dr. Markus F. Neurath
Gutachter:	Prof. Dr. Hans-Dieter Carl
Gutachter:	Prof. Dr. Bernd Swoboda

Tag der mündlichen Prüfung: 04. Februar 2020

Meiner Familie

INHALTSVERZEICHNIS

1	ZUSAMMENFASSUNG IN DEUTSCHER SPRACHE.....	1
1.1	HINTERGRUND UND ZIELE	1
1.2	METHODIK	1
1.3	ERGEBNISSE.....	2
1.4	SCHLUSSFOLGERUNGEN.....	2
2	ABSTRACT – ZUSAMMENFASSUNG IN ENGLISCHER SPRACHE.....	3
2.1	BACKGROUND AND OBJECTIVES	3
2.2	METHODS.....	3
2.3	RESULTS	3
2.4	CONCLUSIONS	4
3	EINORDNUNG IN DEN FACHWISSENSCHAFTLICHEN KONTEXT	5
3.1	NACHBEHANDLUNG BEI OPERATIVEN EINGRIFFEN DER UNTEREN EXTREMITÄT.....	5
3.1.1	Teilbelastung.....	5
3.1.2	Kraftdefizit und Muskelaufbau.....	9
3.2	PEDOBAROGRAPHIE	11
3.2.1	Technische Grundlagen	12
3.2.2	Arten	13
3.2.3	Anwendung	15
3.3	ZIELE DER STUDIE.....	18
3.4	LIMITATIONEN	18
3.5	AUSBLICK.....	19
4	ORIGINALPUBLIKATION	21
5	LITERATURVERZEICHNIS	22
6	ABBILDUNGSVERZEICHNIS.....	31

7	DANKSAGUNG.....	32
8	LEBENS LAUFFEHLER! TEXTMARKE NICHT DEFINIERT.	

1 ZUSAMMENFASSUNG IN DEUTSCHER SPRACHE

Sind Kräftigungsübungen auf einer Beinpresse mit dem Behandlungsregime einer Teilbelastung vereinbar?

1.1 HINTERGRUND UND ZIELE

Die Teilbelastung einer unteren Extremität ist ein häufig eingesetztes postoperatives Behandlungsregime, angewandt nach endoprothetischem Gelenkersatz, nach Knorpelersatzverfahren, Osteotomien, Osteosynthesen oder ligamentären Rekonstruktionen. Es ist bekannt, dass die muskuläre Funktion des Kniegelenkes, als bedeutsamer prognostischer Faktor für das Rehabilitationsergebnis, frühzeitig in Form von Kräftigungsübungen adressiert werden sollte. Bislang existieren keine wissenschaftlichen Daten, ob Kräftigungsübungen unter der Vorgabe einer Teilbelastung durchgeführt werden können. Ziel der vorliegenden Studie war es, die plantare Kraftbelastung während der Durchführung von Kräftigungsübungen auf einer Beinpresse unter verschiedenen Ausführungsformen zu erfassen und die ermittelten Daten mit denen des normalen Gangbildes unter Vollbelastung zu vergleichen.

1.2 METHODIK

Das Probandenkollektiv umfasste 15 gesunde Freiwillige (9 Männer und 6 Frauen, Durchschnittsalter: 23 ± 2 Jahre, durchschnittliches Körpergewicht: 75 ± 6 kg). Die Erfassung der plantaren Maximalkraft erfolgte mittels dynamischer Pedobarographie im Innenschuhmessverfahren pedar-x System (novel Inc., München) in Kombination mit einem Neutralschuh. Es wurden sechs Messreihen mit jeweils 15 Wiederholungen auf der Beinpresse unter beidbeiniger und einbeiniger Durchführungsweise und mit festgelegten Widerständen von 10 kg, 20 kg und 40 kg durchgeführt. Als Referenzwerte für die Bedingungen einer Vollbelastung wurden 12 aufeinanderfolgende Schritte bei freiem Gang mit konstanter Gehgeschwindigkeit erfasst. Die statistische Auswertung erfolgte bei Normalverteilung mittels t-test, bei Nicht-

Normalverteilung mittels Wilcoxon-Rangsummentest; das Signifikanzniveau wurde auf $p = 0.05$ festgelegt.

1.3 ERGEBNISSE

Unter den Bedingungen der Vollbelastung zeigten sich plantare Maximalkräfte von 774 ± 110 N. Für die beidbeinige Durchführung wurden plantare Maximalkräfte von 37 ± 15 N ($p < 0.0001$) für 10 kg, 91 ± 29 N ($p < 0.0001$) für 20 kg und 203 ± 27 N ($p < 0.0001$) für 40 kg ermittelt. Diese Werte entsprachen 5%, 12% und 26% der Vollbelastung. Unter einbeiniger Ausführung zeigten sich plantare Maximalkräfte von 195 ± 32 N ($p < 0.0001$) für 10 kg, 308 ± 34 N ($p < 0.0001$) für 20 kg und 516 ± 45 N ($p < 0.0001$) für 40 kg, gemäß 25%, 40% und 67% der Vollbelastung.

1.4 SCHLUSSFOLGERUNGEN

Die Durchführung von Kräftigungsübungen der Quadrizepsmuskulatur auf einer Beinpresse ist mit dem Behandlungsregime einer Teilbelastung prinzipiell vereinbar. Die von uns festgelegten Ausführungsformen erlauben eine kontrollierte Laststeigerung bei resultierenden Kraftwerten von 5% bis 67% der Vollbelastung. Weiterhin können mit Hilfe der dynamischen Pedobarographie plantare Kräfte während der Durchführung von Kräftigungsübungen in Echtzeit erfasst und überprüft werden. Dies kann helfen, vorgegebene Teilbelastungsregime einzuhalten sowie potentielle Überlastungen frühzeitig zu erkennen und zu vermeiden.

2 ABSTRACT – ZUSAMMENFASSUNG IN ENGLISCHER SPRACHE

How do leg press exercises comply with limited weight bearing?

2.1 BACKGROUND AND OBJECTIVES

Limited weight bearing of the lower extremity is a commonly applied procedure in orthopaedic rehabilitation following arthroplasty, chondrocyte transplantation, osteotomy, osteosynthesis or ligamental reconstructions. Likewise, the importance of regained force capacities of the knee joint, as a relevant prognostic factor for rehabilitation success, is well-known and therefore must be addressed early by strengthening exercises. To date there has been no studies investigating if rehab exercises can be conducted to limited weight bearing. The objective of this study was to investigate foot loadings in leg press exercises with a set of various conditions and to compare these results to values from normal gait.

2.2 METHODS

15 healthy volunteers (9 men and 6 women, mean age 23 ± 2 years, mean body weight 75 ± 6 kg) took part in this study. Peak force values were obtained by means of dynamic pedobarography using the pedar-x System (novel Inc., Munich, Germany) in combination with a neutral shoe. Six trials performing leg press exercises under single leg and double leg conditions were conducted, each with 15 repetitions and resistances of 10 kg, 20 kg and 40 kg respectively. As reference, we utilized the results of 12 steps with normal gait and constant pace. Statistical analysis was performed using paired t-test in case of normality, otherwise the Wilcoxon matched-pairs signed rank test was applied. The level of significance was determined as $p < 0.05$.

2.3 RESULTS

Performing double leg presses we detected values of 37 ± 15 N for 10 kg, 91 ± 29 N for 20 kg and 203 ± 27 N for 40 kg, equivalent to 5%, 12% and 26% of

full weight bearing. Leg presses conducted in single leg mode resulted in force values of 195 ± 32 N for 10 kg, 308 ± 34 N for 20 kg and 516 ± 45 N for 40 kg, corresponding to 25%, 40% and 67 % baseline.

2.4 CONCLUSIONS

Our results indicate that rehab exercises particularly performing leg press exercises is compatible with limited weight bearing in principle. The above defined conditions allow a graduated increase in weight bearing in five steps: double leg design with 10, 20 and 40 kg resistance followed by single leg design with 20 and 40 kg resistance. However, conditions of double leg 40 kg can be substituted by single leg 10 kg as force values are comparable. These five steps correspond to force values between 5% and 67% of full weight bearing. Furthermore, dynamic pedobarography offers the opportunity to determine and check plantar pressure in real-time while performing strengthening exercises. This can be of assistance to abide given weight bearing limitations as well as to identify and avoid overloading exercises.

3 EINORDNUNG IN DEN FACHWISSENSCHAFTLICHEN KONTEXT

3.1 NACHBEHANDLUNG BEI OPERATIVEN EINGRIFFEN DER UNTEREN EXTREMITÄT

Die Nachbehandlung nach operativen Eingriffen oder auch einem Trauma der unteren Extremität stellt einen entscheidenden Faktor in der Genesung dar. Ziel ist es, den status quo wiederherzustellen oder diesem zumindest möglichst nahe zu kommen. Entscheidend für den Erfolg sind, neben guter Zusammenarbeit innerhalb eines interdisziplinären Behandlungsteams, insbesondere die Compliance des Patienten. In der Regel wird durch den behandelnden Arzt, entsprechend der durchgeführten Operation bzw. der Verletzung, ein detailliertes Nachbehandlungsschema erstellt. Zentrale Punkte dieser Protokolle sind die Belastbarkeit der betroffenen Extremität, der zulässige Bewegungsumfang, sowie Angaben zur Trainingstherapie. Diese erfolgt in Abhängigkeit der Heilungsphasen des erkrankten, verletzten oder operierten Gewebes. Eingehende Inhalte orientieren sich in der Regel an Nachbehandlungsempfehlungen, die einem Expertenkonsens entsprechen, da die Evidenz für nicht alle Therapieformen sicher gegeben ist.

3.1.1 Teilbelastung

Die Teilbelastung der unteren Extremität, also die Lastreduktion betroffener knöcherner oder weichteiliger Strukturen, ist ein weit verbreitetes und akzeptiertes Behandlungsregime nach diversen Operationen. Eine Teilbelastung kann durch die Verwendung von Unterarmgehstützen, Gehwägen, Antigravitationslaufbändern oder anderen Hilfsmitteln ermöglicht werden.

Da man bei einer zu frühen Vollbelastung nach totalem endoprothetischen Ersatz des Hüftgelenks (Mikro-)Bewegungen der im Knochen verankerten Implantatkomponente oder eine unzureichende Osteointegration des Implantats befürchtet, wird nach zementfreier Hüft-Totalendoprothese oftmals

eine Teilbelastung empfohlen [1, 2]. Analog dazu erfolgt auch nach Kniegelenksersatz eine Limitierung der Last [3]. Um eine optimale Knochenheilung nach Umstellungsosteotomien oder Frakturen zu gewährleisten, ist eine Teilbelastung ebenfalls indiziert [4–7]. Es konnte nachgewiesen werden, dass eine intermittierende dynamische Teilbelastung die Bildung von Knochenmatrix fördert [5, 6], eine Überlastung jedoch zu verzögerter Heilung oder Ausbildung einer Pseudarthrose führt [8]. Im Rahmen der postoperativen Nachbehandlung nach Knorpelersatzverfahren, spielt die Teilbelastung eine entscheidende Rolle [9, 10]. Da es sich bei Knorpelgewebe um ein avaskuläres Gewebe handelt, besitzt dieses eine sehr geringe intrinsische Regenerationsfähigkeit. Diverse Methoden zur Transplantation von autologen Knorpelzellen wurden bislang angewandt. Durch die Lastreduktion möchte man zum einen den Schutz des Transplantats gewähren und gleichzeitig eine Stimulation der regenerativen fibro-kartilaginären Zellen ausüben [11]. Ein Vergleich von verschiedenen physikochemischen und biomechanischen Stimuli auf die Knorpelreparatur zeigte, dass eine mechanische Stimulation in Form von intermittierender dynamischer Belastung, abhängig von Stärke, Dauer und Frequenz, den Knorpelmetabolismus anregen und sich positiv auf die Regeneration auswirken kann [12]. In der Regel wird eine schrittweise Belastungssteigerung über 12 Wochen empfohlen [13, 14]. Ebenfalls ist nach der operativen Behandlung von Knorpeldefekten des Talus, bedingt durch traumatische Knorpelschäden oder eine Osteochondrosis dissecans, eine reduzierte Belastung für 6 Wochen angezeigt [15]. Sowohl bei operativen als auch bei konservativen Behandlungen von Achillessehnenrupturen spielt die Teilbelastung in der ersten Phase der Rehabilitation eine entscheidende Rolle. [16] Nach einer Sehnenverletzung erzeugt der natürliche Heilungsprozess in der Regel zunächst ein insuffizientes Ersatzgewebe. Da Sehnengewebe mechanosensitiv ist und seine extrazelluläre Matrix an veränderte lokale Belastungen anpassen kann, macht man sich diese Eigenschaft in der Rehabilitation zu Nutze. Durch frühes gezieltes Training mit kontrollierter Teilbelastung soll sich das Heilungsergebnis verbessern. [16]. Auch nach ligamentären Rekonstruktionen des Kniegelenks bei vorderer oder hinterer Kreuzbandruptur wird in der Regel zunächst eine Teilbelastung empfohlen.

Studien konnten zeigen, dass die Transplantate hiernach stabiler und die Versagerrate geringer war. [17, 18, 19, 20]. Auch nach hüftchirurgischen Eingriffen, wie zum Beispiel der operativen Behandlung eines femoroacetabulären Pincer-Impingements, insbesondere mit zusätzlicher Labrumrefixtion, wird eine initiale Teilbelastung mit 20kg empfohlen. [19]

Auch wenn sich viele Autoren einig sind, dass eine Teilbelastung einen entscheidenden Beitrag zur erfolgreichen Rehabilitation nach oben genannten Verletzungen und Eingriffen liefern kann, herrscht kein einheitlicher Konsens darüber, in welchem Ausmaß und über welchen Zeitraum die Limitation der Extremitätenbelastung gelten soll [20–22]. Auch die Definition des Begriffs „Bodenkontakt“, der häufig für die erste Rehabilitationsphase genannt wird, differiert in der Literatur. Kenngrößen reichen hier von 5 kg bis 20% des Körpergewichts, was bei einem angenommen durchschnittlichen Patientengewicht eine Steigerung von 10 kg bzw. 200% ausmacht [23]. Zum Teil wird die zulässige Last in Kilogramm angegeben, in anderen Protokollen wird wiederum von Prozent des Körpergewichts gesprochen. In zahlreichen Studien der letzten Jahre konnte lediglich gezeigt werden, dass sich in vielen Bereichen eine frühzeitige Belastungssteigerung vorteilhaft gegenüber den traditionellen Herangehensweisen erweist [1, 2, 5, 10, 11, 24]. Da evidenzbasierte Nachbehandlungsempfehlungen bislang fehlen, sind die detaillierten Inhalte der einzelnen Rehabilitationsprotokolle oftmals anhängig von der Erfahrung des Operateurs.

Erhält der Patient nun definierte Vorgaben über die zulässige Belastung in der postoperativen bzw. posttraumatischen Phase, stellt sich auch die Frage, inwieweit er diese vorgegebenen Belastungslimits umsetzen kann. Klassischerweise erfolgt die Gewichtsreduktion durch den Drei-Punkt-Gang unter Verwendung von Gehstützen, entweder als Unterarm- oder Achsel-Modell. Bei älteren Patienten, die unter Muskelschwäche und daraus resultierender Instabilität leiden, kann zunächst auch ein Gehbock oder hoher Gehwagen verwendet werden. Die Schulung und Anleitung zur korrekten Teilbelastung wird üblicherweise von Physiotherapeuten übernommen. Dies geschieht entweder direkt bei der Erstmobilisation oder, falls initial eine vollständige Entlastung der betroffenen Extremität gefordert wird, nach Ablauf

dieser Entlastungszeit. Die Instruktion erfolgt mittels verbaler und taktiler Anweisungen durch den Physiotherapeuten sowie visueller Kontrolle mit einer normalen Badezimmerwaage. Es hat sich jedoch gezeigt, dass diese Methode ineffektiv ist. Weder Patienten noch gesunde Probanden konnte die auf diese Weise erlernten vorgegebenen Restriktionen adäquat reproduzieren [25, 26]. Vor allem der Transfer der statischen Belastung beim Stehen auf einer Waage in die dynamische Belastung beim Gehen stellt ein Problem dar. Insbesondere ältere Patienten haben Schwierigkeiten, die Vorgaben umzusetzen [27]. Eine Studie mit Patienten nach Implantation einer unzementierten Hüft-Prothese, die nur 10% ihres Körpergewichts einsetzen sollten, zeigte, dass beim Gehen in der Ebene bis zu 88 % und beim Treppensteigen bis zu 50% des Spitzendrucks bei Vollbelastung erreicht wurde [28].

Daher muss die Diskussion über das optimale Teilbelastungsregime durch den Punkt, wie Patienten die Vorgaben adäquat umsetzen können, ergänzt werden. Aus diesem Grund wurden in den letzten Jahren neue Methoden zum Erlernen von Teilbelastungen erprobt. Beispielsweise hat sich die Biofeedback-Methode der klassischen Variante mit Badezimmerwaage deutlich überlegen gezeigt [29]. Die plantaren Kraftwerte werden hierbei mittels Detektoren unter der Fußsohle in Echtzeit erfasst und können dem Patienten visualisiert werden, so dass er in Echtzeit eine Rückmeldung über die tatsächliche aktuelle Belastung erhält. Auch hier gibt es verschiedene Geräte. Eine Kraftmessplatte bietet zwar sehr genaue Messwerte, ist jedoch eine teure, fest installierte Vorrichtung mit begrenzter Ausdehnung, weshalb sie fast ausschließlich in der Klinik vorzufinden und für längeres Gehtraining nicht geeignet erscheint [30]. Diese Nachteile gehen mit der Verwendung von Messsohlen nicht einher. Der Patient kann die Sensoren wie übliche Einlagen in sein Schuhwerk integrieren und bleibt somit mobil. Über ein akustisches Signal wird er auf jede Überlastung hingewiesen. Die einfache Handhabung der mittlerweile preiswerten Modelle, sowie deren hohe Effektivität haben die Biofeedback-Sohlen zu einer Alternative der Badezimmerwaage werden lassen [23]. Es konnte gezeigt werden, dass die Verwendung von derartigen Messeinlagen die Anzahl der Überlastungsschritte um bis zu 77% senken kann, unabhängig von Alter und Gewicht [31]. Folglich stellen derartige mobile

Hilfsmittel, insbesondere für ältere, übergewichtige Patienten, eine ideale Methode zur permanenten Lastkontrolle dar [31]. Patienten konnten mit Hilfe von Biofeedback die erlernten Teilbelastungsvorgaben bis zu fünf Tage nach Unterweisung korrekt wiedergeben. Da sich jedoch eine Tendenz zur zunehmenden Belastung abzeichnete, wird empfohlen, auch im ambulanten Bereich das Training von Teilbelastung regelmäßig zu wiederholen, um eine zu frühe Überlastung und damit Gefährdung des Operationsergebnisses zu vermeiden [23]. Umgekehrt kann dieses Verfahren auch angewendet werden, um die Vollbelastung einer Extremität zu fördern, denn eine unphysiologische Entlastung kann Muskelatrophie, Inaktivitätsosteoporose oder auch Gelenkbeschwerden durch asymmetrische Belastung zur Folge haben [32].

3.1.2 Kraftdefizit und Muskelaufbau

Nach Operationen der unteren Extremität kommt es häufig zu einem Kraftdefizit, verursacht durch ein Zusammenspiel von Muskelatrophie und verminderter neuromuskulärer Ansteuerung. Dies hat eine funktionelle Einschränkung der betroffenen Extremität zur Folge [33–37]. Insbesondere die verminderte Quadrizepskraft kann einen negativen Einfluss auf die Kniefunktion darstellen [38, 39]. Bereits präoperativ führen Schmerzen, Entlastung und Ausweichbewegungen zu einer Minderbelastung der artikulierenden Strukturen und einem daraus folgendem Kraftverlust [33]. Durch die Immobilisation zum Schutz des verletzten Gewebes, die postoperative Schmerzempfindung sowie die Angst, das operierte Bein zu belasten, wird dieses vorbestehende Kraftungleichgewicht weiter verstärkt. Viele Studien konnten zeigen, dass ein muskuläres Defizit mit einem schlechteren funktionellen Ergebnis einhergeht [40–43]. Zudem resultiert eine geschwächte Muskulatur, insbesondere bei älteren Patienten, in einer Einschränkung bei der Ausführung von Aktivitäten des täglichen Lebens, wie z.B. Treppensteigen oder Aufstehen aus dem Sitz, und erhöht folglich das Sturzrisiko [44, 45].

Aus diesem Grund ist eine effiziente Kräftigung der Muskulatur der unteren Extremität von besonderer Bedeutung für eine erfolgreiche Nachbehandlung. Um dem postoperativen Kraftverlust rechtzeitig entgegenzuwirken, sprechen sich viele Autoren für ein frühzeitiges Krafttraining aus [46, 47]. Auch wird, als

Gegengewicht zum postoperativen Kraftverlust bereits präoperativ ein Auftrainieren empfohlen [38].

Als klassisches und effektives Rehabilitationsprogramm zum Muskelaufbau dient das progressive Widerstandstraining. Hierbei werden Übungen zur Kräftigung gegen stetig steigenden Widerstand ausgeführt. Die Steigerung der Trainingsvariablen orientiert sich an der Konstitution des Patienten sowie an seinem Trainingsfortschritt. In der Regel sind die Übungen maschinenunterstützt. Dadurch können genau definierte Widerstände erzeugt und kontrolliert gesteigert werden, womit der Trainingserfolg indirekt gemessen werden kann. Bei der Muskelarbeit kann zwischen verschiedenen Kontraktionsformen unterschieden werden. Eine Studie unter Einbezug von Patienten mit rekonstruiertem vorderen Kreuzband konnte zeigen, dass exzentrisches Training insbesondere die neuromuskuläre Ansteuerung verbessert und somit zur Kraftsteigerung beiträgt [48]. Nach dem Aufbau einzelner Muskelgruppen können im Verlauf der Rehabilitation mehrere Muskelgruppen in ihren funktionellen Ketten adressiert werden, wie dies zum Beispiel beim Treppensteigen, Kniebeugen oder auf der Beinpresse geschieht. Dadurch wird zusätzlich die neuromuskuläre Koordination und die funktionelle Umsetzung gefördert.

Das progressive Muskeltraining wird häufig durch eine neuromuskuläre Elektrostimulation, kurz NMES, ergänzt. Man erhofft sich hierdurch eine vermehrte Muskelaktivierung. Nach Kniegelenkersatz konnte gezeigt werden, dass durch Einsatz in der frühen Rehabilitationsphase, NMES einen dramatischen Kraftverlust des Quadrizeps verhindern und somit zur verbesserten Muskelkraft und Funktion im Langzeitergebnis führen kann [49]. Auch nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes konnte durch eine Kombinationsanwendung aus Krafttraining und NMES eine verbesserte Quadrizepsfunktion gemessen werden [50]. NMES ist deshalb als Zusatzprogramm zum klassischen Krafttraining in der Rehabilitation anzusehen.

Neben den vor allem auf Kräftigung abzielenden oben genannten Methoden kann auch ein modifiziertes Ausdauertraining in das

Nachbehandlungsprogramm integriert werden. Das Training auf dem Fahrradergometer kann mit entsprechendem Widerstand nicht nur die Muskelkraft steigern, sondern wirkt sich auch positiv auf die allgemeine Leistungsfähigkeit der Patienten und deren funktionelle Fähigkeiten, wie Schrittgeschwindigkeit, Steigfähigkeit und Sprungkraft aus [51]. Zudem stellt Radfahren eine gelenkschonende Bewegungsform dar und ist mit leichten Widerständen eine gute Einstiegsübung in der ersten Rehabilitationsphase. Auch beim Laufband-Training konnte, neben den bekannten positiven Effekten auf die Leistungsfähigkeit, eine Zunahme der Muskelkraft der Kniestrecker und Kniebeuger gezeigt werden [52]. Eine weitere Rehabilitationsmethode ist das Aquatraining. Hiermit lässt sich eine Kraftzunahme der unteren Extremität sowie eine Steigerung der Schritt- und Treppensteiggeschwindigkeit erzielen [53]. Zudem konnte bei Patienten mit Hüftgelenksarthrose, zusätzlich zur Kraftsteigerung, eine Schmerzreduktion und eine Vergrößerung des Bewegungsumfangs erwirkt werden. Auch nach Implantation einer Totalendoprothese des Hüftgelenk wirkt sich das postoperative Training im Wasser positiv auf das Gesamtergebnis aus [54].

Die genauen Inhalte der Nachbehandlungsprogramme unterscheiden sich oftmals stark. Welche Kräftigungsübungen mit welchem Widerstand und in welchem zeitlichem Ablauf ausgeübt werden sollen, entscheidet in der Regel der behandelnde Arzt bzw. orientiert sich an der in der Klinik vorherrschende Lehrmeinung. Offizielle Richtlinien, wie Trainingspläne nach spezifischen Operationen im Detail auszusehen haben, fehlen bisher. Erste Bemühungen ein detailliertes, allgemeingültiges Rehabilitationsprotokoll zu erstellen, wurden z.B. von Mikkelsen et al. für die Hüftendoprothesenimplantation unternommen [46].

3.2 PEDOBAROGRAPHIE

Die Pedobarographie ist ein wissenschaftliches Messverfahren, bei dem die Druckbelastung der Fußsohle quantitativ und digital dargestellt werden kann. Sie ermöglicht dabei eine schnelle und präzise Messung der Druckverteilung. In der klinischen Anwendung können mit ihrer Hilfe lokale

Überlastungsregionen oder Fehlbelastungen ermittelt werden. Zudem erlauben die Ergebnisse eine Beurteilung interventioneller Maßnahmen wie Orthesenversorgung oder orthopädieschuhtechnische Maßnahmen. Eine longitudinale Evaluation kann zusätzlich Aufschluss über mögliche Änderungen der plantaren Druckverteilung im natürlichen Verlauf oder durch therapeutische Interventionen geben. Auch im Sport kann die Pedobarographie Überlastungspunkte aufzeigen und zur Verletzungsprävention herangezogen werden.

3.2.1 Technische Grundlagen

Zur Messung des kinetischen Parameters „Druck“ dienen in der Regel kapazitive, resistive, piezoelektrische oder piezoresistive Sensoren. Sie haben die Eigenschaft, dass sie die angelegte Stromstärke bzw. Spannung proportional zum einwirkenden Druck ändern. Diese Änderung des elektrischen Signals kann gemessen und mit Hilfe eines Rechners grafisch und räumlich dargestellt werden. Hierfür werden in der Regel sogenannte Masken angelegt, die mehrere Sensoren zusammenfassen und somit die Fußsohle in unterschiedliche Regionen einteilen. Klassischerweise werden die Bereiche Zehen, Vorfuß, Mittelfuß und Rückfuß unterschieden und können weiter in mediales, zentrales und laterales Kompartiment gegliedert werden. Neben dem Druck kann man, unter Einbeziehung der Auflagefläche oder der Kontaktzeit, die Kraft und deren Integrale, bezogen auf die Belastungszeit, ermitteln. Je nach Fragestellung können Mittelwerte als auch die Spitzenwerte von Interesse sein. Diese können, wie in Abbildung 1 beispielhaft dargestellt, zur besseren Veranschaulichung als farbcodiertes 2D- Bild oder dreidimensionales Drahtgittermodell visualisiert werden [55, 56].

Abb. 1: grafische Darstellung der plantaren Druckverteilung: a) farbcodiertes 2D-Bild b) 3D-Drahtgittermodell

3.2.2 Arten

Es stehen zwei Systeme zur Erfassung der plantaren Belastung zur Verfügung: Messplattformen und Messsohlen.

Messplattformen (Abb. 2 und 3) stellen eine flache, großflächige und drucksensitive Vorrichtung dar, die in den Boden eingelassen wird und so neben statischer Messungen auch eine dynamische Schrittanalyse erlaubt. Obwohl sie eine hohe Messgenauigkeit aufweisen, bringen sie doch einige Nachteile mit sich: die Plattformen benötigen entsprechenden räumlichen Platz für die Installation. Deshalb sind sie fast ausschließlich in klinischen Forschungseinrichtungen zu finden. Zudem können, je nach Größe, nur ein oder wenige Schritte aufgezeichnet werden. Für ein realitätsnahes Messergebnis ist jedoch entscheidend, dass der Patient mit physiologischer Schrittgeschwindigkeit läuft und mit seinen Schritten genau mittig auf die Messplattform trifft. Diese Vorgaben können ein natürliches Gangbild verfälschen. Mehrmaliges Wiederholen zur Eingewöhnung ist deshalb wichtig. Durch das barfüßige Laufen über die Messplattform wird die direkte Interaktion von Fußsohle und Boden gemessen. Verfälschende Effekte, wie das Tragen von dämpfendem Schuhwerk, können so ausgeschlossen werden [55, 56].

Abb. 2: Messplattform: Ein-Schritt-Variante, System emed® von novel GmbH, München, Deutschland

Abb. 3: Messplattform: Mehr-Schritt-Variante, System FDM von zebris Medical GmbH, Isny, Deutschland

Messsohlen hingegen nehmen den Druck wahr, der zwischen Fuß und Schuh entsteht. Dadurch können die Auswirkungen, die unterschiedliche Schuhmodelle, Einlagen oder andere orthopädische Hilfsmittel auf die plantare

Druckverteilung haben, gemessen und mit einander verglichen werden. Will man die reine Wechselwirkung von Fußsohle und Untergrund darstellen, kann ein sogenannter Neutralschuh, wie er von Kluger et al. vorgestellt wurde, verwendet werden [57]. Wie die Plattformen ermöglichen auch die Messsohlen sowohl statische als auch dynamische Analysen. Der Vorteil der Messsohlen gegenüber der Plattform ist ihre Ortsunabhängigkeit. Sie sind nicht an ein klinisches Labor gebunden und ermöglichen somit das Monitoring von Bewegungen des täglichen Lebens und im Sport. Zudem ist es möglich, eine Reihe von Schrittfolgen aufzuzeichnen. Verglichen mit dem Plattform-System verfügen die Messsohlen über deutlich weniger Sensoren und haben folglich eine geringere räumliche Auflösung [55, 56].

Abb. 4: Messsohlen: pedar-X®-System von novel GmbH, München, Deutschland

3.2.3 Anwendung

Die Pedobarographie findet in vielen klinischen und außerklinischen Bereichen Anwendung. Durch den technischen Fortschritt der letzten Jahre, der immer kleinere, leichtere, energieeffizientere und leistungsstärkere Module hervorbrachte, wird der Einsatz vermutlich noch weiter ausgeweitet werden können.

Viele orthopädische, aber auch internistische und neurologische Erkrankungen gehen mit einer veränderten Fußstellung, Beweglichkeit und plantaren Belastung einher. Vor allem nach Frakturen der Fußwurzel konnten teils deutliche Normabweichungen bei der Druckverteilung unter der Fußsohle sowie Gangbildveränderungen festgestellt werden [58, 59]. Bei Patienten mit posttraumatisch hochgradiger Arthrose des oberen Sprunggelenks fand man am betroffenen Fuß eine deutliche Reduktion der Last und der Auflagefläche, welche als Versuch des Patienten, den schmerzhaften Knöchel zu entlasten, aufzufassen ist [60]. Auch die Kniestreckfähigkeit, die beispielsweise durch degenerative oder traumatische Vorgänge eingeschränkt sein kann, hat einen entscheidenden Einfluss auf die plantare Belastung, sowohl des ipsilateralen als auch des kontralateralen Fuß. Lediglich bis zu einem Streckdefizit von 20° kann die Belastung durch die intakte Funktion der angrenzenden Gelenke ausgeglichen werden [61]. Die Pedobarographie kann helfen, den Erfolg verschiedener Therapien zu evaluieren und miteinander zu vergleichen. Beim paralytischen Hohlfuß, einer Folge zahlreicher neuromuskulärer Erkrankungen, wie zum Beispiel der Poliomyelitis, der Friedrich-Ataxie oder der Charcot-Marie-Tooth-Erkrankung, konnte gezeigt werden, dass eine Kombinationstherapie aus plantarem medialem Release und einer Verlängerungsosteotomie des ersten Strahls bessere Ergebnisse erbrachte, als die einzelnen Therapien für sich [62]. Auch bei der Korrektur eines kongenitalen Klumpfußes sowie deren Re-Operation bei Vorliegen eines Rezidivs, kann der Therapieerfolg neben klinischen und radiografischen Tests durch die Pedobarographie überprüft werden [63, 64]. Dank der dynamischen Fußdruckmessung konnte gezeigt werden, dass sich bei einer Calcaneusfraktur ohne Heilungstendenz durch eine Arthrodesis wieder eine normale plantare Druckverteilung sowie ein dynamischeres Gangbild einstellt. Der unter biomechanischen Gesichtspunkten aufgezeigte therapeutische Nutzen rechtfertigt somit die Indikationsstellung zur Gelenkversteifung [65]. Bei bestimmten Erkrankungen kann eine pedobarographische Erfassung von Druckveränderungen helfen, Risikokonstellationen zu detektieren und Präventionsprogramme zu erstellen, um resultierende Komplikationen zu verhindern. Vor allem bei Diabetes mellitus Patienten ist zur Vermeidung eines diabetischen Fußsyndroms die Identifizierung von Hauptbelastungszonen und

Sensibilitätsstörungen entscheidend, damit diese Druckzonen einer adäquaten Behandlung zugeführt werden können [66]. Es konnte gezeigt werden, dass das Ulzerationsrisiko, neben der Dauer der Erkrankung, der Einstellung der Blutzuckerwerte, der Raucheranamnese und der Schwere der Polyneuropathie, auch mit der Höhe der plantaren Fußdrücke, vor allem unter dem Vorfuß, korreliert [67]. Da beim Diabetiker eine abnorme plantare Druckbelastung mit Sensibilitätsstörungen assoziiert ist, kann die dynamische Pedobarographie auch als Screeningtool zur frühen Diagnostik einer diabetischen Polyneuropathie verwendet werden [68].

Immer häufiger findet die Pedobarographie auch in der Orthopädietechnik Verwendung, um Hilfsmittel optimal an den Patienten und die individuellen Anforderungen anzupassen. Bei Diabetikern kann beispielsweise der plantare Spitzendruck und damit auch das Ulzerarisiko durch Entlastung der Hauptbelastungszone mittels entsprechender Einlagen oder Vacuumorthesen reduziert werden [69, 70]. Der Orthopädietechniker kann mithilfe detaillierter Informationen über die Druckverteilung an der Fußsohle maßgefertigte Einlagen herstellen und damit den größtmöglichen Therapieerfolg garantieren. Individuell angepasste Einlagen sind auch für die Behandlung von rheumatoiden Fußdeformitäten wichtig [71]. Da der mittlere Druck unter den Metatarsalköpfchen mit dem Schmerzausmaß korreliert, kann durch entsprechende Druckentlastung die Metatarsalgie und der damit einhergehende Leidensdruck bei den Patienten signifikant reduziert werden [72]. Auch beim plantaren Fersenschmerz, ausgelöst durch eine Reizung des Ansatzes der Plantarfaszie am Tuber calcanei, spielt die richtige Schuhwahl eine entscheidende Rolle in der Therapie [73].

Ebenfalls kommt die dynamische Pedobarographie im Leistungssport verstärkt zum Einsatz. Dank ihrer Fähigkeit, die plantare Druckverteilung während jeder einzelnen Bewegungsphase kontinuierlich aufzuzeichnen, eignet sie sich dafür, längere und anspruchsvollere Bewegungsabläufe zu analysieren, wie zum Beispiel beim Eiskunstlauf, Tennis oder Sprinten [74–76]. Das Wissen um die einwirkenden Kräfte kann helfen, das Verletzungsrisiko zu minimieren. Carl et al. konnten zeigen, dass Fußballer beim Sprinttraining in Fußballschuhen erheblich größeren Spitzendrücken

ausgesetzt sind als in Laufschuhen. Zur Vermeidung von Stressfrakturen des Mittelfußes sollten derartige Übungen deshalb nur in Laufschuhen durchgeführt werden [77]. Zusätzlich zur Verletzungsprävention kann im Fußball durch ein verbessertes Gleichgewicht und eine gute Körperkontrolle, was unter anderem mittels Pedobarographie evaluiert werden kann, die technischen und koordinativen Fertigkeiten der Sportler gesteigert werden [78].

3.3 ZIELE DER STUDIE

Für die erfolgreiche Rehabilitation nach bestimmten Operationen an der unteren Extremität ist eine Teilbelastung dieser unerlässlich. Gleichzeitig sollte im Rahmen einer funktionellen Nachbehandlung ein frühzeitiges Muskelaufbautraining angestrebt werden, um die Funktion der betroffenen Extremität wiederherzustellen. Inwieweit diese beiden Standpunkte miteinander vereinbar sind, ist bislang unzureichend untersucht. Ziel der vorliegenden Studie war es zu klären, ob Krafttraining, durchgeführt auf einer Beinpresse, mit der Vorgabe der Teilbelastung prinzipiell vereinbar ist. Die Ergebnisse können als Grundlage für die Erarbeitung detaillierter Rehabilitationsprotokolle dienen, um allgemeingültige Richtlinien zu erstellen und die Nachbehandlung zu vereinheitlichen.

3.4 LIMITATIONEN

Als Limitation unserer Studie ist zu nennen, dass als Maß für die Belastung der zu entlastenden Struktur die resultierende Kraft zwischen Fußsohle und dem Untergrund herangezogen wurde. Dieses Vorgehen wurde analog zum Vorgehen in zahlreichen Studien und entsprechend der gängigen Lehrmeinung umgesetzt. Uns ist jedoch bewusst, dass es sich hierdurch um eine indirekte Messung handelt und es keine Evidenz dafür gibt, dass die an der Fußsohle gemessene Belastung mit der tatsächlichen Belastung der betreffenden Struktur korreliert.

Kritisch muss man in diesem Kontext ebenfalls anführen, dass sich die Gelenksstellung und die arbeitenden Muskelgruppen, die eine zusätzliche Kompression des Gelenkspalts erzeugen, beim freien Gehen und beim

Ausführen der Beinpresse deutlich unterscheiden. Es ist anzunehmen, dass diese Faktoren ebenfalls einen Einfluss auf die Gelenksbelastung nehmen. Inwieweit sich der Gelenkbinnendruck zwischen diesen beiden Bewegungsabläufen, abhängig von der zu überwindenden Kraft auf der Beinpresse, unterscheidet, war zum jetzigen Zeitpunkt noch kein Gegenstand von Untersuchungen.

In der vorliegenden Studie wurden gesunde Probanden herangezogen. Der rechtfertigende Grund war, dass keine Anhaltspunkte bestehen, in welcher Größenordnung sich die resultierende Belastung, bei vorliegendem Studiendesign, einordnen lässt. Eine Überlastung mit möglicherweise negativen Folgen für Patienten galt es zu vermeiden. Die vorliegenden Daten, repräsentativ für gesunde Freiwillige, lassen sich zweifellos nicht ohne weiteres auf Patienten übertragen, da damit zu rechnen ist, dass diese die erkrankte Extremität schmerz- oder angstbedingt anders belasten. Ähnlich aufgebaute Studien an Patienten, basierend auf unseren Ergebnissen, müssen deshalb folgen.

3.5 AUSBLICK

Unsere Studie zeigt, dass die Vorgabe einer Teilbelastung prinzipiell mit der Durchführung von Kräftigungsübungen auf der Beinpresse vereinbar ist. Dieses Erkenntnis kann als Grundlage zur Erstellung von detaillierten Nachbehandlungsregimen verwendet werden. Hierdurch erhoffen wir uns eine weitere Verbesserung der Rehabilitationsergebnisse. Dies gilt insbesondere für ältere Patienten, bei denen eine unvollständige Rehabilitation mit residualer Muskelschwäche nachweislich zu einer Einschränkung in den Aktivitäten des täglichen Lebens und einer erhöhten Gebrechlichkeit führen kann [44, 45, 79]. Um einen vollständigen Rehabilitationsplan erstellen zu können, der ein gezieltes Kräftigungstraining einschließt, müssen zuvor weitere Studien durchgeführt werden, die das Belastungsausmaß bei anderen Kräftigungsübungen, wie zum Beispiel Kniebeugen oder Ausfallschritten mit oder ohne Gewichten, untersuchen. Zudem sollte in den erarbeiteten

Nachbehandlungsprotokollen eine genaue Definition der Teilbelastung vorgenommen werden, um ein einheitliches Vorgehen garantieren zu können.

4 ORIGINALPUBLIKATION

Wild, L., Carl, H.-D., Golditz, T., Swoboda, B., & Hotfiel, T. (2016). How do leg press exercises comply with limited weight bearing? *Physical Therapy in Sport*, 22, 1-5.

<https://dx.doi.org/10.1016/j.ptsp.2016.05.002>

5 LITERATURVERZEICHNIS

1. Boden H, Adolphson P. No adverse effects of early weight bearing after uncemented total hip arthroplasty: A randomized study of 20 patients. *Acta Orthop Scand*. 2004;75:21–9. doi:10.1080/00016470410001708040.
2. Hol AM, van Grinsven S, Lucas C, van Susante JLC, van Loon CJM. Partial versus unrestricted weight bearing after an uncemented femoral stem in total hip arthroplasty: Recommendation of a concise rehabilitation protocol from a systematic review of the literature. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2010;130:547–55. doi:10.1007/s00402-009-1017-3.
3. Meier E, Gelse K, Trieb K, Pachowsky M, Hennig FF, Mauere A. First clinical study of a novel complete metal-free ceramic total knee replacement system. *J Orthop Surg Res*. 2016;11:21. doi:10.1186/s13018-016-0352-7.
4. Asik M, Sen C, Kilic B, Goksan SB, Ciftci F, Taser OF. High tibial osteotomy with Puddu plate for the treatment of varus gonarthrosis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2006;14:948–54. doi:10.1007/s00167-006-0074-1.
5. da Costa GI, Kumar N. Early weight bearing in the treatment of fractures of the tibia. *Injury*. 1979;11:123–31.
6. Mavcic B, Antolic V. Optimal mechanical environment of the healing bone fracture/osteotomy. *Int Orthop*. 2012;36:689–95. doi:10.1007/s00264-012-1487-8.
7. Schroter S, Ateschrang A, Lowe W, Nakayama H, Stockle U, Ihle C. Early full weight-bearing versus 6-week partial weight-bearing after open wedge high tibial osteotomy leads to earlier improvement of the clinical results: A prospective, randomised evaluation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2017;25:325–32. doi:10.1007/s00167-015-3592-x.
8. Claes LE, Heigele CA. Magnitudes of local stress and strain along bony surfaces predict the course and type of fracture healing. *J Biomech*. 1999;32:255–66.
9. Edwards PK, Ackland T, Ebert JR. Clinical rehabilitation guidelines for matrix-induced autologous chondrocyte implantation on the tibiofemoral

- joint. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2014;44:102–19.
doi:10.2519/jospt.2014.5055.
10. Wondrasch B, Zak L, Welsch GH, Marlovits S. Effect of accelerated weightbearing after matrix-associated autologous chondrocyte implantation on the femoral condyle on radiographic and clinical outcome after 2 years: A prospective, randomized controlled pilot study. *Am J Sports Med.* 2009;37 Suppl 1:88S-96S. doi:10.1177/0363546509351272.
 11. Ebert JR, Robertson WB, Lloyd DG, Zheng MH, Wood DJ, Ackland T. Traditional vs accelerated approaches to post-operative rehabilitation following matrix-induced autologous chondrocyte implantation (MACI): Comparison of clinical, biomechanical and radiographic outcomes. *Osteoarthritis Cartilage.* 2008;16:1131–40.
doi:10.1016/j.joca.2008.03.010.
 12. Jahr H, Matta C, Mobasheri A. Physicochemical and biomechanical stimuli in cell-based articular cartilage repair. *Curr Rheumatol Rep.* 2015;17:22. doi:10.1007/s11926-014-0493-9.
 13. Minas T, Peterson L. Advanced techniques in autologous chondrocyte transplantation. *Clin Sports Med.* 1999;18:13-44, v-vi.
 14. Robertson WB, Fick D, Wood DJ, Linklater JM, Zheng MH, Ackland TR. MRI and clinical evaluation of collagen-covered autologous chondrocyte implantation (CACI) at two years. *Knee.* 2007;14:117–27.
doi:10.1016/j.knee.2006.11.009.
 15. Walther M, Altenberger S, Kriegelstein S, Volkering C, Roser A. Reconstruction of focal cartilage defects in the talus with miniarthrotomy and collagen matrix. *Oper Orthop Traumatol.* 2014;26:603–10.
doi:10.1007/s00064-012-0229-9.
 16. Galloway MT, Lalley AL, Shearn JT. The role of mechanical loading in tendon development, maintenance, injury, and repair. *J Bone Joint Surg Am.* 2013;95:1620–8. doi:10.2106/JBJS.L.01004.
 17. Kim JG, Lee YS, Yang BS, Oh SJ, Yang SJ. Rehabilitation after posterior cruciate ligament reconstruction: A review of the literature and theoretical support. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2013;133:1687–95.
doi:10.1007/s00402-013-1854-y.

18. Kruse LM, Gray B, Wright RW. Rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction: A systematic review. *J Bone Joint Surg Am*. 2012;94:1737–48. doi:10.2106/JBJS.K.01246.
19. Poh S-Y, Hube R, Dienst M. Arthroscopic treatment of femoroacetabular pincer impingement. *Oper Orthop Traumatol*. 2015;27:536–52. doi:10.1007/s00064-015-0400-1.
20. Westby MD, Brittain A, Backman CL. Expert consensus on best practices for post-acute rehabilitation after total hip and knee arthroplasty: A Canada and United States Delphi study. *Arthritis Care Res (Hoboken)*. 2014;66:411–23. doi:10.1002/acr.22164.
21. Pfeifer CG, Grechenig S, Frankewycz B, Ernstberger A, Nerlich M, Krutsch W. Analysis of 213 currently used rehabilitation protocols in foot and ankle fractures. *Injury*. 2015;46 Suppl 4:S51-7. doi:10.1016/S0020-1383(15)30018-8.
22. Makhni EC, Crump EK, Steinhaus ME, Verma NN, Ahmad CS, Cole BJ, Bach BR, JR. Quality and Variability of Online Available Physical Therapy Protocols From Academic Orthopaedic Surgery Programs for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Arthroscopy*. 2016;32:1612–21. doi:10.1016/j.arthro.2016.01.033.
23. Hershko E, Tauber C, Carmeli E. Biofeedback versus physiotherapy in patients with partial weight-bearing. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)*. 2008;37:E92-6.
24. Edwards PK, Ackland TR, Ebert JR. Accelerated weightbearing rehabilitation after matrix-induced autologous chondrocyte implantation in the tibiofemoral joint: Early clinical and radiological outcomes. *Am J Sports Med*. 2013;41:2314–24. doi:10.1177/0363546513495637.
25. Dabke HV, Gupta SK, Holt CA, O'Callaghan P, Dent CM. How accurate is partial weightbearing? *Clin Orthop Relat Res*. 2004:282–6.
26. Ebert JR, Ackland TR, Lloyd DG, Wood DJ. Accuracy of partial weight bearing after autologous chondrocyte implantation. *Arch Phys Med Rehabil*. 2008;89:1528–34. doi:10.1016/j.apmr.2008.02.019.
27. Schon LC, Short KW, Parks BG, Kleeman TJ, Mroczek K. Efficacy of a new pressure-sensitive alarm for clinical use in orthopaedics. *Clin Orthop Relat Res*. 2004:235–9.

28. Schaefer A, Hotfiel T, Pauser J, Swoboda B, Carl H-D. Incompliance of total hip arthroplasty (THA) patients to limited weight bearing. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2015;135:265–9. doi:10.1007/s00402-014-2134-1.
29. Hustedt JW, Blizzard DJ, Baumgaertner MR, Leslie MP, Grauer JN. Is it possible to train patients to limit weight bearing on a lower extremity? *Orthopedics.* 2012;35:e31-7. doi:10.3928/01477447-20111122-14.
30. Hustedt JW, Blizzard DJ, Baumgaertner MR, Leslie MP, Grauer JN. Current advances in training orthopaedic patients to comply with partial weight-bearing instructions. *Yale J Biol Med.* 2012;85:119–25.
31. Stangl R, Krug R, Hennig FF, Gusinde J. The biofeedback sole tested is a suitable device for avoiding overload under partial load. *Unfallchirurg.* 2004;107:1162–8. doi:10.1007/s00113-004-0819-6.
32. Isakov E. Gait rehabilitation: A new biofeedback device for monitoring and enhancing weight-bearing over the affected lower limb. *Eura Medicophys.* 2007;43:21–6.
33. Stevens JE, Mizner RL, Snyder-Mackler L. Quadriceps strength and volitional activation before and after total knee arthroplasty for osteoarthritis. *J Orthop Res.* 2003;21:775–9. doi:10.1016/S0736-0266(03)00052-4.
34. Judd DL, Dennis DA, Thomas AC, Wolfe P, Dayton MR, Stevens-Lapsley JE. Muscle strength and functional recovery during the first year after THA. *Clin Orthop Relat Res.* 2014;472:654–64. doi:10.1007/s11999-013-3136-y.
35. Fukumoto Y, Ohata K, Tsukagoshi R, Kawanabe K, Akiyama H, Mata T, et al. Changes in hip and knee muscle strength in patients following total hip arthroplasty. *J Jpn Phys Ther Assoc.* 2013;16:22–7. doi:10.1298/jjpta.Vol16_002.
36. Loken S, Ludvigsen TC, Hoysveen T, Holm I, Engebretsen L, Reinholt FP. Autologous chondrocyte implantation to repair knee cartilage injury: Ultrastructural evaluation at 2 years and long-term follow-up including muscle strength measurements. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2009;17:1278–88. doi:10.1007/s00167-009-0854-5.
37. Williams GN, Buchanan TS, Barrance PJ, Axe MJ, Snyder-Mackler L. Quadriceps weakness, atrophy, and activation failure in predicted

- noncopers after anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med.* 2005;33:402–7. doi:10.1177/0363546504268042.
38. Eitzen I, Grindem H, Nilstad A, Moksnes H, Risberg MA. Quantifying Quadriceps Muscle Strength in Patients With ACL Injury, Focal Cartilage Lesions, and Degenerative Meniscus Tears: Differences and Clinical Implications. *Orthop J Sports Med.* 2016;4:2325967116667717. doi:10.1177/2325967116667717.
 39. Petterson SC, Mizner RL, Stevens JE, Rasis L, Bodinstab A, Newcomb W, Snyder-Mackler L. Improved function from progressive strengthening interventions after total knee arthroplasty: A randomized clinical trial with an imbedded prospective cohort. *Arthritis Rheum.* 2009;61:174–83. doi:10.1002/art.24167.
 40. Palmieri-Smith RM, Thomas AC, Wojtys EM. Maximizing quadriceps strength after ACL reconstruction. *Clin Sports Med.* 2008;27:405-24, vii-ix. doi:10.1016/j.csm.2008.02.001.
 41. Schmitt LC, Quatman CE, Paterno MV, Best TM, Flanigan DC. Functional outcomes after surgical management of articular cartilage lesions in the knee: A systematic literature review to guide postoperative rehabilitation. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2014;44:565-A10. doi:10.2519/jospt.2014.4844.
 42. Umpierres CS'a, Ribeiro TA, Marchisio AE, Galvao L, Borges INK, Macedo CAdS, Galia CR. Rehabilitation following total hip arthroplasty evaluation over short follow-up time: Randomized clinical trial. *J Rehabil Res Dev.* 2014;51:1567–78. doi:10.1682/JRRD.2014.05.0132.
 43. Pozzi F, Snyder-Mackler L, Zeni J. Physical exercise after knee arthroplasty: A systematic review of controlled trials. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2013;49:877–92.
 44. Wolfson L, Judge J, Whipple R, King M. Strength is a major factor in balance, gait, and the occurrence of falls. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 1995;50 Spec No:64–7.
 45. Chandler JM, Duncan PW, Kochersberger G, Studenski S. Is lower extremity strength gain associated with improvement in physical performance and disability in frail, community-dwelling elders? *Arch Phys Med Rehabil.* 1998;79:24–30.

46. Mikkelsen LR, Petersen AK, Mechlenburg I, Mikkelsen S, Soballe K, Bandholm T. Description of load progression and pain response during progressive resistance training early after total hip arthroplasty: Secondary analyses from a randomized controlled trial. *Clin Rehabil.* 2017;31:11–22. doi:10.1177/0269215516628305.
47. Bade MJ, Stevens-Lapsley JE. Early high-intensity rehabilitation following total knee arthroplasty improves outcomes. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2011;41:932–41. doi:10.2519/jospt.2011.3734.
48. Lepley LK, Wojtys EM, Palmieri-Smith RM. Combination of eccentric exercise and neuromuscular electrical stimulation to improve quadriceps function post-ACL reconstruction. *Knee.* 2015;22:270–7. doi:10.1016/j.knee.2014.11.013.
49. Kittelson AJ, Stackhouse SK, Stevens-Lapsley JE. Neuromuscular electrical stimulation after total joint arthroplasty: A critical review of recent controlled studies. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2013;49:909–20.
50. Fitzgerald GK, Piva SR, Irrgang JJ. A modified neuromuscular electrical stimulation protocol for quadriceps strength training following anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003;33:492–501. doi:10.2519/jospt.2003.33.9.492.
51. Macaluso A, Young A, Gibb KS, Rowe DA, Vito G de. Cycling as a novel approach to resistance training increases muscle strength, power, and selected functional abilities in healthy older women. *J Appl Physiol* (1985). 2003;95:2544–53. doi:10.1152/jappphysiol.00416.2003.
52. Franks KA, Brown LE, Coburn JW, Kersey RD, Bottaro M. Effects of Motorized vs Non-Motorized Treadmill Training on Hamstring/Quadriceps Strength Ratios. *J Sports Sci Med.* 2012;11:71–6.
53. Valtonen A, Poyhonen T, Sipila S, Heinonen A. Effects of aquatic resistance training on mobility limitation and lower-limb impairments after knee replacement. *Arch Phys Med Rehabil.* 2010;91:833–9. doi:10.1016/j.apmr.2010.03.002.
54. Lyp M, Kaczor R, Cabak A, Tederko P, Wlostowska E, Stanislawska I, et al. A Water Rehabilitation Program in Patients with Hip Osteoarthritis Before and After Total Hip Replacement. *Med Sci Monit.* 2016;22:2635–42.

55. Razak AHA, Zayegh A, Begg RK, Wahab Y. Foot plantar pressure measurement system: A review. *Sensors (Basel)*. 2012;12:9884–912. doi:10.3390/s120709884.
56. Rosenbaum D, Becker H.-P. Plantar pressure distribution measurements. Technical background and clinical applications. *Foot and Ankle Surgery*. 1997;1–14.
57. Kluger AK, Carl H-D, Jendrissek A, Swoboda B, Hotfiel T. Introduction of a neutral shoe to assess reference values for dynamic pedobarography. *Biomed Tech (Berl)*. 2014;59:213–7. doi:10.1515/bmt-2013-0078.
58. Braun BJ, Pelz P, Veith NT, Rollmann M, Klein M, Herath SC, et al. Long-term pathological gait pattern changes after talus fractures - dynamic measurements with a new insole. *Int Orthop* 2018. doi:10.1007/s00264-017-3720-y.
59. Genc Y, Gultekin A, Duymus TM, Mutlu S, Mutlu H, Komur B. Pedobarography in the Assessment of Postoperative Calcaneal Fracture Pressure With Gait. *J Foot Ankle Surg*. 2016;55:99–105. doi:10.1053/j.jfas.2015.07.018.
60. Horisberger M, Hintermann B, Valderrabano V. Alterations of plantar pressure distribution in posttraumatic end-stage ankle osteoarthritis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2009;24:303–7. doi:10.1016/j.clinbiomech.2008.12.005.
61. Hotfiel T, Carl H-D, Swoboda B, Jendrissek A, Pauser J. Foot load with different restrictions of knee joint extension. *Z Orthop Unfall*. 2012;150:257–61. doi:10.1055/s-0031-1298141.
62. Kwon YU, Kim HW, Hwang JH, Park H, Park HW, Park KB. Changes in dynamic pedobarography after extensive plantar medial release for paralytic pes cavovarus. *Yonsei Med J*. 2014;55:766–72. doi:10.3349/ymj.2014.55.3.766.
63. Sinclair MF, Bosch K, Rosenbaum D, Bohm S. Pedobarographic analysis following Ponseti treatment for congenital clubfoot. *Clin Orthop Relat Res*. 2009;467:1223–30. doi:10.1007/s11999-009-0746-5.
64. Hutchinson RJ, Betts RP, Donnan LT, Saleh M. Assessment of Ilizarov correction of club-foot deformity using pedobarography. A preliminary report. *J Bone Joint Surg Br*. 2001;83:1041–5.

65. Rammelt S, Grass R, Zawadski T, Biewener A, Zwipp H. Foot function after subtalar distraction bone-block arthrodesis. A prospective study. *J Bone Joint Surg Br.* 2004;86:659–68.
66. Skopljak A, Muftic M, Sukalo A, Masic I, Zunic L. Pedobarography in diagnosis and clinical application. *Acta Inform Med.* 2014;22:374–8. doi:10.5455/aim.2014.22.374-378.
67. Fawzy OA, Arafa AI, El Wakeel MA, Abdul Kareem SH. Plantar pressure as a risk assessment tool for diabetic foot ulceration in egyptian patients with diabetes. *Clin Med Insights Endocrinol Diabetes.* 2014;7:31–9. doi:10.4137/CMED.S17088.
68. Fang F, Wang Y-F, Gu M-Y, Chen H, Wang D-M, Xiao K, et al. Pedobarography - a novel screening tool for diabetic peripheral neuropathy? *Eur Rev Med Pharmacol Sci.* 2013;17:3206–12.
69. Lobmann R, Kayser R, Kasten G, Kasten U, Kluge K, Neumann W, Lehnert H. Effects of preventative footwear on foot pressure as determined by pedobarography in diabetic patients: A prospective study. *Diabet Med.* 2001;18:314–9.
70. Nagel A, Rosenbaum D. Vacuum cushioned removable cast walkers reduce foot loading in patients with diabetes mellitus. *Gait Posture.* 2009;30:11–5. doi:10.1016/j.gaitpost.2009.02.007.
71. Carl H-D, Putz C, Weseloh G, Forst R, Swoboda B. Insoles for the rheumatic foot. A clinical and pedobarographic analysis. *Orthopade.* 2006;35:1176–82. doi:10.1007/s00132-006-1018-7.
72. Hodge MC, Bach TM, Carter GM. novel Award First Prize Paper. Orthotic management of plantar pressure and pain in rheumatoid arthritis. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1999;14:567–75.
73. Sullivan J, Pappas E, Adams R, Crosbie J, Burns J. Determinants of footwear difficulties in people with plantar heel pain. *J Foot Ankle Res.* 2015;8:40. doi:10.1186/s13047-015-0102-9.
74. Lockwood KL, Gervais PL. Impact forces upon landing single, double, and triple revolution jumps in figure skaters. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1997;12:S11.
75. Girard O, Eicher F, Micallef J-P, Millet G. Plantar pressures in the tennis serve. *J Sports Sci.* 2010;28:873–80. doi:10.1080/02640411003792695.

76. Fourchet F, Kuitunen S, Girard O, Beard AJ, Millet GP. Effects of Combined Foot/Ankle Electromyostimulation and Resistance Training on the In-Shoe Plantar Pressure Patterns during Sprint in Young Athletes. *J Sports Sci Med*. 2011;10:292–300.
77. Carl H-D, Pauser J, Swoboda B, Jendrissek A, Brem M. Soccer boots elevate plantar pressures in elite male soccer professionals. *Clin J Sport Med*. 2014;24:58–61. doi:10.1097/01.jsm.0000432857.79305.6c.
78. Edis C, Vural F, Vurgun H. The Importance of Postural Control in Relation to Technical Abilities in Small-Sided Soccer Games. *J Hum Kinet*. 2016;53:51–61. doi:10.1515/hukin-2016-0010.
79. Jung H, Yamasaki M. Association of lower extremity range of motion and muscle strength with physical performance of community-dwelling older women. *J Physiol Anthropol*. 2016;35:30. doi:10.1186/s40101-016-0120-8.

6 ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abb. 1: grafische Darstellung der plantaren Druckverteilung: a) farbcodiertes 2D-Bild b) 3D-Drahtgittermodell (Quelle: Abbildung aus durchgeführten Messungen entnommen)

Abb. 2: Messplattform: Ein-Schritt-Variante, System emed® von novel GmbH, München, Deutschland (www.novel.de aufgerufen am 08.09.2018)

Abb. 3: Messplattform: Mehr-Schritt-Variante, FDM-System von zebris Medical GmbH, Isny, Deutschland (www.velamed.com aufgerufen am 08.09.2018)

Abb. 4: Messsohlen: pedar-X®-System von novel GmbH, München, Deutschland (www.novel.de aufgerufen am 08.09.2018)

7 DANKSAGUNG

Meinen besonderen Dank gilt Herrn Dr. Thilo Hotfiel, der mir während des gesamten Entstehungsprozesses stets uneingeschränkt mit Rat und Tat zu Seite stand. Die freundschaftliche Zusammenarbeit, seine exzellente Betreuung und große Hilfsbereitschaft haben maßgeblich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen.

Weiterhin möchte ich meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. H.-D. Carl für die Überlassung des Dissertationsthemas und für seine wertvollen Ratschläge, sowohl während der Durchführung der Studie als auch während dem Veröffentlichungsprozess, danken.

Ebenfalls danke ich Herrn Univ. Prof. Dr. B. Swoboda für die Ermöglichung der Durchführung der Arbeit in seiner Klinik sowie seiner freundliche Unterstützung auf dem Weg zur Dissertation.

Außerdem bedanke ich mich bei meinen Probanden, die durch ihre aktive Teilnahme an unserer Studie ihren Beitrag zu deren Verwirklichung geleistet haben.

Zuletzt möchte ich mich ganz herzlich bei meinen Eltern bedanken, die mir das Studium und diese Dissertation ermöglicht und mich stets mit ihrer liebevollen und fürsorglichen Art unterstützt haben. Vielen Dank für eure Liebe und euer Vertrauen.