



**School of  
Engineering**

## **Bachelorarbeit (MT)**

# Exoskelett zur Vermeidung der Fussheberparese

---

**Autoren**

Pascal Geitner  
Lukas Krähenbühl

---

**Hauptbetreuung**

Konrad Stadler  
Daniel Baumgartner

---

**Industriepartner**

IMS  
IMES  
Dept. G

---

**Datum**

07.06.2019

## Erklärung betreffend das selbständige Verfassen einer Bachelorarbeit an der School of Engineering

Mit der Abgabe dieser Bachelorarbeit versichert der/die Studierende, dass er/sie die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst hat. (Bei Gruppenarbeiten gelten die Leistungen der übrigen Gruppenmitglieder nicht als fremde Hilfe.)

Der/die unterzeichnende Studierende erklärt, dass alle zitierten Quellen (auch Internetseiten) im Text oder Anhang korrekt nachgewiesen sind, d.h. dass die Bachelorarbeit keine Plagiate enthält, also keine Teile, die teilweise oder vollständig aus einem fremden Text oder einer fremden Arbeit unter Vorgabe der eigenen Urheberschaft bzw. ohne Quellenangabe übernommen worden sind.

Bei Verfehlungen aller Art treten die Paragraphen 39 und 40 (Unredlichkeit und Verfahren bei Unredlichkeit) der ZHAW Prüfungsordnung sowie die Bestimmungen der Disziplinarmaßnahmen der Hochschulordnung in Kraft.

Ort, Datum:

Winterthur, 07.06.19

Unterschriften:

Lukas Krähenbühl

P. Gritner

Das Original dieses Formulars ist bei der ZHAW-Version aller abgegebenen Bachelorarbeiten zu Beginn der Dokumentation nach dem Titelblatt mit Original-Unterschriften und -Datum (keine Kopie) einzufügen.

## Zusammenfassung

Diese Bachelorarbeit beschreibt die Weiterentwicklung eines Prototyps einer mechanischen Knöchel-Fuss-Orthese (engl. Active Ankle-Foot Orthosis, kurz AAFO) für das Testen in einer vorklinischen Studie im Laborumfeld mit Probanden mit Fussheberparese (engl. Drop Foot). Die Arbeit baut auf zwei vorangegangene Arbeiten auf: Der Bachelorarbeit "Exoskelett zur Vermeidung des Foot-Drops" von Sandro Feuerstein und Emanuel Rüedi (Systemtechnik) und der kombinierten Projektarbeit „Entwicklung eines Exoskeletts zur Vermeidung des Foot Drops“ von Pascal Geitner und Lukas Krähenbühl der beiden Maschinentchnik Schwerpunkten System- und Automatisierungstechnik und Biomechanik. Bei der Pathologie des Drop Foots braucht es einen Mechanismus, der den Fuss aktiv beim Gehen unterstützt und den Bewegungsbereich des Sprunggelenks steuert. Somit werden Kollisionen des Vorfusses mit dem Boden minimiert oder gar vermieden. Für diese aktive Mobilisierung wurde in der ersten Arbeit ein erster Prototyp (V1) einer mit TSA (Twisted String Actuator) ausgestatteter AAFO entwickelt. Ein TSA ist ein Aktuatorprinzip, bei welchem ein String durch ein relativ geringes Drehmoment verdreht wird, womit sich dieser zusammenzieht und eine lineare Kraft erzeugt. Damit konnten jedoch nicht die gewünschten Kontraktionsgeschwindigkeiten erzeugt werden, die beim menschlichen Gang notwendig sind. Die zweite Arbeit beinhaltete deshalb die Überarbeitung des AAFO Konzepts und die Umsetzung in einen neuen Prototyp (V2). Das Testen dieser Version des Prototyps zeigte, dass das eigens dazu entwickelte Shaft TSA (kurz STSA) es zwar möglich machte, die Dynamiken zu erreichen, jedoch konnten die benötigten Kräfte zum Anheben des Fusses nicht erreicht werden. Ebenfalls entstanden bei längerem Tragen der Orthese starke Druckstellen. Im Fokus dieser Bachelorarbeit stand daher das Analysieren und anschließende Überarbeiten des Prototyps und die Entwicklung des finalen Prototyps (V3) zu Studienzwecken. Konkret sollte daher die Konstruktion und Regelungstechnik des STSAs so verbessert werden, dass genügend Kraft für das Anheben des Fusses übertragen werden kann und ein einfaches Anpassen an die individuellen Anforderungen der Probanden möglich wird. Darüber hinaus wurde die Steigerung der Ergonomie als Ziel definiert, was eine Umgestaltung des Orthesendesigns voraussetzte. Dabei sollten das bestehende Anzieh- und Fixationskonzept sowie das Reduzieren von Druckstellen im Vordergrund stehen. Im Rahmen dieser Arbeit konnte erfolgreich ein Prototyp V3 entwickelt und in einem Selbstversuch getestet werden. Im Versuch konnte validiert werden, dass das STSA über genügend Kraft verfügt, um den Fuss anzuziehen und bei einem konstanten Winkel zu halten. Ebenfalls wurde das Ergonomiekonzept von einer Testgruppe beurteilt. Dabei wurde die Orthese als bequem und nicht störend bewertet. Der Prototyp erfüllt damit die zwei wichtigsten Kriterien, um für die Probandenstudie freigegeben zu werden.

---

## Abstract

This bachelor thesis describes the further development of a prototype of a mechanical active ankle-foot orthosis (AAFO for short) for testing in a pre-clinical study in a laboratory environment with test persons with a drop foot. The work builds on two previous pieces of work: The bachelor thesis "Exoskeleton for avoiding foot drops" by Sandro Feuerstein and Emanuel Rüedi (systems engineering) and the combined project work "Development of an exoskeleton for avoiding foot drops" by Pascal Geitner and Lukas Krähenbühl, of the two machine engineering departments of system and automation engineering and biomechanics. The pathology of the drop foot requires a mechanism that actively supports the foot during walking and controls the movement of the ankle joint. Collisions of the forefoot with the ground are thus minimised or even avoided. For this active mobilisation, a first prototype (V1) of an AAFO equipped with TSAs (Twisted String Actuators) was developed in the first work. A TSA is an actuator principle in which a string is twisted by a relatively low torque, causing it to contract and generate a linear force. However, this did not produce the desired contraction speeds that are necessary for human gait. The second work therefore included the revision of the AAFO concept and its implementation in a new prototype (V2). Testing this version of the prototype showed that the specially developed Shaft TSA (STSA for short) made it possible to achieve the dynamics, but the forces required to lift the foot could not be achieved. Also, wearing the orthosis for a longer period of time resulted in strong pressure points. The focus of this bachelor thesis was therefore the analysis and subsequent revision of the prototype and the development of the final prototype (V3) for study purposes. In concrete terms, the design and control technology of the STSA was to be improved so that sufficient force for lifting the foot can be transmitted and simple adaptation to the individual requirements of the test persons is possible. In addition, the improvement of ergonomics was defined as a goal, which required a redesign of the orthosis design. Specifically, the existing tightening and fixation concept as well as the reduction of pressure points was therefore targeted. Within the scope of this work, a prototype V3 was successfully developed and tested in a self-experiment. In the test, it was possible to validate that the STSA has sufficient force to lift the foot and keep it at a constant angle. The ergonomics concept was also evaluated by a test group. The orthosis was evaluated as comfortable and not disruptive. The prototype thus meets the two most important criteria for approval for the trial study.

---



## Vorwort

Da unser beider Interesse der System- und Automatisierungstechnik und Biomechanik gilt, freuten wir uns sehr, dass wir die Projektarbeit als Bachelorarbeit weiterführen durften.

Die Arbeit war trotz einigen kleinen Schwierigkeiten und Verzögerungen überaus befriedigend, sowohl bezüglich des Themas als auch bezüglich unseres entwickelten Prototyps. Auch unsere Zusammenarbeit gestaltete sich harmonisch und es herrschte ein gutes Arbeitsklima.

An erster Stelle möchten wir unseren zwei Professoren danken, die unsere Arbeit betreut haben: Prof. Dr. Konrad Stadler und Prof. Dr. Daniel Baumgartner. Sie haben uns immer motiviert und Mut gemacht noch einen Schritt weiter zu gehen. Die wöchentlichen Inputs bei unseren Meetings haben wir sehr geschätzt.

Unser besonderer Dank gilt darüber hinaus Daniel Scherly und René Henke für das Helfen bei jeglichen Problemen bezüglich des elektronischen Aufbaus und die immer gute Ansprechpartner waren.

Gerne bedanken wir uns auch bei der Roman Weber GmbH in Tobel, für das zur Verfügung stellen von Maschinen und Material zur Konzeption unseres Prototyps.

An dieser Stelle möchten wir auch unseren Freundinnen Céline und Sereina für ihre Nachsicht bei langen Arbeitstagen danken. Speziellen Dank gilt Céline und Vreny für das Korrekturlesen unserer Arbeit und Judith für die vielen leckeren Mittagessen. Vielen Dank auch unseren Familien, Freunden und Klassenkameraden für ein offenes Ohr bezüglich unserer Arbeit.

In dieser Arbeit stecken eine Menge Herzblut und Energie von uns beiden und wir hoffen, dass unser Prototyp in der weiterführenden Studie ein gutes Resultat erbringt. Abschliessend wünschen wir Pedrin Denoth bei der Weiterführung seiner, auf dieser Arbeit basierenden Masterarbeit, viel Erfolg.

---

# Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	1
1.1	Ausgangslage .....	1
1.1.1	Ankle-Foot Orthosis (AFO).....	1
1.1.2	Active Ankle Foot Orthosis (AAFO).....	2
1.1.3	Twisted String Actuator (TSA).....	2
1.2	Entwicklungsziel Prototyp V3 .....	3
1.3	Anforderungsliste Prototyp V3.....	4
1.4	Review Prototyp V2 .....	9
1.4.1	Shaft Twisted String Actuator V1 (STSA) .....	10
1.4.2	Stützen.....	12
1.4.3	Gelenk .....	15
1.4.4	Sohle.....	17
1.4.5	Fusswinkelregelung.....	18
1.4.6	Gangphasenerkennung.....	19
2	Theoretische Grundlagen.....	21
2.1	Der Gang des Menschen.....	21
2.2	Pathologie der Fussheberparese (Drop Foot).....	22
2.3	Funktionelle Anatomie .....	24
2.3.1	Messung von anthropometrischen Daten.....	24
2.3.2	Messung der Fusshebekraft .....	25
2.3.3	Dynamik des Fusses beim Gehen .....	26
3	Methoden .....	29
3.1	Beschreibung der Vorgehensweise.....	29
3.2	Technische Randbedingungen .....	30
3.2.1	Berechnungsmodell .....	30
3.2.2	Abschätzung der Stringkontraktion .....	31
3.2.3	Abschätzung der Kontraktionsgeschwindigkeit.....	34
3.2.4	Abschätzung der Kontraktionskraft .....	35
3.2.5	Dimensionierung des Motors und der STSA Welle.....	37
3.3	Konzept des Prototyps .....	40
3.3.1	Morphologischer Kasten.....	40
3.3.2	Konzeptvarianten.....	47
3.3.3	Nutzwertanalyse .....	49
3.3.4	Variantenentscheid .....	50
3.4	Entwurf Prototyp V3 .....	51
3.4.1	Konstruktion.....	51

---

3.4.2	Regelung.....	62
3.5	Realisierung Prototyp V3 .....	77
3.5.1	Fertigung .....	77
3.5.2	Kostenrechnung für Fertigung.....	93
3.5.3	Einschätzung Serienreife .....	94
3.6	Testung Prototyp V3.....	95
3.6.1	Erste Testung mit Fokus auf die Ergonomie.....	95
3.6.2	Zweite Testung mit Fokus auf das Gesamtsystem .....	98
3.7	Risikoanalyse für Probandentest mit Fokus auf die Technik .....	103
4	Resultate.....	105
4.1	Übersicht .....	105
4.2	Stärken .....	106
4.3	Schwächen.....	107
5	Diskussion und Ausblick.....	110
6	Verzeichnisse .....	112
6.1	Literaturverzeichnis.....	112
6.2	Abbildungsverzeichnis .....	115
6.3	Diagrammverzeichnis.....	118
6.4	Tabellenverzeichnis.....	119
7	Anhang.....	120
7.1.1	Risikoanalyse.....	120
7.1.2	Kostenrechnung.....	125
7.1.3	Fertigungszeichnungen.....	126

# 1 Einleitung

## 1.1 Ausgangslage

Diese Bachelorarbeit (BA) ist die Weiterführung einer kombinierten Projektarbeit (PA) („Entwicklung eines Exoskeletts zur Vermeidung des Foot Drops“ von Pascal Geitner und Lukas Krähenbühl) der beiden Maschinentechnik Schwerpunkten System- und Automatisierungstechnik (SYAT) und Biomechanik (BME) (weitere Details können dem Abschnitt 1.2 entnommen werden). Basis der PA wiederum bildete ein erster Prototyp (V1), der im Rahmen der Bachelorarbeit „Exoskelett zur Vermeidung des Foot-Drops“ von Sandro Feuerstein und Emanuel Rüedi (Systemtechnik) entstand. Dieser Prototyp wurde in der PA weiterentwickelt (V2), getestet und dokumentiert. Teilweise konnten daher im Folgenden Texte und Grafiken von der PA übernommen und noch weiter ergänzt werden.

### 1.1.1 Ankle-Foot Orthosis (AFO)<sup>1</sup>

Als Orthese bezeichnet man typischerweise ein Gerät, das zur Unterstützung einer Person mit einer Pathologie der Gliedmassen gebraucht wird [1]. Die Orthese ist in dem Sinne ein Unterbegriff des Exoskeletts, welches ein Gerät bezeichnet, das die Leistung seines Trägers verbessert. Die physikalische Schnittstelle zwischen Exoskelett und Mensch führt also zu einer direkten Übertragung mechanischer Kraft zwischen Mensch und Umwelt [2]. Ein herkömmlicher Ansatz für die Behandlung der Fussheberparese (engl. Drop Foot) ist unter anderem eine mechanische Knöchel-Fuss-Orthese (Ankle-Foot Orthosis, kurz AFO), die den Fuss in einer neutralen Position hält und die damit den Bewegungsbereich des Sprunggelenks steuert [3][4][5] (siehe Abbildung 1). AFOs können also Menschen mit Drop Foot helfen leichter zu gehen, indem sie beispielsweise die Laufgeschwindigkeit, Trittfrequenz, und Schrittlänge erhöhen, und gleichzeitig die metabolischen Energiekosten zu senken vermögen [6][7].

Eine Übersicht von entwickelten Orthesen für untere Extremitäten findet sich in [8] und [9].



Abbildung 1 – Verschiedene Arten von AFOs; (a) submalleolär (unter dem Knöchel, Cascade DAFO5), (b) supramalleolär (über dem Knöchel, DAFO4), (c) mit elastischem Thermoplast (OttoBock), (d) mit halbsteifem Thermoplast, (e) gelenkig gelagert (Costa), (f) mit steifem Thermoplast (DAFO3), (g) um Muskelspannungen zu reduzieren (DAFO R), (h) Bodenreaktion (DAFO Floor Reaction), (i) für den Sichelfuss (Metatarsus adductus, DAFO 8 Softy), (j) Stahl (14No), (k) für dynamische Bewegungen (DMO Plantar Faciitis sock), und (l) spiralförmig (14No1) [10]

Ein grosser Nachteil herkömmlicher AFOs ist jedoch, dass sie sich dem Gang des Benutzers nicht anpassen können, da sie die Patienten nur passiv unterstützen und somit auch nur eine passive Stabilisierung des Sprunggelenkes bewirken [4]. Es braucht also eine Lösung mit der sowohl Änderungen von Schritt zu Schritt (beispielsweise aufgrund der Geschwindigkeit oder des Geländes), als auch

<sup>1</sup> Zu Verständniszwecken wurde der Text aus der PA übernommen und ergänzt.

langfristige Gangänderungen aufgrund von Muskelfunktionen gemessen und in die Orthese integriert werden können.

### 1.1.2 Active Ankle Foot Orthosis (AAFO)<sup>2</sup>

Um dies zu erreichen, ist eine aktive AFO (AAFO) erforderlich [4][8]. Während der kontrollierten Plantarflexion (siehe Abbildung 2) muss ein Mechanismus angewendet werden, bei dem der Fuss aktiv beim Gehen unterstützt wird, um die Kollisionen des Vorfusses mit dem Boden zu minimieren.

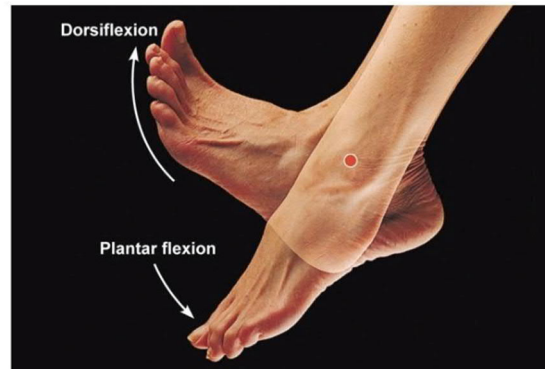


Abbildung 2 – Die Bewegungsmöglichkeiten eines menschlichen Fusses<sup>3</sup>

### 1.1.3 Twisted String Actuator (TSA)<sup>4</sup>

Für eine Lösung der aktiven Mobilisierung des Fusses können beispielsweise Twisted String Actuators (TSAs) verwendet werden, denn diese sind extrem leicht, sehr leise, mechanisch einfach aber trotzdem effektiv, was sie wiederum sehr attraktiv für diese Aufgabe machen [2][11][12]. TSAs arbeiten nach einem bekannten Prinzip: Wenn ein String durch ein relativ geringes Drehmoment verdreht wird, zieht er sich um  $\Delta X$  zusammen und erzeugt so eine lineare Kraft  $F_z$  [2] (siehe Abbildung 3). Die mechanische resp. mathematische Beschreibung eines herkömmlichen TSAs ist in [11] genauer beschrieben.

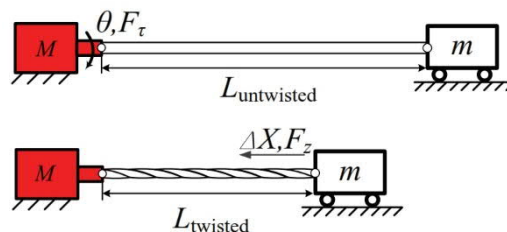


Abbildung 3 – Prinzip eines Twisted String Actuators (TSA) [11]

Twisted String Actuators können aus einem oder mehreren Strings bestehen, wobei ein TSA mit einem Stringpaar präziser und ein TSA mit mehreren Strings wegen seiner grösseren Steifigkeit schneller und belastbarer ist [2] TSAs wurden schon in Designs von robotischen Fingern, Händen und Armen gebraucht [2][13].

<sup>2</sup> Zu Verständnisszwecken wurde der Text aus der PA übernommen und ergänzt.

<sup>3</sup> URL: <https://profect.co.uk/plus/ankle-range-motion-injuries/> [Stand: 06.06.2019]

<sup>4</sup> Zu Verständnisszwecken wurde der Text aus der PA übernommen und ergänzt.

## 1.2 Entwicklungsziel Prototyp V3

Basis der PA bildete ein erster Prototyp (V1) einer mit TSA ausgestatteter Orthese, der wie oben erwähnt im Rahmen der Bachelorarbeit „Exoskelett zur Vermeidung des Foot-Drops“ von Sandro Feuerstein und Emanuel Rüedi (Systemtechnik) entstand. Das Ziel der PA war die Technologieentwicklung eines Aktuatorenkonzeptes, welches in aktiven Orthesen Anwendung finden soll. Die Arbeit beinhaltete deshalb die Überarbeitung des AAFO Konzepts und die Umsetzung in einem neuen Prototyp (V2). Im Zentrum standen die Bestimmung biomechanischer und technischer Randbedingungen, die Implementierung einer Fusswinkelregelung, die Verbesserung der Fixation und Stabilität der Orthese sowie die Optimierung des Aktuatorenkonzeptes, um die gewünschte Dynamik erreichen zu können. Das Testen des Prototyps zeigte, dass das eigens dazu entwickelte Shaft TSA es zwar möglich machte die Dynamiken zu erreichen, jedoch konnten die benötigten Kräfte zum Anheben des Fusses nicht erreicht werden. Ebenfalls entstanden bei längerem Tragen der Orthese starke Druckstellen.

Im Fokus der Bachelorarbeit stand daher das Analysieren und anschliessende Überarbeiten des Prototyps V2, so dass dieser im Laborumfeld mit Probanden zuverlässig und sicher getestet werden kann (V3). Die Arbeit wurde in Zusammenarbeit mit den Instituten für Mechatronische Systeme (IMS) und Mechanische Systeme (IMES) durchgeführt. Ebenfalls wurden bei der Entwicklung das Institut für Physiotherapie des Departements Gesundheit der ZHAW miteinbezogen, welches im Rahmen einer Masterarbeit das Entwicklungsergebnis dieser Arbeit in einer vorklinischen Studie mit Probanden mit Fussheberparese prüfen wird. Konkret sollte daher die Konstruktion und Regelungstechnik des Shaft TSAs so verbessert werden, dass genügend Kraft für das Anheben des Fusses übertragen werden kann und ein einfaches Anpassen an die individuellen Anforderungen der Probanden möglich wird. Darüber hinaus wurde die Steigerung der Ergonomie als Ziel definiert, was eine Umgestaltung des Orthesendesigns voraussetzte. Dabei sollten das bestehende Anzieh- und Fixationskonzept sowie das Reduzieren von Druckstellen im Vordergrund stehen. Hinsichtlich der Studiendurchführung gehörte auch eine Analyse bezüglich der technischen Risiken während des Testens zum Inhalt dieser Arbeit. Ebenfalls Bestandteil war eine Kostenrechnung für den finalen Prototyp und eine Abschätzung bezüglich der Serientauglichkeit von diesem.

### 1.3 Anforderungsliste Prototyp V3<sup>5</sup>

Eine Anforderungsliste dient als Grundlage jeder Konstruktion und Produktentwicklung. Für den Prototyp V3 wurde die nachfolgende Liste erstellt und während der Entwicklung als Referenz immer wieder hinzugezogen und teils auch angepasst. Die Anforderungen werden dabei nach verschiedenen Kriterien eingeordnet, welche die entsprechenden Prioritäten beschreiben (siehe Tabelle 1). Mit einem Funktionssatz wird die vom Produkt zu erfüllender Funktion kurz zusammengefasst.

Tabelle 1 – Bewertungskriterien der verschiedenen Anforderungen

Kriterium (Krit.)	
F	Festanforderung
M	Mindestanforderung
W	Wunschanforderung
n/a	nicht anwendbar
tbd	to be defined, noch zu definieren

Funktionssatz: Positionieren, fixieren und halten eines passenden STSA-Systems unter Vermeidung der Bewegungseinschränkung des Trägers

Nr.	Anforderung	Spezifikation	Krit.	Check
<b>1</b>	<b>Motorische Einschränkung</b>			
1.1	Fussheberparese	Tibialis Anterior defekt resp. stark geschwächt (Antagonist Triceps Surae)	F	
<b>2</b>	<b>Anthropometrie</b>			
2.1	Zielgruppe	Fussheberparese-Patienten im Rahmen einer vorklinischen Studie (ZHAW Dep. G)	F	
2.2	Höhe Körper	$H_{\text{Proband,min}} = \text{ca. } 155 \text{ cm}$ $H_{\text{Proband,max}} = \text{ca. } 190 \text{ cm}$ (Angabe ZHAW Dep. G)	F	
2.3	Gewicht Körper	$m_{\text{Proband,min}} = 50 \text{ kg}$ $m_{\text{Proband,max}} = 115 \text{ kg}$ (Angabe ZHAW Dep. G)	F	
2.4	Länge Fuss	$L_{\text{Fuss,min}} = 23.5 \text{ cm}$ $L_{\text{Fuss,max}} = 28.9 \text{ cm}$ (ca. 15.2 % $H_{\text{Proband}}$ ) [14]	F	
2.5	Breite Fuss	$B_{\text{Fuss,min}} = 8.5 \text{ cm}$ $B_{\text{Fuss,max}} = 10.5 \text{ cm}$ (ca. 5.5 % $H_{\text{Proband}}$ ) [14]	F	
2.6	Gewicht Fuss	$m_{\text{Fuss,min}} = 0.73 \text{ kg}$ $m_{\text{Fuss,max}} = 1.67 \text{ kg}$ (ca. 1.45 % $m_{\text{Proband,max}}$ ) [14]	F	
2.7	Höhe Kniegelenk	$H_{\text{Knie,min}} = 44 \text{ cm}$ $H_{\text{Knie,max}} = 54 \text{ cm}$	F	

<sup>5</sup> Überarbeitete Anforderungsliste der Projektarbeit

Nr.	Anforderung	Spezifikation	Krit.	Check
		(ca. 28.5 % $H_{Körper}$ ) [14]		
2.8	Position Knöchel Drehgelenk	$H_{Knöchel,Drehgelenk} = \text{ca. } 9 \text{ cm}$ $L_{Knöchel,Drehgelenk} = \text{ca. } 6 \text{ cm}$ (siehe Abschnitt 2.3.1)	F	
<b>3</b>	<b>Kinematik/Statik/Dynamik</b>			
3.1	Gangphasen	1. Initialer Bodenkontakt: 0 % 2. Belastungsantwort: 0 – 12 % 3. Mittlere Standphase: 12 – 31 % 4. Standphasenende: 31 – 50 % 5. Schwungphasenvorbereitung: 50 – 62 % 6. Initiale Schwungphase: 62 – 75 % 7. Mittlere Schwungphase: 75 – 87 % 8. Terminale Schwungphase: 87 – 100 % [15]	F	
3.2	Zeit für einen Gangzyklus	Frau: $t_{Zyk,18-49} = 0.87-1.22 \text{ s}$ für 18-49-jährige $t_{Zyk,50-64} = 0.88-1.24 \text{ s}$ für 50-64-jährige Mann: $t_{Zyk,18-49} = 0.89-1.32 \text{ s}$ für 18-49-jährige $t_{Zyk,50-64} = 0.95-1.46 \text{ s}$ für 50-64-jährige [15]	F	
3.3	Knöchel inneres Gelenkmoment	$M_{Knöchel,min} = -0.2 \text{ Nm/kg}$ (Körpergewicht) $M_{Knöchel,max} = 1.3 \text{ Nm/kg}$ (Körpergewicht)  Abbildung 4 – Inneres Gelenkmoment [15]	F	



3.4	Knöchel Gelenkwinkel	<p><math>\alpha_{\min} = \text{ca. } -25^\circ</math> (zu normalem Stand)  <math>\alpha_{\max} = \text{ca. } 8^\circ</math> (zu normalem Stand)</p> <p>Abbildung 5 – Gelenkwinkel [15]</p>	F	
3.5	Gewichtskraft Fuss statisch	<p><math>G_{\text{Fuss,max}} = \text{ca. } 7.2 \text{ N}</math>  <math>G_{\text{Fuss,max}} = \text{ca. } 16.4 \text{ N}</math>  (vgl. Gewicht Fuss) [14]</p>	F	
3.6	Dynamik Fuss	<p><math>M_{\text{Knöchel,max}} = \text{ca. } 2 \text{ Nm}</math>  (siehe Abschnitt 2.3.3)</p>	F	
3.7	Kraft zum Anheben des Fusses	<p><math>F_{\text{Heben}} = 40 \text{ N}</math> (median; statisch gemessen)  (siehe Abschnitt 2.3.2)  <math>F_{\text{Heben}} = 16 \text{ N}</math> (Simulation; dynamisch)  (siehe Abschnitt 2.3.3)</p>	W  F	
3.8	Zugkräfte und Scherkräfte Orthese	Kraftflussgerechte Gestaltung	F	
3.9	Vermeidung Zwangskräfte	Übereinstimmung Fusskinematik mit Orthesengelenksachse	F	
3.10	Stabilisierung	Keine negative Beeinflussung der aktiven muskulären Stabilisierungsmechanismen	F	
<b>4</b>	<b>Konstruktion</b>			
4.1	Tragbare Gehhilfe	Orthese → Stabilisierung und Positionierung	tbd	
4.2	Motorenhalterung		tbd	
4.3	Motorenlagerung		tbd	
4.4	Abstand Separator zu Motor		tbd	
4.5	Gesamtkontraktion Twisted Strings	<p><math>\Delta c = 95 \text{ mm}</math>  (siehe Abschnitt 3.2.2)</p>	M	

4.6	Kontraktionsgeschwindigkeit Twisted Strings	$v_{\text{String}} = 0.6 \text{ m/s}$ (siehe Abschnitt 3.2.3)	M	
4.7	Aufhängung	Optimum zu finden zwischen Moment und kompakter Bauform	F	
4.8	Spannungs- und Reibungsreduktion Strings	Aufwickeln auf Welle → erhöhen der Lebensdauer der Strings + schnellere Kontraktion	W	
4.9	Führung und Schutz Strings		tbd	
4.10	Sohle	beinhaltet Drucksensoren und zugehörige Kabel zur Umsetzung der Gangphasenerkennung	F	
4.11	Anpassbarkeit	Verschiedene Wadenumfänge	F	
4.12	Optik	Unauffällig	F	
4.13	Anforderung Kleidung Proband	Wird im Rahmen der Vorstudie über oder mit kurzer Hose getragen		
<b>5</b>	<b>Energie</b>			
5.1	Stromversorgung	Akku	W	
		≤ 48 V	F	
5.2	Antrieb	Shaft Twisted String Actuator (STSA)	F	
<b>6</b>	<b>Stoff</b>			
6.1	Werkstoff Orthese		tbd	
6.2	Werkstoff Strings	Bisher Polyethylene High Density (HDPE) Anglerschnur mit Ø 0.35 mm	M	
6.3	Verträglichkeit	hautverträglich	F	
<b>7</b>	<b>Signal</b>			
7.1	Eingangssignale	Gangphasenwechsel erkennen (bisher: Drucksensoren, neu: zusätzlich z.B. Verschiebungs-, Drehpotentiometer/Encoder)	tbd	
7.2	Regelung	Regelung der TSA entsprechend der Gangphasen	F	
7.3	Ausgangssignale	Motorensteuerung	F	
7.4	Entwicklungsumgebung	MATLAB Simulink, Code Composer Studio	F	
<b>8</b>	<b>Ergonomie</b>			
8.1	Tragekomfort	Keine Druckstellen	F	
		Keine Verringerung des Blutflusses durch die Gurte	F	
		Kein Wärmestau	W	
		Keine vermehrte Feuchtigkeit	W	
		Geringes Gewicht (≤ 0.5 kg)	W	
8.2	Handhabung	einfach	W	
8.3	Anziehen	selbständig	F	
		schnell (≤ 5 Minuten)	F	

---

8.4	Sicherheit	Totmannschalter, Ausschalten unter bestimmten Bedingungen (z.B. Überlastschutz, Trägerschutz, Überhitzungsschutz)	F	
<b>9</b>	<b>Gebrauch und Wartung</b>			
9.1	Reparatur	Teile austauschbar	F	
		Strings einfach austauschbar	W	
9.2	Einsatzort	Bewegungslabor	F	
9.3	Lebensdauer	Eine Stunde im Bewegungslabor	M	

## 1.4 Review Prototyp V2

Im Rahmen der kombinierten PA wurde der Stand des Prototypen V2 (siehe Abbildung 6) bereits analysiert. Zu Beginn dieser Arbeit wurde diese Analyse nun detaillierter durchgeführt und somit Verbesserungsmöglichkeiten entdeckt, um den Prototypen V3 zu entwickeln.

Im Folgenden werden jeweils sowohl die Stärken als auch die Schwächen mit entsprechenden Verbesserungsvorschlägen resp. Massnahmen aufgeführt. Der Prototyp wurde dazu in die verschiedenen Funktions- und Baugruppenbereiche aufgeschlüsselt, die nun in einzelnen Abschnitten erklärt werden sollen. Zu Beginn jedes Abschnittes wird zudem vollständigheitshalber zuerst kurz auf die Funktion der Baugruppe resp. des Softwarebestandteils eingegangen. Weitere konstruktive Überlegungen und Details der Lösung lassen sich im Abschnitt 2.3.3.1 «CAD-Entwurf» der PA finden.

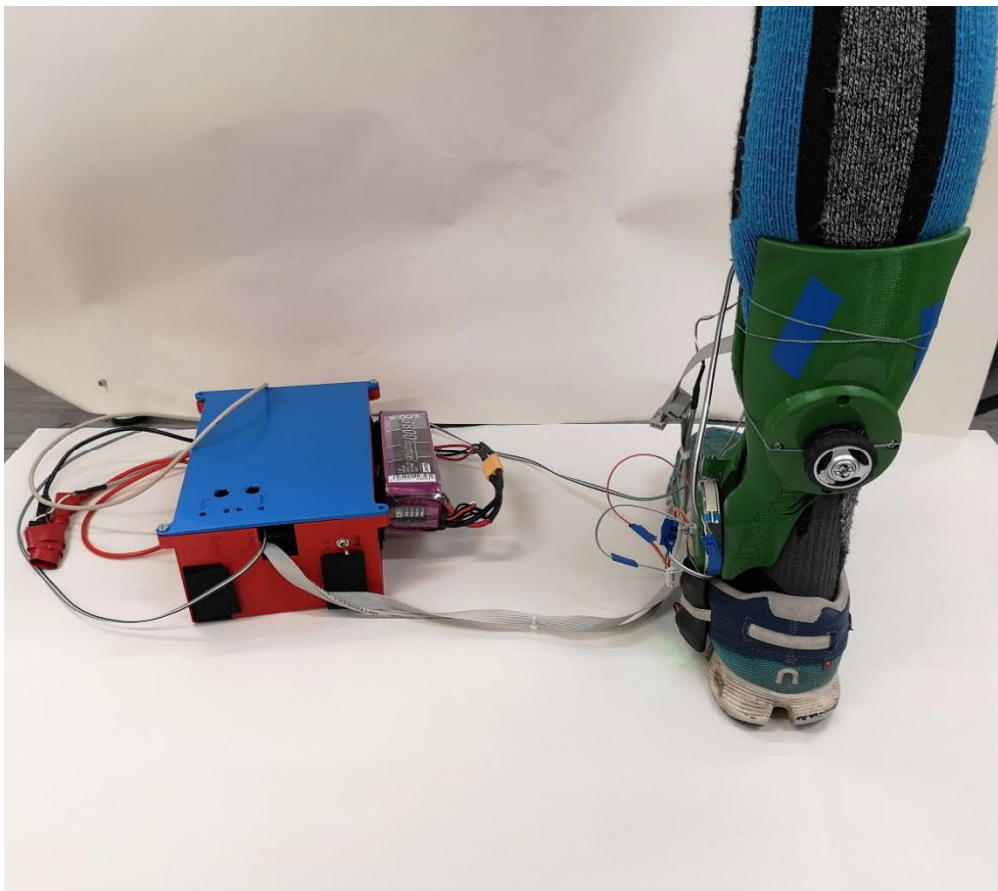
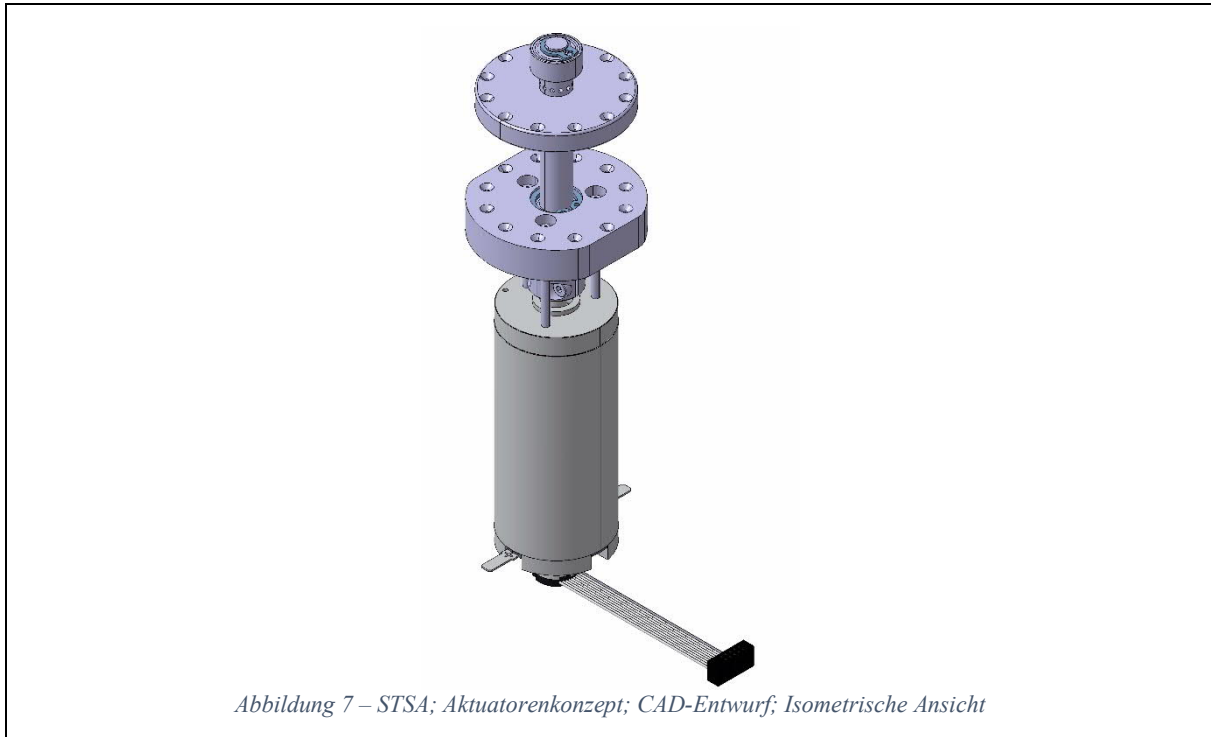


Abbildung 6 – Prototyp V2; Stand: Ende der Projektarbeit

### 1.4.1 Shaft Twisted String Actuator V1 (STSA)

Beim Shaft Twisted String Actuator (STSA)(siehe Abbildung 7) handelt es sich um die Kerntechnologie des Prototypen V2. Das eigens entwickelte Aktuatorenkonzept wurde mit dem Ziel entworfen, im Vergleich zum bekannten TSA-Prinzip grössere Kontraktionsgeschwindigkeiten gewährleisten zu können, damit die hohe Dynamik des menschlichen Ganges zuverlässiger reproduziert werden kann. Ausserdem sollte durch die Reduktion der Reibung zwischen den Strings die Lebensdauer dieser erhöht werden. Das TSA wurde dazu mit einer Welle ergänzt, welche zur Aufwicklung der Strings genutzt wird. Dabei gilt je grösser der Wellendurchmesser desto schneller die Kontraktion der Strings. Dabei ist zu beachten, dass mit dem grösseren Durchmesser durch das wirkende Hebelgesetz die übertragbare Kraft sinkt. Im Folgenden sind die Erkenntnisse zu dieser Technologie beschrieben.



<b>Stärken:</b>	
a.)	Beim aus Stahl gefertigten STSA handelt es sich um ein hochwertiges und robustes Aktuatorenkonzept.
b.)	Die Reibungsverluste werden durch die Werkstoffwahl minimiert, was sich positiv auf die Abnutzung und übertragbare Kraft auswirkt.
c.)	Es ist möglich, das Kontrahieren hochdynamisch zu gestalten. Durch die Wahl des Wellendurchmessers kann das wirkende Moment resp. die Kontraktionsgeschwindigkeit kontrolliert werden.
d.)	Der verwendete Maxon Motor reichte aus, um die Dynamik des menschlichen Ganges zu erreichen. Über die gemessenen Werte des Encodersignals beim Prototypentest liess sich die maximal benötigte Drehzahl mit ungefähr 2'000 Umdrehungen pro Minute beziffern. Dies entspricht 20 % der Nenndrehzahl des verwendeten Motors.
e.)	Kräfte werden von dem Festlager im unteren Separator aufgenommen. Der Motor wird nicht zusätzlich belastet.

	<b>Schwachstellen:</b>	<b>Verbesserungsvorschläge, Massnahmen:</b>
f.)	Durch die vertikale Ausrichtung des Motors müssen die Strings mindestens um 90 Grad umgelenkt werden, wo sie über dem Stahlradius Reibungsverluste verursachen. Die vom Motor zu übertragende Last steigt deshalb. Zusätzliche Reibungsverluste könnten an der Bohrungsinenseite entstehen.	Könnte die Umlenkung eliminiert werden, bspw. durch die horizontale Ausrichtung der Welle, werden die Reibungsverluste reduziert. Das Gesamtsystem wird effizienter. Das Aktuatorenkonzept wäre dann mit bekannten Seilspulsystemen vergleichbar. Verluste an der Bohrungsinenseite können minimiert werden, indem die Strings vom Anliegen an der Fläche gehindert werden.
g.)	Durch die Positionierung des Motors unter der Welle müssen die Strings sehr nahe an diesem vorbeigeführt werden. Das Risiko eine Kollision zwischen Strings und Motor bzw. Kabeln besteht.	Die Strings könnten bspw. mit Hilfe eines Schlauches geführt und geschützt werden. Das Tauschen von Motoren- und Wellenposition oder das horizontale Ausrichten würde ebenfalls eine Verbesserung bedeuten.
h.)	Der vorhandene Motor kann die geforderte Kraft nicht übertragen. Vor allem während des Testens des Prototyps hat sich gezeigt, dass mehr Kraft notwendig sein wird, um den Fuss anzuziehen.	Es soll eine Neudimensionierung des Motors durchgeführt werden. Es sollte dabei eine möglichst kompakte Lösung gesucht werden. Flachmotoren könnten ebenfalls ein möglicher Lösungsansatz sein.
i.)	Die Strings werden bei der Welle nur am unteren Ende aufgewickelt. Ein grosser Teil der Länge ist für die Funktion des Bauteils irrelevant. Ebenfalls ist der Durchmesser des oberen mitdrehenden Separators zu gross, was in einer zu Beginn geringeren übertragbaren Last resultiert.	Die Länge der Welle soll verkürzt und der Durchmesser des Separators verkleinert werden. Neben der Verbesserung der Funktion wird auch der Materialaufwand optimiert.
j.)	Kraftmessungen wurden bisher nur mit einer Kraftmessfeder durchgeführt, was die Effizienz des Systems schlecht einschätzbar machte. Ebenfalls waren die Messungen dadurch kaum reproduzierbar und ungenau.	Der Versuchsaufbau soll mit einer Kraftmessdose ergänzt werden, um kontinuierliche Messungen des dynamischen Prozesses zu ermöglichen und so das physikalische Modell zu verifizieren. Die Kraftmessfeder könnte weiter zur Überprüfung der neuen Resultate verwendet werden.
k.)	Der Aufhängepunkt für den String ist suboptimal gewählt, da die direkte, punktuelle Krafteinwirkung auf den elastischen Schuh zu einer starken Deformation des Schuhs führt, was einem Kraftverlust für das Hochziehen des Fusses entspricht.	Es sollte ein steifes Bauteil am Schuh integriert werden, so dass die Kraftübertragung möglichst gleichmässig und direkt auf den Fuss übertragen werden kann.

## 1.4.2 Stützen

Die Hauptfunktion der vorderen und hinteren Stützen, war neben der Halterung des STSAs, die richtige Position und Fixation dieser am Bein zu gewährleisten.

### 1.4.2.1 Vordere Stütze

Die Hauptfunktion der vorderen Stütze war neben der passgenauen Positionierung an der Tibia die Befestigung des STSAs. Sie musste daher auch die vom STSA wirkenden Kräfte aufnehmen können und diese durch eine kraftflussgerechte Gestaltung über das Gelenk auf den Boden übertragen. Ebenfalls wurden Umlenkrollen und der für die Winkelmessung notwendige Schleifer in dieses Bauteil integriert, welcher den Kontakt auf dem Folienpotentiometer schliesst.

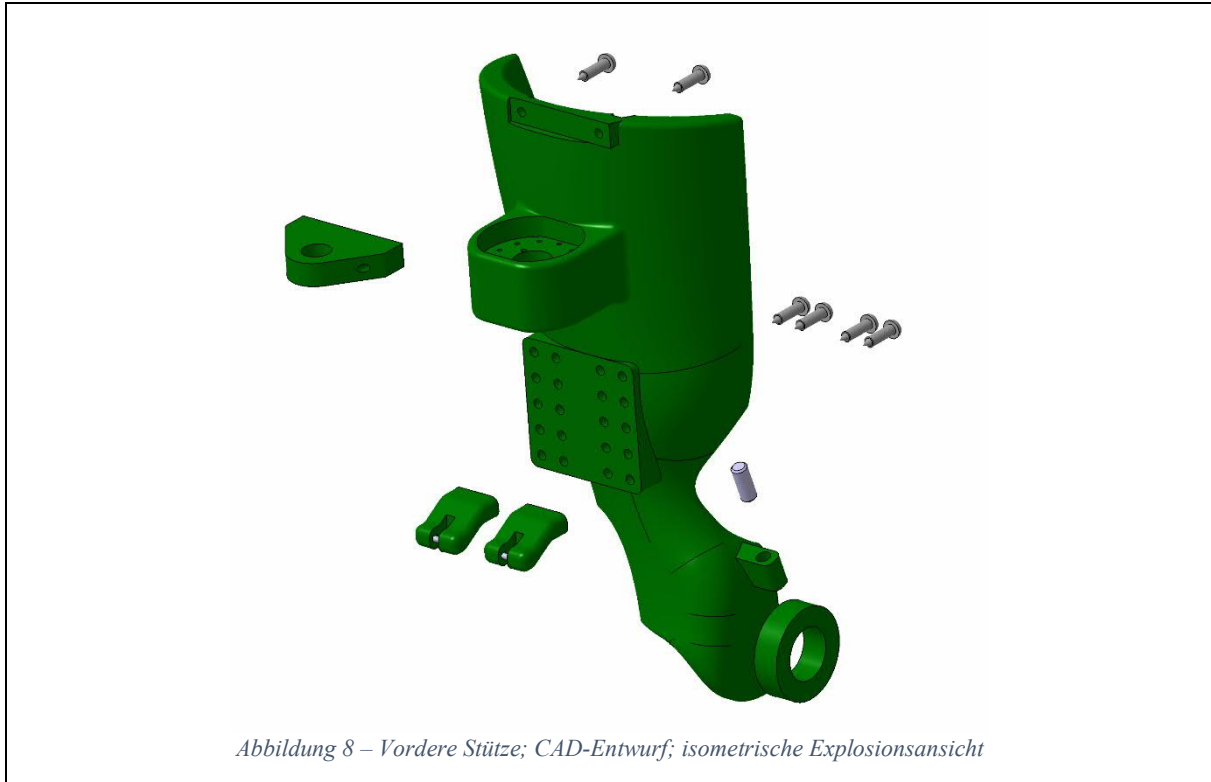


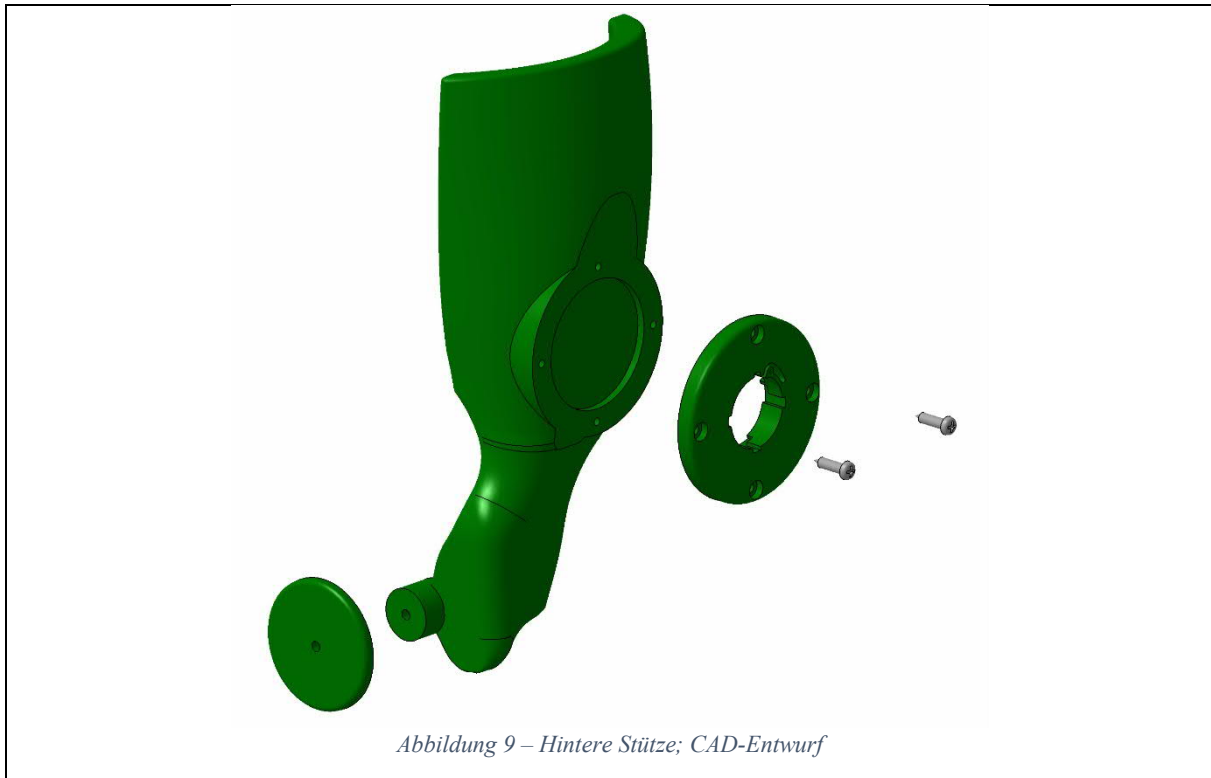
Abbildung 8 – Vordere Stütze; CAD-Entwurf; isometrische Explosionsansicht

<b>Stärken:</b>	
a.)	Die Stütze konnte sehr kompakt realisiert werden, was sich auch positiv auf das Gewicht des Gesamtsystems auswirkte.
b.)	Die Kräfte, die der Kontraktion der Strings entstehen, fließen über den unteren Separator in die Halterung. Von dort aus werden sie über das Gelenk auf den Boden übertragen.
<b>Schwachstellen:</b>	
c.)	Die vordere Stütze weist mehrere Druckstellen auf. Diese treten vor allem beim Übergang zum Gelenk auf.
<b>Verbesserungsvorschläge, Massnahmen:</b>	
	Der Übergang lässt sich konstruktiv optimieren. Allgemein können Druckstellen durch eine Vergrösserung der Berührungsoberfläche reduziert werden. Verbesserung können ebenfalls die Auspolsterung der Innenseite oder die Wahl eines anderen Stützenwerkstoffs bringen. Leichtes Umformen der Form ist mit Warmluft möglich.
d.)	Vordere und hintere Stütze sind in dieser Form nicht beidseitig nutzbar. Eine unabhängige Ausführung für die jeweilige Beinseite wäre interessant.
	Es sind Optionen zu ermitteln, um das System so zu konstruieren, dass sie beidseitig kompatibel sind.

e.)	Die Umlenkrollen bedeuten aufgrund der entstehenden Reibung und der Veränderung des Winkels der Krafteinwirkung einen weiteren Leistungsverlust bei der Anhebung des Fusses.	Die Umlenkrollen sollen bei dem neuen Prototyp aus der Konstruktion entfernt werden. Die Strings sollen vom STSA direkt zum Aufhängepunkt geführt werden.
-----	--	---

#### 1.4.2.2 Hintere Stütze

Die hintere Stütze (siehe Abbildung 9) wurde über das Gelenk mit seinem Gegenstück verbunden und diente ebenfalls der Positionierung und Fixierung der Orthese. Die Bauteile wurden über eine Sicherungsscheibe axial gesichert. Auf der Rückseite befand sich die Halterung des Boa® (Boa Technology Inc., Denver, USA) Schnellschnürsystem. Auf die Funktionsweise dieses Systems wird in Abschnitt 1.4.2.3 genauer eingegangen.



	<b>Stärken:</b>	
a.)	Beim Testen des Prototyps konnten während der Tragzeit keine Druckstellen festgestellt werden.	
b.)	Die erste Version der Halterung für das Schnellschnürsystem von Boa® funktionierte zuverlässig.	
c.)	Es handelte sich ebenfalls um ein sehr kompakt realisiertes Bauteil.	
	<b>Schwachstellen:</b>	<b>Verbesserungsvorschläge, Massnahmen:</b>
d.)	Die Welle des Gelenks war durch seine Kerben ebenfalls sehr anfällig. Es ist aufgrund der durch Biegung herrschenden Schälspannungen bereits abgebrochen und musste verstärkt werden.	Mindestens die im Gelenk wirkenden Bauteilkomponenten der vorderen Stütze sollen aus einem anderen Werkstoff gefertigt werden. Gefordert ist eine höhere Festigkeit wie sie beispielsweise Stahl besitzt.
e.)	Die axiale Sicherung, welche die beiden Stützen und den Gelenkssteg miteinander verbindet wurde mit einer Schraubenverbindung gelöst. Beim Gehen mit der Orthese löst sich die	Eine mögliche Massnahme wäre das exzentrische Anordnen von mehreren Schrauben, wie es vom Auto mit Radmuttern bekannt ist. Bei einer



	Verbindung, was ebenfalls zum Kontaktverlust vom Schleifer zum Folienpotentiometer führt. Die Winkelregelung funktioniert damit nicht mehr zuverlässig.	Neukonstruktion des Gelenkes könnte ebenfalls darauf geachtet werden, dass sich die Schraubenverbindung nicht mitdrehen muss. Dies wäre beispielsweise mit einer Lagerhülse umsetzbar.
--	---	--

### 1.4.2.3 Anzieh- und Fixationskonzept

Für eine hohe Ergonomie für den Patienten ist die Integration eines effizienten Anzieh- und Fixationskonzept von zentraler Bedeutung. Im Prototyp wurde das Schnellschnürsystem von Boa® (siehe Abbildung 10 und Abbildung 11) aus einem Snowboardschuh verbaut. Die um die beiden Stützen gewickelten Seile werden durch das Drehen des Verschlusses aufgewickelt resp. wieder abgewickelt. Die Seile ziehen damit die beiden Schalen soweit zusammen, bis die Orthese sich am Unterschenkel nicht mehr verschieben kann.



Abbildung 10 – Fixationskonzept; posterior



Abbildung 11 – Fixationskonzept; lateral

	<b>Stärken:</b>	
a.)	Das Schnellschnürsystem von Boa® konnte an der Orthese ohne Probleme eingebaut werden und erfüllt seine angedachte Funktion.	
b.)	Das Anziehen über ein Rad erlaubt ein besonders angenehmes und stufenloses Fixieren der Orthese.	
c.)	Es handelt sich um ein Einkaufsteil, welches gut an die Bedürfnisse des Kunden angepasst werden kann.	
	<b>Schwachstellen:</b>	<b>Verbesserungsvorschläge, Massnahmen:</b>
d.)	Die Seile wurden bisher mit Isolierband provisorisch in Position gehalten, was kaum ein Verrutschen verhindert resp. die Seile nur ungenügend führt.	Es könnten Haken oder Schlaufen verwendet werden, wie man sie von Wander- resp. Turnschuhen kennt.
e.)	Das Einsteigen in die Orthese ist nur bei vollem Öffnungswinkel möglich. Gründe dafür sind die unflexiblen Schalen aus 3D-Druck und die beidseitig umfassenden Seile des Schnürsystems. Der grosse Öffnungswinkel führte wiederum zu längeren Seilen, welche ein zeitaufwändigeres Anziehen des	Die Wahl eines anderen Werkstoffes oder einer Kombination von Werkstoffen könnte die Anforderungen zuverlässiger erfüllen. Als vielversprechend werden Textilien betrachtet, die dehnbarer sind. Ein komplettes Redesign des Fixationskonzept wie beispielsweise mit Hilfe von Gurten oder

	Mechanismus aber auch ein schnelleres Verwickeln der Seile bedeutete.	Klettverschlüssen sollte ebenfalls geprüft werden. Damit würde man auch eine Unabhängigkeit von dem Boa® Schnellschnürsystem schaffen, womit in Ersatz- oder Reparaturfällen besser Abhilfe geleistet werden könnte.
f.)	Das Öffnen beim Abziehen der Orthese verlangt die Feinmotorik der Finger, da durch die provisorische Befestigung der Seile an diesen selbst und nicht den Stützen gezogen werden konnte. Je nach auftretenden Symptomen ist damit bei Schlaganfallpatienten die selbstständige Handhabung des Produktes problematisch und die Probanden sind vollständig auf die Hilfe eines Dritten angewiesen.	Wird der benötigte Öffnungswinkel wie verlangt reduziert und die Seile gut geführt, sodass sich der Mechanismus nicht selbst hemmt, wird dieses Problem ebenfalls gelöst. Damit sollte wie im Konzept angedacht direkt an den beiden Schalen gezogen werden können.

### 1.4.3 Gelenk

Das Gelenk (siehe Abbildung 12) bestand aus der vorderen und hinteren Stütze, dem Gelenkssteg und der Sohle, welche die Rotation des Fusses auf das mechanische Gelenk übertrug. Das Gelenk sollte dabei im Gesamtsystem zwei Hauptfunktionen erfüllen: Erstens wurde das Gelenk genutzt, um den Fusswinkel über das Folienpotentiometer kontinuierlich zu messen. Die Messgrösse wurde dann in der Fusswinkelregelung als Ist-Grösse weiterverwendet. Zweitens wurden die vom STSA auf die Orthese wirkenden Kräfte über das Gelenk auf den Boden übertragen, was ein Abrutschen der Stützen beziehungsweise Druckstellen auf Knöchelhöhe verhindern sollte. Das Gelenk hatte also ebenfalls eine stabilisierende Funktion.

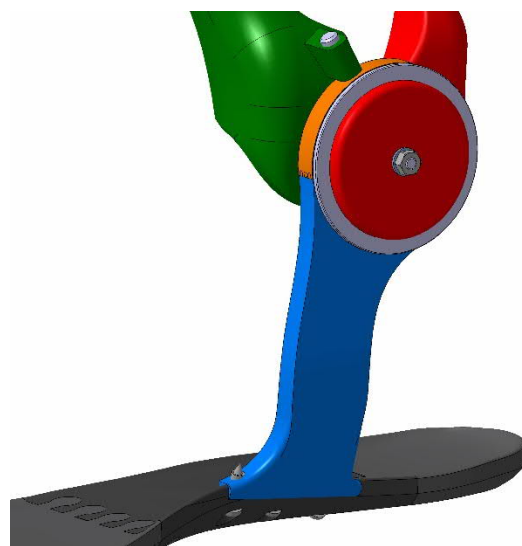


Abbildung 12 – Abstützung in Verbindung mit Gelenk und Sohle; CAD-Entwurf

	<b>Stärken:</b>
a.)	Bei dem Gelenkssteg handelte es sich um ein simples Bauteil, das konstruktiv schnell anpassbar ist. Das 3D-Drucken des Bauteils dauerte weniger als eine Stunde. Die Ausrichtung des Orthesengelenkes zum Sprunggelenk erfolgte über dieses Bauteil.
b.)	Der 3D-Druck reagierte beim Testen flexibel. Kleine Ungenauigkeiten zwischen den Achsen konnten ausgeglichen werden.
c.)	Die vom STSA auf die obere Stütze wirkenden Kräfte wurden direkt in den Boden übertragen. Die Positionierung und Stabilität von der Orthese wurden somit garantiert.

d.)	Das Gelenk erfüllt mit der integrierten Winkelmessung eine zweite Funktion.	
	<b>Schwachstellen:</b>	<b>Verbesserungsvorschläge, Massnahmen:</b>
e.)	Die Schraubenverbindungen mit der Sohle waren kritisch. Zwar konnte während des Testens kein Schaden beobachtet werden, jedoch wird bei grösserer Biegebelastung ein Bruch als sehr wahrscheinlich eingeschätzt.	Die Verbindung zwischen Gelenksteg und Sohle soll nicht nur palmar, sondern auch lateral verschraubt werden. Alternativ sollte der Gelenksteg als Bauteil direkter in die Sohle integriert werden.
f.)	Trotz der schnellen Druckzeit bedeutet dieses Bauteil einen zusätzlichen Termin mit dem Probanden, bei dem die genaue Masse genommen werden und damit verbunden einen anschliessender konstruktiver Mehraufwand für die Anpassung entsteht.	Es wird empfohlen den Gelenksteg so umzukonstruieren, dass er verstellbar wird. Als weitere Variante könnte ein Halbfabrikat entworfen werden, welches direkt am Probanden angepasst wird.
g.)	Das Folienpotentiometer lag offen auf der Aussenseite des Gelenkes, wodurch es nicht ausreichend von äusseren Einflüssen geschützt war.	Anstelle eines linearen sollte ein rotatives Folienpotentiometer genutzt werden, welches direkt in das Gelenk integriert werden kann.
h.)	Durch die Anbringung der Sensorik in das Gelenk musste dieses gezwungenermassen grösser gestaltet werden.	Der Umstieg eines rotativen Folienpotentiometers mit einem genaueren Messbereich würde es auch erlauben, das Gelenk kompakter zu gestalten.
i.)	Das Gelenk befindet sich medial am Bein. Die Wahrscheinlichkeit beim Gehen mit dem anderen Bein anzustossen oder hängen-zubleiben ist hoch.	Das Gelenk sollte lateral am Bein positioniert werden.

### 1.4.4 Sohle

Die Sohle (siehe Abbildung 13) erfüllte neben der Übertragung des Fusswinkels an das Gelenk eine zentrale Rolle in der Gangphasenerkennung. An der Unterseite der Sohle befanden sich aus diesem Grund vier Drucksensoren, welche die Belastung des Fusses auf Zehen-, Fussballen- und Fersenhöhe massen. Um die geforderte Stabilität im mittleren Teil beziehungsweise die nötige Beweglichkeit an Ferse und Vorderfuss zu gewährleisten, wurde die Sohle in drei Teile aufgeteilt. Die steife Komponente wurde aus einem üblichen Polylactide (PLA) gedruckt, während für die beiden elastischen Teile ein thermoplastisches Polyurethan (TPU) verwendet wurde.

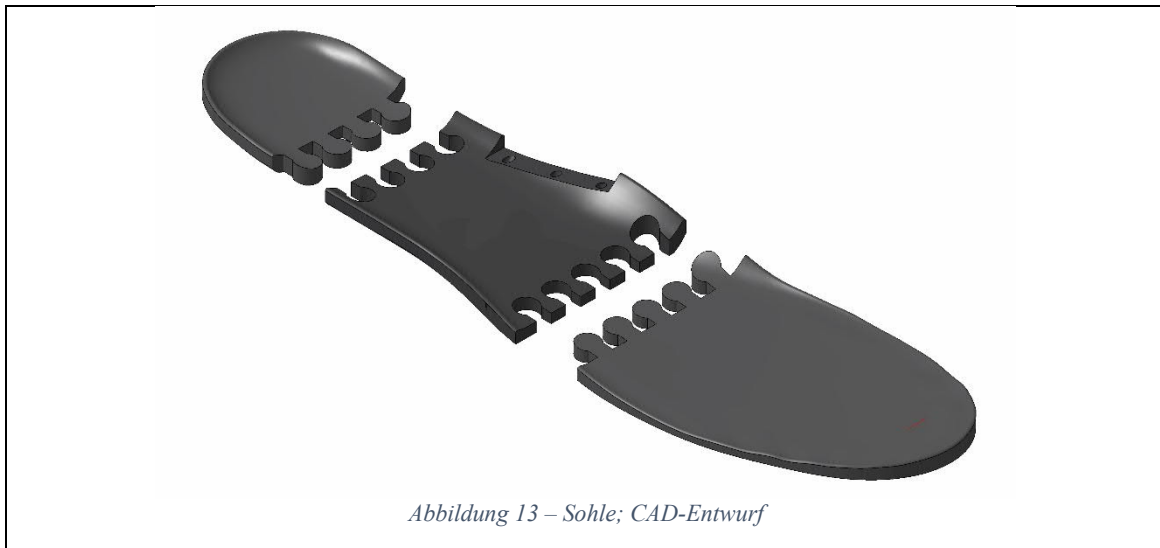
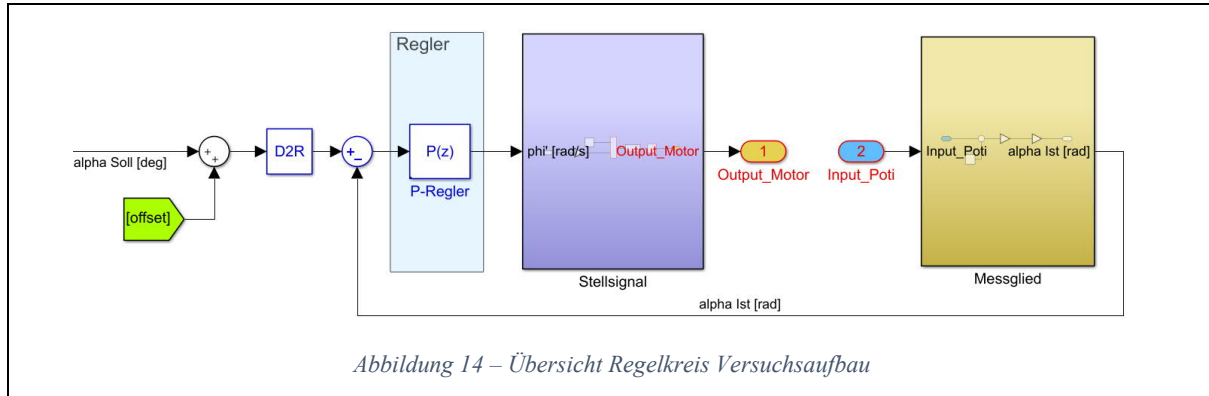


Abbildung 13 – Sohle; CAD-Entwurf

<b>Stärken:</b>		
a.)	Die Sohle konnte vollständig mit dem 3D-Drucker gefertigt werden.	
b.)	Die puzzleartige Verbindung der Sohlenteile hält zuverlässig.	
<b>Schwachstellen:</b>		<b>Verbesserungsvorschläge, Massnahmen:</b>
c.)	Drucksensoren sind an der Unterseite nur aufgeklebt und schlecht geschützt.	Bei Beibehaltung der dreiteiligen Lösung könnten die Drucksensoren ebenfalls miteingedruckt werden. Als Alternative wird eine Kombination von Schaumstoffsohle und 3D-Druck vorgeschlagen, wobei die 3D-Druckteile miteingeschäumt werden.
d.)	Trotz flexiblen Teilen der Sohle war es schwierig mit angezogenem System in den Schuh einzusteigen.	Die weichere, flexiblere Schaumstoffsohle würde den Einstieg in den Schuh vereinfachen.
e.)	Nach den durchgeführten Tests fielen dem Probanden Druckstellen auf Höhe des mittleren Sohlenstücks auf. Es ist zu vermuten, dass diese Druckstellen bei längerem Tragen verstärkt auftreten.	Die Schaumstoffsohle wäre eine ergonomischere Lösung, wobei die Abstützung auf dieser überdacht werden muss. Möglich wäre es ein stabiles Bauteil in Schaumstoffsohle mit einzuschäumen, dass die von der Stütze wirkenden Kräfte aufnehmen kann.

### 1.4.5 Fusswinkelregelung

In den Prototyp wurde eine Fusswinkelregelung (siehe Abbildung 14) integriert. Dies bedeutet, dass für die verschiedenen Gangphasen dem System jeweils ein Sollwert für den Fusswinkel vorgegeben wurde. Das STSA kontrahierte resp. löste die Strings bis der Sollwert mit dem über das Folienpotentiometer gemessenen Gelenkwinkel übereinstimmte.

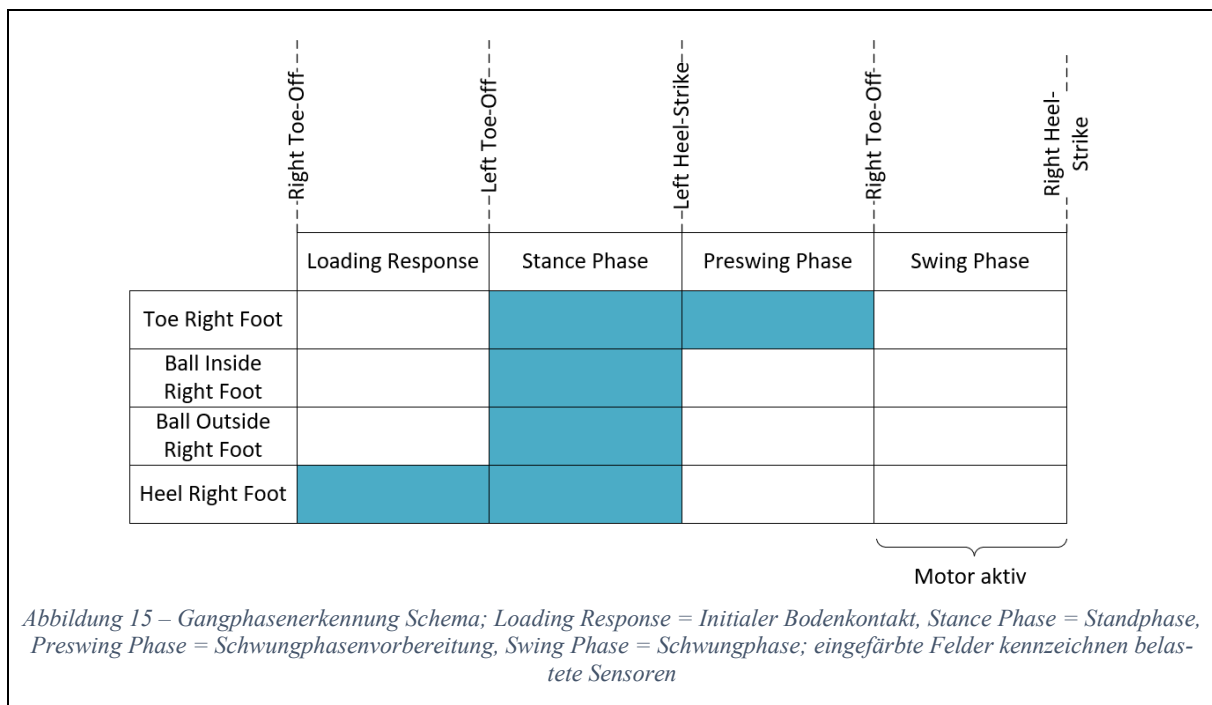


<b>Stärken:</b>	
a.)	Das physikalische System liess sich durch die erstellten Modelle einfach beschreiben und die benötigten Grössen waren ermittelbar.
b.)	Die Genauigkeit und Reaktionszeit der Winkelmessung war immer ausreichend und zuverlässig.
c.)	Die Auslegung des Reglers war für die getesteten Laufgeschwindigkeiten passend, so dass die Dynamik des menschlichen Ganges gut abgebildet werden konnte.
<b>Schwachstellen:</b>	
d.)	Die Sollwerte für den Fusswinkel mussten genau erreicht werden, da das STSA immer weiter Arbeit verrichtete. Dies war problematisch, da das STSA die Strings unabhängig von der Drehrichtung kontrahieren konnte. Beim Lösen der Strings konnte dies also zur Folge haben, dass während der Standphase der Fuss trotzdem angezogen wurde, weil der definierte Sollwert nicht erreicht wurde.
<b>Verbesserungsvorschläge, Massnahmen:</b>	
e.)	Die Fusswinkelregelung wurde mit einer Drehzahlregelung des Motors kombiniert. Dies machte es nicht möglich das Drehmoment des Motors während der Gangphasen, bei denen der Fuss Kontakt mit dem Boden hatte, auf null zu reduzieren. Dadurch musste gezwungenermassen für alle Gangphasen ein Sollwert definiert werden.
	Es sollte konstruktiv verhindert werden, dass das STSA in beide Richtungen Arbeit verrichten kann, so dass wenn das STSA vollständig abgewickelt ist, dieses nicht erneut beginnt die Strings zu kontrahieren. Ebenfalls wird vorgeschlagen, anstelle des Fusswinkels eine Kraft als Führungsgrösse in Betracht zu ziehen. Mit dieser neuen Regelungsart würde dem STSA dann ein Wert vorgegeben werden, mit welchem der Fuss hochgezogen werden soll. Probleme bei einer Kraftregelung werden im Sicherheitsaspekt gesehen. Ein zu starkes, schmerzverursachendes Hochziehen des Fusses muss mit Sicherheitselementen verhindert werden.
	Es ist zwingend nötig die Regelungsart des Motors von Drehzahl- auf Stromregelung umzustellen. Mit dem Strom kann dem Motor ein Sollwert für das Drehmoment vorgegeben werden. Für die Phasen, in welchen das STSA nicht weiter Arbeit verrichten soll, wird dem Motor dann ein Sollwert von null vorgegeben. In dieser passiven Einstellung würde das STSA soweit abwickeln, wie es für die Bewegung des Fusses notwendig ist. Falls sich die zuvor

		erwähnte Kraftregelung als Alternative für die bestehende Regelung herausstellen sollte, würde zudem die Komplexität der Regelung reduziert werden, da über das Drehmoment die vom STSA wirkende Kontraktionskraft bestimmt werden könnte.
--	--	--

### 1.4.6 Gangphasenerkennung

Die Gangphasenerkennung ist ein wichtiger Bestandteil der Funktionalität eines AAFOs. Wie bereits erwähnt, wurden zur Erkennung an der Unterseite der Sohle Drucksensoren angebracht. Die Gangphasenerkennung wurde in Stateflow entworfen. Stateflow ist ein Tool in der Simulinkumgebung, welches das Erstellen von Zustandsübergangsdiagrammen ermöglicht und direkt in das bestehende Modell integrieren lässt. Der menschliche Gang (siehe Abschnitt 2.1) wurde in die vier Phasen Initialer Bodenkontakt, Standphase, Schwungphasenvorbereitung und Schwungphase aufgeteilt. Die definierten Bedingungen der Sensorbelastung sind in Abbildung 15 abgebildet. Ein Sensor galt als aktiviert, wenn ein definierter Schwellwert überschritten wurde.



	<b>Stärken:</b>	
a.)	Das Testen des Prototyps im Selbstversuch war erfolgreich. Alle Gangphasen wurden für den Probanden mit gesundem Gangbild erkannt. Die Gangphasenerkennung funktionierte auch dann, wenn der Proband versuchte, beim Gehen einen Fallfuss nachzustellen.	
	<b>Schwachstellen:</b>	<b>Verbesserungsvorschläge, Massnahmen:</b>
b.)	Das Zustandsübergangsdiagramm verknüpfte alle Gangphasen so, dass beliebig zwischen diesen gewechselt werden konnte. Das bedeutet es musste keine vorbestimmte Abfolge der Gangphasen eingehalten werden. Dies kann zum Beispiel bei unvorhergesehenen Entlastungen der Drucksensoren zu einem Sprung in die Schwungphase führen, was zu einem	Die Zustände werden so verknüpft, dass eine festgelegte Reihenfolge erfüllt werden muss. Diese soll der üblichen Gangphasenfolge des Menschen folgen (vgl. Abbildung 15; von links nach rechts) Es ist zu prüfen, ob ein Anpassen der definierten Bedingungen oder der Schwellwerte für die Drucksensoren ebenfalls notwendig wird, damit die Schwungphase zuverlässig in jedem Zyklus ausgelöst wird.

	ungewollten Hochziehen des Fusses führt.	
c.)	Bisher wurden keine Sicherheits- resp. Fallbackfunktionen in die Gangphasenerkennung integriert, die verhindern, dass bei einer Fehlfunktion das STSA daran hindert, den Fuss weiter hochzuziehen. So soll beispielsweise verhindert werden, dass das STSA weiter die Strings kontrahiert, wenn die Schwungphase längere Zeit aktiv ist.	Kritische Gangphasen, bei welchen das STSA aktiv ist, sollen mit einem Timer versehen werden, welche beim Ablauf der gesetzten Zeit das STSA abstellen. Damit die Fallbackfunktionen effizient implementiert werden können, ist wiederum die in Abschnitt 1.4.1 beschriebene Stromregelung notwendig.



## 2 Theoretische Grundlagen

Im folgenden Kapitel wird auf den theoretischen Hintergrund des menschlichen Ganges und der Pathologie der Fussheberparese eingegangen. Ebenfalls wurden in diesem Kontext im Rahmen der letzten PA Messungen der anthropometrischen Daten des Unterschenkels und Fusses durchgeführt. Um die Dynamik des menschlichen Ganges besser einschätzen zu können, wurden in der PA auch statische Messungen der Fusshebekraft und eine Simulation in MATLAB Simulink durchgeführt. Mit den Erkenntnissen aus der Literatur und den durchgeführten Experimenten wurden die Randbedingungen für das AAFO bestimmt.

### 2.1 Der Gang des Menschen<sup>6</sup>

Der Gangzyklus eines Menschen umfasst die Zeitspanne zwischen zwei identischen Ereignissen während des Laufens und kann deshalb in zwei Phasen eingeteilt werden: die Standphase (der eine Fuss berührt den Boden) und die Schwungphase (wenn derselbe Fuss den Boden nicht berührt) [10] (siehe Abbildung 16).

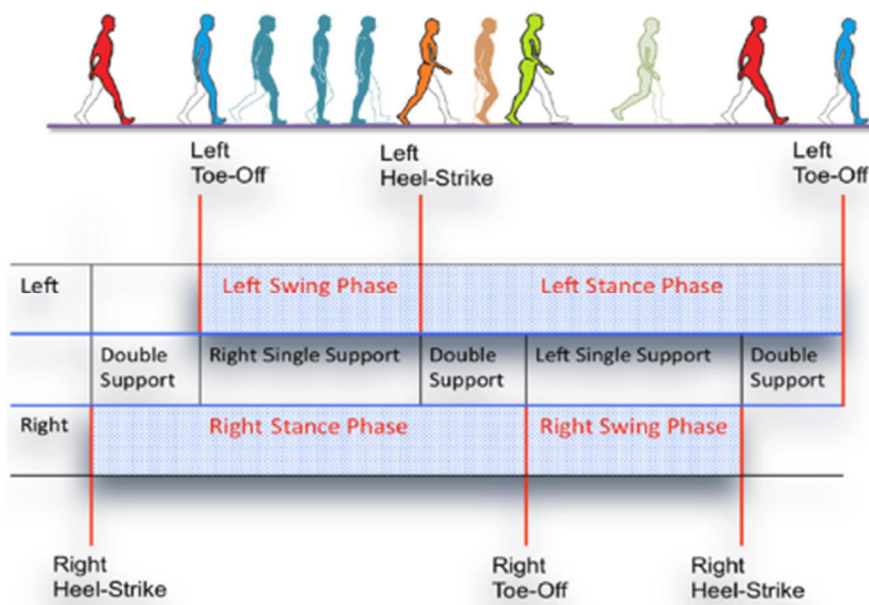


Abbildung 16 – Gangzyklus des Menschen [16]


Der menschliche Gangzyklus besteht grundsätzlich aus acht Gangphasen [10][17] (siehe Abbildung 17):

- **Initialer Bodenkontakt:** Diese Phase umfasst den Moment, in dem der Fuss mit dem Fersen den Boden berührt.
- **Belastungsantwort:** Diese Phase beginnt mit dem ersten Bodenkontakt und dauert solange bis der gegenüberliegende Fuss zum Schwingen angehoben wird. Das Knie wird zur Stossdämpfung gebeugt.
- **Mittlere Standphase:** Diese Phase ist der erste Teil, bei dem nur ein Bein den Körper trägt. Das Bein wird am stationären Fuss durch Dorsalflexion des Sprunggelenkes vorbeigezogen. Die mittlere Standphase gilt solange bis das Körpergewicht über dem Vorderfuss ausgerichtet ist.
- **Standphasenende:** Diese Phase vollendet den Teil, bei dem nur ein Bein den Körper trägt. Sie beginnt mit dem Anheben der Ferse und dauert solange an, bis der andere Fuss den Boden berührt. Während dieser Phase bewegt sich das Körpergewicht vor dem Vorfuss.

<sup>6</sup> Zu Verständnizwecken wurde der Text aus der PA übernommen und ergänzt.



- **Schwunghasenvorbereitung:** Das Ziel dieser Phase ist es, das Bein für das Schwingen zu positionieren. Sie beginnt mit dem initialen Kontakt des gegenüberliegenden Beines und endet mit dem Abheben des Fusses.
- **Initiale Schwunghase:** Diese Phase ist ungefähr ein Drittel der Schwunghase lang. Sie beginnt mit dem Abheben des Fusses vom Boden und endet, wenn der schwingende Fuss dem stehenden Fuss gegenüberliegt.
- **Mittlere Schwunghase:** Diese Phase endet, wenn das schwingende Bein nach vorne zeigt und die Tibia sich vertikal befindet.
- **Terminale Schwunghase:** Die terminale Schwunghase endet damit, dass der Fuss den Boden berührt.



Gangphasen	IC Initial Contact Initialer Bodenkontakt	LR Loading Response Belastungsantwort	MST Mid Stance Mittlere Standphase	TST Terminal Stance Standphasenende	PSW Pre Swing Schwunghasenvorbereitung	ISW Initial Swing Initiale Schwunghase	MSW Mid Swing Mittlere Schwunghase	TSW Terminal Swing Terminale Schwunghase
Gangzyklus	0 %	0 – 12 %	12 – 31 %	31 – 50 %	50 – 62 %	62 – 75 %	75 – 87 %	87 – 100 %
Hüfte	20° Flexion	20° Flexion	0° Flexion	-20° Hyperextension	-10° Hyperextension	15° Flexion	25° Flexion	20° Flexion
Knie	0° – 5° Flexion	20° Flexion	0° – 5° Flexion	0° – 5° Flexion	40° Flexion	60° – 70° Flexion	25° Flexion	0° – 5° Flexion
Sprungelenk	0°	5° – 10° Plantarflexion	5° Dorsalflexion	10° Dorsalflexion	15° Plantarflexion	5° Plantarflexion	0°	0°
Muskelaktivität	M. quadriceps femoris M. tibialis anterior M. gluteus medius M. gluteus maximus Ischiocrurale Muskulatur	M. quadriceps femoris M. tibialis anterior M. gluteus medius M. gluteus maximus M. adductor Magnus M. tensor fascia latae M. tibialis posterior M. peroneus longus	M. gastrocnemius M. soleus	M. soleus M. gastrocnemius M. flexor digitorum longus M. flexor hallucis longus M. tibialis posterior M. peroneus longus M. peroneus brevis	M. soleus M. gastrocnemius M. rectus femoris M. adductor longus	M. extensor hallucis longus M. flexor hallucis longus M. sartorius M. iliacus M. tibialis anterior	M. semimembranosus M. semitendinosus M. biceps femoris M. tibialis anterior	M. quadriceps femoris M. semitendinosus M. semimembranosus M. biceps femoris M. tibialis anterior
Funktionen	• Fersenkontakt mit dem Boden	• Stoßdämpfung in Knie und Sprunggelenk • Lastübernahme und Stabilität in der Hüfte • Vorwärtsbewegung durch Heel rocker	• kontrollierte Vorwärtsbewegung der Tibia • Verlagerung des Schwerpunktes nach vorne durch ankle rocker	• kontrollierte Dorsalextension am Sprunggelenk mit Ablösung der Ferse vom Boden	• passive Kniegelenkflexion von 40° • Plantarflexion des Sprunggelenks	• mind. 55° Knieflexion für genügend Bodenfreiheit	• zunehmende Hüftflexion auf 25° • Dorsalextension des Sprunggelenks bis Neutral-Null-Stellung	• Kniegelenkextension bis Neutral-Flexion • Vorbereitung auf Standphase

Abbildung 17 – Die acht Gangphasen des Menschen<sup>7</sup>

## 2.2 Pathologie der Fussheberparese (Drop Foot)<sup>8</sup>

Ein Drop Foot (manchmal auch Foot Drop) ist ein Krankheitsbild, das durch eine Schädigung der oberen Motoneuronen entsteht und welches dann zu einer motorischen Funktionsstörung führt [18] (siehe Abbildung 18). Die oberen Motoneuronen befinden sich im sogenannten Motocortex, dem motorischen Zentrum der Grosshirnrinde [19]. Diese Störung führt normalerweise dazu, dass Patienten den vorderen Teil des betroffenen Fusses während der Schwunghase des Laufens schlecht oder gar nicht mehr vom Boden heben können (auch Dorsiflexion genannt) [18][20]. Dies wiederum schränkt die Kapazität der Patienten für das Laufen stark ein [21].

<sup>7</sup> URL: <https://www.streifeneder.de/op/produkte/bewegungsanalyse-software> [Stand: 15.12.2018]

<sup>8</sup> Zu Verständnisszwecken wurde der Text aus der PA übernommen und ergänzt.



Abbildung 18 – Illustration eines Drop Foots<sup>9</sup>

Der Drop Foot entsteht am Häufigsten nach Kopf- und Rückenmarkverletzungen, Schlaganfällen, neurologischen Krankheiten (z. B. Multiple Sklerose, Zerebralparese, Poliomyelitis, Amyotrophe Lateralsklerose und Charcot-Marie-Tooth-Krankheit) und Erkrankungen der Muskeln (z. B. Muskeldystrophie) [18][23]. Bei Schlaganfall-Patienten mit resultierendem Drop Foot wird beispielsweise in der Rehabilitation versucht, eine Verbesserung der teilweise gelähmten (paretischen) Knöchelfunktion zu erstreben [21]. Trotzdem haben rund ein Drittel dieser Patienten nach Ablauf der Rehabilitation immer noch keine oder eine nur sehr eingeschränkte Gehfähigkeit [24]. Daher besteht ein grosser Bedarf, das Problem vom persistierenden Drop Foot und der daraus resultierenden eingeschränkten Gehfähigkeit zu behandeln [25].

<sup>9</sup> URL: <https://www.bodyorganics.com.au/pilates-strategies-foot-drop/> [Stand: 26.11.2018]

## 2.3 Funktionelle Anatomie

Die funktionelle Anatomie ist eine Teildisziplin der Anatomie und beschäftigt sich mit der Funktion der verschiedenen Körperstrukturen. Im Rahmen dieser BA wurden, die für die Entwicklung eines AAFOs zu erfüllenden Randbedingungen im menschlichen Körper beschrieben. Dazu wurden Messungen getätigt und Simulationen durchgeführt.

### 2.3.1 Messung von anthropometrischen Daten<sup>10</sup>

Eine grosse Herausforderung in der Auslegung einer AAFO besteht in den stark variierenden Abweichungen zwischen menschlichen Körpern. Die Konstruktion und Regelung sollen möglichst an jeden Menschen anpassbar sein. Aus diesem Grunde wurde eine Messreihe durchgeführt, um die Dimensionen der unteren Extremitäten besser zu verstehen. Ebenfalls wurden die Grössen im Kontext mit der darauffolgenden Messung der Fusshebekraft (siehe Abschnitt 2.3.2) aufgenommen. Diese sollen allfällige Unterschiede zwischen Probanden erklärbarer machen. Der Abbildung 19 können alle gemessenen Grössen mit ihrer genauen Position und Bezeichnung entnommen werden

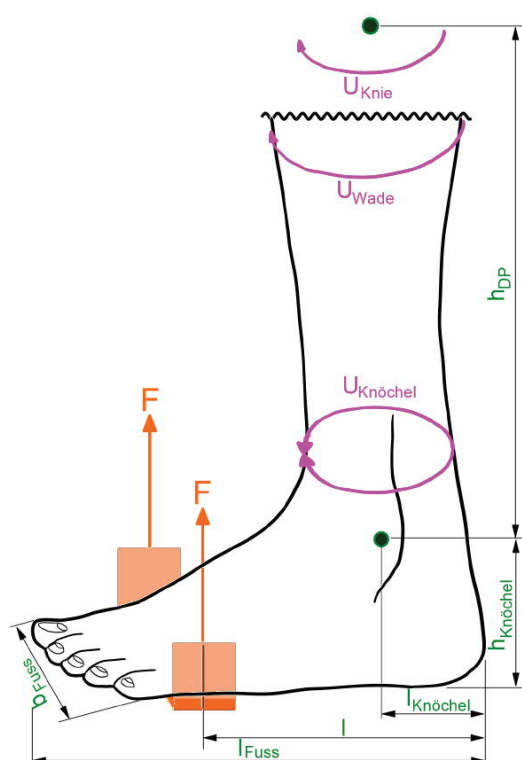


Abbildung 19 – Skizze eines Fusses mit allen Messgrössen

Die Gruppe der Probanden bestand aus sechs erwachsenen, männlichen Personen. In der Tabelle 2 sind der Median sowie das 95%-Perzentil für alle Messgrössen aufgelistet.<sup>11</sup>

Tabelle 2 – Anthropometrische Messdaten über sechs männliche Personen; Altersmedian = 24.0 Jahre; Gewichtsmedian 79.0 kg; Grössenmedian = 182.0 cm; Messungenauigkeit +/- 0.5 cm

Messgrösse	Median	95%-Perzentil
$l_{\text{Fuss}}$ in cm	26.3	27.9
$b_{\text{Fuss}}$ in cm	9.0	10.8
$l_{\text{Knöchel}}$ in cm	6.0	6.9
$h_{\text{Knöchel}}$ in cm	9.0	10.0
$h_{\text{DP}}$ in cm	43.0	45.8

<sup>10</sup> Zu Verständniszwecken wurde der Text aus der PA übernommen und ergänzt.

<sup>11</sup> siehe im digitalen Anhang unter «06 Messungen» für Rohdaten

$U_{\text{Knie}}$ in cm	34.0	39.3
$U_{\text{Knöchel}}$ in cm	22.5	26.8
$U_{\text{Wade}}$ in cm	39.0	45.0

Mit nur sechs Probanden lassen sich natürlich noch keine repräsentativen statistischen Aussagen machen. Jedoch wird die Notwendigkeit einer anpassungsfähigen AAFO-Konstruktion ersichtlich. Für das Konzept soll diese Erkenntnis miteingearbeitet werden.

### 2.3.2 Messung der Fusshebekraft<sup>12</sup>

Anschliessend an die Messung der anthropometrischen Daten wurde in einer weiteren Messung die benötigte Fusshebekraft mit denselben Probanden statisch gemessen. Die Fusshebekraft ist eine grundlegende Grösse für die Dimensionierung des STSAs. Sie steht in direkter Verbindung mit der bereitzustellenden Kontraktionskraft des Aktuators (siehe Abschnitt 3.2.4). Kräfte werden in dieser Arbeit nicht in der üblichen Einheit Newton genannt, sondern in Kilogramm. Auch wenn dies physikalisch nicht ganz korrekt ist, wurde zum besseren Verständnis und Einschätzung der Werte diese Anpassung vorgenommen. Dies ist oftmals eine übliche Beschreibung in der Biomechanik.

Für die Messung sass der Proband auf einem Möbel mit flacher, harter Oberfläche. Er sass dabei so, dass die Beine vollständig die vertikale Möbelfläche berührten, wobei die Füsse frei in der Luft hingen und möglichst entspannt waren. Wenn der Proband bereit war, wurde der Fuss mit der Kraftmessfeder (0 bis 10 kg) soweit hochgezogen, bis zwischen der Tibia und Fusssohle ein 90° Winkel erreicht wurde. Um die Krafteinleitung optimal zu gestalten und die Messergebnisse nicht zu stark zu verfälschen, wurde die Kraftmessfeder parallel zur Tibia angezogen. In Abbildung 20 und Abbildung 21 ist die Versuchsdurchführung zu sehen.



Abbildung 20 – Versuchsaufbau Messung von Fusshebekraft; Gesamtansicht



Abbildung 21 – Versuchsaufbau Fusshebekraft Messung; Seite

In der Tabelle 3 sind wieder der Median und das 95%-Perzentil zu sehen.<sup>13</sup> Die gemessene Fusshebekraft weist einen Median von 4.08 Kilogramm auf. Das 95%-Perzentil beträgt dabei 4.84 Kilogramm.

<sup>12</sup> Zu Verständniszwecken wurde der Text aus der PA übernommen und ergänzt.

<sup>13</sup> siehe im digitalen Anhang unter «06 Messungen» für Rohdaten

Beim Messen fiel auf, dass die verschiedenen Probanden unterschiedlich gut die Muskeln entspannen konnten. Daraus wird geschlossen, dass die Messwerte tendenziell zu hoch sind

Tabelle 3 – Fusshebekraft Messdaten

Messgrösse	Median	95%-Perzentil
l in cm	18.3	19.0
$l_{\text{Hebel}} = l - l_{\text{Knöchel}}$ in cm	12.5	12.9
F in kg	4.08	4.84

Wenn man die Messungen einzeln für den jeweiligen Probanden betrachtet, wird der Zusammenhang zwischen der benötigten Fusshebekraft und Grösse sowie Gewicht deutlich. Der maximal gemessene Wert beträgt 5.10 Kilogramm und ist damit genau doppelt so gross wie der kleinste.

### 2.3.3 Dynamik des Fusses beim Gehen<sup>14</sup>

Beim menschlichen Gang handelt es sich um einen dynamischen Vorgang. Die dabei entstehenden Kräfte und Momente sind für die Entwicklung einer AAFO und der zugehörigen Regelung miteinzubeziehen. Dazu wurde ein Modell entworfen, das helfen soll, diese Dynamik abzuschätzen.

Es wurden folgende Vereinfachungen getroffen:

- Der Fuss wurde als starrer Körper mit der Form eines Dreieckes mit einer homogenen Tiefe modelliert (siehe Abbildung 22). Für die Abmessungen wurden die gemessenen anthropometrischen Daten (siehe Abschnitt 2.3.1) verwendet.
- Der Rotationspunkt des Fussmodelles wurde in der oberen Spitze definiert. Die Rotationsachse ist in Abbildung 22 blau markiert.
- Der Fuss befindet sich für den gesamten Gangzyklus im leeren Raum. Kräfte, die beim Absteigen vom Boden auf den Fuss wirken oder von anderen Körperteilen ausgehen, wurden nicht beachtet.
- Zusätzlich wurden alle Muskelkräfte weggelassen, die ebenfalls ein Moment erzeugen würden. Die Vereinfachung stützt sich darauf ab, dass Patienten mit Fussheberparese die Muskeln nicht nutzen können und/oder oftmals stark zurückgebildete Muskeln haben.

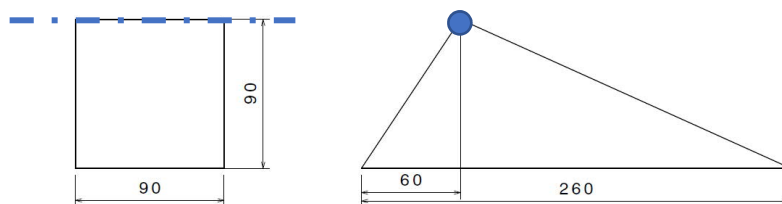


Abbildung 22 - Fussmodell für Simcape Simulation; Längenangaben in Millimeter

Die Berechnungen wurden mit Hilfe von MATLAB Simscape durchgeführt (siehe Abbildung 23). Dies erlaubte das Erstellen von physikalischen Modellen in der gewohnten Simulink Umgebung. Das System wird direkt in seinen einzelnen Komponenten aufgebaut. Für das benötigte Modell entspricht das einem Körperblock, in welchem das stp-File des Fussmodelles hinterlegt ist. Ebenfalls wird dem Körper in diesem Block eine Masse übergeben, welche zur Berechnung der Gravitationskraft und Trägheitskraft benötigt wird. Die verwendete Masse beträgt 1.67 Kilogramm und entspricht der in der Anforderungsliste vordefinierten Festanforderung (siehe Abschnitt 1.3). Des Weiteren wurde ein Gelenkblock eingefügt, welcher das Knöchelgelenk repräsentiert. Es verfügt über einen idealen Sensor, der das Moment ausgeben kann. Das Gelenk kann nun vorgegebene Winkel einstellen. Für die Berechnung wurden aus der Literatur entnommene Werte als Basis verwendet [15] (siehe Diagramm 1).

<sup>14</sup> Zu Verständnisszwecken wurde der Text aus der PA übernommen und ergänzt.



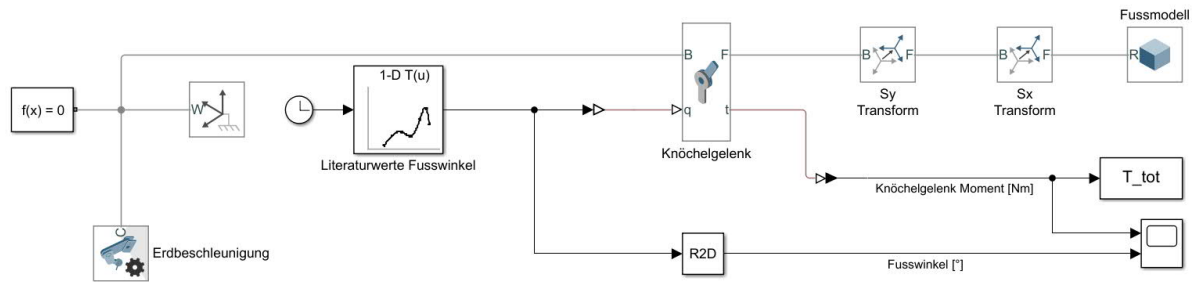


Abbildung 23 - MATLAB Simscape Modell

Es wird ausschliesslich die Schwungphase betrachtet. Diese ist von besonderem Interesse für die Betrachtung der Fussheberparese und entspricht am besten den angenommenen Vereinfachungen. Die Schwungphase entspricht ungefähr der zweiten Hälfte eines Gangzyklus.

### Wirkendes Moment im Knöchelgelenk während der Schwungphase und die zur Erzeugung benötigte Kraft

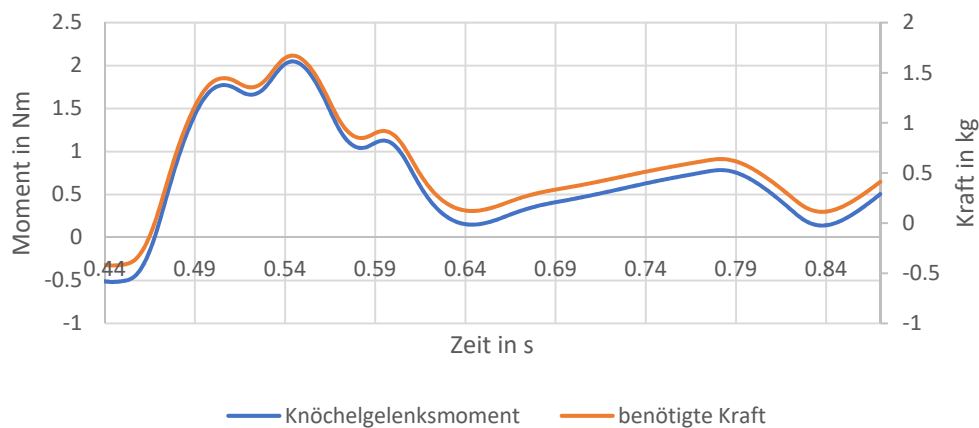


Diagramm 1 – Simscape Simulation für wirkendes Moment im Knöchelgelenk während Schwungphase (in blau) und die zur Erzeugung benötigte Kraft (in Orange); Basis für Simulation waren die Literaturwerte für den Knöchelgelenkwinkel [15]

Im Diagramm 1 ist zu sehen, dass ein maximales Moment von etwa zwei Newtonmetern resultiert. Es ist schwierig, die Werte auf ihre Plausibilität zu überprüfen. Es gibt in der Literatur zwar Werte für das innere Knöchelmoment, jedoch streben diese während der Schwungphase gegen null (siehe Abbildung 4). Ausserdem beziehen sich die Literaturwerte oftmals auf einen Menschen mit einem gesunden Gangbild. Die Wertentwicklung in der Literatur könnte dadurch zu erklären sein, dass die Muskeln, Gewebe, etc. die Momente, welche durch die Schwungdynamik entstehen, ausgleichen. Um diese Annahme zu verifizieren, wäre ein genaueres Modell notwendig, worauf im Kontext dieser Bachelorarbeit jedoch verzichtet wird.

Anschliessend wurde mit den Simulationsdaten die wirkende Kraft in der Fussspitze berechnet. Dazu wurden die zuvor erhaltenen Werte für das Moment durch den Abstand, also den Hebel, von der Fussspitze zum Gelenk geteilt (vgl.  $l_{\text{Hebel}}$  in Tabelle 3). Es entsteht eine maximale Kraft von ungefähr 1.6 Kilogramm. Das STSA soll mindestens fähig sein, diese Kraft zu übertragen.<sup>15</sup>

Wenn man den Median der statisch gemessene Fusshebekraft (4.08 Kilogramm) mit den Resultaten der dynamischen Simulation vergleicht, ist ein deutlicher Unterschied zwischen den beiden Werten zu erkennen. Wie bereits erwähnt, wird in den Messungen durch die entgegenwirkende Muskelkraft eine

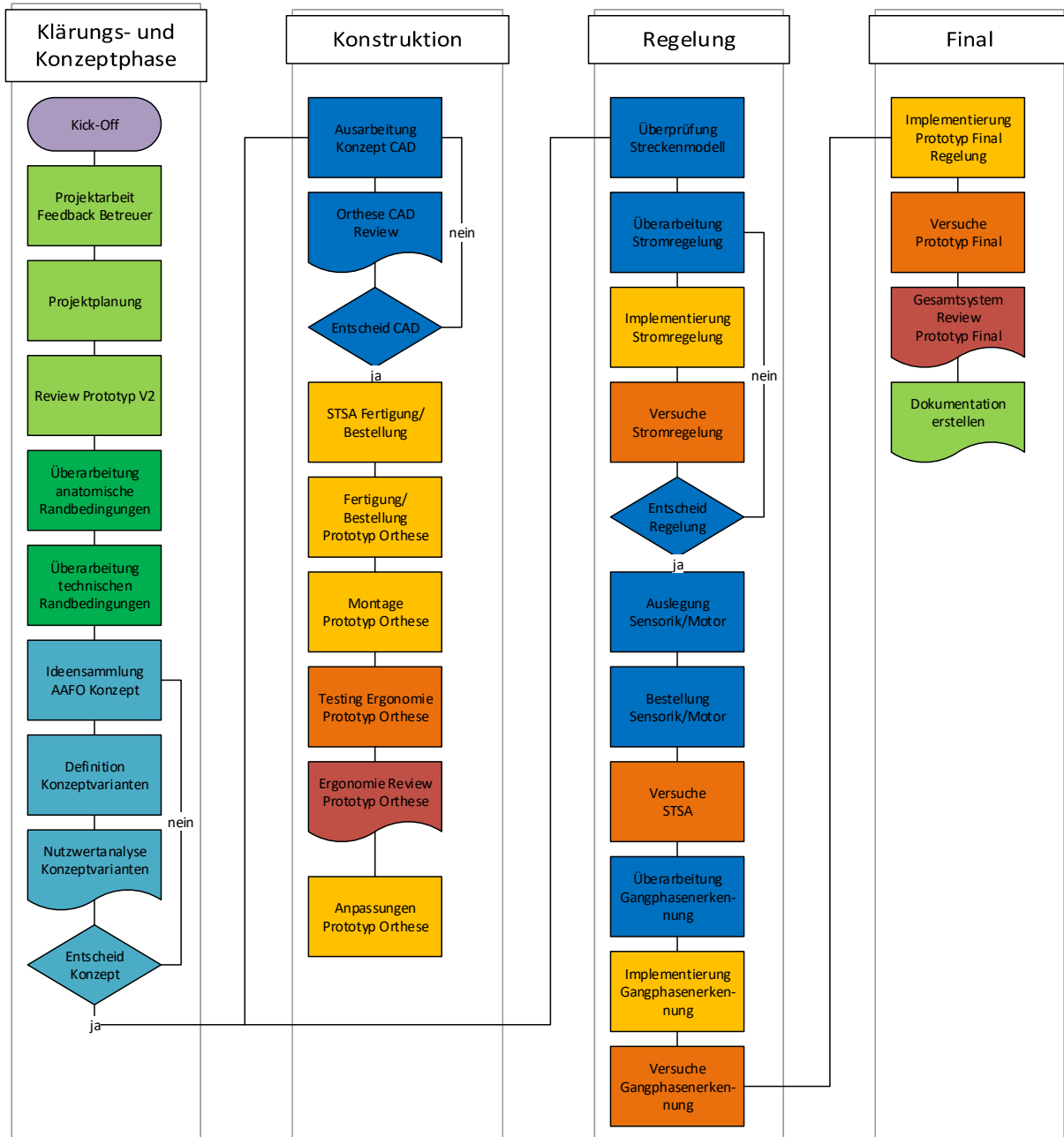
<sup>15</sup> siehe im digitalen Anhang unter «02 Berechnungen und Simulationen» für MATLAB-Skript

unbestimmt grosse Messunsicherheit vermutet. Für die Dimensionierung des AAFO wird daher der Wert aus den Simulationsdaten berücksichtigt.

### 3 Methoden

#### 3.1 Beschreibung der Vorgehensweise

Das folgende Flussdiagramm beschreibt die Vorgehensweise vom Projektteam bei der Entwicklung des neuen Prototyps V3 (im Folgenden «Prototyp» genannt). Die Legende am Ende der Seite erläutert die durchlaufenen Projektphasen.



#### Legende





## 3.2 Technische Randbedingungen

Zum besseren Verständnis des Systems wurden Randbedingungen definiert, welche dann zur Dimensionierung der Bauteile genutzt wurden.

### 3.2.1 Berechnungsmodell

Das Grundmodell für die Berechnungen und Abschätzungen blieb im Vergleich zur PA unverändert. Das Modell beschreibt das Problem rein geometrisch und vernachlässigt daher die Masse des Fusses. Das in Abbildung 24 zu sehende Modell wird im Folgenden kurz beschrieben:

- Punkt A entspricht dem Fussgelenk und ist das Zentrum der rotativen Bewegung, welche der Fuss (in blau) beim Hochziehen ausführt. Der Winkel  $\alpha$  ist entsprechend mit dem Fusswinkel gleichzusetzen.
- Punkt B symbolisiert den unteren Lagerbock, an welchem eine Umlenkung des Strings in Richtung des Aufhängepunktes am Fuss stattfindet (siehe Abbildung 25). Bei Berücksichtigung der Reibung entstehen hier Verluste beziehungsweise der String wird durch die Umschlingung (Euler-Eytelwein-Formel) gehemmt. In Abschnitt 3.2.4 werden diese Kraftverluste weiter erläutert. Die Verschiebung in x- bzw. y- Richtung ist konstruktiv bedingt.
- Punkt C ist der Aufhängepunkt des Fusses. Durch die Veränderung des Fusswinkels  $\alpha$  wandert der Punkt auf einem Kreis mit Radius L.

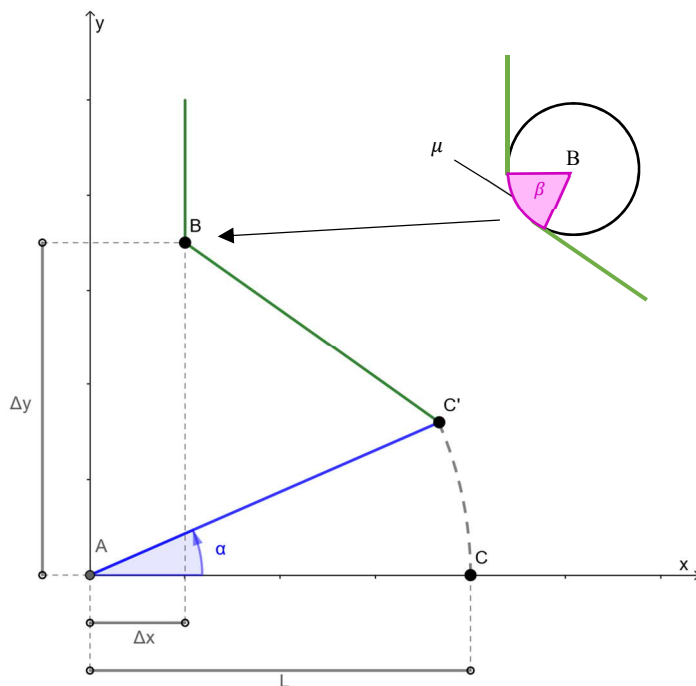


Abbildung 24 – Grundmodell Versuchsaufbau/Fuss für Berechnungen; A = Fussgelenk, B = STSA-Ausgang/Umlenkpunkt, C = Aufhängepunkt am Fuss; Fuss in blau, String in grün; gegebene Grössen:  $\Delta x$ ,  $\Delta y$ , L,  $\alpha$

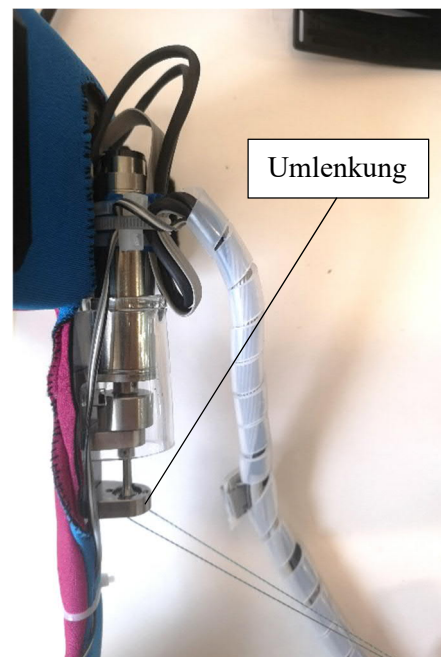


Abbildung 25 – Punkt B/unterer Lagerbock, an dem der String das STSA verlässt und in Richtung des Aufhängepunktes umgelenkt wird.

### 3.2.2 Abschätzung der Stringkontraktion

Eine wichtige Grösse zur Verifizierung des Modells und der Dimensionierung des STSA ist die Abschätzung der benötigten Kontraktion zur Erreichung eines gewünschten Fusswinkels  $\alpha$  (siehe Abbildung 26). Zur Beschreibung des Problems wurde die Vektorgeometrie angewendet. Die Idee bestand darin, den Abstand zwischen dem momentanen Punkt C und dem Punkt B als Vektor zu beschreiben. Diese Vorgehensweise wurde als besonders nachvollziehbar eingeschätzt und ermöglichte eine konsistente Art zur Beschreibung aller Randbedingungen.

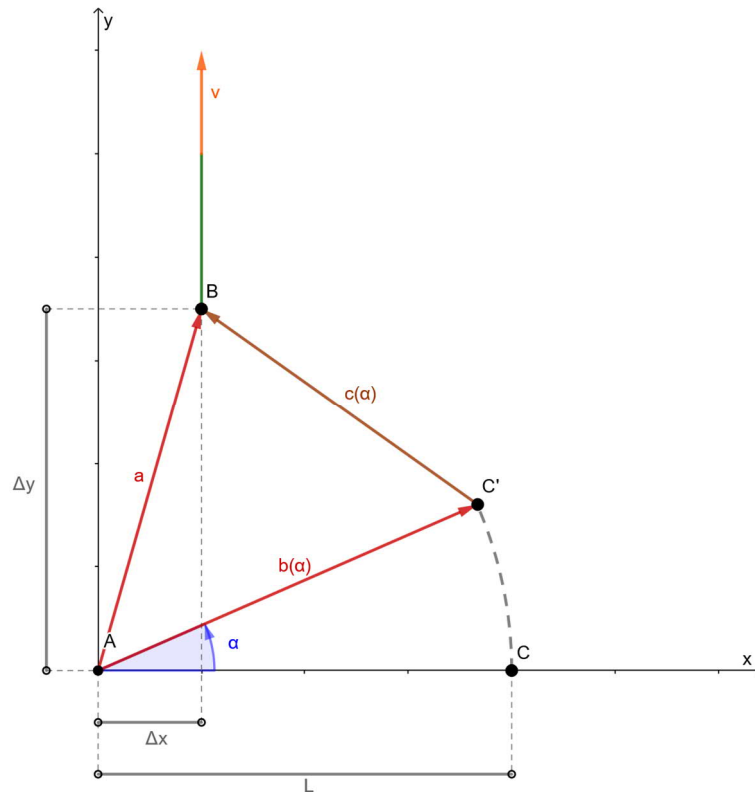


Abbildung 26 – Modell zur Abschätzung der Kontraktion und Kontraktionsgeschwindigkeit; vektorielle Berechnung; gegebene Grössen:  $\Delta x$ ,  $\Delta y$ ,  $L$ ,  $\alpha$

Der Vektor  $\vec{a}$  von A nach B ist durch die Konstruktion bestimmt und ist eine konstante Grösse. Sie entspricht:

$$\vec{a} = \begin{bmatrix} \Delta x \\ \Delta y \end{bmatrix} \quad (1)$$

Der durch den Fusswinkel  $\alpha$  veränderliche Vektor  $\vec{b}$  hängt von der Länge  $L$  ab. Mit Hilfe der Trigonometrie ergibt sich dieser. Der Fusswinkel selbst ist von der Zeit abhängig:

$$\alpha = \alpha(t) \quad (2)$$

$$\vec{b} = L \cdot \begin{bmatrix} \cos(\alpha) \\ \sin(\alpha) \end{bmatrix} \quad (3)$$

Der zwischen Punkt B und C gespannte String kann mit Hilfe der beiden Vektoren nun beschrieben werden, wobei der Betrag des erhaltenen Vektors der effektiven Länge des Strings bei einem Winkel  $\alpha$  entspricht:

$$\vec{c} = \vec{a} - \vec{b} = \begin{bmatrix} \Delta x \\ \Delta y \end{bmatrix} - L \cdot \begin{bmatrix} \cos(\alpha) \\ \sin(\alpha) \end{bmatrix} \quad (4)$$

$$c_\alpha = |\vec{c}| = |\vec{a} - \vec{b}| = \sqrt{(\Delta x - L \cdot \cos(\alpha))^2 + (\Delta y - L \cdot \sin(\alpha))^2} \quad (5)$$

Für die Neutralposition, in welcher der Winkel  $\alpha$  null Grad beträgt wird  $c$  zu:

$$c_0 = \sqrt{(\Delta x - L \cdot \cos(0))^2 + (\Delta y - L \cdot \sin(0))^2} = \sqrt{(\Delta x - L)^2 + \Delta y^2} \quad (6)$$

Die Kontraktion zwischen dem String in der Neutralposition und zu einem beliebigen Winkel wird dann also zu:

$$\Delta c = c_0 - c_\alpha \quad (7)$$

Das Modell wurde für die Kontraktion am Versuchsaufbau getestet, um die Plausibilität für die übrigen Messungen zu überprüfen. So wurden für vorgegebene Winkel der Sollwert der Kontraktion berechnet und anschliessend mit einer Messung verifiziert. In Diagramm 2 ist der Vergleich der Soll- und Ist-Kontraktion zu sehen. Trotz teilweise kleiner Abweichungen wird die Genauigkeit des Modells als gut eingeschätzt.

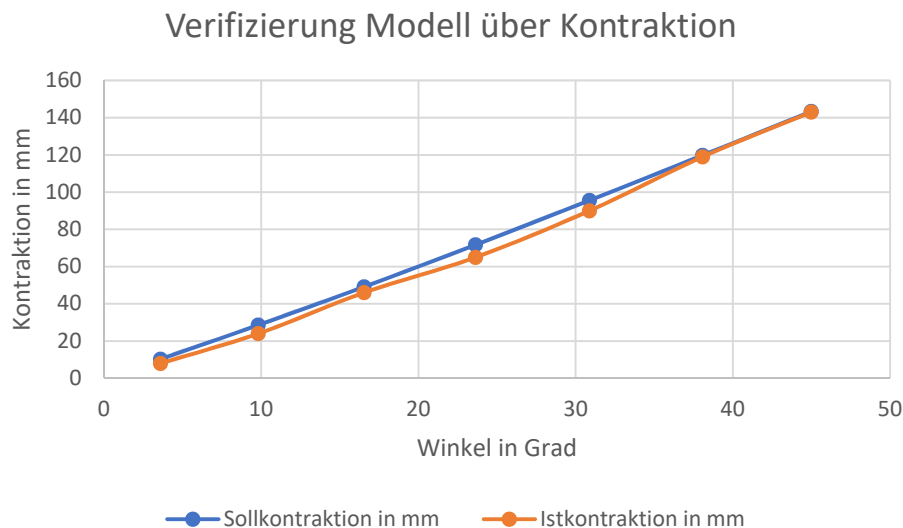


Diagramm 2 – Verifizierung Modell über Kontraktion; Vergleich der Soll- und Ist-Kontraktion am Versuchsaufbau

Mit Blick auf das Testen des Prototyps (siehe Abschnitt 3.6.2) wird an dieser Stelle eine weitere Formel eingeführt, welche eine Abschätzung der Stringkontraktion  $\Delta c$  über die Motorendrehzahl  $n$  ermöglichen soll. Die Kontraktion soll über den Wellenumfang abgeschätzt werden:

$$\Delta c = U_{welle} \cdot n = \pi \cdot d_{welle} \cdot n \quad (8)$$

Anschliessend wurden für die Literaturwerte für den Fusswinkel während eines Gangzyklus (vgl. Abbildung 5) in MATLAB<sup>16</sup> die benötigte Kontraktion berechnet [15]. In Diagramm 3 ist das Resultat zu sehen. Negative Werte entsprechen dabei einer Verlängerung des Strings, während positive Werte ein Verkürzen zeigen. Das Minimum und Maximum über den ganzen Zyklus betragen ca. minus 70 bzw. plus 25 Millimeter. Auch wenn das STSA nur während der Schwungphase (ungefähr zweite Hälfte) aktiv ist, ist es von Bedeutung bei der Kontraktion alle Phasen zu betrachten, um die Länge des Strings richtig zu dimensionieren. Die Gesamtkontraktion von 95 Millimetern wird daher als Mindestanforderung definiert.

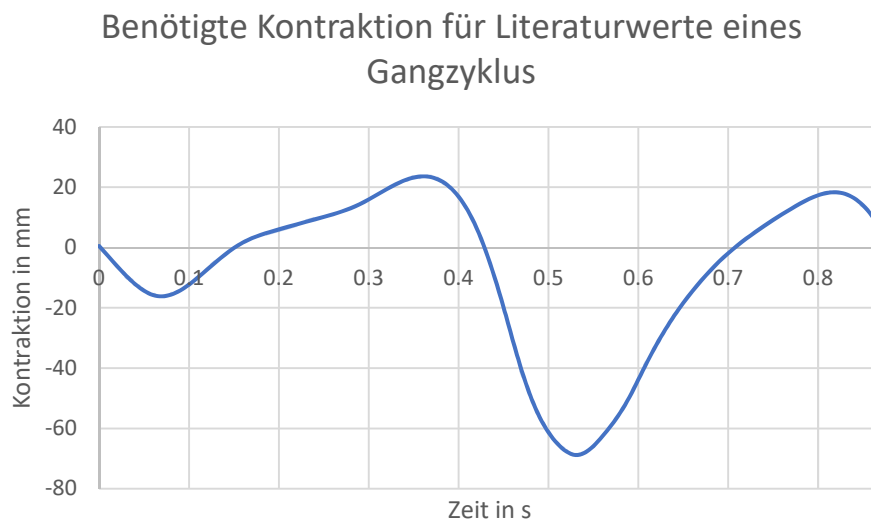


Diagramm 3 – Berechnete Kontraktionswerte für die Literaturwerte eines Gangzyklus; Werte grösser 0 entsprechen einer Kontraktion, analog dazu sind Werte kleiner 0 ein Verlängern

<sup>16</sup> siehe im digitalen Anhang unter «02 Berechnungen und Simulationen» für MATLAB-Skript

### 3.2.3 Abschätzung der Kontraktionsgeschwindigkeit

Die Kontraktionsgeschwindigkeit wurde zur Dimensionierung der Nenndrehzahl des Motors für die Schwungphase abgeschätzt. Sie entspricht der Ableitung der Zeitfunktion der Kontraktion. Da als Referenz jedoch die Literaturwerte genutzt wurden, handelte es sich um ein diskretes Problem mit fester Schrittweite:

$$\dot{\Delta c} = \frac{d(\Delta c)}{dt} = \frac{\Delta(\Delta c)}{\Delta t} \quad (9)$$

In Diagramm 4 sind die berechneten Werte für die Kontraktionsgeschwindigkeiten während der Schwungphase abgebildet<sup>17</sup>. Hier wurde bewusst der Bereich gewählt in welchem das STSA aktiv ist. Negative Geschwindigkeiten entsprechen hierbei einem Abwickeln des STSA bzw. dem Strecken des Fusses. Das Abwickeln soll nicht aktiv vom STSA unterstützt werden. Wenn der Motor inaktiv ist und damit das Drehmoment gleich null wird, reicht die Streckmuskulatur der unteren Extremität aus, um das STSA mit der nötigen Geschwindigkeit abzuwickeln. Die maximale Kontraktionsgeschwindigkeit liegt bei 0.6 Metern pro Sekunde. Diese muss vom Motor über die Drehzahl bereitgestellt werden.

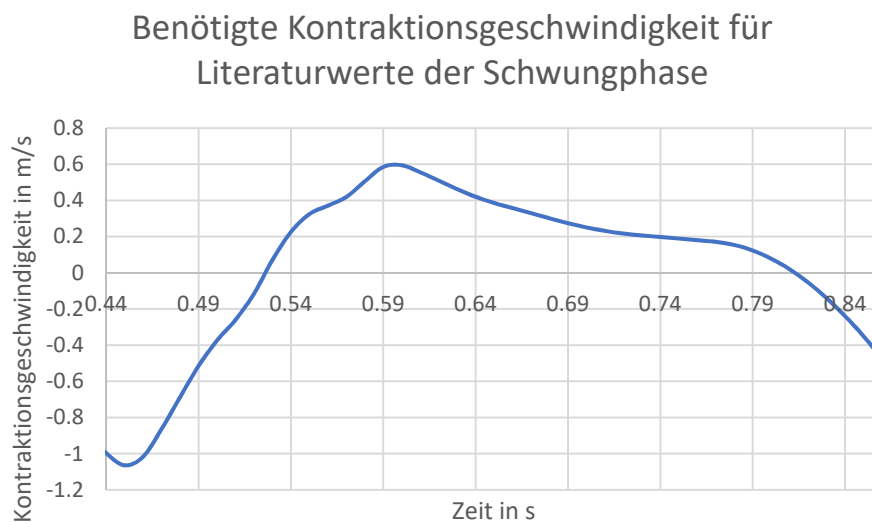


Diagramm 4 – Berechnete Kontraktionsgeschwindigkeiten für die Literaturwerte der Schwungphase [15]; Werte grösser 0 entsprechen dem Anziehen, analog dazu sind Werte kleiner 0 das Loslassen

<sup>17</sup> siehe im digitalen Anhang unter «02 Berechnungen und Simulationen» für MATLAB-Skript

### 3.2.4 Abschätzung der Kontraktionskraft

Um das vom Motor benötigte Drehmoment zu bestimmen, wurde ebenfalls die Kontraktionskraft abgeschätzt. Der in Abschnitt 2.3.3 bestimmte Maximalwert der Kraft (1.6 Kilogramm), welche nötig ist, um im Knöchelgelenk das gewünschte Drehmoment zu erzeugen, wird für die Berechnung der Kontraktionskraft weiterverwendet. In Abbildung 27 ist das gewohnte Modell mit den betrachteten Kräften zu sehen. Die vom STSA aufzubringende Kraft wurde mit und ohne Reibung im Punkt B berechnet. Dabei gilt für das Anziehen:

- ohne Reibung ( $\mu = 0$ ) wird  $F_1 = F_2$
- mit Reibung ( $\mu > 0$ ) gilt  $F_1 > F_2$ . Dabei ist die Beziehung zwischen den beiden Grössen in Abhängigkeit vom Umschlingungswinkel  $\beta$  und vom Reibungskoeffizienten  $\mu$ .

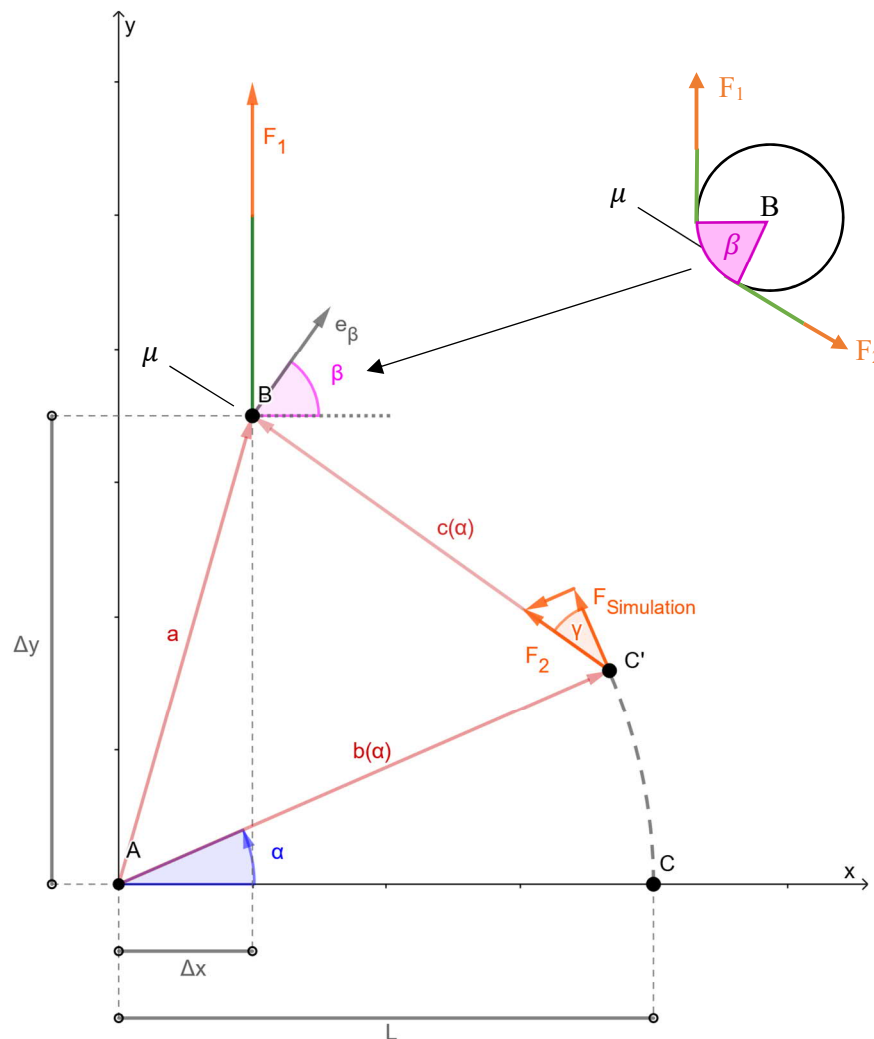


Abbildung 27 – Modell zur Abschätzung der Kontraktionskraft mit/ohne Reibung; gegebene Grössen:  $\Delta x$ ,  $\Delta y$ ,  $L$ ,  $\alpha$ ,  $\mu$

Zuerst wird der allgemeine Fall ohne Reibung betrachtet. Um die Kraft  $F_2$  resp. den Kraftanteil von  $\vec{F}_{Simulation}$  in Richtung  $\vec{c}$  zu erhalten, ist es notwendig den Winkel zwischen den beiden Vektoren zu bestimmen. Die Vektorenrichtung von  $F_{Simulation}$  liegt durch das Hebelgesetz immer senkrecht auf dem Fussvektor  $\vec{b}$  (siehe Formel (3)). Die beiden Vektoren sind genau dann senkrecht, wenn das Skalarprodukt null wird. Damit ergibt sich durch die Normierung der Richtungseinheitsvektor für  $\vec{F}_{Simulation}$ :

$$\vec{e}_{F_{Simulation}} = \frac{L \cdot \begin{bmatrix} -\sin(\alpha) \\ \cos(\alpha) \end{bmatrix}}{\left| L \cdot \begin{bmatrix} -\sin(\alpha) \\ \cos(\alpha) \end{bmatrix} \right|} \quad (10)$$

$$\vec{F}_{Simulation} = F_{Simulation} \cdot \vec{e}_{F_{Simulation}} \quad (11)$$

Der Zwischenwinkel zwischen den beiden Vektoren ist wie folgt definiert:

$$\gamma = \cos^{-1} \left( \frac{\vec{F}_{Simulation} \cdot \vec{c}}{|\vec{F}_{Simulation}| \cdot |\vec{c}|} \right) \quad (12)$$

Der Betrag von  $F_2$  entspricht im Kräfte Dreieck der Hypotenuse. Über die trigonometrische Beziehung ergibt sich damit die vom STSA benötigte Kraft für den reibungsfreien Fall:

$$F_2 = \frac{F_{Simulation}}{\cos(\gamma)} = F_1 \quad (13)$$

Um die Kraft im reibungsbehafteten Fall zu bestimmen, ist der Umschlingungswinkel in Punkt B notwendig. Dieser entspricht genau dem Winkel zwischen der x-Achse und einem auf  $\vec{c}$  normal stehenden Vektor. Dieser Einheitsvektor  $\vec{e}_\beta$  wird analog zu Gleichung (10) bestimmt:

$$\vec{e}_c = \frac{\vec{c}}{|\vec{c}|} = \begin{bmatrix} e_{cx} \\ e_{cy} \end{bmatrix} \quad (14)$$

$$\vec{e}_\beta = \begin{bmatrix} e_{cy} \\ -e_{cx} \end{bmatrix} \quad (15)$$

Der Umschlingungswinkel wird anschliessend gleich wie in Gleichung (12) berechnet:

$$\beta = \cos^{-1} \left( \frac{\vec{e}_\beta \cdot \vec{e}_x}{|\vec{e}_\beta| \cdot |\vec{e}_x|} \right) \quad (16)$$

Die reibungsbehaftete Kraft wird dann abschliessend mit der Seilreibungsformel (Euler-Eytelwein-Formel) berechnet:

$$F_1 = F_2 \cdot e^{\mu \beta} \quad (17)$$

Wie zuvor für die Kontraktion und die Kontraktionsgeschwindigkeit wurde mit Hilfe der Literaturwerte die benötigte Kontraktionskraft berechnet<sup>18</sup>. In Diagramm 5 wird diese Kraft für den reibungsfreien und auch den reibungsbehafteten Fall dargestellt. Für den Reibungskoeffizienten wurden Referenzdaten für die Materialpaarung Stahl-Polyethylen gesucht. Als Worst Case wurde bei entsprechender Paarung der Wert für trockene ( $\mu=0.30$ ) resp für den Best Case der für geschmierte ( $\mu=0.15$ ) Reibung verwendet [26][26]. Für die Auslegung des Motors soll der Worst Case berücksichtigt werden. Damit ergibt sich eine vom STSA erforderliche Kraft von ungefähr 2.9 Kilogramm.

<sup>18</sup> siehe im digitalen Anhang unter «02 Berechnungen und Simulationen» für MATLAB-Skript

### Benötigte Kontraktionskraft für Literaturwerte während der Schwungphase; reibungsfrei und reibungsbehaftet

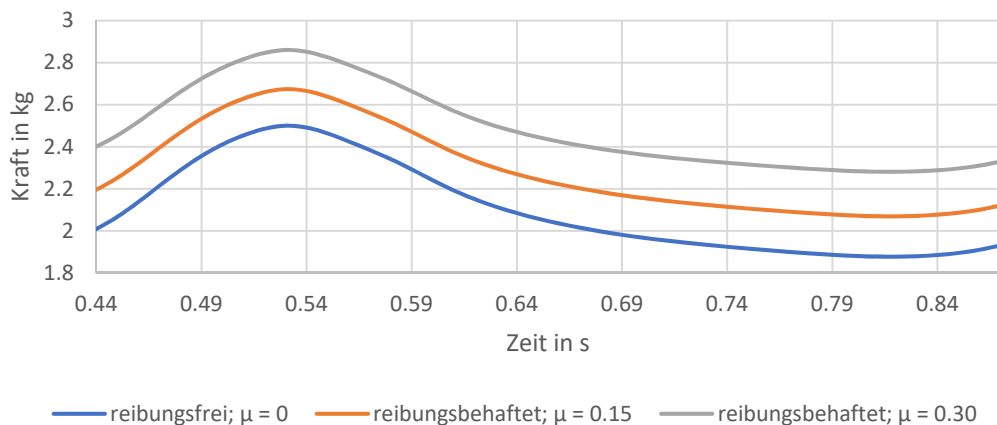


Diagramm 5 – Benötigte Kontraktionskraft für Literaturwerte während der Schwungphase [15]; Maximalkraft aus Simulation  $F_{Simulation}=1.6$  kg; Die Reibungskoeffizienten entsprechen der Werkstoffpaarung Stahl-Polyamid geschmiert ( $\mu=0.15$ ) und trocken ( $\mu=0.30$ ) [26]

### 3.2.5 Dimensionierung des Motors und der STSA Welle

Wie bereits im Review zum Prototyp V2 in Bezug auf das STSA erwähnt (siehe Abschnitt 1.4.1), war nicht die Kontraktionsgeschwindigkeit, sondern die Kontraktionskraft nicht ausreichend, um den Fuss genügend anzuheben. Als kritischere Grösse für den Motor wird daher das zu übertragende Drehmoment betrachtet. Für die Kraft  $F$  wurde die in Abschnitt 3.2.4 geschätzte Kontraktionskraft für den Fall der trockenen Reibung verwendet (ca. 2.9 kg). Für die Dimensionierung wurde diese Kraft zur Sicherheit auf 3.5 Kilogramm (Sicherheitsfaktor  $s=1.25$ ) erhöht. Das Drehmoment ist durch folgende Formel definiert:

$$M = F \cdot \frac{d_{welle}}{2} \quad (18)$$

Die Kontraktionsgeschwindigkeit (siehe Abschnitt 3.2.3) wurde mit dem gleichen Sicherheitsfaktor zu 0.75 Metern pro Sekunde. Die Formel zur Berechnung der Drehzahl sieht wie folgt aus:

$$v = \omega \cdot \frac{d_{welle}}{2} = \frac{n \cdot 2\pi}{60} \cdot \frac{d_{welle}}{2} \rightarrow n = \frac{60 \cdot v}{\pi \cdot d_{welle}}, \text{ wobei } v = \dot{\Delta}c \quad (19)$$

In Diagramm 6 ist die Gegenüberstellung des Motorenmomentes und der -drehzahl für verschiedene STSA Wellendurchmesser dargestellt. Wie zu sehen ist, steigt mit grösserem Durchmesser das benötigte Drehmoment bzw. die Drehzahl sinkt. Anhand der berechneten Daten wurde ein passendes Motorenmodell gesucht. Dabei sollte der Motor wie in Abschnitt 1.4.1 erwähnt kompakter und leichter werden. Da die kleineren Motoren oftmals über stark begrenzte Nenndrehmomente verfügen und die Nenndrehzahl in den meisten Fällen über den für alle Durchmesser benötigten Werten lag, wurde entschieden, den Wellendurchmesser soweit wie möglich zu minimieren.



### Notwendiges Motorenmoment und -drehzahl in Abhängigkeit des STSA Wellendurchmesser

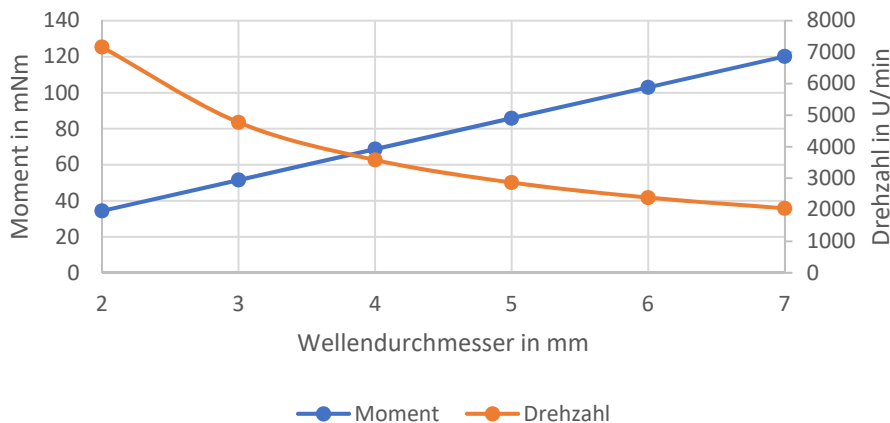


Diagramm 6 – Notwendiges Motorenmoment resp. -drehzahl zur Erzeugung der geschätzten Kontraktionskraft und -geschwindigkeit

Für die Wellenauslegung war es nötig die maximal wirkenden Momente während des Betriebes zu kennen. Dazu wurde für die weiteren Berechnungen ein die Anforderungen erfüllendes Motorenmodell gewählt<sup>19</sup>, um die Referenzdaten dem Datenblatt entnehmen zu können. Aufgrund der schnell alternierenden Drehrichtungen wird als Referenzwert das Bremsmoment angewendet. Dies entspricht beim gewählten Modell wegen der sehr tiefen mechanischen Anlaufkonstante knapp einem Newtonmeter.

Zur Auslegung der STSA Welle wurden die maximal zulässigen Schubspannungen für die verschiedenen Durchmesser berechnet:

$$\tau_{max} = \frac{M_t}{I_p}, \text{ wobei } I_p = \frac{\pi \cdot d_{welle}^4}{32} \quad (20)$$

In Diagramm 7 werden die zulässigen Schubspannungen für die verschiedenen Wellendurchmesser dargestellt. Als Werkstoff für die Welle steht ein nichtrostender austenitischer Stahl (1.4305; Zugfestigkeit  $R_m=750$  MPa) zur Verfügung. Wie zu sehen ist, würde der Werkstoff die Anforderungen für alle Wellendurchmesser erfüllen. Dennoch ist zu sagen, dass mit einem Durchmesser von zwei Millimeter die Schubspannung nur knapp unter dem zulässigen Wert ist. Um die Bauteilsicherheit zu erhöhen, wurde eine Welle mit drei Millimeter Durchmesser gewählt (Sicherheit  $s = 4$ ). Ausserdem ist anzumerken, dass zusätzlich Risiken in der Fertigung einer solchen Welle gesehen wurden. Das Problem wurde darin vermutet, dass durch das Längen-Durchmesser-Verhältnis und die fehlende Abstützung am vorderen Ende, das Bauteil Vibrationen aufweist oder weggedrückt wird. Dies wollte man bestmöglich verhindern, da bei dieser Anwendung eine gute Oberfläche notwendig ist, um Reibung zu minimieren.

Das für die Auslegung gewählte Motorenmodell wurde beibehalten. Dieses verfügt über ein Nenndrehmoment von 54.5 mNm und eine Nenndrehzahl von 16'900 Umdrehungen pro Minute. Beide Anforderungen werden damit erfüllt (vgl. Diagramm 6, Durchmesser 3 mm).

<sup>19</sup> siehe im digitalen Anhang unter «09 Datenblätter» für weitere Informationen zum Motor

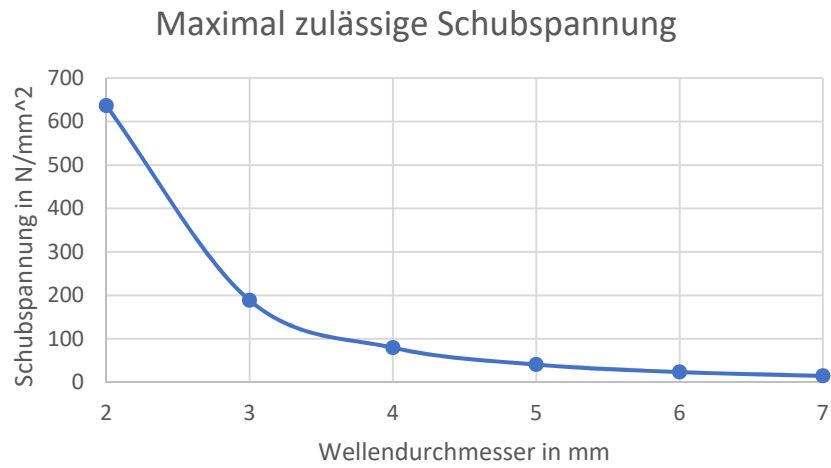


Diagramm 7 – Maximal zulässige Schubspannung für unterschiedliche Wellendurchmesser bei einem wirkenden Torsionsmoment resp. Bremsmoment von 1 Nm

### 3.3 Konzept des Prototyps

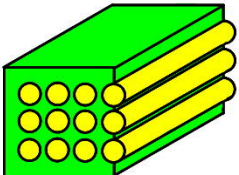

Mit den Erkenntnissen aus dem Review des Prototypen V2 (siehe Abschnitt 1.4) und den überarbeiteten anatomischen und technischen Randbedingungen (siehe Abschnitt 2.3 und 3.2) wurde ein neues Konzept für einen Prototyp V3 ausgearbeitet, welcher wie erwähnt das Testen mit Probanden im Rahmen einer vorklinischen Studie ermöglichen soll.

#### 3.3.1 Morphologischer Kasten





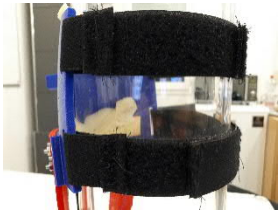



Um die für einen Prototyp erarbeiteten Ideen zusammenzufassen und daraus zwei Konzeptvarianten abzuleiten, wurde der zuvor in der PA erstellte morphologische Kasten überarbeitet und mit weiteren Ideen ergänzt. Mit Farbe wurde jeweils der für eine Teilfunktion gewählte Lösungsansatz markiert. Kombiniert man alle Teilfunktionen ergibt sich jeweils ein Gesamtkonzept für die Lösung der Problemstellung.

Funktionssatz: Positionieren, fixieren und halten eines passenden STSA-Systems unter Vermeidung der Bewegungseinschränkung des Trägers

● Variante 1 ● Variante 2

	Variante					
Teilfunktion	1	2	3	4	5	6
Formschluss erzeugen	 <p>Verbundwerkstoff</p>	 <p>20 Textil + Metall (versteifte Schiene)</p> <p>● ●</p>				

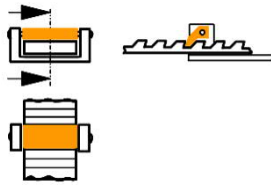
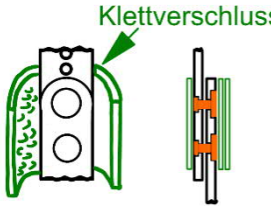
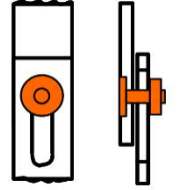

<sup>20</sup> URL: [https://www.kunststoffe.de/\\_storage/asset/2862604/storage/chv-zoom/file/29406576/14185692.jpg](https://www.kunststoffe.de/_storage/asset/2862604/storage/chv-zoom/file/29406576/14185692.jpg) [Stand: 05.03.2019]

Teilfunktion	Variante					
	1	2	3	4	5	6
Druckstellen vermeiden	 <p>21 Gel (AirGel)</p> 	 <p>22 Polster</p> 	<p>Formschluss (hoher Anpassungsaufwand pro Proband)</p>	<p>Kontaktfläche maximieren</p>		
Orthese fixieren	 <p>23 Klettverschluss</p>	<p>Gurte</p> 	 <p>Elastische Bänder</p> 			

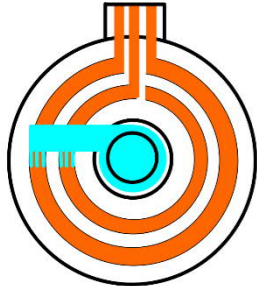
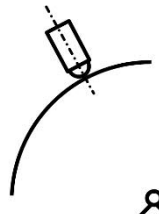
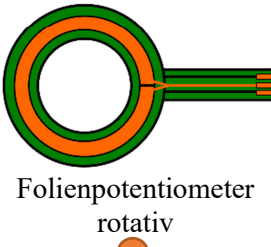
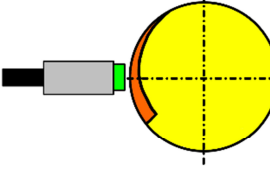
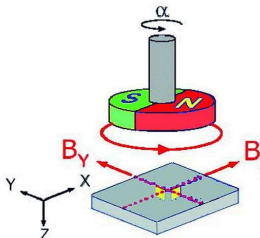


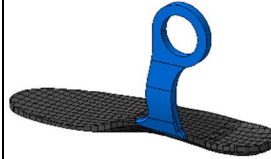
<sup>21</sup> URL: <https://bandagenshop.ch/181-thickbox/air-gel.jpg> [Stand: 29.10.2018]

<sup>22</sup> URL: [https://media.ottobock.com/web-site/neurostimulation/walkon/images/walkon\\_polster\\_1\\_1\\_teaser\\_fallback\\_retina.jpg](https://media.ottobock.com/web-site/neurostimulation/walkon/images/walkon_polster_1_1_teaser_fallback_retina.jpg) [29.10.2018]

<sup>23</sup> Prototyp BA2018; Exoskelett zur Vermeidung des Foot-Drops. Feuerstein. Rüedi.




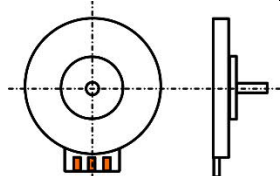
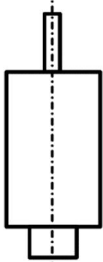

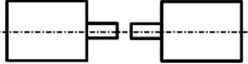
Teilfunktion	Variante					
	1	2	3	4	5	6
Verstellbarkeit ermöglichen (Gelenk)	 <p>Snowboardbindung-Konzept</p> <p style="text-align: center;">●</p>	 <p>Klettverschluss</p> <p>Bündel Uhr</p>	 <p>Schraube → zusammenpressen</p> <p style="text-align: center;">●</p>	Riffelung		
Verstellbarkeit ermöglichen (Wade/Schienbein)	flexible Werkstoffe (Textilien)	Schale aus Verbundwerkstoff mit Aussparungen (Biegesteifigkeit richtungsabhängig)	 <p>24 Snowboard Boot Lacing System</p> <p style="text-align: center;">●</p>	Feststellschieber		

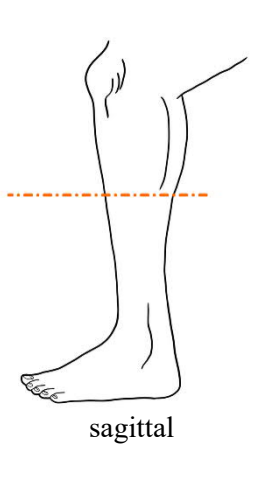
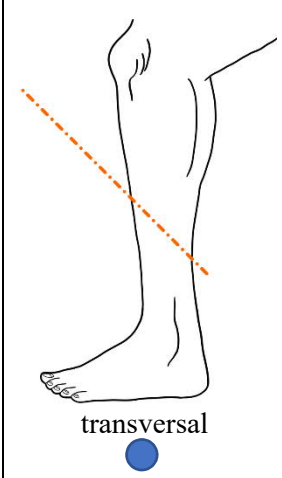
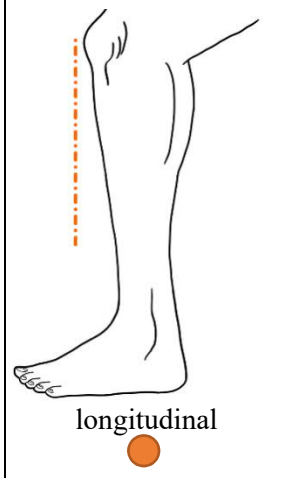





<sup>24</sup> URL: [https://i.ytimg.com/vi/GRYub68ZR\\_Q/maxresdefault.jpg](https://i.ytimg.com/vi/GRYub68ZR_Q/maxresdefault.jpg) [Stand: 30.10.2018]

	Variante					
Teilfunktion	1	2	3	4	5	6
Winkelmessung ermöglichen	 <p>Folienpotentiometer kompakt</p>	 <p>Folienpotentiometer linear</p>	 <p>Folienpotentiometer rotativ</p>	 <p>Induktionssensor</p>	 <p>25 Hall Sensor</p>	 <p>Kompakter Encoder</p>
Abstützung erlauben	 <p>26 An Schuhsohle fixiert</p>	 <p>Mit Einlegesohle verbunden</p>	<p>Keine</p>			

<sup>25</sup> URL: [https://cdn.weka-fachmedien.de/thumbs/media\\_uploads/images/1383817595-16-novotechnikbild2.jpg.950x534.jpg](https://cdn.weka-fachmedien.de/thumbs/media_uploads/images/1383817595-16-novotechnikbild2.jpg.950x534.jpg) [Stand: 06.03.2019]

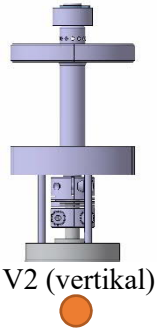
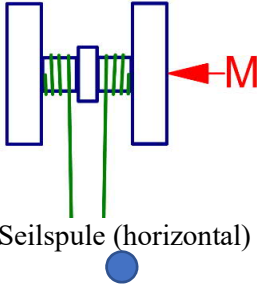
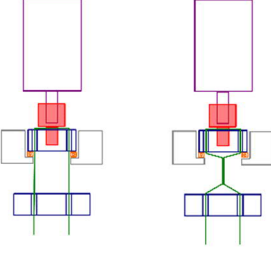
<sup>26</sup> URL: <https://fotos.mtb-news.de/p/2311328> [Stand: 06.03.2019]

Teilfunktion	Variante					
	1	2	3	4	5	6
Sohle fertigen	 <p>Schaumsohle (unabhängig)</p> 	 <p>Puzzlesohle (→Stabilität)</p>				
Motorkonzept	 <p>Flachmotor</p>	 <p>V2 Lsg</p> 	 <p>Zwei Motoren</p>			

	Variante					
Teilfunktion	1	2	3	4	5	6
Ausrichtung Motor	 <p>sagittal</p>	 <p>transversal</p>	 <p>longitudinal</p>			
Fuss aufhängen	 <p>Schlaufe V1</p>	 <p>Schnürsenkelaufhängung</p>	 <p>Schuhstülpe aus Gummi</p>	 <p>Einfürung in Schuhprofil mit Stift</p>	 <p>Spezifischer Schuh</p>	<p>Gurte</p>

<sup>27</sup> URL: <https://www.on-running.com/de-ch> [Stand: 07.06.2019]



Teilfunktion	Variante					
	1	2	3	4	5	6
Strings kontrahieren	 <p>V2 (vertikal)</p>	 <p>Seilspule (horizontal)</p>	 <p>TSA</p>			
Überlastschutz garantieren	Anschlag Gelenk	Sollbruchstelle String	Motor ausschalten Leistungsspitze			

### 3.3.2 Konzeptvarianten

Für die zwei aus dem morphologischen Kasten erstellten Gesamtkonzepte für die Problemstellung wurden einfache Skizzen erstellt. Die beiden Konzepte wurden bewertet, verglichen und schliesslich wurde eines gewählt, welches weiterverfolgt wurde. Die beiden Konzepte werden im Folgenden vorgestellt.

#### 3.3.2.1 Konzeptvariante 1

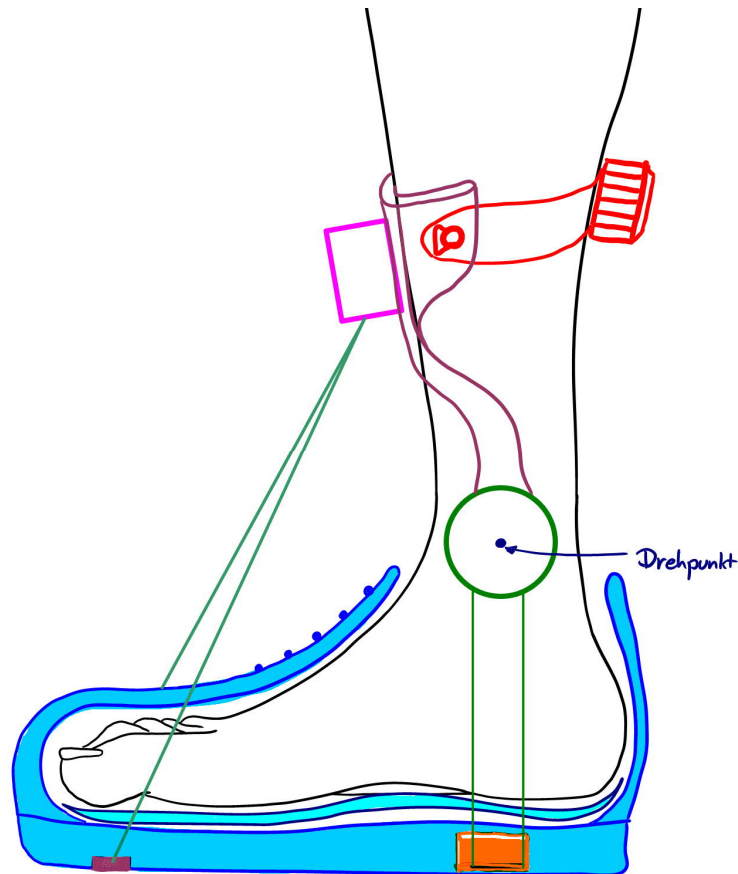


Abbildung 28 – Skizze Konzeptvariante 1

In Abbildung 28 ist die Konzeptvariante 1 abgebildet. Um eine möglichst direkte Kräfteinwirkung zu erreichen, konzentriert sich diese Lösungsvariante auf eine Abstützung an der Schuhsohle selbst. Diese Abstützung soll mittels einer Einfräsung in die Sohle eingelassen werden. Auch die Kräfteinwirkung des Aktuators soll über einen Stab oder eine Platte, die unter den Zehen in die Sohle eingeklebt wird, direkt eingeleitet werden. Durch die externe Anbringung der Stütze auf der medialen Seite, kann das Gelenk in sagittale und transversale Richtung auf die Gelenksachse eingestellt werden. In longitudinale Richtung kann die Abstützung durch Verschieben und Einklemmen der Stütze realisiert werden. Im Gelenk mit einem Anschlag als Sicherheitselement wird zur Messung des Winkels ein kompakter Encoder eingesetzt. Die Verbindung zur Schienbeinstütze wird mit einem steifen Verbundwerkstoff, wie CFK gefertigt, der gleichzeitig die Stabilität für den Aktuator gewährleistet. An der Schienbeinstütze wird mittels einem Komposit aus Kunststoff und AirGel eine formschlüssige Verbindung erzielt. Diese Verbindung soll mit einem Gurt fixiert und mit einem, in den Gurt integrierten, BOA Snowboard Boot Lacing Verschluss zugezurrt werden. Der Aktuator wird in dieser Lösungsvariante als horizontale/transversale Seilspule ausgeführt, welche die Strings aufrollt und so die Kontraktion generiert. Der Motor wird parallel zur Seilspule angeordnet und versetzt die Seilspule über ein Zahnrad in Rotation. Während dem Gang werden die Gangphasen mit einer unabhängigen Sohle, in der die Drucksensoren eingeschäumt sind, ausgemessen.

## 3.3.2.2 Konzeptvariante 2

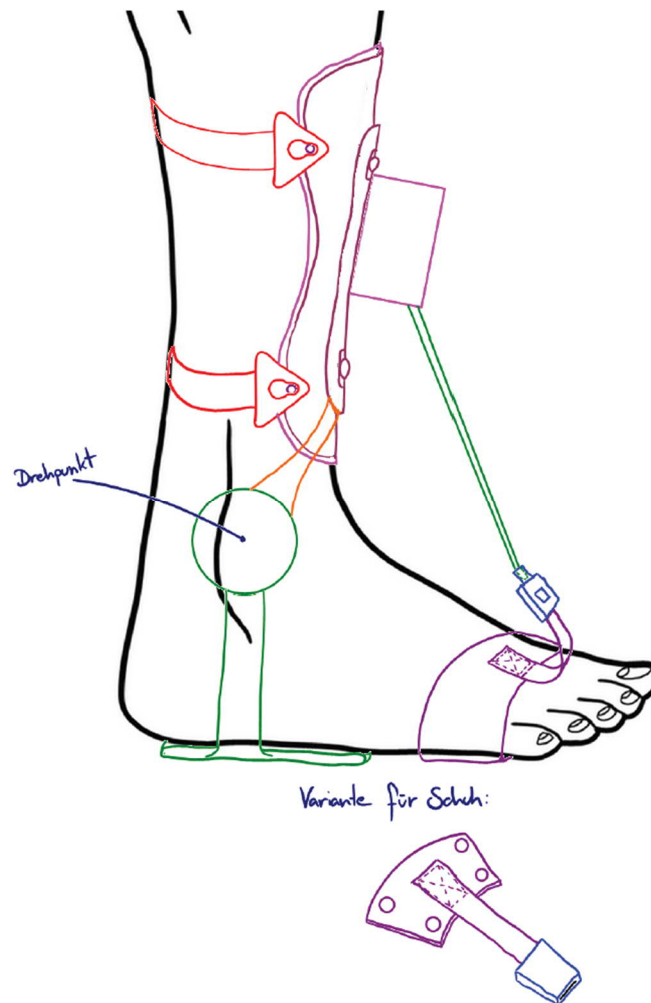


Abbildung 29 – Skizze Konzeptvariante 2

Bei der Lösungsvariante 2 in Abbildung 29 steht die Kompaktheit der Orthese im Vordergrund, weshalb sie in den Schuh eingelassen wird. Dabei wird die Stütze direkt mit der Sohle verbunden. Ein starres Teil aus Kunststoff wird an der lateralen Seite in die Sohle miteingegossen, an dem die Stütze fixiert wird. An den Kunststoffflächen weist die Stütze ein ebenes Rändelmuster auf und kann an der Orthese mit Klemmschrauben fixiert werden. Dadurch ist eine Ausrichtung in longitudinale und sagittale Richtung auf die Gelenksachse möglich. Die transversale Ausrichtung soll mittels der Elastizität des Stützenwerkstoffs realisiert werden. Die Winkelmessung wird mit einem rotativen Folienpotentiometer im Gelenk umgesetzt. Ebenfalls soll das Gelenk über einen einstellbaren Anschlag verfügen, damit verhindert wird, dass der Fuss zu stark hochgezogen wird. Als Verbindungsstück zwischen Gelenk und Schienbeinstütze wird ein Leichtmetall eingesetzt, welches an der Schienbeinstütze selbst, in Kombination mit Kunststoff und einem Überzug aus Textilien gepolstert, Druckstellen vermeiden soll. Die Fixation erfolgt über ein elastisches Band, das mit einem Feststellschieber zugezogen werden und zur schnellen Fixation auf der anderen Seite, mittels einer Lasche, an der Schienbeinstütze eingehängt werden kann. Der Aktuator wird als STSA ausgeführt, der Motor wird demnach longitudinal ausgerichtet. Die Zugkraft des Aktuators wird beim Tragen eines Schuhs auf eine Platte gelenkt, welche unter den Schnürsenkellaschen mit den Schnürsenkeln verbunden wird. Beim Gehen ohne Schuh soll ein Gurt die Sohle am Fuss halten und die Zugkraft soll an diesem angreifen. Für den Wechsel zwischen Gurt und Schnürsenkel soll ein Schnellverbindungsclip eingesetzt werden.

### 3.3.3 Nutzwertanalyse

Um die beiden Konzeptvarianten zu bewerten, wurde eine Nutzwertanalyse (siehe Tabelle 4) durchgeführt. Die Bewertungskriterien wurden in sechs Kategorien aufgeteilt, welche sowohl einzeln als auch in Kombination mit den übrigen betrachtet wurden. Die Bewertung wurde sowohl ungewichtet als auch gewichtet durchgeführt. Die Gewichtung der einzelnen Kriterien wurde mit Hilfe einer Präferenzanalyse festgelegt. Dabei werden alle Kriterien untereinander in Paaren verglichen. Je öfters ein Kriterium als wichtiger eingeschätzt wird, desto grösser wird der Gewichtsanteil an der Gesamtwertung. Ebenfalls wurde der in der PA erstellte Prototyp V2 in die Bewertung integriert.

Tabelle 4 – Nutzwertanalyse für die Konzeptvariante 1 und 2, sowie für den gefertigten Prototyp V2 aus der Projektarbeit

	Kriterium	Kategorie	Gewichtung	Prototyp V2	Konzeptvariante	
					K1	K2
1	Kostenaufwand Prototypfertigung	Aufwand	0.99%	9	7	7
2	Vermeidung von Druckstellen	Ergonomie	11.88%	2	9	8
3	Einfachheit Anzieh- und Fixationskonzept	Ergonomie	5.94%	3	8	9
4	Kompatibilität mit Schuhen in Konfektionsgrösse	Ergonomie	7.92%	8	2	8
5	Kompakter Bauraum	Ergonomie	2.97%	6	4	7
6	Gewicht des Gesamtsystems	Ergonomie	8.91%	6	7	9
7	Tauglichkeit Serienfertigung	Fertigung	0.99%	2	6	8
8	Fertigungsaufwand/Anpassung an Probanden	Fertigung	9.90%	3	8	7
9	Anzahl gleichbleibende Teile (linker/rechter Fuss, Grösse, etc.)	Montage	3.96%	1	7	6
10	Montage- und Anpassungsdauer	Montage	4.95%	4	6	6
11	Wiederverwendung Prototyp für mehrere Probanden	Recycling	5.94%	2	7	7
12	Vermeidung von Überbelastung (Muskeln, Ligamente, etc.)	Sicherheit	13.86%	3	9	9
13	Stabilität des Gesamtsystems	Sicherheit	9.90%	8	7	5
14	Zuverlässigkeit/Flexibilität Aktuatorenkonzept	Sicherheit	11.88%	7	9	7

Bewertung nach Kategorie	ungewichtet			gewichtet		
	V2	K1	K2	V2	K1	K2
Sicherheit	6.00	8.33	7.00	5.72	8.44	7.22
Ergonomie	5.00	6.00	8.20	4.68	6.50	8.32
Fertigung	2.50	7.00	7.50	2.91	7.82	7.09
Montage	2.50	6.50	6.00	2.67	6.44	6.00
Recycling	2.00	7.00	7.00	2.00	7.00	7.00
Aufwand	9.00	7.00	7.00	9.00	7.00	7.00
<b>Bewertung gesamt</b>	<b>4.57</b>	<b>6.86</b>	<b>7.36</b>	<b>4.56</b>	<b>7.37</b>	<b>7.50</b>

Die einzelnen Kriterien wurden im Projektteam für die drei Optionen besprochen und jeweils mit einer Wertung zwischen einem und zehn Punkten bewertet. Die wichtigsten Stärken und Schwächen der jeweiligen Lösungen wurden bereits in den Konzeptbeschreibungen genannt und werden hier nicht weiter ausgeführt (siehe Abschnitt 3.3.2).

Die Bewertung ergab, dass die Konzeptvarianten 1 und 2 in der gewichteten Gesamtwertung sehr ähnlich abgeschnitten haben, wobei die Variante 2 ein leicht besseres Resultat erzielte. Wird jedoch die ungewichtete Wertung betrachtet, ist dieser Unterschied deutlicher. Ausschlaggebend für die Annäherung der Variante 1 waren die besseren Bewertungen in den Kategorien Sicherheit, Fertigung und Montage, welche kombiniert mit etwa 55 %-Gewichtung einen bedeutenden Teil ausmachen. Dennoch besser war die Variante 2, weil sie im Bereich der Ergonomie als klar überlegen eingeordnet wurde. Wenn man die Bewertung des Prototyp V2 betrachtet, fällt sofort auf, dass bei diesem vor allem die Fertigung und Montage als kritisch betrachtet wurde, was auch die schlechte Einschätzung der fehlenden Wiederverwendbarkeit zusätzlich unattraktiv machte. In diesen Punkten fand für die Konzeptvariante 1 und 2 ein deutlicher Sprung statt und beide befinden sich auf einem ähnlichen, zufriedenstellenden Niveau, was hinsichtlich des breiten Probandenspektrums der vorklinischen Studie sicherlich ebenfalls als positiv gewertet kann.

Die mit Präferenzen kombinierte Nutzwertanalyse erwies sich als passendes Werkzeug zur möglichst objektiven Einschätzung der verfügbaren Varianten, aber auch um einen Überblick über die Varianten zu erhalten. Relativiert wird hier bewusst der Vergleich der Konzeptvarianten zum Prototyp, da man die Bewertung bei diesem natürlich aufgrund von bereits während der PA beim Bau und Testen gewonnenen Erkenntnissen zutreffender und wahrscheinlich auch kritischer durchgeführt hatte. Ebenfalls war die Anzahl der gewählten Bewertungskriterien für eine Präferenzanalyse eher an der oberen Grenze, da einzelne Kriterien nur eine sehr geringe Gewichtung (<1%) erhielten, wodurch sie in der Gesamtwertung kaum noch ins Gewicht fielen.

### 3.3.4 Variantenentscheid

Das Team hat sich nach Austausch mit den Betreuern und den Projektpartnern des Instituts für Physiotherapie für die konstruktive Weiterverfolgung der Konzeptvariante 2 entschieden.

Jedoch fiel die Entscheidung nicht eindeutig für Konzept 2 aus. Die Konzeptvariante 1 zeigte gute Lösungsansätze wie die einfache Ausrichtung des Orthesen- zum Knöchelgelenk, dem im Gelenk integrierten Anschlag als Sicherheitselement oder auch das Fixationskonzept, das mit dem Schnellschnürsystem ein komfortables und einfaches stufenloses Anziehen ermöglicht. Ebenfalls würde das Anbringen der Stützen ausserhalb des Schuhs die Probleme des knappen Platzes innerhalb und den daraus beim Prototyp V2 entstandenen Druckstellen geschickt umgehen. Die Schwächen der Variante bestehen in den zusätzlichen Anpassungen des Probandenschuhs und den dabei entstehenden Kosten. Ebenfalls wurde die Notwendigkeit eines Kegelradgetriebes für den Antrieb der Seilspule kritisiert.

Die Konzeptvariante 1 wurde hinsichtlich der Ergonomie als sehr gut eingeschätzt. Die Positionierung des Orthesengelenk lässt sich einfach zum Knöchelgelenk positionieren und mit dem Klemmsystem fixieren. Die Möglichkeit die Stützen so als Halbfabrikat zu fertigen wird als attraktiv eingeschätzt, da Anpassungen an eine Vielzahl von Probanden einfach vor Ort vorgenommen werden kann. Ebenfalls wurde die Integration der sehr flachen Folienpotentiometer in das Gelenk als Möglichkeit gesehen, dieses schlanker als bisher zu gestalten. Besonders hervorgehoben wurde jedoch das Beibehalten des STSAs, das bereits in der PA ein grosses Potential gezeigt hat, aufgrund der gleichmässigen Aufwicklung und der koaxialen Ausrichtung der STSA- und Motorenwelle, was ein direktes Kuppeln der beiden ermöglicht. Des Weiteren wurde im Gespräch mit den Betreuern und den Verantwortlichen des Instituts für Physiotherapie das Einlassen der Orthese in den Schuh als Festanforderung definiert, so dass eine Kompatibilität mit verschiedensten Schuharten gewährleistet ist. Im Vergleich zu Variante 1 ist sie in der Höhe deutlich kompakter konstruierbar.

## 3.4 Entwurf Prototyp V3

Anschliessend an den Entscheid für die Konzeptvariante 2 wurde dazu übergegangen, einen ersten Entwurf für den neuen Prototyp (V3) zu erstellen. Dazu wurde der Entwurf in die Hauptgebiete Konstruktion und Regelung aufgeteilt. Die Konstruktion wurde im CAD (CATIA V5) entworfen und die Regelung in MATLAB Simulink erstellt und anschliessend am Versuchsaufbau getestet. Im Folgenden soll zuerst die Konstruktion und danach die Regelung erklärt werden.

### 3.4.1 Konstruktion

Mit dem Schritt ins CAD entstehen oft neue Erkenntnisse über die Umsetzbarkeit vorangegangener Ideen, sodass diese angepasst oder teils auch vollständig fallengelassen werden. Im Folgenden wird das finale CAD<sup>28</sup> mit seinen einzelnen Baugruppen beschrieben und allfällige Abweichungen vom gewählten Konzept erklärt.

#### 3.4.1.1 Übersicht

Abbildung 30 zeigt einen Überblick über den finalen Prototyp und seine Baugruppen zu erhalten. Nicht abgebildet sind die Neoprenverkleidungen der beiden Stützen und des Polsters, welche zur Ergonomiesteigerung und Druckstellenvermeidung als Teil des Prototyps gefertigt wurden. Nicht dargestellt wird die Steuerungseinheit mit Entwicklerboard und Akku.

---

<sup>28</sup> siehe im digitalen Anhang unter «03 CAD» für CAD Modell mit Stückliste und Fertigungszeichnungen

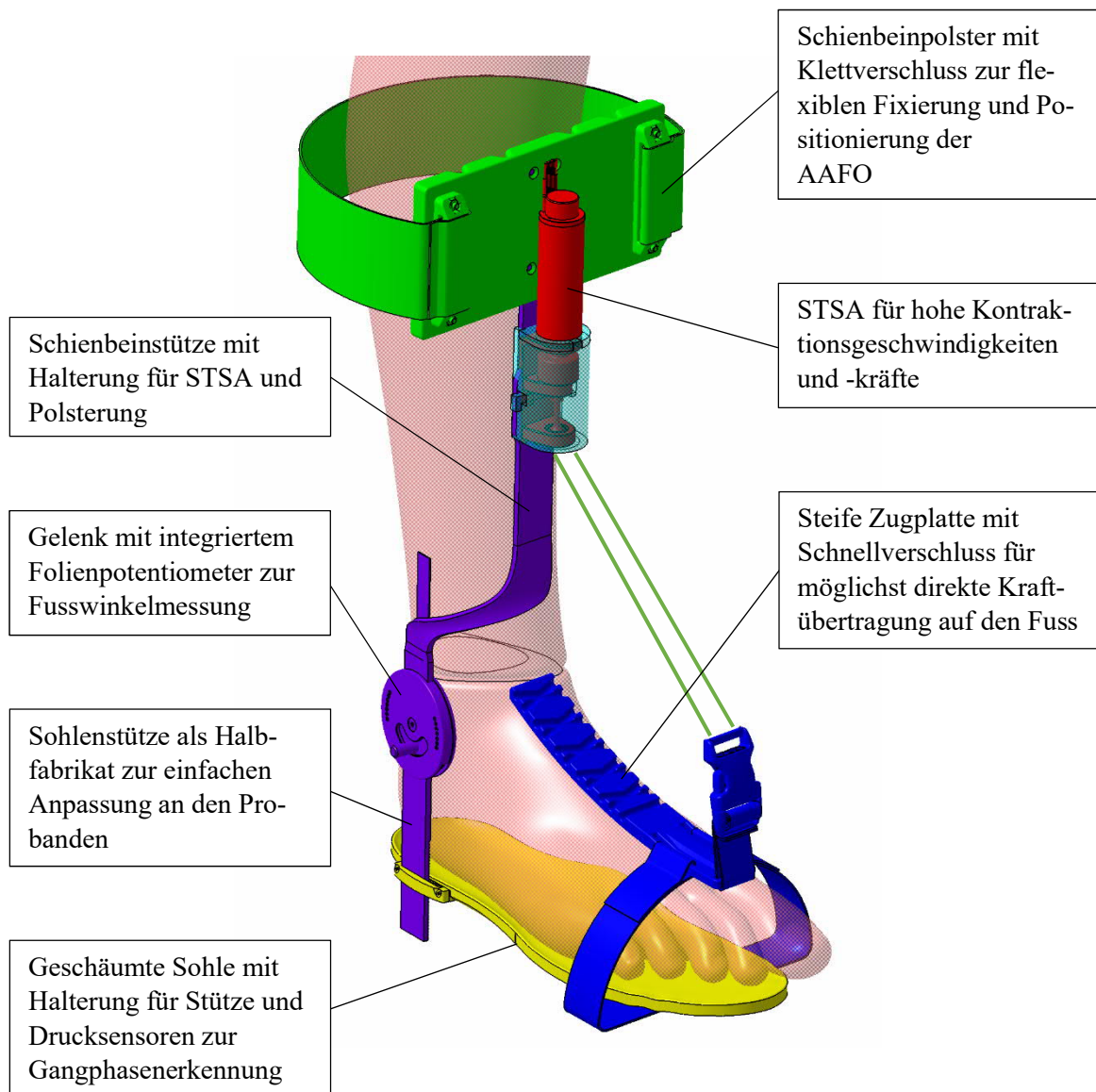


Abbildung 30 – Übersicht der Hauptbaugruppen des Prototyps mit kurzer Beschreibung der einzelnen Funktionen bzw. Eigenschaften

### 3.4.1.2 Sohle

Wie bereits in der PA wurde der 3D-Scan der Sohle des verwendeten Testschuhs als Vorlage verwendet. Die eingescannte Sohle war dabei von einem Schuh mit der Grösse 43. Die in der PA entworfene Sohle wurde in erster Linie wegen der fehlenden Flexibilität kritisiert, da das Hineinsteigen in den Schuh mit ihr schlecht möglich war. Ebenfalls wurde vermutet, dass bei längerem Tragen verstärkt Druckstellen am Fuss auftreten (siehe Abschnitt 1.4.4 d.) und e.)). Wie empfohlen wurde daher die neue Sohle als Schaumstoffsohle konzipiert (siehe Abbildung 31). Die Sohle wurde wie bereits in der PA mit vier Drucksensoren versehen, die das Analysieren der Gangphasen erlauben und daher zentral für das Aktivieren und Deaktivieren des Aktuators zum richtigen Zeitpunkt sind. Die Sensoren wurden dieses Mal nicht auf der Unterseite positioniert, sondern direkt in das Innere der Sohle integriert. Als zweite wichtige Funktion sollte die Sohle genutzt werden, um die vom STSA auf die Orthese wirkenden Kräfte auf den Boden zu übertragen. Dazu wurde eine Sohlenplatte konstruiert, welche einem Puzzlestück ähnlich sieht und lateral in die Sohle miteingeschäumt wurde, womit sich das Orthesengelenk im Vergleich zum Prototyp V2 nicht mehr medial befindet. Die Form wurde gewählt, um einerseits die mit dem Schaumstoff in Kontakt stehende Fläche zu maximieren und andererseits, um ein besseres Ineinandergreifen von Platte und Sohle zu ermöglichen. Diese zwei Punkte sollten ein schnelles Herausreißen des Bauteils verhindern. Während die Puzzlestruktur der Platte ventral konvexe Formen aufweist, wurde sie dorsal, im Fersenbereich, bewusst konkav entworfen. Da während des Auftreffens der Ferse ein Grossteil der Körpermasse von dieser getragen wird, war zu vermuten, dass die Sohle dabei stärker komprimiert wird, als dies beispielsweise bei der Standphase der Fall wäre. Mit den konkaven Formen wurde daher versucht mit der Platte nicht in den von der Ferse belasteten Bereich einzudringen. Des Weiteren befindet sich an der Platte lateral eine Verzahnung, die das Gegenstück zur Prägung der Sohlenstütze bildet (siehe Abschnitt 3.4.1.3). Dadurch lässt sich ein Formschluss erzeugen, was ein Positionieren und Einstellen ermöglicht resp. durch anschliessendes Fixieren mit dem Klemmer ein Verrutschen verhindert. Der Klemmer wurde dazu mit zwei Senkschrauben in die Sohlenplatte verschraubt.

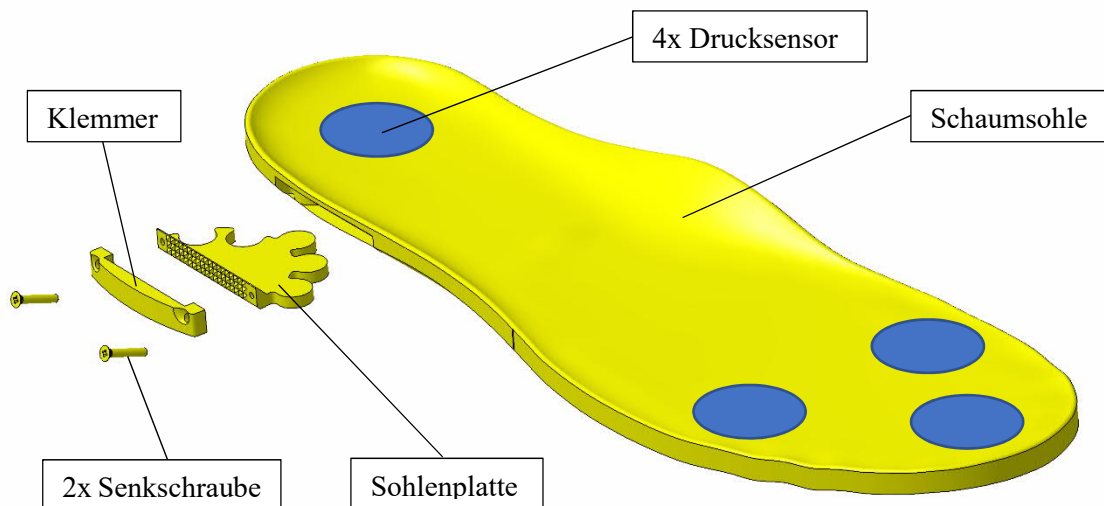


Abbildung 31 – Isometrische Explosionsansicht der Sohle; die vier Positionen (Ferse, Fussballen innen und aussen, Zehen) der Drucksensoren im Sohleninnern wurden mit blauen Punkten markiert



### 3.4.1.3 Sohlenstütze

Die Sohlenstütze (siehe Abbildung 32) bildet das Verbindungsstück zwischen Gelenk und Sohle. Neben dem Übertragen der vom STSA wirkenden Kräfte erfüllt die Sohlenstütze in Kombination mit der Sohlenplatte die wichtige Funktion, die Gelenkachsen der Orthese und des Knöchels korrekt zueinander auszurichten. Wie bereits im vorangegangenen Abschnitt angedeutet, wird die Sohlenstütze mit Hilfe des Klemmers lateral an der Sohle befestigt. Diese Klemmverbindung ist in Abbildung 33 vergrössert dargestellt. Zu sehen ist dabei, dass die Breite der Stütze (20 mm) und der Platte (32 mm) mit Klemmer unterschiedlich gewählt ist. Dies erlaubt ein Verstellen in dorsale bzw. ventrale Richtung am Fuss. Ebenfalls wird eine überlappende Länge der Sohlenstütze sichtbar. Da die Sohlenstütze als ein Halbprodukt konzipiert wurde, ist diese bewusst zu lang gestaltet. So wurde in den durchgeführten Messungen zu den anthropometrischen Daten des Unterschenkels und Fusses für die vom Boden aus gemessene Höhe des Knöcheldrehpunktes ein Median von 90 ermittelt bzw. ein 95%-Perzentil von 100 Millimetern (siehe Abschnitt 2.3.1). Der Abstand von der Bohrung für den Gelenksbolzen (Rotationsmittelpunkt) zur oberen Kante der Prägefläche beträgt 60 bzw. zum unteren Ende 110 Millimeter. Damit sollte gewährleistet sein, dass die Sohlenstütze für die meisten Probanden anpassbar ist. Die nicht benötigte Länge wird nach dem Positionieren und Fixieren abgetrennt. Die Stütze ist damit vorproduzierbar und vor Ort direkt an den Probanden anpassbar. Dies entsprach einer vom Prototyp V2 abgeleiteten Empfehlung (siehe 1.4.3 f.)), um den Probanden nicht ein zusätzliches Mal zur Ausmessung einladen zu müssen. Der Teil der Prägung, welcher den Klemmer nach oben verlässt, wird zur Reduktion der allfälligen Druckstellen mit einer Neoprenverkleidung umschlossen. Betrachtet man das obere, runde Ende der Sohlenstütze sieht man eine der beiden Gelenksflächen. Aus anatomischer Sicht würde man dabei bei der Sohlenstütze vom Gelenkskopf sprechen, der vom Gegenstück der Schienbeinstütze (Gelenkspfanne) umfasst wird, wobei für das Gelenk nur ein Freiheitsgrad besteht. Im Gelenk entspricht die Sohlenstütze relativ zum Schienbein dem sich rotierenden Bauteil, während die Gelenksplatten und Schienbeinstütze ruhend sind. Aus diesem Grund wurde die Sohlenstütze ebenfalls für die Befestigung des Schleifers gewählt, der damit die Bewegung auf das ruhende Folienpotentiometer überträgt, das sich auf der medialen Gelenkplatte befindet. Weitere Ausführungen dazu folgen im Abschnitt 3.4.1.4. Das Bauteil sollte aus einem kohlenstoffverstärkten Kunststoff (CFK) gefertigt werden. Durch den Werkstoff mit hoher Steifigkeit wurde versucht, die Deformation des Teiles während des Gehens zu minimieren. Ebenfalls verfügt CFK über eine hohe Festigkeit und ist leicht, was die Robustheit des Systems erhöht, ohne eine grosse Masse am Fuss tragen zu müssen.

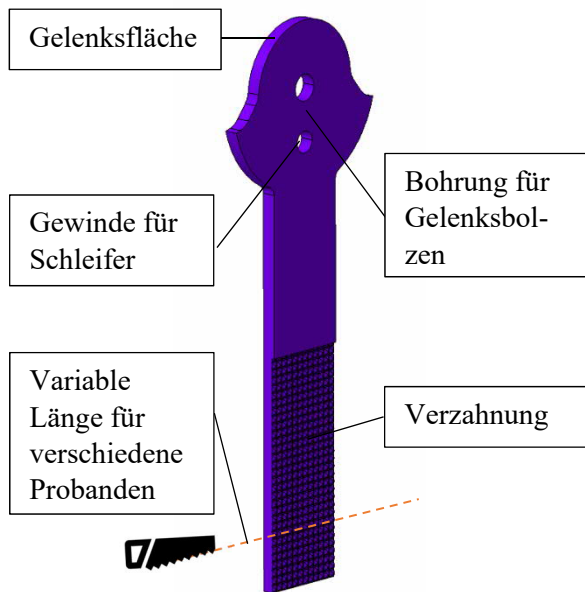


Abbildung 32 – Isometrische Ansicht der Sohlenstütze; zu sehen sind an der Unterseite die Verzahnung zur Fixierung an der Sohle und oben der bewegliche Bestandteil des Gelenks

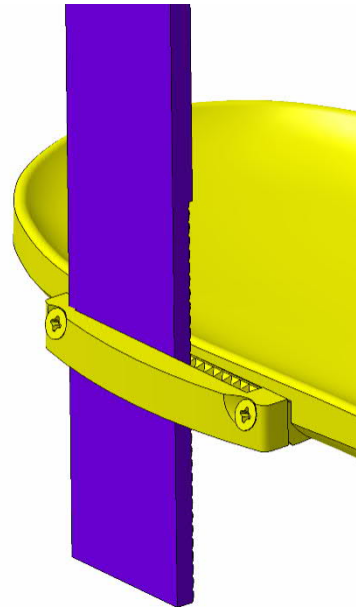


Abbildung 33 – Vergrösserte Ansicht der Klemmverbindung zwischen Sohlenstütze und Sohlenplatte

#### 3.4.1.4 Orthesengelenk

Das Gelenk (siehe Abbildung 34) bildet die Verbindungsstelle zwischen der Sohlen- und Schienbeinstütze und ermöglicht eine Rotationsbewegung mit einem Freiheitsgrad. Die Kraft, welche vom STSA über die Schienbeinstütze auf das Gelenk fliesst, wird hier auf die Sohlenstütze übertragen. Die Hauptbestandteile des Gelenks sind dabei die beiden Stützen und die zwei Gelenksplatten, welche die Funktion als Gehäuse übernehmen und ebenfalls zur axialen Sicherung genutzt werden. Beim Prototyp V2 wurde die axiale Sicherung als ungenügend bewertet, da sich durch die Mitrotation der Schraubenverbindung diese immer wieder gelöst hatte. Neu wurde die rotierende Sohlenstütze deshalb auf einem Gelenksbolzen gelagert. Dieser Gelenksbolzen wird in die Bohrung der medialen Gelenksplatte eingeschoben. Diese Platte verfügt über eine Vertiefung in axialer Richtung, welche mit der Geometrie des Folienpotentiometers übereinstimmt und ein Hineinkleben an dieser Stelle ermöglicht, wodurch der Sensor ausreichend geschützt ist. Ebenfalls befindet sich in radialer Richtung oben und unten eine Aussparung für die beiden Stützen. Da die obere Stütze sich relativ zum Schienbein resp. zu den Gelenksplatten nicht bewegen soll, erzeugt die Aussparung einen Formschluss. Die Verbindung wurde als Spielpassung umgesetzt, was ein problemloses Montieren bzw. Demontieren des Gelenkes ermöglichen soll. Im Gegensatz dazu weist die untere Aussparung einen Winkel von 120 Grad auf, was wiederum dem Rotationsbereich der Sohlenstütze entspricht. Nachdem beide Stützen eingesetzt wurden, wobei die Sohlenstütze ebenfalls über den Gelenksbolzen geschoben wird, wird die laterale Gelenksplatte als Deckel aufgesetzt und mit einer Senkschraube mit dem Gelenksbolzen verschraubt. Die Platten werden mit dem Bolzen auf diese Weise zusammengepresst, wodurch keine Rotation des Bolzens mehr möglich ist und sich die Schraube damit nicht mehr lösen kann. Diese laterale Platte verfügt in radialer Richtung über die identischen Aussparungen für die Stützen wie sein Gegenstück. Als Sicherheitselement wurden auf der Planfläche auf einem Kreis in beide Richtungen in 6.5 Grad grossen Schritten Gewindebohrungen erstellt, in die eine Sicherheitsschraube geschraubt werden kann, der dann als Anschlag für die Sohlenstütze dient. Zusätzlich musste auf der Planfläche aufgrund der Länge des Schleifers eine Ringnut hinzugefügt werden, damit die Mitbewegung mit der Sohlenstütze möglich ist. Der Schleifer wird wie erwähnt in die Gewindebohrung der Sohlenstütze geschraubt, wo er dann auf der Unterseite auf das

Folienpotentiometer drückt und so den Kontakt schliesst. Die genaue Funktionsweise eines Folienpotentiometers wird zu einem späteren Zeitpunkt im Abschnitt 3.4.2.4.4 erklärt.

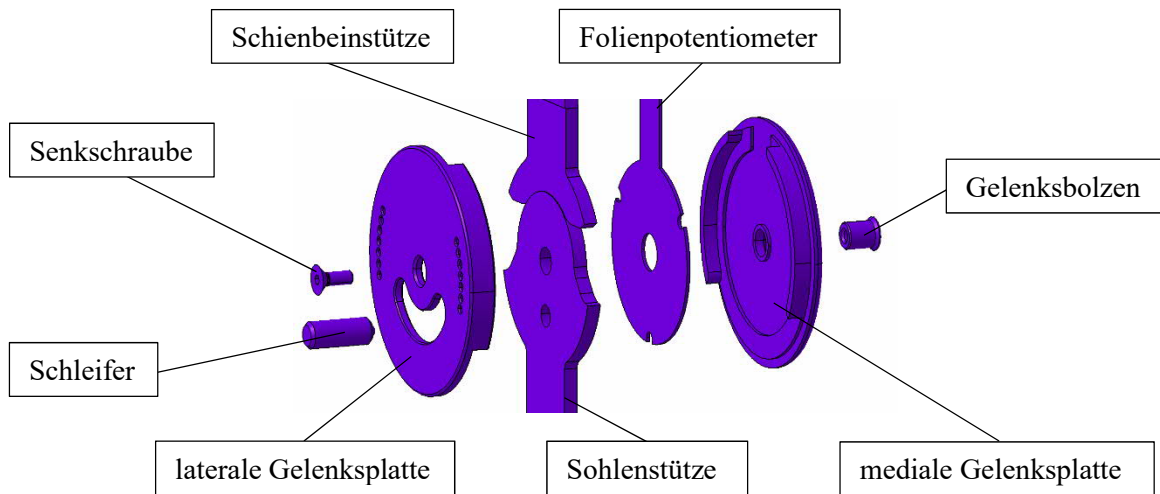


Abbildung 34 – Isometrische Explosionsansicht des Gelenks mit Folienpotentiometer zur Winkelmessung

### 3.4.1.5 Schienbeinstütze

In Abbildung 35 ist die isometrische Ansicht der Schienbeinstütze zu sehen. Diese wurde als gebogenes Bauteil entworfen, das lateral vom Orthesengelenk in ventrale Position am Unterschenkel bzw. an das Schienbein überführt wird. Neben der Schnittstellenfunktion im Gelenk ist das Halten des STSA-Systems eine zentrale Funktion der Schienbeinstütze. Das System wird auf ungefähr halber Höhe mittels vier Senkkopfschrauben befestigt. Am proximalen Ende der Stütze ist eine Verbreiterung zu sehen, welche für das Aufstecken des Schienbeinpolsters genutzt wird. Die vom STSA wirkenden Kräfte (orange) und dabei entstehenden Lagerreaktionen (blau) wurden in Abbildung 36 schematisch eingezeichnet. Ein Teil der vom STSA übertragenen Kraft ( $F_{STSA,y}$ ) fliesst dabei direkt in die Stütze, was sie nach unten stösst, wo das pfannenförmige Ende auf den Kopf der Sohlenstütze presst. Die entstehende Lagerungskraft ( $F_y$ ) geht von dort aus über die Sohlenplatte in den Boden über. Des Weiteren wirkt ein Teil der Kraft normal zur Planfläche, die die Stütze vom Schienbein wegzuziehen versucht. Diese Kraft wird über das Band mit Klettverschluss, das den Unterschenkel umschliesst, aufgenommen. Die Stütze wird aus den gleichen Gründen wie bei der Sohlenstütze aus CFK gefertigt. Da das thermoplastische CFK als Platte gekauft wird, wird dieses mittels Warmumformverfahren in die gewünschte Form gebogen. Das genaue Verfahren wird später in Abschnitt 3.5.1.1.7 genauer ausgeführt. Ebenfalls wird die Stütze zur Vermeidung von Druckstellen mit einer Neoprenverkleidung umschlossen, welche auch das Schienbeinpolster integriert. Das Schienbeinpolster und die Stütze halten durch diese Massnahme zusätzlich zusammen. Da die Neoprenverkleidung nicht im CAD entworfen wurde, wird für die Verständnisverbesserung empfohlen, die gefertigte Lösung am finalen Prototyp in Abschnitt 4.1 nachzusehen.

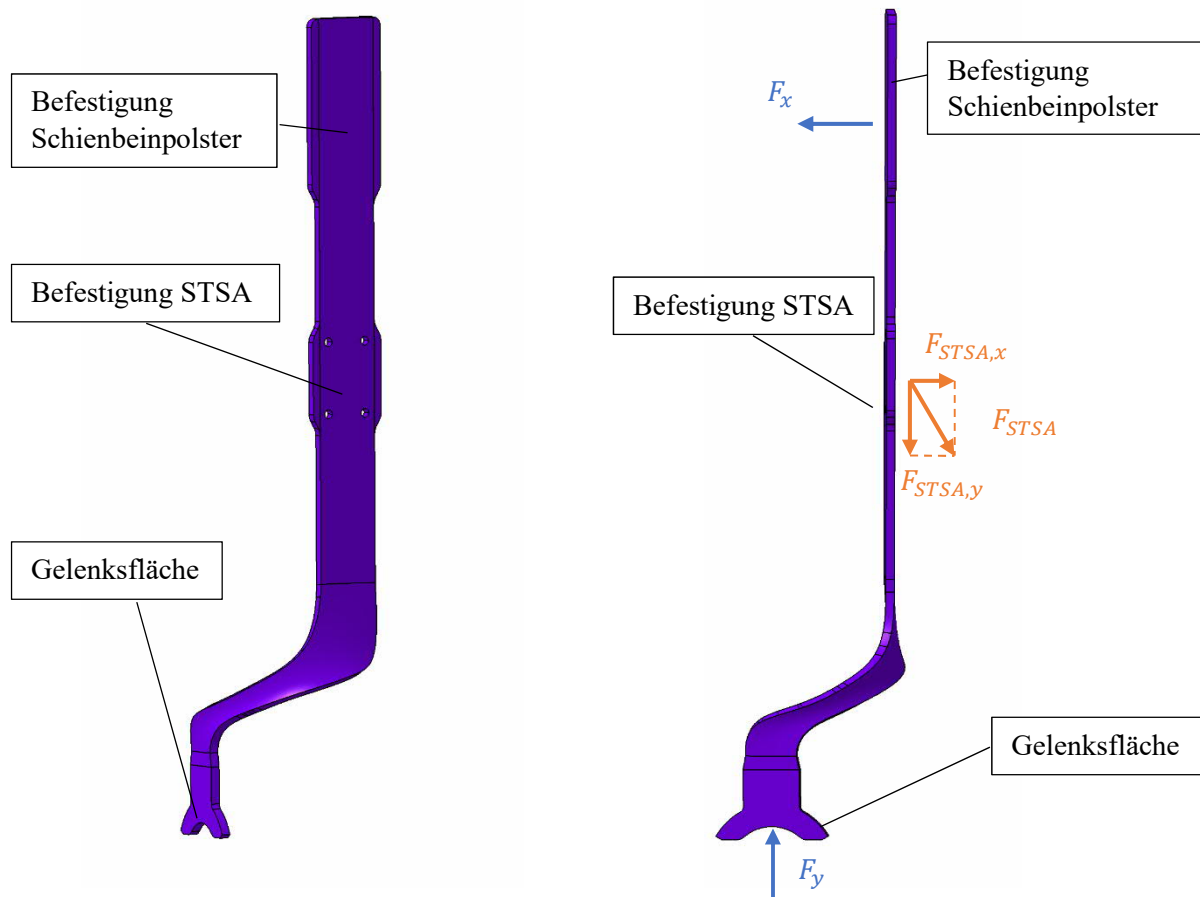


Abbildung 35 – isometrische Ansicht der Schienbeinstütze; zu sehen sind am unteren Ende die konkave Gelenksfläche, auf mittlerer Höhe das Lochbild zur Fixierung des STSAs und oben die Befestigungsposition für die Schienbeinpolsterung

Abbildung 36 – laterale Ansicht der Schienbeinstütze mit schematisch eingezeichneter Kraft für STSA und dabei entstehenden Lagerreaktionen im Gelenk und auf Polsterhöhe

### 3.4.1.6 Polster mit Klettverschluss

Damit die Orthese am Schienbein in Position gehalten wird, wurde ein Polster entworfen, das mit einem gepolsterten Band um die Wade geführt und anschliessend mit einem Klettverschluss fixiert wird (siehe Abbildung 37). Um eine flexible Struktur zu erzeugen, die sich dem Schienbein anpasst, hat man sich dazu entschieden das Polster aus thermoplastischem Polyurethan (TPU) mit dem 3D-Drucker zu fertigen. Die Schienbeinstütze, welche als Bindeglied zur übrigen Orthese fungiert, wird dabei von unten in das Polster in eine entsprechende Aussparung hineingesteckt, was als dimensionierende Randbedingung für die Dicke (11 mm) des Polsters genannt werden muss. Trotz der Flexibilität des TPU ist die Steifigkeit bei der notwendigen Dicke bereits zu hoch, wodurch es sich nicht zuverlässig an die Schienbein-form anpassen würde. Um der Steifigkeit entgegenzuwirken, wurden parallel zum Schienbein keilförmige Aussparungen eingefügt, die das Bauteil entlang dieser Linie wieder flexibler machen. Das Polster wird also durch diese Massnahme im Grunde zu einer Verkettung von mehreren kleineren Polstern, ohne dass mehrere Bauteile konstruiert resp. gefertigt werden müssen. Als Fixationspunkt des Bandes wurden am Polster beidseitig Riemen mittels einer Schraubenverbindung befestigt. Während das Band auf der einen Seite fest vernäht wird, lässt sich dieses auf der gegenüberliegenden Seite in den Riemen einschlaufen und über den Klettverschluss fixieren.

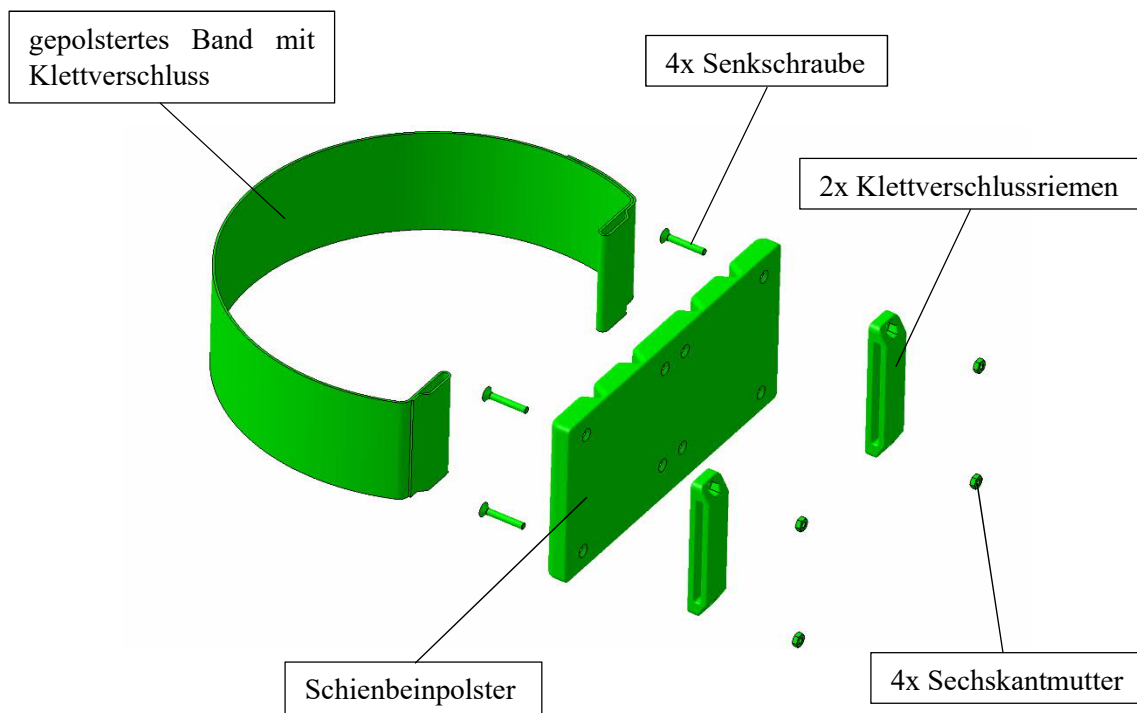


Abbildung 37 – Anzieh- und Fixationskonzept der Orthese; flexible Polsterung für Schienbein, die mittels Klettverschlusses am Unterschenkel fixiert wird.

### 3.4.1.7 Shaft Twisted String Actuator V2 (STSA)

Das STSA (siehe Abbildung 38) ist die Kerntechnologie der AAFO und wurde mit den Verbesserungsvorschlägen für den Prototyp V2 noch einmal überarbeitet. Der neue Entwurf fällt dabei deutlich schlanker aus und weist auch hinsichtlich der Montage eine elegantere Lösung auf. So ist das STSA-System vollständig vormontierbar und kann als komplette Baugruppe an der Schienbeinstütze befestigt werden. Der Motor befindet sich neu oberhalb des STSA und verhindert so eine Kollision zwischen Motor und String. Ebenfalls wurde die STSA-Welle in ihrer Länge und im Durchmesser entsprechend der Dimensionierung in Abschnitt 3.2.5 angepasst. Ausserdem konnte auch das Kontrahieren der Strings in beide Drehrichtungen mit Hilfe einer Freilaufkupplung eliminiert werden. Im Folgenden soll der Aufbau genau beschrieben werden.

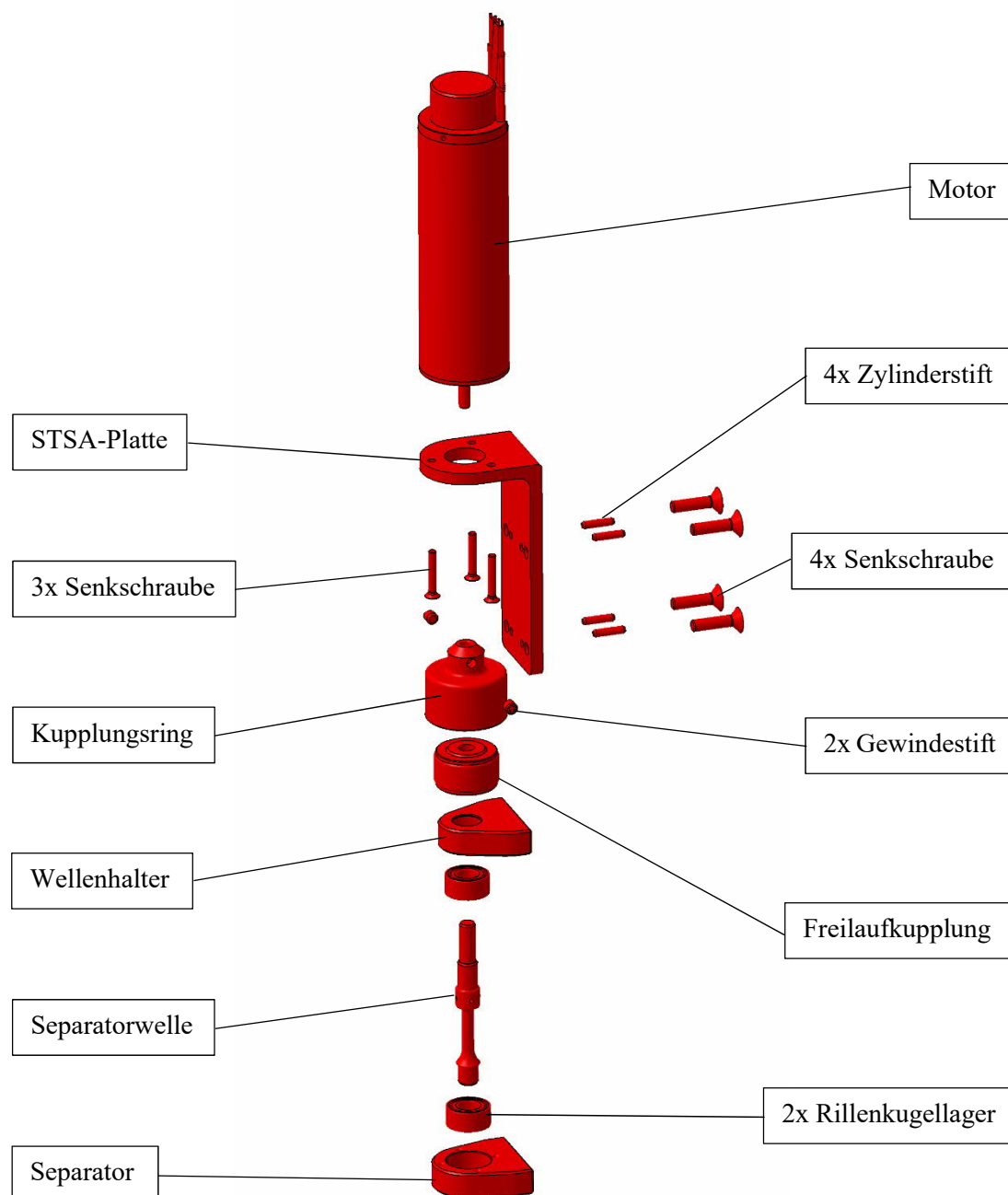


Abbildung 38 – isometrische Explosionsansicht des STSAs

Als tragendes Grundgerüst für das STSA gilt die STSA-Platte, wobei sie alle stehenden Werkstücke dieser Baugruppe trägt und positioniert. Ausserdem begünstigt sie die Modularität der Baugruppe, da der Wechsel von der Sohlenstütze auf eine andere durch das Lösen von den vier Senkschrauben realisiert werden kann. Neben dem Fixieren der STSA-Platte auf der Sohlenstütze, übernehmen die Senkschrauben ausserdem das Befestigen des Wellenhalters und des Separators. Diese beiden Lagerböcke werden über die vier Zylinderstifte genau positioniert, um die Koaxialität zwischen den beiden Lagerböcken zu gewährleisten. Der Separator und der Wellenhalter halten die beiden Rillenkugellager, welche die Rotation der Separatorwelle ermöglichen. Die Kugellager werden auf die Separatorwelle aufgedrückt, da der Innenring des Lagers eine Umfangslast, und der Aussenring eine Punktlast aufweist. Ebenfalls muss die Freilaufkupplung auf die Separatorwelle aufgedrückt werden, jedoch muss beachtet werden, dass der Wellenhalter montiert sein muss, da dieser durch das Aufdrücken der Freilaufkupplung verbaut wird. Die Schnittstelle von der Freilaufkupplung auf den Motor ist durch den Kupplungsring gestaltet. Dieser Kupplungsring in Kombination mit dem Freiläufer überträgt das Moment nur wenn die Klemmzylinder der Freilaufkupplung mit dem Kupplungsring verkeilen. Dies ist jedoch nur in eine Drehrichtung der Fall, somit läuft der Kupplungsring und der Rotor des Motors in die entgegengesetzte Drehrichtung frei. Mittels zwei Gewindestiften wird die Motorenwelle kraftschlüssig zum Kupplungsring verbunden. Positioniert wird der Motor über die Spielpassung zwischen Stator und STSA-Platte, zur Fixation werden durch die STSA-Platte drei Senkschrauben in das Motorengehäuse geschraubt. Der Antriebsstrang bildet also der vierpolige, bürstenlose Gleichstrommotor, welcher über die Steuerung geregelt wird. Der Abtrieb dieses Systems ist der String, dieser wird durch eine Querbohrung in der Separatorwelle geführt. Beide Enden des Strings werden durch eine gegenüberliegende Bohrung auf der Planfläche des Separators geführt und treten dann auf der gegenüberliegenden Seite aus. Der Separator übernimmt neben dem Tragen der schwimmenden Lagerung als Zweitfunktion das Separieren der Strings. Wird der Antriebsstrang in Rotation versetzt, so wickeln sich die Fäden in einer Helix mit variabler Steigung um die Separatorwelle.

### 3.4.1.8 Zugplatte

Die Zugplatte (siehe Abbildung 39) wird genutzt, um die vom String übertragene Kontraktionskraft auf den Schuh und damit den Fuss zu übertragen. Ziel war es dabei, den Aufhängepunkt für den String so weit wie möglich hin in Richtung Fusspitze zu legen, um den Hebel zu verlängern und eine direkte und gleichmässige Kraftverteilung auf den Fuss zu erzeugen. Diese Massnahme entsprang ebenfalls einer Erkenntnis, welche im Rahmen der PA gewonnen wurde. Damals wurde der String über eine Schnürsenkelschleufe mit dem Schuh verbunden, was einer punktuellen Belastung entsprach. Das Problem, das dabei erkannt wurde, war die Verformung des sehr elastischen Schuhs, wodurch die Kraft nicht direkt genug übertragen werden konnte bzw. in der Verformungsenergie verloren ging. Das zentrale Bauteil bei diesem neuen Entwurf zur Vermeidung des Problems ist eine Platte, die unter den Schnürsenkeln eingeschoben wird. Auf der Platte befinden sich dabei mit dem Schnürsenkel übereinstimmende Aussparungen, die als Führung für diesen genutzt wird. Beim Anziehen der Schnürsenkel wird die Platte automatisch positioniert und schliesslich fixiert und kann nicht mehr verschoben werden. Am Ende, in Richtung der Schuhspitze, weist die Platte drei Schlitz auf. Zwei sind dabei längs der Platte an der Seite positioniert und werden zum Einschlaufen eines Bandes genutzt, das unter dem Fuss durchgeführt wird. Die beiden Enden des Bandes sind jeweils mit einem Klettverschluss versehen, sodass nach dem Festziehen diese ebenfalls fixiert werden können. Kombiniert führen die zwei Fixierungen dazu, dass die aus 3D-Druck gefertigte Platte ein steifes Bauteil ergeben, welches die Belastungen ideal auf den Fussrücken überträgt. Der dritte Schlitz befindet sich an der Vorderkante der Platte und wird für ein Band genutzt, das mit einer Steckschnalle verbunden ist. Das obere Ende (orange) der Schnalle ist dabei der Aufhängepunkt für den String. Die Steckschnalle bietet die Möglichkeit die Fussplatte von der Orthese zu entkoppeln. Dies ist besonders für das bequeme An- und Abziehen von Bedeutung, da so beide Baugruppen separat angezogen werden können, während es beim Prototyp V2 noch nötig war die Strings zu lösen.

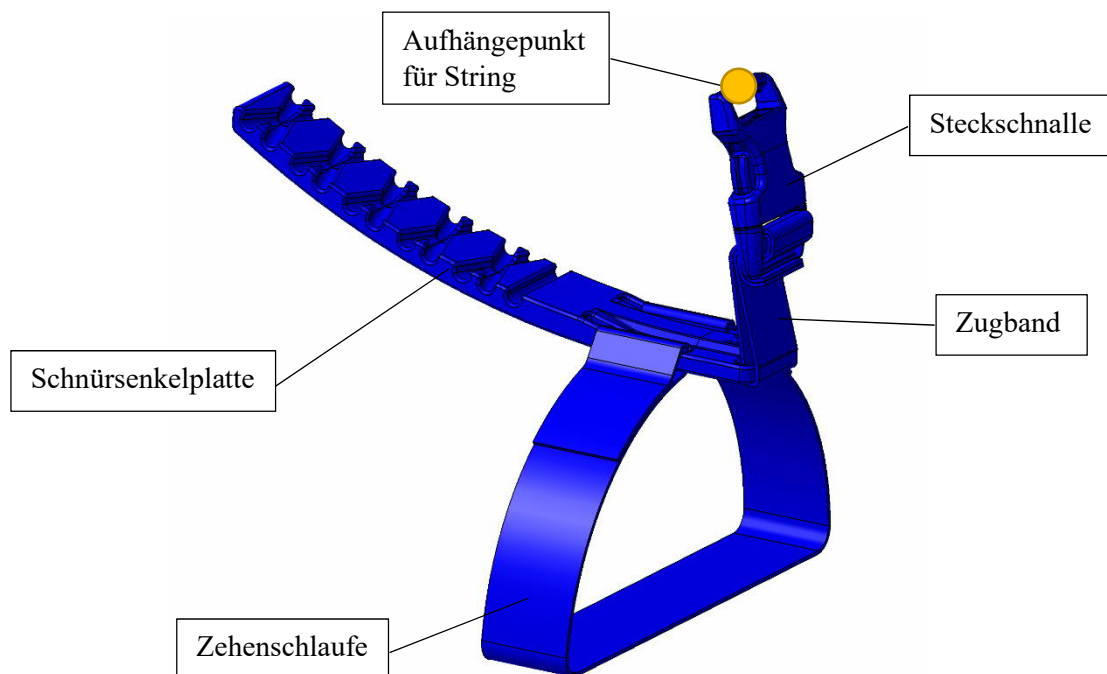


Abbildung 39 – isometrische Ansicht der Zugplatte, die die Kontraktionskraft des Strings als Aufhängepunkt auf den Fuss überträgt; der Aufhängepunkt ist mit einer Schnalle versehen, um das STSA vom Schuh zu entkoppeln; Fixierung und Positionierung der Platte durch die Schnürsenkel des Schuhs und zusätzlichem, unter dem Schuh durchgeführten Klettverschluss



### 3.4.2 Regelung

Der Betrieb der AAFO wurde vollständig automatisiert. Dazu wurde eine passende Stromregelung für das STSA implementiert, welche das Vorgeben einer Sollkraft erlaubt. Das STSA wurde anschliessend an einem Versuchsaufbau getestet, wo versucht wurde die berechneten Werte durch Messungen zu verifizieren. Zudem wurde mit Hilfe der in der Sohle eingeschäumten Drucksensoren eine Gangphasenerkennung entworfen.

#### 3.4.2.1 Versuchsaufbau

Um das Berechnungsmodell und die Regelung zu testen, wurde ein Versuchsaufbau verwendet. Dessen Grundstruktur mit Gelenk und Stab als Fussmodell blieb identisch zu dem der PA. Der mechanische und elektronische Aufbau wird im Folgenden erläutert.

##### 3.4.2.1.1 Mechanischer Aufbau

In Abbildung 40 ist die Seitenansicht des Versuchsaufbau zu sehen, welcher dem Berechnungsmodell entspricht (siehe Abschnitt 3.2.1). Der Versuchsaufbau beinhaltet somit das Gelenk (A), den Umlenkpunkt am unteren Lagerbock des STSAs (B) und den vom Winkel  $\alpha$  abhängigen Punkt C'. Der horizontale ( $\Delta\bar{x}$ ) und vertikale ( $\Delta\bar{y}$ ) Abstand zwischen Punkt A und B ist durch die Konstruktion gegeben und konstant. Ebenso wurde die Hebellänge L zwischen Punkt A und C' während den unterschiedlichen Versuchen konstant gehalten. Im Vergleich zur PA wurde der Versuchsaufbau neu mit einer Kraftmessdose ausgestattet, welche zwischen String und Aufhängepunkt geschaltet ist. Diese liess es zu, die Kraftübertragung des STSAs genauer zu analysieren. In Abbildung 41 ist das STSA im aufgewickelten Zustand von Nahem abgebildet.

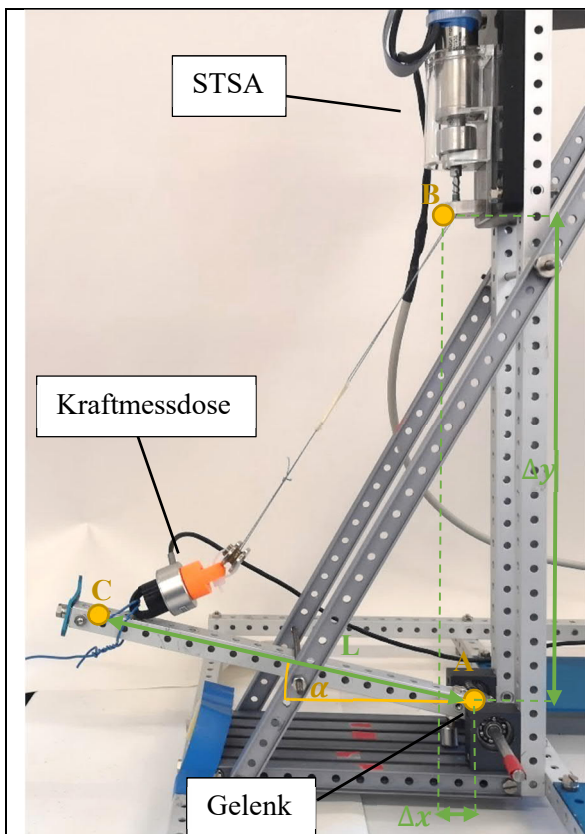


Abbildung 40 – Seitenansicht des Versuchsaufbau mit STSA, Kraftmessdose und Fussmodell in ausgelenkten Zustand (vgl. mit Berechnungsmodell in Abschnitt 3.2.1)



Abbildung 41 – STSA im aufgewickelten Zustand

### 3.4.2.1.2 Elektronischer Aufbau

Um die verwendeten Sensoren auszulesen, die Daten zu verarbeiten und schliesslich den Motor des STSAs wie gewünscht zu steuern, ist ein elektronischer Aufbau notwendig. Das in Abbildung 42 dargestellte Schema soll einen Überblick über die verschiedenen interagierenden Systeme geben. Im Zentrum der Steuerung steht das sogenannte Hene-Board. Es handelt sich dabei um ein Entwicklerboard, welches zur Auswertung von Sensoren und der Steuerung der Motoren verwendet wird. Dazu kann über eine USB-Verbindung das Board mit dem Computer verbunden werden. Für die verschiedenen Einstellungen des Boards wurde das Programm Code Composer Studio<sup>29</sup> verwendet. Ebenfalls wurde es genutzt, um den von Simulink generierten C-Code auf das Gerät zu laden. Dieser Code beinhaltet die Steuerung und Regelung des Versuchsaufbaus bzw. des Prototyps. Der Maxon Motor wurde über ein zugehöriges ESCON-Board gesteuert, welches entweder den Strom oder die Drehzahl regeln kann. Wie in Abschnitt 1.4.5 Punkt e.) im Review erwähnt, wurde in der vergangenen Projektarbeit die Drehzahlregelung verwendet, was sich als Nachteil erwies. Dieses Mal wurde daher die Stromregelung gewählt. Der Motor ist ausserdem mit einem Encoder und Hallensensoren ausgestattet, welche ebenfalls ausgewertet werden. Die Stromversorgung des ESCONs kann über einen Freigabeschalter ein- und ausgestellt werden. Ebenfalls Teil des elektronischen Aufbaus ist ein zweites kleineres Entwicklerboard (ESP), das mit einem eigenen Akku ausgestattet ist. Das ESP erlaubt das drahtlose Senden des Messsignals an das Hene-Board.

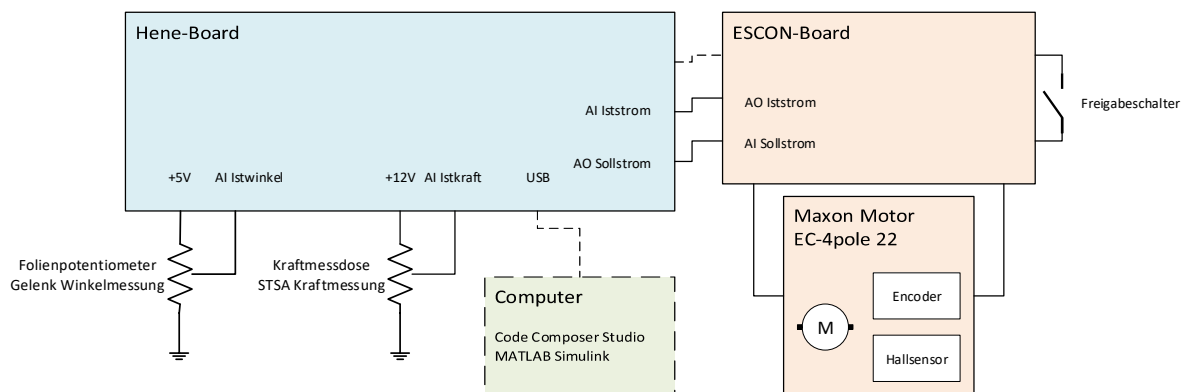


Abbildung 42 – Elektronischer Aufbau des Versuchsaufbau resp. des späteren Prototyps V3; AO=Analog Output, AI=Analog Input

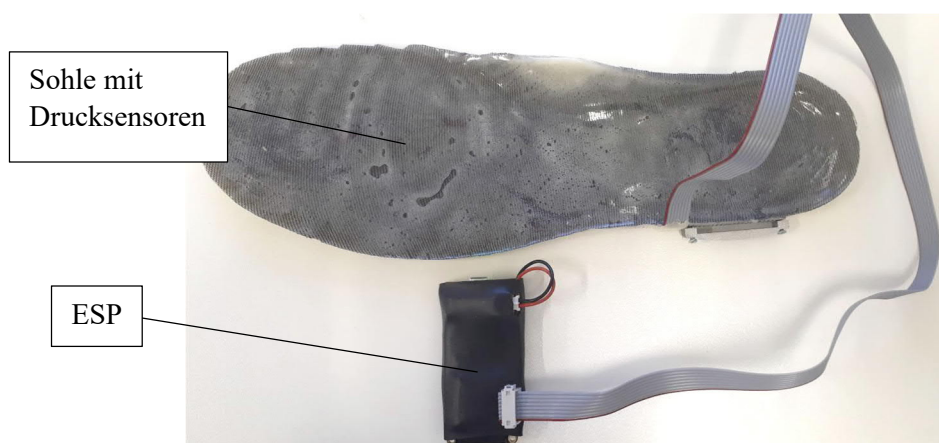


Abbildung 43 – Auslesung der Drucksensoren über ein kleines zweites Entwicklerboard (ESP) für drahtlose Datenübermittlung

<sup>29</sup> siehe im digitalen Anhang unter «05 CCS» für Code Composer Projekt mit zugehörigem Simulinkmodell

Ziel des Versuchsaufbaus war die Analyse der Kraftübertragung. Für diese waren die Kraftmessdose und der aktuelle Wert des Motorenstroms, über welchen das Motorenmoment berechnet werden kann, von zentraler Bedeutung. Der Motorenstrom kann direkt vom ESCON gemessen werden und als analoges Signal an das Hene-Board weitergeleitet werden. Über die Kraftmessdose wurde ebenfalls ein analoges Signal gemessen. Um ein solches Signal auf dem Entwicklerboard auswerten zu können, befinden sich auf diesem sogenannte Analog/Digitalwandler, die das Signal von Volt in ein Bitsignal eines vorgegebenen Datentyps (16bit) umwandeln. Das Folienpotentiometer zur Winkelmessung wurde erst im Prototyp integriert und wurde hier nur vollständigheitshalber aufgeführt.

### 3.4.2.2 Modellbildung der STSA Strecke ohne Fussmodell

Die Strecke wurde ausschliesslich für den Motor und das STSA erstellt<sup>30</sup> (siehe Abbildung 44). Als Eingangsgrösse wird dem Motor eine Spannung in Volt übergeben und als Ausgangsgrösse verlässt die Strecke eine Kontraktionskraft in Kilogramm. Die roten Blöcke bilden dabei die Teilstrecke Motor ab, während die gelben für das STSA stehen. Das Fussmodell und damit die Winkelabhängigkeit und entstehenden Reibungsverluste im unteren Lagerbock wurden vernachlässigt. Für ein genaues Modell der Reibungsverluste in Abhängigkeit des Umschlingungswinkels bzw. des Fusswinkels, wäre eine genaue Beschreibung der Dynamik des Fusses notwendig gewesen. Grund für eine Entscheidung dagegen war, dass der Versuchsaufbau die Eigenschaften des Fusses nur schlecht abbildet. So wird am Versuchsaufbau der Fuss im Gelenk durch die Reibung im Lager und das Trägheitsmoment verlangsamt, während beim realen Fuss Trägheit, Bänder, Muskeln, etc. miteinander interagieren und so komplizierte Dynamiken entstehen. Daraus wurde geschlossen, dass der Mehraufwand eines genaueren Modelles keinen klaren Vorteil für das reale Problem liefert. Da im Rahmen des Versuchsaufbaus das Testen der Kraftübertragung im Vordergrund stand, wurde das komplexe Problem daher auf das STSA mit Motor reduziert. Somit wurde damit auch darauf abgezielt, die Resultate mit Messungen genauer verifizieren zu können.

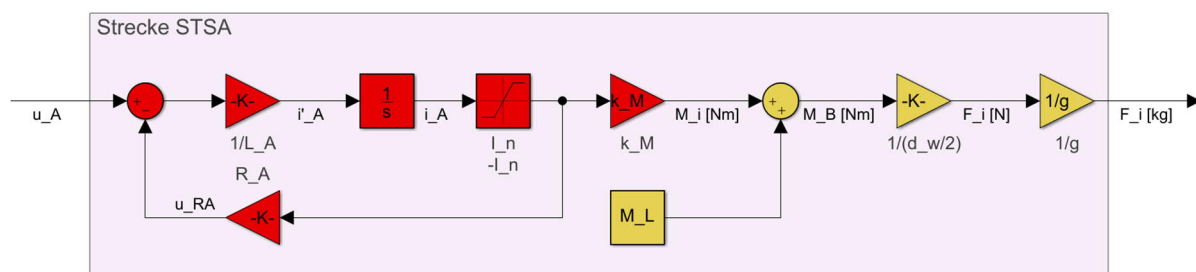


Abbildung 44 Strecke des STSAs ohne Fussmodell; Motor (rot), STSA (gelb)

<sup>30</sup> siehe im digitalen Anhang unter «03 Berechnungen und Simulationen» für Simulink-Modell

Die für die Strecke verwendeten Grössen sind in Tabelle 5 zu finden. Die Werte für den Motor wurden dem Datenblatt entnommen.

Tabelle 5 – Parameter für Streckenbeschreibung

Beschreibung	Variable	Wert
<b>Motor</b>		
Drehmomentkonstante in mNm/A	k M	13.5
Ankerwiderstand in Ohm	R A	0.427
Ankerinduktivität in mH	L A	0.0671
Nennstrom in A	I n	+/-4.2
<b>STSA</b>		
Wellendurchmesser in mm	d welle	3
<b>Mechanik</b>		
Erdbeschleunigung in m/s <sup>2</sup>	g	9.81

### 3.4.2.3 Entwerfen der Stromregelung

Wie erwähnt wurde im Rahmen der PA eine Fusswinkelregelung umgesetzt, welche am Versuchsaufbau zuverlässig funktionierte. Jedoch erwies sich bei den Selbstversuchen die Vorgabe der passenden Sollwerte als problematisch (siehe Abschnitt 1.4.5, Punkt d.)). Sollte sich die Regelung des Stroms bzw. des Motorenmoments und damit der Kraft beim Testen am finalen Prototyp (V3) als zuverlässig erweisen, hätte dies den grossen Vorteil, dass die Fusswinkelmessung im Gelenk nicht weiter notwendig wäre und das Gelenk bedeutend kompakter und ergonomischer gestaltet werden könnte. Für den Prototyp V3 wurde dennoch die Fusswinkelmessung integriert, um im Fall, dass die Stromregelung seine Funktion unzureichend erfüllt, mit der Fusswinkelregelung einen Ausweichplan bereit zu haben.

Nachdem die STSA Strecke beschrieben wurde, konnte die Simulation mit einem Regler für den Strom ergänzt werden. Wie schon erwähnt, wurde das ESCON Board von Maxon so eingestellt, dass es bereits den Strom regelt. Dieser Regler entspricht einem PI-Regler, welcher sich aus einem Proportional- und Integration-Anteil zusammensetzt. Die Parameter für den Regler (Verstärkung  $K_p$  und Nachstellzeit  $T_n$ , siehe Tabelle 6) können wiederum in dem zugehörigen Programm ESCON Studio manuell oder mittels der «Autotuning»-Funktion eingestellt werden. Es wurde entschieden, in einem ersten Schritt den Regler automatisch auslegen zu lassen und am Versuchsaufbau das Verhalten zu testen (siehe Abschnitt 3.4.2.5.1). Es wurde bewusst ein Motor gewählt, welcher über eine äusserst tiefe mechanische Anlaufkonstante (1.65 ms) verfügt, wodurch er hochdynamisch reagieren kann und das Autotuning ausreichen sollte. Falls der Bedarf eines schnelleren Reglers oder zu starke Überschwinger bestehen würde, könnte man diesen noch von Hand auslegen.

Tabelle 6 – Durch Autotuning erhaltene Reglerparameter für PI-Regler

Beschreibung	Variable	Wert
<b>PI-Regler</b>		
Proportionalverstärkung in V/A	$K_p$	214
Nachstellzeit in ms	$T_n$	0.03

In Abbildung 45 ist der Regler in grün dargestellt. Zusätzlich wurde, analog zur Strecke, der Eingangswert so umgerechnet, dass er als Kraft in Kilogramm angegeben werden kann.

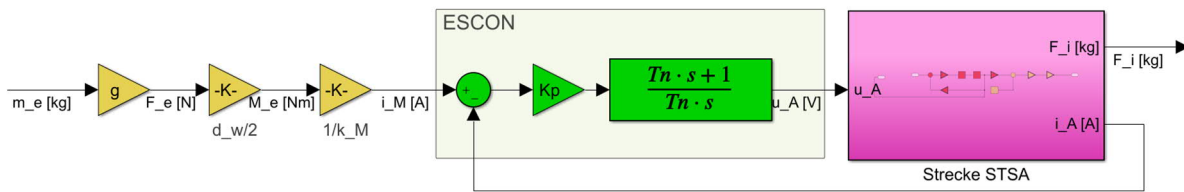


Abbildung 45 – Entwurf der Stromregelung mit PI-Regler und Umrechnung der Eingangsgrösse, sodass die Kraft vorgegeben werden kann

In Diagramm 8 ist die Sprungantwort für den geschlossenen Regelkreis abgebildet. Im geschlossenen Regelkreis wird der Soll- und Istwert des geregelten Signals kontinuierlich voneinander subtrahiert, was der Regelabweichung entspricht. Dieser Wert wird an den PI-Regler rückgeführt, welcher entsprechend der durch die Parameter festgelegten Dynamik eine Stellgrösse für den Motor erstellt. Es ist zu sehen, dass das System mit den automatischen Parametern, wie erwartet, äusserst schnell ( $< 2$  ms) und kaum mit Überschwingen reagieren kann. Zu prüfen wäre bei den ersten Selbsttests mit dem Prototyp, ob ein solch dynamischer Regler als unangenehm resp. zu aggressiv wahrgenommen wird und möglicherweise Schmerzen verursacht.

### Simulation der Sprungantwort Closed Loop mit Parametern aus dem Autotuning

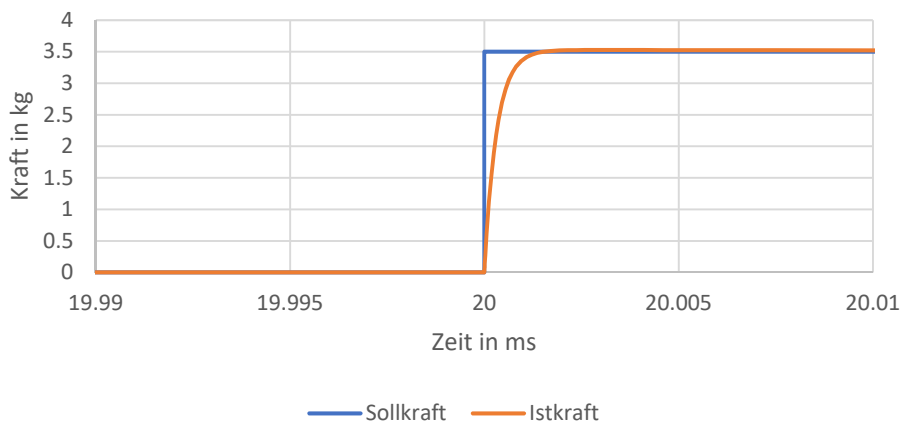


Diagramm 8 – Simulation der Sprungantwort für geschlossenen Regelkreis (PI-Regler) mit Parametern aus Autotuning

#### 3.4.2.4 Implementierung der Entwicklerboard-Schnittstellen für Motor und Sensorik

Um den entworfenen Regelkreis am Versuchsaufbau testen zu können, war es nötig die Schnittstellen zum Code Composer Studio (CCS) zu implementieren<sup>31</sup>. Bei den Schnittstellen existieren Eingänge, welche die am Hene-Board gemessenen Daten dem Simulinkmodell übergeben und Ausgänge, welche das Modell zur Aufzeichnung oder Ansteuerung verlassen.

<sup>31</sup> siehe im digitalen Anhang unter «05 CCS» für Code Composer Projekt mit zugehörigem Simulinkmodell

### 3.4.2.4.1 Ansteuerung des Motors

In Abbildung 46 ist jeweils ein Eingang und ein Ausgang zu sehen. Über den Eingang kann dem System im CCS manuell ein Sollwert für die Kraft in Kilogramm übergeben werden. Dieser Wert wird über die aus Abbildung 45 bekannte Umrechnung in einen Strom umgewandelt. Um den Motor korrekt anzusteuern, ist jedoch eine lineare Umrechnung des Stroms in ein digitales Signal (8-bit) notwendig. Der Wert 2245.4 entspricht dabei einem Strom von null Ampere. Werte ober- und unterhalb dieses Wertes werden für die verschiedenen Drehrichtungen genutzt.

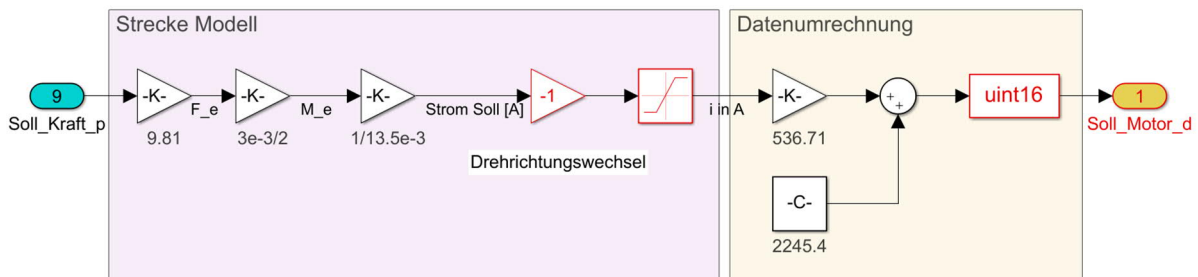


Abbildung 46 – Implementierung der Sollkraftübergabe an den Motor

### 3.4.2.4.2 Strommessung mittels ESCON

Damit die aktuelle Kraftübertragung des Motors berechnet werden kann, wurde ebenfalls die Strommessung durchgeführt. Diese wird vom ESCON zur Verfügung gestellt und als Analogsignal (-4 bis 4 Volt) an das Hene-Board geschickt. Dabei ist zu beachten, dass die Analogeingänge des Boards auf einem Bereich von minus bis plus 12 Volt messen können und in ein 32bit-Signal umwandeln. Das Digitalsignal wird, wie in Abbildung 47 zu sehen ist, über den Eingang in das Modell eingespeist. Dieses wird zuerst entsprechend dem linearen Zusammenhang in eine Spannung und dann in einen Strom umgerechnet.

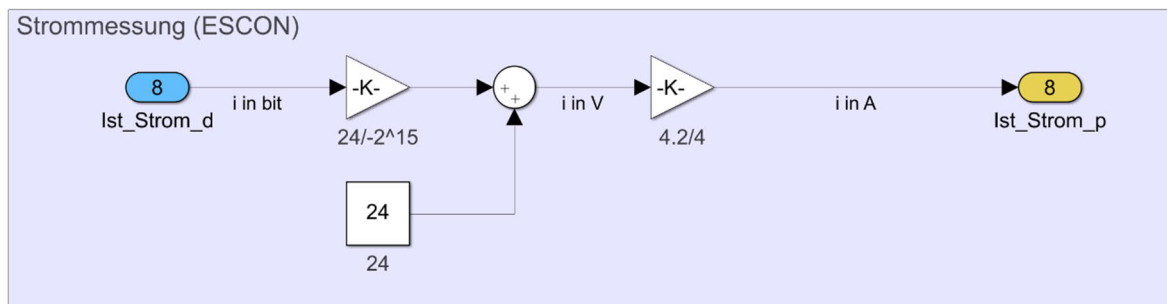


Abbildung 47 – Umrechnung des digitalen 32bit-Signals für den Strom in Ampere

### 3.4.2.4.3 Kraftmessung mittels Kraftmessdose

Die über die Kraftmessdose gemessene Kraft ist für den Versuchsaufbau besonders wichtig. Dieser Sensor ist kein Bestandteil des finalen Prototyps, sollte aber am Versuchsaufbau bei der Zielerreichung helfen, den Strom möglichst genau in einen Ersatzwert für die Kraft umzurechnen bzw. die übertragbaren Kräfte besser zu verstehen. Die Umrechnung funktioniert dabei analog zur Strommessung (siehe Abbildung 48). Der Messbereich der verwendeten Kraftmessdose lag zwischen 1 und 500 Newton und wurde über die Beschleunigung wie gewohnt in eine Masse in Kilogramm umgerechnet.



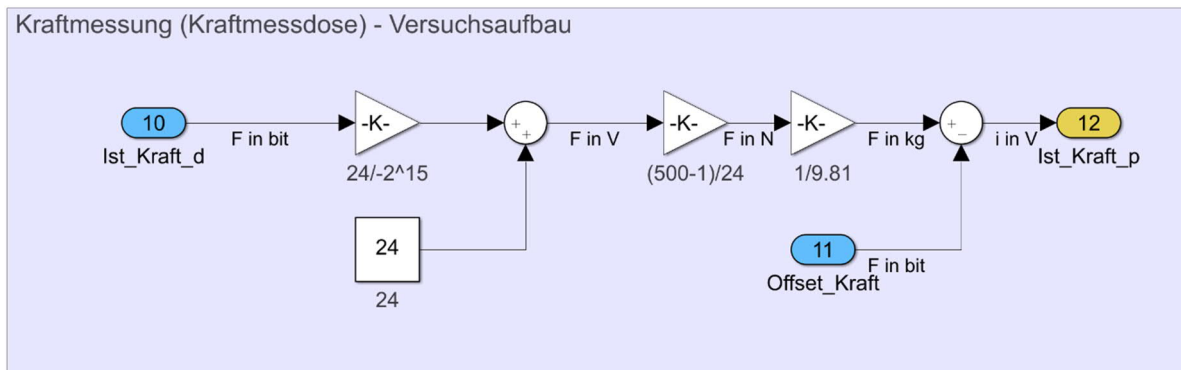


Abbildung 48 – Umrechnung des digitalen 32bit-Signals für die Kraft in Kilogramm

#### 3.4.2.4.4 Winkelmessung mittels Folienpotentiometer

Ein Folienpotentiometer wird aus mehreren Folienschichten gefertigt. Diese sind üblicherweise durch Abstandshalter voneinander getrennt. Meist befindet sich dabei auf der untersten eine Schicht mit einem aufgedruckten Widerstand. Darüber befindet sich die sogenannte Kollektorfolie, welche durch seine Beschichtung über eine sehr gute Leitfähigkeit verfügt. Diese zweite Schicht ist mit der Spannungsquelle (5 V) verbunden. Durch einen Schleifer können die zwei Folienschichten so zusammengedrückt werden, dass ein Kontakt entsteht. Wie bei einem herkömmlichen Potentiometer kann dann an der Widerstandsschicht die Ortsspannung abgegriffen werden.

Wie erwähnt wurde die Winkelmessung nur am Prototyp umgesetzt und fand noch keine Anwendung am Versuchsaufbau selbst. Ziel war es, im Notfall auf die Fusswinkelregelung zurückgreifen zu können, falls die Stromregelung nicht funktioniert hätte, was allerdings nicht notwendig war. Darüber hinaus könnte die Messung des Fusswinkels hinsichtlich der Ganganalyse auch in den Versuchen im Labor von Interesse sein und durch das bestehende Ganganalyse-System (Motion Capture System von Vicon) verifiziert werden. Bei ausreichender Genauigkeit würde sich die Möglichkeit ergeben, die AAFO ebenfalls ausserhalb des Ganglabors testen zu können. Eine Besonderheit bei der Winkelmessung im Vergleich zu den übrigen Sensoren, liegt in der Abhängigkeit der Seite, an dem die AAFO getragen wird (siehe Abbildung 49). Die Messrichtung auf dem Folienpotentiometer wird daher je nach Seite einfach umgekehrt.

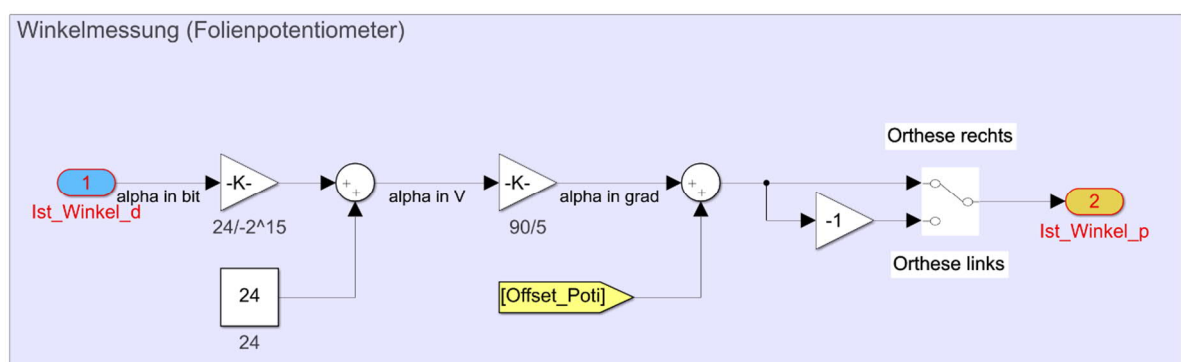


Abbildung 49 – Umrechnung des digitalen 32bit-Signals für den Gelenkwinkel in grad.

### 3.4.2.5 *Testung der Stromregelung*

Zur Verständnisverbesserung, Problemfindung und Verifizierung der Modelle wurde anschliessend die Regelung am Versuchsaufbau getestet.

#### 3.4.2.5.1 Direkte Kraftmessung des STSAs

Als erster Schritt bei der Testung des STSA wurde die im Streckenmodell (siehe Abschnitt 3.4.2.2) beschriebene Situation am Versuchsaufbau geschaffen, um möglichst verlustfrei die Kontraktionskraft messen zu können. Dazu wurde der Modellfuss aus dem Aufbau entfernt und stattdessen eine Kraftmessfeder mit der Kraftmessdose in Serie geschaltet (siehe Abbildung 50). Es findet damit keine Umlenkung der Strings im Separator statt, sondern sie verlassen diesen fluchtend mit den Bohrungen bzw. parallel zur STSA Halterung. Die Kraftmessfeder sorgte als Gegenkraft immer für einen gespannten String, wodurch eine gleichmässige Aufwicklung von diesem auf der STSA Welle gewährleistet wurde. Als zusätzliche Massnahme wurde der String zur Reibungsreduktion mit einem PTFE-Spray behandelt. Zu Beginn der Messungen wurde die Kraftmessdose jeweils genullt, um einen Fehler in der Messung, welcher durch das Eigengewicht der Kraftmessfeder erzeugt werden würde, zu eliminieren. Anschliessend wurde in 0.5 Kilogramm Schritten die Sollkraft erhöht bis sie den maximalen Wert von 3.5 Kilogramm erreicht hatte.



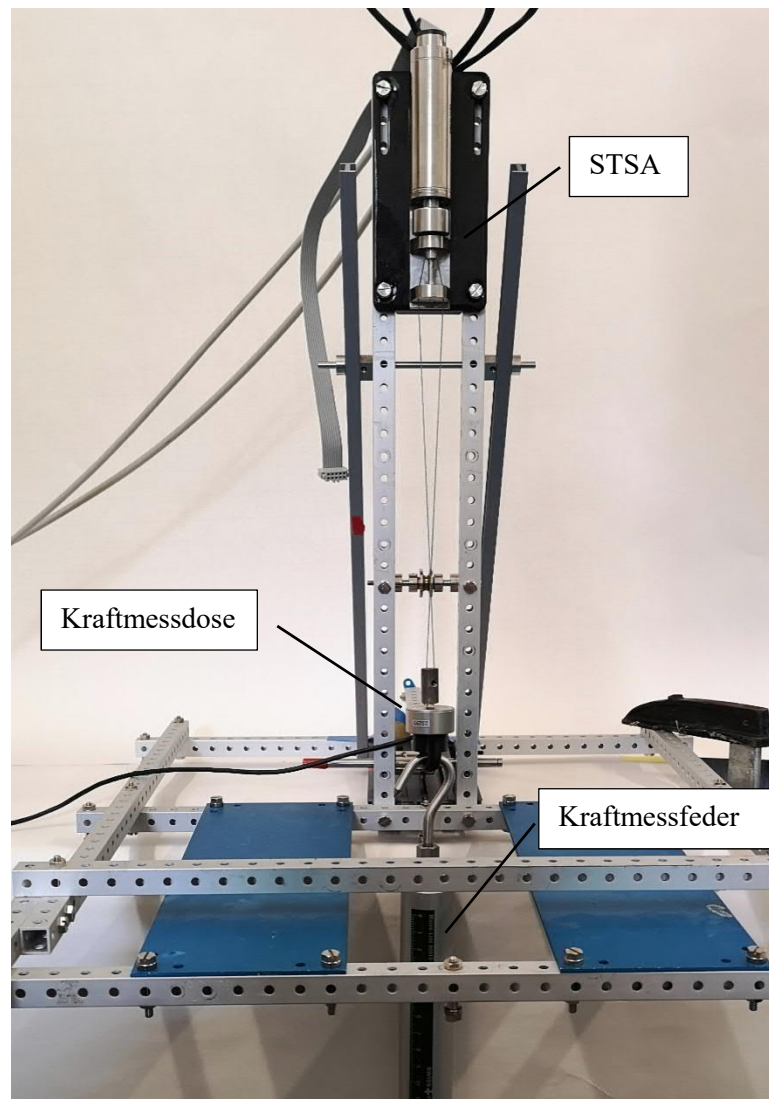


Abbildung 50 – Versuchsaufbau, um die Kontraktionskraft ohne Umlenkung (ohne Fussmodell) direkt zu messen

In Diagramm 9 sind die Sollkraft sowie die über die Kraftmessdose gemessene Istkraft für die verschiedenen Stromstärken dargestellt<sup>32</sup>. Durch das einfache Berechnungsmodell entspricht die Sollkraft ohne Winkeländerung und Reibung einer Geraden. Es ist zu beobachten, dass auch die Istkraft einen beinahe linearen Verlauf auf dem gemessenen Bereich aufweist. Zu Beginn scheint diese Abweichung jedoch noch grösser zu sein, während sie für die höheren Stromstärken gegen Null geht. Eine mögliche Erklärung für die schlechte Kraftübertragung zu Beginn ist von konstruktiver Natur. Die Stelle, an welcher der String an der Welle eingefädelt wird, verfügt über einen grösseren Durchmesser, was in einer kleineren übertragbaren Kraft resultiert. Sobald sich der String aber an der Welle aufzuwickeln beginnt, greift der kleinere, im Modell verwendete Wellendurchmesser. Ebenfalls einen Einfluss könnte die leicht konische Form der STSA Welle am unteren Wellenende haben. Aufgrund der definierten technischen Randbedingungen für die Kontraktionskraft (siehe Abschnitt 3.2.4) wird vermutet, dass die tiefen, gemessenen Kräfte nicht für das Anziehen des Fusses ausreichen würden. Daher werden die scheinbaren Verluste im unteren Messbereich nicht als kritisch betrachtet, solange das höher liegende Kräftespektrum zuverlässig abgedeckt werden kann.

<sup>32</sup> siehe im digitalen Anhang unter «06 Messungen» für Rohdaten der Kraftmessungen am Versuchsaufbau

Vergleich Kraft Soll- und Istwert, parallel ohne Fussmodell,  
reibungsfrei

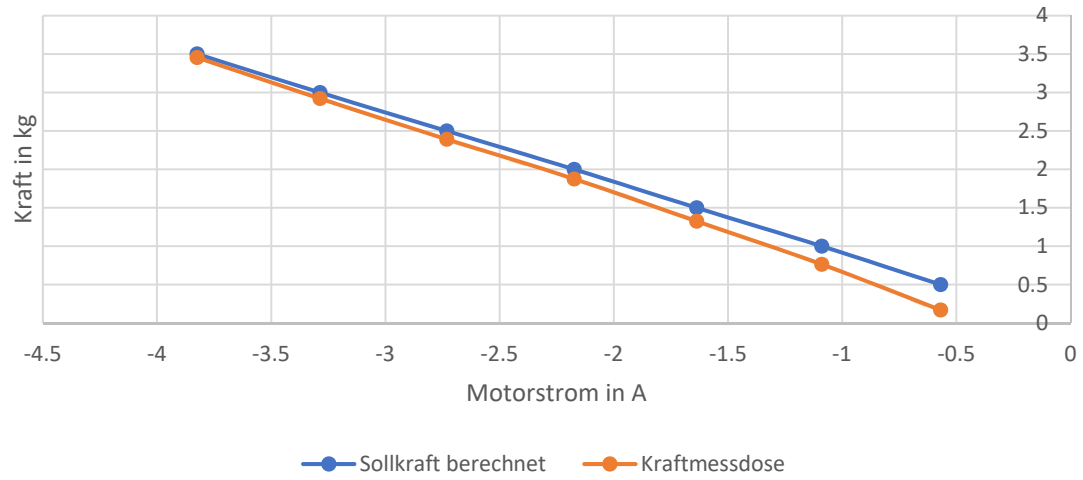


Diagramm 9 – Vergleich der Sollkraft mit der über die Kraftmessdose gemessenen Istkraft (ohne Fussmodell)

### 3.4.2.5.2 Kraftmessung des STSA mit Winkelveränderung durch das Fussmodell

Nachdem die Messungen bei einer direkten Kraftübertragung des STSAs das gewünschte Resultat erzeugen konnten, wurde das Fussmodell wieder am Versuchsaufbau montiert, um die Winkelabhängigkeit bzw. die Reibung miteinzubeziehen. In Abbildung 51 ist der beschriftete Versuchsaufbau zu sehen. Um für eine Messung den gewünschten Winkel messen zu können, wurde dieser mit Hilfe einer Gewindestange begrenzt. Die Stange wurde durch die Löcher im Balken auf verschiedenen Höhen positioniert, wobei der Winkel, der sich dabei einstellt über die Geometrie des Aufbaus berechnet werden konnte. Um das Aufschlagen des Modellfusses an der Gewindestange zu verhindern, wurde das STSA bis zum entsprechenden Winkel von Hand voraufgewickelt. Damit der String auf der Welle gleichmässig aufwickelt, wurde wiederum der Modellfuss leicht belastet, sodass der String immer gespannt war.

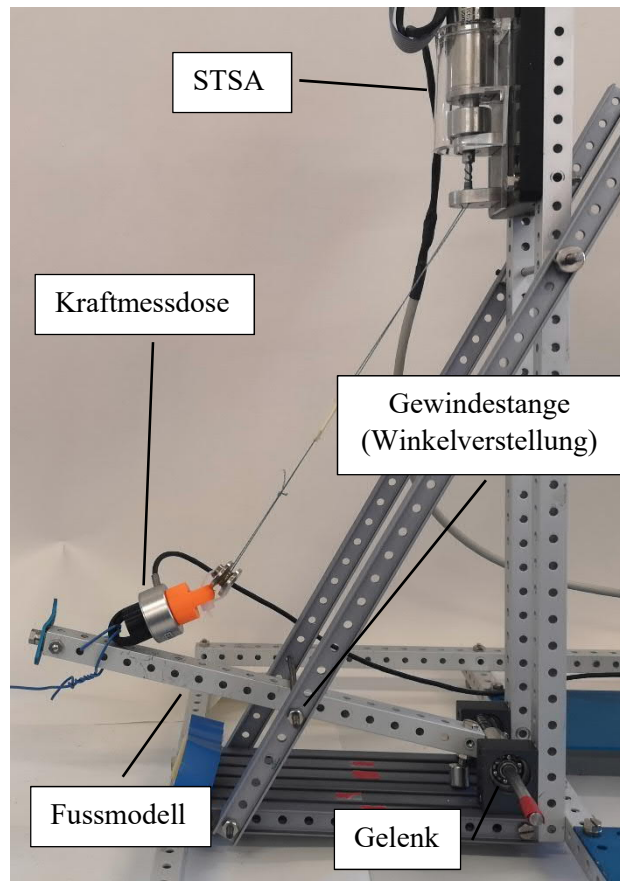


Abbildung 51 – Versuchsaufbau, um die Kontraktionskraft mit Umlenkung (mit Fussmodell) zu messen; die Winkelbegrenzung wurde mit einer Gewindestange umgesetzt, welche jeweils auf entsprechender Höhe in den Bohrungen des Balkens positioniert wurde

In einer ersten Messreihe wurden für eine konstante Sollkraft (1 kg) und variierende Winkel die Kraft gemessen und mit den berechneten, reibungsbehafteten Werten verglichen<sup>33</sup>. Die erhaltenen Resultate sind in Diagramm 10 dargestellt. Es wird ersichtlich, dass die Werte nicht mit dem Berechnungsmodell übereinstimmen und auch keiner offensichtlichen Regelmässigkeit folgen. Das Wiederholen der Messung führte zu ähnlichen Resultaten und brachte in diesem Sinne keine weitere Erkenntnis. Jedoch fiel bei Beobachtung des STSA auf, dass ab einem Gelenkwinkel von ungefähr 25 Grad das STSA damit beginnt die Strings übereinander aufzuwickeln, sodass sie nicht mehr direkt an der Welle geführt sind, sondern auf einer zweiten resp. dritten Schicht liegen (siehe Abbildung 52). Daraus wurde gefolgert, dass sich der wirkende Hebel in Form des Wellenradius vergrössert, wodurch die übertragbare Kraft abnimmt. Diese Erkenntnis würde den starken Abfall der gemessenen Kraft bei den Winkeln grösser als

<sup>33</sup> siehe im digitalen Anhang unter «06 Messungen» für Rohdaten der Kraftmessungen am Versuchsaufbau

30 Grad miterklären. Ebenfalls könnte die starke Abweichung vom berechneten Wert für den zweiten Messpunkt eine ähnliche Herkunft haben, wie bei der in Abschnitt 3.4.2.5.1 beschriebenen Messung.

Vergleich der berechneten und gemessenen Kraft, reibungsbehaftet mit  $\mu = 0.30$  und  $F_{STSA} = 1$  kg für verschiedene Winkel

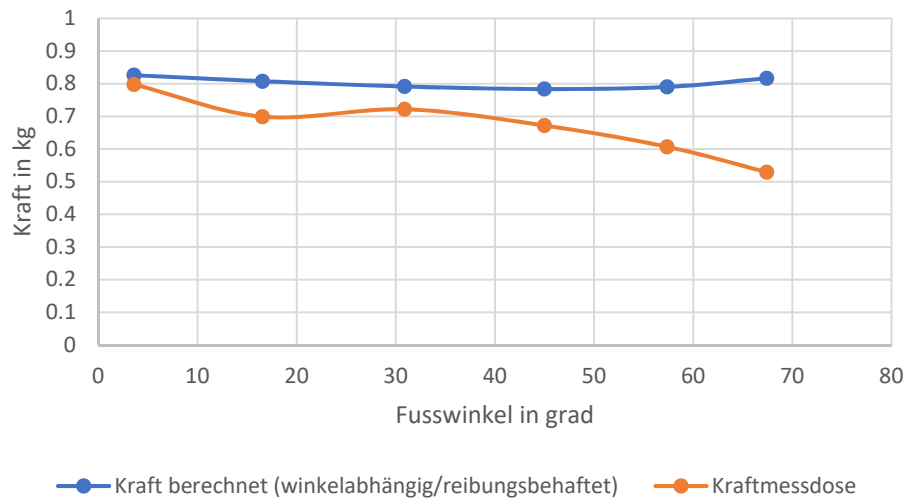


Diagramm 10 – Vergleich des berechneten und gemessenen Wertes für eine Sollkraft für das STSA von 1 kg; die Kraft wurde für einen Reibungskoeffizienten  $\mu = 0.30$  berechnet

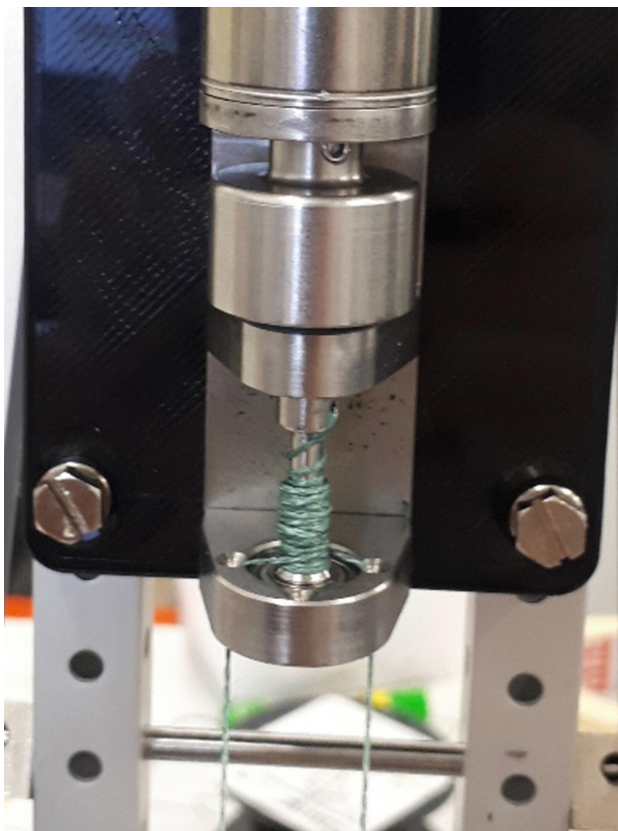


Abbildung 52 – Bei grossen Kontraktionen beginnt das STSA die Strings übereinander aufzuwickeln

Damit die zwei beschriebenen Störfaktoren ausgeschlossen werden konnten, wurde für eine weitere vorgegebene Kraft eine Messreihe durchgeführt. Dieses Mal wurde darauf geachtet, dass es nicht zu einer zweiten Stringschrift auf der STSA Welle kommt. Dazu wurden nur Winkel gemessen, welche kleiner als 25 Grad waren. Begrenzt durch den Versuchsaufbau waren so vier verschiedene Winkel messbar. In Diagramm 11 sind diese abgebildet. Es zeigt sich, dass mit der höheren Sollkraft die berechneten Werte wieder besser erreicht bzw. übertroffen werden. Ausserdem sind gerade die zwei mittleren Messpunkte sehr nahe am berechneten Wert, wobei nur schlecht abgeschätzt werden kann ob es sich dabei um einen Zufall handelt. Während die Wiederholbarkeit bei den direkten Messungen auf das STSA durch die ständige Spannung des Strings über die Kraftmessfeder gewährleistet war und die Resultate auch bestätigt werden konnten, war dies bei diesen Messungen nur begrenzt der Fall. Bei Wiederholung der Messreihe wurde das dargestellte Resultat nur teilweise bestätigt. Es kam immer wieder zu Abweichungen von bis zu 0.3 Kilogramm der einzelnen Messpunkte.

Um zuverlässigere Resultate zu erhalten wäre eine Anpassung des Versuchsaufbaus notwendig gewesen. In Absprache mit den Betreuern und den Verantwortlichen des Instituts für Physiotherapie wurde entschieden, dass hinsichtlich der Probandentests, die am Aufhängepunkt wirkende Kraft nicht genauer bestimmbar sein muss. Viel wichtiger sei es, dass diese individuell verstellbar sei und die eingestellte Kraft mit Sicherheit nicht überschreiten könne. Aus diesem Grund wurde auf weitere Messungen bzw. die Optimierung des Modells verzichtet. Damit wurde die Regelung für die Selbstversuche mit Prototyp freigegeben.

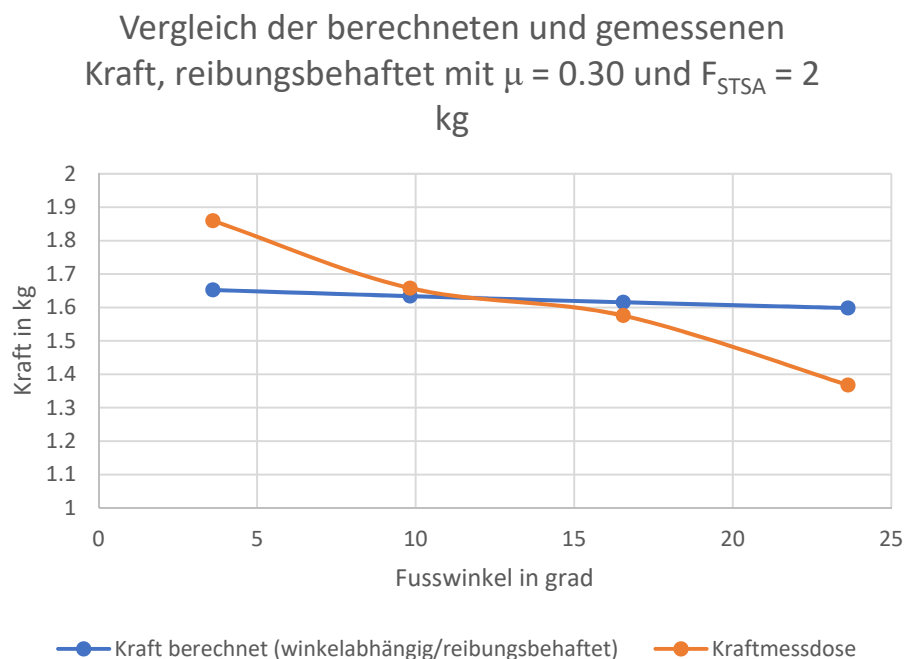


Diagramm 11 – Vergleich des berechneten und gemessenen Wertes für eine Sollkraft für das STSA von 2 kg; die Kraft wurde für einen Reibungskoeffizienten  $\mu = 0.30$  berechnet

### 3.4.2.6 Gangphasenerkennung

Mit der Gangphasenerkennung sollte das Ziel erreicht werden, der Steuerung den optimalen Zeitpunkt für das Ein- und Ausschalten des Motors bzw. das Anheben und Absenken des Fusses mitzuteilen. Dazu standen vier Drucksensoren zur Verfügung (Ferse, Fussballen innen und aussen, Zehen). Für den menschlichen Gang wurden mit Hilfe der in Abschnitt 2.1 beschriebenen Theorie die vier Zeitpunkte ermittelt, welche üblicherweise den Wechsel zwischen den Gangphasen kennzeichnen:

- Das Auftreffen der Ferse als ersten Bodenkontakt (Heel Strike)
- Das Belasten des Fussballens während der Standphase (Flat Foot)
- Das Abheben der Ferse als Einleitung der Schwungphasenvorbereitung (Heel Off)
- Das Entlasten der Zehen als Beginn der Schwungphase (Swing)

#### 3.4.2.6.1 Entwerfen der Gangphasenerkennung

Die Probleme der Fussheberparese in Form der Stolpergefahr bestehen üblicherweise während der Schwungphase. Die Gangphasenerkennung wurde daher so umgesetzt, dass der Träger nur während dieser aktiv unterstützt wird. In den übrigen Gangphasen soll der Motor nicht mit Strom versorgt werden, so dass das übertragene Drehmoment null wird. Dies entspricht der in 1.4.5 Punkt e.) vorgeschlagenen Massnahme zur besseren Entlastung ausserhalb der Schwungphase. In Abbildung 53 ist die Umsetzung dieser Bedingung im Simulink gezeigt. Befindet sich die Gangphasenerkennung in der Schwungphase, wird der Wert von «swingFlag» zu eins und dem Regelkreis wird anstelle von null die «Soll\_Kraft» zugeführt.

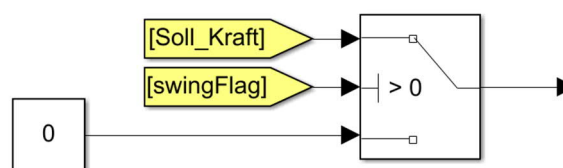


Abbildung 53 – Switchbedingung, damit während der Schwungphase dem Regelkreis eine vorgegebene Kraft zugeführt resp. dass diese ausserhalb dieser null beträgt

Ebenfalls wurde eine feste Abfolge der Gangphasen als Bedingung implementiert, um das spontane Hochziehen des Fusses zu verhindern resp. zu erschweren (siehe Abschnitt 1.4.6 Punkt b.)). Als letzte Änderung wurden die nötigen Bedingungen für die Erkennung der Standphase überarbeitet. So ist anstelle der Belastung aller Sensoren gleichzeitig nur das Belasten einer der beiden Fussballensensoren notwendig. In Abbildung 54 wurde die Gangphasenerkennung schematisch abgebildet.

	Heel Strike	Flat Foot	Heel Off	Swing
Toe				
Ball Inside		Oder		
Ball Outside		Oder		
Heel				

} Motor aktiv

Abbildung 54 – Schema für die Gangphasenerkennung; Ablauf von links nach rechts; eingefärbte Felder markieren einen belasteten Sensor; für Flat Foot muss der Sensor auf der Fussballen Innen- oder Aussenseite belastet sein



### 3.4.2.6.2 Implementierung der Gangphasenerkennung in Simulink

Die Gangphasenerkennung wurde wie zuvor mit dem in Simulink integrierten Tool Stateflow umgesetzt, welches das Erstellen von Zustandsübergangsdiagrammen möglich macht und direkt in das bestehende Modell des Versuchsaufbau bzw. Prototyps integrieren lässt. In Abbildung 55 wird die damit erstellte Gangphasenerkennung abgebildet. Sobald die Freigabe aktiviert wird, beginnt die Gangphasenerkennung zu arbeiten, wobei der Heel Strike als Ausgangszustand definiert wurde. Neben den in Abschnitt 3.4.2.6.1 genannten Optimierungen wurde wie im Review bestimmt (siehe Abschnitt 1.4.6 Punkt c.) eine sogenannter Fallbackzustand definiert. Dieser dient als Sicherheitselement und kann zu Beginn jeder Gangphase (Heel Strike) oder während der Schwungphase ausgelöst werden. So wird gerade während der Schwungphase, in der der Motor aktiv ist, verhindert, dass der Fuss unnötig lange hochgezogen wird und damit Schmerzen oder Verletzungen für den Probanden oder Schäden am System verursacht werden. Als Bedingung für das Betreten des Fallbacks wurde ein Zeitkriterium gesetzt, welches nach Ablauf automatisch den Zustand wechseln lässt. Verlassen wird dieser Zustand durch das Auslösen der Heel Strike Bedingung bzw. dem Beginn eines neuen Gangzyklus.

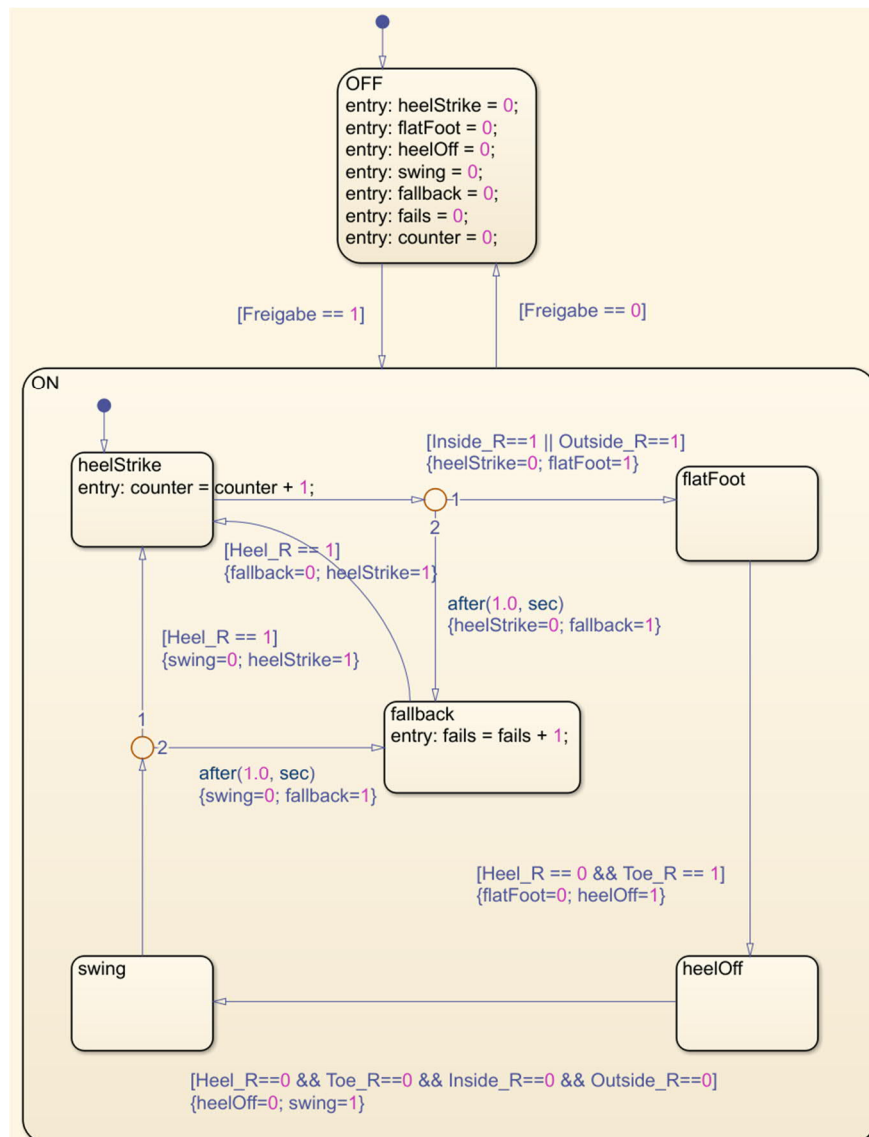


Abbildung 55 – Gangphasenerkennung mit Fallback-Funktion; implementiert in Simulink Stateflow

## 3.5 Realisierung Prototyp V3

Alle Fertigungsteile ausser den Stützen aus CFK, wurden selbst hergestellt mittels verschiedener Fertigungsverfahren. Zu den Herstellprozessen wurde eine Anleitung oder eine Beschreibung zur Fertigung erstellt, um damit das angelegte Wissen dem IMS und dem Departement für Gesundheit weiterzugeben für die vorklinische Studie, die mit dieser Orthese durchgeführt wird. Ausserdem wurde eine Kostenabschätzung für die Fertigung der kompletten Orthese erstellt. Auch wurde der Prototyp auf seine Serienreife abgeschätzt, wobei verschiedene Bauteile analysiert wurden.

### 3.5.1 Fertigung

Für die Realisierung des Prototyps V3 wird nachfolgend zuerst die Fertigungsverfahren und die dazu benötigten Maschinen und danach auf die Fertigung der einzelnen Teile des Prototyps eingegangen.

#### 3.5.1.1 Fertigungsverfahren

Für die Fertigung des Prototyps wurden verschiedene Fertigungsverfahren eingesetzt. Alle eingesetzten Verfahren und benötigten Maschinen werden im Folgenden beschrieben.

##### 3.5.1.1.1 Drehen und Fräsen

Drehen und Fräsen sind die in der Industrie am meisten eingesetzte spanabhebende Fertigungsverfahren. Eine Schneide trennt Material vom Hauptkörper, somit können beliebige Konturen geschaffen werden. Beim Drehen rotiert das Werkstück um die eigene Achse und eine stehende Schneide führt den abspannenden Prozess durch. Einfache Drehmaschinen besitzen zwei Bewegungsachsen, womit rotationssymmetrische Bauteile gefertigt werden können. Beim Fräsen rotiert das Werkzeug und damit eine oder mehrere Schneiden und das Werkstück steht still. Durch den Einsatz von drei oder mehr Bewegungsachsen werden sehr komplexe Formen und Konturen möglich. Werden diese beiden Verfahren in einer Maschine kombiniert, so entsteht ein Drehfräszentrum, wobei eine winkeligesteuerte Rotationsachse und eine längengesteuerte Translationsachse der Drehbank hinzugefügt werden. Ausserdem wird das Werkzeug, im Falle eines Fräasers, über einen Motor in Rotation versetzt.

Für die Herstellung der Gelenksteile und des STSA-Aktuators wurde von der Roman Weber GmbH in Tobel solch eine Maschine (Tabelle 7 und Abbildung 56) zur Verfügung gestellt. Bei diesem Drehfräszentrum wurden alle Programme selbst programmiert in ISO-Code, ohne jegliche CAM-Software (Computer-aided manufacturing).

Tabelle 7 – Spezifikationen Hyundai-Kia SKT210SY

<b>Marke</b>	<b>Hyundai-Kia</b>
<b>Modell</b>	SKT210SY
<b>Steuerung</b>	FANUC 18i-TB
<b>Arbeitsraum x:y:z</b>	220: 80:550mm
<b>Achsgenauigkeit</b>	0.001mm
<b>Gesteuerte Achsen</b>	x, y, z, a, c
<b>Max. Drehzahl</b>	4000 min <sup>-1</sup>
<b>Hauptspindel</b>	
<b>Max. Drehzahl Gegenspindel</b>	3000 min <sup>-1</sup>
<b>Max. Drehzahl Werkzeugspindel</b>	6000 min <sup>-1</sup>



Abbildung 56 - Hyundai-Kia SKT210SY Drehfräszentrum



### 3.5.1.1.2 Drahterodieren

Das Drahterodieren ist ein funkenerosiver Schneidprozess und damit ein spanabhebendes Fertigungsverfahren, bei welchem nur leitende Materialien verarbeitet werden können. Bei diesem Verfahren befindet sich das Werkstück in einem Dielektrikum, also in einem wenig- oder nichtleitenden flüssigen Medium. Das Werkzeug ist ein gespannter vertikaler Draht, welcher ständig von einer Rolle abgerollt und durch die Maschine gezogen wird. Dieser Draht steht unter einer pulsierenden, elektrischen Spannung und bildet in diesem Prozess die Kathode. Das Werkstück hingegen übernimmt die Funktion der Anode. Nähert sich der Draht dem Werkstück, so entsteht beim kürzesten Abstand durch die hohe elektrische Potentialdifferenz ein Lichtbogen. Die hohen Temperaturen des Lichtbogens schmelzen am Draht und am Werkstück jeweils ein Teilbereich ein und ein mikroskopisch kleiner Teil des Dielektrikums verdampft kurzzeitig. Durch die schnelle Abkühlung des entstandenen Gases durch das restliche Dielektrikum entsteht ein Unterdruck, welcher das geschmolzene Material durch Sogwirkung in den Mittelpunkt des entstandenen Lichtbogens zieht. Die mikroskopisch kleinen Späne erstarren sofort bei Kontakt mit dem Dielektrikum und werden mittels Düsen aus dem Funkenspalt gespült. Der Draht wird über zwei bzw. vier Maschinenachsen bewegt, womit zweidimensionale bzw. auch zwei in der Ebene versetzte Konturen gleichzeitig bearbeitet werden können.

Die Roman Weber GmbH hat ausserdem eine solche Drahterodiermaschine zur Fertigung der Werkstücke bereitgestellt. Dabei handelt es sich um eine FANUC Robocut  $\alpha$ -1c (Tabelle 8 und Abbildung 57)

Tabelle 8 – Spezifikationen FANUC Robocut  $\alpha$ -1c

<b>Marke</b>	FANUC
<b>Modell</b>	Robocut $\alpha$ -1c
<b>Steuerung</b>	FANUC 16w
<b>Arbeitsraum x:y:z</b>	520: 370:300mm
<b>Achsgenauigkeit</b>	0.0001mm
<b>Gesteuerte Achsen</b>	x,y,u,v,z
<b>Drahtmaterial</b>	Messing
<b>Drahtdurchmesser</b>	0.25mm
<b>Dielektrikumstyp</b>	deionisiertes Wasser
<b>Tankvolumen</b>	530 Liter



Abbildung 57 – FANUC Robocut  $\alpha$ -1c Drahterodiermaschine

### 3.5.1.1.3 Wasserstrahlschneiden

Beim trennenden Fertigungsverfahren Wasserstrahlschneiden wird Wasser über eine Düse mit bis zu 6000 Bar ausgestossen. Der resultierende Wasserstrahl trägt Material vom Werkstück ab und über zwei Maschinenachsen kann eine zweidimensionale Kontur ausgeschnitten werden. Bei der Bearbeitung von härteren Materialien, wie Metall oder Keramik, werden dem Wasser vor dem Austreten aus der Düse Partikel beigemischt, um eine bessere abrasive Wirkung zu erzielen. Diese beigemischten Partikel werden Abrasiv genannt. Das Wasserstrahlschneiden wird besonders beim Trennen von Verbundwerkstoffen eingesetzt, da sich diese meist mit konventionellen Verfahren nicht sauber trennen lassen.

Wasserstrahlarbeiten wurden der Firma Dohner AG in Andelfingen vergeben.

### 3.5.1.1.4 Laserstrahlschmelzen

Das Laserstrahlschmelzen oder Laserstrahlschneiden ist ein trennendes Fertigungsverfahren, welches bei metallischen, organischen und synthetischen Materialien eingesetzt wird. Dabei wird punktuell über einen Laserstrahl so viel Energie auf ein Teil übertragen, dass dieses Material sofort verdampft oder

verbrennt. Das entstandene Gas wird über eine Absaugvorrichtung abgesaugt und gefiltert. Der Laserkopf in Kombination mit zwei gesteuerten Achsen ergibt die Laserschneidmaschine, welche über die Variation der Leistung des Lasers zusätzlich zum Ausschneiden von zweidimensionalen Geometrien auch noch Gravieren ermöglicht.

Tabelle 9 – Spezifikationen Trotec Speedy 100

<b>Marke</b>	Trotec
<b>Modell</b>	Speedy 100
<b>Arbeitsraum x:y:z</b>	610: 305:132mm
<b>Achsengenauigkeit</b>	0.001mm
<b>Lasertyp</b>	CO <sub>2</sub>
<b>Laserleistung</b>	12-60 Watt

Eine Laserstrahlschmelzmaschine wurde vom Zentrum für Produkt- und Prozessentwicklung (ZPP) der ZHAW für Maschinenteknikstudenten frei zur Verfügung gestellt. Spezifikationen sind in Tabelle 9 eingetragen.

### 3.5.1.1.5 3D-Druck (Fused Deposition Modeling)

Der 3D-Druck gehört in der Fertigungstechnik zum Urformen. In der Kategorie des 3D-Drucks kommen viele verschiedene Verfahren zum Einsatz, jedoch kam in dieser Arbeit nur das Fused Deposition Modeling, kurz FDM zum Einsatz. Auf Deutsch wird dieses Verfahren auch Schmelzschichtung genannt und funktioniert so, dass ein Werkstück Schicht für Schicht aufeinander geschmolzen wird. Als Material wird thermoplastischer Kunststoff, sogenanntes Filament, eingesetzt, welcher sich mit der darunterliegenden Schicht stoffschlüssig verbindet, nachdem es aus einer heissen Düse gepresst wird.

Beim 3D-Drucker, der für die Fertigung verwendet wurde, handelt es sich um einen Makerbot Replicator 2 mit geheiztem Druckbett (Tabelle 10 und Abbildung 58).

Tabelle 10 – Spezifikationen Makerbot Replicator 2

<b>Marke</b>	<b>Makerbot</b>
<b>Modell</b>	Replicator 2
<b>Arbeitsraum x:y:z</b>	285:153:155mm
<b>Achsengenauigkeit</b>	0.01mm
<b>Filamentdurchmesser</b>	1.75mm
<b>Max. Extrudertemperatur</b>	240°C
<b>Max. Betttemperatur</b>	110°C

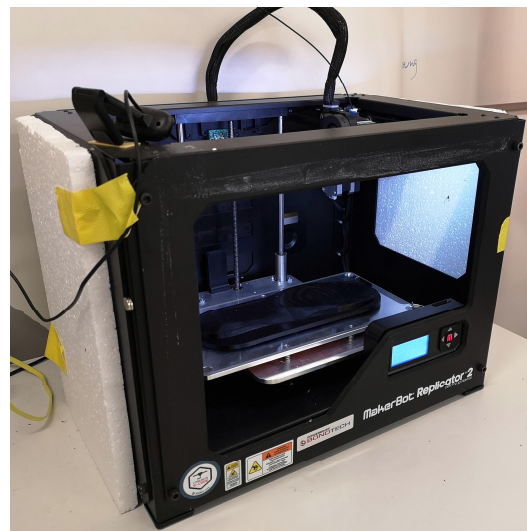


Abbildung 58 – Makerbot Replicator 2

### 3.5.1.1.6 Schäumen

Das Schäumen eines Werkstücks gehört im Kunststoffbereich zum Fertigungsverfahren Urformen. Hierzu gehört auch das chemische Treibverfahren, bei welchem zwei oder mehrere Komponenten vermischt werden. Sobald der Prozess der Polymerisation startet, werden aufschäumende Gase frei, welche die Blasen im Schaumstoff bilden. Dieses chemische Treibverfahren wird vor allem bei Polyurethanschäumen eingesetzt.

#### 3.5.1.1.7 Thermoformen

Das Thermo- oder Warmformen ist ein Umformverfahren von thermoplastischen Kunststoffen. Der Kunststoff wird durch die Wärmeeinwirkung erweicht und lässt sich somit in eine gewünschte Form bringen. Die Wärmeeinwirkung kann durch Konvektion über heisse Luft oder durch Wärmeleitung von einem Metall realisiert werden.

Als Werkzeug wurde hier ein Steinel Heißluftgebläse vom Typ HL 2010E verwendet.

#### 3.5.1.1.8 Nähen

Das Verbinden von zwei Textilien durch eine Naht wird Nähen genannt. Nähen wird definiert durch den Vorgang bei dem ein oder mehrere Fäden durch das Nähgut geführt und mit diesem oder den Fäden verschlungen wird. Durch das Nähen können Textilien, Leder oder Papier miteinander vernäht werden, aber auch das Nähen von Folien und Blechen sind in der Industrie, wie beim Fertigen von Verbundwerkstoffen, anzutreffen.

Um die Textilien zu vernähen wurde eine Nähmaschine von Bernina benutzt. Die Modellnummer lautet 830.

### 3.5.1.2 *Fertigung der Werkstücke*

Auf diese Arbeit wird eine vorklinische Studie im Departement für Gesundheit folgen, weshalb die Weitergabe der Fertigungsinformationen von zentraler Bedeutung ist. Im Falle eines Defekts oder einer anderen Grösse der Sohle, müssen diese gefertigt werden. Die folgenden Anleitungen sollen bei der Produktion helfen, sowie das Verständnis für das Gesamtprodukt verbessern.

#### 3.5.1.2.1 Sohle

Die Sohle wird aus verschiedenen Komponenten gefertigt, wobei die eigentliche Sohle aus einem Zweikomponenten-Polyurethanschaum besteht. Für die Fertigung dieser wurden in den folgenden Tabellen alle benötigten Werkzeuge (Tabelle 11), Verbrauchsmaterialien (Tabelle 12), Produkte und Werkstücke (Tabelle 13) aufgeführt, wobei die Produkte und Werkstücke das eigentliche Hauptprodukt, also die Sohle, bilden:

Tabelle 11 – Benötigte Werkzeuge für das Giessen der Sohle

<b>Werkzeuge</b>	
<b>Menge</b>	<b>Bezeichnung</b>
1	Abisolierzange
1	Cutter, Skalpell oder Messer
1	Feuerzeug
1	Flachzange
1	Heissluftföhn
1	Kugel- oder Folienschreiber
1	LötKolben
1	Schere
1	Schlitzschraubenzieher 0
1	Schlitzschraubenzieher 00
1	Schlitzschraubenzieher 2
2	Schraubzwinde
1	Seitenschneider
1	Spitzzange

Tabelle 12 – Benötigtes Verbrauchsmaterial für das Giessen der Sohle

<b>Verbrauchsmaterial</b>		
<b>Menge</b>	<b>Bezeichnung</b>	<b>Information</b>
1 Rolle	Abdeckband	
2 Stück	Einwegbecher	
2 Paar	Einweghandschuhe	
2 Stück	Einweglöffel	
1 Stück	Gussform oben	Gedruckt aus PLA
1 Stück	Gussform unten	Gedruckt aus PLA
4 Gramm	Härter für Trennmittel	Beil Vernetzer V51
3 Stück	Haushaltspapier	
16 Stück	Heftklammern oder Draht	Gerade gebogen
3 Gramm	Lötzinn	
4 Stück	Schrumpfschlauch D6x15mm	
2 Stück	Senkkopfschraube mit Schlitz M2x16	
25 Gramm	Silikon Trennmittel	Beil TM 65 / 98
1 Stück	Waage	

Tabelle 13 – Benötigte Produkte und Werkstücke für das Giessen der Sohle

<b>Produkte und Werkstücke</b>			
<b>Menge</b>	<b>Bezeichnung</b>	<b>Material</b>	<b>Information</b>
4 Stück	Drucksensoren 1 Inch Thru-Mode FSR		Sensitronics
1 Stück	Feinstrumpfhose Schwarz	Polyamid, Elasthan	
500mm	Flachbandkabel		8 Leiter
50g	Hekapur Weichschaum A W200	PUR Komponente A	
25g	Hekapur Weichschaum W B	PUR Komponente B	
1 Stück	Klemmer	Aluminium	
1 Stück	Pfostenstecker 8-Polig		
2 Stück	Senkkopfschraube mit Schlitz M3x12	Stahl	
1 Flasche	Sekundenkleber		
1 Stück	Sohlenplatte	Aluminium	L/R beachten

Die Fertigung der Sohle beginnt mit dem Erstellen des Negativs im CAD-Programm Catia V5. Dazu wird die obere und untere Gussform auf die gewünschte Sohlengrösse skaliert, wobei die Länge bei der oberen Gussform vom Scheitelpunkt der Zehen zu jenem der Ferse um 0.4mm kleiner gewählt wird, als bei der Länge der unteren Gussform. Durch die kleinere Skalierung ist der Spielraum zum einfachen Montieren nach dem 3D-Druck gewährleistet. Das Positiv der Sohlenplatte muss auf der Höhe des Knöchels positioniert und mit der booleschen Funktion «Remove» entfernt werden. Dadurch kann die Sohlenplatte vor dem Giessen der Sohle formschlüssig montiert werden. Um die Flachbandkabel sauber aus der Gussform zu führen, wird ein Kabelauslauf dafür vorgesehen. Dieser wird am besten neben der Sohlenplatte ausgetragen. Um Lufteinschlüsse im Schaumstoff zu verhindern, wurden sechs Bohrungen um die Mantelfläche der Sohle verteilt, damit das Polyurethan beim Aufschäumen durch die Bohrungen ausfliessen kann. In Abbildung 59 ist die Sohle für den rechten Fuss zu sehen. Falls eine linke Sohle gefertigt wird, muss die ganze Gussform noch gespiegelt werden.

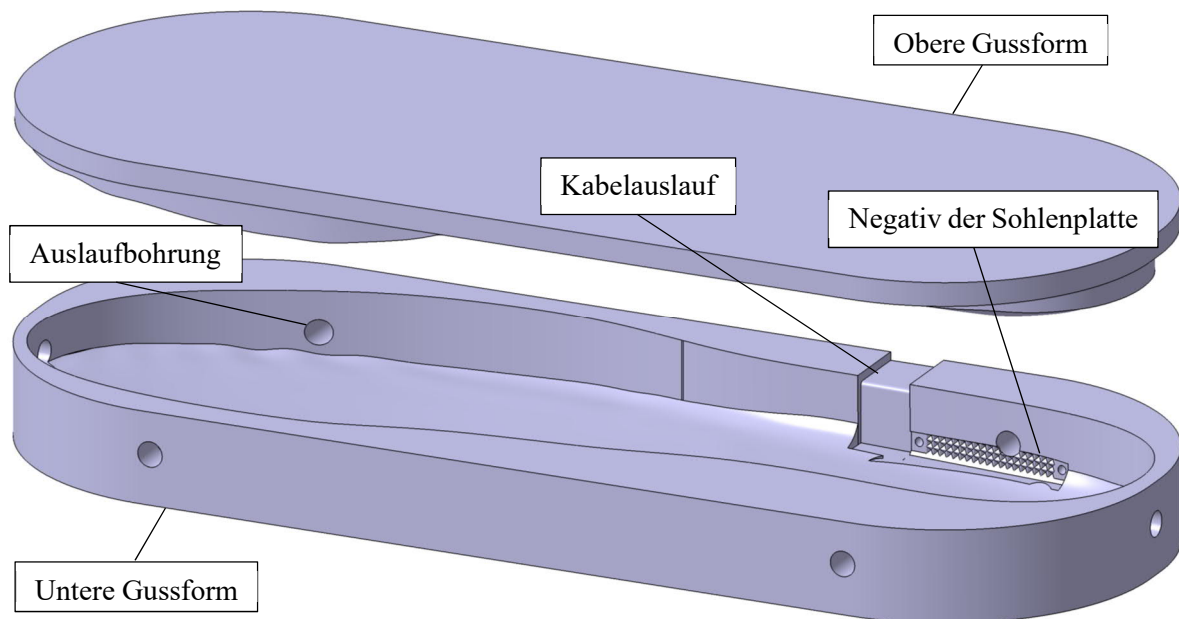


Abbildung 59 – Gussform als Baugruppe

Abschliessend wird die Oberfläche der Gussform, im Modul «STL Rapid Prototyping», mit Dreiecken von 0.001mm tesselliert, als «Standard-Tessellation Language»-Datei (.STL) gespeichert und auf einem 3D-Drucker ausgedruckt. Falls die Gussform mehrmals benutzt werden soll, sollten im 3D-Drucker-CAM mindestens vier Rand-, Deck- und Bodenschichten eingestellt werden. Ausserdem sollte ein «In-fill» von mindestens 20 Prozent angewendet werden.

Nach erfolgreichem Drucken sollte die Kante der oberen Gussform mit einem Messer oder Cutter gebrochen werden, damit die Montage der kompletten Gussform einfach zu handhaben ist. Ausserdem sollte die Sohlenplatte vorgängig einmal montiert werden, wie dies in Abbildung 60 zu sehen ist, um zu überprüfen, dass beim Modellieren im CAD kein Fehler unterlaufen ist.



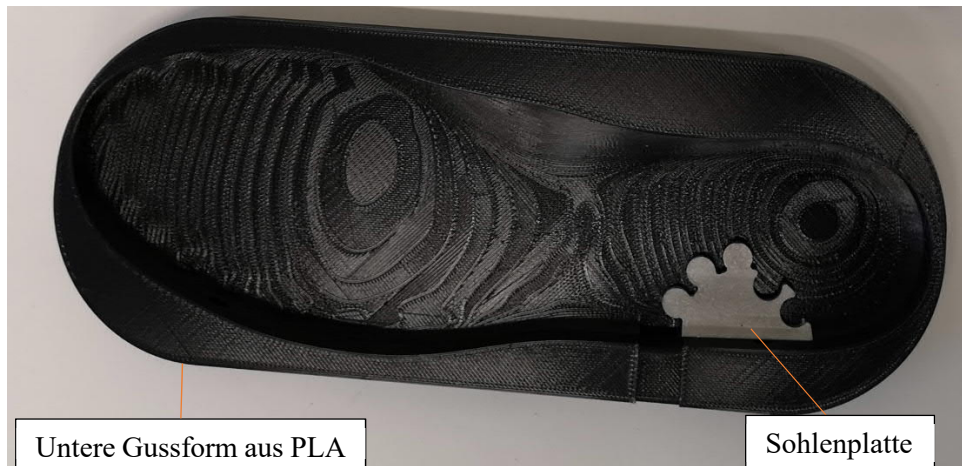


Abbildung 60 – Gedruckte, untere Gussform aus Polylactide mit der fixierten Sohlenplatte zur Kontrolle

Passen die obere und die untere Gussform bei montierter Sohlenplatte bündig zusammen, so kann im nächsten Schritt das Silikontrennmittel aufgetragen werden. Bei Arbeiten mit den flüssigen Stoffen ist es sinnvoll den Arbeitsplatz mit Papier grossflächig zu bedecken, um den späteren Reinigungsaufwand gering zu halten. Ausserdem ist es empfehlenswert bei diesen Arbeiten Einweghandschuhe zu tragen, um das Verkleben der Hände zu vermeiden, auch wenn die Stoffe bei Kontakt mit der Haut ungefährlich sind.

Für die Silikonbeschichtung einer Gussform werden 25 Gramm vom Silikontrennmittel (Beil TM 65 / 98) in einen Einwegbecher gegossen. Um die Vernetzung zu aktivieren werden anschliessend vier Gramm vom Härter (Beil Vernetzer V51) dazugegeben und mindestens 30 Sekunden lang mit einem Einweglöffel intensiv vermischt. Dieses Trennmittel kann nun über die ganze Mantelfläche des Negativs verteilt werden, wie in Abbildung 61 dargestellt. Im Bereich der Verzahnung der Sohlenplatte sollte jedoch kein Trennmittel aufgetragen werden, um die Masshaltigkeit zu gewährleisten. Ist das Silikontrennmittel an allen gewünschten Stellen aufgetragen, müssen mindestens 12 Stunden gewartet werden, bis das Silikon ausgehärtet ist.

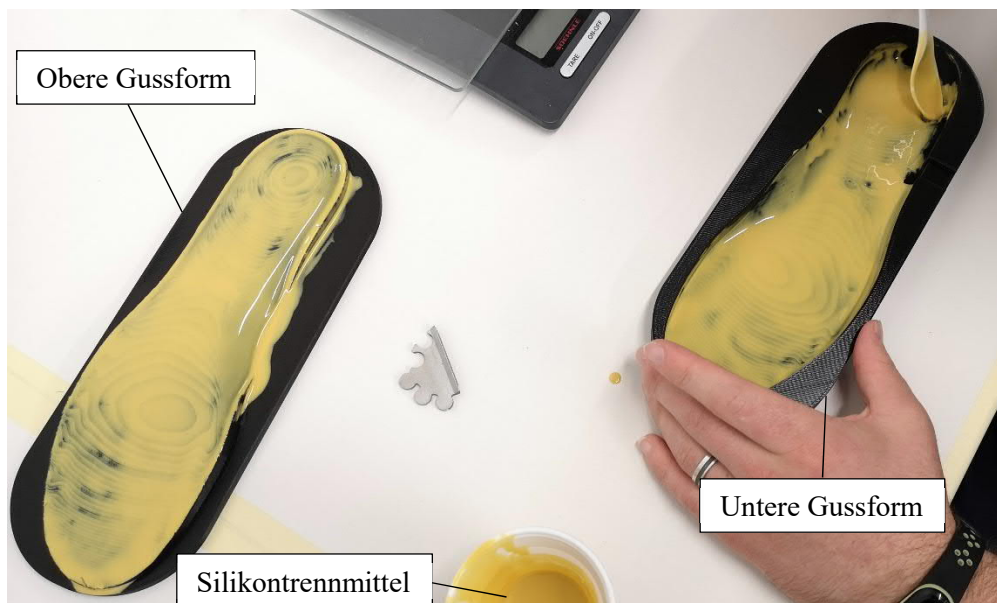


Abbildung 61 – Beschichten der Gussfläche mit Silikontrennmittel

Nach dem Aushärten kann ungewolltes Silikon mit dem Messer abgeschnitten und abgezogen werden. Ausserdem sollte das Silikon so abgeschnitten werden, dass die Kontaktfläche zwischen der oberen und unteren Gussform frei von Silikon ist, um beim Montieren nach dem Ausgiessen zu vermeiden, dass Silikon von den Rändern abgeschert und im Schaumstoff eingeschlossen wird. Ein Beispiel ist in Abbildung 62 zu sehen. Zusätzlich verringert der Silikonfilm den Spielraum zwischen den beiden Gussformen, jedoch ist es beim Ausgiessen sehr wichtig, dass die Montage möglichst reibungslos funktioniert.

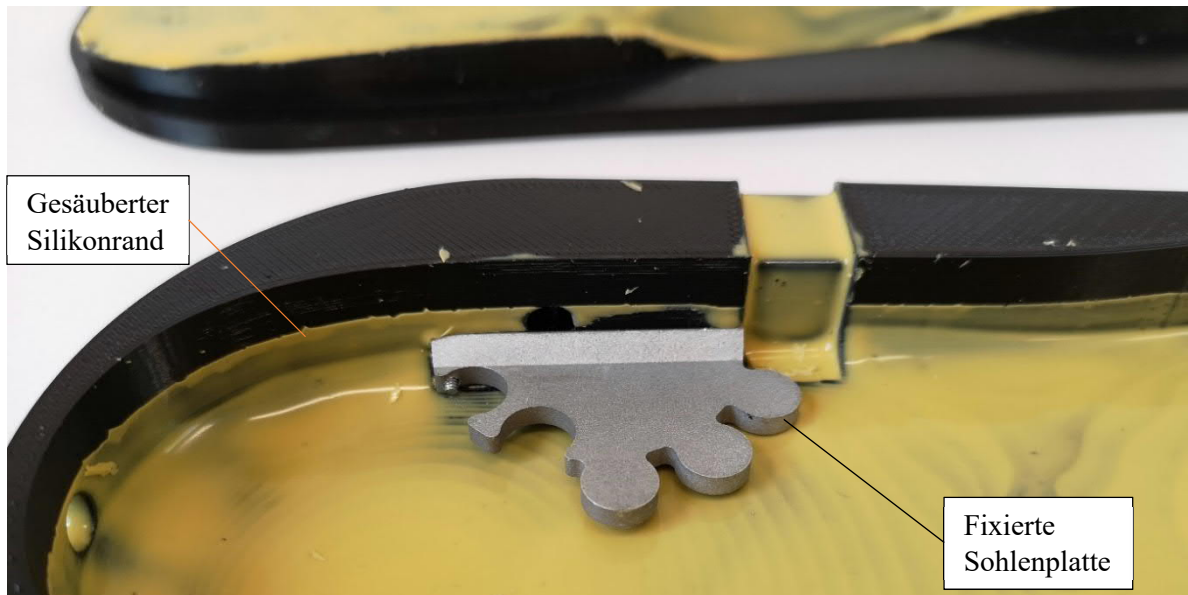


Abbildung 62 – Die vom Silikontrennmittel gesäuberten Kanten mit der fixierten Sohlenplatte

Sobald das Silikontrennmittel für das Ausgiessen vorbereitet ist, wird die Sohlenstütze mit den zwei Senkschrauben mit Schlitz M2x16 angeschraubt und formschlüssig fixiert wie dies in Abbildung 62 gezeigt wird. Es ist darauf zu achten, dass die Sohlenplatte sauber in die Verzahnung gezogen wird, um den Schaumstoff möglichst vor dem Eindringen in die Verzahnung zu hindern.

Nach der Montage der Sohlenplatte werden die Drucksensoren vorbereitet. Dafür werden den Drucksensoren die Steckanschlüsse entfernt. Dies wird am einfachsten erreicht, wenn man mit einem Schlitzschraubenzieher die Widerhaken eindrückt und den Steckanschluss dann einfach durch leichtes Ziehen entfernt. Die beiden Metallkontakte können mit einem Seitenschneider bündig am Kunststoff abgeschnitten werden. Diese beiden Prozessschritte sind in der Abbildung 64 von 1.) bis 3.) visualisiert. Für eine Sohle werden vier Drucksensoren so vorbereitet, welche dann in der unteren Gussform platziert und mit einem Kugelschreiber auf das Silikontrennmittel umzeichnet werden. Anschliessend werden vier Punkte auf dem Umfang des Sensors angezeichnet. Zwei dieser Punkte befinden sich beim Übergang vom Sensoranschluss auf die Kreisfläche und die anderen zwei auf der gegenüberliegenden Seite der Kreisfläche, jedoch mit einem grösseren Abstand zueinander.

Nach dem Markieren dieser Stellen wird das achtpolige Flachbandkabel in vier 50mm lange Leiterpaare getrennt. Das Flachbandkabel wird nun so in die untere Gussform gelegt, wie dies später ungefähr eingegossen werden soll. Dabei entspricht das Kabelpaar, das am nächsten bei den Zehen zu liegen kommt, dem Sensor «Toe». Analog dazu ist das nächste Kabel bei dem Fersen dem Sensor «Heel» zugeordnet. Die Mittleren Kabelpaare werden so gelegt, dass das Nachbarkabelpaar der Zehen an dem Sensor «Ball Inside» angehängt werden kann. Das letzte Kabelpaar neben dem Fersen-Sensor entspricht demnach dem «Ball Outside»-Sensor. Diese Anordnung ist mit der Abbildung 63 visualisiert. Bei jedem Kabel soll ungefähr 15mm mehr eingerechnet werden, damit die Zugentlastung bei elastischer Dehnung der Sohle gegeben ist und die Lötkontakte später nicht vom Sensor abreißen.

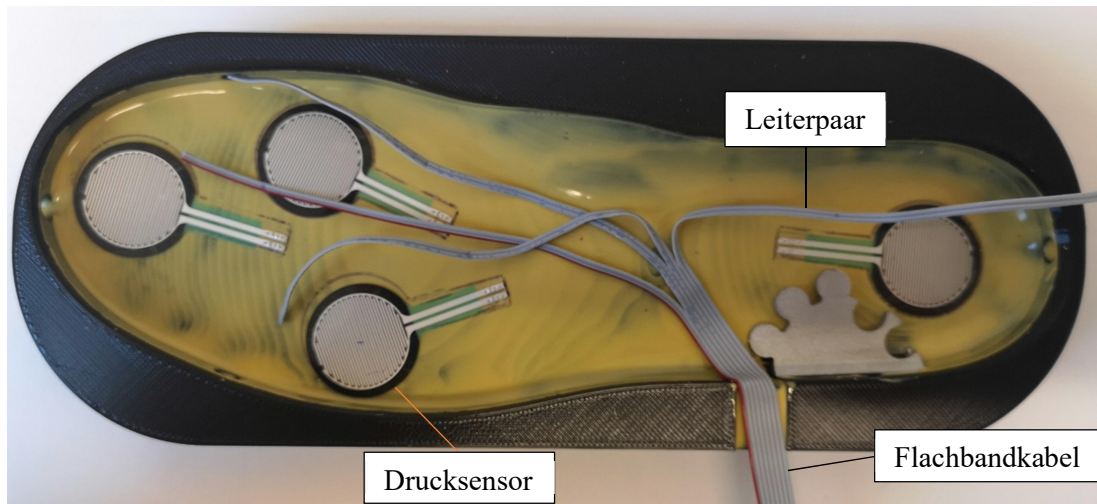


Abbildung 63 – Die eingezeichneten Drucksensoren mit dem Flachbandkabel in der unteren Gussform

Sind die Kabel wie gewünscht platziert, so werden diese auf die Länge gekürzt und etwa 5mm Kabelisolierung mit der Abisolierzange entfernt. Das Kabel kann nun entfernt werden und die 15mm langen Schrumpfschläuche werden über die Kabelpaare gestülpt. Die Sensoren werden nun auch entfernt und die Kabel werden auf die Sensoren aufgelötet. Dabei ist es wichtig zu beachten, dass die Schnittstellen nicht zu heiss werden und der Kunststoff um die Leiter verschmilzt. Die Kabelpaare werden so aufgelötet, dass die Kabel in Richtung der Kreisfläche des Sensors ausgerichtet sind. Nach dem erfolgreichen Lötten wird das Kabel geknickt und so gelegt, dass der Kabelstrang von der Kreisfläche weg zeigt. Der Schrumpfschlauch wird nun über diesen Knick und die Schnittstelle gelegt und mit dem Heissluftföhn geschrumpft. Dieses Vorgehen muss bei allen vier Sensoren durchgeführt werden. Die Abbildung 64 zeigt von 4.) bis 6.) die restlichen beschriebenen Schritte.

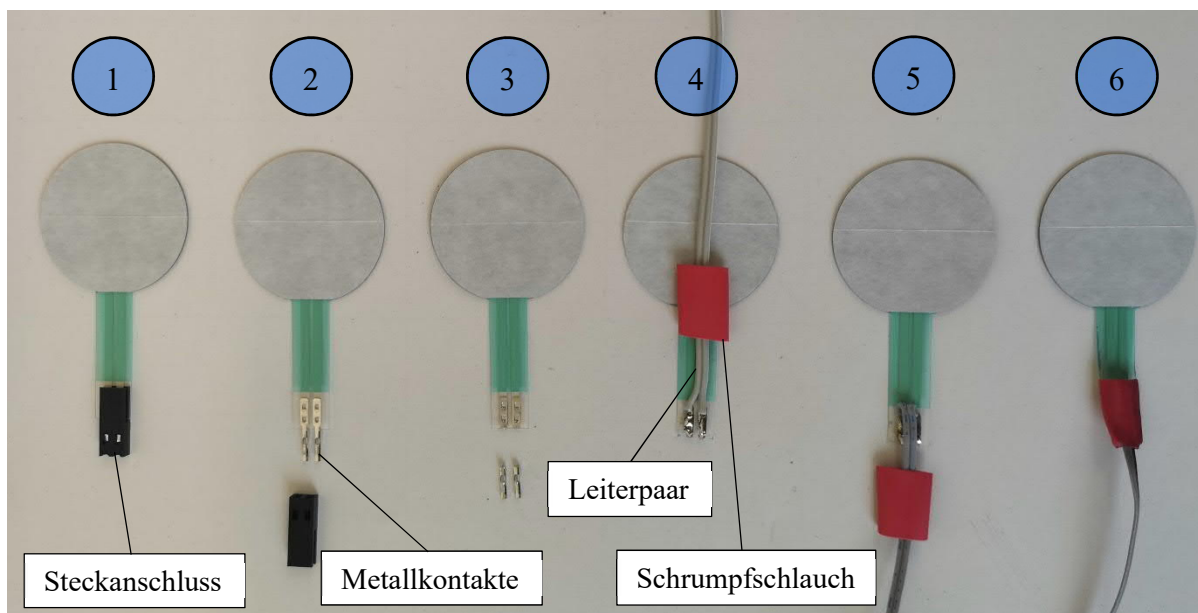


Abbildung 64 – Reihenfolge zum Vorbereiten der Sensoren

Damit die Sensoren sich beim Ausgiessen der Sohle nicht verschieben, kommen die eingezeichneten Markierungen nun zum Tragen. Für die Fixation haben sich gerade aufgebogene Heftklammern bewährt. Diese werden mittels einer Spitzzange am Ende gehalten und am anderen Ende mit einem Feuerzeug bis zum Glühen erhitzt (Abbildung 65). Diesen heißen Draht kann man nun auf die Markierungen in der unteren Gussform durch das Silikontrennmittel einschmelzen. In Abbildung 66 wurden alle vier Drähte bereits eingeschmolzen.



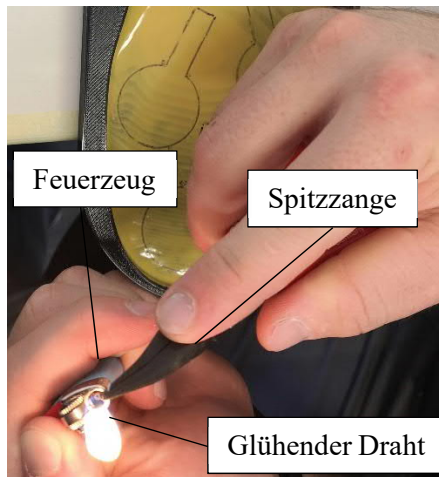


Abbildung 65 – Erhitzen des Drahtes

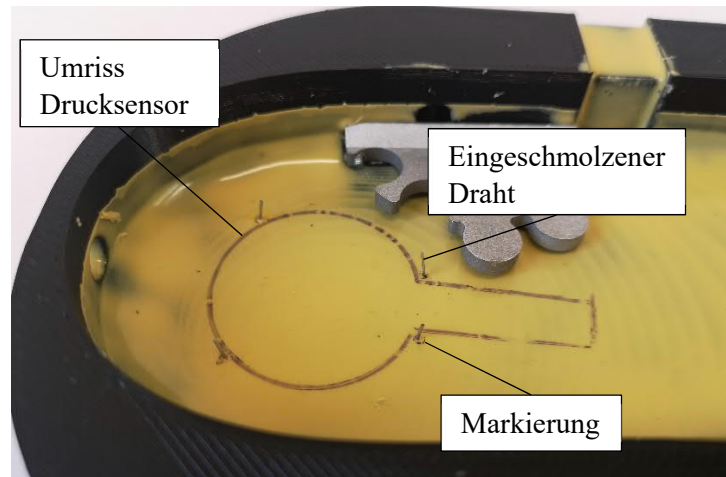


Abbildung 66 – Eingeschmolzene Drähte zur Positionierung der Sensoren

Jedoch sollte die untere Gussform erhöht auf zwei Unterlagen stehen, damit man sich nicht selbst verletzt oder die Werkbank beim Durchstossen des Drahts beschädigt. Dieser Ablauf wird mit allen 16 Stiften durchgeführt, wobei diese noch ungefähr 5mm aus dem Kunststoff stehen sollten. Auf der Rückseite der Gussform können die Stifte einfach umgebogen und, zur Reduktion der Verletzungsgefahr, mit Abdeckband abgeklebt werden. Im nächsten Schritt werden die Sensoren und das Flachbandkabel wieder in der unteren Gussform platziert und es muss erneut darauf geachtet werden, dass die Kabelpaare genügend Spielraum vorweisen. Die eingeschmolzenen Metallstifte können leicht nach innen gebogen werden, um das Herausgleiten der Sensoren zu verhindern. Um die Sohle zu verstärken, wird ein Netz in Form einer Feinstrumpfhose über die obere Gussform gestülpt und an beiden Enden auf der Aussenfläche der Gussform gedehnt und verknotet (Abbildung 67), um allfällige Falten auf der Oberseite der Sohle zu vermeiden. In Abbildung 68 ist die fertig vorbereitete Gussform zu sehen.



Abbildung 67 – Obere Gussform mit der verknoteten Feinstrumpfhose



Abbildung 68 – Draufsicht der vorbereiteten Gussform mit dem Flachbandkabel und den angelöteten Drucksensoren

Sind all diese Schritte abgeschlossen und alle Werkstücke vorbereitet, so kann das Mischen des Polyurethanschaums beginnen. Jedoch muss unbedingt beachtet werden, dass der Zeitraum vom Mischen der beiden Komponenten zum Aufschäumen des Polyurethanschaums nur knapp **zwei Minuten** beträgt. Daher sollten die vorbereitete obere Gussform und die Schraubzwingen bereit liegen und der Prozess sollte mit einem Trockenlauf eingeübt werden.

Für die Mischung des Polyurethanschaums werden in einem Einwegbecher 50 Gramm vom «Hekapur Weichschaum A W200» abgewogen und 25 Gramm vom Hekapur Weichschaum W B dazu gemischt. Nun wird die Masse etwa für 10-15 Sekunden intensiv gerührt und danach sofort in die untere Gussform gegossen. Um zu gewährleisten, dass der Sensor auch auf dem Schaumstoff aufliegt und der Kraftfluss später durch den Sensor durchfließt, muss jeder Sensor mit dem Einweglöffel ein wenig angehoben werden. Ausserdem muss das Kabel und die Sohlenplatte mit dem Polyurethanschaum bedeckt sein wie in Abbildung 69. Ist dies der Fall, so wird die obere Gussform sofort in die untere Gussform gesteckt und die beiden Gussformen mit den Schraubzwingen gegeneinander verspannt, um dem Aufdrücken durch den Schaum zu widerstehen.

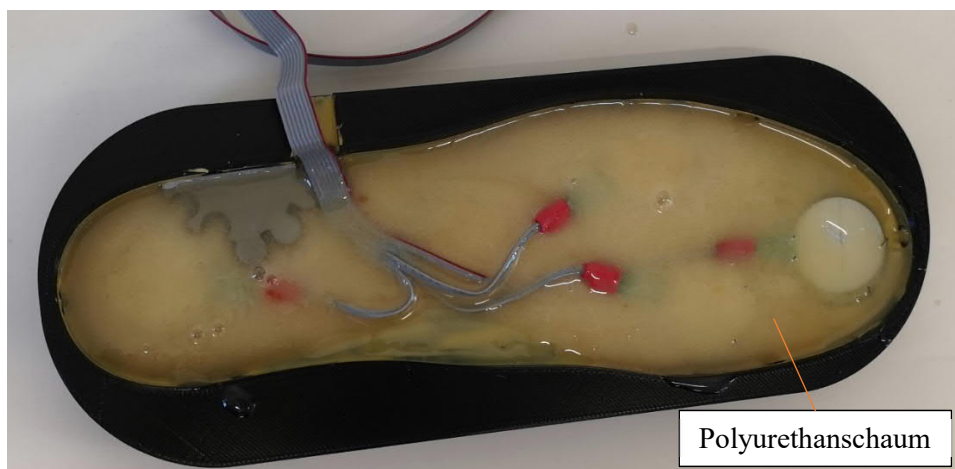


Abbildung 69 – Polyurethanschaum, der in die untere Gussform gegossen wurde

Wurde dieser Ablauf korrekt durchgeführt, sollte nach dem Zeitraum von diesen zwei Minuten der Schaumstoff aus den Bohrungen auf der Mantelfläche quellen. Dieser Zustand ist in der Abbildung 70 festgehalten. Nach dem Giessen des Polyurethanschaums muss mindesten 12-24 Stunden gewartet werden, bevor die Gussform wieder demontiert werden kann.

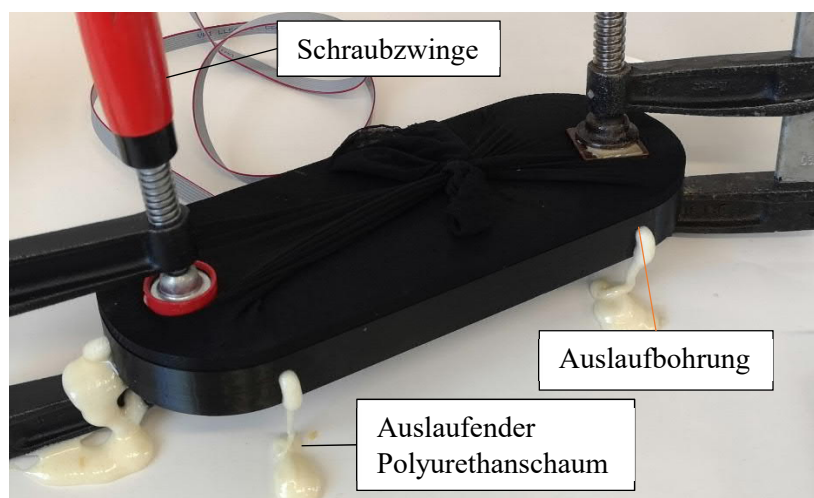


Abbildung 70 – Mit Schraubzwingen verpresste Gussform mit dem austretenden Polyurethanschaum

Vor dem Entfernen der Schraubzwingen müssen zuerst die Senkschrauben, welche die Sohlenplatte fixieren, komplett gelöst werden, damit dies unter keinen Umständen vergessen wird und die Sohle sicher intakt bleibt (Abbildung 71). Nun werden die Schraubzwingen gelöst und mit einem grossen Schlitzschraubenzieher kann nach dem Aufschneiden der Feinstrumpfhose die Form ringsherum aufgehoben werden, wie in Abbildung 72 dargestellt. Besonders im Bereich des Kabels und der Sohlenplatte ist Vorsicht geboten, jedoch sollte die obere Gussform demontiert werden können.

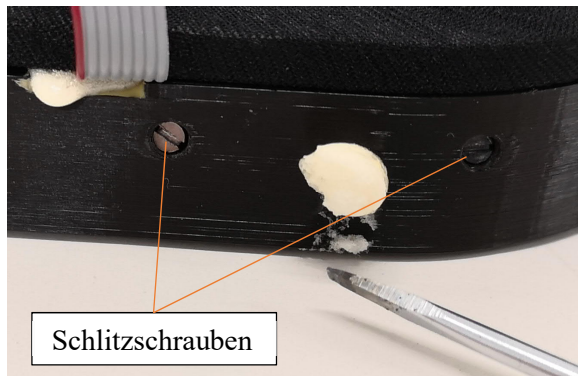


Abbildung 71 – Komplette gelöste Schlitzschrauben

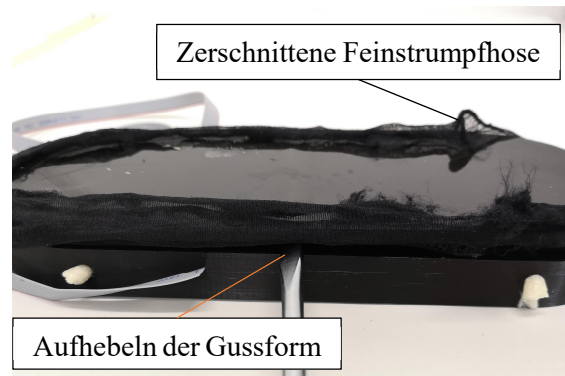


Abbildung 72 – Aufgeschnittene Feinstrumpfhose und der Schlitzschraubenzieher zum Aufhebeln der Gussform

Um die Sohle aus der unteren Gussform zu heben, muss bei jeder Ausflussbohrung der Schaumstoffpfropfen von der Sohle getrennt werden (Abbildung 73). Da dies bei dem Ausfluss über der Sohlenplatte fast unmöglich ist, wird dieser Pfropfen noch nicht getrennt. Um die Verbindung zwischen dem Schaumstoff und der Sohlenplatte nicht zu zerstören, wird die Sohle im Zehenbereich angehoben und ein kleiner Schlitzschraubenzieher wird unter die Sohlenplatte geschoben. Durch diesen Hebel kann nun eine Kraft direkt auf die Sohlenplatte aufgetragen werden und die Sohle kann aus der Gussform gehoben werden. Dieses Aushebeln wird durch die Abbildung 74 gezeigt.

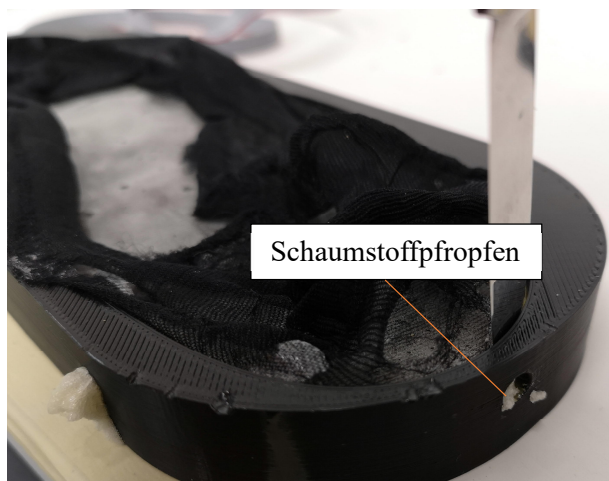


Abbildung 73 – Trennen des Schaumstoffpfropfens

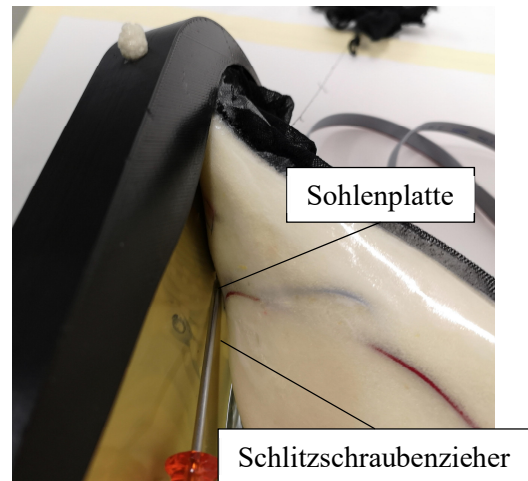


Abbildung 74 – Aushebeln der Sohlenplatte

Wurde dieser Schritt erfolgreich durchgeführt, wird die Feinstrumpfhose, analog zur Abbildung 75, entlang dem Rand der Sohle mit einer Schere abgeschnitten. Ausserdem soll die Verzahnung der Sohlenplatte mit einem Schraubenzieher gereinigt werden. Falls die Sohlenplatte an einigen Bereichen nicht am Schaumstoff haftet, so kann dies mit Sekundenkleber korrigiert werden. Nun kann an dem Flachbandkabel eine achtpolige Pfostenbuchse auf der gewünschten Höhe mit der Flachzange angebracht werden (Abbildung 76). Ausserdem sollte der Klemmer mit den zwei kürzeren Senkschrauben montiert werden, um die Fertigung der Sohle abzuschliessen. Die fertige Sohle ist in Abbildung 77 ersichtlich.



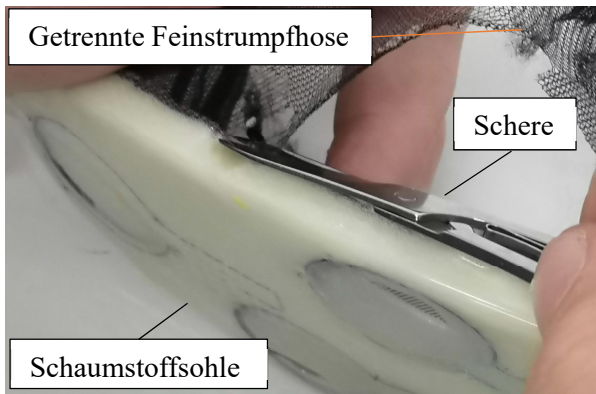


Abbildung 75 – Trennen der Feinstrumpfhose am Sohlenrand

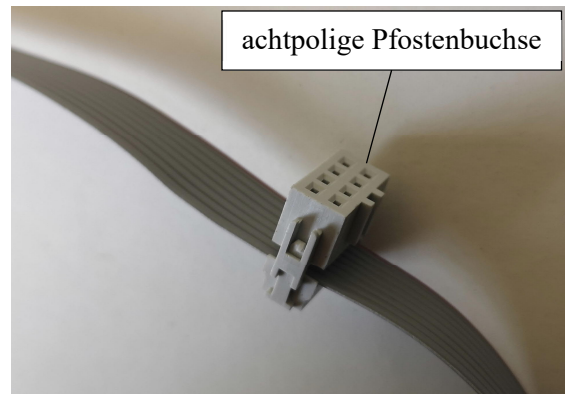


Abbildung 76 – Platzieren der achtpoligen Pfostenbuchse



Abbildung 77 – Draufsicht auf die fertig montierte Sohle

### 3.5.1.2.2 Sohlenplatte und Klemmer

Die Sohlenstütze und der Klemmer wurden, ausgenommen der Bohrungen, mittels Drahterosion hergestellt. Dazu wurde aus einem Aluminiumblock mit Höhe 100mm das Profil ausgeschnitten, das in der Abbildung 78 auf der linken Seite zu sehen ist. Dieses Strangprofil wird im Schraubstock eingespannt, wie dies in der Abbildung 79 zu sehen ist, jedoch wird hier das rechte Erodierprofil in Abbildung 78 gewählt. Mittels dieser beiden Arbeitsschritte entsteht die Sohlenplatte, wobei nun noch die 20 Grad Gewinde und die Senkung gebohrt werden müssen. Eigens dafür wurde mittels 3D-Druck eine Lehre produziert, um diese Bohrungen auf der Ständerbohrmaschine zu fertigen. Der Klemmer wurde mit den gleichen 3 Produktionsschritten so gefertigt wie die Sohlenplatte, wobei die Konturen beim Drahterodieren abweichen.

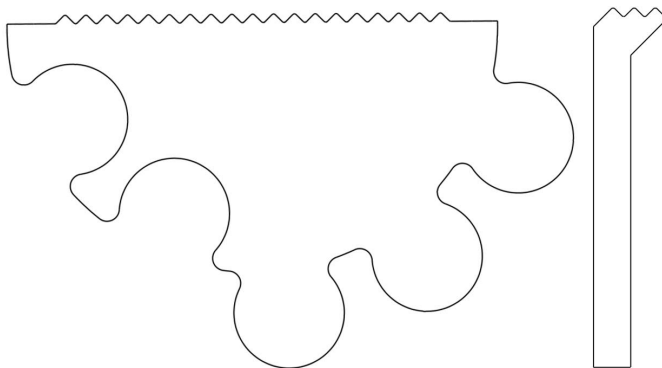


Abbildung 78 – Erodierkonturen für die Fertigung der Sohlenplatte in zwei Operationen



Abbildung 79 – Vorbereitung für den zweiten Schnitt im Schraubstock

### 3.5.1.2.3 Sohlenstütze

Die Sohlenstütze wurde aus thermoplastischem Carbon gefertigt. Da sich das Laserschmelzverfahren und das Fräsen der Teile wegen den Kohlenstofffasern als schwierig herausstellte, wurde auf das Wasserstrahlschneiden zurückgegriffen. Hierfür wurden Rohlinge erstellt, die nach Belieben an den Patienten angepasst werden können. Diese Anpassungen umfassen das Prägen der Verzahnung, um die Kraftübertragung auf die Sohlenplatte zu verbessern und das Kürzen der Sohlenstütze auf die gewünschte Länge. Der dafür gefertigte Prägestempel verfügt über eine grosse Druckfläche, um die Prägung vorgängig zu erstellen und damit beim Anpassen an dem Probanden Zeit zu sparen. Als Vorbereitung für die Prägung sollten eine Schraubzwinde, eine Metallplatte und ein Werkstisch zur Verfügung stehen. Die Metallplatte und die darauf liegende Sohlenstütze wird am Rand des Werkstischs deponiert. Dabei ist darauf zu achten, dass die Sohlenstütze mit der Schraubzwinde gut erreichbar ist. Die Prägung wird durch den Prägestempel erstellt, dieser wird mit dem Heissluftgebläse mehrere Minuten lang gleichmässig auf einer Isolation erhitzt (ersichtlich in Abbildung 80) und anschliessend mit der Rohrzange auf der Sohlenstütze parallel zum Rand platziert. Nun wird die Schraubzwinde über dem Prägestempel gesetzt und festgeschraubt (Abbildung 81).

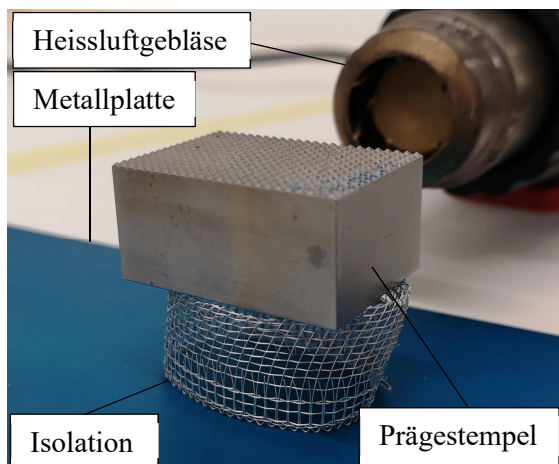


Abbildung 80 – Erhitzen des Prägestempels

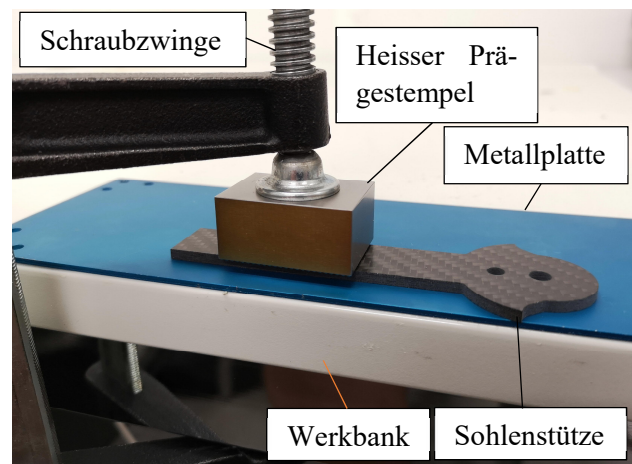


Abbildung 81 – Prägen der Verzahnung in die Sohlenstütze

Durch das Erhöhen des Anziehmoments sollten sich nun die Zähne des Prägestempels in die Sohlenstütze einprägen. Wenn der Prägestempel nicht in das Material gedrückt werden kann, muss dieser weiter erhitzt werden, jedoch darf der Prägestempel nicht direkt auf der Sohlenstütze erhitzt werden, da ansonsten die Schnittkontur beginnt aufzufächern und das Gelenk seinen Zweck nicht mehr erfüllen kann. Nun kann die Schraubzwinde wieder entfernt und der Prägestempel mit der Zange von der Sohlenstütze genommen werden.

Für die Winkelmessung, genauer für den Schleifer, muss mit einer aufgeheizten M6-Schraube ein Gewinde in die Bohrung geformt werden.

Das Kürzen der Sohlenstütze wird direkt vor den Tests beim Anpassen an den Probanden vorgenommen. Dafür sind eine Metallsäge, Feile und ein Schraubstock notwendig. Der Proband steht auf einer mindestens 50mm erhöhten Plattform, die Sohle liegt dabei am Rand der Plattform unter dem Fuss des Probanden. Nun wird die Sohlenstütze so ausgerichtet, dass der Mittelpunkt der Bohrung kongruent auf der Drehachse des Knöchels zu liegen kommt. Danach wird die Sohlenstütze mit den zwei Schlitzschrauben über den Klemmer fixiert und der Proband kann wieder von der Plattform treten. Die Höhe wird nun mit einem Stift markiert, die Sohlenstütze demontiert, im Schraubstock eingespannt und auf die markierte Länge mit der Metallsäge gekürzt. Die Schnittkante sollte noch mit der Feile verputzt werden, bevor die Sohlenstütze montiert wird.

### 3.5.1.2.4 Gelenk

Das Gelenk wurde aus rostfreiem Stahl nach den Fertigungszeichnungen<sup>34</sup> auf dem Drehfräszentrum in ISO-Code programmiert und gefertigt. Die aussermittigen Gewindebohrungen wurden nur auf den Kerndurchmesser vorgebohrt und nachträglich von Hand mit dem Gewindebohrer geschnitten. Auch die Facetten der gefrästen Konturen wurden von Hand mit dem Luftschleifer angebracht. In die Gelenksplatte Medial wird ein rotatives Folienpotentiometer eingeklebt, dieses ermöglicht es den Fusswinkel des Probanden zu messen. Die Gelenksplatten werden durch den Gelenksbolzen und die Senkschraube M3x8 zusammengehalten. Alle gefertigten Gelenksteile sind in der folgenden Abbildung 82 ersichtlich.

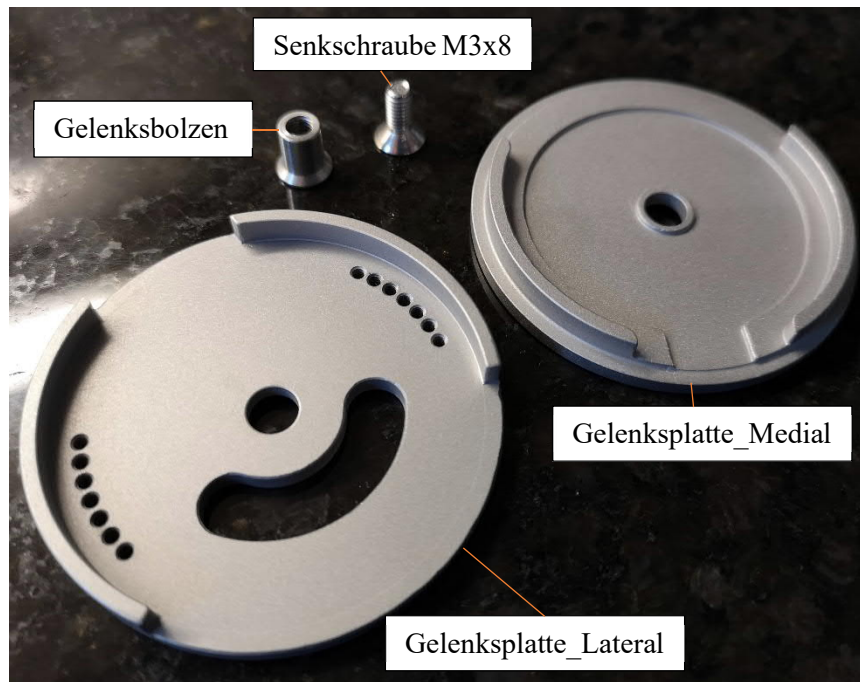


Abbildung 82 – Auf dem Drehfräszentrum gefertigte Gelenksteile

### 3.5.1.2.5 Schienbeinstütze

Die Schienbeinstütze wurde wie die Sohlenstütze aus thermoplastischem Carbon gefertigt. Als Fertigungsmethode wurde auch hier das Wasserstrahlschneiden eingesetzt. Die Schienbeinstütze muss jedoch auch noch mittels Thermoformen an den Unterschenkel des Probanden angepasst werden. Zu diesem Zweck reicht ein Heissluftgebläse aus. Der Proband stellt sich auf die Sohle mit der montierten Sohlenstütze. Die Schienbeinstütze wird nun im Bereich der Schräge zwischen den Radien erwärmt. Es ist darauf zu achten, den Luftstrom des Heissluftgebläses nicht in Richtung der Gelenkszone zu richten, um das Auffächern des Verbundwerkstoffs beim Schnitt zu vermeiden. Sobald das thermoplastische Carbon gleichmässig erweicht ist, wird die konkave Gelenksfläche der Schienbeinstütze auf die konvexe der Sohlenstütze gehalten und nun wird die Schienbeinstütze um das Bein des Probanden gebogen. Zwischen der Schienbeinstütze und der Haut des Probanden sollten sich ein Stück Stoff oder die Hosen des Probanden befinden, um Verbrennungen zu vermeiden.

### 3.5.1.2.6 Anziehen und Fixation der Orthese

Das Schienbeinpolster wurde mit dem 3D-Drucker mit einem flexiblen Filament gedruckt. Dabei handelt es sich um ein thermoplastisches Polyurethan mit der Shore Härte 85A. Da sich dieses Material sehr ähnlich wie ein Elastomer verhält, kann dieses formschlüssig um das Schienbein des Probanden

<sup>34</sup> siehe im digitalen Anhang unter «03 CAD» für Fertigungszeichnungen



gekrümmt werden. Um diese Krümmung hervorzurufen, wurden ausserdem zwei Klettverschlussriemen aus dem steiferen Material Polylactide (PLA) gedruckt, welche mit je zwei Schrauben und Muttern an dem Schienbeinpolster fixiert werden. Diese ermöglichen es, ein Klettverschluss um die Wade des Probanden, also die Wadengurte, zu führen und das Schienbeinpolster zu fixieren. Diese Baugruppe wird nun auf die Schienbeinstütze gesteckt. Die genähte Schienbeinpolsterung aus Neopren wird über die Schienbeinstütze und das Schienbeinpolster gesteckt und unter den Klettverschlussriemen fixiert. Ausserdem wird bei der Sohlenstütze auch ein Neoprenschlauch, die Knöchelpolsterung, darübergestülpt. Dieses Neopren verhindert den Kontakt mit den Kanten der Stützen auf der Haut des Probanden und soll so auch Druckstellen vermeiden.

### 3.5.1.2.7 Shaft Twisted String Actuator V2 (STSA)

Das komplette STSA-System wurde aus nichtrostendem Automatenstahl nach den Fertigungszeichnungen gefertigt. Alle Teile, mit Ausnahme der STSA-Platte und der Normteile, wurden im Drehfräszentrum programmiert und gefertigt. Besonders die Separatorwelle ist wegen ihrem Durchmesser-Längen Verhältniss und der engen Toleranzen eher schwierig zu fertigen, weshalb nun kurz auf den Fertigungsablauf eingegangen wird.

Die erste Seite der Separatorwelle wurde freifliegend aus Rohmaterial mit einem Durchmesser von 16mm in drei Etappen gedreht. In einem ersten Schritt wurde der Durchmesser 5p6 auf Mass gefertigt, um die Masshaltigkeit bei freifliegendem Drehen zu gewährleisten. Anschliessend wurde der Aufrolldurchmesser der Strings gedreht. In der letzten Etappe wurden die beiden Sitze 5p6 und 6p6 vorgedreht, dieser Zustand ist in Abbildung 83 festgehalten. Als Abschluss der ersten Operation wurde das Teil abgestochen. Die zweite Operation an der Separatorwelle sieht nur noch das Schlichten der beiden Sitze und das Plandrehen vor. Dafür wird es auf dem Durchmesser 6 gespannt.

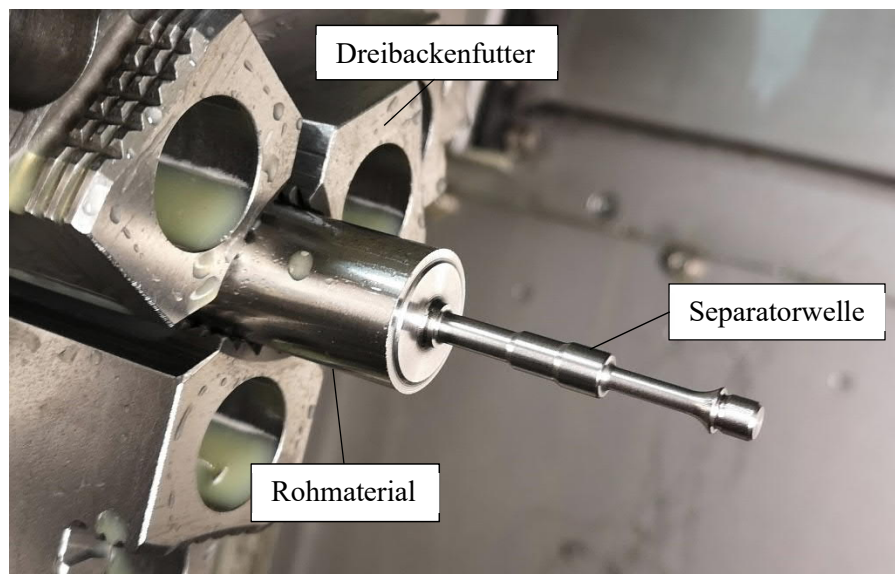


Abbildung 83 – In der Maschine eingespannte Separatorwelle während dem Drehprozess

### 3.5.2 Kostenrechnung für Fertigung

Die Fertigungskosten für eine komplette Orthese wurden in einer Kostenrechnung<sup>35</sup> aufgeschlüsselt. Diese Kosten beziehen sich auf die Fertigung von nur einer kompletten Orthese als Prototyp für die vorklinische Studie, die mit dieser AAFO durchgeführt wird.

Die Kostenabschätzung wurde in drei Gruppen aufgeteilt, welche als Summe die Kosten für das Produkt darstellen. Diese drei Gruppen sind Roh-, Hilfs- und Betriebsmaterialien, Kaufteile und Externe Fertigung, und interne Fertigungsteile. Die internen Fertigungsteile werden zusätzlich noch einmal aufgetrennt in die Fertigung ohne Arbeitsaufwand und in die Arbeitszeitkosten. Diese Trennung wurde erstellt, da bei einer Fertigung von grösseren Stückzahlen die Preise der Fertigungskosten ohne Arbeitsaufwand für eine Orthese deutlich sinken würde. Diese Daten werden in der Tabelle 14 dargestellt und zur Übersicht in einem Kuchendiagramm (Diagramm 12) visualisiert.

Tabelle 14 – Kostenrechnung für die Fertigung einer Orthese

Kostenkategorie	Preis	Prozent
Roh-, Hilfs- und Betriebsmaterialien	CHF 78.14	1.9%
Kaufteile und externe Fertigung	CHF 1'518.96	37.5%
Fertigung ohne Arbeitsaufwand	CHF 1'992.31	49.2%
Arbeitszeitkosten	CHF 462.44	11.4%
<b>Total</b>	<b>CHF 4'051.97</b>	<b>100.0%</b>

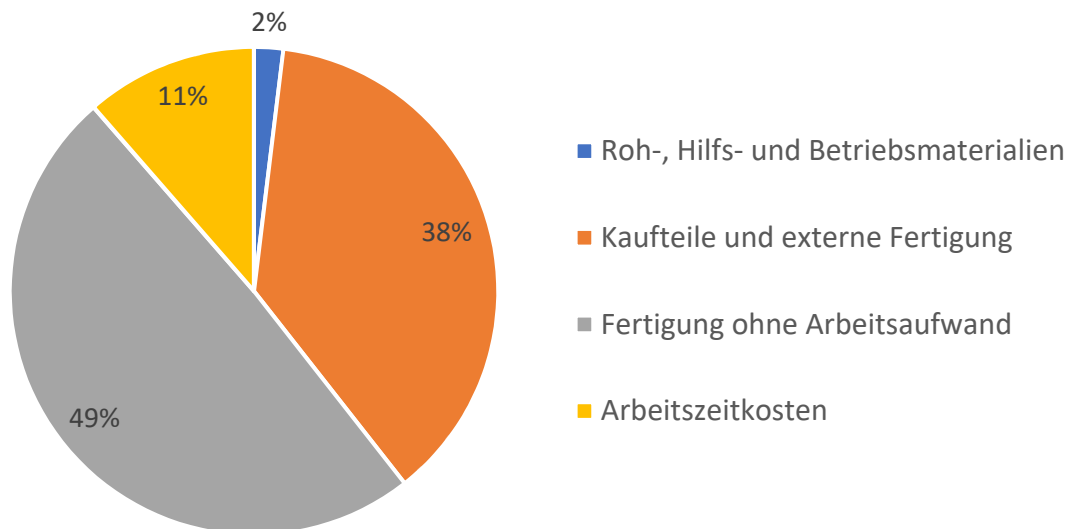


Diagramm 12 – Kostenrechnung für die Fertigung einer Orthese als Kuchendiagramm

Die Kosten für das Endprodukt wurden auf 4051.97 Schweizer Franken geschätzt. Diese Zahlen entsprechen dem Maschinenstundensatz multipliziert mit der Arbeitszeit, zusätzlich werden die Einrichtungskosten addiert. Der grösste Betrag nahm die Fertigung ohne Arbeitsaufwand mit knapp CHF 2'000.- oder 49 Prozent ein. Ein Grund dafür war, dass nur eine Orthese gefertigt wurde und die Kostenabschätzung nur für eine AAFO gerechnet wurde. Das teuerste Werkstück der reinen Fertigung, ohne Arbeitszeitkosten, war die STSA-Platte mit genau CHF 390.-. Dieser hohe Betrag entstand durch zwei Gründe.

<sup>35</sup> Vollständige Kostenrechnung im Anhang unter Abschnitt 7.1.2 oder digitalen Anhang unter «07 Kostenrechnung»



Die Fertigungstoleranzen der STSA-Platte sind sehr klein gewählt um die Konzentrität des Motors, der Kupplung und der Separatorwelle zu gewährleisten. Ausserdem wurde, durch die limitierte Anzahl Maschinen, als Fertigungsmethode das Drahterodieren in drei Operationen gewählt. Dieses Verfahren ist äusserst genau, jedoch in der Geschwindigkeit sehr begrenzt. Die langsame Schnittgeschwindigkeit und das Umspannen zwischen den einzelnen Teilschritten erhöhten den Preis massiv.

Die zweit teuerste Kostenkategorie waren die Kaufteile und externe Fertigung mit 37.5 Prozent. Durch die Einzelteilbestellung diverser Komponenten und dem Vernachlässigen von allfälligen Hochschulrabatten stieg der Preis auf über CHF 1'500.-. Zu diesem Preis trägt besonders der Motor mit CHF 731.30 bei. Durch Fertigung von mehreren Orthesen und vom Profitieren von Mengenrabatten würden die Ausgaben für die Kaufteile und externe Fertigung pro Orthese klar absinken.

Die Arbeitszeitkosten sind das Produkt von Stundenlohn, Prozesszeit und der Anzahl Bediener. Die Anzahl Bediener kann jedoch auch kleiner als eins werden, da sich beispielsweise ein Arbeiter während dem Drucken von Teilen, nebenbei auf andere Arbeiten, Aufgaben oder Maschinen konzentrieren kann. Diese Arbeitszeitkosten nahmen mit einem Betrag von CHF 462.44 einen Anteil von 11 Prozent ein. Potential zur Senkung dieses Betrags wurden vor allem in der Wahl der richtigen Fertigungsmethode vermutet. Sinkt die Prozesszeit, so sinken auch die Arbeitszeitkosten.

Mit knapp 2 Prozent oder einem Betrag von beinahe CHF 80.- nahmen die Roh-, Hilfs- und Betriebsmaterialien den kleinsten Anteil ein. Die teuerste Komponente war das Karbon. Mit Stärke 3mm und den Dimensionen 310x400mm kostete eine Platte CHF 108.-. Die Fläche dieser Platte entspricht genau  $0.124\text{m}^2$ . Berechnet man den Preis pro Quadratmeter, so erhält man einen Preis von CHF 873.-. Im Wasserstrahlschneidprozess wurden vier Schienbeinstützen ( $0.007\text{m}^2$ ) und möglichst viele Sohlenstützen ( $0.003\text{m}^2$ ) gefertigt. Die Karbonplatten wurden dementsprechend mit sechs Sohlenstützen aufgefüllt. Berechnet man nun die Fläche der ausgeschnittenen Teile, so erhält man eine Fläche von  $0.046\text{m}^2$ . Mittels Division der Gesamtfläche der Karbonplatte durch die Ausschnittfläche konnte nun der Werkstoffausnutzungskoeffizient beim Wasserstrahlschneiden berechnet werden. Dieser beträgt mit nur 37% knapp mehr als ein Drittel der Platte. Dies musste in der Kostenrechnung miteinbezogen werden, weshalb das Material der Stützenstruktur mit einer Netto-Gesamtfläche von  $0.010\text{m}^2$  nach Beachten des eigentlichen Materialverbrauchs doch CHF 26.20 kostet.

### 3.5.3 Einschätzung Serienreife

Im Rahmen dieser Bachelorarbeit soll eine Abschätzung auf die Serienreife des Prototyps gemacht werden. Hinsichtlich dessen können noch weitere Punkte am Prototyp und an den Fertigungsmethoden optimiert und verbessert werden. Zum einen sollten die STSA-Platte, der Wellenhalter und der Separator aus Aluminium gefertigt werden. Durch diese könnte Zeit in der Fertigung gespart und das Gewicht der Orthese weiter minimiert werden. Das Gelenk könnte auch aus Aluminium gefertigt oder sogar als Kunststoffspritzguss hergestellt werden. Natürlich hängt diese Verbesserung auch stark davon ab, ob bei einer weiteren Ausarbeitung das Gelenk in dieser Form bestehen bleibt. Bei der im Gelenk liegenden Sohlenstütze sollte man auf PEEK oder einen anderen thermoplastischen Hochleistungskunststoff, ohne eingelagerte Fasern, zurückgreifen, um die Prägequalität zu verbessern. Das Schienbeinpolster wurde aus thermoplastischem Elastomer gefertigt, dies ist für eine Serienfertigung eher suboptimal. Jedoch würde sich die Form des Schienbeinpolsters durch die keilförmigen Ausfräsungen sehr gut eignen als Elastomer-Druckguss. Die Schnürsenkelplatte sollte erst bei sehr hohen Stückzahlen als Polyethylen-Druckguss hergestellt werden, da die Schnürsenkel je nach Schuh und Schuhgrösse variieren.

## 3.6 Testung Prototyp V3

Das Testen des Prototyps wurde in zwei Versuchsreihen aufgeteilt (durchgeführt verschiedenen Zeitpunkten des Projekts). Im Fokus der ersten Versuchsreihe stand die Validierung des Ergonomiekonzepts durch die Einschätzung mehrerer Testpersonen. In der zweiten Testreihe wurde der finale Prototyp (V3) als Gesamtsystem untersucht

### 3.6.1 Erste Testung mit Fokus auf die Ergonomie

Ziel war es, die Ergonomie des Prototyps so früh wie möglich durch mehrere Personen bewerten zu lassen, um in einer zweiten Iterationsschleife genügend Zeit für allfällige Verbesserungen an der Konstruktion zu haben.

#### 3.6.1.1 Beschreibung der Versuchsdurchführung

Um die Ergonomie des Orthesenkonzepts zu prüfen, wurde mit einer Probandengruppe von sechs Personen eine Bewertung mit vorgegebenen Kriterien durchgeführt.<sup>36</sup> Als Probandenkriterium galt nur die vorgegebene Schuhgrösse (EUR 42), auf welche der Prototyp dimensioniert wurde. Unter den Probanden befand sich kein Fallfusspatient. Die Bewertung wurde also nur aus Sicht von Menschen mit gesundem Gangbild durchgeführt. Getestet wurde in erster Linie das Grundgerüst der Orthese mit Sohle, unterer und oberer Stütze, Gelenk und Schienbeinpolster. Die Stützen wurden noch nicht aus dem teuren thermoplastischem CFK sondern günstigerem Acrylglas gefertigt. Fixiert wurde die Orthese wie beim finalen Prototyp mit Klettverschlüssen. Weggelassen beim Testen wurden ebenfalls der Motor mit Strings und die damit verbundene Fixation am Aufhängepunkt. Alle Probanden verwendeten den gleichen Schuh. Weiter wurde die Orthese im persönlichen Schuh getestet, sofern die Sohle entfernt werden konnte.

#### 3.6.1.2 Beschreibung der Resultate

Die Resultate wurden aufgrund ihrer unterschiedlichen Bewertungsskala in zwei Bereiche aufgeteilt: Auf der einen Seite wurden die genannten Druckstellen untersucht und auf der anderen Seite die allgemeinen Einschätzungen zur Ergonomie des Prototyps.

##### 3.6.1.2.1 Druckstellen

In Abbildung 84 und Diagramm 13 sind die Position sowie Bewertungen zu den Druckstellen dargestellt. Eine tiefe Bewertung von eins wurde dabei als kaum spürbar bezeichnet, während eine zehn als schmerzhaft bzw. nicht tragbar definiert wurde. Von allen sechs Probanden wurde dabei eine Druckstelle (1) lateral an der Ferse genannt. Sie wurde mit einem Median von 3.0 bewertet, was einem leicht spürbaren Druck entspricht. Weiter wurde angemerkt, dass diese vor allem während der Standphase resp. bei Gewichtsverlagerung auf die entsprechende Seite auftritt. Als Herkunft der Druckstelle wurde ganz klar das Verbindungsstück zwischen Sohle und unteren Gelenksstütze identifiziert bzw. zum Teil auch das eingeschäumte Aluminiumbauteil in der Sohle. Dabei handelt es sich um einen sehr grundlegenden Bestandteil der Orthese, welcher durch seine klare Funktion und die knappen Platzverhältnisse im Schuhinnern kaum noch angepasst werden konnte. Da die Druckstelle von keiner Person als schmerzverursachend bezeichnet wurde, hatte man sich dafür entschieden die Druckstelle zu tolerieren. Als zweiter Punkt (2) wurde von vier der sechs befragten Personen eine Druckstelle lateral am Knöchelgelenk genannt, wobei der Median mit 4.0 höher bewertet wurde. Ein Grund dafür wurde darin erkannt, dass der Schuh wegen der engen Platzverhältnisse die untere Stütze bzw. teilweise das Gelenk selbst an das Knöchelgelenk angepresst hat. Ebenfalls verstärkte es wiederum die Druckstelle, wenn das Körpergewicht auf die entsprechende Seite verlagert wurde.

Um eine Verbesserung zu erreichen, wurde die untere Stütze zusätzlich bis zum Verbindungsstück mit Neoprenstoff ausgepolstert. Bei einem erneuten Selbstversuch wurde die Druckstelle am Knöchelgelenk

---

<sup>36</sup> siehe im digitalen Anhang unter «06 Messungen» für von den Probanden ausgefüllte Bewertungsblätter und Auswertung

(2) als deutlich reduziert beschrieben (zweite Bewertung von Proband 2, von 4 auf neu 1), während an der Ferse (1) eine leichte Reduktion des Druckes erreicht werden konnte (von 5 auf neu 3).

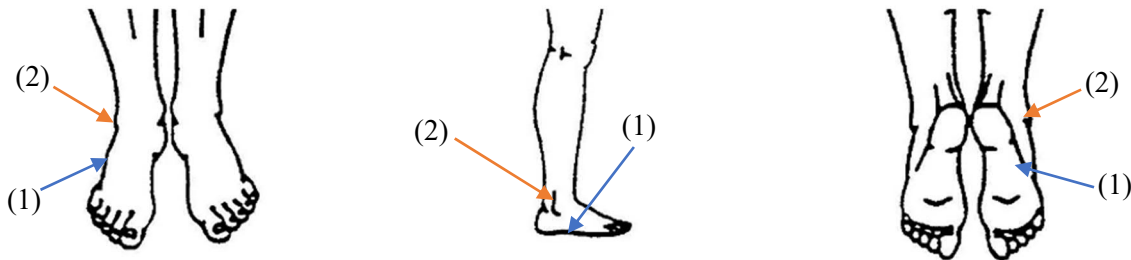


Abbildung 84 – Die genannte Druckstellen wurden nummeriert und eingezeichnet; Die Druckstelle an der Ferse lateral ist mit Punkt (1) und das Fussgelenk lateral mit Punkt (2) gekennzeichnet

### Genannte Druckstellen

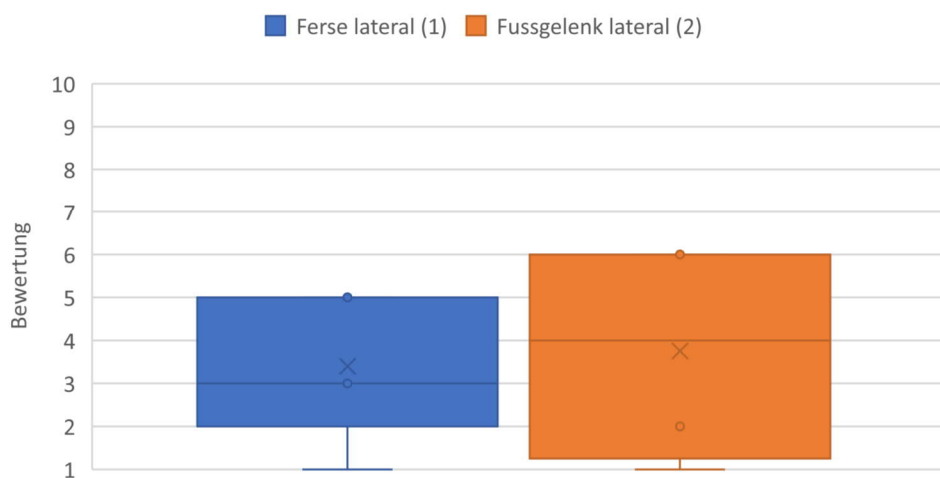


Diagramm 13 – Box-Plot für die Bewertungen der genannten Druckstellen; 1 entspricht einer kaum spürbaren Druckstelle und 10 einer schmerzhaften; Kreuz kennzeichnet den Mittelwert und horizontale Linie den Median;

#### 3.6.1.2.2 Allgemeine Bewertungskriterien der Ergonomie

Als weitere Bewertungskriterien wurden die Ergonomie des Anzieh- und Fixationskonzepts, die Kompatibilität zu Konfektionsgrößen, die Optik bzw. das Design und das Gewicht der Orthese bewertet, wobei eins die schlecht- und zehn die bestmögliche Bewertung war (siehe Diagramm 14). Am besten wurde dabei das Gewicht der Orthese eingestuft (Median = 9.0), wobei an dieser Stelle noch einmal zu betonen ist, dass das STSA und der Motor zusätzliches Gewicht verursachen, welches nicht in die Bewertung der Probanden miteinfließen konnte. Dennoch lässt sich sagen, dass das Grundgerüst hinsichtlich des Gewichts gelobt resp. als kaum bemerkbar bezeichnet wurde. Ebenfalls gefiel den Probanden mehrheitlich das Anzieh- und Fixationskonzept (Median = 8.0). Positiv hervorgehoben wurde ebenfalls die Einfachheit der Fixation an der Wade über den Klettverschluss, wobei das Einschlaufen am Riemen für optimierbar befunden wurde. Ebenfalls wurde angemerkt, dass beim Hineinsteigen in den Schuh die Oberfläche der Sohle zu viel Widerstand leistete bzw. als nicht ausreichend rutschig wahrgenommen wurde, sodass die Sohle im Schuh nach vorne gestossen wurde. Dieses Problem bestand allerdings vor allem für den Fall, dass die Bindung des Schuhs nicht genügend gelöst wurde. Des Weiteren konnte im Verlauf der Testzeit eine Abnahme der klebrigen Eigenschaft der Oberfläche beobachtet werden. Als dritte Bewertungsgröße wurde die Kompatibilität mit den eigenen Schuhen der Probanden geprüft. Diese wurde von fünf Probanden mit einer Bewertung von 8 oder höher beschrieben. Unter diesen hatten vier Personen ein mit dem Testschuh vergleichbares Modell und empfanden das Traggefühl als ähnlich.

Die fünfte Person testete die Orthese in einem Schnürschuh aus Leder, was von der entsprechenden Person mit 9 Punkten beurteilt wurde. Negativ mit 2 Punkten wurde die Kompatibilität von einem Probanden mit einem etwas höherem Trail Running Schuh bewertet. Durch die zusätzliche Höhe befand sich das Gelenk teils an der Schuhinnenseite, was in Kombination mit dem steifen Schuhmaterial in einer schmerzhaften Druckstelle auf Knöchelhöhe führte (vgl. Abbildung 84 Punkt (2)). Als Ziel für die vorklinische Studie wurde definiert, dass die Probanden wie in diesem Versuch den Testschuh tragen sollen. Im Falle, dass dieser jedoch nicht passt und der Proband sein eigenes Schuhmodell tragen muss, wird empfohlen, dass dieser einen flexiblen, weichen Sportschuh trägt. Das letzte bewertete Kriterium war die Einschätzung des Orthesendesigns, was in einem Median von 7.0 resultierte. Allgemein lässt sich sagen, dass mit einer minimalen Bewertung von 5 die Optik von allen als durchschnittlich bis gut wahrgenommen wurde. Hervorgehoben wurde von den Probanden die elegante, kompakte und dadurch unauffällige Konstruktion. Hinsichtlich der Studie ist die Relevanz der Optik natürlich nicht zu stark zu gewichten, da die Funktionalität der Technologieentwicklung des STSAs im Vordergrund steht. Mit Blick in die Zukunft und einer potentiellen Weiterentwicklung der AAFO wird diese Wahrnehmung aber als positiv gewertet.

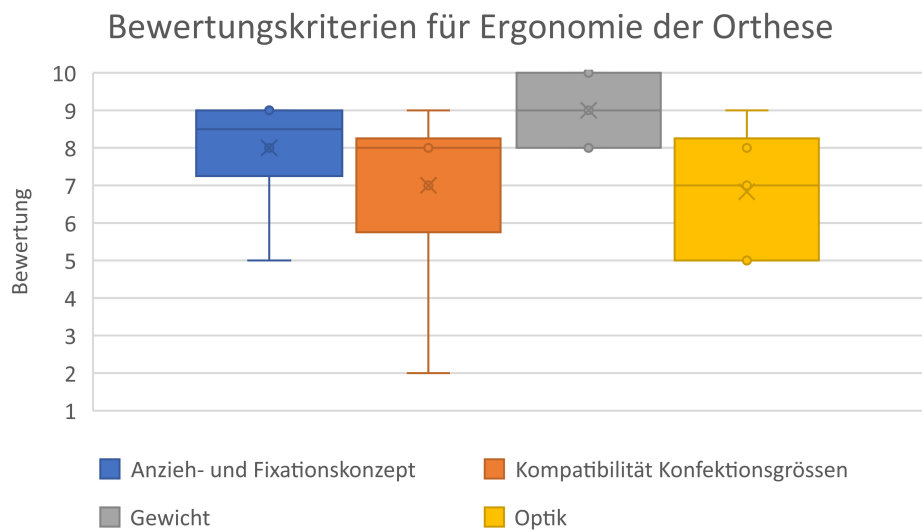


Diagramm 14 – Box-Plot für die Bewertungen der übrigen Ergonomiekriterien, wobei die Wertung einen Bereich von 1 (schlecht) bis 10 (gut) abdeckt; Kreuz kennzeichnet den Mittelwert und horizontale Linie den Median

### 3.6.2 Zweite Testung mit Fokus auf das Gesamtsystem

Nach Fertigstellung des Prototyps, sprich vollständiger Fertigung, Montage und Implementierung der erstellten Steuerung mit Regelung und Gangphasenerkennung (siehe Abbildung 85 bis Abbildung 87), wurde dieser für eine zweite Versuchsreihe freigegeben.

#### 3.6.2.1 Beschreibung der Versuchsdurchführung

Während in der PA das Testen verschiedener Szenarien (im Flachen, Rampe und Treppe) im Vordergrund stand, sollte dieses Mal die AAFO ausschliesslich im flachen Terrain getestet werden, um deren Funktion zu validieren. Der Proband lief deshalb als Teststrecke eine Distanz von etwa zehn Metern ab, auf welcher er versuchte ein gleichmässiges, übliches Tempo zu halten<sup>37</sup>. Zusätzlich wurde versucht die Symptome der Fussheberparese nachzustellen, also den Fuss nicht aktiv hochzuziehen. Die AAFO wurde ausschliesslich mit kurzen Hosen, also direkt am Körper, getestet. Die Steuerung und der Akku zur Stromversorgung befanden sich in der eigens konstruierten Box am Rücken und wurde durch einen Gurt in Position gehalten.

Als Proband wurde einer der Projektleiter gewählt. Dieser führte bereits für den Prototyp V2 den Selbstversuch durch und sollte den Fortschritt bzw. die Unterschiede im Rahmen eines subjektiven Fazits entsprechend bewerten können. Um ebenfalls objektive Grössen zu messen, wurde des Weiteren ein Zeitlupenvideo des Ganges aufgezeichnet<sup>38</sup>, welches eine visuelle Analyse der Funktionsweise ermöglichen sollte. Als dritte Messmethode wurden die in Abschnitt 3.4.2.4 beschriebenen Grössen aufgezeichnet.

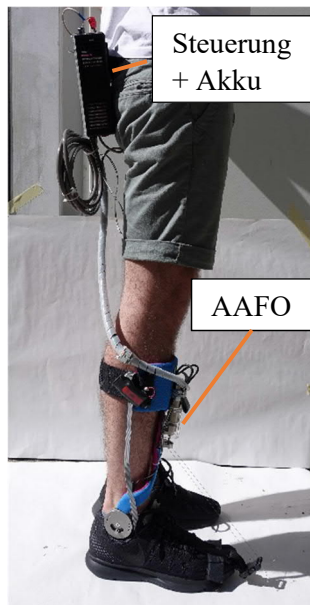


Abbildung 85 – Testung des finalen Prototyps; Laterale Ansicht



Abbildung 86 – Testung des finalen Prototyps; Anteriore Ansicht



Abbildung 87 – Testung des finalen Prototyps; Posteriore Ansicht

<sup>37</sup> siehe im digitalen Anhang unter «06 Messungen» für von den Probanden ausgefüllte Bewertungsblätter und Auswertung

<sup>38</sup> siehe im digitalen Anhang unter «11 Videos» für Zeitlupenaufnahmen

### 3.6.2.2 Beschreibung der Resultate

Die Beschreibung der Resultate wurde nach den jeweiligen Messgrössen gegliedert. Um die Grössen in einen Kontext mit dem aufgezeichneten Gang zu setzen, wurde diese mit dem Signal der Gangphasenerkennung verglichen. Während die Analyse der Sensorresultate im Fokus der Beschreibung steht, wurden diese mit den Erkenntnissen aus dem Zeitlupenvideo und Einschätzungen des Probanden ergänzt.

#### 3.6.2.2.1 Übersicht des gemessenen Ganges

In Abbildung 88 ist eine Übersicht der vom Board aufgezeichneten Messgrössen für die integrierten Sensoren zu sehen. Dabei wurde der Strom für das lineare Modell (verlustfrei, ohne Reibung) in eine entsprechende Kraft umgerechnet.

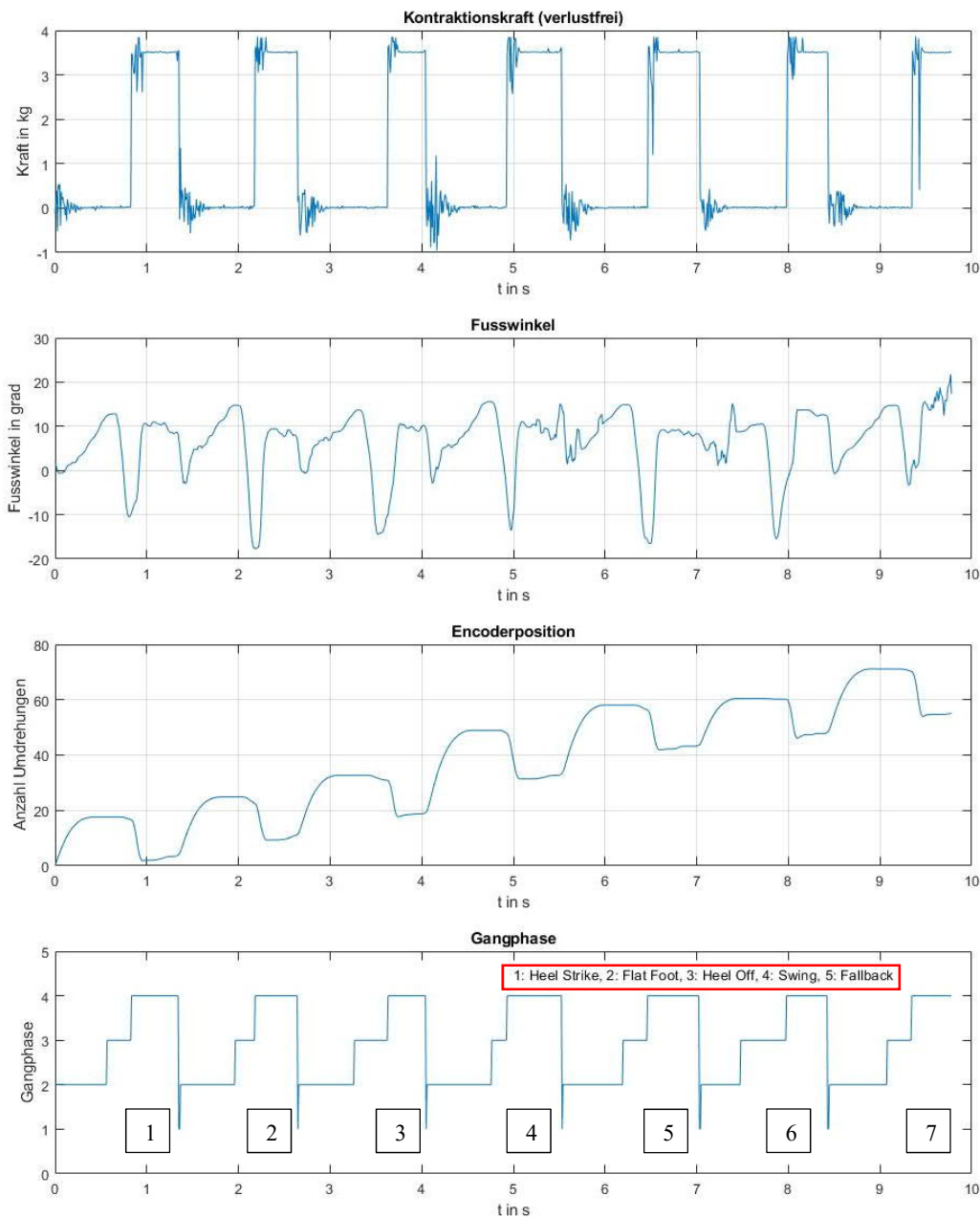


Abbildung 88 – Übersicht über die wichtigsten aufgezeichneten Grössen über eine Distanz von ungefähr zehn Metern; Nummerierung der Gangzyklen im Diagramm der Gangphase

### 3.6.2.2.1.1 Gangphasenerkennung

In Abbildung 88 mit den aufgezeichneten Gangphasen wurden die einzelnen Gangzyklen für das Referenzieren nummeriert. Es ist zu erkennen, dass ein Gangzyklus ungefähr 1.3 Sekunden dauert, was im Vergleich zu den Literaturwerten (0.89-1.32 s für 18-49-jährige, siehe Abschnitt 1.3 Punkt 3.2) der oberen Grenze entspricht. Davon entspricht die Schwungphase etwa 0.6 Sekunden, was rund die Hälfte des Gangzyklus ist und sich somit mit der Theorie deckt. Ebenfalls ist zu erkennen, dass die Abfolge der Gangphasen zuverlässig funktioniert und die Abstände zwischen einem Wechsel für die verschiedenen Zyklen ungefähr gleich lang dauern. Anzumerken ist zudem, dass es während des Versuches zu keinem Wechsel in den Fallbackstatus kam, was den Schluss zulässt, dass die Zeitbedingung ausreichend gross gewählt wurde.

### 3.6.2.2.1.2 Kontraktionskraft

Betrachtet man in Abbildung 88 den Graphen für die Kontraktionskraft, zeigt sich, dass die anziehende Sollkraft nach ungefähr 8 Millisekunden ihren gesetzten Wert erreicht und dann für weitere 100 Millisekunden in einem Bereich von  $\pm 0.3$  Kilogramm schwingt. Beim Entlasten tritt dieses Schwingen ebenfalls auf. Es wird an dieser Stelle jedoch angemerkt, dass beides vom Probanden nicht bewusst wahrgenommen wurde. Er beschrieb jedoch, dass ein aktives Unterstützen der AAFO deutlich spürbar war, was sich auch mit den Zeitlupenaufnahmen bestätigen lässt. Ebenso wurde beim Auftreffen der Ferse der Motor zuverlässig abgestellt und das STSA abgewickelt, sodass der Proband den Fuss widerstandlos abrollen konnte. Bei weiterer Betrachtung des Graphen fällt auf, dass das Schwingen im fünften und siebten Gangzyklus verstärkt auftrat mit einem Kraft- bzw. Stromabfall von mehr als zwei Drittel. In diesem Zusammenhang erwähnte der Proband, dass das STSA in einzelnen Zyklen nicht die gleiche Kraft aufbringen konnte, wobei nicht mit Sicherheit gesagt werden konnte, bei welchen Gangzyklen dies auftrat. Dies schliesst eine Korrelation zwischen den gefühlten niedrigeren Kontraktionskräften und den starken Überschwinger zwar nicht aus, jedoch wären an dieser Stelle weitere Tests empfohlen, worauf im Rahmen dieser Arbeit jedoch verzichtet wurde. Um das Verhältnis zwischen der Gangphasenerkennung und der Regelung zu verdeutlichen, wurden in Abbildung 89 die zwei Messsignale übereinandergelegt. Es wird anschaulich gezeigt, dass beim Betreten resp. Verlassen der Schwungphase der Regler sofort die gewünschte Kraft bereitstellen kann.

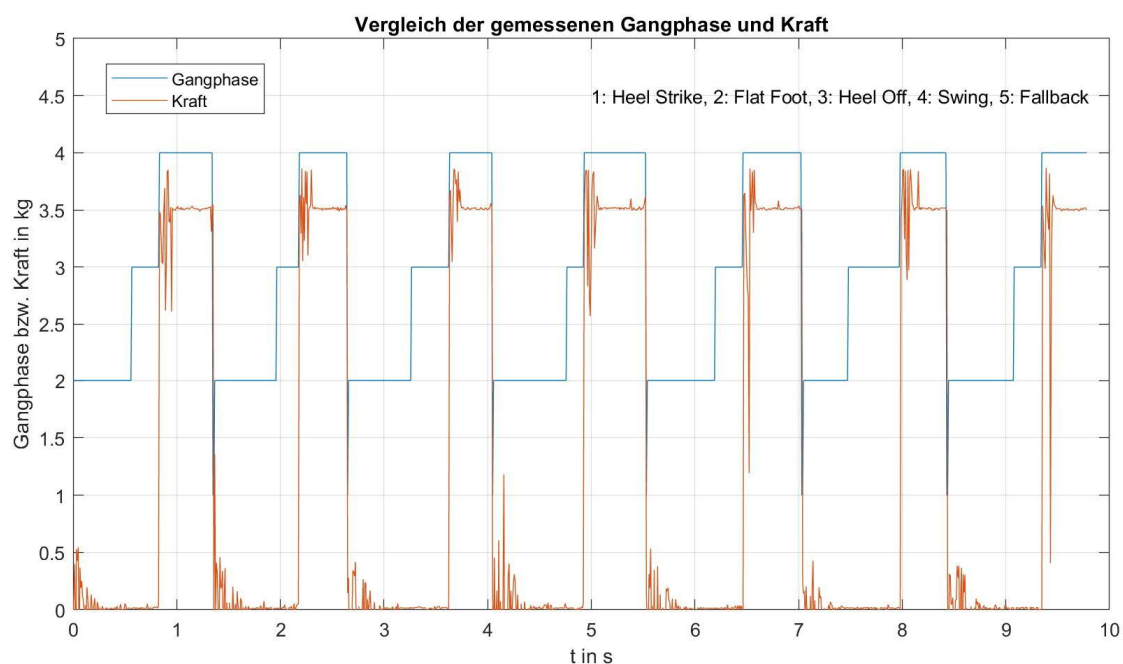


Abbildung 89 – Übereinandergelegte Messsignale für die Gangphasenerkennung und Kraft



### 3.6.2.2.1.3 Fusswinkel

Um die Wirkung des STSA auf den Fusswinkelverlauf aufzuzeichnen, wurde eine weitere Messung ohne aktive Unterstützung durch das STSA durchgeführt. Das vom Folienpotentiometer im Gelenk aufgezeichnete Fusswinkelsignal für die beiden Fälle (aktiv und passiv) wurde in Abbildung 90 für einen einzelnen normierten Gangzyklus (Heel Strike zu Heel Strike) übereinandergelegt und mit der jeweiligen Gangphasenerkennung verglichen. Für die Gangphasenerkennung ist zu sehen, dass die einzelnen Gangphasen nicht gleich lang dauerten. Für die passive Unterstützung dauerten die ersten drei Gangphasen ungefähr 70 % der gesamten Gangzyklus. Von 70 bis 100 % wurde die Schwungphase erkannt. Für die Messung der aktiven Unterstützung ist zu sehen, dass der Verlauf des gemessenen Winkels bis zum Wechsel in die Schwungphase (0 bis 63 %) eine ähnliche Form aufweist, wie dies ohne Unterstützung der Fall ist. Der Bereich der Schwungphase (63 bis 100 %) weist dagegen grössere Abweichungen auf. So nimmt der Fusswinkel nach Betreten der Schwungphase (roter Punkt) nach kurzer Zeit (63 bis 67 % resp. 50 Millisekunden) zuerst stark zu und wird dann konstant auf einem Winkel von ungefähr zehn Grad gehalten, während die andere Kurve einen kontinuierlichen Anstieg mit direkt anschliessendem Sinken verzeichnet. Mit Blick auf die im vorangegangenen Abschnitt gewonnenen Erkenntnissen über die Kontraktionskraft wird dies als weiteres Indiz eingeschätzt, dass der Prototyp seine Funktion zuverlässig erfüllt. So wird die Zeit zwischen 63 und 67 % als Totzeit des STSA-Systems interpretiert, die notwendig ist, bis der String genügend aufgewickelt ist, um eine Kraft zu übertragen. Der darauffolgende steile Anstieg des Fusswinkels wäre damit das Resultat des aktiven Hochziehens durch den String mit anschliessendem Halten von diesem. Dies deckt sich ebenfalls mit der Analyse der Videoaufnahmen<sup>39</sup>, in denen zu sehen ist, wie der Fuss bis zu einem bestimmten Fusswinkel angezogen wird und dann während der ganzen Schwungphase diesen beibehält.

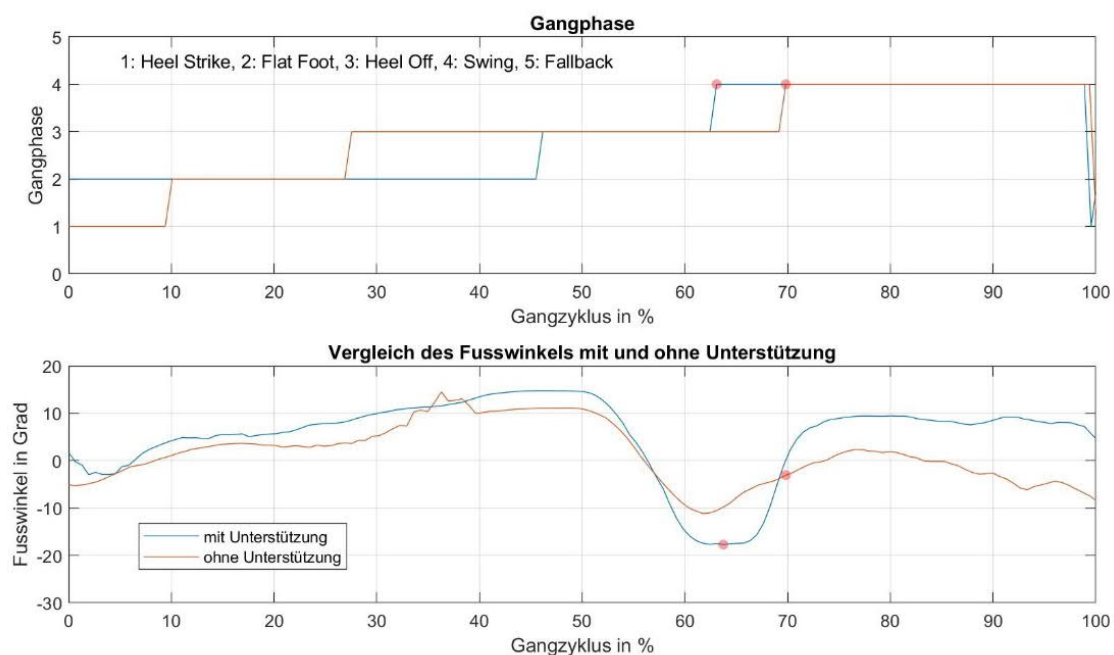


Abbildung 90 – oberer Graph zeigt die Gangphasenerkennung und unterer Graph den übereinandergelegten Fusswinkelverlauf der Messung mit und ohne aktive Unterstützung; roter Punkt kennzeichnet den Wechsel in die Schwungphase

<sup>39</sup> siehe im digitalen Anhang unter «11 Videos» für Zeitlupenaufnahmen



### 3.6.2.2.1.4 Encoderposition

Nun soll das Encodersignal genauer betrachtet werden. Dazu wurde der Verlauf in noch einmal vergrößert dargestellt. Wie zu sehen ist, folgt die Kurve einem gleichmässigen Muster, wobei die positive Steigung der Kurve einem Abwickeln bzw. eine negative dem Aufwickeln entspricht (vgl. Abbildung 91). Dabei deckt das Abwickeln jeweils einen Wertebereich von 18 bis 30 (Mittelwert = 24) Umdrehungen, während das Aufwickeln nur 13 bis 17 (Mittelwert = 15) entspricht. Wie in Abschnitt 3.2.2 beschrieben, lässt sich mittels der Formel (8) über den Umfang der STSA Welle die Kontraktion für das Encodersignal abschätzen. Damit würde der Mittelwert für das Abwickeln einer Kontraktion von ungefähr 226 resp. für das Aufwickeln 141 Millimetern entsprechen. In den Randbedingungen wurde der Wert für die Mindestanforderung der Gesamtkontraktion des Strings mit 95 Millimetern definiert und wurde damit von den Abschätzungen über das Encodersignal deutlich übertroffen. Ebenfalls entsprach der starke Unterschied zwischen dem Auf- und Abwickeln nicht den Erwartungen vor dem Testen. Mittels der Videoaufnahmen<sup>40</sup> konnte erkannt werden, dass die auf der Motorenwelle fixierte Kupplungsring nach vollständiger Abwicklung des STSAs weiterdreht, was in den zusätzlichen Umdrehungen des Motors resultiert. Erklären lässt sich dieses Phänomen durch die Rotationsenergie, die das System durch die wirkende Drehzahl und das Trägheitsmoment der Motorenwelle und Freilaufkupplung speichert. Wenn die STSA Welle haltet, kann der Motor aufgrund der Funktionsweise der Freilaufkupplung die Rotationsbewegung beibehalten, bis die Rotationsenergie aufgrund von durch Reibungseffekten verursachten Bremsmomenten aufgebraucht ist.

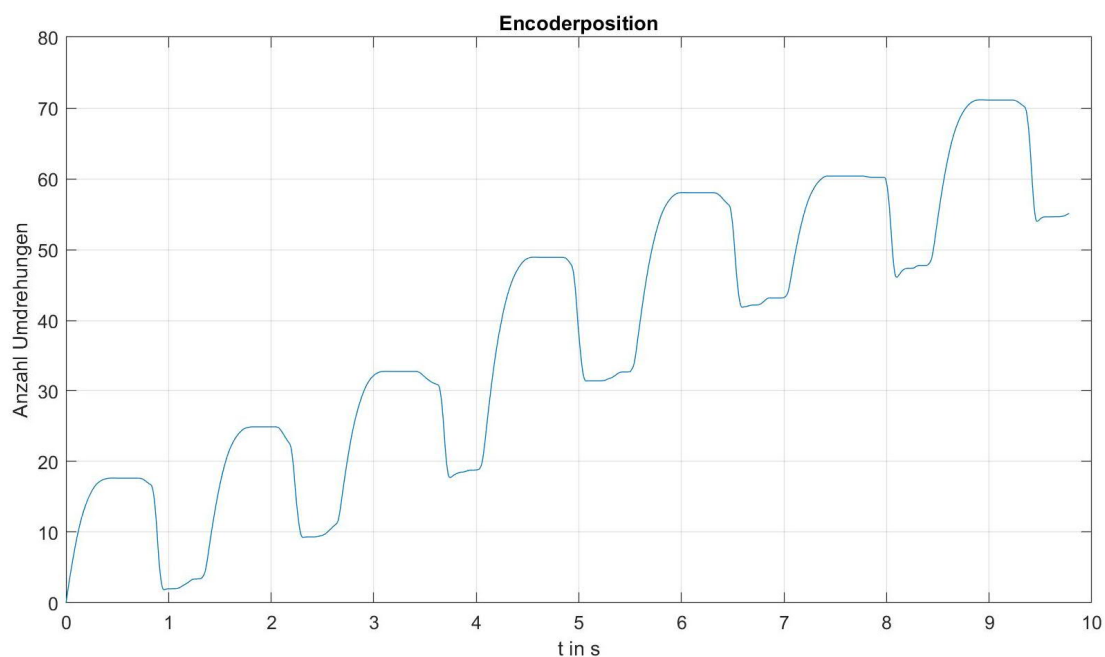


Abbildung 91 – Messsignal des Encoders umgerechnet in Anzahl Umdrehungen; steigende Kurve entspricht dabei einem Abwickeln des STSAs bzw. sinkende dem Aufwickeln

<sup>40</sup> siehe im digitalen Anhang unter «11 Videos» für Zeitlupenaufnahmen

### 3.7 Risikoanalyse für Probandentest mit Fokus auf die Technik

Für die an diese BA anknüpfende vorklinische Studie wurde eine Risikoanalyse<sup>41</sup> erstellt, die beim präventiven Erkennen von potentiellen Problemen und Gefahren während einem Probandentest helfen soll. Aus der Analyse wurden ebenfalls Massnahmen und Empfehlungen abgeleitet, die zur Reduktion des Risikos führen sollen. Ein möglicher Fehler für eine Funktion wurde mit einer möglichen Ursache und Folge beschrieben. Ebenfalls wurden ein Verhütungs- bzw. eine Prüfmassnahme empfohlen, die vor dem Auftreten beim Identifizieren des Problems helfen sollen. Ein Risiko wurde dann für die Kategorien Bedeutung (B), Auftretens- (A) und Entdeckungswahrscheinlichkeit (E) mit einem Wert von eins bis zehn bewertet. Wobei eins der best- und zehn der schlechtmöglichsten Bewertung entspricht. So bedeutet beispielsweise für den Faktor A die Wertung eins, dass ein Auftreten unwahrscheinlich ist und für zehn, dass der Fehler sehr häufig auftritt. Die drei Faktoren wurden anschliessend miteinander zu der Risikoprioritätszahl (RPZ) multipliziert. Die RPZ kann also einen Bereich von 1 bis 1000 abdecken, wobei Werte kleiner als 100 ein geringes Risiko bedeuten, die nicht zwingend eine Massnahme benötigten. Werte, die grösser als 100 sind, werden als kritisch betrachtet und sollten mit Hilfe einer passenden Massnahme reduziert werden.

Tabelle 15 – Auszug aus der Risikoanalyse für Fehler mit kritischen Risikoprioritätszahlen (>100)

Nr.	Funktion	Möglicher Fehler	Mögliche Ursachen	Mögliche Folgen	Verhütung- und Prüfmassnahmen	Bewertung				Massnahme
						Faktor B	Faktor A	Faktor E	RPZ	
7	Sohlenstütze	Stütze verrutscht	Material	Abstützung, Beweglichkeit und Fusswinkelmessung beeinträchtigt	Klemmverbindung prüfen	6	6	5	<b>180</b>	Überprüfung vor Testung
8	Sohlenstütze	Gelenksachsen stimmen nicht überein	Mensch	Beweglichkeit und Fusswinkelmessung beeinträchtigt	Sohlenstütze prüfen	7	6	5	<b>210</b>	Überprüfung vor Testung, Ersatzteil
14	Orthesen-gelenk	Schraubenverbindung löst sich	Maschine	Beweglichkeit, Abstützung und Fusswinkelmessung beeinträchtigt	Schraubenverbindung prüfen	5	8	4	<b>160</b>	Überprüfung vor und während Testung

<sup>41</sup>Siehe für vollständige Risikoanalyse im Anhang unter Abschnitt 7.1.1 oder im digitalen Anhang unter «08 Risikoanalyse»

Nr.	Funktion	Möglicher Fehler	Mögliche Ursachen	Mögliche Folgen	Verhütung- und Prüfmassnahmen	Bewertung				Massnahme
						Faktor B	Faktor A	Faktor E	RPZ	
24	STSA	String reisst	Maschine	Sturzgefahr	String auf Abrieb überprüfen	10	7	3	<b>210</b>	String mit PTFE-Spray schmieren, Stringrolle mitnehmen
33	Zugplatte	Platte bricht bei Belastung	Maschine	Kraft wird nicht übertragen, Sturzgefahr	Platte auf Risse prüfen	10	2	5	<b>100</b>	Überprüfung vor Testung, Ersatzteil

In Tabelle 15 wurden die möglichen Fehler aufgelistet, die bei der Analyse eine RPZ grösser als 100 ergeben haben. Punkt 7 und 8 betreffen dabei die Sohlenstütze. In Punkt 7 wird der Fall beschrieben, in dem der Formschluss in der Klemmverbindung zwischen Sohlenplatte und Stütze nicht ausreichend ist, aufgrund von Abrieb oder einer ungenügenden Prägung. Dadurch ist es der Stütze möglich zu verrutschen, was den Kraftfluss stört, da die Kraft nicht mehr über die Platte auf den Boden übertragen wird. Ebenfalls kann dadurch die Übereinstimmung der Orthesen- und Knöchelgelenksachse gestört werden, was die Beweglichkeit und Winkelmessung beeinträchtigen kann. Eine schlechte Übereinstimmung der Achsen (siehe Punkt 8) kann aber auch daher kommen, dass die Sohlenstütze schlecht ausgerichtet oder auch zu lang bzw. zu kurz ist. Für den Fall, dass die Stütze zu stark gekürzt wurde, wird empfohlen Ersatzexemplare an den Probandentests bereit zu haben. In Punkt 14 ist das Lösen der Schraubenverbindung beschrieben, die für die axiale Sicherung des Gelenkes zuständig ist. Im Verlauf des Testens fiel auf, dass bei starkem Anziehen der Schraube, sich die Gelenksplatte zu stark verformen und so auf die Stützen im Inneren pressen, was die Rotation des Bauteils stark einschränkt. Es war daher nicht möglich die Schraube genügend fest anzuziehen, was beim Gehen mit dem Prototyp die Verbindung lösen konnte. Es wird daher empfohlen, die Verbindung regelmässig zu prüfen, um diese allfällig wieder anzuziehen. Die Punkte 24 und 33 können im schlechtesten Fall zu einem Sturz des Probanden führen, da sie üblicherweise erst im Betrieb auftreten. Bei beiden Fällen verliert das STSA die Möglichkeit die Kraftübertragung auf den Fuss aufrechtzuerhalten. Die Entdeckungswahrscheinlichkeit wird jedoch für beide als gut eingeschätzt. So wiesen die Strings bevor sie rissen über längere Zeit starke Abnutzungserscheinungen auf, die von Auge gut sichtbar waren. Als Verbesserungsmaßnahme, die bereits am Versuchsaufbau getestet wurde, wird jedoch vorgeschlagen die Strings mit PTFE-Spray zu behandeln, um die Reibung und damit die Abnutzung zu reduzieren. Hinsichtlich der Zugplatte wird die Auftretenswahrscheinlichkeit als gering eingeschätzt, da diese beim Testen durch die Stützung des Riemens und der Schnürsenkel über eine hohe Stabilität verfügte. Die Platte sollte aber dennoch regelmässig aus Rissbildungen geprüft werden. Zur Prüfung sollten leichte Biegebelastungen bei einer beschädigten Platte durch die Kerbwirkung bereits ausreichen, um diese weiter zu beschädigen, was man hören würde, oder sie zu zerbrechen. Wie bei der Sohlenstütze wird auch hier empfohlen, genügend Ersatzteile am Testtag vor Ort zu haben. Allgemein lässt sich sagen, dass sich die Anzeichen für potentielle Fehler für diesen Prototyp durch ein geschultes Auge schnell erkennen lassen und so durch regelmässiges Prüfen das Risiko minimiert wird.

## 4 Resultate

Die Resultate aus dieser Arbeit werden im Folgenden aufgeführt. Dabei wird eine Übersicht über den finalen Prototyp gegeben, bevor in Reviewform auf die Stärken und Schwächen eingegangen wird, die im Laufe der Arbeit erkannt wurden. Für die Schwächen wurden zudem hinsichtlich der vorklinischen Studie bzw. allfälligen Folgeprojekte an diese Bachelorarbeit Verbesserungsvorschläge und Empfehlungen vermerkt.

### 4.1 Übersicht

Abbildung 92 und Abbildung 93 zeigen den finalen Prototyp in der frontalen und lateralen Ansicht. Der getragene Schuh entspricht dem vom Institut für Physiotherapie zur Verfügung gestellten Testschuh, der auch im Rahmen der vorklinischen Studie verwendet werden wird. Ebenfalls ist in blau die geschneiderte Neoprenverkleidung zur Druckstellenvermeidung zu sehen. Das ESP wurde mit dem Klettverschluss des Wadenriemens fixiert.

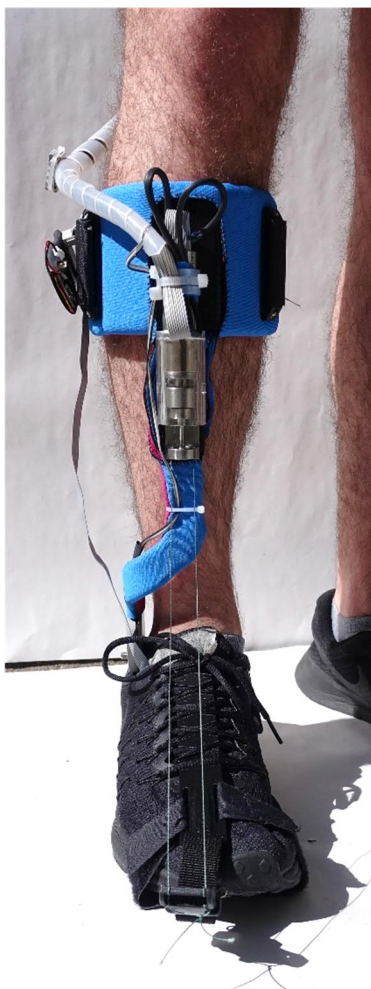


Abbildung 92 – Frontalansicht des vom Probanden getragenen, finalen Prototyp; der Schuh entspricht dem Testschuh, der während der vorklinischen Studie Verwendung finden wird; die Neoprenverkleidung des Prototyps ist in blau zu sehen

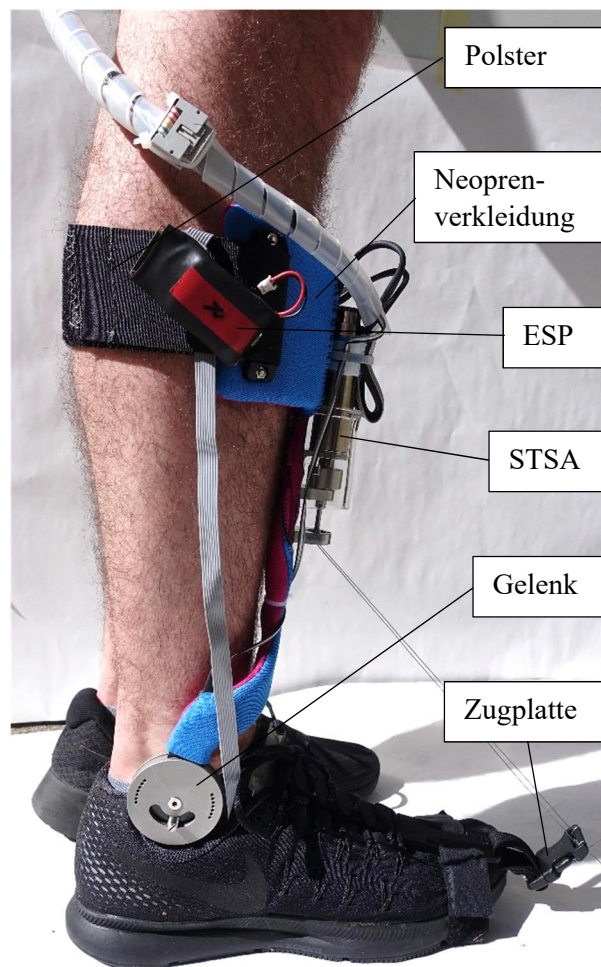


Abbildung 93 – laterale Ansicht des vom Probanden getragenen, finalen Prototyp

## 4.2 Stärken

Es werden nun die Stärken des entwickelten Prototyps aufgelistet und in die Kategorien Konstruktion, Regelung, Fertigung und Testung eingeteilt. Die Stärken sollen in erster Linie zeigen, welche Bestandteile hinsichtlich einer Weiterentwicklung einen hohen Reifegrad besitzen.

	<b>Kategorie</b>	<b>Stärke:</b>
a.)	Konstruktion	Das Gewicht der Orthese beträgt 600 Gramm. Damit erfüllt sie zwar die Wunschanforderung von 500 Gramm nicht, die in der Anforderungsliste definiert wurde, aber dennoch konnte das Gewicht der Orthese im Vergleich zum Prototyp V2 um rund 450 Gramm reduziert werden.
b.)	Konstruktion	Das Folienpotentiometer befindet sich geschützt im Inneren des Orthesengelenkes.
c.)	Konstruktion	Das STSA konnte vollständig überarbeitet und mit einem neuen Motor ausgestattet werden, der die Anforderungen besser erfüllt. Es wurde ausserdem deutlich kompakter, als es noch beim Prototyp V2 der Fall war. Der Wellendurchmesser wurde entsprechend der Dimensionierung auf drei Millimeter reduziert. Ebenso wurde das Problem der Kontraktion in beide Drehrichtungen durch eine Freilaufkupplung gelöst.
d.)	Konstruktion	Die Neoprenverkleidung der Stützen und des Polsters reduziert die Druckstellen spürbar.
e.)	Konstruktion	Die Zugplatte ist durch die Fixierung wie geplant äusserst steif und überträgt die Kräfte so gleichmässig auf den Fuss.
f.)	Regelung	Es wurde als Sicherheitselement ein Fallbackzustand in die Gangphasenerkennung integriert.
g.)	Regelung	Die Kraftregelung erwies sich als eine pragmatische Alternative zur Fusswinkelregelung. Es konnte im Selbstversuch gezeigt werden, dass es nicht zwingend nötig ist, einen bestimmten Fusswinkel während der Schwungphase einzustellen und den menschlichen Gang möglichst naturgetreu abzubilden. Stattdessen zeigte sich, dass der Fuss mit einer vorgegeben Kraft angezogen werden kann und so auf einem konstanten Winkel gehalten werden kann.
h.)	Fertigung	Das Fertigen der Schaumstoffsohle mit eingeschäumter Sohlenplatte funktionierte zuverlässig.
i.)	Testung	Die Messdaten, wie auch der Proband und die Videoaufnahmen zeigen ein aktives Hochziehen des Fusses.
j.)	Testung	Das System reagierte sehr schnell und präzise.
k.)	Testung	Die Gangphasenerkennung erkannte jeden Gangzyklus korrekt. Es kam bei keiner der gemachten Messungen auf flachem Untergrund zu einem Betreten der Fallbackphase.
l.)	Testung	Das Anbringen der Steuerungseinheit am Gurt ist eine elegante Lösung, damit der Proband die Hände frei hat.
m.)	Testung	Für das selbstständige Anziehen des finalen Prototyps inklusive Steuerungseinheit, die mit dem Gurt an der Hüfte befestigt wird, benötigte der Proband knapp zweieinhalb Minuten.
n.)	Testung	Die aus 3D-Druck gefertigte Schienbeinpolsterung ist flexibel und passte sich durch die keilförmigen Aussparungen an das Bein der Probanden an.
o.)	Testung	Die Fusswinkelbegrenzung mittels Schrauben, die man in die laterale Gelenksplatte schraubt, funktioniert.

### 4.3 Schwächen

Die Schwächen des Prototyps bieten Potential für eine Weiterentwicklung. Sie werden analog zu den Stärken in Kategorien eingeteilt und hier aufgelistet.

	<b>Kategorie</b>	<b>Schwachstelle:</b>	<b>Verbesserungsvorschläge, Massnahmen:</b>
a.)	Konstruktion	Der Proband merkte an, dass man unter der Polsterung stark schwitzte.	Es ist zu prüfen, ob es Textilien gibt, die ähnlich gut polstern aber weniger Wärmeentwicklung zulassen.
b.)	Konstruktion	Das Gelenk ist trotz sehr dünnem Folienpotentiometer gross ausgefallen, sodass es je nach Schuh im Schuhinneren getragen werden muss, was zu unangenehmen Druckstellen führte. Des Weiteren hat die Fusswinkel-messung nach Umstieg auf die Stromregelung keine zentrale Funktion mehr im Prototyp. Es handelt sich dabei also lediglich um eine Messgrösse, die zur Auswertung aufgezeichnet werden kann.	Wenn man sich dazu entscheiden sollte, auf die Fusswinkel-messung zu verzichten, liesse sich das bestehende Gelenk durch ein selbstzentrierendes, ebenes Doppelgelenk ersetzen. Dies ermöglicht ein selbständiges Ausrichten zum Knöchelgelenk, was wiederum einen tieferen konstruktiven Aufwand für die Sohlenstütze bedeuten würde.
c.)	Konstruktion	Die Sohlenplatte wird beim Gehen bemerkt und erzeugt bei längerem Tragen eine Druckstelle.	Die Sohlenplatte und -stütze sollten in einem halbfertigen Bauteil kombiniert werden. Als Material könnte dazu PEEK verwendet werden,
d.)	Konstruktion	Durch zu starkes Anziehen der Schraubenverbindung im Orthesengelenk deformieren sich die Platten so, dass sie auf die Stützen im Innern pressen und damit die Rotationsbewegung erschweren.	Anstelle einer Schraubverbindung mit Gelenksbolzen und Senkkopfschraube, wird empfohlen, eine Schulterschraube zu verwenden, die lateral in das Gelenk geschraubt wird und an der medialen Gelenksplatte ansteht.
e.)	Konstruktion	In den Versuchen zur Kraftübertragung des STSA zeigte sich, dass die Höhe stark von der Art der Aufwicklung abhängt. So wurde für zu grosse Kontraktionen ein Aufeinander-schichten der Strings erkannt, was die Höhe der übertragbaren Kraft senkte. Ebenfalls wurde erkannt, dass die Strings sich dabei stark unten am Separator sammeln.	Die STSA-Welle soll so überarbeitet werden, dass die Strings gleichmässiger auf dieser aufgewickelt werden. Dabei könnte beispielsweise eine konische Form der Welle eine Verbesserung bringen.
f.)	Konstruktion	Der String des STSA weist nach einiger Zeit starke Abnutzungserscheinungen auf. Dabei wird es möglich, dass dieser reisst.	Im Rahmen des Versuchsaufbaus wurde bereits die Verwendung von PTFE-Spray zur Schmierung des Strings getestet. Die Reibung und damit die Abnutzung konnte so stark reduziert werden. Ebenfalls könnten Alternativen zur Anglerschnur abgeklärt werden.
g.)	Konstruktion	Das Gewicht der Steuerungseinheit mit Akku beträgt 1.5 Kilogramm, was rund zweieinhalb Mal höher ist als das AAFO selbst.	Es soll geprüft werden, ob das Hene-Board nicht vollständig durch eine kompaktere Lösung wie dem ESP ersetzt werden könnte, sodass der

			Proband nur noch das Gewicht des Akkus (533 Gramm) tragen müsste.
h.)	Konstruktion	Die Konstruktion wurde nur für einen Probanden mit Schuhgrösse 42 gefertigt. Zwar wurde der Prototyp so entworfen, dass er für alle Probanden anpassbar sein soll, jedoch war der knappe Platz beim Entwerfen eine Herausforderung, die gerade für kleinere Probanden problematisch sein könnte. Besonders das Gelenk sollte nicht im Innern des Schuhs getragen werden müssen, da starke Druckstellen entstehen.	Es wird hinsichtlich der vorklinischen Studie empfohlen, den Prototyp für jeweils eine Testperson mit kleineren und eine mit grösseren Füßen zu testen, um allfällige Probleme rechtzeitig zu erkennen und Massnahmen zu ergreifen.
i.)	Regelung	Bei den Versuchen mit dem finalen Prototyp fielen teils starke Schwinger im Stromsignal auf. Ebenfalls empfand der Proband die Kontraktionskraft des STSA in den verschiedenen Gangzyklen als schwankend.	Es soll untersucht werden, woher die starken Ausschläge im gemessenen Stromsignal kommen und ob sie einen negativen Einfluss auf die Kontraktionskraft des STSAs haben.
j.)	Regelung	Das gemessene Fusswinkelsignal weist keinen schönen Verlauf auf, sondern schwankt stark.	Es soll ein Versuch durchgeführt werden, um zu sehen, ob das Folienpotentiometer wirklich für solch dynamische Messungen geeignet ist.
k.)	Regelung	Das Folienpotentiometer muss an dem Hene-Board angeschlossen werden, was dazu führt, dass das Kabel entlang der Stützen bis zur Steuerungseinheit geführt werden muss.	Es sollte möglich sein, das Signal über das ESP auszulesen und dann wie das Drucksensorsignal drahtlos an das Hene-Board zu übermitteln.
l.)	Regelung	Die Messungen der Kontraktionskraft haben gezeigt, dass das erstellte Modell nur für den Fall ohne Umlenkung bzw. Fusswinkeländerung mit dem zur Verfügung stehenden Versuchsaufbau verifiziert werden konnte.	Um das STSA besser modellieren, messen und verifizieren zu können, ist eine Anpassung des Versuchsaufbaus nötig, um mit einer besseren Wiederholbarkeit messen zu können.
m.)	Fertigung	Das Prägen der CFK Platte für die Sohlenstütze stellte sich als problematisch heraus, da der in Schichten aufgebaute Werkstoff sehr widerstandsfähig ist.	Im Rahmen der Studie wird empfohlen, bei bestehenden Problemen mit CFK auf Polyetheretherketon-Platten (PEEK) auszuweichen, welches ebenfalls mittels Warmluft verformbar ist und über eine gute Steifigkeit und Festigkeit verfügt. Ebenfalls ist die Fertigung günstiger, da die Platten nicht wasserstrahlgeschnitten werden müssten, sondern das Laserschmelzschnitten ausreichen würde.
n.)	Testung	Der Prototyp wurde bisher weder mit inertialen Messeinheiten (IMUs), noch genauen visuellen Messmethoden getestet.	Die in dieser Arbeit getätigten Messungen und Schlussfolgerungen sollten mit IMUs oder direkt im Ganglabor verifiziert werden.
o.)	Testung	Der Proband für die Tests mit dem finalen Prototyp war Teil des Entwicklerteams und möglicherweise befangen.	Das Testen auf flachem Untergrund sollte mit einer weiteren, ausserstehenden Person wiederholt werden.

---

p.)	Testung	Der Prototyp wurde ausschliesslich mit kurzen Hosen getestet.	Der Prototyp sollte ebenfalls für den Fall getestet werden, dass er sich über dem Hosenbein befindet, um zu prüfen, ob es zu starken Reibungspunkten oder Druckstellen kommt.
-----	---------	---	---



## 5 Diskussion und Ausblick

Im Folgenden wird die Regelung, die Konstruktion und abschliessend die Testung des entwickelten Prototyps diskutiert.

Durch die Neuauslegung des Motors und der STSA-Welle konnten die Anforderungen an das STSA deutlich besser erfüllt werden. In diesem Zusammenhang wurde neu eine Strom- bzw. Kraftregelung entworfen, die sich als pragmatische Lösung erwies zur Umgehung der problematischen Fusswinkel-messung des Prototyps V2. Die Kontraktionskraft des STSAs ist damit bei einem Nennstrom von 4.2 Ampere knapp 4.0 Kilogramm. Im Praxisfall resultiert allerdings aufgrund von Reibungsverlusten im Separator und der Abhängigkeit vom Fusswinkel nur ein Teil davon im Hochziehen des Fusses. Am geometrischen Modell wurde unter Berücksichtigung des Winkels und der Reibung eine theoretische Kontraktionskraft berechnet, die allerdings am Versuchsaufbau nicht verifiziert werden konnte. Einerseits wurde angenommen, dass das Modell nicht umfassend genug ist und andererseits konnte am Versuchsaufbau nicht die gewünschte Wiederholgenauigkeit der Resultate erzielt werden. Hinsichtlich der vorklinischen Studie wurde der Schluss gezogen, dass es ausreichen würde, die vom STSA direkt ausgehende Kraft zu wissen und diese einstellen zu können. Ein weiteres Problem konnte mit Hilfe einer Freilaufkupplung gelöst werden, die die Drehmomentsübertragung in eine Richtung zulässt. Dadurch ist es nicht mehr möglich, den String in beide Drehrichtungen zu kontrahieren. Die Gangphasenerkennung wurde ebenfalls noch einmal optimiert und funktioniert durch die bessere Wahl der Bedingungen zuverlässiger. Ebenfalls wurde diese als Sicherheitselement mit einer Fallbackfunktion ergänzt, die nach zu langer Zeit in der Schwungphase ausgelöst wird und den Motor abstellt. Verbesserungspotential hinsichtlich der Steuerung wird zudem noch bei der Verkleinerung der Steuerungseinheit gesehen, sodass die Mess- und Steuerungssignale alle über beispielsweise das ESP laufen.

Der Entwurf für die Orthese wurde mit Hilfe verschiedenster Verfahren gefertigt und anschliessend erfolgreich zusammengebaut. Die Schienbeinstütze aus thermoplastischem CFK konnte mittels Warmluft einfach umgeformt und so direkt an den Probanden angepasst werden. Für die Prägung der Sohlenstütze erwies sich die CFK-Platte durch die vielen, widerstandsfähigen Schichten als ungeeignet. Nur ein Versuch von drei ergab das gewünschte Resultat. Bei den übrigen wurde die Struktur zu stark beschädigt oder verbogen, sodass die Klemmverbindung nicht mehr ausreichte, um das Bauteil an der Sohle zu fixieren. Hier wird empfohlen, auf einen anderen Werkstoff wie beispielsweise Polyetheretherketon (PEEK) zurückzugreifen, der einfacher bearbeitbar ist. Das anschliessende Positionieren und Kürzen der Sohlenstütze als Halbfabrikat funktionierte dagegen wieder zuverlässig. Das Konzept der Schaumsohle mit integrierter Platte für die Fixierung der Sohlenstütze konnte erfolgreich umgesetzt werden. Die Platte ist wie die Drucksensoren fest in die Sohle integriert und kann die geforderten Kräfte, die vom STSA wirken, auf den Boden übertragen. Als problematisches Bauteil erwies sich das Orthesengelenk, da durch zu starkes Anziehen der Schraubenverbindung die Gelenksplatten deformierten und dadurch auf die Sohlenstütze im Innern pressten und so die Rotationsbewegung behinderte. Dem Problem könnte mittels einer Schulterschraube, die lateral in das Gelenk geschraubt wird, Rechnung getragen werden. Als Anzieh- und Fixationskonzept wurde ein mit Riemen versehenes Polster aus Polyurethan (TPU) mit dem 3D-Drucker gefertigt, das sich an das Schienbein anpassen kann. Zur Steigerung der Ergonomie wurden das Polster und die beiden Stützen zudem mit einer Neoprenverkleidung umschlossen. Das Gesamtgewicht der Orthese beträgt rund 600 Gramm, was höher ist als die in der Anforderungsliste definierte Wunschanforderung, jedoch konnte das System im Vergleich zum Prototyp V2 mit einer Gewichtsreduktion von 450 Gramm deutlich verbessert werden. Weitere Probleme sieht das Projektteam hinsichtlich des finalen Prototyps für Probanden, die entweder sehr klein oder sehr gross sind. Besonders für sehr kleine Füsse könnte beispielsweise die Anordnung und Grösse der Drucksensoren in der Sohle problematisch sein, sodass die bestehende Gangphasenerkennung nicht mehr ausreicht. Für diesen Fall sollte sie vor Beginn der Studie validiert werden, da ansonsten eine Anpassung bei entsprechenden Probanden notwendig wird. Des Weiteren ist die Grösse des Gelenks für kleinere Personen kritischer, da es sein kann, dass diese aufgrund der niedrigen Höhe des Knöchelgelenks im Schuhinneren

getragen werden muss, was zu starken Druckstellen führen könnte. Für die grossen Probanden muss in erster Linie geprüft werden, ob die gefertigten Riemen ausreichen, um die Wade bzw. den Fuss zu umfassen.

Zur Validierung des Prototyps wurden zwei Testphasen durchgeführt. Die Ergonomie des Prototyps wurde mit einer Gruppe von sechs Personen getestet und ergab, dass zwei Druckstellen existieren. Von allen Probanden wurde dabei die Platte in der Schaumstoffsohle gespürt und von drei wurde ebenfalls das Gelenk auf Knöchelhöhe als Druckstelle bezeichnet. Dabei störte keiner der Probanden diese so stark, dass er während der Tragzeit das Gefühl hatte nicht mehr mit dem Prototyp laufen zu können. Dies deckt sich ebenfalls mit den Selbstversuchen mit Fokus auf das Gesamtsystem, bei denen der Prototyp über längere Zeit getragen wurde. Im Selbstversuch konnte ausserdem gezeigt werden, dass für das Gehen auf flachem Untergrund von der Gangphasenerkennung zuverlässig alle vorgegebenen Phasen erkannt werden. Beim Betreten der Schwungphase setzte das STSA sehr direkt ein und zog den Fuss deutlich an. Während der Testzeit von ungefähr einer Stunde kam es einmal zum Riss des Strings, was sich jedoch durch eine stark aufgeraute Oberfläche angedeutet hat. Innerhalb weiterer Probandentests ist es also von Bedeutung, dass der String regelmässig untersucht und bei Bedarf präventiv ersetzt wird, da sonst ein Stolpern oder Stürzen nicht ausgeschlossen ist. Zum Schluss lässt sich sagen, dass alle zentralen Funktionen so funktionieren, dass sie im Rahmen von Laborversuchen mit weiteren Probanden getestet werden können. Erst der Test mit einem Drop Foot Patienten wird das Konzept abschliessend validieren, da die Bedingungen von Personen ohne entsprechender Fussheberparese nur unzureichend nachgestellt werden können.

## 6 Verzeichnisse

### 6.1 Literaturverzeichnis

- [1] **Herr, H. (2009).** Exoskeletons and orthoses: classification, design challenges and future directions. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 6(1), 21.  
URL: <https://jneuroengrehab.biomedcentral.com/track/pdf/10.1186/1743-0003-6-21> [Stand 27.11.2018]
- [2] **Popov, D., Gaponov, I., & Ryu, J. H. (2013, April).** A preliminary study on a twisted strings-based elbow exoskeleton. In *2013 World Haptics Conference (WHC)* (pp. 479-484). IEEE.  
URL: [https://www.researchgate.net/profile/Igor\\_Gaponov/publication/261229487\\_A\\_preliminary\\_study\\_on\\_a\\_twisted\\_strings-based\\_elbow\\_exoskeleton/links/594c6b16aca272ea0a914f2a/A-preliminary-study-on-a-twisted-strings-based-elbow-exoskeleton.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Igor_Gaponov/publication/261229487_A_preliminary_study_on_a_twisted_strings-based_elbow_exoskeleton/links/594c6b16aca272ea0a914f2a/A-preliminary-study-on-a-twisted-strings-based-elbow-exoskeleton.pdf) [Stand 27.11.2018]
- [3] **Kluding, P. M., Dunning, K., O'dell, M. W., Wu, S. S., Ginosian, J., Feld, J., & McBride, K. (2013).** Foot drop stimulation versus ankle foot orthosis after stroke: 30-week outcomes. *Stroke*, 44(6), 1660-1669.  
URL: <https://pdfs.semanticscholar.org/f5a3/0483c82befe16fd4ad9a0a20c6f009a36024.pdf> [Stand 27.11.2018]
- [4] **Blaya, J. A., & Herr, H. (2004).** Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait. *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 12(1), 24-31.  
URL: [http://excedrin.media.mit.edu/wp-content/uploads/sites/3/2013/07/Blaya-2004\\_Adaptive-control-of-a-variable-impedance-ankle-foot-orthosis-to-assist-drop-foot-gait.pdf](http://excedrin.media.mit.edu/wp-content/uploads/sites/3/2013/07/Blaya-2004_Adaptive-control-of-a-variable-impedance-ankle-foot-orthosis-to-assist-drop-foot-gait.pdf) [Stand 27.11.2018]
- [5] **Yeung, L. F., Ockenfeld, C., Pang, M. K., Wai, H. W., Soo, O. Y., Li, S. W., & Tong, K. Y. (2018).** Randomized controlled trial of robot-assisted gait training with dorsiflexion assistance on chronic stroke patients wearing ankle-foot-orthosis. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 15(1), 51. Use the "Insert Citation" button to add citations to this document. URL: <https://jneuroengrehab.biomedcentral.com/track/pdf/10.1186/s12984-018-0394-7> [Stand 27.11.2018]
- [6] **Tyson, S. F., Sadeghi-Demneh, E., & Nester, C. J. (2013).** A systematic review and meta-analysis of the effect of an ankle-foot orthosis on gait biomechanics after stroke. *Clinical rehabilitation*, 27(10), 879-891. [Stand 27.11.2018]  
URL: <http://www.fysiot.ee/wp-content/uploads/2015/05/Effect-of-an-AFO-on-gait-biomechanics-after-stroke.pdf>
- [7] **Tyson, S. F., & Kent, R. M. (2013).** Effects of an ankle-foot orthosis on balance and walking after stroke: a systematic review and pooled meta-analysis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 94(7), 1377-1385.  
URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999313001184> [Stand 27.11.2018]
- [8] **Shorter, K. A., Xia, J., Hsiao-Wecksler, E. T., Durfee, W. K., & Kogler, G. F. (2013).** Technologies for powered ankle-foot orthotic systems: Possibilities and challenges. *IEEE/ASME Transactions on mechatronics*, 18(1), 337-347.  
URL: [https://www.researchgate.net/profile/Elizabeth\\_Hsiao-Wecksler/publication/260576052\\_Technologies\\_for\\_Powered\\_Ankle-Foot\\_Orthotic\\_Systems\\_Possibilities\\_and\\_Challenges/links/55917e8e08ae47a34910a980/Technologies-for-Powered-Ankle-Foot-Orthotic-Systems-Possibilities-and-Challenges.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Elizabeth_Hsiao-Wecksler/publication/260576052_Technologies_for_Powered_Ankle-Foot_Orthotic_Systems_Possibilities_and_Challenges/links/55917e8e08ae47a34910a980/Technologies-for-Powered-Ankle-Foot-Orthotic-Systems-Possibilities-and-Challenges.pdf)
- [9] **Dollar, A. M., & Herr, H. (2008).** Lower extremity exoskeletons and active orthoses: challenges and state-of-the-art. *IEEE Transactions on robotics*, 24(1), 144-158.  
URL: [https://www.eng.yale.edu/grablab/pubs/dollar\\_TRO\\_Exos.pdf](https://www.eng.yale.edu/grablab/pubs/dollar_TRO_Exos.pdf) [Stand 27.11.2018]

- [10] **Neves, M. C. (2014).** Design of Ankle Foot Orthoses using Subject Specific Biomechanical Data and Optimization Tools.  
URL: [https://fenix.tecnico.ulisboa.pt/downloadFile/1970719973965880/ist176706\\_Design%20of%20Ankle%20Foot%20Orthoses%20using%20Subject%20Specific%20Biomechanical%20Data%20and%20Optimization%20Tools%20.pdf](https://fenix.tecnico.ulisboa.pt/downloadFile/1970719973965880/ist176706_Design%20of%20Ankle%20Foot%20Orthoses%20using%20Subject%20Specific%20Biomechanical%20Data%20and%20Optimization%20Tools%20.pdf) [Stand 27.11.2018]
- [11] **Mehmood, U., Popov, D., Gaponov, I., & Ryu, J. H. (2015, July).** Rotational twisted string actuator with linearized output: Mathematical model and experimental evaluation. In *2015 IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)* (pp. 1072-1077). IEEE.  
URL: [https://www.researchgate.net/profile/Igor\\_Gaponov/publication/282921540\\_Rotational\\_Twisted\\_String\\_Actuator\\_with\\_Linearized\\_Output\\_for\\_a\\_Wearable\\_Exoskeleton/links/593934750f7e9b32b7149ffd/Rotational-Twisted-String-Actuator-with-Linearized-Output-for-a-Wearable-Exoskeleton.pdf?origin=publication\\_detail](https://www.researchgate.net/profile/Igor_Gaponov/publication/282921540_Rotational_Twisted_String_Actuator_with_Linearized_Output_for_a_Wearable_Exoskeleton/links/593934750f7e9b32b7149ffd/Rotational-Twisted-String-Actuator-with-Linearized-Output-for-a-Wearable-Exoskeleton.pdf?origin=publication_detail) [Stand 27.11.2018]
- [12] **Gaponov, I., Popov, D., & Ryu, J. H. (2014).** Twisted string actuation systems: A study of the mathematical model and a comparison of twisted strings. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 19(4), 1331-1342.  
URL: [https://www.researchgate.net/profile/Jee-Hwan\\_Ryu/publication/261957745\\_Twisted\\_String\\_Actuation\\_Systems\\_A\\_Study\\_of\\_the\\_Mathematical\\_Model\\_and\\_a\\_Comparison\\_of\\_Twisted\\_Strings/links/55509d2f08ae12808b3901e0/Twisted-String-Actuation-Systems-A-Study-of-the-Mathematical-Model-and-a-Comparison-of-Twisted-Strings.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Jee-Hwan_Ryu/publication/261957745_Twisted_String_Actuation_Systems_A_Study_of_the_Mathematical_Model_and_a_Comparison_of_Twisted_Strings/links/55509d2f08ae12808b3901e0/Twisted-String-Actuation-Systems-A-Study-of-the-Mathematical-Model-and-a-Comparison-of-Twisted-Strings.pdf) [Stand 27.11.2018]
- [13] **Sonoda, T., & Godler, I. (2011, July).** Position and force control of a robotic finger with twisted strings actuation. In *Advanced Intelligent Mechatronics (AIM), 2011 IEEE/ASME International Conference on* (pp. 611-616). IEEE.  
URL: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/6027071> [Stand 27.11.2018]
- [14] **Heinlein, B.** Biomechanik 1. Einführungsvorlesung: ZHAW School of Engineering, 2017, 36.
- [15] **Whittle, M.** An Introduction to Gait Analysis. Normal Gait. 4th ed.: Elsevier, 2006, 47-100.
- [16] **Chen, S., Lach, J., Lo, B., & Yang, G. Z. (2016).** Toward Pervasive Gait Analysis With Wearable Sensors: A Systematic Review. *IEEE J. Biomedical and Health Informatics*, 20(6), 1521-1537.  
URL: <https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=7574303> [Stand 27.11.2018]
- [17] **Tao, W., Liu, T., Zheng, R., & Feng, H. (2012).** Gait analysis using wearable sensors. *Sensors*, 12(2), 2255-2283.  
URL: <https://pdfs.semanticscholar.org/9c11/00045ad1c67dc17c076f24d3ce84d4e80908.pdf> [Stand 27.11.2018]
- [18] **Lyons, G. M., Sinkjær, T., Burridge, J. H., & Wilcox, D. J. (2002).** A review of portable FES-based neural orthoses for the correction of drop foot. *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 10(4), 260-279.  
URL: [https://www.researchgate.net/profile/Gearoid\\_OLaighin/publication/10879375\\_A\\_review\\_of\\_portable\\_FES-Based\\_neural\\_orthoses\\_for\\_the\\_correction\\_of\\_Drop\\_Foot/links/0fcfd50588bf4cf86d000000.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Gearoid_OLaighin/publication/10879375_A_review_of_portable_FES-Based_neural_orthoses_for_the_correction_of_Drop_Foot/links/0fcfd50588bf4cf86d000000.pdf) [Stand 27.11.2018]
- [19] **o.V. (2019).** Reibwerte von verschiedenen Materialien.  
URL: <https://flexikon.doccheck.com/de/Motoneuron> [Stand: 20.05.2019]
- [20] **Kluding, P. M., Dunning, K., O'dell, M. W., Wu, S. S., Ginosian, J., Feld, J., & McBride, K. (2013).** Foot drop stimulation versus ankle foot orthosis after stroke: 30-week outcomes. *Stroke*, 44(6), 1660-1669.  
URL: <https://pdfs.semanticscholar.org/f5a3/0483c82befe16fd4ad9a0a20c6f009a36024.pdf> [Stand 27.11.2018]

- [21] **Takahashi, K. Z., Lewek, M. D., & Sawicki, G. S. (2015).** A neuromechanics-based powered ankle exoskeleton to assist walking post-stroke: a feasibility study. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 12(1), 23.  
URL: <https://jneuroengrehab.biomedcentral.com/track/pdf/10.1186/s12984-015-0015-7> [Stand 27.11.2018]
- [22] **Jamwal, P. (2011).** *Design analysis and control of wearable ankle rehabilitation robot* (Doctoral dissertation, ResearchSpace@ Auckland).  
URL: <https://researchspace.auckland.ac.nz/bitstream/handle/2292/6868/02whole.pdf?sequence=5> [Stand 27.11.2018]
- [23] **Park, Y. (2013).** Drop Foot and Treatments.  
URL: <http://www.mccc.edu/~behrens/documents/DropFootTreatmentsYPark.pdf> [Stand 27.11.2018]
- [24] **Jørgensen, H. S., Nakayama, H., Raaschou, H. O., & Olsen, T. S. (1995).** Recovery of walking function in stroke patients: the Copenhagen Stroke Study. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 76(1), 27-32. [Stand 27.11.2018]  
URL: [https://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(95\)80038-7/pdf](https://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(95)80038-7/pdf)
- [25] **Louie, D. R., & Eng, J. J. (2016).** Powered robotic exoskeletons in post-stroke rehabilitation of gait: a scoping review. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 13(1), 53.  
URL: <https://jneuroengrehab.biomedcentral.com/track/pdf/10.1186/s12984-016-0162-5> [Stand 27.11.2018]
- [26] **Göttler, Antje (2019).** Motoneuronen.  
URL: <https://www.schweizer-fn.de/stoff/reibwerte/reibwerte.php> [Stand 31.05.2019]

## 6.2 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 – Verschiedene Arten von AFOs; (a) submalleolär (unter dem Knöchel, Cascade DAFO5), (b) supramalleolär (über dem Knöchel, DAFO4), (c) mit elastischem Thermoplast (OttoBock), (d) mit halbsteifem Thermoplast, (e) gelenkig gelagert (Costa), (f) mit steifem Thermoplast (DAFO3), (g) um Muskelspannungen zu reduzieren (DAFO R), (h) Bodenreaktion (DAFO Floor Reaction), (i) für den Sichelfuss (Metatarsus adductus, DAFO 8 Softy), (j) Stahl (14No), (k) für dynamische Bewegungen (DMO Plantar Faciitis sock), und (l) spiralförmig (14No1) [10].....	1
Abbildung 2 – Die Bewegungsmöglichkeiten eines menschlichen Fusses .....	2
Abbildung 3 – Prinzip eines Twisted String Actuators (TSA) [11] .....	2
Abbildung 4 – Inneres Gelenkmoment [15].....	5
Abbildung 5 – Gelenkwinkel [15] .....	6
Abbildung 6 – Prototyp V2; Stand: Ende der Projektarbeit.....	9
Abbildung 7 – STSA; Aktuatorenkonzept; CAD-Entwurf; Isometrische Ansicht.....	10
Abbildung 8 – Vordere Stütze; CAD-Entwurf; isometrische Explosionsansicht.....	12
Abbildung 9 – Hintere Stütze; CAD-Entwurf .....	13
Abbildung 10 – Fixationskonzept; posterior .....	14
Abbildung 11 – Fixationskonzept; lateral.....	14
Abbildung 12 – Abstützung in Verbindung mit Gelenk und Sohle; CAD-Entwurf.....	15
Abbildung 13 – Sohle; CAD-Entwurf.....	17
Abbildung 14 – Übersicht Regelkreis Versuchsaufbau .....	18
Abbildung 15 – Gangphasenerkennung Schema; Loading Response = Initialer Bodenkontakt, Stance Phase = Standphase, Preswing Phase = Schwungphasenvorbereitung, Swing Phase = Schwungphase; eingefärbte Felder kennzeichnen belastete Sensoren.....	19
Abbildung 16 – Gangzyklus des Menschen [16].....	21
Abbildung 17 – Die acht Gangphasen des Menschen.....	22
Abbildung 18 – Illustration eines Drop Foots .....	23
Abbildung 19 – Skizze eines Fusses mit allen Messgrössen .....	24
Abbildung 20 – Versuchsaufbau Messung von Fusshebekraft; Gesamtansicht .....	25
Abbildung 21 – Versuchsaufbau Fusshebekraft Messung; Seite .....	25
Abbildung 22 - Fussmodell für Simcape Simulation; Längenangaben in Millimeter .....	26
Abbildung 23 - MATLAB Simscape Modell .....	27
Abbildung 24 – Grundmodell Versuchsaufbau/Fuss für Berechnungen; A = Fussgelenk, B = STSA-Ausgang/Umlenkpunkt, C = Aufhängepunkt am Fuss ; Fuss in blau, String in grün; gegebene Grössen: $\Delta x, \Delta y, L, \alpha$ .....	30
Abbildung 25 – Punkt B/unterer Lagerbock, an dem der String das STSA verlässt und in Richtung des Aufhängepunkt umgelenkt wird. ....	30
Abbildung 26 – Modell zur Abschätzung der Kontraktion und Kontraktionsgeschwindigkeit; vektorielle Berechnung; gegebene Grössen: $\Delta x, \Delta y, L, \alpha$ .....	31
Abbildung 27 – Modell zur Abschätzung der Kontraktionskraft mit/ohne Reibung; gegebene Grössen: $\Delta x, \Delta y, L, \alpha, \mu$ .....	35
Abbildung 28 – Skizze Konzeptvariante 1 .....	47
Abbildung 29 – Skizze Konzeptvariante 2 .....	48
Abbildung 30 – Übersicht der Hauptbaugruppen des Prototyps mit kurzer Beschreibung der einzelnen Funktionen bzw. Eigenschaften.....	52
Abbildung 31 – Isometrische Explosionsansicht der Sohle; die vier Positionen (Ferse, Fussballen innen und aussen, Zehen) der Drucksensoren im Sohleninnern wurden mit blauen Punkten markiert.....	53
Abbildung 32 – Isometrische Ansicht der Sohlenstütze; zu sehen sind an der Unterseite die Verzahnung zur Fixierung an der Sohle und oben der bewegliche Bestandteil des Gelenks .....	55
Abbildung 33 – Vergrösserte Ansicht der Klemmverbindung zwischen Sohlenstütze und Sohlenplatte .....	55

Abbildung 34 – Isometrische Explosionsansicht des Gelenks mit Folienpotentiometer zur Winkelmessung.....	56
Abbildung 35 – isometrische Ansicht der Schienbeinstütze; zu sehen sind am unteren Ende die konkave Gelenksfläche, auf mittlerer Höhe das Lochbild zur Fixierung des STSAs und oben die Befestigungsposition für die Schienbeinpolsterung.....	57
Abbildung 36 – laterale Ansicht der Schienbeinstütze mit schematisch eingezeichneter Kraft für STSA und dabei entstehenden Lagerreaktionen im Gelenk und auf Polsterhöhe.....	57
Abbildung 37 – Anzieh- und Fixationskonzept der Orthese; flexible Polsterung für Schienbein, die mittels Klettverschlusses am Unterschenkel fixiert wird.....	58
Abbildung 38 – isometrische Explosionsansicht des STSAs.....	59
Abbildung 39 – isometrische Ansicht der Zugplatte, die die Kontraktionskraft des Strings als Aufhängepunkt auf den Fuss überträgt; der Aufhängepunkt ist mit einer Schnalle versehen, um das STSA vom Schuh zu entkoppeln; Fixierung und Positionierung der Platte durch die Schnürsenkel des Schuhs und zusätzlichem, unter dem Schuh durchgeführten Klettverschluss.....	61
Abbildung 40 – Seitenansicht des Versuchsaufbau mit STSA, Kraftmessdose und Fussmodell in ausgelenkten Zustand (vgl. mit Berechnungsmodell in Abschnitt 3.2.1).....	62
Abbildung 41 – STSA im aufgewickelten Zustand .....	62
Abbildung 42 – Elektronischer Aufbau des Versuchsaufbau resp. des späteren Prototyps V3; AO=Analog Output, AI=Analog Input.....	63
Abbildung 43 – Auslesung der Drucksensoren über ein kleines zweites Entwicklerboard (ESP) für drahtlose Datenübermittlung .....	63
Abbildung 44 Strecke des STSAs ohne Fussmodell; Motor (rot), STSA (gelb).....	64
Abbildung 45 – Entwurf der Stromregelung mit PI-Regler und Umrechnung der Eingangsgrösse, sodass die Kraft vorgegeben werden kann.....	66
Abbildung 46 – Implementierung der Sollkraftübergabe an den Motor .....	67
Abbildung 47 – Umrechnung des digitalen 32bit-Signals für den Strom in Ampere.....	67
Abbildung 48 – Umrechnung des digitalen 32bit-Signals für die Kraft in Kilogramm .....	68
Abbildung 49 – Umrechnung des digitalen 32bit-Signals für den Gelenkwinkel in grad. ....	68
Abbildung 50 – Versuchsaufbau, um die Kontraktionskraft ohne Umlenkung (ohne Fussmodell) direkt zu messen.....	70
Abbildung 51 – Versuchsaufbau, um die Kontraktionskraft mit Umlenkung (mit Fussmodell) zu messen; die Winkelbegrenzung wurde mit einer Gewindestange umgesetzt, welche jeweils auf entsprechender Höhe in den Bohrungen des Balkens positioniert wurde .....	72
Abbildung 52 – Bei grossen Kontraktionen beginnt das STSA die Strings übereinander aufzuwickeln .....	73
Abbildung 53 – Switchbedingung, damit während der Schwungphase dem Regelkreis eine vorgegebene Kraft zugeführt resp. dass diese ausserhalb dieser null beträgt.....	75
Abbildung 54 – Schema für die Gangphasenerkennung; Ablauf von links nach rechts; eingefärbte Felder markieren einen belasteten Sensor; für Flat Foot muss der Sensor auf der Fussballen Innen- oder Aussenseite belastet sein .....	75
Abbildung 55 – Gangphasenerkennung mit Fallback-Funktion; implementiert in Simulink Stateflow	76
Abbildung 56 - Hyundai-Kia SKT210SY Drehfräszentrum.....	77
Abbildung 57 – FANUC Robocut $\alpha$ -1c Drahterodiermaschine .....	78
Abbildung 58 – Makerbot Replicator 2 .....	79
Abbildung 59 – Gussform als Baugruppe .....	82
Abbildung 60 – Gedruckte, untere Gussform aus Polylactide mit der fixierten Sohlenplatte zur Kontrolle .....	83
Abbildung 61 – Beschichten der Gussfläche mit Silikontrennmittel .....	83
Abbildung 62 – Die vom Silikontrennmittel gesäuberten Kanten mit der fixierten Sohlenplatte .....	84
Abbildung 63 – Die eingezeichneten Drucksensoren mit dem Flachbandkabel in der unteren Gussform .....	85



Abbildung 64 – Reihenfolge zum Vorbereiten der Sensoren .....	85
Abbildung 65 – Erhitzen des Drahtes.....	86
Abbildung 66 – Eingeschmolzene Drähte zur Positionierung der Sensoren.....	86
Abbildung 67 – Obere Gussform mit der verknoteten Feinstrumpfhose .....	86
Abbildung 68 – Draufsicht der vorbereiteten Gussform mit dem Flachbandkabel und den angelöteten Drucksensoren.....	86
Abbildung 69 – Polyurethanschaum, der in die untere Gussform gegossen wurde .....	87
Abbildung 70 – Mit Schraubzwingen verpresste Gussform mit dem austretenden Polyurethanschaum .....	87
Abbildung 71 – Komplett gelöste Schlitzschrauben.....	88
Abbildung 72 – Aufgeschnittene Feinstrumpfhose und der Schlitzschraubenzieher zum Aufhebeln der Gussform.....	88
Abbildung 73 – Trennen des Schaumstoffpfropfens .....	88
Abbildung 74 – Aushebeln der Sohlenplatte .....	88
Abbildung 75 – Trennen der Feinstrumpfhose am Sohlenrand .....	89
Abbildung 76 – Platzieren der achtpoligen Pfostenbuchse.....	89
Abbildung 77 – Draufsicht auf die fertig montierte Sohle.....	89
Abbildung 78 – Erodierkonturen für die Fertigung der Sohlenplatte in zwei Operationen.....	89
Abbildung 79 – Vorbereitung für den zweiten Schnitt im Schraubstock.....	89
Abbildung 80 – Erhitzen des Prägestempels .....	90
Abbildung 81 – Prägen der Verzahnung in die Sohlenstütze.....	90
Abbildung 82 – Auf dem Drehfräszentrum gefertigte Gelenksteile .....	91
Abbildung 83 – In der Maschine eingespannte Separatorwelle während dem Drehprozess .....	92
Abbildung 84 – Die genannte Druckstellen wurden nummeriert und eingezeichnet; Die Druckstelle an der Ferse lateral ist mit Punkt (1) und das Fussgelenk lateral mit Punkt (2) gekennzeichnet .....	96
Abbildung 85 – Testung des finalen Prototyps; Laterale Ansicht.....	98
Abbildung 86 – Testung des finalen Prototyps; Anteriore Ansicht .....	98
Abbildung 87 – Testung des finalen Prototyps; Posteriore Ansicht.....	98
Abbildung 88 – Übersicht über die wichtigsten aufgezeichneten Grössen über eine Distanz von ungefähr zehn Metern; Nummerierung der Gangzyklen im Diagramm der Gangphase .....	99
Abbildung 89 – Übereinandergelegte Messsignale für die Gangphasenerkennung und Kraft.....	100
Abbildung 90 – oberer Graph zeigt die Gangphasenerkennung und unterer Graph den übereinandergelegten Fusswinkelverlauf der Messung mit und ohne aktive Unterstützung; roter Punkt kennzeichnet den Wechsel in die Schwungphase.....	101
Abbildung 91 – Messsignal des Encoders umgerechnet in Anzahl Umdrehungen; steigende Kurve entspricht dabei einem Abwickeln des STSAs bzw. sinkende dem Aufwickeln .....	102
Abbildung 92 – Frontalansicht des vom Probanden getragenen, finalen Prototyp; der Schuh entspricht dem Testschuh, der während der vorklinischen Studie Verwendung finden wird; die Neoprenverkleidung des Prototyps ist in blau zu sehen.....	105
Abbildung 93 – laterale Ansicht des vom Probanden getragenen, finalen Prototyp .....	105

### 6.3 Diagrammverzeichnis

Diagramm 1 – Simscape Simulation für wirkendes Moment im Knöchelgelenk während Schwungphase (in blau) und die zur Erzeugung benötigte Kraft (in Orange); Basis für Simulation waren die Literaturwerte für den Knöchelgelenkwinkel [15].....	27
Diagramm 2 – Verifizierung Modell über Kontraktion; Vergleich der Soll- und Ist-Kontraktion am Versuchsaufbau.....	32
Diagramm 3 – Berechnete Kontraktionswerte für die Literaturwerte eines Gangzyklus; Werte grösser 0 entsprechen einer Kontraktion, analog dazu sind Werte kleiner 0 ein Verlängern .....	33
Diagramm 4 – Berechnete Kontraktionsgeschwindigkeiten für die Literaturwerte der Schwungphase [15]; Werte grösser 0 entsprechen dem Anziehen, analog dazu sind Werte kleiner 0 das Loslassen....	34
Diagramm 5 – Benötigte Kontraktionskraft für Literaturwerte während der Schwungphase [15]; Maximalkraft aus Simulation $F_{\text{Simulation}}=1.6$ kg; Die Reibungskoeffizienten entsprechen der Werkstoffpaarung Stahl-Polyamid geschmiert ( $\mu=0.15$ ) und trocken ( $\mu=0.30$ ) [26] .....	37
Diagramm 6 – Notwendiges Motorenmoment resp. -drehzahl zur Erzeugung der geschätzten Kontraktionskraft und -geschwindigkeit .....	38
Diagramm 7 – Maximal zulässige Schubspannung für unterschiedliche Wellendurchmesser bei einem wirkenden Torsionsmoment resp. Bremsmoment von 1 Nm.....	39
Diagramm 8 – Simulation der Sprungantwort für geschlossenen Regelkreis (PI-Regler) mit Parametern aus Autotuning.....	66
Diagramm 9 – Vergleich der Sollkraft mit der über die Kraftmessdose gemessenen Istkraft (ohne Fussmodell).....	71
Diagramm 10 – Vergleich des berechneten und gemessenen Wertes für eine Sollkraft für das STSA von 1 kg; die Kraft wurde für einen Reibungskoeffizienten $\mu = 0.30$ berechnet .....	73
Diagramm 11 – Vergleich des berechneten und gemessenen Wertes für eine Sollkraft für das STSA von 2 kg; die Kraft wurde für einen Reibungskoeffizienten $\mu = 0.30$ berechnet .....	74
Diagramm 12 – Kostenrechnung für die Fertigung einer Orthese als Kuchendiagramm.....	93
Diagramm 13 – Box-Plot für die Bewertungen der genannten Druckstellen; 1 entspricht einer kaum spürbaren Druckstelle und 10 einer schmerzhaften; Kreuz kennzeichnet den Mittelwert und horizontale Line den Median; .....	96
Diagramm 14 – Box-Plot für die Bewertungen der übrigen Ergonomiekriterien, wobei die Wertung einen Bereich von 1 (schlecht) bis 10 (gut) abdeckt; Kreuz kennzeichnet den Mittelwert und horizontale Line den Median .....	97

## 6.4 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 – Bewertungskriterien der verschiedenen Anforderungen .....	4
Tabelle 2 – Anthropometrische Messdaten über sechs männliche Personen; Altersmedian = 24.0 Jahre; Gewichtsmedian 79.0 kg; Grössenmedian = 182.0 cm; Messungenauigkeit +/- 0.5 cm.....	24
Tabelle 3 – Fusshebekraft Messdaten.....	26
Tabelle 4 – Nutzwertanalyse für die Konzeptvariante 1 und 2, sowie für den gefertigten Prototyp V2 aus der Projektarbeit.....	49
Tabelle 5 – Parameter für Streckenbeschreibung .....	65
Tabelle 6 – Durch Autotuning erhaltene Reglerparameter für PI-Regler.....	65
Tabelle 7 – Spezifikationen Hyundai-Kia SKT210SY .....	77
Tabelle 8 – Spezifikationen FANUC Robocut $\alpha$ -1c .....	78
Tabelle 9 – Spezifikationen Trotec Speedy 100 .....	79
Tabelle 10 – Spezifikationen Makerbot Replicator 2 .....	79
Tabelle 11 – Benötigte Werkzeuge für das Giessen der Sohle .....	81
Tabelle 12 – Benötigtes Verbrauchsmaterial für das Giessen der Sohle.....	81
Tabelle 13 – Benötigte Produkte und Werkstücke für das Giessen der Sohle .....	81
Tabelle 14 – Kostenrechnung für die Fertigung einer Orthese .....	93
Tabelle 15 – Auszug aus der Risikoanalyse für Fehler mit kritischen Risikoprioritätszahlen (>100).103	

## 7 Anhang

### 7.1.1 Risikoanalyse

Nr.	Funktion	Möglicher Fehler	Mögliche Ursachen	Mögliche Folgen	Verhütung- und Prüfmassnahmen	Faktor B	Faktor A	Faktor E	RPZ	Massnahme
1	Sohle	Drucksensoren beschädigt	Maschine	Gangphasenerkennung fällt aus	Plausibilität über Kalibrierungstool testen	8	2	1	16	Überprüfung der Stecker und Kabel während Montage, Ersatzteile
2	Sohle	Position Drucksensoren falsch	Material	Gangphasenerkennung funktioniert nicht zuverlässig	Plausibilität über Kalibrierungstool testen	5	2	3	30	Überprüfung vor Testung
3	Sohle	Sohlenplatte reisst aus	Mensch	Abstützung nicht korrekt möglich, Druckstelle	Orthese nie an Sohle halten, Schuh ganz öffnen	7	3	1	21	Schulung der Teilnehmer
4	Sohle	Flachbandkabel reisst ab	Mensch	Drucksensoren fallen aus	Kabel nie auf Zug belasten	8	3	1	24	Schulung der Teilnehmer
5	Sohle	Flachbandkabel beim Hineinsteigen beschädigt	Mensch	Drucksensoren fallen aus	Plausibilität über Kalibrierungstool testen, Schuh vollständig öffnen	8	4	2	64	Schulung der Teilnehmer
6	Sohle	Schraubenverbindung bricht ab	Maschine	Sohlenstütze nicht mehr fixiert	Durch Belastung der Sohlenstütze elastische Verformung Schraube prüfen	7	3	4	84	Überprüfung vor Testung
7	Sohlenstütze	Stütze verrutscht	Material	Abstützung, Beweglichkeit und Fusswinkelmessung beeinträchtigt	Klemmverbindung prüfen	6	6	5	<b>180</b>	Überprüfung vor Testung

Nr.	Funktion	Möglicher Fehler	Mögliche Ursachen	Mögliche Folgen	Verhütung- und Prüfmassnahmen	Faktor B	Faktor A	Faktor E	RPZ	Massnahme
						7	6	5	210	
8	Sohlenstütze	Gelenksachsen stimmen nicht überein	Mensch	Beweglichkeit und Fusswinkelmessung beeinträchtigt	Sohlenstütze prüfen	7	6	5	210	Überprüfung vor Testung
9	Sohlenstütze	Fusswinkelmessung funktioniert nicht	Maschine	Messresultate werden nicht aufgezeichnet	Sensor mit Testmessung prüfen	2	6	6	72	Überprüfung vor Testung
10	Sohlenstütze	Rotation nicht möglich	Maschine	Beweglichkeit eingeschränkt	Teflonspray zur Reibungsreduktion in den Gelenksflächen	8	5	1	40	Überprüfung vor Testung
11	Sohlenstütze	Stütze versagt	Material	Abstützung und Fusswinkelmessung beeinträchtigt	Stütze auf Risse prüfen	9	1	1	9	Überprüfung des Bauteils, Ersatzteile
12	Sohlenstütze	Druckstelle	Maschine	Gangbild gestört	Feedback Proband	3	3	1	9	Neoprenpolster zur Abdeckung der entsprechenden Stelle
13	Sohlenstütze	Gelenksfläche verbogen durch Warmumformung	Mensch	Gelenksrotation nicht möglich	Sohlenstütze nie direkt erwärmen	8	5	1	40	Schulung der Teilnehmer
14	Orthesengelenk	Schraubenverbindung löst sich	Maschine	Beweglichkeit, Abstützung und Fusswinkelmessung beeinträchtigt	Schraubenverbindung prüfen	5	8	4	160	Überprüfung vor und während Testung
15	Orthesengelenk	Rotation nicht möglich	Maschine	Beweglichkeit eingeschränkt	Rotation prüfen	8	5	1	40	Gelenksflächen schmieren, Schraubenverbindung leicht lösen

Nr.	Funktion	Möglicher Fehler	Mögliche Ursachen	Mögliche Folgen	Verhütung- und Prüfmassnahmen	Faktor B	Faktor A	Faktor E	RPZ	Massnahme
16	Orthesengelenk	Druckstelle am Knöchel	Maschine	Gangbild gestört	Feedback Proband	3	4	1	12	Neoprenpolster zur Abdeckung der entsprechenden Stelle
17	Orthesengelenk	Folienpotentiometer beschädigt	Mensch	Fusswinkelmessung beeinträchtigt	Schleifer nicht zu weit hineinschrauben, Sensor mit Testmessung prüfen	2	5	5	50	Schulung der Teilnehmer, Überprüfung vor Testung, Ersatzteile
18	Orthesengelenk	Flachbandkabel reisst ab	Mensch	Fusswinkelmessung beeinträchtigt	Kabel nie auf Zug belasten	2	3	3	18	Schulung der Teilnehmer, Überprüfung vor Testung
19	Schienbeinstütze	Gelenksfläche verbogen durch Warmumformung	Mensch	Gelenksmontage nicht möglich	Nie Gelenksfläche direkt erwärmen	8	6	1	48	Schulung der Teilnehmer, Ersatzteile
20	Schienbeinstütze	Stütze versagt	Material	Sturzgefahr	Stütze auf Risse prüfen	10	1	0	0	Überprüfung vor Testung, Ersatzteile
21	Polster mit Klettverschluss	Klettverschlusslasche bricht ab	Maschine	Fixation nicht mehr gewährleistet, Sturzgefahr	Lasche auf Risse prüfen	9	3	3	81	Überprüfung vor Testung, Ersatzteile
22	Polster mit Klettverschluss	Wadenumfang zu gross für Klettverschluss	Mensch	Fixation nicht ausreichend gewährleistet	Probanden Wadenumfang abklären	8	4	3	96	Abklärung vor Testung
23	Polster mit Klettverschluss	Naht des Klettverschluss reisst	Maschine	Fixation nicht mehr gewährleistet, Sturzgefahr	Nähte prüfen	10	3	3	90	Überprüfung vor Testung, Sicherheitsnadeln

Nr.	Funktion	Möglicher Fehler	Mögliche Ursachen	Mögliche Folgen	Verhütung- und Prüfmassnahmen	Faktor B	Faktor A	Faktor E	RPZ	Massnahme
24	STSA	String reisst	Ma-schine	Sturzgefahr	String auf Abrieb überprüfen	10	7	3	<b>210</b>	String mit Teflon-spray schmieren, Stringrolle mitnehmen
25	STSA	Motor überhitzt	Ma-schine	Schaden Motor	Temperatur fühlen, Testen unterbrechen	8	2	2	32	Schulung der Teilnehmer, Ersatzteil
26	STSA	Kabel werden beschädigt	Mensch	Betrieb nicht mehr möglich	Kabel nie auf Zug belasten	8	3	2	48	Schulung der Teilnehmer, Ersatzteil
27	STSA	STSA-Welle dreht nicht mit Motor mit	Ma-schine	Stringkontraktion nicht möglich	Gewindestifte Kupp-lungsring prüfen	8	1	1	8	Überprüfung vor Te-stung, Schulung der Teilnehmer
28	STSA	Lager beschädigt	Ma-schine	STSA-Wellenrotation beeinträchtigt	auffällige viel Rei-bung im Lager oder Geräusche	5	4	5	100	Überprüfung vor Te-stung, Schulung der Teilnehmer
29	STSA	Kontraktionskraft nicht ausreichend	Ma-schine	Sturzgefahr	Im Stand testen	7	6	2	84	Überprüfung vor Te-stung, Schulung Stand Teilnehmer
30	STSA	Kontraktionsgeschwindigkeit nicht ausreichend	Ma-schine	Sturzgefahr	Im Stand testen	7	5	2	70	Überprüfung vor Te-stung
31	STSA	Kontraktionskraft zu hoch	Ma-schine	Überdehnungsgefahr	zu Beginn tief ein-stellen und dann schrittweise erhö-hen	9	2	1	18	Überprüfung vor Te-stung, Schulung der Teilnehmer



Nr.	Funktion	Möglicher Fehler	Mögliche Ursachen	Mögliche Folgen	Verhütung- und Prüfmassnahmen	Faktor B	Faktor A	Faktor E	RPZ	Massnahme
						32	STSA	String zu kurz	Mensch	Reissen des Strings, Sturzgefahr
33	Zugplatte	Platte bricht bei Belastung	Maschine	Kraft wird nicht übertragen, Sturzgefahr	Platte auf Risse prüfen	10	2	5	100	Überprüfung vor Testung, Ersatzteil

7.1.2 Kostenrechnung

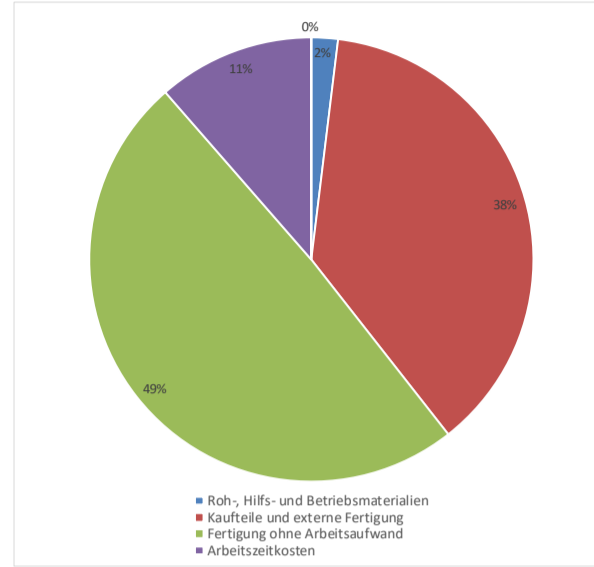
Kostenrechnung

Allgemeine Produktinformationen	
Auftragsnummer	BA19_std1_01
Teilnummer / Revision	2000/3
Teilbeschreibung	Orthese
Datum	Samstag, 18. Mai 2019
Produktionsstätte	ZHAW Winterthur, Container
Währung	CHF
Losgrösse	1 (Prototyp)

Legend	
[Blau]	=Benutzereingabe
[Hellblau]	=Automatisch berechnet

Kostenkategorie	Preis	Prozent
Roh-, Hilfs- und Betriebsmaterialien	CHF 78.14	1.9%
Kaufteile und externe Fertigung	CHF 1'518.96	37.5%
Fertigung ohne Arbeitsaufwand	CHF 1'992.31	49.2%
Arbeitszeitkosten	CHF 462.44	11.4%
Andere Kosten	CHF 0.00	0.0%
<b>Total</b>	<b>CHF 4'051.84</b>	<b>100.0%</b>

Artikelbeschreibung	Lieferant	Bruttomenge / Teil	Nettomenge / Teil	Unit of Measure	Kosten / Einheit	Materialkosten	Schrottrate / Einheit	Schrottkosten	Kosten Total
Karbonplatte 400x310x3	carbon-express.com	0.030	0.010	m <sup>2</sup>	873.00	26.19	-	-	CHF 26.19
1.4305/D54x60	RomanWeberGmbH	0.060	0.009	m	70.00	4.20	0.520	0.03	CHF 4.17
1.4305/D45x80	RomanWeberGmbH	0.080	0.022	m	51.00	4.08	0.430	0.02	CHF 4.06
1.4305/D16x100	RomanWeberGmbH	0.100	0.042	m	11.00	1.10	0.160	0.01	CHF 1.09
1.4305/D10x50	RomanWeberGmbH	0.050	0.010	m	6.00	0.30	0.110	0.00	CHF 0.30
1.4305/D22x80	RomanWeberGmbH	0.080	0.000	m	12.00	0.96	0.240	0.02	CHF 0.94
1.4305/60x30x32	RomanWeberGmbH	0.452	0.037	kg	2.80	1.27	0.300	0.12	CHF 1.14
3.4365/Aluminium	RomanWeberGmbH	0.018	0.008	kg	3.20	0.06	0.400	0.00	CHF 0.05
Filament PLA	3D-Printerstore.ch	0.650	0.520	kg	22.50	14.63	-	-	CHF 14.63
Filament TPU	3D-Printerstore.ch	0.085	0.076	kg	91.00	7.74	-	-	CHF 7.74
Plexiglas	ZPP	0.012	0.006	m <sup>2</sup>	54.00	0.65	-	-	CHF 0.65
Silikonrennmittel	Locher AG	0.025	0.020	kg	46.50	1.16	-	-	CHF 1.16
Silikon Vernetzer	Locher AG	0.004	0.004	kg	96.70	0.39	-	-	CHF 0.39
Hekapur Weichschaum A	Locher AG	0.050	0.050	kg	31.80	1.59	-	-	CHF 1.59
Hekapur Weichschaum B	Locher AG	0.025	0.025	kg	31.80	0.80	-	-	CHF 0.80
Neopren, Stärke 2.5mm	neopren-online.com	0.150	0.048	m <sup>2</sup>	41.00	6.15	-	-	CHF 6.15
							Mat.Umgang	10.00%	CHF 7.10
									<b>CHF 78.14</b>

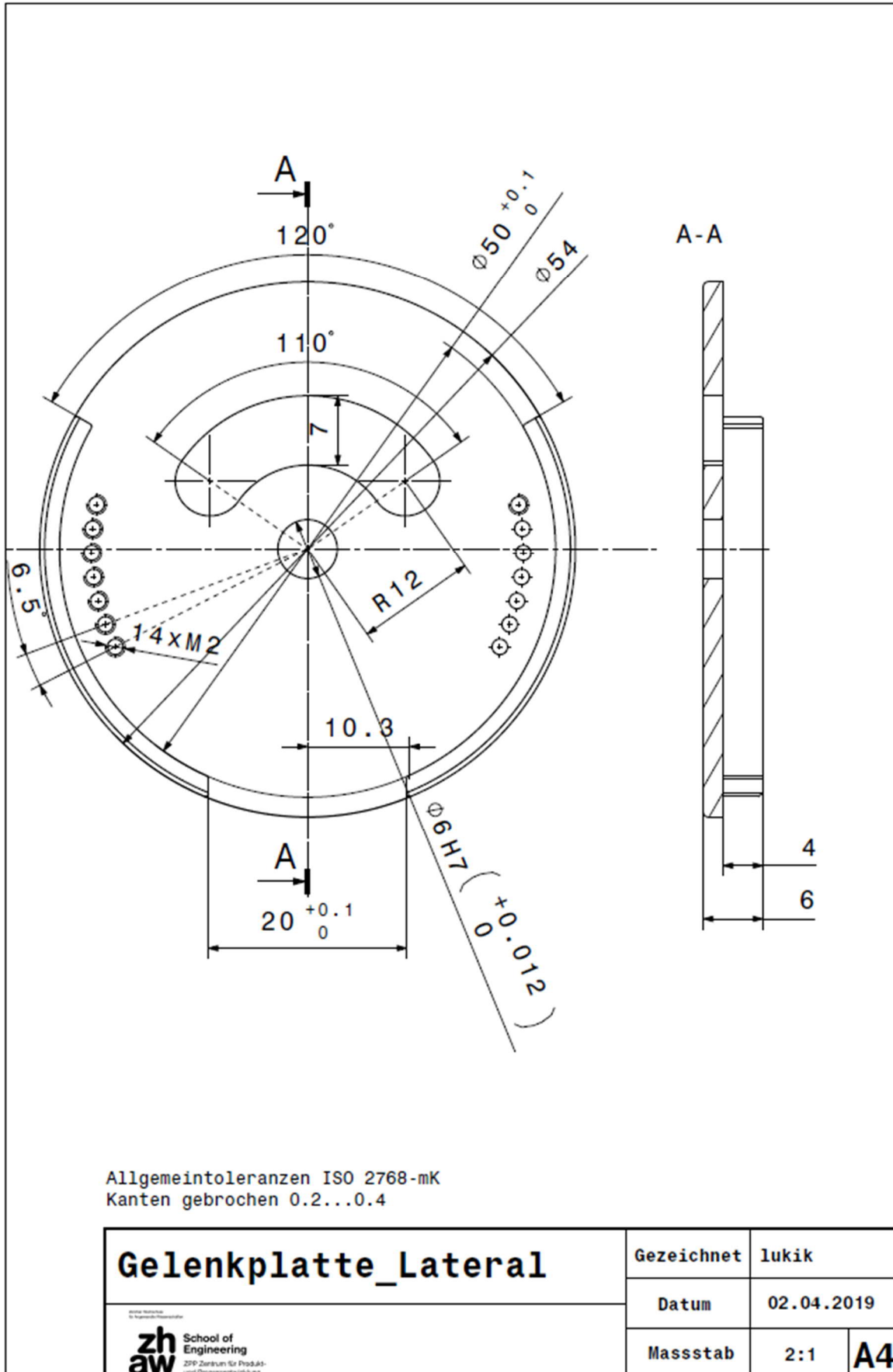


Teilnummer	Lieferant	Teilebeschreibung	Gestelltes Mat.	Menge / Teil	Kosten / Einheit	Kosten Total	
2008	Maxon Motor AG	525938 EC-4pole D22 mit Encoder ENC 16 Easy	No	1.0	731.30	CHF 731.30	
2105	Dohner AG	Wasserstrahlmaschinen der Sohlenstütze	No	1.0	29.10	CHF 29.10	
2106	Dohner AG	Wasserstrahlmaschinen der Schienbeinstütze	No	1.0	41.10	CHF 41.10	
2200	Misumi	Senkschraube ISO 2009 - M2x12 - 8.8	No	2.0	0.03	CHF 0.06	
2201	Misumi	Senkschraube ISO 10642 - M3x8 - 8.8	No	5.0	0.20	CHF 1.00	
2202	Hoffmann&Krippner	SENSOFIL® PET, radial 90 Grad	No	1.0	11.00	CHF 11.00	
2203	Hoffmann&Krippner	SENSOFIL® Schleifer 1-3N	No	1.0	3.80	CHF 3.80	
2206	Trelco AG	Stieber Rollenfreilauf 4x16x10/9 mm	No	1.0	43.00	CHF 43.00	
2207	Maagtechnic.ch	SKF Miniaturkugellager beidseitig dicht - 638/5-2Z	No	2.0	13.30	CHF 26.60	
2208	Misumi	Senkschraube ISO 10642 - M3x12 - 8.8	No	4.0	0.21	CHF 0.84	
2209	Misumi	Gewinde Stift ISO 4026 - M3x3 - 8.8	No	2.0	0.19	CHF 0.38	
2210	Misumi	Zylinderstift ISO 2338 D2H7x8	No	4.0	0.08	CHF 0.32	
2211	Misumi	Sechskantmutter ISO 4032 M3 - 8	No	4.0	0.02	CHF 0.08	
2212	Misumi	Senkschraube ISO 10642 - M3x20 - 8.8	No	4.0	0.23	CHF 0.92	
2213	Bolli AG	Steckschliesse 20mm	No	1.0	2.50	CHF 2.50	
2215	Maxon Motor AG	ESCON Module 50/4 EC-S	No	1.0	126.30	CHF 126.30	
2216	IMS - ZHAW	Hene Board	No	1.0	200.00	CHF 200.00	
2217	Hacker Motor Shop	TopFuel LiPo 3800 mAh 22.2 V 20C 6S1P	No	1.0	77.00	CHF 77.00	
2218	Distrelec AG	Miniatur-Kippschalter EIN-EIN	No	1.0	2.55	CHF 2.55	
2219	Misumi	Kunststoffschraube D4x18	No	8.0	0.26	CHF 2.08	
2220	Sensitronics	1 Inch ThruMode FSR	No	4.0	8.00	CHF 32.00	
-	H&M	Feinstrumpfhose, Schwarz	No	1.0	8.95	CHF 8.95	
-	Distrelec AG	Elektronikverkabelungen	No	1.0	40.00	CHF 40.00	
					Mat.Umgang	10.00%	CHF 138.09
							<b>CHF 1'518.96</b>

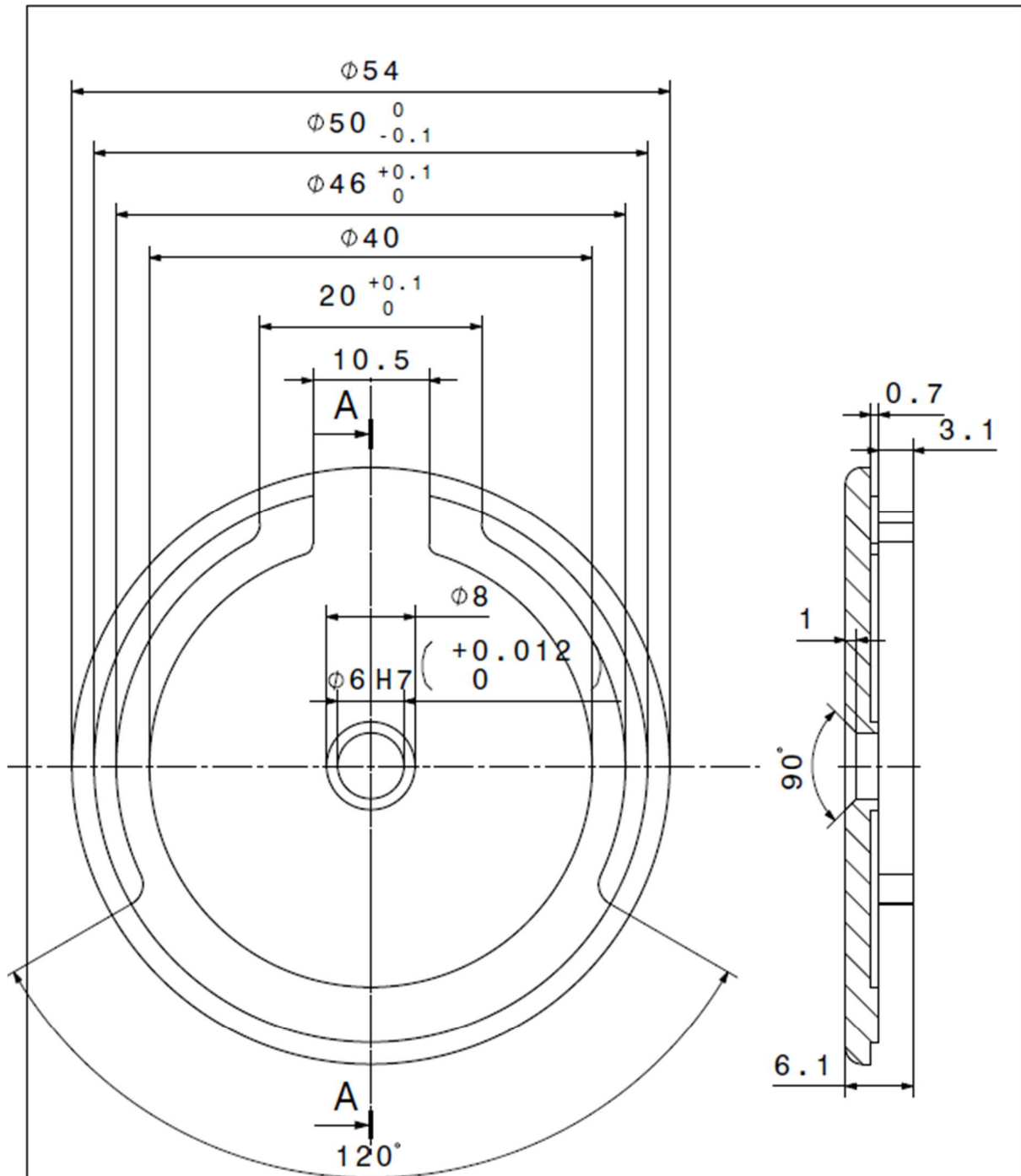
Prozess	Ausrüstung		Fertigung						Arbeit				Einrichtkosten	RMOG (Überhöhungskosten der Restfertigung)	Kosten Ausschuss	Kosten Total
	Operation oder Beschreibung	Typ oder Benennung	Zykluszeit in Sekunden	Anzahl Teile pro Zyklus	Fester Maschinenstundensatz	Variable Kosten	Totaler Maschinenstundensatz	Herstellungskosten (ohne Arbeit)	Lohnsatz pro Stunde	Anzahl Bediener	Qualifikationsniveau	Gesamte Arbeitskosten				
<b>Gusssohle</b>																
Drucken der Gussform	3D-Drucken von PLA	3D-Drucker	43200.0	1.0	4.00	1.00	5.00	60.00	45.00	0.05	Skilled	27.00	20.00	0.00	0.00	CHF 107.00
Edieren der Sohlenplatte und Klemmer	Drahterodieren in 2 Operationen	Drahterodiermaschine	7200.0	10.0	100.00	20.00	120.00	24.00	55.00	0.50	Machine Oper	5.50	100.00	0.00	0.00	CHF 129.50
Fertigen der Sohle	Giessen der Sohle	-	7200.0	1.0	-	-	-	-	45.00	1.00	Skilled	90.00	30.00	0.00	0.00	CHF 120.00
<b>Sohlenstütze</b>																
Prägen der Verzahnung	Prägen	Prägestempel	300.0	1.0	-	-	-	-	45.00	1.00	Skilled	3.75	15.00	0.00	0.00	CHF 18.75
<b>Gelenk</b>																
Drehen und Fräsen der Lateralen Gelenkplatte	Drehen&Fräsen	Drehfräszentrum	600.0	1.0	85.00	15.00	100.00	16.67	45.00	1.00	Skilled	7.50	140.00	0.00	0.00	CHF 164.17
Drehen und Fräsen der Medialen Gelenkplatte	Drehen&Fräsen	Drehfräszentrum	480.0	1.0	85.00	15.00	100.00	13.33	45.00	1.00	Skilled	6.00	130.00	0.00	0.00	CHF 149.33
Drehen und Fräsen des Gelenkbolzens	Drehen&Fräsen	Drehfräszentrum	120.0	1.0	85.00	15.00	100.00	3.33	45.00	1.00	Skilled	1.50	40.00	0.00	0.00	CHF 44.83
Verputzen und Reinigung	Verputzen & Reinigung	Luftschiefer	300.0	1.0	10.00	2.00	12.00	1.00	40.00	1.00	Unskilled	3.33	10.00	0.00	0.00	CHF 14.33
<b>STSA</b>																
Erodieren der Platte_STSA	Drahterodieren in 3 Operationen	Drahterodiermaschine	7200.0	1.0	100.00	20.00	120.00	240.00	55.00	0.50	Machine Oper	5.50	150.00	0.00	0.00	CHF 445.00
Drehen und Fräsen der Separatorwelle	Drehen&Fräsen	Drehfräszentrum	320.0	1.0	85.00	15.00	100.00	8.89	45.00	1.00	Skilled	4.00	110.00	0.00	0.00	CHF 122.89
Drehen und Fräsen des Separators	Drehen&Fräsen	Drehfräszentrum	540.0	1.0	85.00	15.00	100.00	15.00	45.00	1.00	Skilled	6.75	140.00	0.00	0.00	CHF 161.75
Drehen und Fräsen des Wellenhalters	Drehen&Fräsen	Drehfräszentrum	360.0	1.0	85.00	15.00	100.00	10.00	45.00	1.00	Skilled	4.50	120.00	0.00	0.00	CHF 134.50
Drehen und Fräsen des Kupplungsringes	Drehen&Fräsen	Drehfräszentrum	180.0	1.0	85.00	15.00	100.00	5.00	45.00	1.00	Skilled	2.25	80.00	0.00	0.00	CHF 87.25
Verputzen und Reinigung	Verputzen & Reinigung	Luftschiefer	420.0	1.0	10.00	2.00	12.00	1.40	40.00	1.00	Unskilled	4.67	10.00	0.00	0.00	CHF 16.07
Montage der Baugruppe	Montage	-	1200.0	1.0	-	-	-	-	45.00	1.00	Skilled	15.00	20.00	0.00	0.00	CHF 35.00
<b>Polsterung</b>																
Schienbeinpolster	3D-Drucken von TPU	3D-Drucker	36000.0	1.0	4.00	1.00	5.00	50.00	45.00	0.05	Skilled	22.50	30.00	0.00	0.00	CHF 102.50
Klettverschlusslasche	3D-Drucken von PLA	3D-Drucker	9000.0	2.0	4.00	1.00	5.00	6.25	45.00	0.05	Skilled	2.81	20.00	0.00	0.00	CHF 29.06
Nähen der Neopren-Polster	Nähen	Nähmaschine	1800.0	1.0	15.00	3.00	18.00	9.00	45.00	1.00	Skilled	22.50	30.00	0.00	0.00	CHF 61.50
Nähen der Wadengurte	Nähen	Nähmaschine	720.0	1.0	15.00	3.00	18.00	3.60	45.00	1.00	Skilled	9.00	10.00	0.00	0.00	CHF 22.60
<b>Schutz STSA</b>																
Biegelehre für Radialschutz	3D-Drucken von PLA	3D-Drucker	7200.0	1.0	4.00	1.00	5.00	10.00	45.00	0.05	Skilled	4.50	20.00	0.00	0.00	CHF 34.50
Laserschmelzschneiden des Schutzes	Laserschmelzschneiden	Lasercutter	120.0	1.0	40.00	10.00	50.00	1.67	45.00	0.50	Skilled	0.75	30.00	0.00	0.00	CHF 32.42
Biegen und Montage der Baugruppe	Thermoformen	Heissluftgebläse	600.0	1.0	4.00	1.00	5.00	0.83	45.00	1.00	Skilled	7.50	20.00	0.00	0.00	CHF 28.33
<b>Zugplatte</b>																
Schnürsenkelplatte	3D-Drucken von PLA	3D-Drucker	10800.0	1.0	4.00	1.00	5.00	15.00	45.00	0.05	Skilled	6.75	20.00	0.00	0.00	CHF 41.75
Nähen der Zehenschlaufe	Nähen	Nähmaschine	300.0	1.0	15.00	3.00	18.00	1.50	45.00	1.00	Skilled	3.75	15.00	0.00	0.00	CHF 20.25
<b>Schachtel Elektronik</b>																
Schachtel Board	3D-Drucken von PLA	3D-Drucker	25200.0	2.0	4.00	1.00	5.00	17.50	45.00	0.05	Skilled	7.88	20.00	0.00	0.00	CHF 45.38
Schachtel Akku	3D-Drucken von PLA	3D-Drucker	18000.0	2.0	4.00	1.00	5.00	12.50	45.00	0.05	Skilled	5.63	20.00	0.00	0.00	CHF 38.13
Schachtel Kleinteile	3D-Drucken von PLA	3D-Drucker	10800.0	2.0	4.00	1.00	5.00	7.50	45.00	0.05	Skilled	3.38	20.00	0.00	0.00	CHF 30.88
Laserschmelzschneiden der Deckel	Laserschmelzschneiden	Lasercutter	600.0	1.0	40.00	10.00	50.00	8.33	45.00	0.50	Skilled	3.75	30.00	0.00	0.00	CHF 42.08
Montage der Baugruppe	Montage	-	1200.0	1.0	-	-	-	-	45.00	1.00	Skilled	15.00	20.00	0.00	0.00	CHF 35.00
<b>Orthese</b>																
Montage aller Baugruppen und Prüfen aller Komponenten	Montage aller Baugruppen und Prüfen aller Komponenten	-	7200.0	1.0	-	-	-	-	55.00	1.00	Set-up Tech	110.00	30.00	0.00	0.00	CHF 140.00
									<b>542.31</b>			<b>462.44</b> </				

7.1.3 Fertigungszeichnungen

7.1.3.1 Gelenkplatte lateral



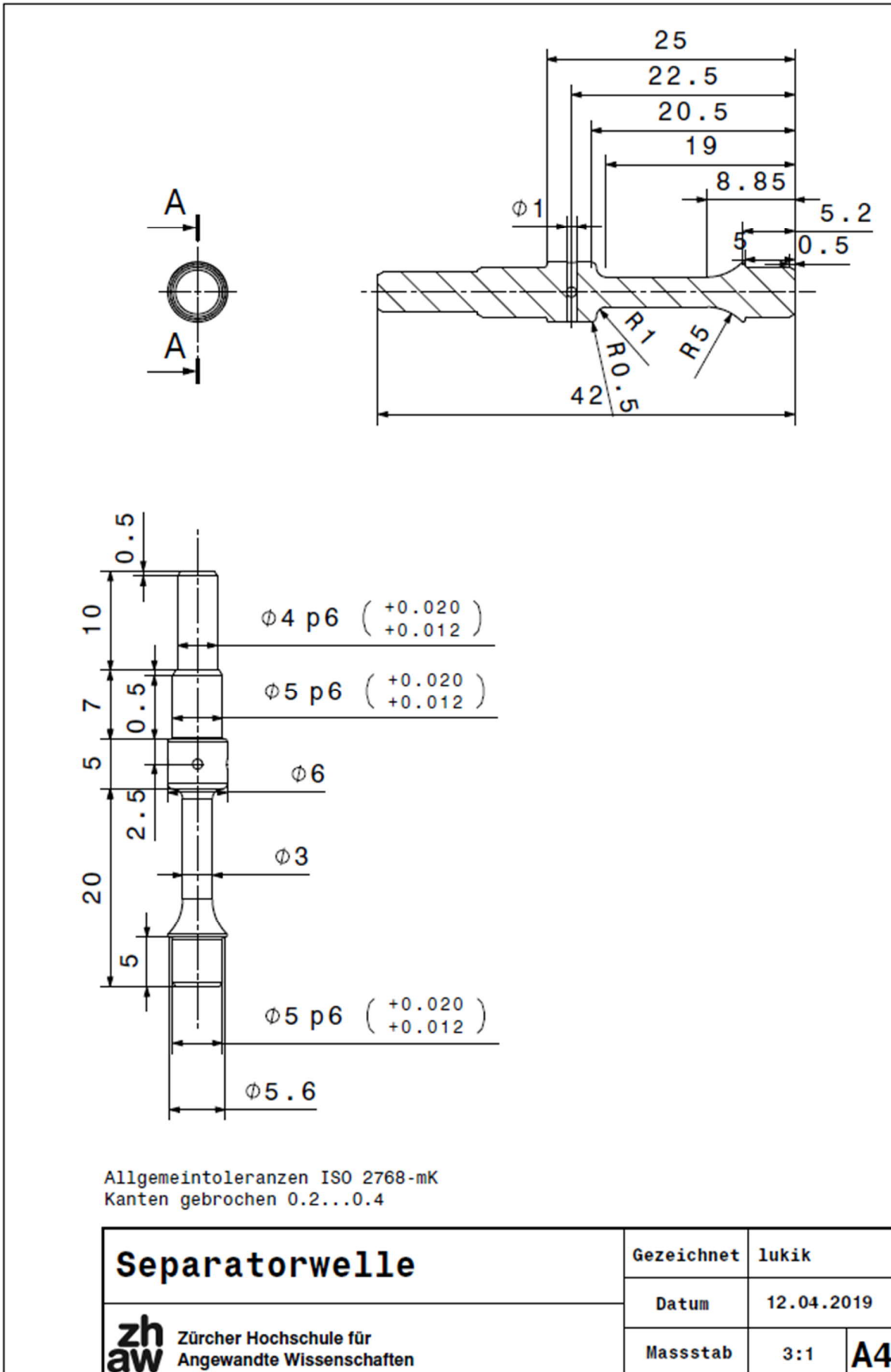
7.1.3.2 Gelenksplatte medial



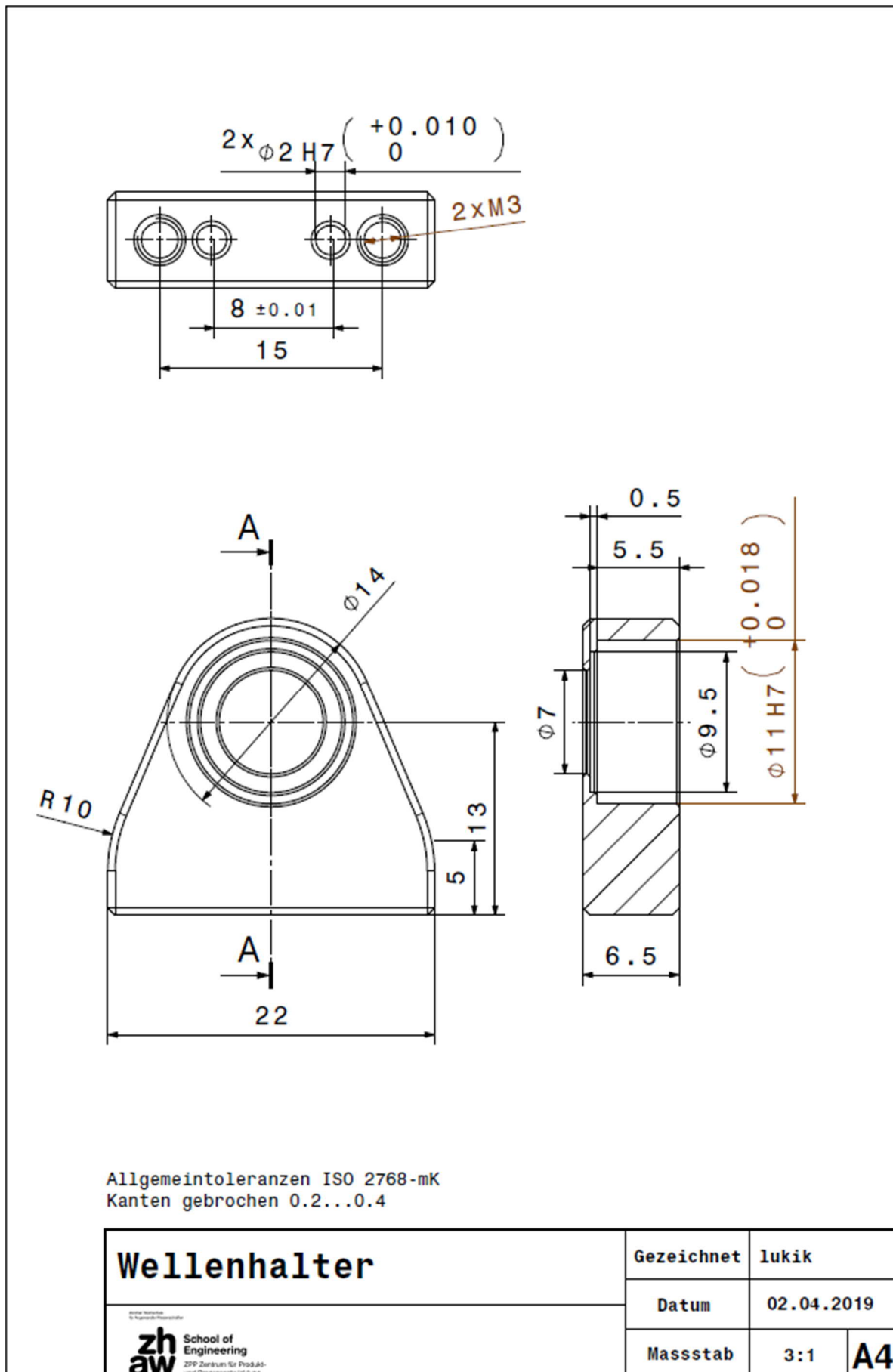
Allgemeintoleranzen ISO 2768-mK  
Kanten gebrochen 0.2...0.4

<b>Gelenksplatte_Medial</b> <small>zhaw School of Engineering ZPP Zentrum für Produkt- und Prozessentwicklung</small>	Gezeichnet	lukik
	Datum	02.04.2019
	Masstab	2:1

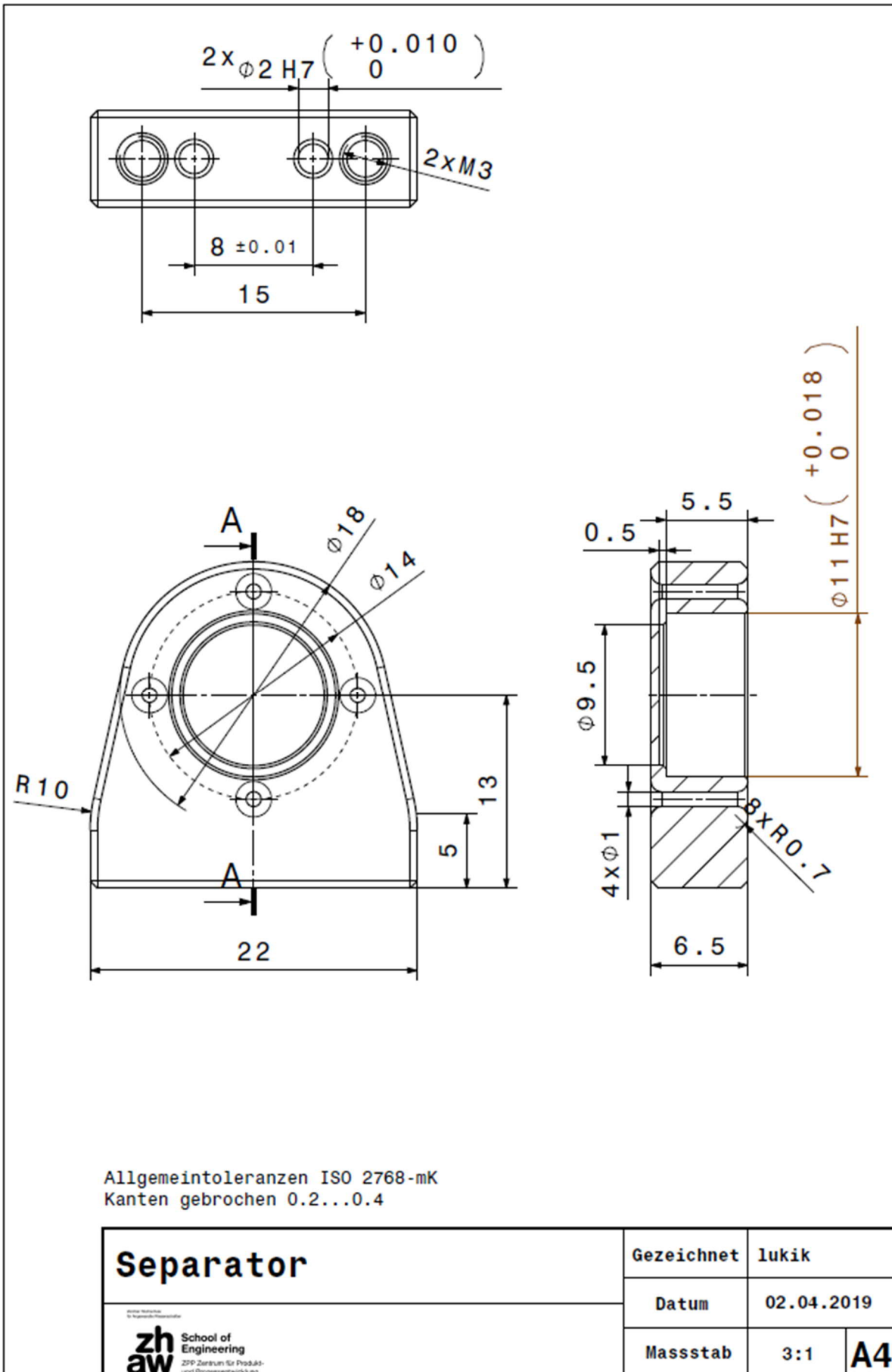
7.1.3.3 Separatorwelle



## 7.1.3.4 Wellenhalter



7.1.3.5 Separator





## 7.1.3.6 Kupplungsring

