

# **Ergebnisse aus dem Forschungsprojekt BioFlexRobot**

## **Entwicklung eines bionischen, lowcost, gelenkflexiblen Roboterarms als Handlungseinheit für die Mensch-Roboter-Kooperation**

**Prof. Dr.-Ing. Rüdiger Hornfeck**

Institut Chemie-, Material- und Produktentwicklung OHM-CMP

**Dr.-Ing. Daniel Rücker**

Hamm AG Tirschenreuth

**Dr. sc. Tech. Jens Helbig**

Institut Chemie-, Material- und Produktentwicklung OHM-CMP

### **Zusammenfassung:**

Basierend auf einem bionischen Gelenkmechanismus nach dem Vorbild eines Spinnenbeins wurde ein SCARA-Gelenkroboter mit zwei bionischen Gelenken und einem konventionellen Höhenantrieb entwickelt. Hierbei entstand ein Soft-Roboter-System, das eine natürliche Nachgiebigkeit bei einer Kollision mit dem Werkzeugaufweiser aufweist. Die Forschungsarbeiten gliederten sich in die Teilbereiche Konstruktion, Elastomerkomponenten und Regelungstechnik. Nach Abarbeitung dieser Teilpakete wurde ein Demonstrator aufgebaut und dessen Leistungsdaten ermittelt. In einer abschließenden Bewertung konnte der BioFlexRobot mit bestehenden Systemen verglichen werden. Der vorliegende Bericht fasst die Forschungsergebnisse zusammen.



## 1. Projektdaten

Gefördert durch	Bundesministerium für Bildung und Forschung
Laufzeit	01.07.2016 bis 31.12.2019
Fakultät/Einrichtung	Technische Hochschule Nürnberg, Georg-Simon-Ohm Institut Chemie-, Material- und Produktentwicklung OHM-CMP
Projektleitung	Prof. Dr.-Ing. Rüdiger Hornfeck
Projektteam	Prof. Dr.-Ing. Jürgen Krejtschi; Prof. Dr. rer. nat. Gerd Wehnert; Daniel Rücker, M.Sc.; Dr. rer. nat. Jens Helbig; Dr.-Ing. Stefan Landkammer Dr.-Ing. Dominik Söthje; Florian Winter, M.Eng.; Julia Hoppe, M.Sc. Tobias Schäfer, M.Sc.
Kontakt Daten Projektleitung	E-Mail: <a href="mailto:ruediger.hornfeck@th-nuernberg.de">ruediger.hornfeck@th-nuernberg.de</a>

Das Projekt BioFlexRobot wurde unter der Leitung von Prof. Dr.-Ing. Rüdiger Hornfeck durchgeführt, welcher gleichzeitig auch die Leitung des Teilprojekts Konstruktion innehatte. Die Ressorts Elastomerkomponenten und Regelungstechnik wurden von Prof. Dr. rer. nat. Gerd Wehnert und Prof. Dr.-Ing. Jürgen Krejtschi betreut.

## 2. Danksagung

Dieses Forschungsprojekt wurde aus Haushaltsmitteln des Bundesministeriums für Bildung und Forschung (BMBF) im Rahmen der Förderlinie „Forschung an Fachhochschulen“ unter dem Förderkennzeichen 03FH064PX5 gefördert. Das Projektteam möchte sich an dieser Stelle beim Bundesministerium, sowie den Projektträgern für die Förderung und Unterstützung bei der Durchführung bedanken.

Ganz besonderer Dank gilt den kooperierenden Unternehmen

- ❖ Otto Haas KG - Gummi- und Kunststoff-Fabrik,
- ❖ Festo AG & Co. KG,
- ❖ Robert Bosch GmbH,
- ❖ Battenberg Robotic GmbH & Co. KG,

die das Forschungsprojekt finanziell unterstützten und während der Projektlaufzeit das Vorhaben begleiteten und durch das Einbringen ihrer Erfahrung die Industrienähe des Forschungsprojektes ermöglichten sowie den industriellen Bedarf belegten. Überdies hat uns die Firma Festo die neuesten Pneumatik-Komponenten zur Verfügung gestellt und stand uns bei deren Integration in hohem Maße mit Rat und Tat zur Seite.

Weiter gilt besonderer Dank sämtlichen Studierenden, die im Rahmen von Projekt- und Abschlussarbeiten oder als studentische Hilfskräfte einen großen Beitrag zum Gelingen dieses Forschungsvorhabens leisteten.

## 3. Aufgabenstellung

Eine Vielzahl an Gelenkrobotern wird in Produktions- und Montagelinien in einer großen Variationsbreite eingesetzt. Sie bewegen schwere Lasten oder arbeiten in widrigen Umgebungsbedingungen. Die große Problematik ist hierbei die erhebliche Verletzungsgefahr, die dadurch entsteht, dass die Roboterarme aus starren Gelenkmechanismen bestehen. Tritt nun der Mensch in den Arbeitsbereich des Roboters, so kann dieser den Werker schwer verletzen, da die Roboterarme nicht nachgiebig gestaltet sind. Deshalb dürfen starre Roboter nur innerhalb abgesicherter Bereiche – hinter Schutzzäunen oder Lichtschranken betrieben werden [1], [2]. Dem Menschen ist es dadurch nicht unmittelbar möglich, mit den Robotern zu interagieren.

Um dennoch eine Interaktion zwischen dem Werker und dem Roboter zu gewährleisten und dabei kein Unfallrisiko einzugehen, werden Roboter entweder mit aufwendigen Sensoren bestückt (z.B. kapazitive Haut, vgl. [3]) oder es wird versucht, die Gelenkarme nachgiebig, bzw. flexibel zu gestalten [4]. So ist mit großem technischem Aufwand eine Mensch-Maschinen-Kooperation realisierbar.

Das Ziel des Forschungsprojekts „BioFlexRobot“ ist es, einen Gelenkroboter zu entwickeln, der:

- im direkten Zusammenwirken mit dem Menschen einsetzbar ist,
- keine intelligente Sicherheitstechnik mit aufwendiger Software erfordert,
- aufgrund des einfachen Aufbaus und weniger Komponenten eine Low-Cost-Lösung darstellt,
- körperlich anstrengende Tätigkeiten unmittelbar übernimmt und somit langfristig gesundheitliche Schäden der Mitarbeiter/innen verhindert oder das kräftesparende Arbeiten von älteren Mitarbeitern erlaubt,
- in beiden Bewegungsrichtungen Momente und Kräfte aufbringen kann,
- und eine hohe Energieeffizienz aufweist, da im Haltebetrieb keine Energie zugeführt werden soll.

Ein Render-Bild ist in Abbildung 1 ZU sehen.

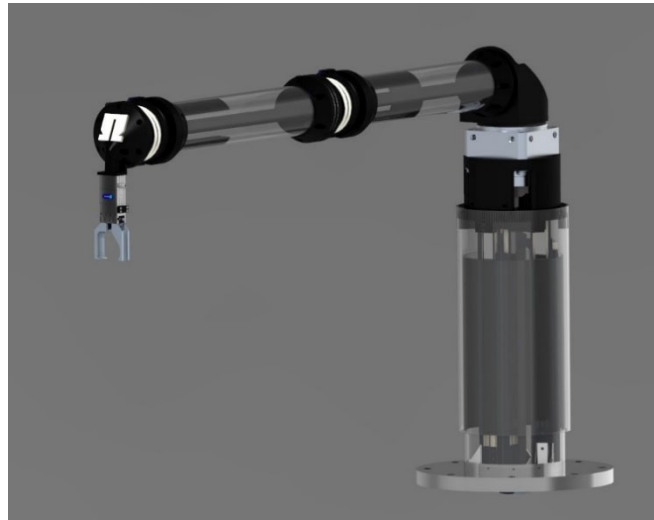


Abbildung 1 – gerenderte Darstellung des BioFlexRobot

Zur Umsetzung der Zielsetzung wurde ein bionischer Realisierungsansatz gewählt. Im Rahmen des vom Bayerischen Ministerium für Umwelt und Verbraucherschutz finanzierten Forschungsprojekts „OHM-Krabbler“ wurde in Zusammenarbeit mit Biologen der Funktionsmechanismus der Spinnenbeine untersucht und auf ein technisches System übertragen.

Als zweite bionische Neuentwicklung ist das Forschungsprojekt BioFlexRobot gedacht. Hierbei handelt es sich um einen nachgiebigen Gelenkroboter, dessen Gelenke ebenfalls auf dem Funktionsprinzip der Spinnenbeine beruhen. Somit wird in diesem Beispiel ebenfalls das Biology-Push-Prinzip angewandt, das in der VDI 6220 beschrieben wird [5].

Die Ausgangsbasis für den BioFlexRobot war das dynamische, kraftvolle und dennoch leichte Spinnenbein, bestehend aus einem Exoskelett, das in einem neuartigen Gelenkmechanismus umgesetzt und patentiert wurde [6]. Eine schematische Darstellung ist Abbildung 2 ZU entnehmen.

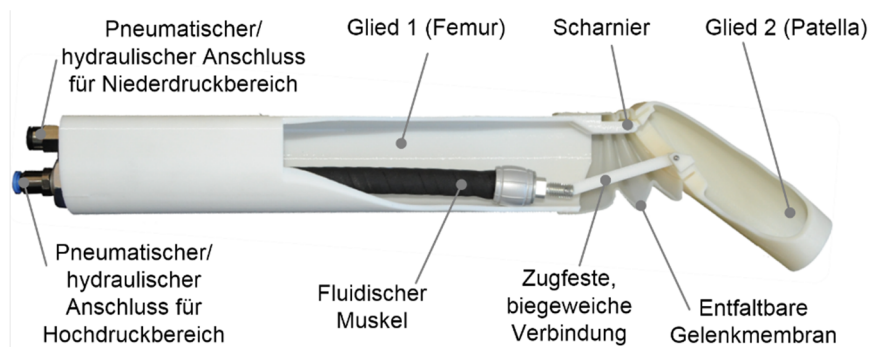


Abbildung 2 - Gelenkprinzip der Forschung an der TH Nürnberg. Kombination der Vorteile beider Forschungsfelder [3]

Bei Anstieg des pneumatischen Innendruckes entfaltet sich die flexible Gelenkmembran und streckt somit das Drehgelenk. Statt eines Antagonisten auf der Gegenseite des Gelenkbereichs leitet ein fluidischer Muskel die Beugebewegung ein. Das umgesetzte Gegenspielerprinzip aus passivem Streckmoment „große Fläche – geringer Druck“ gegenüber aktiv gesteuertem Beugemoment „kleine Fläche – hoher Differenzdruck“ ermöglicht diesen neuartigen, dynamischen Drehantrieb. [7]

Ein Video zu den aktuellen erfolgreichen, Grundsatzforschungen ist unter folgendem Link zu sehen:

<https://www.th-nuernberg.de/einrichtungen-gesamt/in-institute/institut-fuer-chemie-material-und-produktentwicklung/ohm-cmp/3d-visualisierungszentrum/forschung/ohm-krabbler/>

Hierbei ist zu erkennen, dass die Gelenkflexibilität nicht durch Sensorik und Software erreicht wird, sondern durch die Nutzung der Kompressibilität der Luft und der Nachgiebigkeit des elastischen Werkstoffs der Gelenkmembran. Zudem belegt der einfache Aufbau, dass es sich hierbei um ein Low-Cost-Gelenk handelt, das an einem Laufroboter integriert wurde. Der Laufroboter „OHM-Krabbler“ ist unter folgendem Link zu sehen.

<https://www.bionicum.de/forschung/projekte/krabbler/index.htm>

Die Aufgabenstellung in diesem Forschungsprojekt bestand nun darin, die bestehende Grundeinheit eines bionisch inspirierten Spinnenbeingelenks auf einen Gelenkroboter zu übertragen und dabei einen bionischen, low-cost, gelenkflexiblen Roboterarms als Handlings-Einheit für die Mensch-Maschinen-Kooperation zu entwickeln.

#### 4. Stand der Technik

Eine Analyse der Entwicklungen von Handhabungsrobotern in den letzten Jahren lässt in der Robotik eine Trendwende erkennen: weg von den starren Motor-Getriebe- oder Kolben-Zylinder-Einheiten und hin zu flexiblen Komponenten mit einem hohen Grad an struktureller Integration [10]. Diese Trendwende ist mit Beispielen in Abbildung 3 veranschaulicht.

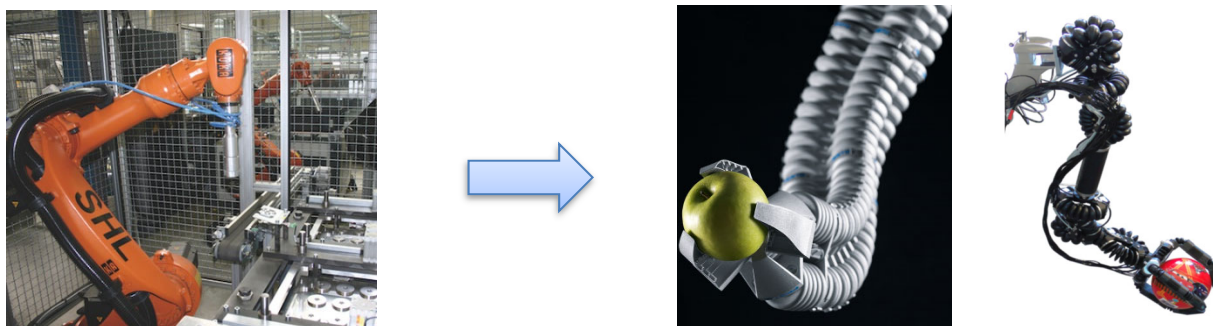


Abbildung 3 - Links: Konventionelle Roboter [11] (Montageklasse <16kg Traglast) mit Sicherheitseinzäunung; Rechts: Aktuelle Forschungen an Montage Robotern mit entfaltbaren Mechanismen: Elefantenrüssel Festo [12] (Mitte) und Montagearm KIT [13] (Rechts)

Ansätze, die sicherheitsrelevante Nachgiebigkeit zu erreichen, sind entweder starre elektromechanische Gelenkroboter mit einer aufwändigen Sicherheitstechnik und intelligenten Software oder Lösungsansätze mit nachgiebigen Strukturelementen. Die sogenannten „Soft Robotics“ umgehen durch ihre natürliche Nachgiebigkeit dieses Sicherheitsrisiko und erlauben eine direkte Interaktion zwischen Arbeiter und Roboterarm. Dieser weichen Art der Aktuatorik wird aktuell das Potential zugeschrieben, in Zukunft sämtliche Bereiche der Robotik und des Maschinendesigns zu verändern [14].

Die überwiegend pneumatischen Aktuatoren vereinen Dynamik, Leichtbau und Sicherheit. 2010 hat der bionische Handling-Assistent [12], ein Forschungsprojekt der Festo GmbH, hierfür den deutschen Zukunftspreis des Bundespräsidenten überreicht bekommen. Weitere Forschungsaktivitäten an flexiblen fluidischen Aktuatoren fanden am Karlsruher Institute für Technologie [13] und auch in Bremen mit den Verbundprojekten PortaSOR und KoBSAR [15] statt. Alle diese vorgestellten Varianten generieren durch den Anstieg des Innendruckes eine Entfaltung oder Expansion von Gelenkelementen und daraus resultierend eine drückende Bewegung, bzw. ein Streckmoment an der entsprechenden Gelenkstelle. Da diese Mechanismen jedoch keine aktiven Zugkräfte erzeugen können, müssen für Bewegungen in die Gegenrichtung auch an der gegenüberliegenden Seite des Drehpunktes Aktuatoren angebracht werden. Dies führt zu sehr voluminösen Gelenken und Roboterarmen.

Im Gegensatz dazu gibt es auch den Forschungsbereich der pneumatischen Muskeln. Diese schlauchartigen, gewebeverstärkten Aktuatoren führen bei Erhöhung des Innendruckes zu einer Kontraktion und ermöglichen enorme Zugkräfte. Beispielhaft für diese Forschung ist hier der Montagearm „Brommi:TAK“ [16] der TU Berlin, aber auch der an der TH Nürnberg gebaute pneumatische Roboterarm [17] zu nennen. Diese beiden Systeme sind Abbildung 4 zu entnehmen. Nachteilig an den pneumatischen Muskeln ist es, dass auch diese nur in eine Richtung wirkend Zugkräfte generieren können. Um an einem Drehgelenk in beiden Drehrichtungen agieren zu können, ist eine Umlenkung und ein Gegenspieler in Form von weiteren Muskeln oder einem passiven Federmechanismus nötig.

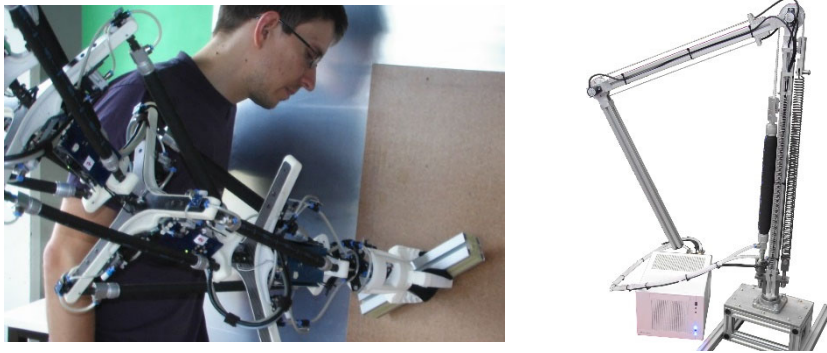


Abbildung 4 - Roboterarm basierend auf dem Prinzip pneumatischer Muskeln. Links: Pneumatischer Montagearm [16] der TU Berlin, Rechts: Entwicklung eines pneumatischen Leichtbauroboterarms [17] an der TH Nürnberg

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass sich alle bisherigen Prinzipien dieser nachgiebigen Gelenke in zwei Bereiche gliedern lassen, siehe Abbildung 5.

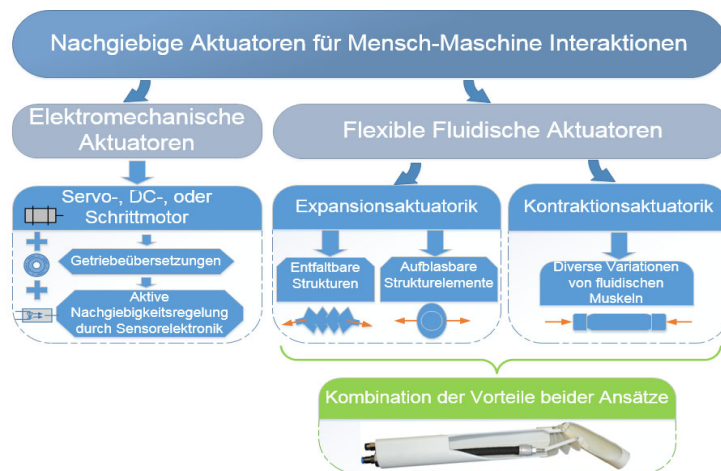


Abbildung 5 - Darstellung der aktuellen Themenfelder der Forschung an flexiblen Gelenken

Einerseits basieren Aktuatoren auf entfaltbaren oder hyperelastischen Strukturen, die eine Rotation bzw. Streckung generieren; andererseits gibt es Kontraktionsaktuatoren, welche auf das McKibben-Prinzip [18] zurückzuführen sind und durch ihre Zugkräfte eine Beugung initiieren.

Im Rahmen des geförderten Forschungsprojekts „OHM-Krabbler“ wurde zusammen mit universitären Forschungseinrichtungen der Gelenkmechanismus von Spinnen analysiert [8]. Hieraus wurde an der TH-Nürnberg ein bionisch inspiriertes technisches Konzept erarbeitet, das sowohl beim deutschen als auch beim europäischen Patentamt eingereicht wurde und in beiden Fällen im Laufe des Projekts genehmigt wurde:

- Deutsches Patent, Titel „Drehantrieb“ DE 10 2013 114660.0 [19]
- Europäisches Patent, Titel „Drehantrieb“ EP14197579.7 [20]

Dieser neue Ansatz des Gelenkmechanismus [19] kombinierte erstmals die Vorteile beider Teilansätze nachgiebiger pneumatischer Aktuatoren in einem kompakten, leistungsfähigen Drehantrieb. Die Forschungsergebnisse boten damit nun die Basis zur Entwicklung eines neuartigen Montage- und Handlingsroboters.



## 5. Forschungsergebnisse

Die Beschreibung der Forschungsergebnisse ist nach den im Projektplan aufgeführten Arbeitspaketen untergliedert.

### AP1 Konstruktion

#### Parametrisierung und Festlegung optimaler Baugrößen des Roboters

Im Rahmen dieses Arbeitspaketes wurde zusammen mit allen Projektpartnern ein Anwendungsfall für die Anwendung des flexiblen Roboterarms gesucht und definiert. Von Seiten der Projektpartner wurde eine Funktion als Unterstützung beim Lastheben im Bereich von 5 bis 15 kg in direkter Kollaboration zwischen Mensch und Roboter gewünscht. Die Reichweite des Roboters wurde dabei auf ungefähr 1 m festgelegt, da dies einem üblichen Wert für vergleichbare Systeme entspricht. Weitergehende Anforderungen wurden im Lauf der weiteren Konstruktionsmaßnahmen erstellt, da am Anfang des Projektes die Grenzen der Konstruktion und der Leichtbaukonzepte im Rahmen der Gelenkkonstruktion noch nicht alle erfasst werden konnten.

Aus den Anforderungen wurde dann ein mögliches Anwendungsszenario beschrieben: Das Zureichen von Bauteilen an einen Arbeiter, der aufgrund der Körperhaltung das entsprechende Bauteil nicht oder nur unter Mühen erreichen, halten und montieren könnte, wie bei der Montage in der Fertigung. Ein Beispiel für ein solches Szenario ist in Abbildung 6 dargestellt.

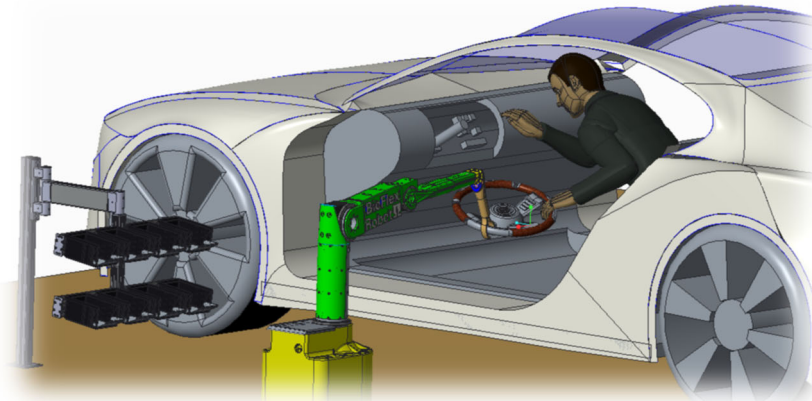


Abbildung 6 - Anwendungsfall für den Einsatz des flexiblen Roboterarms

Es soll an dieser Stelle aber darauf hingewiesen werden, dass das Ziel des Projekts die Entwicklung eines Demonstrators ist. Die Umsetzung und Berücksichtigung der Sicherheitsnormen und -richtlinien im Bereich MRK bedeuten auch für Hersteller von Robotersystemen einen hohen Arbeitsaufwand. Dies sollte im Hinblick auf die Entwicklung in diesem Projekt berücksichtigt werden.

Auf Basis der Anforderungen wurden Abschätzungen in Bezug auf die Baugröße des Roboterarms gemacht. Hierfür wurde ein MATLAB-Tool verwendet, dessen prinzipieller Aufbau in Abbildung 7 [6] dargestellt ist und die Auswahl der richtigen Membrangröße gemäß der vorgegebenen Parameter ermöglicht.

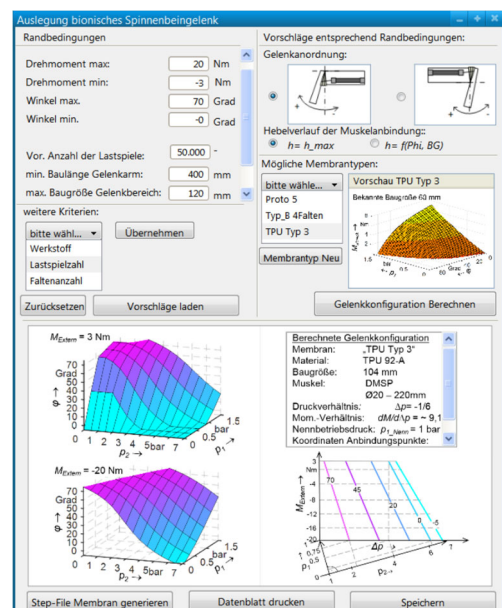


Abbildung 7 - Mock-Up einer grafischen Oberfläche für das Auslegungs-Tool von Herrn Landkammer, welches den Ablauf der Auslegung illustriert [6]

Generell basiert das Tool auf einem mathematischen Modell der Gelenkmembran, welches mit verschiedenen experimentell ermittelten Daten ergänzt wurde. Das Modell bezieht dabei den verwendeten fluidischen Muskel, die Gelenkmembran und auch externe Kräfte und Momente ein. So können zum Beispiel ein gewünschtes Drehmoment und ein gewünschter Winkelbereich vorgegeben werden. Unter Berücksichtigung möglicher Membrangeometrien und Baugrößen pneumatischer Muskeln wird die passende Baugröße der Membran, sowie Durchmesser und Länge des fluidischen Muskels bestimmt.

Erwähnenswert ist an dieser Stelle auch, dass das Tool in diesem Projekt das erste Mal produktiv eingesetzt werden konnte, nachdem es im Rahmen der Dissertation [6] einer Validierung unterzogen wurde.

Bei einer geforderten Last von 15 kg und einer Hebellänge von 30 cm wird für die Bewegung der Last eine Gelenkmembran mit einem Durchmesser von 20 cm benötigt. Bei geringeren Lasten ergibt sich ein besseres Durchmesser-zu-Hebel-Verhältnis, so kann eine Membran mit einem Durchmesser von 10 cm bei einer Last von 6 kg einen Hebel von 50 cm heben. Für die weitere Planung und Konstruktion wurde deswegen ein Szenario mit leichteren Lasten bis 6 kg angenommen, da zu Gunsten eines längeren Hebelarms der in Abbildung 6 dargestellte Anwendungsfall besser erfüllt werden kann. Der nötige Winkelbereich und die daraus resultierende Länge des Muskels wurde an dieser Stelle noch vernachlässigt, da sich dies in erster Linie nur auf den Arbeitsbereich der Gesamtkinematik bezieht und somit ein nachgelagertes Problem ist, auf das in AP1.4 weiter eingegangen wird.

### Simulationstechnische Untersuchung der faserverstärkten Gelenkmembran

In Vorarbeiten zu dem Projekt haben Untersuchungen ergeben, dass der Einsatz von gießbaren Elastomerkomponenten deutliche Nachteile hinsichtlich ihrer Nachgiebigkeit zeigen. So ist vor allem das zeitabhängige, viskoelastische Verhalten dieser Elastomere, z.B. das derzeit zum Einsatz kommende auf Polyurethan basierende thermoplastische Elastomer (TPE-U oder TPU) für die Auslegung, Berechnung und Regelung der Gelenkmembranen eine große Herausforderung. Dies liegt daran, dass dieser Werkstoff kein lineares Werkstoffverhalten besitzt. Das TPU hat, wie es alle elastomeren Werkstoffe mehr oder weniger ausgeprägt zeigen, vor allem bei höheren Lasten, eine stark ausgeprägte Hysterese zwischen Beaufschlagung der Last und dem Entlasten des Materials, vgl. Abbildung 8.

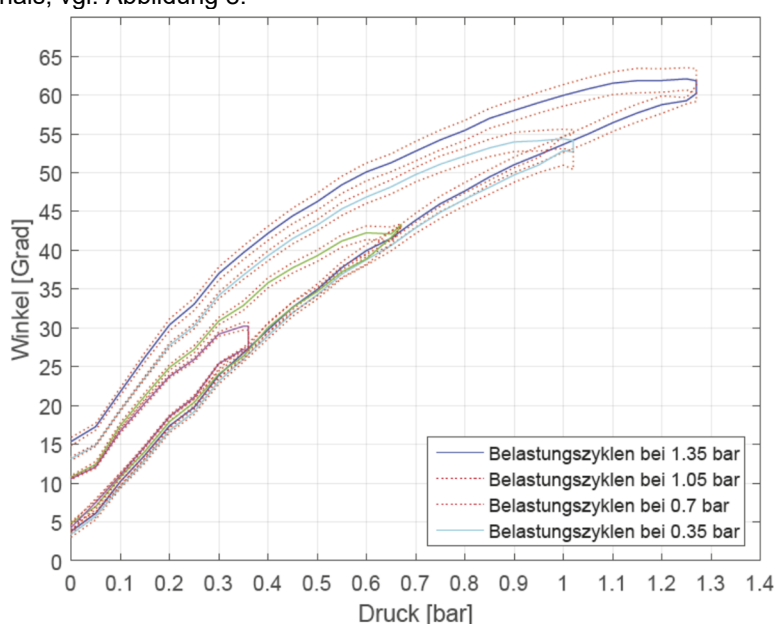


Abbildung 8 - Unterschiedliches Werkstoffverhalten eines abgegrissenen TPU 92-A in Abhängigkeit des Streckwinkels des Gelenks und des beaufschlagten Drucks

Zur Reduktion dieser Hysterese wurde untersucht, inwieweit das Einbringen einer faserverstärkten Lage in die Gelenkmembran zu einer Verbesserung führen kann. Dazu wurden FEM-Analysen einer einzelnen Falte der Gelenkmembran durchgeführt. Dabei konnte gezeigt werden, dass das Einbringen einer Faserverstärkung mit einer Verstärkung in Richtung der Auffaltung zu einer deutlichen Reduktion der Hysterese führen kann. Allerdings ist dabei nach den ersten Untersuchungen wahrscheinlich mit einer Einschränkung des Arbeitsvermögens zu rechnen, da die technische Dehnung im Vergleich zum homogenen Material relativ gesehen um ca. 16% geringer ausfällt, wie in Abbildung 9 ersichtlich.



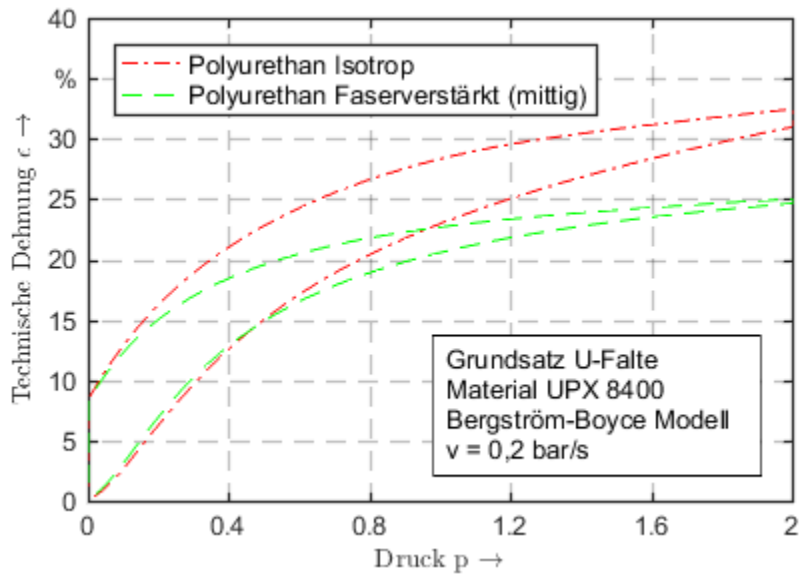


Abbildung 9 - Vergleich des Verformungsverhaltens einer Membranfalte ohne und mit Faserverstärkung

Um darauf aufbauend genauere Erkenntnisse durch Simulationen am aktuellen Gelenk durchführen zu können, wurde zunächst das Gelenk mit isotropem Spritzguss-Elastomer als Werkstoff simuliert (Abbildung 10).

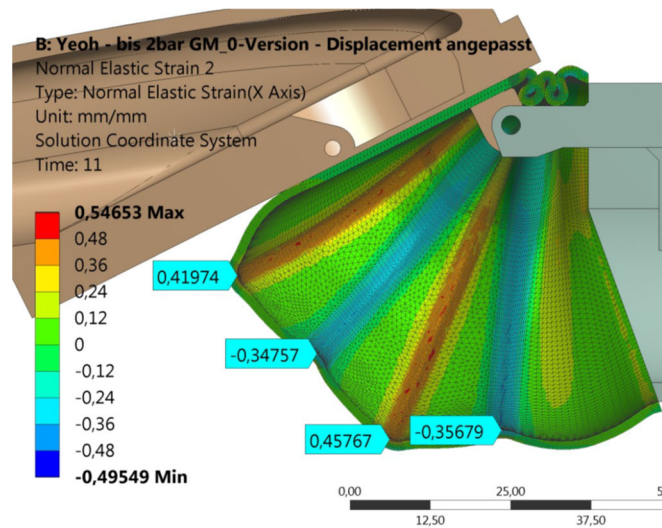


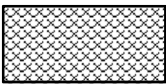


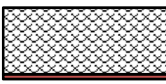



Abbildung 10 - Normaldehnungen in lokaler x-Richtung für Gelenkmembran bei 2 bar

Darüber hinaus wurden Simulationsreihen gestartet, um die optimalen Parameter einer Faserverstärkung zu ermitteln, sowie die Wirkung einer Faserverstärkung auf das Verhalten der Gelenkmembran abschätzen zu können. Die Modellierungen wurden mit verschiedenen Parametern, der Anzahl und Positionierung der Faserlagen im Querschnitt der Membran, sowie die Orientierung der Fasern in der jeweiligen Faserlage, durchgeführt.

Anzahl und Positionierung der Faserlagen wurden dabei über einen Vergleich verschiedener Konstellationen ermittelt. Die verschiedenen Konstellationen sind in

Tabelle 1 gelistet.

Tabelle 1 - Übersicht der verglichenen Konstellationen

Aufbau	Position	Bezeichnung
	keine Faserlage	U-Profil – reiner Matrixwerkstoff
	mitte	UD-Lage – mitte – 0°
	aussen	UD-Lage – aussen – 0°
	innen	UD-Lage – innen – 0°
	mitte, mitte	UD-Lage – mitte,mitte – 0°
	aussen, mitte, innen	UD-Lage – aussen,mitte,innen – 0°
	aussen, innen	UD-Lage – aussen,innen – 0°

Obwohl die ersten Simulationsergebnisse vielversprechend aussahen, stellte sich bei den weiteren Untersuchungen heraus, dass die Simulationen nicht wie geplant ein eindeutiges Ergebnis erbrachten. Zum einen stellte sich die Problemstellung der Simulation von faserverstärkten Materialien deutlich komplexer dar, als es die ersten Grundsatzversuche vermuten ließen. Dies ist hauptsächlich der komplexen Geometrie der Membran geschuldet, welches schon im homogenen Zustand (ohne Verstärkung) oft zu Singularitäten führen kann. Dies bedingt gleichzeitig auch lange Simulationszeiträume, welche in Verbindung mit den Auswertungs- und Evaluationsphasen zu einer hohen Zeit bis zum Erkenntnisgewinn führen. Um tatsächlich aussagekräftige, belastbare Ergebnisse aus FEM-Simulationen erhalten zu können, müsste ein eigenes Forschungsprojekt aufgesetzt werden.

Stattdessen wurden die umfangreichen Erkenntnisse in der Simulation der Membran aus dem Vorgängerprojekt OHM-Krabbler angewandt.

#### Optimierung des Gelenkroboterkonzepts bzgl. Leichtbau und Dynamik

Als Grundlage für ein Konzept wurde ein Demonstrator eingesetzt, um eine Gegenüberstellung und eine Veranschaulichung der Unterschiede zwischen elektrischen und pneumatischen Robotergelenken entwickeln zu können. Er ist in Abbildung 11 mitsamt Peripherie zu sehen.

Kernstück dieses Demonstrators war ein Set aus Servomotoren der Firma igus GmbH. Es handelt sich bei dem Demonstrator um eine serielle Kinematik mit vier Freiheitsgraden, wobei die ersten drei auf den Servomotoren basieren und es sich somit um elektrische Gelenke handelt. Das letzte Gelenk, also das vom Fußpunkt am weitesten entfernte, ist ein speziell entwickeltes pneumatisches Gelenk.

Auf Basis dieses ersten Demonstrators wurde festgestellt, dass eine serielle Kinematik, also eine Anordnung der Gelenke wie in Abbildung 11, gewisse Nachteile für eine Umsetzung mit pneumatischen Gelenken mit sich bringt. Die Vor- und Nachteile der erarbeiteten Konzepte werden in den folgenden drei Abschnitten diskutiert.

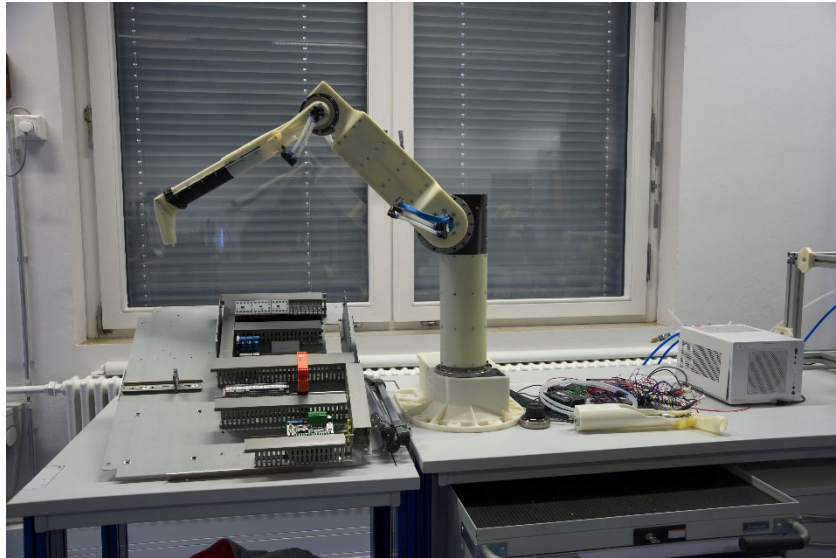


Abbildung 11 - Erster Demonstrator mit pneumatischem und elektrischem Gelenken

### Konzept 1

In Abbildung 12 ist das Konzept 1 dargestellt. Es stellt das bisherige Konzept dar, bei welchem der Muskel unten gelegen die Beugung realisiert. Der Drehpunkt ist oben angeordnet, sodass durch den Innendruck eine Streckung erfolgen kann. Vorteile sind, dass diese Anordnung der in den OHM-Krabbler-Beinen entspricht und somit der Erfahrungsschatz hoch und der nötige Konstruktionsaufwand niedrig ist. Das Konzept bietet allerdings die kleinste Traglast (kariertes Pfeil am Ende des Arms), was dadurch zu begründen ist, dass das Moment des Niederdruckbereichs deutlich geringer ist als das des Muskels, und somit nicht das Maximum an Traglast realisiert werden kann. Das geringere Arbeitsvolumen gegenüber Konzept 2 ist so zu erklären, dass das erste Fluidgelenk (oben rechts in Abbildung 12) den Drehpunkt auf der Arbeiter-fernen Seite hat und somit der Winkelbereich dieses Gelenks kaum einen Beitrag zum Arbeitsraum leistet, vgl. Arbeitsraum-Darstellung in grün.

Bisherige Anordnung der Gelenke

#### Vorteil:

- ✓ Anordnung bereits aus Vorgängerprojekt bekannt

#### Nachteile:

- Traglast wird durch das geringere Streckmoment der Membran beschränkt
- Höheres Beugemoment der pneu. Muskeln kann nicht zum Heben der Lasten verwendet werden

Geschätzte Leistungsdaten

Größe	Wert
Traglast	~2kg
Arbeitsraumvolumen	0,3 m <sup>3</sup>
Bewertung der Nachgiebigkeit in Hauptbewegungsrichtung (radial)	2 bei mögl. 0..4

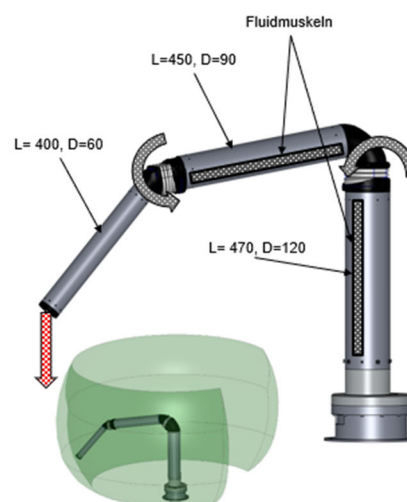


Abbildung 12 - bisheriges Konzept, serielle Kinematik mit unten gelegenen Muskel

### Konzept 2

Konzept 2, dargestellt in Abbildung 13, ist eine Variante des Konzepts 1, mit dem Unterschied, dass die Gelenke an der Längsachse gespiegelt wurden und somit die Drehpunkte nun unten, und die Muskeln oben liegen. Nun realisiert also der Muskel die Streckung und die Membran die Beugung. Wie bereits erwähnt, können die Muskeln so eine deutlich höhere Kraft realisieren, sodass diese auch mehr Traglast halten können, da bei diesem Konzept die Muskelkraft der Traglast entgegenwirkt. Der Winkelbereich des ersten Gelenks (rechts mittig) kann nun auch mehr zum Arbeitsvolumen beitragen, sodass hier ein höheres Arbeitsraum-Volumen die Folge ist.

Gelenke sind gegenüber dem bisherigen Konzept um 180° gedreht

**Vorteile:**

- ✓ Die Traglast wird von der deutlich höheren Muskelkraft bestimmt
- ✓ Das geringere Membranamoment wird durch die Gravitation unterstützt

**Nachteil:**

- Geringere Nachgiebigkeit bei Rotation um die Hauptachse

Geschätzte Leistungsdaten

Größe	Wert
Traglast	~3-5kg
Arbeitsraumvolumen	0,5 m³
Bewertung der Nachgiebigkeit in Hauptbewegungsrichtung (radial)	2 bei mögl. 0..4

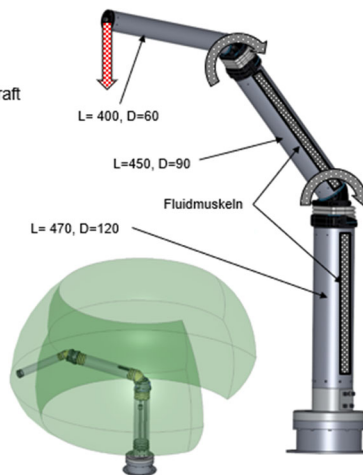


Abbildung 13 - alternatives Konzept, serielle Kinematik mit oben gelegenen Muskel

### Konzept 3

Konzept 3 bildet nun die SCARA-Kinematik ab, welche oben ausführlich erläutert wurde und in Abbildung 14 zu sehen ist. Nachdem hier nun die Orientierung der Gelenke um 90° gedreht ist, wirkt die Gewichtskraft sich lediglich auf das Scharnier des Gelenks aus, welches aber entsprechend einfach verstärkt werden kann, sodass dies keine Behinderung darstellt und vor allem höhere Traglasten zulässt. Die Streck- und Beugemomente werden nun lediglich von der Massenträgheit der Traglast beeinflusst, aber nicht mehr direkt von der Gewichtskraft, welche die effektiven Drehmomente des Gelenks deutlich reduziert hätten. Die SCARA-Kinematik kann in einen Turm und einen Ausleger gruppiert werden, wobei die Fluidgelenke in den Ausleger integriert wurden. Durch die starke Trennung dieser beiden Bereiche war es ohne weiteres möglich, in den Turm zwei konventionelle Antriebe zu integrieren, einen Pneumatik-Zylinder für den Hub, und einen Schwenkantrieb, welcher ebenfalls eine Rotation in der Ebene ermöglicht. Durch die vier statt drei Freiheitsgrade war es möglich, den Arbeitsraum gegenüber den anderen beiden Konzepten deutlich zu vergrößern.

Gelenke werden um 90° gedreht und agieren somit nur in einer Ebene

**Vorteile:**

- ✓ Deutlich höhere Traglast möglich
- ✓ Bessere Dynamik, da die Traglast das Gelenk nur durch deren Trägheit beeinflusst
- ✓ Verfügt über vier statt nur drei Gelenken

**Nachteil:**

- Kann nicht dasselbe Aufgabenspektrum wie eine serielle Kinematik abdecken

Geschätzte Leistungsdaten

Größe	Wert
Traglast	5 kg, evtl. mehr
Arbeitsraumvolumen	1,2 m³
Bewertung der Nachgiebigkeit in Hauptbewegungsrichtung (radial)	4 bei mögl. 0..4

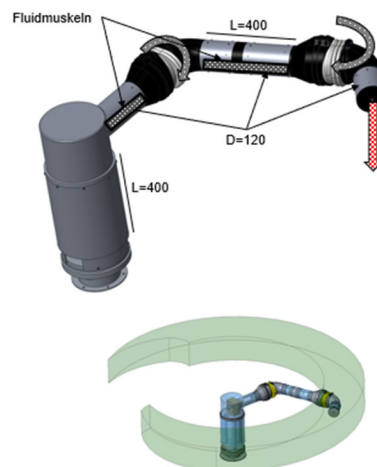


Abbildung 14 - alternatives Konzept, SCARA-Kinematik mit horizontal gelegenen Gelenken

Es wurde auch eine technisch-wirtschaftliche Bewertung der drei Konzepte erstellt, welche eine fundierte Entscheidung ermöglichen sollte. Sie ist Tabelle 2 zu entnehmen. Dabei stellte sich heraus, dass vor allem in den hoch gewichteten Kriterien Konzept 3 teilweise deutlich überlegen war und lediglich in den niedrig gewichteten Kriterien geringe Nachteile gegenüber den anderen Konzepten aufwies.. Die Ergebnisse der Konzeptphase wurden mit den Projektpartnern besprochen und es wurde sich im weiteren Verlauf auf die Ausarbeitung des SCARA Konzepts (Konzept 3) geeinigt.

Tabelle 2 - technisch-wirtschaftliche Bewertung der drei Konzepte

Relative Kriterien	Gewichtung	Konzept 1	Konzept 2	Konzept 3
Nachgiebigkeit	4	3	2	4
Zuverlässigkeit	4	2	2	2
Gefährdungspotenzial	4	3	3	4
Positioniergenauigkeit	3	2	2	4
Traglast	3	1	2	4
Montierbarkeit	3	2	2	1
Robustheit	3	3	3	4
Einsatzvielfalt	3	4	4	3
Reichweite / Arbeitsraum	2	3	3	4
Dynamik	2	2	3	4
Massenträgheit	2	3	3	3
Energiebedarf	2	3	3	4
Produktionsaufwand	1	4	4	3
Masse	1	4	4	3
		69%	71%	85%

### Simulationstechnische Untersuchungen

Nachdem die Entscheidung über das Konzept gefällt worden war, wurden simulationstechnische Untersuchungen durchgeführt, um die Konstruktion des Demonstrators fundiert durchführen zu können. Die Ergebnisse werden in den folgenden Abschnitten vorgestellt.

### Statische FEM-Analysen

Um Aufschluss über die Dynamik des Systems zu erhalten, wurden im nächsten Schritt FEM- und Mehrkörpersimulationen durchgeführt. Die Ergebnisse einer statischen FEM-Analyse sind in Abbildung 15 dargestellt. Dabei wurde zunächst das vordere Gelenk (oberes Teilbild) mit Druck beaufschlagt, dann das hintere Gelenk (unteres Teilbild). Eingefärbt wurde die Darstellung entsprechend der Verschiebung, wobei blau niedrig und rot hoch entspricht.

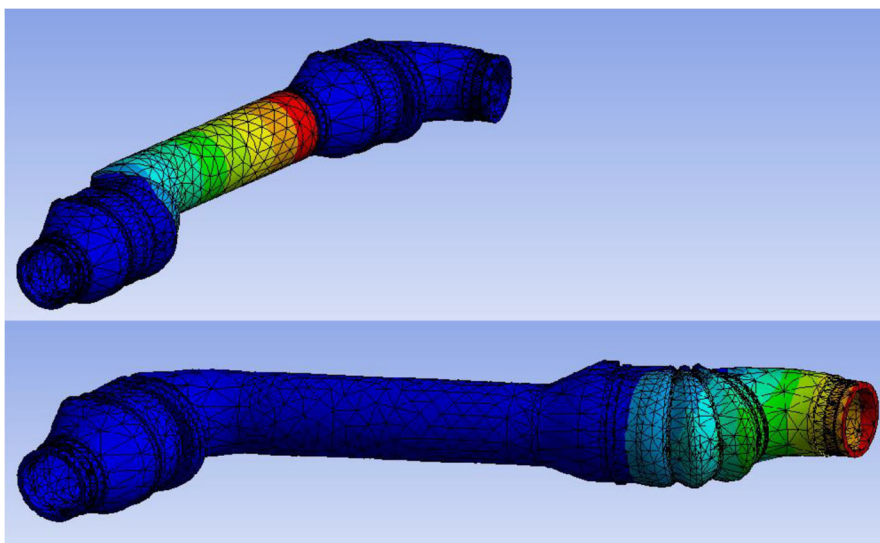


Abbildung 15 - Simulation der Gelenkbewegungen



## Mehrkörpersimulationen

Damit das Bewegungsverhalten komplexer Systeme mit mehreren Bauteilen anschaulich und verständlich gemacht werden kann, wird häufig eine Mehrkörpersimulation durchgeführt. Da das Verfahren jedoch nicht auf der FEM basiert, können in den ersten Schritten auch keine mechanischen oder fluidtechnischen Werte ermittelt werden. Die reine kinematische Betrachtung ist recht ungenau und spiegelt das reale Verhalten nur in Form der Bewegungen wider. Daher werden Mehrkörpersimulationen oft mit FEM-Simulationen kombiniert. Dadurch können bewegliche Systeme bestmöglich abgebildet werden. Dies wird besonders häufig in automatisierten Produktionsprozessen verwendet. In den meisten Abbildungen sollen dennoch lediglich die Bewegungsabläufe verschiedener Systeme simuliert werden. Aufgrund dessen muss nicht die reale Geometrie verwendet werden. Es reichen nachgebildete Modelle, die die ungefähren Maße der realen Baugruppe besitzen. Deshalb sind Mehrkörpersimulationen bei nicht allzu komplexen und umfangreichen Bewegungen einfach zu handhaben.

Der Berechnungsaufwand wird durch diese Vereinfachungen ebenfalls minimiert. Im Falle der maximalen Vereinfachung der Bauteileigenschaften wird der untersuchte Körper auf seinen Massepunkt reduziert. Bei der Starrkörpersimulation besitzt das Bauteil keinerlei Elastizität mehr. Jedoch kann diese Art der Simulation auch komplexer gestaltet werden, um genauere Eigenschaften zu analysieren. Einerseits kann das System, wie schon erwähnt, direkt mit einer FEM-Analyse gekoppelt werden. Andererseits kann die Funktion selbst verschiedene Analysearten evaluieren. Diese Arten sind die Untersuchung der Kinematik, Dynamik und inversen Dynamik. Bei der reinen Kinematik spielen lediglich die Bewegungsabläufe des Systems eine Rolle. Die Dynamik untersucht weitergehend die Bewegung aufgrund von gegebenen Kräften und Momenten. Die inverse Dynamik ermittelt die Reaktionsgrößen, die sich aufgrund des Bewegungsverhaltens einstellen. In heutigen MKS-Anwendungen stellt das Zusammenspiel dieser Arten einen Großteil der Bewegungsanalysen dar. Bei dieser Anwendungsart wird im ersten Schritt eine einfache Untersuchung der Kinematik der gesamten Baugruppe durchgeführt. Anschließend werden einzelne Komponenten separiert, bei denen mechanische Spannungs- und Verformungslösungen erzeugt werden. Dies geschieht mittels einer Verbindung zur FEM-Analyse. Eine strukturmechanische Verformungs- und Festigkeits-Analyse des Gelenks wurde bereits durchgeführt, siehe Abbildung 15. Auf dieser Grundlage wird eine kinematische Starrkörpersimulation durchgeführt, welche die reine Bewegung abbilden soll.

Ausgehend von Betrachtungen der einzelnen Gelenke wurden die Ergebnisse auf ein rudimentäres, abstraktes System des Auslegers übertragen. Wie dabei die einzelnen Komponenten des Systems vereinfacht wurden, ist in Abbildung 16 veranschaulicht.

Die linke Seite des Bildes zeigt die Bestandteile einer frühen Version des Roboterarms. Auf der rechten Seite ist die Ersatzversion zur Mehrkörpersimulation veranschaulicht worden. Die Gelenkbewegung der Scharniere wurde in diesem Fall mit festen Stiften und Bohrungen realisiert. Die wichtigsten Maße (Länge, Biegewinkel) wurden auf den gleichen Werten belassen.

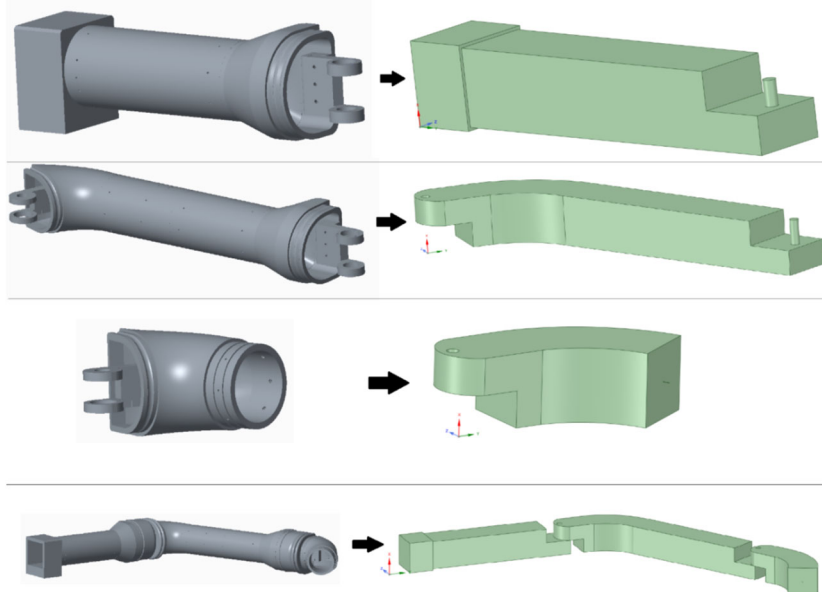


Abbildung 16 - Vereinfachung der Geometrie für die Mehrkörpersimulation

Mit diesen Vereinfachungen wurde die Mehrkörpersimulation durchgeführt. Hierbei war es sinnvoll den kompletten Ablauf in fünf Schritte aufzuteilen.

Damit die Auslenkung flüssig und nicht ruckartig von statten geht, wurden abermals Substeps eingefügt. Im ersten Schritt wird der mittlere Teil um den vorgegebenen Winkel ausgelenkt. In Abbildung 17 wird dies durch den zweiten Bildabschnitt beschrieben.

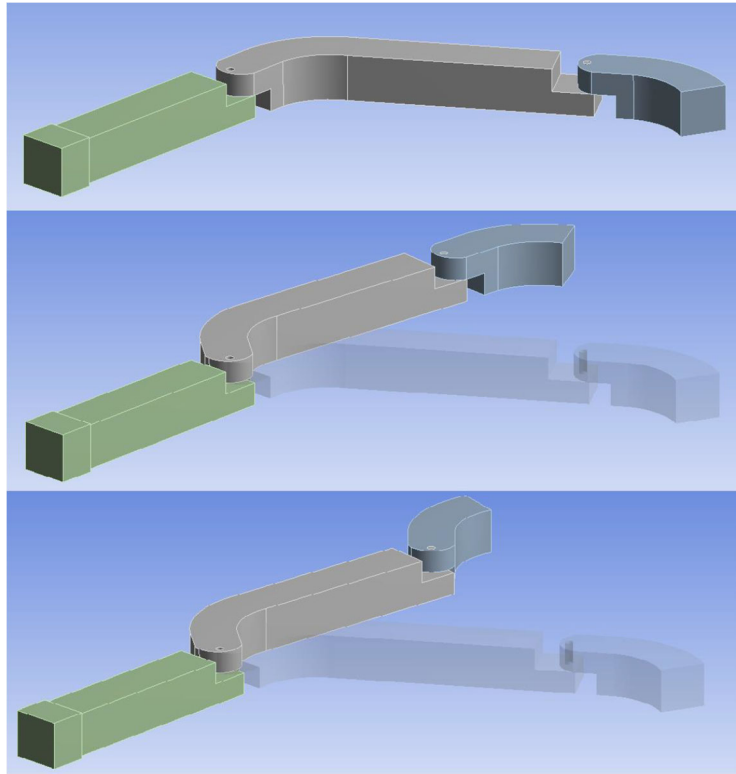


Abbildung 17 - Ergebnis der Mehrkörpersimulation

Im darauffolgenden Schritt wird der hintere Armereich bewegt, wobei die Position des Mittelteils gehalten wird. Für die Dauer des dritten Schrittes wird die Gesamtverschiebung beibehalten. Im vierten und fünften Schritt werden zuerst der hintere und danach der mittlere Teil in die Ausgangsposition versetzt. Das repräsentiert die genaue Bewegung eines Roboterarms nach dem Prinzip der erstellten Geometrie. Optional kann in der Fuß-Zone am Anfang des vorderen Starrkörperarms eine Definition für eine 360°-Drehung erfolgen. Dies würde den Arbeitsbereich des Roboters um einen kompletten Kreis erhöhen. Praktisch müsste das jedoch mit einem normalen Gelenkmotor realisiert werden. Der sich ergebende Arbeitsraum ist in Abbildung 18 gezeigt.

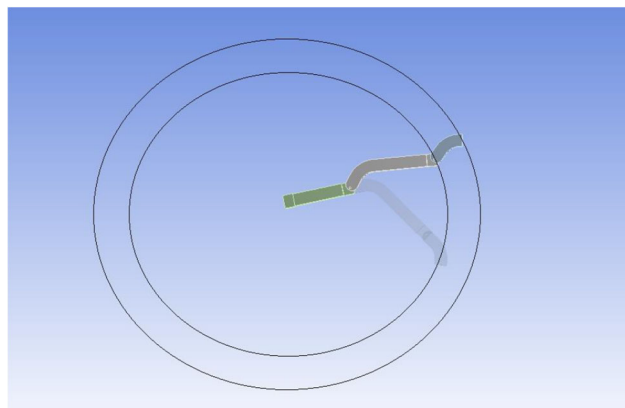


Abbildung 18 - resultierender Arbeitsraum basierend auf der Mehrkörpersimulation des Auslegers

### Optimierung bzgl. Leichtbau und Dynamik

Die Abkürzung SCARA steht für *Selective Compliance Assembly Robot Arm* und ist Namensgeber für einen Robotertyp aus dem Industriebereich. Dieser Roboter, oft auch als Schwenkarmroboter oder Horizontaler-Knickarmroboter bezeichnet, besitzt eine serielle Kinematik und besteht aus mehreren Armteilen und Gelenken. Der SCARA-Roboter zeichnet sich durch eine hohe Steifigkeit in vertikaler Richtung aus, wohingegen sich eine große Kraftaufnahme in der horizontalen Ebene als nachteilig gestaltet. Daher findet er häufige Anwendung im Bereich von Montagearbeiten, der durch einen meist nierenförmigen Arbeitsbereich unterstützt wird. Der Arbeitsraum eines generischen SCARA-Roboters ist in Abbildung 19 dargestellt.

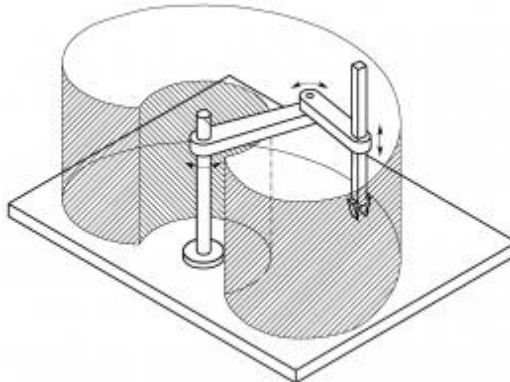


Abbildung 19 – Prinzip-Skizze SCARA-Kinematik [21]

Für die detaillierte Ausarbeitung wurde ein Konzept gewählt, das die Umsetzung eines komplett pneumatisch betriebenen Roboters verfolgt. Zudem sollte dieser über vier Freiheitsgrade und zwei Gelenke im Ausleger verfügen. Für die Gelenke und das Gehäuse des Roboters wurde Aluminium als Werkstoff gewählt, um die Anforderungen an Traglast und Leichtbauweise zu realisieren. Die Kinematik des Auslegers besteht aus einer Kombination von translatorischer und rotatorischer Bewegung, um den Arbeitsbereich maximal zu nutzen. Der Aufbau zeichnet sich außerdem durch den Einsatz von Leichtbauprinzipien aus, hauptsächlich durch die Auswahl von Leichtbaumaterialien (z.B. Aluminium, Acrylglas), sowie die Exoskelett-Bauweise mit Verstrebungen.

Die konzeptionelle Lösung stellt einen ersten konstruktiven Entwurf eines pneumatisch betriebenen SCARA-Roboters dar, sie ist in Abbildung 20 dargestellt.

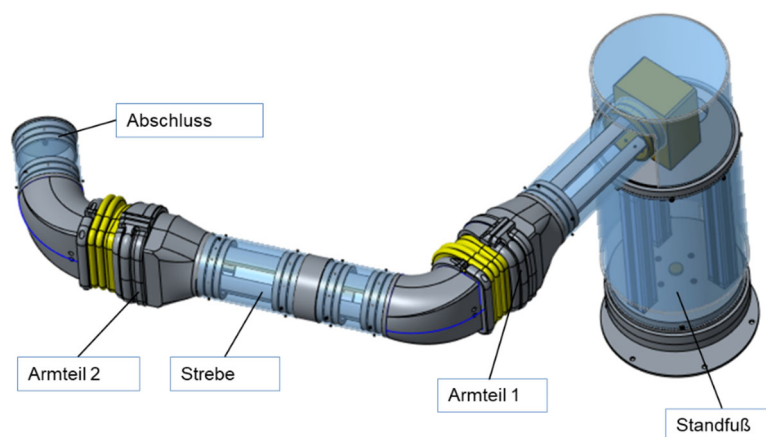


Abbildung 20 - BioFlexRobot-Konzept auf SCARA-Basis

### Konstruktion des Gelenkmechanismus in x-y-Ebene

Im Antrag des Projekts wurden zwei Gelenkmechanismen definiert, die entwickelt werden sollten. Dabei handelt es sich um die Gelenkmechanismen in x-y-Ebene und in x-z-Ebene. Bei der SCARA-Kinematik liegen beide Mechanismen in derselben Ebene, daher können sie nicht anhand der Ebene unterschieden werden, in der ihre Rotationsbewegung stattfindet. Um den Zusammenhang zum Antrag herzustellen, wird in Abbildung 21 dargestellt, welche Gelenke den beiden Mechanismen jeweils zugeordnet sind. Gelenke 1 und 2 basieren auf dem Gelenkmechanismus, der ursprünglich der x-y-Ebene zugeordnet war, Gelenk 3 dem Mechanismus der x-z-Ebene.

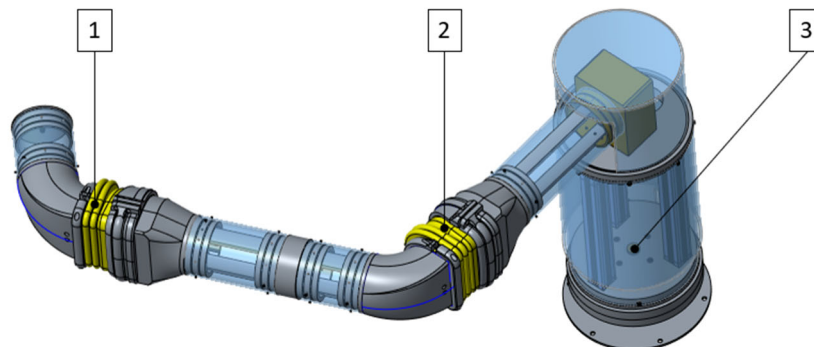


Abbildung 21 - Zuordnung der Gelenke zu den Gelenkmechanismen des Antrags

### Konstruktion x-y-Ebene

In Abbildung 22 ist eine Schnittansicht der finalen Gelenkkonstruktion dargestellt. Der exoskeletale Aufbau, wurde beibehalten. Realisiert wird dieses Exoskelett durch die in der Abbildung durch eine violette Doppellinie dargestellten Acryl-Rohre (allgemein auch als „Plexiglas“ bekannt), sowie Flanschverbindungen, die aus mehreren Teilen bestehen. An diesen Flanschverbindungen ist auch die Membran mit Hilfe von Manschetten befestigt. Diese Kombination aus Exoskelett und Membran realisiert dabei die Streckbewegung. Das Exoskelett wurde deutlich überarbeitet, da man zum einen möglichst viele Standardkomponenten verwenden wollte, und darüber hinaus eine erhöhte Stabilität und vereinfachte Montage erreichen wollte. Die Acryl-Rohre bilden das Kernstück des Gelenks und sind als Standardkomponente von einer Vielzahl an Lieferanten einfach und ohne Nachbearbeitungsaufwand zu beziehen. Um die restlichen Komponenten aufnehmen zu können, werden an den Enden die blau dargestellten Flansche an der Mantelfläche flächig mit einer Übergangspassung verklebt, sodass ein luftdichter Abschluss erreicht wird. Diese werden stirnseitig mit Einschub-Inlets verschraubt, wobei an den Stirnflächen entsprechend zugeschnittene Gummischeiben als Flachdichtungen verwendet werden. Der Aufbau ist in Abbildung 22 dargestellt. Diese Inlets (Nr. 1 und 6) dienen der Aufnahme der Fluid-Muskeln, wobei das dunkelblaue Inlet (1) gleichzeitig zur Aufnahme der einen Scharnierhälfte (9) und zur Befestigung der Membran (4) dient. Die Membran wird zusätzlich durch Manschetten abgedichtet (8). Auf der anderen Seite gibt es ein weiteres Inlet (5), welches die zweite Scharnierhälfte (11) aufnimmt. Die beiden Inlets werden über eine Schraubenverbindung mit dem Flansch (2 und 12) verbunden. Die Muskelkraft erzeugt über die Kettenverbindung (3) ein Drehmoment um den Drehpunkt (10). Im Gelenk ist außerdem eine Verteilerplatine (7) für Winkel- und Drucksensoren positioniert.

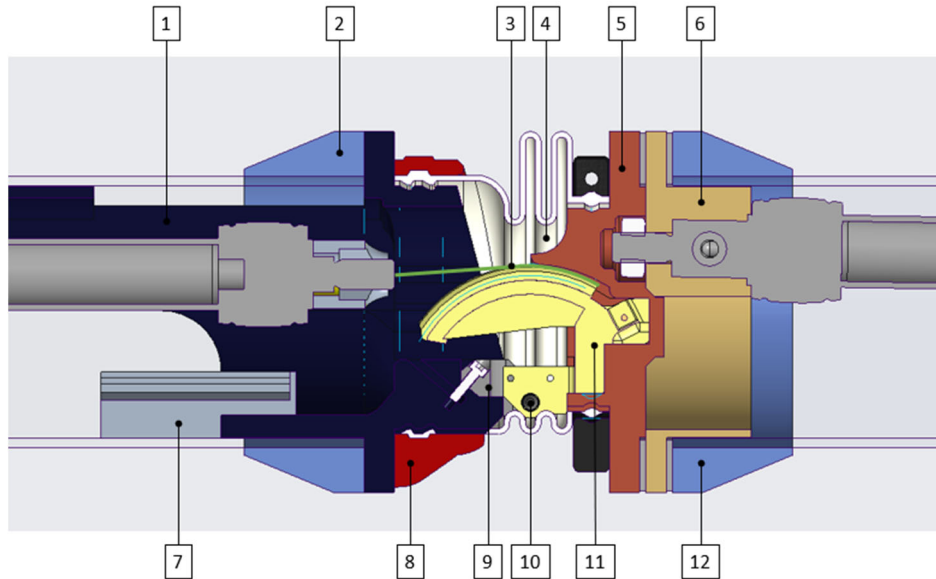


Abbildung 22 - Schnittdarstellung des auskonstruierten Fluidgelenks, wie es zweimal im Ausleger vorhanden ist

Die Geometrie des Gelenks ergab sich dabei in erster Linie aus Abhängigkeiten, sodass man von vornherein in der Grobkonstruktion der Komponenten festgelegt war und man sich dann lediglich dazu entschied den Winkelbereich zu maximieren, um damit einen möglichst großen Arbeitsraum abbilden zu können. Diese Abhängigkeiten bestanden dabei zum einen darin, dass aus dem Winkelbereich der Membran eine Mindestlänge für die künstlichen Muskeln resultiert, da diese über ihre Längenänderung die Winkeländerung ermöglichen. Zum anderen ist darauf hinzuweisen, dass eine Überstreckung des Muskels unzulässig ist und somit nur die angegebene Verkürzungsrate von 25 % zur Längenänderung dienen kann. Die im Vorfeld angenommenen, in den Konzepten ebenfalls verwendeten  $70^\circ$  Winkelbereich pro Gelenk, bedingten bei der kleineren in Betracht gezogenen Baugröße von 10 cm bereits eine Muskellänge von 35 cm. Mit den notwendigen Komponenten der restlichen Konstruktion kam der Gesamtroboter bereits auf eine Auslegerlänge von 120 cm, sodass ein größerer Winkelbereich ausgeschlossen wurde, ein kleinerer Winkelbereich allerdings auch nicht in Betracht gezogen wurde, nachdem nichts dagegensprach, bei  $70^\circ$  zu bleiben. Zugleich bildete die Membran mit der Baugröße 10 cm das Minimum an Bauraum ab, um die Komponenten unterzubringen.

### Konstruktion x-z-Ebene

Hierfür wurde ein konventioneller, pneumatischer Antrieb verwendet. Zum einen wurde so die Anzahl der verwendeten Antriebstechnologien verringert, zum anderen durch die regelbare Nachgiebigkeit des Pneumatik-Antriebs erreicht, dass für die Absicherung der Kinematik in diesem Gelenk keine zusätzlichen Komponenten eingesetzt werden mussten. Als konkreter Antrieb wurde dabei ein Schwenkflügelantrieb vom Typ DSM-40 [22] der Firma Festo eingesetzt, welcher in Abbildung 23 zu sehen ist.

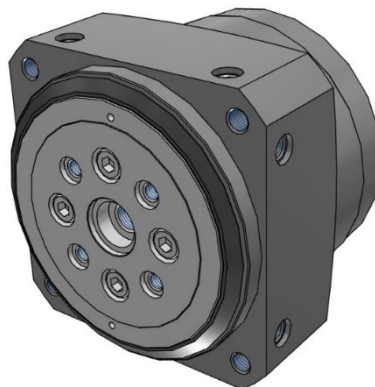


Abbildung 23 - Flügelschwenkantrieb Festo DSM-40-270-HD-A-B [22]

In Abbildung 24 ist der Innenraum des Schwenkantriebs dargestellt. Eine Kammer wird durch einen druckdichten Schwenkflügel (2) in zwei voneinander abgetrennte Druckbereiche (1 und 4) unterteilt, die unabhängig voneinander belüftet werden können. Der Abtrieb (3) ist mit dem Schwenkflügel verbunden, sodass eine Druckänderung eine Winkeländerung am Abtrieb bewirkt. Durch den absoluten Druck bei gleichbleibender Druckdifferenz der beiden Kammern kann zusätzlich die Nachgiebigkeit am Abtrieb verändert werden.

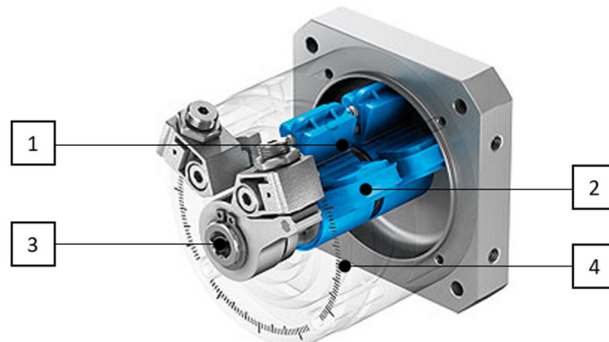


Abbildung 24 - Funktionsweise Schwenkantrieb [22]

### Aufbau und Funktionstest der Einzelgelenkmechanismen

Basierend auf den Arbeitspaketen 1.3 und 1.4 wurde in diesem Arbeitspaket die Konstruktion in Form eines ersten Versuchsmusters aufgebaut, welches in Abbildung 25 dargestellt ist.

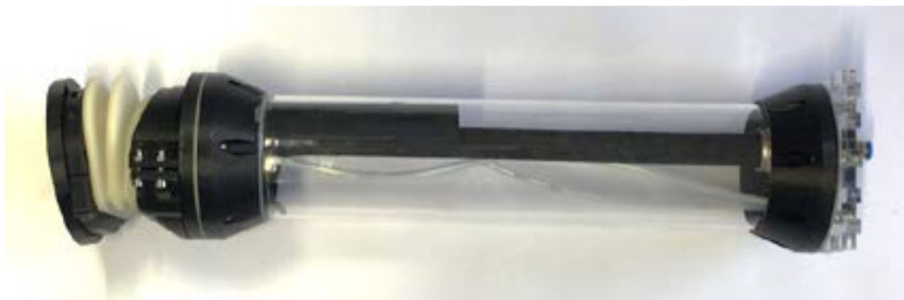


Abbildung 25 - Erstes Versuchsmuster der auskonstruierten Fluidgelenke

Anschließend wurden mit diesem Aufbau Funktionstests durchgeführt. Die Ermittlung von Druck-Winkel-Kennlinien und weiteren Analysen zur grundlegenden Funktion wurden über entsprechende Sensoren durchgeführt. Diese Analysen stellten die Grundlage für die verwendeten Gelenke dar, wurden entsprechend validiert und können somit als fundierte Ergebnisse gewertet werden. Ein Diagramm, welches die Kennlinie des Gelenks darstellt, ist Abbildung 26 zu entnehmen. Bei diesem Versuch wurde das Gelenk in senkrechter Lage orientiert und mit einer Last von 5 kg beaufschlagt. Die experimentellen Daten in blau, bzw. rot wurden mit dem durch das Modell berechneten, in grau dargestellten, Kennfeld verglichen.



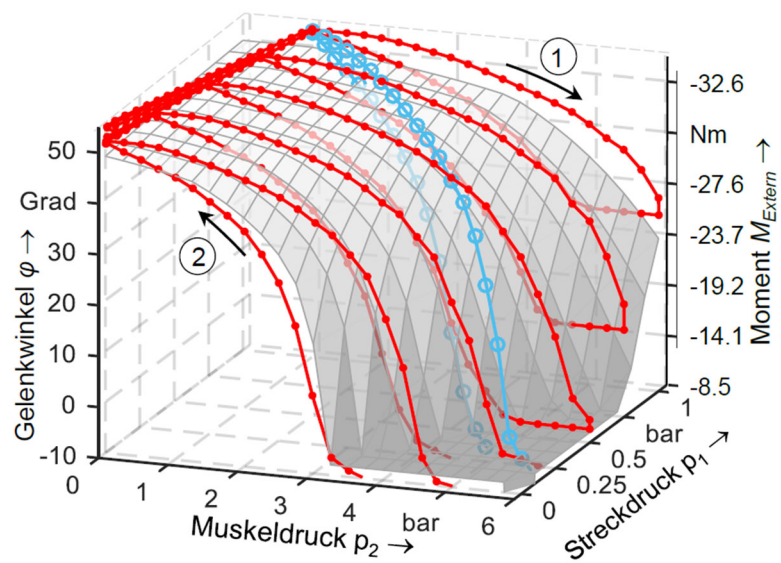


Abbildung 26 - Kennfeld des Gelenks

Zusätzlich wurden weitere Tests durchgeführt, die der Sicherstellung des korrekten Betriebs dienen. Eine große Aufmerksamkeit wurde dabei der korrekten Abdichtung des Innenraums gewidmet, da dies gemäß den bisherigen Erfahrungen mit pneumatischen Gelenken ein Kernproblem darstellt.

## AP2 Elastomerkomponenten Recherche und Konzeptionierung

In den Vorarbeiten in diesem Projekt wurden gießbare Polyurethan-Gemische genutzt, um über das Gießen in Formen die Membranen herzustellen. Die Zusammensetzung von gegossenem TPU (Variation des Verhältnisses von kurzkettigen und langkettigen Diolen) erlaubte zum Zeitpunkt der Antragstellung eine grundlegende, begrenzte Einstellung des viskoelastischen bzw. mechanischen Verhaltens des TPU, wodurch die Härte des resultierenden Polymers veränderbar wurde [23]. Allerdings haben TPU die Eigenschaft ein sehr starkes viskoelastisches Verhalten zu zeigen, d.h. ihre mechanischen Eigenschaften sind mit der Zeit nicht konstant. Dadurch kommt es bei diesen Materialien unter einer konstanten Last immer zu einer weiteren Verformung mit der Zeit. Daraus resultiert dann eine Hysterese in Spannungs-Dehnungsverhalten dieser Materialien.

Diese deutlich merkbare Hysterese bei der Verformung führt bei der Rückverformung zu einem Verformungsrest der bestehen bleibt, der sich erst langsam aufgrund entropischer Effekte wieder in den Ausgangszustand zurückbewegt. Außerdem limitieren die eher geringen Festigkeitseigenschaften des Gießmaterials (im Wesentlichen die Shore A-Härte und die Zugfestigkeit) die maximal möglichen Drücke stark.

Für die Auswahl geeigneter Materialien für die Elastomerkomponenten sind neben dem reinen Werkstoffverhalten aber auch die Anforderungen an die Regelung und an die Herstellung der Komponenten zu beachten. Diese Zusammenhänge werden in Abbildung 27 visualisiert.

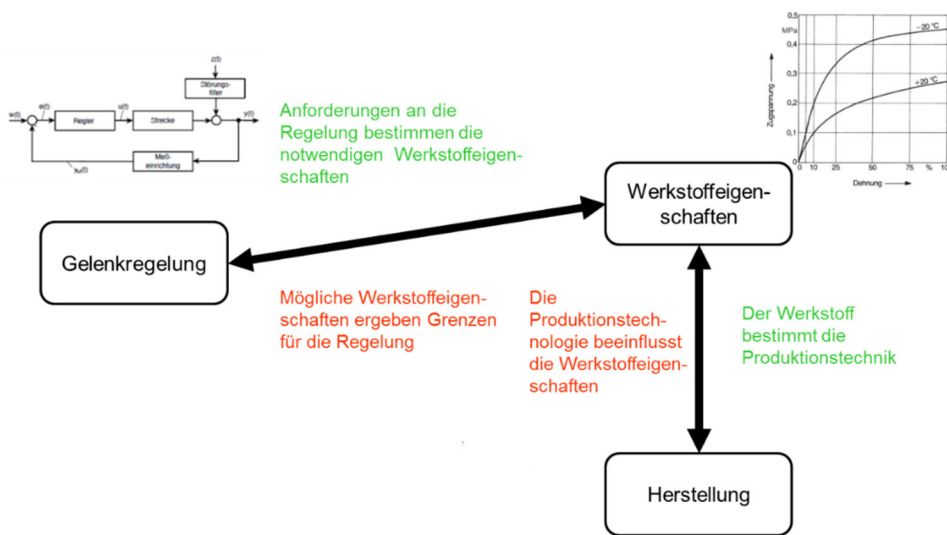


Abbildung 27 - Wechselwirkung von Anforderungen, Herstellungsverfahren und Werkstoffauswahl

Aus den zu erwartenden Wechselbeziehungen und den Kenntnissen aus dem Einsatz des TPU konnte ein Anforderungsprofil an die Werkstoffe erstellt werden. Entgegen der ursprünglichen Erwartung ist dabei die Festigkeit des Werkstoffes gar nicht die entscheidende Größe, sondern das viskoelastische bei Belastung und Entlastung der Membran und die Härte des Materials.

Neben den Materialeigenschaften wurde dabei aber auch ein besonderes Augenmerk auf die Technologie gelegt, die für die Herstellung komplex geformter Gelenkmembranen notwendig ist. Die grundlegende Form der Gelenkmembran ist nicht rotationssymmetrisch, welches für die Formgebung besondere Herausforderungen darstellt. Hauptsächliche Herstellmethode für elastomere Materialien ist das Pressen. Dabei ist es einfacher rotationsymmetrische Bauteile herzustellen, da die Fließwege in der Form hier in allen Bauteildimensionen gleich sind. Das führt zu einem homogeneren Ausfüllen der Form und dadurch zu einem besseren Eigenschaftsprofil des Bauteils. Außerdem muss darauf geachtet werden, dass mit dem Pressen nicht beliebig große Bauteile gefertigt werden können. Die in der Auslegung angestrebten Dimensionen stellen dabei schon eine entsprechende Herausforderung dar, da für so große Bauteile auch schon entsprechend große Pressen benötigt werden. Deswegen wurde versucht, alternative Fertigungsverfahren, wie die additive Fertigung mit zu betrachten. Als neues Fertigungsverfahren sind hier eventuell nicht alle gewünschten Elastomere verfügbar, aber die Kombination aus Werkstoffeigenschaften und flexibler Formgebung haben für die Anwendung der flexiblen Gelenkmembran trotzdem ein hohes Anwendungspotential.

Im Rahmen der Konzeptionierung ergaben sich für das geforderte Material die Anforderungen, welche in Tabelle 3 zusammengestellt sind.

Tabelle 3 - Vergleich der Eigenschaften des gegossenen TPUs mit den definierten Anforderungen

	IST	Gefordert
Reißfestigkeit	~ 17 MPa	50 MPa
Dehnung	40 % (bei 10 MPa, 0,1 % Deformation pro Sekunde)	40 % (bei 10 MPa, 50 % Deformation pro Sekunde)
Shorehärte A	87	90 bei unverstärkten Material, 40 bei isotrop verstärkten Material
Visko-elastisches Verhalten	Starke Hysterese	Möglichst linear elastisch, keine Hysterese

Neben den oben erwähnten Materialeigenschaften und der Herstellbarkeit wurden noch folgende sekundären Aspekte in die Betrachtung mit einbezogen: Gasdichtigkeit, Beständigkeit gegen Medien, UV-Beständigkeit. Als Alternative zum TPU stehen andere Elastomermaterialien zur Auswahl. Dabei ist aber aufgrund des geforderten nahezu linear elastischen Verhaltens mit einer möglichst nicht vorhandenen Hysterese die Auswahl auf vernetzte Elastomere eingeschränkt. Die Anforderung an die Shorehärte schließt dadurch den Einsatz von Silikonelastomeren erst einmal aus. Als geeignetste Kandidaten sind die vernetzten Elastomere Naturkautschuk (NR) und Nitril-Butadien-Kautschuk (NBR) für weitere Untersuchungen ausgewählt worden. Diese Materialien bestehen aber aus einer Vielzahl von Komponenten (Polymer, Ölen, Füllstoffen, Vernetzern u.ä.), so dass aufgrund der Anforderungen nun eine engere Auswahl stattfindet [23]. Durch die vernetzten Elastomere ist eine deutliche Reduktion des Hystereseverhaltens zu erwarten. Solche Elastomere sind weitverbreitet in der Reifentechnik und bei Dichtungen. Bei der Recherche nach Materialien wurden die folgenden Materialien als mögliche Ansätze definiert, die in den weiteren Arbeitspaketen untersucht wurden: Naturkautschuk (NR), Nitril-Butadien-Kautschuk (NBR) und Ethylen-Propylen-Dien-Kautschuk (EPDM) und thermoplastische Polyurethan (TPU).

### Material- und Grundsatzversuche

Für die verschiedenen Materialien wurden aus der Literatur und Erfahrungswerten die Eigenschaften der vier ausgesuchten Materialien ermittelt. In Tabelle 4 sind die für die Anwendung Gelenkmembran als wichtig ermittelten Eigenschaften zusammengefasst.

Tabelle 4 - Vergleich infrage kommender Materialien für die Herstellung der Gelenkmembran

	Gefordert	TPU	NR	EPDM	NBR
Reißfestigkeit	50 MPa	20-55 MPa	7-30 MPa	~20 MPa	~25 MPa
Dehnung <sup>1</sup>	40 % (bei 10 MPa, 50 % Deformation pro Sekunde)	300 %	800 %	450 %	500 %
Shorehärte A	90 bei unverstärkten Material, 40 bei isotrop verstärkten Material	70 (Shore A)-75 (Shore D)	30-90	40-90	40-95
Visko-elastisches Verhalten	Möglichst linear elastisch, keine Hysterese	gering	mittel	mittel	mittel

<sup>1</sup> Die Dehnung bei niedrigeren Dehnungen als der Bruchdehnung kann für alle Elastomere nicht sinnvoll angegeben werden, da diese je nach Verformungsgeschwindigkeit und Haltezeit stark variiert. In dieser Tabelle wird deswegen im Einklang mit den Konventionen für Elastomere immer die maximale, d.h. die Bruch-Dehnung angegeben.

Die ermittelten Werte ergeben, dass die verfügbaren TPU-Typen zwar eine geringere Reißdehnung als die vernetzten Elastomere aufweisen, aber sich in den anderen Eigenschaften kaum Unterschiede ergaben. Die Reißdehnung ist dabei nicht die entscheidende Größe, da die Gelenkmembran in einem Dehnungsbereich von ca. 40 % Dehnung betrieben wird. Deswegen wurde unter Berücksichtigung der Erfahrungen mit gegossenem TPU versucht, weitere TPU-Typen für die Gelenkmembran zu finden. Die für das gegossene TPU ermittelte Reißdehnung (siehe Tabelle 3) hat einen niedrigeren Wert als Typen die über Schmelzformgebung hergestellt werden, die typischerweise die Werte aus Tabelle 4 erreichen. Dabei ist zu beachten, dass die mechanischen

Eigenschaften von Polymeren sehr stark von der Herstellungsgeschichte abhängen und auch innerhalb eines Typs stark variieren können.

Im Verlauf des Projektes wurden mehrere TPU-Typen auf dem Markt gebracht, die für die additive Fertigung geeignet sind. Diese TPUs eröffneten im Projekt komplett neue Perspektiven für die Fertigung der Gelenkmembran. Zum einen hatten diese Typen ein Eigenschaftsprofil, welches deutlich näher an die definierten Anforderungen herankam, als das zu Beginn des Projektes genutzte gegossene TPU. Außerdem ergaben sich durch die Möglichkeit der additiven Fertigung Freiheiten in der Konstruktion und Fertigung, die bei einem auf Pressen basierenden Prozess nicht möglich gewesen wären. So ist es ohne großen Aufwand möglich, Korrekturen an der Konstruktion der Gelenkmembran durchzuführen und umzusetzen. Damit können Herstellungsfehler korrigiert werden, z.B. ein nicht vollständig zu kontrollierender Schrumpf bei der Herstellung, wie es bei der Entformung von Elastomeren durch Relaxation und Abkühlung stattfindet. Deswegen hätte bei der Herstellung der Formen für das Pressverfahren ein bestimmtes Aufmaß mit eingeplant werden müssen. Wenn man diese Aufmaße falsch auslegt muss die Form erneut gebaut werden. Dies ist aufwändig und teuer, deswegen möchte man darauf gerne verzichten. Mit den neuen Materialien für die additive Fertigung kann also auf die Auslegung und Herstellung einer Form verzichtet werden.

So wurde ein TPU ausgewählt, welches in seinem Eigenschaftsprofil ausreichend gut in die Anforderungen passte und sich zudem noch über additive Fertigungsverfahren (SLS) verarbeiten ließ. Ein Vergleich ist Tabelle 5 zu entnehmen.

Tabelle 5 - Vergleich der geforderten Eigenschaften mit denen des SLS TPU Shore 92 A

	Gefordert	SLS TPU Shore 92A [24]
Reißfestigkeit	50 MPa	27 MPa
Dehnung <sup>1</sup>	40 % (bei 10 MPa, 50 % Deformation pro Sekunde)	400 %
Shorehärte A	90 bei unverstärkten Material, 40 bei isotrop verstärkten Material	92 (Shore A, unverstärkt)
Viskoelastisches Verhalten	Möglichst linear elastisch, keine Hysterese	mittel

Bei der Betrachtung aller ausgewählten Materialien musste festgestellt werden, dass alle Elastomere mit einer Hysterese bei ihrem Verformungsverhalten behaftet sind. Diese Hysterese lässt sich dadurch verringern, dass man einen höheren Vernetzungsgrad bei der Herstellung des Materials einstellt. Dies führt aber wiederum zu einer starken Erhöhung der Shorehärte und eine Verringerung der Reißdehnung. Man hat also gegenläufige Effekte bei den Anforderungen. Nach eingehender Diskussion wurde entschieden, dass die mechanischen Kennwerte Priorität vor dem viskoelastischen Verhalten haben sollen, da diese die Arbeitsfähigkeit des Gelenkarms stärker beeinflussen. Die Viskoelastizität stellt dagegen höhere Anforderungen an die Regelung der Bewegung.

Die Simulationen mit langfaserverstärkten Elastomeren ergaben wie erwähnt keine eindeutigen Ergebnisse, die eine Entwicklung einer langfaserverstärkten Membran als sinnvoll erschienen ließen.

Aus den Anforderungen ergeben sich verschiedene Möglichkeiten bei der Werkstoffauswahl. So besteht die Möglichkeit die bestehenden TPU mit einer gerichteten Faserverstärkung auszustatten und so die Anforderungen zu erfüllen. Die Route faserverstärkte Elastomere einzusetzen ist direkt verknüpft mit der Modellierung von faserverstärkten Gelenkmembranen. Während der Modellierung mussten zuerst die Modelle für die Integration von Langfasern in ein elastomeres Material angepasst werden. Die Modellierung ergab, dass es sinnvoll sein kann, das Elastomer mit Fasern zu verstärken, da dadurch das Aufblähen der Membran reduziert wird. Allerdings konnte auch gezeigt werden, dass die Lage der Fasern und die Richtung der Fasern in der Membran dabei eine entscheidende Rolle spielen. So ist die Dehnung der Membran, und damit das Arbeitsvermögen sehr stark von diesen beiden Parametern abhängig. Dieser Zusammenhang wird durch Abbildung 28 und Abbildung 29 verdeutlicht.

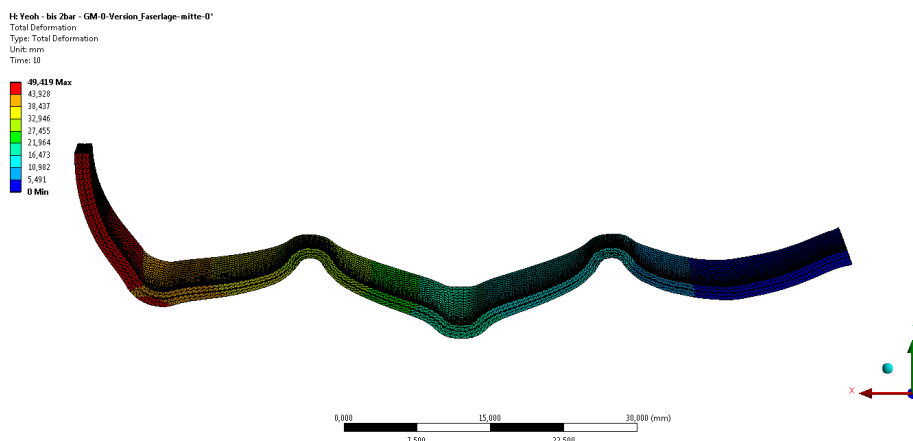


Abbildung 28 - Simulationsergebnis der Verformung von einer faserverstärkten Membran mit mittig liegender Faserlage

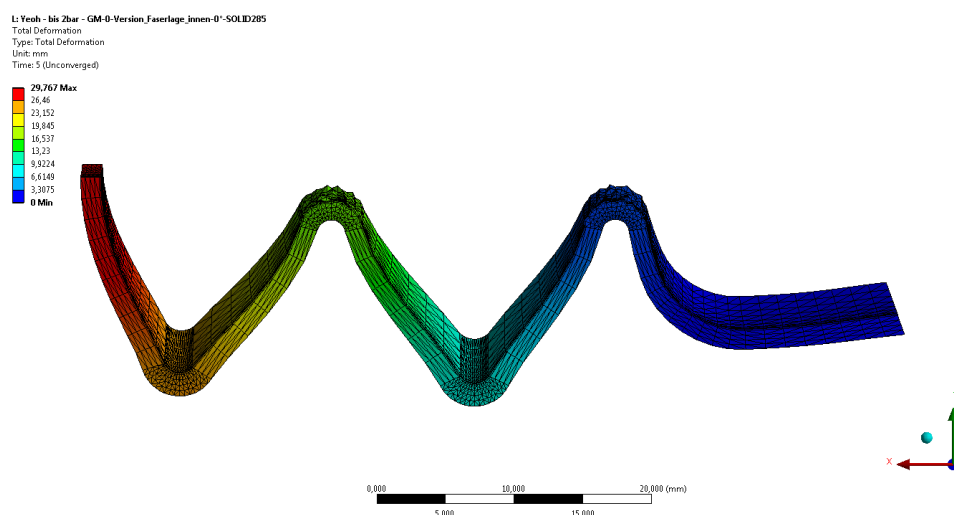


Abbildung 29 - Simulationsergebnis der Verformung von einer faserverstärkten Membran mit innenliegender Faserlage

In einem nächsten Schritt müsste nun die technische Umsetzung der berechneten Faserverstärkung in eine konkrete Membran erfolgen, um die vorgenommenen Simulationen zu verifizieren. Hier sind aber neuartige Verfahrensprozessschritte zur Integration der Fasern in eine konkrete Elastomer-Membran, unter ausreichender Kontrolle der Lage und der Ausrichtung in den Schichten, erforderlich. Da die Entwicklung eines Fertigungsverfahrens für hybride Membrankonstruktionen den Rahmen dieses Forschungsprojekts sprengen würde, kann das Optimierungspotential hier nur theoretisch aufgezeigt werden.

### Entwicklung und Optimierung des Herstellungsprozesses für flexible Gelenkaktuatoren

In den vorangegangenen Arbeitspaketen wurde unter den Aspekten der Anwendung eine Materialauswahl zwischen vier unterschiedlichen Elastomeren durchgeführt. Neben den drei dicht vernetzten Elastomeren Naturkautschuk (NR), Nitril-Butadien-Kautschuk (NBR) und Ethylen-Propylen-Dien-Kautschuk (EPDM) wird das thermoplastische Polyurethan (TPU) weiter in die Untersuchung mit aufgenommen. Alle vier Materialien haben ihre Vor- und Nachteile: der dicht vernetzte Naturkautschuk hat das konstanteste Verformungsverhalten der ausgewählten Materialien. EPDM hat ein Materialverhalten, welches dem Verhalten des thermoplastischen Polyurethans relativ ähnlich ist. Das NBR liegt in seinen Eigenschaften dazwischen. Die Unterschiede lassen sich vor allem bezüglich der Herstellung festmachen. Unter Einbeziehung der Herstelltechnologien wurde diese Auswahl auf den Einsatz eines sinterfähigen TPU mit einer Shore A-Härte von 92 eingeschränkt. Im Folgenden sollen nun erläutert werden, wie die Herstelltechnologie die Auswahl auf das TPU erfordert hat.

Naturkautschuk wird als plastisch verformbare Masse in Form gebracht und dann durch Temperaturerhöhung unter Druck in der Form vulkanisiert (zwischen 120 und 180 °C). Hierfür wäre es notwendig, druck- und tempe-

raturbeständige Formen zu bauen. EPDM dagegen wird üblicherweise durch thermoplastische Verfahren in Form gebracht. Bei der angestrebten Form des Faltenbalges ist das einzig sinnvolle Verfahren Spritzguss. Dafür wäre die Herstellung einer Spritzgussform notwendig, die im Inneren eine Bauteilgröße von etwa 15 cm x 15 cm x 10 cm aufnehmen müsste. Formen dieser Größe sind sehr teuer, es werden außerdem bei dieser Bauteilgröße sehr große Spritzgussanlagen benötigt. Darüber hinaus ist die komplexe Form mit den sehr langen Fließwegen für den Spritzguss nur bedingt geeignet. Auch die Herstellung der Faltenbalge aus EPDM würde aufgrund der erhöhten technischen Herausforderungen ein eigenes Entwicklungsprojekt rechtfertigen, weswegen an dieser Stelle ebenfalls vorerst auf die Verwendung von EPDM verzichtet wurde. Von den drei Elastomeren weist der Nitril-Butadien-Kautschuk mit ungefähr 15-18 MPa die geringste Zugfestigkeit auf, was ihn für die Anwendung in der Membran nur bedingt eignet. Außerdem werden die Bauteile nach einem ähnlichen Verfahren hergestellt wie der Naturkautschuk, so dass dieses Elastomer zunächst auch nicht weiterverfolgt wird.

In Bezug auf faserverstärkte Elastomer-Membranen ist die Fragestellung der Herstelltechnologie noch deutlich verschärft. Aus den Simulationsdaten kann man ableiten, dass unter bestimmten Bedingungen eine Langfaserverstärkung sinnvoll sein kann. Wie schon beschrieben lassen aber die Simulationsergebnisse der verfügbaren Modelle keine definierten, für eine Entwicklung einer Herstelltechnologie nutzbaren Aussagen zu. Aufgrund mechanischer Betrachtungen kann man in einem ersten Ansatz ableiten, dass eine Verstärkung einer der Randschichten der Membranen den größten Effekt bezüglich der Druckfestigkeit und Verformungseigenschaften zeigen sollte. Bei einer Wandstärke von bis zu 5 mm ist es aber nur mit entsprechender Weiterentwicklung der Herstelltechnologien für nicht-planare Elastomerbauteile eine so exakte Positionierung der Faserlagen in der Form unter den hohen Drücken bei der Formgebung zu gewährleisten. Da es mit dem neuen TPU ein Material gibt, welches flexibel herstellbar ist und die Anforderungen an die Membran in den wesentlichen Punkten erfüllt, wurde auf die Entwicklung einer Technologie zur Herstellung faserverstärkter Elastomer-Membranen verzichtet.

Die Formgebung der Elastomere in die gewünschte Form der Membran/Faltenbalg stellt somit eine besondere Herausforderung dar, die im Rahmen des Projektes derzeit nicht zufriedenstellend für die genannten drei Elastomere lösbar war. Vor allem vor dem Hintergrund, dass es sich bei dem im Forschungsprojekt BioFlexRobot aufgebauten SCARA-Roboter um einen Demonstrator handelt und nicht um ein kommerzielles Serienprodukt, bei dem die Membranabmessungen festgelegt sind. Deshalb wären Entwicklungsaktivitäten zu neuen Fertigungsverfahren und hohe Werkzeugkosten nicht vertretbar. Um diesen Konflikt zu lösen, wurde recherchiert, welche Materialien mit der 3D-Drucktechnologie für die Herstellung von Membranen verarbeitbar sind. Wie schon beschrieben, wurde ein neues sinterfähiges TPU auf den Markt gebracht, sodass inzwischen auch gedruckte Bauteile aus thermoplastischem Polyurethan (TPU) hergestellt werden können.

Deswegen wurde SLS-TPU 92-A als Werkstoff für den Prototyp ausgewählt. Dieses TPU lässt sich zu einer dichten Form über Lasersintern direkt aus den Konstruktionsdaten herstellen. Die mechanischen Eigenschaften sind im Vergleich zu den bisher eingesetzten, gießfähigen und kaltvernetzenden TPU deutlich erhöht, so ist die Shore A-Härte mit 92 deutlich höher und die Festigkeit in einem leicht besseren Bereich.

### **Prüfung der Gelenkmembranen**

Mit dem SLS-TPU-92 A wurden Membranen durch selektives Lasersintern gefertigt und verschiedenen Prüfungen unterworfen. Dabei wurden auf externe Dienstleister zurückgegriffen, die die Anlagen zur Verfügung hatten, Bauteile dieser Baugröße mit dem TPU herzustellen.

Die hergestellten Membranen wurden zuallererst auf Druckdichtigkeit geprüft. Dabei stellte sich bei den ersten Prototypen heraus, dass die Membranen nicht druckdicht waren, sondern offensichtlich offene Porositäten aufwiesen. Es wurde deswegen versucht mittels infiltrierbarer Polyurethandispersionen die Poren zu verschließen und die Gelenkmembranen abzudichten. Dieses Verfahren führte trotz mehrerer Varianten und Versuchen nicht zu einem zufriedenstellenden Ergebnis, die Membranen verloren mit der Zeit trotzdem weiter an Druck.

Es wurden daher mit den Dienstleistern veränderte Herstellbedingungen diskutiert und getestet. Mit einem Dienstleister konnte so nach mehreren Entwicklungszyklen ein Verfahrensweg zur Herstellung einer druckdichten Gelenkmembran realisiert werden, deren mechanischen Eigenschaften sie für den Einsatz in der Roboterarmkonstruktion geeignet machten.

Mit diesen Membranen wurde ein prototypisches Gelenk aufgebaut, welches mit den im Institut verfügbaren Prüfanlagen auf seine Funktionsfähigkeit hin überprüft wurde. Einer dieser Versuchsstände ist in Abbildung 30 dargestellt.



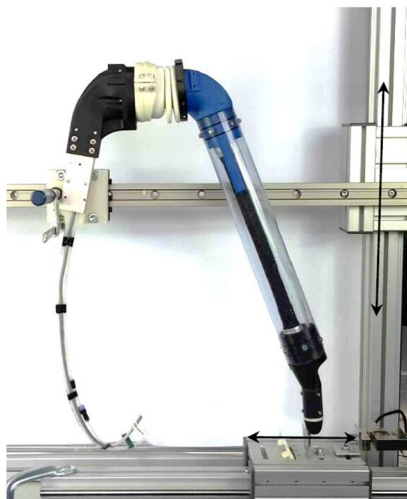


Abbildung 30 - Prüfanlage für Funktionstest und Bestimmung des Arbeitsvermögens von flexiblen Gelenkmembranen

Nach der Eignungsprüfung und der Entscheidung, dass diese gedruckten Gelenkmembranen für den Gelenkarm geeignet sind und für den Aufbau des Demonstrators verwendet werden können, wurden für die weitergehend hergestellten Gelenkmembranen auf eine vollumfängliche Prüfung verzichtet und als Eingangsprüfung nur noch eine Gasdichtigkeitsprüfung durchgeführt.

Aufgrund aller oben genannten Überlegungen zur Herstellung, wurde entschieden dieses Material im weiteren Verlauf dieses Projekts in der Konstruktion und im Aufbau des Demonstrators einzusetzen.

### **AP3 Regelungstechnik**

#### **Recherche spezieller Bedürfnisse bei Mensch-Maschinen-Kooperationen im Montage- und Assistenzbereich**

In der Produktion teilen sich Mensch und Maschine Aufgaben zur Herstellung von Produkten. Die Aufgaben werden meist strikt voneinander getrennt und sequenziell ausgeführt. Als Maschine kommt in den letzten Jahren vermehrt ein Industrieroboter zum Einsatz. Die neue Stufe der Mensch-Maschine-Kooperation ist die Mensch-Roboter-Kollaboration, für die der BioFlexRobot eingesetzt werden soll. Da bei der MRK direkter Kontakt zwischen Mensch und Roboter erlaubt, sind besondere Sicherheitsvorkehrungen zu treffen. Andererseits besitzt MRK das Potenzial, die Arbeit für den Menschen besonders ergonomisch zu gestalten. Um diese beiden Punkte, also die Sicherheitsvorkehrungen und die Ergonomie zu ermöglichen, bedarf es sowohl eines Regelungs- als auch eines Steuerungskonzepts. Hierzu müssen zunächst Grundlagen der Zusammenarbeit, im Späteren die grundlegende Physik der eingesetzten Aktoren und die Abläufe der gemeinsamen Tätigkeit betrachtet werden. Welche Aufgabe dabei Mensch oder Industrieroboter zugeteilt wird, hängt von den jeweiligen Anforderungen der Aufgabe ab. Anforderungen können dabei z.B. Geschwindigkeit, Präzision, Kraft, oder Flexibilität sein. Um eine sinnvolle Zuteilung der Aufgaben vornehmen zu können, müssen die Vorteile von Mensch und Industrieroboter bekannt sein.

#### Vorteile Mensch

- Der Mensch hat gegenüber dem Industrieroboter Vorteile bzw. ist besser in folgenden
- Eigenschaften/Fähigkeiten:
- sensorische Funktionen (bis heute)
- Flexibilität und Improvisation
- Lernen und Urteilsvermögen
- Schlussfolgern
- Erinnern an situationsabhängige Muster
- Wahrnehmungsfähigkeiten mit Fertigkeiten, Regeln und abstrakten Konzepten
- Erkennung von schwachen visuellen und akustischen Signalen
- Erkennung von komplexen Licht- und Geräuschemustern
- Speichern großer Mengen an Informationen für eine lange Zeit und Abruf spezieller
- Informationen zur richtigen Zeit
- Intelligenz

#### Vorteile Industrieroboter

- Die Vorteile des Industrieroboters gegenüber dem Menschen ergeben sich in folgenden
- Eigenschaften/Fähigkeiten:
- Wachsamkeit und Ausführung ermüdungsfreier Routinearbeit
- Geschwindigkeit und Leistung
- komplexe Berechnung in kurzer Zeit und Umsetzung
- gleichzeitige Aktivitäten
- sensorische Funktionen (außerhalb der Wahrnehmung des Menschen z.B. Ultraschall)
- Präzision
- große Kräfte
- Wiederholgenauigkeit

Im klassischen Produktionseinsatz arbeiten Mensch und Industrieroboter getrennt voneinander. Der Industrieroboter wird dabei als gefährliche Maschine angesehen. Deshalb kommt dort, wo der Mensch Aufgaben bearbeitet, kein Industrieroboter zum Einsatz und dort, wo Industrieroboter Aufgaben bearbeiten, kein Mensch zum Einsatz. Der Mensch muss vor jeglicher Kollision mit dem Industrieroboter geschützt werden. Es darf zu keiner Zeit eine Gefährdung durch den Industrieroboter ausgehen. Um einen Zusammenstoß zwischen beiden zu verhindern, werden der Industrieroboter und dessen Arbeitsraum durch Schutzeinrichtungen räumlich vom Menschen getrennt. Werden diese Schutzeinrichtungen zum Arbeitsraum oder Industrieroboter hin überschritten, muss er unmittelbar zum Stillstand kommen. Die Schutzeinrichtungen lassen sich folgendermaßen klassifizieren: [25]

#### Trennende Schutzeinrichtungen

Trennende Schutzeinrichtungen werden nochmals in feststehende Schutzeinrichtung und bewegliche Schutzeinrichtung gegliedert. Zu den feststehenden Schutzeinrichtungen zählen z.B. Umzäunungen, und Kabinen. Schutztüren, Klappen und Schutzfenster werden zu den beweglichen, trennenden Schutzeinrichtungen gezählt [26].

#### Nicht trennende Schutzeinrichtungen

Nicht trennende Schutzeinrichtungen sind z.B. Lichtvorhänge, Scanner, Schalmatten oder auch Schaltplatten mit Zwei-Hand-Schaltungen [26].

An kollaborierende Roboter gibt es verschiedene Anforderungen. Diese Anforderungen lassen sich in sicherheitstechnische Anforderungen, ergonomische Anforderungen, arbeitsorganisatorische/arbeitsmedizinische Anforderungen und biomechanische Anforderungen unterteilen.

#### Sicherheitstechnische Anforderungen

Die elementare sicherheitstechnische Anforderung einer MRK ist eine sichere Steuerung. Die sichere Steuerung überwacht sämtliche Bewegungen des Roboters. Wird die Geschwindigkeit überschritten oder eine unerlaubte bzw. undefinierte Position angefahren, muss es zu einem Stillstand der Roboterbewegung kommen. Zu einer sicheren Steuerung gehören z.B. sichere Sensoren mittels derer das Umfeld des Roboters sicher erkannt werden kann [27].

#### Ergonomische Anforderungen

Die Mensch-Maschine-Schnittstelle muss nach ergonomischen Prinzipien gestaltet sein. DIN EN ISO 10218 und ISO/TS 15066 sehen das vor. Demnach sind drei Prinzipien ausschlaggebend:

- Die Bewegung des Menschen darf durch den Kollaborationsraum nicht eingeschränkt werden.
- Die Arbeitsumgebung und der kollaborierende Roboter dürfen die Wahrnehmung, die Aufmerksamkeit und das Denken der Person nicht einschränken oder stören.
- Die Bahn und der Beginn einer Roboterbewegung sollten erkennbar, vorhersehbar und logisch sein.

Die Auswirkungen unterschiedlicher Gestaltungsmerkmale der kollaborierenden Roboter wurde in Studien der IFA untersucht. Die Ergebnisse zeigen, dass eine hohe Bewegungsgeschwindigkeit des Roboters und eine geringe Distanz zwischen Roboter und Mensch ein Angstempfinden beim Menschen auslösen. Zudem beeinflussen unvorhersehbare Roboterbewegungen die Leistung in der Aufgabenbearbeitung [27].

### Arbeitsorganisatorische/arbeitsmedizinische Anforderungen

Die Person, welche mit dem kollaborierenden Roboter arbeitet, muss damit entsprechend belastbar sein. Ihre Eignung muss regelmäßig überprüft werden. Tritt eine unbeabsichtigte Kollision auf, ist die Arbeitsfähigkeit des Betroffenen und die Einrichtung des Arbeitsplatzes zu überprüfen. Der gemeinsame Arbeitsraum von Mensch und Roboter muss als solcher gekennzeichnet und abgegrenzt sein (z.B. Schilder, Markierungen auf dem Boden) [27].

### Biomechanische Anforderungen

Aufgrund der fehlenden räumlich trennenden Schutzeinrichtungen kann es zwischen Roboter und Menschen zu Kollisionen kommen. Diese mechanischen Beanspruchungen des Menschen eröffnen ein völlig neues Forschungsgebiet des Arbeitsschutzes. Ziel ist es, Grenzen zu ermitteln, unter denen mechanische Beanspruchungen vertretbar sind.

Verschiedene Körperteile dürfen demnach unterschiedlichen Beanspruchungen ausgesetzt sein. Jedoch darf vom Roboter zu keiner Zeit ein aktiver Kontakt ausgehen.

Beim Kontakt zwischen Mensch und Roboter kommt es beim Menschen zu sog. elastisch-plastischen Verformungen der betroffenen Kollisionsfläche. Es entsteht eine dreidimensionale Kollisionsfläche.

Kriterien der Beanspruchungen werden in zwei Kategorien unterteilt:

- Kraft (Klemm-/Quetschkraft oder Stoßkraft)
- Druck-/Flächenpressung

Die Grenzwerte der Kraft definieren die maximal von außen zulässige Gesamtkraft in die Kollisionsfläche. Die Grenzwerte des Drucks definieren den maximal zulässigen Partialdruck in der Kollisionsfläche. Die Beanspruchungsgrenzen sind in Abbildung 31 dargestellt.

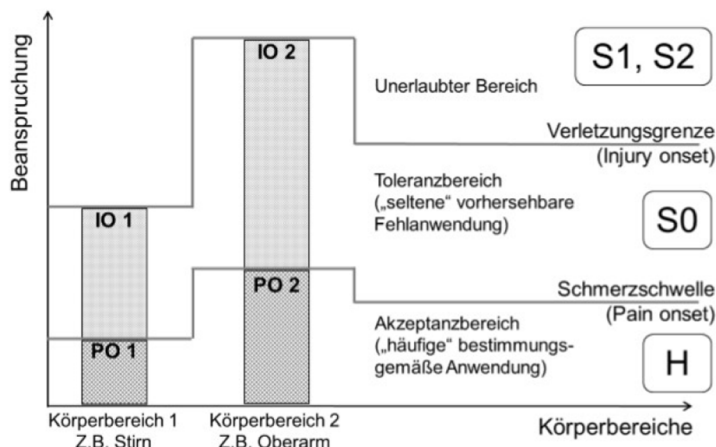


Abbildung 31 - Veranschaulichung der Begrifflichkeiten bei Beanspruchungsgrenzen [27]

Dabei wird nochmals in Schmerzschwelle und Verletzungsschwelle unterschieden. Bei bestimmungsgemäßer Anwendung des Roboters sind Kollisionen unterhalb der Schmerzschwelle (pain onset, PO) akzeptabel. Dieser Bereich wird als „harmless“ bezeichnet. Bei seltenen, aber vorhersehbaren Fehlanwendungen ist eine Beanspruchung bis zur Verletzungsgrenze (Injury onset, IO) akzeptabel. Dieser Bereich wird „Schadensschwere“ S0 genannt. Beanspruchungen oberhalb der Verletzungsgrenze sind nicht erlaubt. Können diese nicht sicher verhindert werden, sind eine trennende Schutzeinrichtung, Sicherheitsabstand oder weitere Schutzmaßnahmen verpflichtend. Dieser Bereich wird mit der „Schadensschwere“ S1 und S2 angegeben [27].

Um die Vorteile von Mensch und Industrieroboter in der Produktion gemeinsam nutzen zu können, kommt es zu einer Überschneidung der Arbeitsräume beider Beteiligten. Der Mensch kann bei schweren oder monotonen Aufgaben durch den Industrieroboter unterstützt werden, oder von diesen sogar gänzlich befreit werden. Mensch und Industrieroboter arbeiten somit sehr eng zusammen. Diese Form der Zusammenarbeit wird als Mensch-Roboter-Kooperation, bzw. Mensch-Roboter-Kollaboration (MRK) bezeichnet. Typischerweise sind kollaborierende Roboter kleine leichte Roboter, speziell für diese Anwendung konstruiert. Da Arbeitsräume verschmelzen, entfallen trennende Schutzeinrichtungen. Somit kann es trotz äußerster Vorsicht und strikten Sicherheitsvorkehrungen zu Kollisionen zwischen Industrieroboter und Mensch kommen. Die Gesundheit des

Menschen steht jedoch an oberster Priorität. Demzufolge muss der Industrieroboter entsprechende Normen erfüllen, um als kollaborierender Roboter eingesetzt werden zu können [27].

In den 2000er Jahren gab es noch keine genügenden sicherheitstechnischen Anforderungen in Normen, die den Einsatz eines Industrieroboters als kollaborierenden Roboters zuließen. Um eine fundierte gesetzliche Basis zu schaffen wurden zunächst durch Pilotprojekte des Instituts für Arbeitsschutz (IFA) Anforderungen für den Arbeitsschutz kollaborierender Arbeitsplätze geschaffen. Diese Anforderungen an Kollaborationsarbeitsplätze umfassen technologische, medizinisch/biometrische, ergonomische und arbeitsorganisatorische Aspekte. Mittlerweile sind aus den Ergebnissen der Pilotprojekte geltende Anforderungen entstanden, welche in den Normen DIN EN ISO 10218-1 und DIN EN ISO 10218-2 definiert werden. DIN EN ISO 10218-1 definiert die Sicherheitsanforderungen an den kollaborierenden Roboter selbst, DIN EN ISO 10218-2 hingegen definiert die Sicherheitsanforderungen an den kollaborierenden Arbeitsplatz von Mensch und Roboter. Konkrete Anforderungen wie max. Krafterwirkungen auf den menschlichen Körper werden in der ISO/TS 15066 festgelegt, siehe Abbildung 32 [27].

Körperregion	Spezifischer Körperbereich		Quasistatischer Kontakt		Transienter Kontakt	
			Maximal zulässiger Druck <sup>a</sup> $P_s$ N/cm <sup>2</sup>	Maximal zulässige Kraft <sup>b</sup> N	Faktor für den maximal zulässigen Druck <sup>c</sup> $P_T$	Faktor für die maximal zulässige Kraft <sup>c</sup> $F_T$
Schädel und Stirn <sup>d</sup>	1	Stirnmittle	130	130	Nicht anwendbar	Nicht anwendbar
	2	Schläfe	110		Nicht anwendbar	
Gesicht <sup>d</sup>	3	Kaumuskel	110	65	Nicht anwendbar	Nicht anwendbar
Hals	4	Halsmuskel	140	150	2	2
	5	Siebter Halswirbel	210		2	
Rücken und Schultern	6	Schultergelenk	160	210	2	2
	7	Fünfter Lendenwirbel	210		2	
Brustkorb	8	Brustbein	120	140	2	2
	9	Brustmuskel	170		2	
Bauch	10	Bauchmuskel	140	110	2	2
Becken	11	Beckenknochen	210	180	2	2
Oberarme und Ellenbogengelenke	12	Deltamuskel	190	150	2	2
	13	Oberarmknochen	220		2	
Unterarme und Handgelenke	14	Speiche	190	160	2	2
	15	Unterarmmuskel	180		2	
	16	Armnerv	180		2	
Hände und Finger	17	Zeigefingerkuppe D	300	140	2	2
	18	Zeigefingerkuppe ND	270		2	
	19	Zeigefingerendgelenk D	280		2	
	20	Zeigefingerendgelenk ND	220		2	

Abbildung 32 - Zulässige Kontaktkräfte nach DIN ISO/TS 15066 DIN SPEC 5306 [27]

Aus dieser Tabelle kann man entnehmen, dass im Oberkörperbereich mit Ausnahme des Gesichts und des Bauchs 130 N ein guter Richtwert ist. Dabei ist allerdings zu bedenken, dass die Einhaltung dieser Richtwerte nur für jede einzelne Anwendung nachgewiesen werden kann. Diese Erkenntnisse sind daher für den zukünftigen Einsatz eines Prototyps des Roboters in konkreten Szenarien wichtig, sollten jedoch hier als Fernziel verstanden werden, da die Einhaltung dieser Richtwerte mit dem entwickelten Demonstrator weder zielführend noch zeitlich abzubilden ist.

**Regelungsstrategien der Druckdifferenzsteuerung zur automatischen Nachgiebigkeitsjustierung**

Für dieses Arbeitspaket wurde zu Beginn eine möglichst genaue Reproduktion des Gelenks in MATLAB/SimScape umgesetzt, um eine digitale Referenz zu haben, an der die Regelungen getestet werden können.

SimScape basiert auf physikalischen Zusammenhängen, die auf einer Grafikoberfläche miteinander verschaltet werden. Die Umsetzung des Roboterarms ist in Abbildung 33 dargestellt. Der rot umrandete Bereich stellt den Ursprung des Koordinatensystems dar. Außerdem ist er notwendig, um wichtige Parameter der Simulation zu hinterlegen. Gelbe Blöcke stellen CAD-Modelle von Komponenten dar, während Funktionsblöcke blau markiert sind. Die Gelenkbasis ist mit dem Ursprung mechanisch fest verbunden, was durch eine grüne Linie gekennzeichnet wird. Um eine rotatorische Bewegung des Arms zu realisieren, wird zwischen Gelenkbasis und Arm ein Drehgelenk mit einem Freiheitsgrad geschaltet.

Da das Verhalten der Membran nur als mathematisches Modell vorliegt, wird es als Block hinterlegt, dem das anliegende Drehmoment und der Innendruck übermittelt wird und welcher daraus den aktuellen Winkel berechnet. Dieser wird wiederum im Drehgelenk eingestellt, sodass man eine realistische Nachbildung des Gelenks hat.

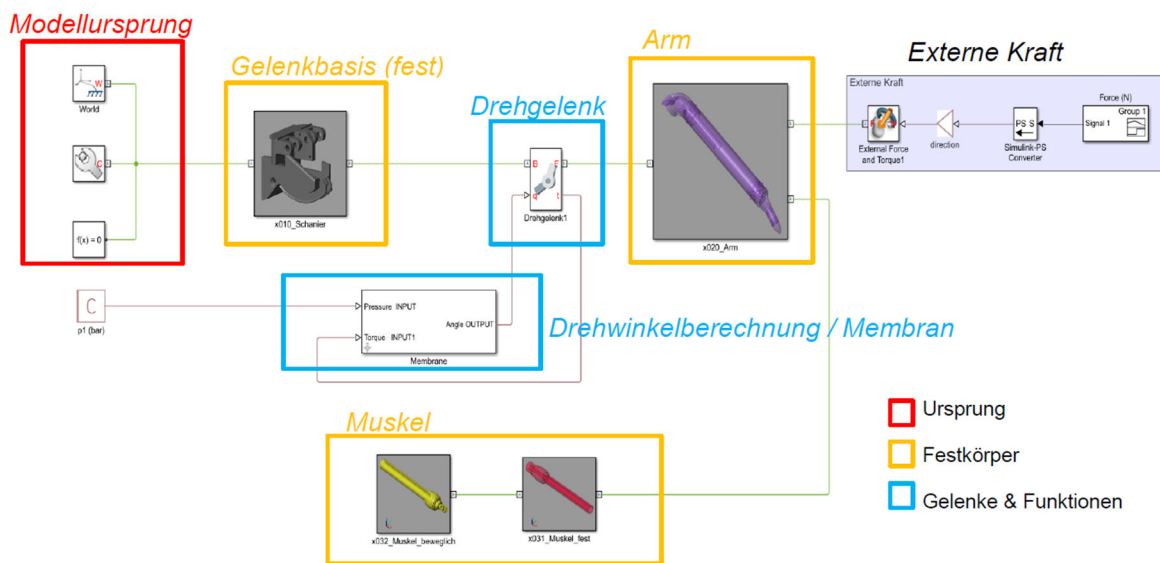


Abbildung 33 - SimScape-Modell des Arms mit Funktion zur Winkelberechnung

Der Muskel wurde in zwei Hälften unterteilt, die gegeneinander bewegt werden können, damit er im Modell mechanisch korrekt seine Kontraktion vollführen kann. Aus dieser Kontraktion, die mathematisch hinterlegt ist, wird eine Kraft berechnet, die wiederum ein Gegenmoment zur Membran erzeugt. Somit wird die zugrundeliegende Physik des Gelenks digital abgebildet.

Für die ersten Versuche der Druckregelung wurde ein 5/3-Wege Proportionalventil vom Typ MPYE der Firma Festo verwendet, dessen Funktionsschema in Abbildung 34 links zu finden ist. Vorteil ist dabei im Vergleich zu Schnellschaltventilen das kontinuierliche Spektrum an Schaltstellungen, was Treppeneffekten am Ausgang vorbeugt. Durch diese kontinuierliche Einstellmöglichkeit kann der relative Durchfluss wie in Abbildung 34 (rechts) zu sehen mit einem Stellsignal zwischen 0 und 10 Volt eingestellt werden.

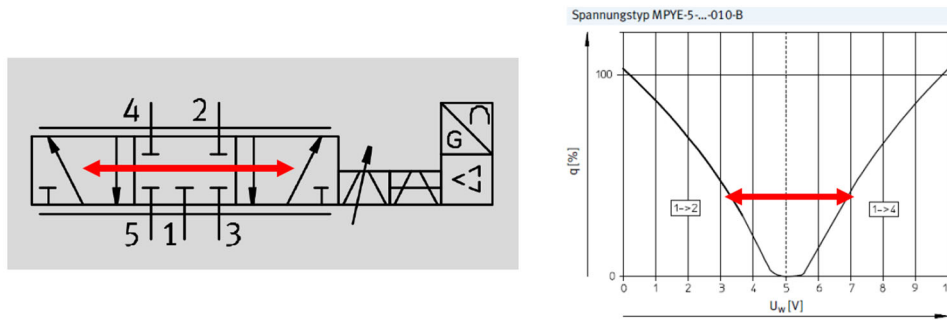
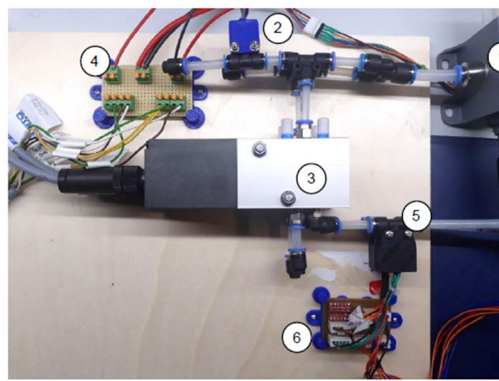


Abbildung 34 - Schematische Zeichnung eines 5/3 Proportionalventils. Rechts: Relativer Durchfluss des Ventils über dem Stellsignal [28]

Auf der Basis zwei dieser Ventile wurde mit der nötigen Peripherie, sowie entsprechenden Drucksensoren ein Versuchsaufbau entworfen. Zusätzlich wurde auch eine Platine entwickelt, die die Verwendung der Winkelsensoren im Gelenk ermöglicht.



1. Druckversorgung
2. Sensor Versorgungsdruck
3. 2x Proportionalventil
4. Versorgungsplatine Ventil
5. Drucksensoren für Muskel und Bein
6. Versorgungsplatine Druck und Winkelsensoren

Abbildung 35 - Versuchsaufbau der Druckregelung mit Sensoren für Winkel und Druck

Dieser Aufbau, siehe Abbildung 35, wird an eine dSpace MicroLabBox angeschlossen, eine Hardware, die in der Lage ist, MATLAB/Simulink-Modelle direkt auszuführen und dabei Schnittstellen zu externer Hardware während der Laufzeit anzubieten. Ein auf diese Weise ausgeführtes Simulink-Modell ist in der Lage, aus den Sensordaten und einem Sollwert einen Stellwert zu berechnen, und somit eine Regelung der Ventile vorzunehmen.

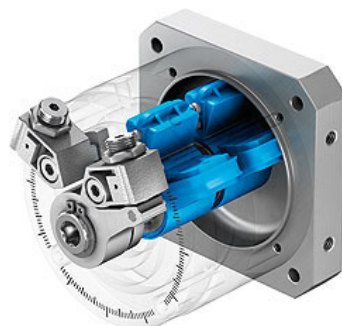


Abbildung 36 - Schematischer Aufbau des Schwenkantriebs [22]

Um auf die Regelung des Fluidgelenks hinzuwirken, wurde zunächst eine Regelung für den Schwenkantrieb entworfen, welcher einen vergleichbar einfachen und etablierten Antrieb darstellt, sodass die Regelung einfacher zu entwickeln ist als für das Fluidgelenk. Der Antrieb besteht aus einer Kammer, die durch einen Flügel in zwei Druckbereiche getrennt wird, wie Abbildung 36 zeigt. Flutet man eine Kammer mit Druckluft, verschiebt sich der Flügel so weit bis die Druckdifferenz ausgeglichen ist. Der Antrieb besitzt einen Winkelbereich von insgesamt  $270^\circ$ .

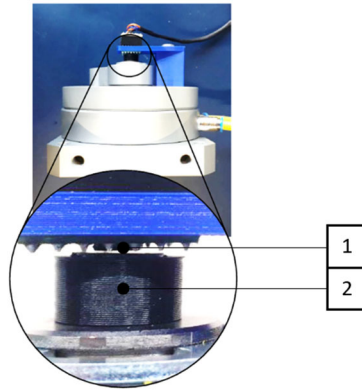


Abbildung 37 - Anordnung der Winkelsensorik für den Schwenkantrieb

Der aktuelle Winkel wird über einen Hall-Effekt-Sensor (1) und einen Magneten (2) ermittelt, wobei der Magnet mit Hilfe einer Hohlzylinder-Halterung am Wellenzapfen des Antriebs und der Sensor direkt darüber platziert wurde, siehe Abbildung 37.

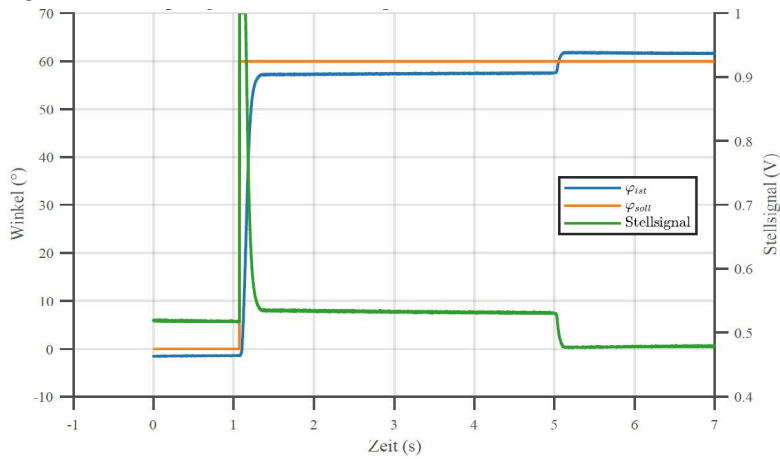


Abbildung 38 - Ergebnis der verwendeten Regelung für den Schwenkantrieb

Das Diagramm in Abbildung 38 zeigt den zeitlichen Verlauf des momentanen Winkels (blau), den Sollwinkel (orange) und das Ventil-Stellsignal (grün).

Innerhalb von etwa 0,3 Sekunden wird der Zielwinkel auf etwa 3° genau erreicht. Die verbleibende Regeldifferenz führt dazu, dass das Stellsignal so lange verstärkt wird, bis die Haftreibung des Flügels überwunden wird und der Schwenkantrieb einen weiteren Sprung vollführt. Die Regelung ist nach diesem „Volllaufen“ nicht schnell genug, um genau den Zielwert zu erreichen und bleibt an einer ebenfalls nicht ganz korrekten Stelle wieder stehen. Dieses Verhalten lässt sich aufgrund der Haftreibung nicht komplett kompensieren.



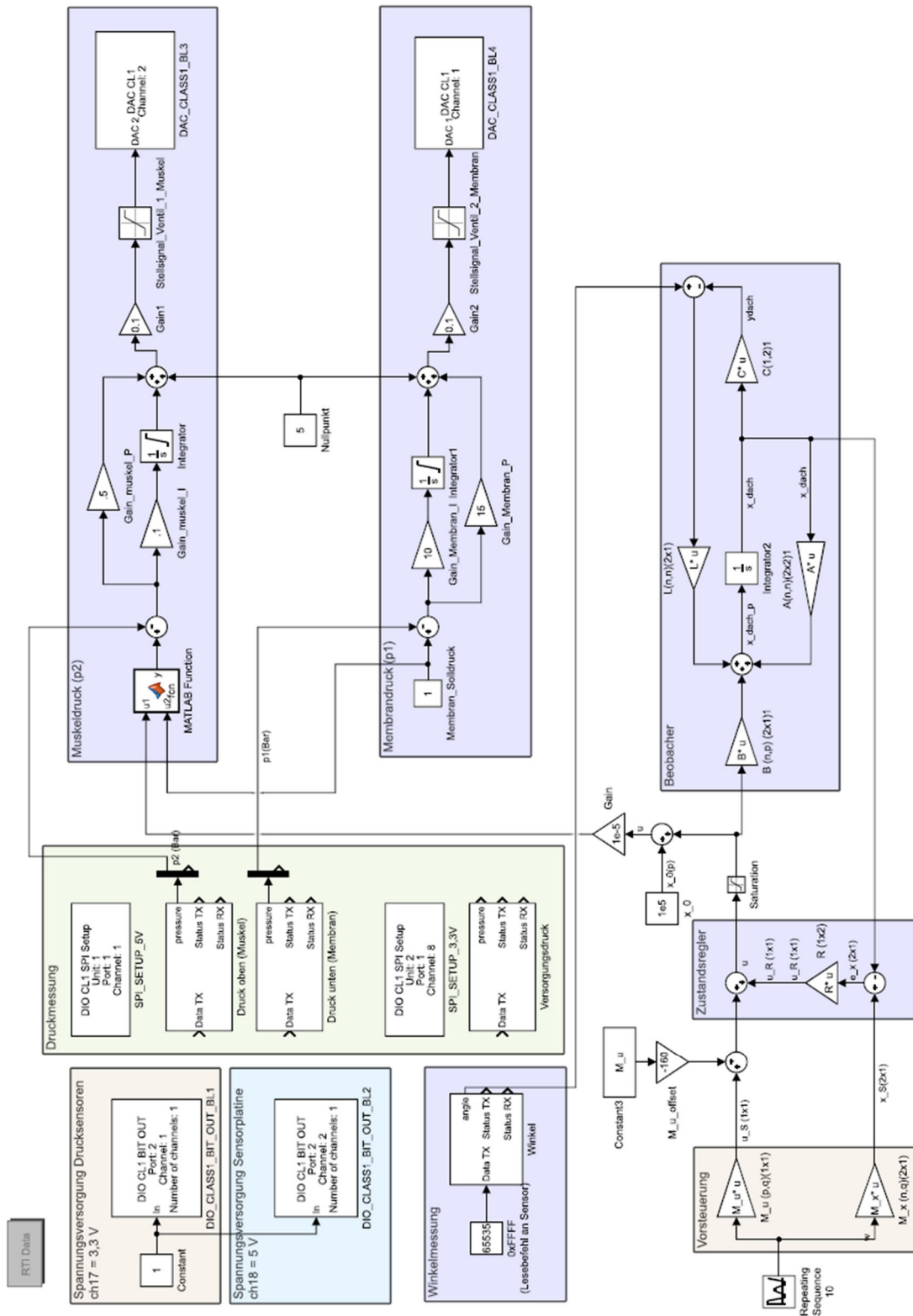


Abbildung 39 - Eingrößenregelung des Fluidgelenks

Die Eingrößenregelung, siehe Abbildung 39, wurde mit einer Verschiebung der Vorsteuerung angepasst, um geringere Sollwinkelabweichungen zu erreichen. Davon wird bei der Mehrgrößenregelung abgesehen, da später durch die Vorsteuerung der zwei Größen eine Anpassung der Steifigkeit erreicht werden soll.

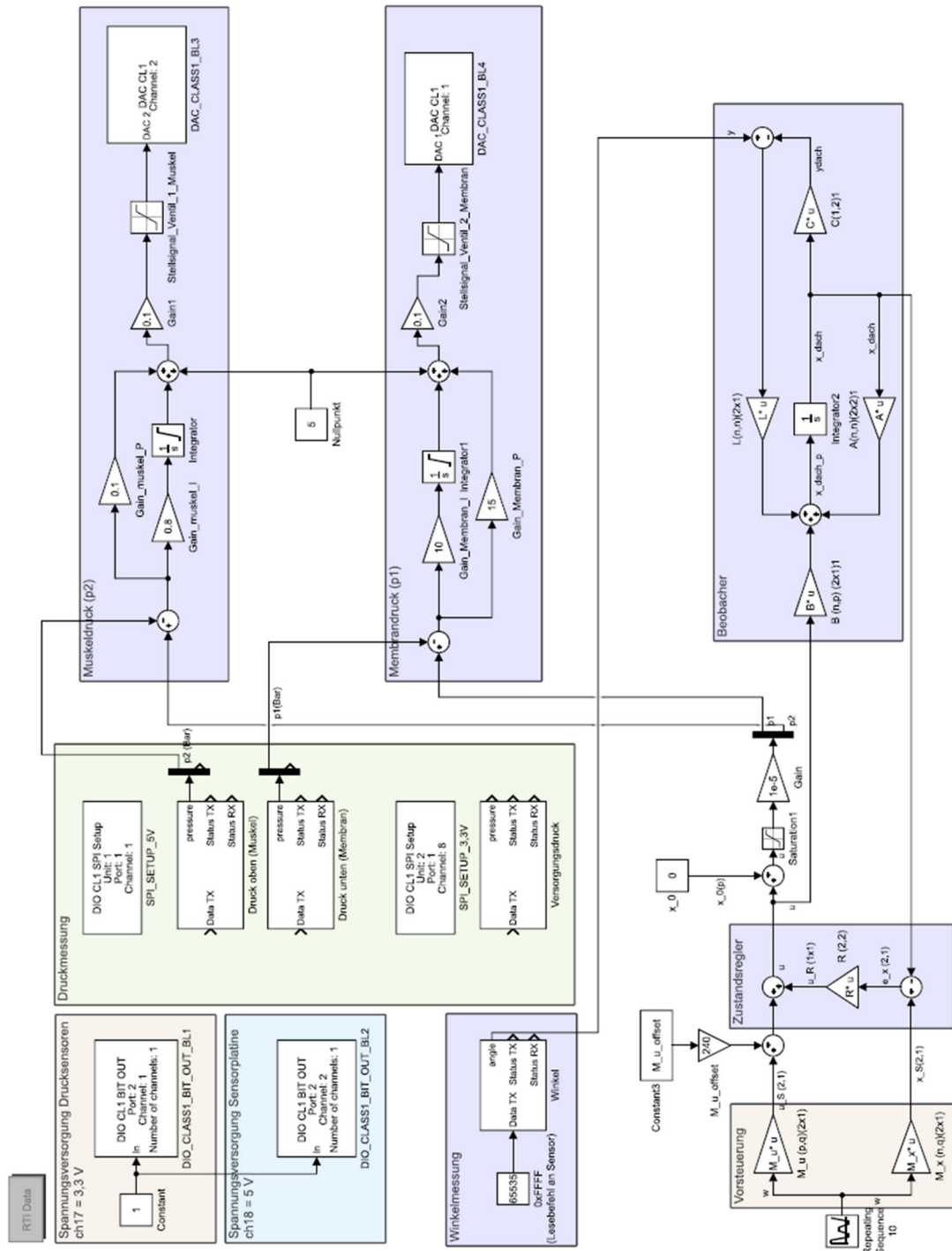


Abbildung 40 - Mehrgrößenregelung des Fluidgelenks

Die Mehrgrößenregelung ist der Eingrößenregelung durch die zusätzliche Anpassung des Membrandrucks überlegen. Sie ist Abbildung 40 zu entnehmen. Der Haftreibeffekt fällt dadurch geringer aus und die Bewegung wird somit dynamischer.

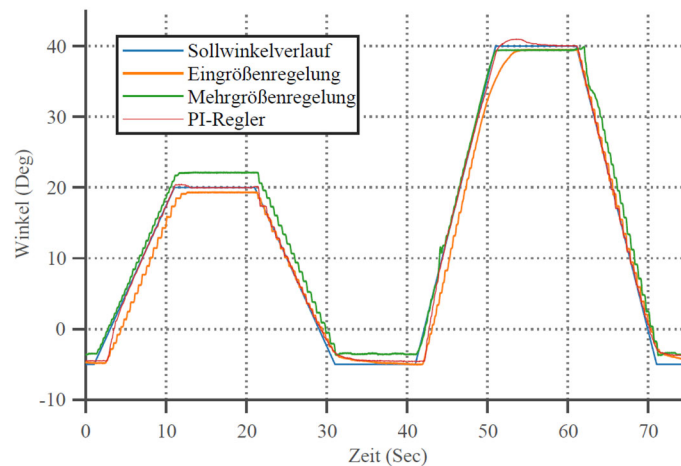


Abbildung 41 - Vergleich von Eingrößen-, Mehrgrößen- und PI-Regelung

Als Vergleich zu der entwickelten Eingrößen- und Mehrgrößenregelung wird ein PI-Regler für den Gelenkwinkel entworfen, der nach Ziegler-Nichols eingestellt wird [29, p. 483]. Abbildung 41 zeigt den Vergleich zwischen der Eingrößenregelung, der Mehrgrößenregelung und einer PI-Regelung mit  $K_P = 0$ ; 45 und  $K_I = 2$ . Hier wurde ein konstanter Streckdruck von 100 kPa vorgegeben, was zu einem Haftreibungseffekt führt.

Dies ist am stufenförmigen Verlauf des Gelenkwinkels zu erkennen. Außerdem kommt es beim PI-geregelten Gelenk zu einem Überschwingen des Gelenkwinkels, was für Robotik-Aufgaben nicht zulässig ist. Der Sollwinkel kann jedoch durch das Integrator-Glied sehr genau geregelt werden und weist keine bleibende Regeldifferenz auf.

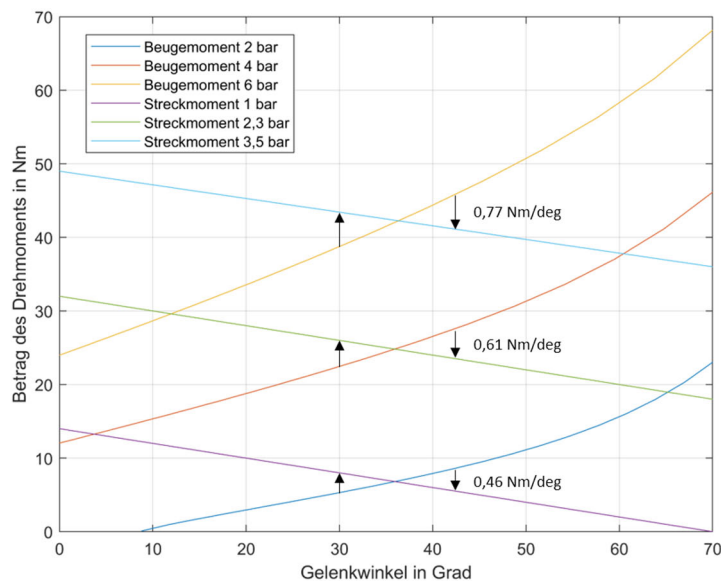


Abbildung 42 - Veranschaulichung von drei Paarungen an Beuge- und Streckdrücken, die beim selben Gelenkwinkel eine unterschiedliche Nachgiebigkeit erzielen

Für das Einbeziehen der Nachgiebigkeit in die Regelung wird ein Maß als Nachgiebigkeit definiert, und zwar der Winkelbereich, der mit einem gewissen Drehmoment durchlaufen werden kann. Je höher der Winkelbereich, desto weniger Kraft muss aufgebracht werden und desto weicher ist das Gelenk. Wie bereits im Antrag erwähnt, verfügt das Gelenk über eine natürliche Nachgiebigkeit, die sich durch die Kompressibilität der Luft in den beiden Druckbereichen des Gelenks, also dem Innenraum und dem Muskel, einstellt. Nachdem zur Einstellung eines Gelenkwinkels nur ein Aktor benötigt würde, kann die Nachgiebigkeit des Gelenks über den zweiten Aktor eingestellt werden. Um dies zu verdeutlichen, wurden in Abbildung 42 drei Paarungen aus jeweils Streck- und Beugedruck aufgetragen, die jeweils in einem Gelenkwinkel von  $36^\circ$  resultieren. Aufgetragen sind dabei die Verläufe der Momentenbeträge, da Streck- und Beugemoment unterschiedliche Vorzeichen tragen und man anhand des Betrags die Schnittpunkte der Verläufe die Gleichgewichtszustände des Gelenks sieht. Die Grundaussage des Diagramms ist, dass wenn Streck- und Beugedruck auf die Drücke 1 bar (Streck-

druck) / 2 bar (Beugedruck), oder 2,3 bar / 4 bar, oder 3,5 bar / 6 bar eingestellt werden, jeweils der Winkel von 36° erreicht wird. Dies ist daran zu erkennen, dass sich jeweils die beiden Kurven schneiden und somit betragsmäßig gleich sind. Da sie aber unterschiedliche Vorzeichen besitzen, heben sich die Drehmomente auf und das Gelenk erreicht einen stabilen Zustand, der sich ohne äußere Einwirkung bei diesen Drücken einstellt. Die Nachgiebigkeit repräsentiert in diesem Diagramm die Steigung der Kurven und hat nur im Schnittpunkt für beide Rotationsrichtungen den gleichen Betrag. Das Streckmoment verhält sich annähernd linear, weshalb es der Veranschaulichung halber als Gerade dargestellt wurde. Das Beugemoment hingegen folgt einer nichtlinearen, nicht zum Schnittpunkt symmetrischen Funktion. Hier wurden die Messwerte zur Veranschaulichung verwendet. Dies bedeutet, dass wenn man versucht das Gelenk zu öffnen, mehr Arbeit verrichtet werden muss, als wenn man versucht es wieder in die Ausgangslage zurückzubringen.

Die in der Abbildung 42 dargestellten Pfeile sollen dabei die Unterschiede in der Nachgiebigkeit zwischen den drei Szenarien veranschaulichen. Man kann an der nach unten hin abnehmenden Länge der Pfeile sehen, was die danebenstehenden, errechneten Werte quantifizieren. Wie man sieht, ist die Nachgiebigkeit bei geringen Drücken hoch und bei hohen Drücken geringer.

Da der Muskel genauer positioniert werden kann als die Membran, wurde deswegen der Ansatz entwickelt, dass die Einstellung des Gelenkwinkels vom Muskel übernommen werden soll und der Streckdruck die Nachgiebigkeit des Gelenks vorgibt.

### Regelung von Aufgaben mit Steuerung des Bedieners

Nachdem für die Regelung des Roboters bereits eine MicroLabBox von dSpace angeschafft wurde, konnte davon in diesem Arbeitspaket insofern davon profitiert werden, dass eine Anwenderoberfläche zur Interaktion und Verwaltung der ausgeführten Simulink-Modelle mitgeliefert wurde. Zunächst für Debugging- und Testzwecke wurde in der vorhandenen Oberfläche mit mitgelieferten UI-Bausteinen ein Interface geschaffen und kontinuierlich weiterentwickelt, bis der in Abbildung 43 dargestellte Stand erreicht wurde. Mit dieser Oberfläche ist es möglich, die Steuerung von Einzelaufgaben des Roboters durchzuführen, indem die einzelnen Freiheitsgrade individuell eingestellt werden können, und sich auch die zeitlichen Verläufe einzelner Größen anzeigen lassen. Somit sind auch die im Antrag aufgezählten Beispiele des Anhebens, Verfahrens oder Festhaltens eines Gegenstandes in bestimmten Positionen mit dieser Oberfläche und dem dazugehörigen Modell am Demonstrator umsetzbar.

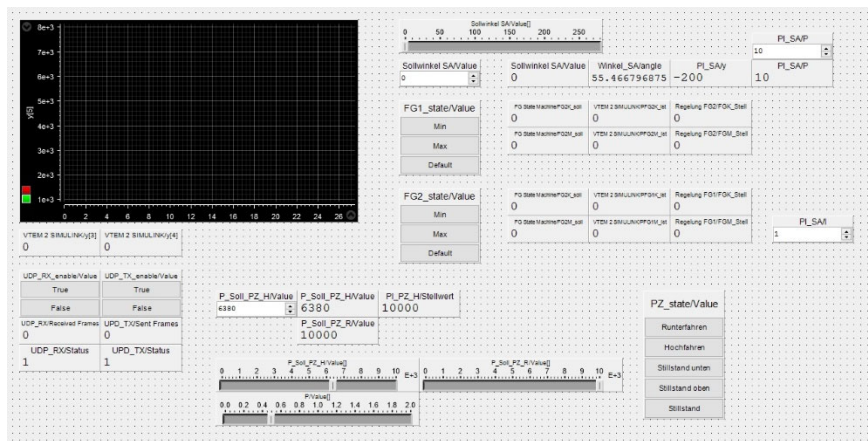


Abbildung 43 - Benutzeroberfläche zur Steuerung des Roboters durch den Bediener

Wie bereits erwähnt, dient die dSpace-Hardware und das dazugehörige Interface dazu, eigens entwickelte Simulink-Modelle auszuführen. Das Modell, welches das Gegenstück zur oben dargestellten Oberfläche bildet, ist in Abbildung 44 dargestellt. In der linken Hälfte befindet sich die eigentliche Regelung der einzelnen Antriebe, links und rechts flankiert durch die Blöcke, die die Kommunikation mit dem Motion Terminal, der Ventilinsel, an die die pneumatischen Antriebe angeschlossen sind, ermöglichen. So liefert „VTEM 2 Simulink“ alle Werte der Einzeldrücke zurück, während „Simulink 2 VTEM“ die errechneten Stellwerte so aufbereitet, dass sie per UDP-Protokoll an die Ventilinsel verschickt werden können. In der Mitte befinden sich im pinken Abschnitt alle Blöcke, die notwendig sind, um die UDP-Kommunikation zu ermöglichen, darunter befindet sich ein Bereich, in dem die an die MicroLabBox angeschlossenen Winkelsensoren mit Strom versorgt werden. Im rechten Teil sieht man die notwendigen Blöcke zur Kommunikation mit den Winkelsensoren, die an die MicroLabBox angeschlossen sind.

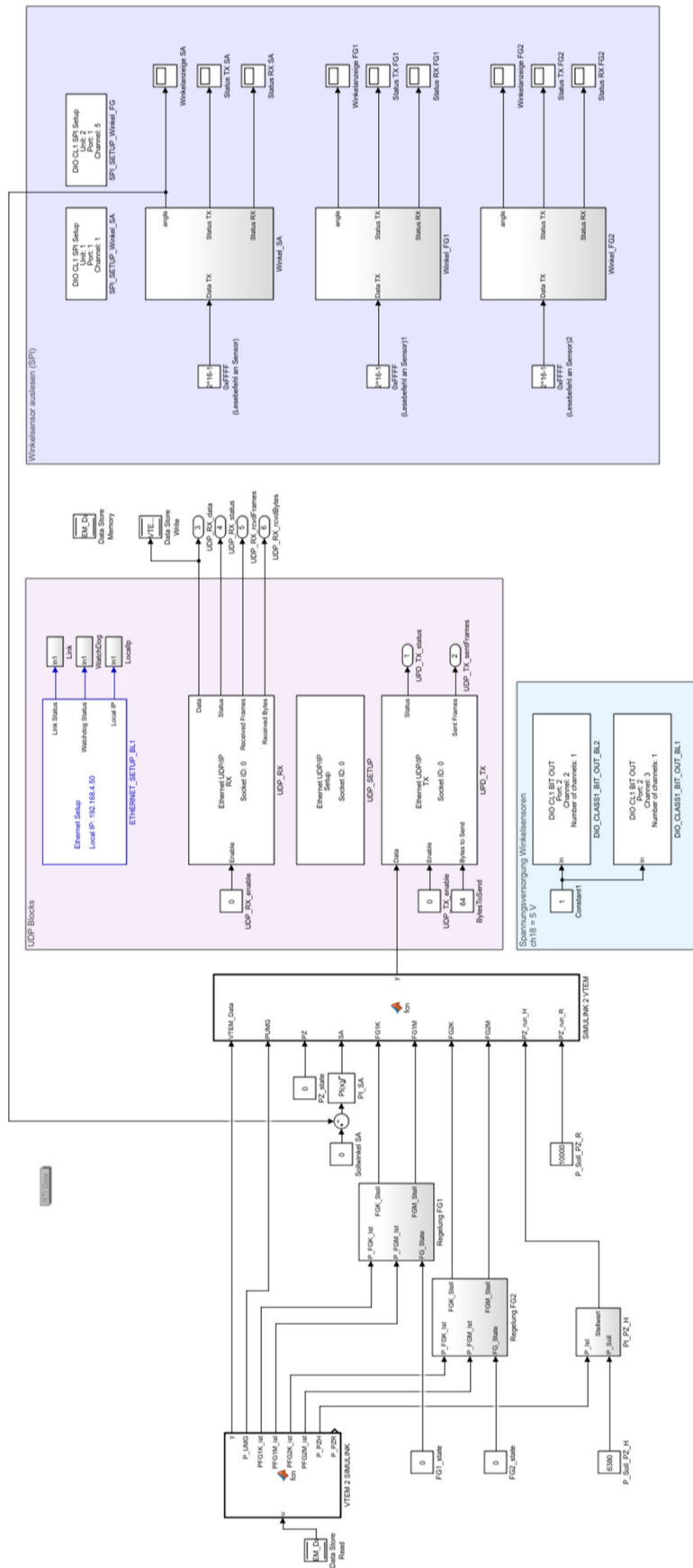


Abbildung 44 - Simulink-Modell zur Steuerung des Roboters durch den Bediener

### Regelung von Aufgaben aktiver Zu- und Mitarbeit des Roboters

In diesem Arbeitspaket sollte auf dem vorangegangenen Arbeitspaket das vorhandene Modell so erweitert werden, dass der Roboter selbstständige Arbeiten in einer Kollaboration tätigen kann. Dazu wurde das Modell so modifiziert, dass automatische Abläufe des Roboters definiert und ausgeführt werden können. In Abbildung 45 ist die entsprechend verschlankte Oberfläche zu sehen. Dies hat den Hintergrund, dass der Bediener möglichst einfach in die Lage versetzt werden soll, den Ablauf eines automatischen Programms zu starten. Darüber hinaus bietet eine Zustandsanzeige eine einfache Kontrollmöglichkeit, um zu sehen, in welchem Zustand sich der Roboterarm laut Programm befindet.

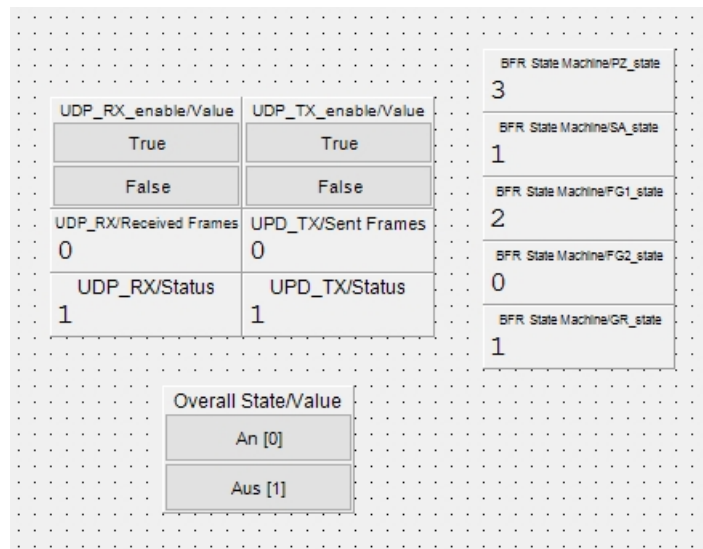


Abbildung 45 - Oberfläche zur Regelung von Aufgaben aktiver Zu- und Mitarbeit des Roboters

Abbildung 46 hingegen zeigt das zugrundeliegende Simulink-Modell. Man erkennt, dass es in großen Teilen deckungsgleich mit dem Modell aus dem Arbeitspaket „Regelung von Aufgaben mit Steuerung des Bedieners“ ist, was ja auch vorgesehen war. Die Änderungen beschränken sich dabei auf den linken Teil, also die Logik des Modells und nicht die Peripherie-Blöcke. Zunächst fällt auf, dass im unteren Bereich der linken Hälfte die notwendigen Blöcke zur Steuerung des Greifers ergänzt wurden. Der Greifer hat zwei separate Steuersignale, eins zum Öffnen und eins zum Schließen der Greifbacken. Diese werden von einem Signal gesteuert, eines von beiden wird lediglich vorher negiert, sodass beide Kanäle invertiert zueinander angesteuert werden.

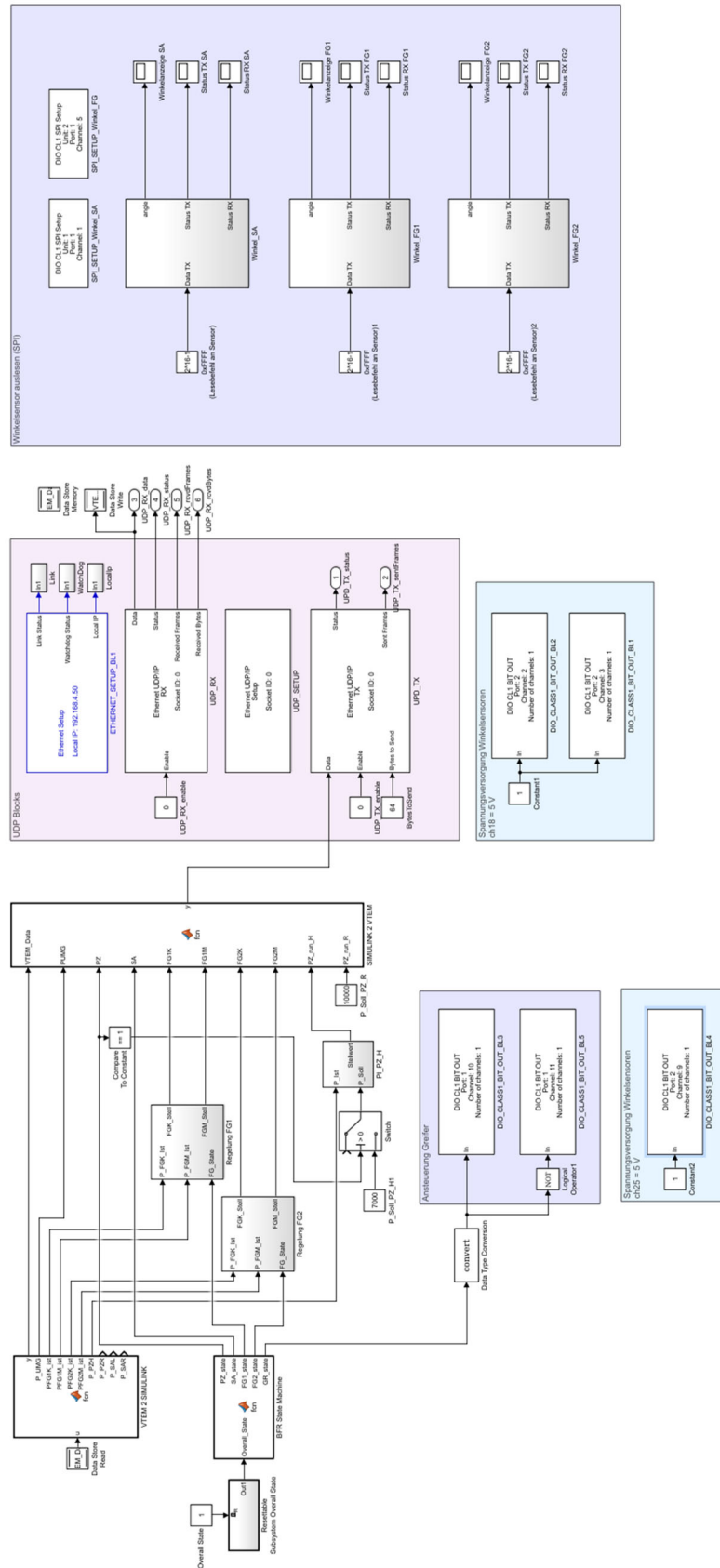


Abbildung 46 – Simulink-Modell zur Regelung von Aufgaben aktiver Zu- und Mitarbeit des Roboters



Eine weitere Änderung ist, dass aus Sicherheitsgründen für den Betrieb des Roboters im automatischen Betrieb der Schwenkbereich des Schwenkantriebs im Turm durch Anschläge so limitiert wurde, dass der Arm nicht über die Tischfläche hinaus schwenken kann. Es wurde daher in diesem Fall auf die Winkelregelung des Schwenkantriebs verzichtet.

Auch die Regelung des Pneumatik-Zylinders wurde verbessert, sodass dieser optimierte Verfahrensgeschwindigkeiten aufwies, nachdem sich herausstellte, dass sich die Führungen des Turms unter Last verklemmen können und dies aber durch die Anpassung der Regelung teilweise kompensiert werden kann.

Die zentrale Änderung zur Befähigung des Roboters zu automatischen Abläufen ist ein in Form eines MATLAB-Skriptes programmierter Zustandsautomat. Ein Zustandsautomat sorgt, wie der Name schon sagt, für den kontrollierten Wechsel zwischen definierten Zuständen, oder in unserem Fall Posen des Roboters. Man kann also einfach eine Reihe von Zuständen definieren und diese in der gewünschten Reihenfolge durchlaufen lassen. Der Zustandswechsel wird dabei durch die Regelung der Einzelgelenke kontrolliert. Abbildung 47 veranschaulicht den Code eines solchen Zustands.

```
case 0 %Greifer offen
    PZ_state = 3; %Stillstand unten
    SA_state = 1; %links
    FG1_state = 2; %Muskel
    FG2_state = 0; %Ruhezustand
    GR_state = 1; %offen
    pause(5);
```

Abbildung 47 - Beispiel für einen einzelnen Zustand des Zustandsautomaten

Auf den umgesetzten Anwendungsfall, die Zureichung eines Elektromotors bei der Montage einer Motor-Getriebe-Einheit, welcher mit dieser Regelung umgesetzt wurde, wird im folgenden Arbeitspaket noch weiter eingegangen.

## AP4 Aufbau und Test des Gesamtsystems

### Aufbau eines Demonstrators für ein Gesamtsystem

Wie bereits im Arbeitspaket „Optimierung des Gelenkroboterkonzepts bzgl. Leichtbau und Dynamik“ ausführlich erläutert, fand eine gemeinsame Konzeptauswahl mit den Projektpartnern statt, da eine konzeptionell untersuchte SCARA-Kinematik vielversprechend aussah.

Basierend auf diesem Konzept wurde die Konstruktion finalisiert. Den finalen Stand des entsprechenden CAD-Modells stellt Abbildung 48 dar.

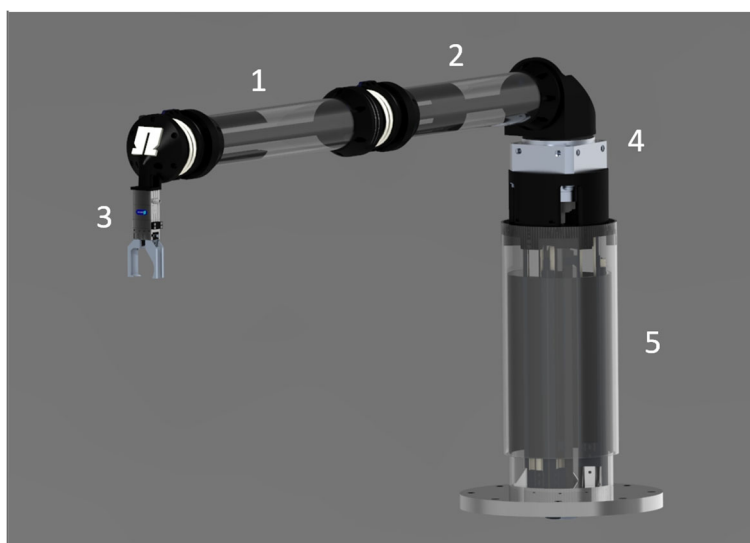


Abbildung 48 - Finaler Stand des CAD-Modells des BioFlexRobot

Im Folgenden soll noch einmal kurz auf die Unterbaugruppen eingegangen werden und gegebenenfalls auf die Kapitel mit ausführlicher Beschreibung verwiesen werden.

Die zwei Segmente (in Abbildung 48 Nr. 1 und 2) mit den Fluidgelenken, die den Ausleger darstellen, wurden im Arbeitspaket „Konstruktion des Gelenkmechanismus in der x-y-Ebene“ genauer erläutert.

Als Werkzeug wurde für den BioFlexRobot der Greifer EGP-40 der Firma Schunk [30] ausgewählt (Nr. 3), welcher im Hinblick auf den Einsatz in Kollaborationsszenarien von der Fa. Schunk entwickelt wurde, und sich somit sehr stark anbot. Er erfüllt mit einer Maximalkraft von 140 N auch den geforderten Wert der DIN ISO/TS 15066 für Kontaktkräfte im Hand- und Fingerbereich. Er ist in Abbildung 49 noch einmal separat dargestellt.



Abbildung 49 - Greifer EGP-40 der Firma Schunk [30]

Die letzten beiden Ziffern in Abbildung 48, der Schwenkantrieb (4) und die Z-Translationseinheit bestehend aus Pneumatik-Zylinder und Führungen (5), bilden den Turm.

In Abbildung 50 ist der Aufbau des Turms im Teilschnitt dargestellt. Im Zuge der Vorgabe, dass der Aufbau möglichst einfach, komponentenarm, günstig sein soll und aus möglichst vielen Standardkomponenten bestehen sollte, wurde der Turm aus konventionellen Schwerlast-Schubbladenführungen (6) und einem Standard-Pneumatik-Zylinder der Firma Festo (5) aufgebaut. Montiert wurden die Führungen an Vierkant-Profilen (7), wobei die oberen Enden an einer Krone (4) befestigt wurden, welche wiederum an dem Ende der Zylinderkolbenstange befestigt wurde. Auf diese Krone wurde der Schwenkantrieb über eine Halterung (3) aufgesetzt. Am Abtrieb des Schwenkantriebs (2) wurde der Ausleger über einen Winkel (1) befestigt.

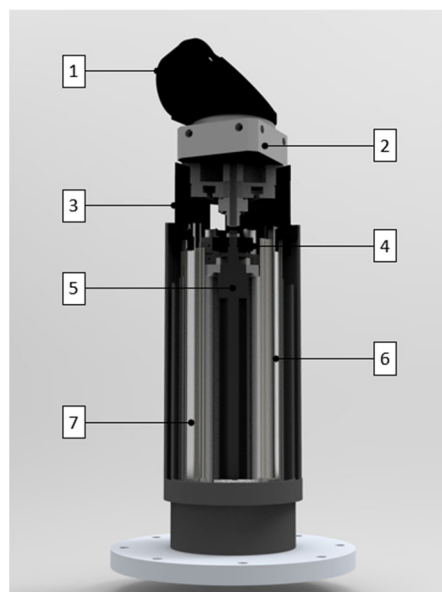


Abbildung 50 - Innerer Aufbau des Turms

Ein Foto des finalen Aufbaus des Demonstrators ist in Abbildung 51 zu sehen, hier schon auf einem mobilen Montagearbeitsplatz montiert.



Abbildung 51 – Finaler Aufbau des Demonstrators

Da im Labor der ursprünglich angedachte Anwendungsfall (Abbildung 6) aus Platzgründen nicht aufgebaut werden konnte, um das BioFlexRobot Konzept zu evaluieren, wurde ein Montagearbeitsplatz entworfen, in den der BioFlexRobot eingesetzt werden kann. Der Montagearbeitsplatz wurde so konfiguriert, dass mit einfachen Mitteln ein Kollaborationsszenario durchgeführt werden kann. Hierbei handelt es sich um einen Handmontagearbeitsplatz, an dem Kleingetriebe montiert werden. Der BioFlexRobot reicht in diesem Fall der Werkerin die Elektromotoren zu Adaption an das vormontierte Gehäuse. Dieser ist in Abbildung 52 zu sehen. Es wurde mit der Installation eines Monitors auch ein Werker-Informationssystem in Anlehnung an die wissenschaftliche Arbeit von Lušić [31] vorbereitet, auf dem ein vorbereitetes Video die Arbeitsschritte visualisiert.



Abbildung 52 - Augenblick der Motor-Übergabe von BioFlexRobot zu Werkerin im Anwendungsszenario

Dieser Montageprozess bildet eine gute Zusammenstellung aus Aufgaben, für die der Mensch prädestiniert ist und Aufgaben, bei denen der Roboter unterstützen kann. Zur Evaluation des Roboters wurde die Aufgabenteilung so vorgenommen, dass der Mensch die Einsetz- und Montageaufgaben übernimmt und der Roboter den Elektroantrieb zureicht. Dieser besitzt zwar nur ein Gewicht von 500 g, wenn man dieses Gewicht über den Verlauf einer oder mehrerer Schichten ständig aus einer Kiste entnehmen müsste, so würde dies in dem Ablauf definitiv die größte körperliche Belastung darstellen. Auf der anderen Seite ist dies als sogenannte Zureichungsaufgabe prädestiniert für die Umsetzung mit einer SCARA-Kinematik, da der Roboterarm nur zwischen zwei Positionen in der Ebene hin und her pendeln muss und an den Endpositionen lediglich auf- und abfahren muss, um den Elektromotor an einer Stelle aufzunehmen und an der anderen an den Menschen zu übergeben.

### Ermittlung der Leistungsgrenzen

Der Arbeitsraum lässt sich aus dem CAD-Modell ermitteln. Dieser ist in Abbildung 53 dargestellt. Der Roboter verfügt durch den Pneumatik-Zylinder einen Hub von 35 cm. Die Fläche, die in der Ebene abgedeckt werden kann, ist kreisringförmig, wobei der äußere Durchmesser 2,42 m und der innere 1,77 m beträgt. Zur besseren Veranschaulichung wurde dieser Arbeitsbereich schematisch angedeutet und die Längen der einzelnen Segmente dargestellt. Diese Längen beziehen sich immer auf die Abstände zu den Drehachsen, bzw. im Fall des Greifer-Segments auf den sogenannten „Tool Center Point“ (TCP).

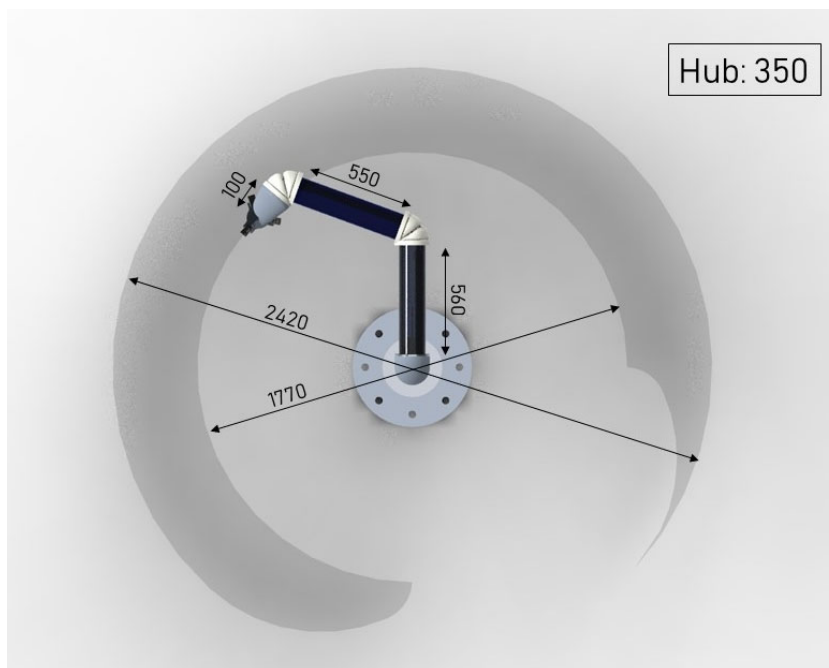


Abbildung 53 - Schematische Darstellung des Arbeitsraums

Die Traglast wurde experimentell ermittelt und bis maximal 3 kg getestet. Der Grund für die reduzierte Traglast lag darin, dass eine Vielzahl an 3D-Druck-Teilen aus Kunststoff eingebaut wurde. In einem Aufbau mit konventionell gefertigten Komponenten sind allerdings deutlich höhere Lasten denkbar.

Die Reichweite wurde am Demonstrator nachgemessen und beträgt 1210 mm.

Die Anzahl der Freiheitsgrade ergibt sich aus dem Konzeptaufbau.

Der rein elektrische Leistungsbedarf wurde am Stecker der Steckdosenleiste gemessen, an welche alle elektrischen Abnehmer angeschlossen wurden. Über diesen wurden 62W im Betrieb aufgenommen, wobei davon 49W die Regelungshardware ausmacht und 13W das Motion Terminal VTEM, also die Ventilinsel. Dies ist bei einem pneumatischen Roboter allerdings nur die Hälfte der Wahrheit, da die Erzeugung der Druckluft auch Energie verbraucht. Um dennoch einen Leistungsbereich angeben zu können wurden Berechnungen mit zwei Szenarien angestellt, wobei einmal ein Industrie-Schraubenkompressor und einmal ein dedizierter, deutlich kleinerer Kolbenkompressor als Druckluft-Quelle herangezogen wurden. Aus diesem Szenario ergab sich eine Bandbreite der Leistungsaufnahme für die Kompressoren von 400W bis 700W. Hier ist anzumerken, dass kleineren Kompressoren, bedingt durch den schlechteren Wirkungsgrad, mehr Leistung aufnehmen.

Das Durchflussvolumen wurde mit Hilfe eines Festo-Volumenstrom-Sensors vom Typ SFAH [32] messtechnisch ermittelt und beläuft sich auf 80 slpm (Standardliter pro Minute). Dieser Wert ist deshalb so hoch, da bei einer Vollstreckung der beiden Gelenke der komplette Innenraum mit Druck geflutet wird, welcher ein hohes Volumen besitzt. Diese muss bei der Rückkehr zu Ursprungsposition abgeblasen werden und geht damit verloren. Hier sind aber für den späteren Serieneinsatz Rückführungskonzepte denkbar, mit denen das notwendige Luftvolumen reduziert werden kann.

Nachdem es sich hier um ein Soft-Robotik-System handelt, sind keine exakten Werte für die Wiederholgenauigkeit im Gegensatz zu den konventionellen Gelenkrobotern zu erwarten. Zudem hat der BioFlexRobot noch keinen Serienstand.

Der verwendete Winkelsensor der drei Rotationsantriebe in der Ebene besitzt eine Auflösung von  $0,1^\circ$ . Im Zusammenspiel mit dem Schwenkradius von 1,2 m ergibt sich eine rechnerischen Positionsunsicherheit von 2 mm. Eine zweite Einschränkung ist der Stick-slip-Effekt in den Schwenkantrieben, welcher für eine weitere Ungenauigkeit sorgt. Dies hat zu Folge, dass sich für den Demonstrator eine Wiederholgenauigkeit von ca. 10 mm ergibt. Durch den Einsatz einer genaueren, mit der aus konventionellen Robotersystemen vergleichbaren Sensorik und der Optimierung der Lagerung kann dieser Wert weiter verbessert werden.

Die realisierbaren Verfah-Winkel lassen sich wieder aus dem Konzept, bzw. aus den Komponenten direkt ablesen. Die zugehörigen Geschwindigkeiten wurden wiederum experimentell ermittelt, wobei jeweils die maximal mögliche Bewegung durchgeführt wurde und dabei die Zeit gestoppt wurde.

Das Gewicht wurde per Waage ermittelt und entspricht 29,4 kg. Dabei entfallen 5,7 kg auf den Ausleger und 23,7 kg auf den Turm. Von diesen 23,7 kg sind allein 7,1 kg der Bodenplatte zur Verschraubung zuzurechnen.

In Tabelle 6 sind die Leistungsdaten nochmal zusammengestellt. Die aufgeführten Merkmale orientieren sich an den Datenblättern konventioneller Industrieroboter.

Tabelle 6 - Leistungsdaten des Demonstrators

<b>Allgemeines</b>		
Traglast	~ 3 kg	
Reichweite	1210 mm	
Freiheitsgrade	4	
<b>Versorgung</b>		
Nenn-Anschlussspannung	230V	
Leistungsaufnahme ohne Druckluftversorgung	62 W	
Leistungsaufnahme für Druckluftversorgung	400 bis 700 W	
Durchflussvolumen	80 slpm	
Versorgungsdruck	6 bar	
<b>Bewegung</b>		
Wiederholgenauigkeit	~ 10 mm	
<i>Achsdaten/ Bewegungsbereich</i>	<i>Bewegungsbereich</i>	<i>Maximalgeschwindigkeit</i>
Gelenk 1 / Z-Translation	350 mm	250 mm/s
Gelenk 2 / Schwenkantrieb Ausleger	270°	200 °/s
Gelenk 3 / Fluidgelenk 1	70°	77 °/s
Gelenk 3 / Fluidgelenk 2	70°	77 °/s
<b>Physis</b>		
Fußabdruck	350 mm	
Materialien	ABS, Acrylglas, Aluminium, Stahl	
Gesamtgewicht	29,4 kg	

## Evaluation und Vergleich von BioFlexRobot mit bisherigen Systemen

Der Vergleich des BioFlexRobot wurde mit verschiedenen Robotersystemen durchgeführt. Auf der einen Seite wurden gängige elektrische Robotersysteme mit serieller Kinematik gewählt, in diesem Fall das Modell iiwa der Firma KUKA [33], das Modell UR5e der Firma Universal Robotics [34], sowie das Modell Panda der Firma Franka Emika [35]. Nachdem dies zu einem reinen Vergleich eines pneumatischen Demonstrators zu auf dem Markt verfügbaren Systemen geführt hätte, wurden auch pneumatische Systeme in Betracht gezogen. Diese stellen allesamt Forschungsergebnisse dar, da es keine auf dem Markt verfügbaren pneumatischen Robotersysteme gibt. Bei dem ersten System handelt es sich um BioRob-X4 [36], eine Ausgründung basierend auf einem Forschungsprojekt, welches die Freiheitsgrade über Seilzüge bewerkstelligt. BROMMI:TAK [37] ist das Ergebnis eines Forschungsprojekts, bei welchem nach dem Vorbild eines Elefantenrüssels eine Delta-Kinematik, basierend auf den fluidischen Muskeln von Festo, entwickelt wurde. Bei dem Robotersystem DFKI COMPI [38] handelt es sich wiederum um eine elektrische Kinematik, die aber ebenfalls einem Forschungsprojekt entstammt.

An dieser Stelle sei noch auf die bionischen Robotersysteme BionicSoftArm [39], BionicCobot [40] und den Bionischen Handlings-Assistent [41] der Firma Festo verwiesen, die allesamt pneumatische Roboterkinematiken darstellen, jedoch lediglich vorgestellt wurden und zu denen keine ausführliche Dokumentation zur Verfügung steht. Der BionicSoftArm verfügt über bis zu 7 Freiheitsgrade, eine maximale Gesamtlänge von 1,05 m und eine Wiederholgenauigkeit von 5 mm, der BionicCobot über 7 Freiheitsgrade und eine Genauigkeit von 1 mm.

Die Vergleichswerte sind Tabelle 7 zu entnehmen.

Die Traglast des BioFlexRobot liegt im Vergleich mit den anderen, kommerziell verfügbaren Robotersystemen im unteren Bereich. Blendet man jedoch die marktreifen Lösungen aus, so besitzt der BioFlexRobot gemeinsam mit dem BROMMI:TAK den Spitzenwert und liegt sogar auf Niveau eines Franka Emika Pandas.

Die Reichweite des BioFlexRobot ist im Vergleich am höchsten, wobei man auch darauf hinweisen muss, dass dies nicht nur ein Vorteil ist, da durch die geringen Winkel in den Fluidgelenken mit dem BioFlexRobot nicht in der direkten Umgebung seines Fußpunktes arbeiten kann.

Mit der Zahl der Freiheitsgrade ordnet sich der BioFlexRobot im hinteren Bereich an. Mit Ausnahme des BioRob-X4 haben alle anderen Systeme mehr Freiheitsgrade. Dieser Nachteil wurde jedoch zum Teil durch die SCARA-Kinematik ausgeglichen, außerdem schränkt es zwar das mögliche Spektrum an Einsatzszenarien ein, spielt wiederum jedoch im Kernspektrum des Pick & Place sowie der Zureichung eine untergeordnete Rolle. Allgemein betrachtet ist ein Vergleich der Freiheitsgrade nur eingeschränkt sinnvoll, da sie vom Anwendungsfall abhängt. Natürlich führt eine hohe Anzahl an Freiheitsgraden im Allgemeinen aber auch zu einer größeren Einsatzbreite.

Die anteilige Einberechnung der Leistungsaufnahme eines Kompressors führt zu dem hohen Gesamtwert der Leistungsaufnahme, der im Vergleich hoch wirkt. Es muss aber auch gesehen werden, dass der Vergleich zwischen den Systemen hier eine hohe Unsicherheit aufweist, da den Systemen auch unterschiedliche Berechnungen zugrunde liegen. So wurde bei den Angaben der anderen Systeme meist die Peripherie nicht miteinberechnet.

Die Wiederholgenauigkeit des Roboters ist am ungenauesten unter allen verglichenen Robotersystemen. Dies ist in erster Linie eine Folge der eingesetzten Pneumatik. Es war von vornherein klar, dass eine pneumatische Lösung nicht genauer sein kann als eine elektrische, und es wurde auch damit gerechnet, dass man hier Abstriche machen muss. Dies beeinflusst natürlich das potenzielle Aufgabenspektrum, aber auch hier wirkt sich die geringe Genauigkeit kaum auf das angestrebte Szenario der Zureichung von Bauteilen aus.

Der Bewegungsbereich der Einzelachsen fällt im Vergleich zu den industriellen Lösungen ebenfalls kleiner aus, bei den Robotersystemen aus der Forschung ließen sich diesbezüglich keine Werte ermitteln.

Bei den Geschwindigkeiten verhält es sich ähnlich, auch hier liegen nur Geschwindigkeiten elektrischer Lösungen mit Marktreife vor. Es besteht jedoch die Möglichkeit, gewisse Bewegungen in einer vergleichbaren Geschwindigkeit auszuführen, da die Schwenkbewegung durch den Schwenkantrieb, sowie die Hubbewegung durch den Turm in hoher Geschwindigkeit (über 2 m/s) durchgeführt werden können.





Das Gewicht des BioFlexRobot ist mit Abstand am höchsten. Hier muss allerdings erwähnt werden, dass allein die Bodenplatte mit 7,1 kg einen erheblichen Anteil am Gesamtgewicht einnimmt. Diese wurde nicht optimiert, da zunächst sichergestellt werden sollte, dass der Aufbau zuverlässig angebunden ist und könnte in Zukunft deutlich reduziert werden. Das für Sicherheitsbetrachtungen relevantere Gewicht sind die 5,7 kg des Auslegers, der Kinematik-bedingt die hauptsächlich wichtige bewegte Masse darstellt, da allein diese sich auf den Menschen zu-, oder von ihm wegbewegt. In kombinierten Bewegungen mit dem Turm kann die effektiv bewegte Masse höher sein, jedoch stellt die Masse des Turms bei genügend Abstand zwischen Tischebene und Ausleger keine Gefahr dar.

Im Wesentlichen werden die möglichen Anwendungsgebiete des entwickelten Robotersystems in diesem Demonstrator-Stadium durch die im Vergleich zu marktreifen Systemen geringe Traglast und die geringe Genauigkeit eingeschränkt. Diese Nachteile fallen aber zum Beispiel bei Zureichungs- oder Halteaufgaben kaum ins Gewicht. Verallgemeinert eignet sich der BioFlexRobot insbesondere bei Aufgaben, in denen die genannten Nachteile durch den Menschen kompensiert werden können. In einem gewissen Rahmen ist auch der Einsatz bei Pick & Place Aufgaben und als Montagehelfer denkbar.

Ein weiterer Vorteil des BioFlexRobot ist der exoskeletale Aufbau, sodass er sich durch entsprechende Anpassung an die Gegebenheiten auch für den Einsatz in ATEX-Bereichen sowie der Lebensmittelindustrie eignet.

## 6. Literatur

- [1] Industrieroboter Sicherheitsanforderungen, DIN EN ISO 10218.
- [2] Die neue EG-Maschinenrichtlinie 2006/42/EG, 2006/42/EG, 2006.
- [3] Bosch Rexroth AG, Bosch Rexroth stellt kollaborativen Roboter auf KUKA-Basis vor | Bosch Rexroth Deutschland. [Online]. Available: [https://dc-de.resource.bosch.com/media/de/press\\_release\\_1/2018\\_8/april\\_17/PI\\_009\\_18\\_APAS\\_de.pdf](https://dc-de.resource.bosch.com/media/de/press_release_1/2018_8/april_17/PI_009_18_APAS_de.pdf) (accessed: March 2 2023).
- [4] ABB Asea Brown Boveri Ltd, SoftMove - ABB Robotics - Machine Tending Software - ABB Robotics (Application Software). [Online]. Available: <https://new.abb.com/products/robotics/application-software/machine-tending/softmove> (accessed: March 2 2023).
- [5] VDI 6220 Blatt 1, 2012.
- [6] S. Landkammer, "Grundsatzuntersuchungen, mathematische Modellierung und Ableitung einer Auslegungsrichtlinie für Gelenkantriebe nach dem Spinnenbeinprinzip," FAU University Press, 2019.
- [7] S. Landkammer and R. Hornfeck, Eds., A novel bio-inspired fluidic actuator for robotic applications, 2014.
- [8] R. Hornfeck, P. Heß, S. Landkammer, and F. Winter, "Abschlussbericht Entwicklung eines neu-artigen Spinnenroboters mit hydraulischen Aktuatorbeinen nach biologischem Vorbild und intuitiver Roboterbedienung - „OHM-Krabbler", bionicum Nürnberg, Technische Hochschule Nürnberg, 2019.
- [9] DIN ISO/TS 15066:2017-04, Roboter und Robotikgeräte\_ - Kollaborierende Roboter (ISO/TS\_15066:2016).
- [10] F. Iida and C. Laschi, "Soft Robotics: Challenges and Perspectives," *Procedia Computer Science*, vol. 7, pp. 99–102, 2011, doi: 10.1016/j.procs.2011.12.030.
- [11] D. Schumann, "Alles im Griff - SHL Automatisierung," *Polysurfaces*, no. 06, online, 2012. [Online]. Available: <https://www.polymedia.ch/de/alles-im-griff/> (accessed: March 2 2023).
- [12] Festo-GmbH, Ed., Bionischer Handling-Assistent. Esslingen. Accessed: Dec. 14 2014. [Online]. Available: [http://www.festo.com/net/SupportPortal/Files/42049/Brosch\\_FC\\_BHA\\_3\\_0\\_DE\\_lo.pdf](http://www.festo.com/net/SupportPortal/Files/42049/Brosch_FC_BHA_3_0_DE_lo.pdf) (accessed: March 2 2023).
- [13] I. Gaiser, R. Wiegand, O. Ivlev, and S. Schulz, Eds., Smart Actuation and Sensing Systems: 22 - Compliant Robotics and Automation with Flexible Fluidic Actuators and Inflatable Structures: INTECH open science, 2012. [Online]. Available: [http://cdn.intechopen.com/pdfs/40057/InTech-Compliant\\_robotics\\_and\\_automation\\_with\\_flexible\\_fluidic\\_actuators\\_and\\_inflatable\\_structures.pdf](http://cdn.intechopen.com/pdfs/40057/InTech-Compliant_robotics_and_automation_with_flexible_fluidic_actuators_and_inflatable_structures.pdf) (accessed: March 2 2023).

- [14] D. Pescovitz, "Robots That Show Their Softer Side," Bloomberg Businessweek, 14 Aug., 2014. <http://www.businessweek.com/articles/2014-08-21/soft-robotics-research-snuggle-against-the-machine>
- [15] O. Ivlev and A. Schöne, "BMBF-Verbundprojekte PortaSOR und KoBSAR: Systemtechnische Lösungen mit elastisch nachgiebigen Gelenken für benutzer-kooperierende Roboter und medizintechnische Geräte," Projektbericht, Forschungsgesellschaft FWBI Bremen, Feb. 2008. Accessed: Nov. 10 2012.
- [16] I. Boblan, A. Schulz, and B. Bertrand, Eds., A Compliant Lightweight Universal Joint Cascadable to a Multijoint Kinematics - Tripedale Alternanzkaskade, TAK: Bildquelle - [www.biorobotiklabor.de](http://www.biorobotiklabor.de), 2013.
- [17] S. Lang, T. Spangler, S. Landkammer, R. Valek, R. Hornfeck, and M. Koch, "Konzeption und Aufbau eines mit fluidischen Muskeln angetriebenen Roboterarms," Projektbericht - unpubliziert, 3D-Visualisierungszentrum, Technische Hochschule - Georg Simon Ohm, Nürnberg, 30.2014. Accessed: Dec. 16 2014.
- [18] C.-P. Chou and M. Hannaford, "Measurement and Modeling of McKibben Pneumatic Artificial Muscles," IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol. 12, no. 1, pp. 90–102, 1996. [Online]. Available: <https://ieeexplore.ieee.org/document/481753> (accessed: March 2 2023).
- [19] S. Landkammer and R. Hornfeck, "Drehantrieb - Deutsche Patentanmeldung," Deutschland DE10 2013 114660.0.
- [20] S. Landkammer and R. Hornfeck, "Drehantrieb - Europäische Patentanmeldung," Europa EP14197579.7.
- [21] B. Siciliano, L. Sciavicco, L. Villani, G. Oriolo, Robotics, Modelling, Planning and Control, 2009, Springer-Verlag London Limited, pp. 58-65
- [22] Festo AG & Co. KG, Schwenkantriebe DSM. [Online]. Available: [https://www.festo.com/cat/de\\_de/products\\_DSM?CurrentIDCode1=dsm-40-270-hd-a-b&CurrentPartNo=1369114](https://www.festo.com/cat/de_de/products_DSM?CurrentIDCode1=dsm-40-270-hd-a-b&CurrentPartNo=1369114) (accessed: March 2 2023).
- [23] W. Kaiser, Kunststoffchemie für Ingenieure: Von der Synthese bis zur Anwendung, 4th ed. München: Hanser, 2016.
- [24] Rapidobject, Datenblatt SLS-TPU-92A. [Online]. Available: [https://www.rapidobject.com/resdb/download/1/de/119/120/datenblatt\\_sls\\_tpu\\_182.pdf](https://www.rapidobject.com/resdb/download/1/de/119/120/datenblatt_sls_tpu_182.pdf) (accessed: Jan. 24 2020).
- [25] R. Krauter, Robotik - Der kluge Roboter gibt nach. [Online]. Available: [https://www.deutschlandfunk.de/robotik-der-kluge-roboter-gibt-nach.740.de.html?dram:article\\_id=330210](https://www.deutschlandfunk.de/robotik-der-kluge-roboter-gibt-nach.740.de.html?dram:article_id=330210) (accessed: March 2 2023).
- [26] B. Ostermann, "Entwicklung eines Konzepts zur sicheren Personenerfassung als Schutzeinrichtung an kollaborierenden Robotern," Universität Wuppertal, Fakultät für Maschinenbau und Sicherheitstechnik, 2018.
- [27] M. Huelke, "Kollaborierende Roboter – Zum Stand von Forschung, Normung und Validierung," in Schriftenreihe des Instituts ASER e.V, Forschungsbericht-Nr. 30, Sicherheitswissenschaftliches Kolloquium 2013 - 2014, R. Pieper, Ed., Wuppertal: Inst. ASER, 2014.
- [28] Festo AG & Co. KG, Datenblatt MPYE. [Online]. Available: [https://www.festo.com/cat/de\\_de/data/doc\\_de/PDF/DE/MPYE\\_DE.PDF](https://www.festo.com/cat/de_de/data/doc_de/PDF/DE/MPYE_DE.PDF) (accessed: March 2 2023).
- [29] P. J. Lunze, Systemtheoretische Grundlagen, Analyse und Entwurf einschleifiger Regelungen: Mit 426 Abbildungen, 77 Beispielen, 186 Übungsaufgaben sowie einer Einführung in das Programmsystem MATLAB, 12th ed. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2020.
- [30] SCHUNK GmbH & Co. KG, EGP Kleinteilegreifer. [Online]. Available: [https://schunk.com/shop/de/de/Greifsysteme/SCHUNK-Greifer/Parallelgreifer/EGP/c/PGR\\_1593](https://schunk.com/shop/de/de/Greifsysteme/SCHUNK-Greifer/Parallelgreifer/EGP/c/PGR_1593) (accessed: March 2 2023).
- [31] M. Lušić, "Ein Vorgehensmodell zur Erstellung montageführender Werkerinformationssysteme simultan zum Produktentstehungsprozess," Dissertation, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg; Meisenbach KG.
- [32] Festo AG & Co. KG, Durchflusssensoren SFAH. [Online]. Available: [https://www.festo.com/cat/de\\_de/products\\_SFAH](https://www.festo.com/cat/de_de/products_SFAH) (accessed: March 2 2023).

- 
- [33] KUKA AG, LBR iiwa. [Online]. Available: <https://www.kuka.com/de-de/produkte-leistungen/robotersysteme/industrieroboter/lbr-iiwa> (accessed: March 2 2023).
- [34] Universal Robots, Der UR5e Industrieroboterarm von Universal Robots. [Online]. Available: <https://www.universal-robots.com/de/produkte/ur5-roboter/> (accessed: March 2 2023).
- [35] Franka Emika, Der Franka Emika Roboter. [Online]. Available: <https://www.franka.de/de/> (accessed: March 2 2023).
- [36] M. Schweitzer, C. Trommer, A. Karguth, J. Kunz, T. Lens, and O. von Stryk, "Safe human inter-action with the compliant robot arm BioRob," in Proceedings of the 55th International Scientific Colloquium, 2010.
- [37] BROMMI: TAK - CoRoLab. [Online]. Available: [http://www.biorobotiklabor.de/hardware\\_brommi.html](http://www.biorobotiklabor.de/hardware_brommi.html) (accessed: March 2 2023).
- [38] Robotersystem: COMPI - Roboterarm mit nachgiebiger Regelung. [Online]. Available <https://robotik.dfki-bremen.de/de/forschung/robotersysteme/compi/> (accessed: March 2 2023).
- [39] Festo AG & Co. KG, BionicSoftArm. [Online]. Available: [https://www.festo.com/de/de/e/ueber-festo/forschung-und-entwicklung/bionic-learning-network/highlights-2018-2021/bionicsoftarm-id\\_68209/](https://www.festo.com/de/de/e/ueber-festo/forschung-und-entwicklung/bionic-learning-network/highlights-2018-2021/bionicsoftarm-id_68209/) (accessed: March 2 2023).
- [40] Festo AG & Co. KG, BionicCobot. [Online]. Available: [https://www.festo.com/de/de/e/ueber-festo/forschung-und-entwicklung/bionic-learning-network/highlights-2015-2017/bioniccobot-id\\_33294/](https://www.festo.com/de/de/e/ueber-festo/forschung-und-entwicklung/bionic-learning-network/highlights-2015-2017/bioniccobot-id_33294/) (accessed: March 2 2023).
- [41] Festo AG & Co. KG, Bionischer Handling-Assistent. [Online]. Available: [https://www.festo.com/de/de/e/ueber-festo/forschung-und-entwicklung/bionic-learning-network/highlights-2010-2012/bionischer-handling-assistent-id\\_33759/](https://www.festo.com/de/de/e/ueber-festo/forschung-und-entwicklung/bionic-learning-network/highlights-2010-2012/bionischer-handling-assistent-id_33759/) (accessed: March 2 2023).