Die approbierte Originalversion dieser Diplom-/Masterarbeit ist in der Hauptbibliothek der Technischen Universität Wien aufgestellt und zugänglich.
http://www.ub.tuwien.ac.at

The approved original version of this diploma or master thesis is available at the main library of the Vienna University of Technology.
http://www.ub.tuwien.ac.at/eng

TECHNISCHE UNIVERSITÄT WIEN
Vienna University of Technology

DIPLOMARBEIT

Entwicklung und Validierung eines taktilen Feedbackgerätes für Armprothesen

ausgeführt zum Zwecke der Erlangung des akademischen Grades
eines Diplomingenieurs, unter der Leitung von

Ao.Univ.Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Johann Wassermann
E325 - Institut für Mechanik und Mechatronik, Arbeitsgruppe für Messtechnik und Aktorik

eingereicht an der Technischen Universität Wien
Fakultät für Maschinenwesen und Betriebswissenschaften

von

Anatol Kaser
Matr. Nr.: 0226456
Hauptstraße 55/1/4
1140 Wien

Wien, am 29. Oktober 2015

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei all jenen Personen bedanken, die das Entstehen dieser Diplomarbeit ermöglichten.

Allen voran möchte ich meiner Freundin Julia Dietl für ihre Geduld in den letzten Jahren sowie für die zahllosen Motivationsvorträge danken, die erst den Abschluss dieser Arbeit ermöglichten.

Weiters möchte ich meiner Familie und besonders meinen Eltern bei der ausdauernden Unterstützung im gesamten Verlauf meines Studiums.

Herrn Ao.Univ.Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Johann Wassermann danke ich herzlich für die Möglichkeit der Durchführung und die Unterstützung bei der Ausarbeitung dieser Arbeit.

Ein besonderer Dank gilt auch Herrn Dr.techn. Roland Pawlik und Dr.techn. Andrei Ninu für die Betreuung im Rahmen der Anstellung bei Otto Bock Healthcare Products GmbH und die richtungsweisenden Fachgespräche und konstruktiven Vorschläge.

Kurzfassung

Das Thema Feedback von sensorischen Reizen an den jeweiligen Prothesennutzer wird bei bestehenden Prothesen und der Entwicklung neuerer Prothesen als interessanter Ansatz zur Annäherung an die natürlichen Funktionen einer menschlichen Extremität verfolgt. Ziel der Arbeit ist es, einen Prototyp eines Feedbackgerätes für Armprothesen bereitzustellen und diesen zu validieren. Im ersten Teil werden die Grundlagen, auf denen diese Arbeit aufbaut, dargelegt und die Geschichte des Feedbacks und der Prothetik kurz umrissen. Im zweiten Teil werden Konzepte von mechanischen Feedbackgeräten und daraus vier unterschiedlich wirkende Prototypen entwickelt. Die aus der Entwicklung erhaltenen Prototypen wurden, nach deren Herstellung, vier unterschiedlichen Tests zu Grunde gelegt. Die Tests erfassten in Versuchen mit neun bzw. zehn Probanden die subjektive Empfindung der Reize durch die Probanden, die Wahrnehmung der durch die Prototypen erzeugten Reize und eine Reproduktion von aufgebrachten Mustern eines möglichen Prothesenverhaltens.

Die Ergebnisse der Versuche ergaben eine gute Erkennung der Reize aller Prototypen und lieferten bei den Probanden eine hohe Erkennungsrate der Drehrichtung und der Lokalisierbarkeit der von den Prototypen erzeugten Reize. Abschließend konnte noch gezeigt werden, dass komplexe Reizmuster und Abfolgen von simulierten Prothesenbewegungen mit hoher Übereinstimmung erkannt und an einem Versuchsaufbau wiedergegeben werden konnten.

Abstract

Sensory feedback of stimuli to prosthesis users is an interesting topic in existing prostheses and the development of newer prostheses as extension to approach the natural functions of a human limb. Aim of this study is to provide a prototype of a feedback device for prosthetic arms and validate this. In the first part the theoretical background of this work and the history of feedback and prosthetics are briefly outlined. In the second part concepts of mechanical feedback devices and from four different acting prototypes were developed. The prototypes obtained from the development were, after their production, basis for four different tests. The tests detected in experiments with nine and ten subjects the subjective perception of stimuli by the test subjects, the perception of stimuli generated by the prototype and a reproduction of the applied patterns of possible prosthetic behavior.

The results of the experiments showed a good recognition of stimuli of all prototypes and delivered a high recognition rate of rotation direction and the localization of the stimuli generated by the prototypes. Finally, it has been shown that complex stimulus patterns and sequences of simulated prosthetic movements could be detected with high compliance and could be reproduced on an experimental setup.

Inhaltsverzeichnis

Kurzfassung **ii**

Abstract **iii**

1 Einleitung und Problemstellung **1**

1.1 Problemstellung 3

1.2 Überblick 3

2 Grundlagen **5**

2.1 Prothetik der oberen Extremität 5

2.1.1 Amputationen der oberen Extremität 6

2.1.2 Prothesenversorgung 7

2.2 Sinnesphysiologie 9

2.2.1 Sinneswahrnehmung 9

2.2.2 Haut und Somatosensorik 11

2.3 Entwicklung und derzeitiger Stand bei Feedbackgeräten 17

2.3.1 Feedback-Arten 17

2.3.2 Historische Feedbackgeräte 19

2.3.3 Feedback bei Otto Bock 19

3 Entwicklung der Prototypen **21**

3.1 Die Konzeptentwicklung 21

3.1.1 Konzeptvariante 1 22

3.1.2 Konzeptvariante 2 23

3.1.3 Konzeptvariante 3 23

3.1.4 Konzeptvariante 4 24

3.1.5 Konzeptvariante 5 24

3.1.6 Konzeptvariante 6 24

3.1.7 Konzeptvariante 7 25

3.1.8 Konzeptvariante 8 26

3.1.9 Anwendbarkeit und Umsetzbarkeit der Konzeptvarianten . . 26

3.2 Realisierte Prototypen 27

3.2.1 Grundlegender Aufbau 28

3.2.2 Motorgetriebeeinheit 28

3.2.3 Gehäuse 30

3.2.4 Prototyp 1 - Taumelscheibe 33

3.2.5 Prototyp 2 - Klappen-Mechanismus 37

3.2.6 Prototyp 3 - Magnetscheibe 40

3.2.7 Prototyp 4 - Taumelnder Magnet 43

3.2.8 Vergleich der Prototypen 47

4 Testaufbau und Validierung **49**

4.1 Testaufbau 50

4.1.1 Testaufbau Test 1 bis 3 50

4.1.2 Testaufbau Test 4 51

4.2 Test 1 - Spürbarkeit 52

4.2.1 Test Durchführung - Test 1 52

4.3 Test 2 - Bestimmung der Drehrichtung 53

4.3.1 Test Durchführung - Test 2 53

4.4 Test 3 - Lokalisation 54

4.4.1 Test Durchführung - Test 3 54
4.5 Test 4 - Nachzeichnen des Gespürten 55
4.5.1 Test Durchführung - Test 4 55

5 Ergebnisse und Auswertung **57**
5.1 Auswertung Test 1 - Spürbarkeit 57
5.1.1 Ergebnisse Test 1 58
5.1.2 Ergebnisse Test 2 60
5.2 Auswertung Test 2 - Bestimmung der Drehrichtung 61
5.3 Auswertung Test 3 - Lokalisation 62
5.3.1 Ergebnisse Test 3 62
5.4 Auswertung Test 4 - Nachzeichnen des Gespürten 64
5.4.1 Ergebnisse Test 4 64

6 Diskussion der Ergebnisse **66**

Literaturverzeichnis **68**

Abbildungsverzeichnis **72**

Tabellenverzeichnis **74**

Anhang **A**
Anhang A- Datenblatt maxon EC 32 flat . . . . . B
Anhang B - Datenblatt maxon EC 45 flat C
Anhang C - Datenblatt S-10-03-N . . . . . D
Anhang D - Datenblatt R-06-02-02-G . . . . . E
Anhang E - Anhang E - Datenblatt Q-06-05-02-H . . . . . F
Anhang F - Datenblatt Material Federmagneten Prototyp 4 . . . . . G
Anhang G - Fragebogen Test 1 . . . . . H
Anhang H - Fragebogen Test 2 und 3 . . . . . J
Anhang I - Ausgefüllter Fragebogen für Test 1 des Probanden 1 . . . . . N
Anhang J - Ausgefüllter Fragebogen für Test 2 des Probanden 1 . . . . . P

Kapitel 1

Einleitung und Problemstellung

Das Thema Feedback (deutsch: Rückgabe oder Rückführung) von sensorischen Reizen an Prothesennutzer, im Folgenden kurz als Feedback bezeichnet, ist neben der Verbesserung der bestehenden Prothesen und der Entwicklung neuerer Prothesen ein interessanter Ansatz zur Erweiterung der Nutzung von Prothesen und der Erhöhung der Selbstständigkeit sowie eine weitere Annäherung an die natürlichen Funktionen einer menschlichen Extremität bzw. eines Körperteils.

Bei Otto Bock Healthcare Products GmbH wurde 2007 eine neuartige Prothese mit sieben aktiven Gelenken, die myoelektrisch steuerbar ist, vorgestellt. Durch einen operativen Eingriff konnten die im Schulterbereich verbliebenen gesunden Nerven eines 20-jährigen männlichen Probanden, dessen Arm nach einem Unfall vollständig entfernt werden musste, aufgefächert und in den Brustmuskel eingebracht werden. Durch diesen selektiven Nerventransfer (engl. targeted muscle reinnervation - TMR) konnten die Signale, die vom zentralen Nervensystem bei Gesunden zur Steuerung des Armes und der Hand gesendet werden, am Brustmuskel des Probanden als Muskelkontraktion wahrgenommen werden. Die myoelektrischen Signale, der in den Brustmuskel eingewachsenen Nerven, konnten an der Oberfläche des Brustmuskels mittels Elektroden aufgefangen und zur Steuerung der Prothese verwendet werden.

Neben der Steuerung wurde der Effekt ermittelt, dass neben den aktiven Signalen der Nerven auch sensorische Signale, also taktile Reize und Temperaturempfindungen an den reinnervierten Bereichen durch den Probanden wahrgenommen werden konnten. Daraufhin wurden im Zuge einer Diplomarbeit einfache Möglichkeiten untersucht, grundlegende physikalische Einflüsse, wie Druck, Vibration

und Temperatur, durch Stimulation der reinnervierten Bereiche zu erzeugen (siehe Abschnitt 2.3.3).

Die Frage des Biofeedbacks wurde auch bereits für eine prothetische Standardversorgung vor der Entwicklung der Reinnervationstechnik untersucht. Bei derzeitigen Oberarmamputationen werden häufig myoelektrische Prothesen mit drei Freiheitsgraden eingesetzt. Die Bewegungen des Ellbogens, des Handgelenks und das Öffnen und Schließen der Hand werden durch Steuersignale von noch funktionstüchtigen Muskeln, meist Unterarmmuskeln oder Muskeln des Schultergürtels, abhängig von der Höhe der Amputation, herangezogen. Die Bewegungen sind meist auf einfache duale Signale - beispielsweise Hand auf bzw. Hand zu - reduziert und auf ein visuelles Feedback des Prothesennutzers angewiesen. Eine Dosierung beispielsweise der Schließkraft der Hand ist so nur schwer bis gar nicht möglich.

Bei gesunden Personen wird die Steuerung der Gliedmaßenposition, der Schließkraft usw. durch das Zusammenspiel der Rückmeldung von Rezeptoren innerhalb der Muskulatur, dem zentralen Nervensystem und der Motorneuronen der Muskulatur und der Aktivität der Muskulatur erreicht. Bei einem Prothesennutzer fehlt durch die amputierten Gliedmaßen die Rückmeldung der Rezeptoren, und außer der visuellen Kontrolle und einem gewissen Maß an Erfahrung erfolgt derzeit kein Feedback der Prothese - abgesehen von geringen, durch die Motoren erzeugten Vibrationen - an den Prothesennutzer selbst.

Zwar wurden immer wieder Versuche vor allem an Universitäten, medizinischen Forschungsstellen oder auch durch einzelne Prothesen erzeugende Unternehmen durchgeführt, jedoch beschränken sich derartige Untersuchungen darauf, prinzipielle Möglichkeiten zur Verwendung einzelner Reize wie Druck, Vibration oder Elektrostimulation an Probanden zu testen. Ein großes Problem der Untersuchungen im Bereich der Prothesenforschung liegt in der Verfügbarkeit von gleichartigen Probanden. Da jeder Prothesennutzer eine eigene Charakteristik, Höhe der Amputation, verbleibende Funktion und Empfindsamkeit des Prothesenstumpfes hat, ist die Vergleichbarkeit für derartige Untersuchungen nur schwer bis gar nicht zu gewährleisten und eine Reproduzierbarkeit ist meist nicht gegeben. Daher beschränken sich solche Untersuchungen zu einem großen Teil auf Probanden ohne Amputation, da die Verfügbarkeit leichter gegeben ist und Untersuchungen bei „gesunden“ Personen meist nicht durch eine Ethikkommission beurteilt werden

müssen und unter anderem auch Kosten schonender sind. Eine Versorgung eines Prothesennutzers mit einer Prothese mit integriertem Biofeedback ist derzeit nicht bekannt. Jedoch werden unterschiedliche Untersuchungen getätigt, Feedback an Prothesennutzer oder teilgelähmte Personen, die oft auch auf eine Prothese oder Ohrthese angewiesen sind, zu geben.

Bei Otto Bock Healthcare Products GmbH wurden neben der zuvor genannten Untersuchung einzelne grundlegende Untersuchungen und Überlegungen angestellt, Biofeedback in Prothesen zu integrieren. So wurde beispielsweise in einem Grundlagenversuch getestet, die Intensität der Vibration, erzeugt durch die Drehrichtungsumkehr von kleinen Gleichstrommotoren, zur Rückführung der Druckkraft einer Prothesenhand zu nutzen (siehe Abschnitt 2.3.3). Diese Untersuchungen liegen der vorliegenden Arbeit zu Grunde.

1.1 Problemstellung

Ziel der Arbeit ist es, einen Prototyp eines Feedbackgerätes für Armprothesen bereitzustellen. Ein weiterer Aspekt der Arbeit besteht darin, den gesamten Entwicklungsprozess eines medizintechnischen Produktes, von der Konzeptentwicklung (siehe Abschnitt 3.1) über die Erstellung eines Prototyps (siehe Abschnitt 3.2) bis zur Entwicklung geeigneter Testmethoden (siehe Kapitel 4) und der Validierung des Prototyps (siehe Kapitel 5) zu durchlaufen. Die praktischen Teile der Entwicklung und der Durchführung der Tests wurden dabei im Zuge eines sechsmonatigen Arbeitsverhältnisses bei dem Medizintechnik-Unternehmen Otto Bock Healthcare Products GmbH am Firmensitz in Wien erstellt.

1.2 Überblick

Im Kapitel 2 werden die wissenschaftlichen Grundlagen und Untersuchungen, die dieser Arbeit zu Grunde liegen, überblicksartig wiedergegeben. Dabei wird im Besonderen auf die Prothetik der oberen Extremität in Abschnitt 2.1, die Sinnesphysiologie in Abschnitt 2.2 und die bisherige Entwicklung von Feedbackgeräten in Abschnitt 2.3 eingegangen.

Kapitel 3 zeigt den Entwicklungsprozess der Prototypen ausgehend von der Konzeptentwicklung in Abschnitt 3.1 bis zur Konstruktion und Umsetzung von vier Prototypen in Abschnitt 3.2.

Im Kapitel 4 werden der Testaufbau und die Entwicklung von einzelnen Tests erläutert, die für die Validierung erstellt und durchgeführt wurden.

Im Kapitel 5 werden dann die aus den Tests gewonnenen Daten und Erkenntnisse vorgestellt und im Kapitel 6 kurz diskutiert sowie ein kurzer Ausblick auf mögliche weitere Entwicklungen und Untersuchungen gegeben.

Kapitel 2

Grundlagen

In diesem Kapitel wird ein Überblick über die zum besseren Verständnis nötigen Grundlagen gegeben. Dabei wird zunächst auf die Prothetik der oberen Extremität eingegangen, bevor die Sinnesphysiologie grob umrissen wird. Abschließend erfolgen Erläuterungen zu Feedbackgeräten und im Speziellen zu Feedbackgeräten bei Otto Bock Healthcare Products GmbH.

2.1 Prothetik der oberen Extremität

„Die obere Extremität kann als eine Funktionskette angesehen werden, deren Glieder jeweils einen spezifischen Beitrag für ihre Hauptfunktionen, die Erhaltung des Körpergleichgewichts, Stütz-, Halte- und Greiffunktion, nonverbale Kommunikation und taktile Gnosis, beisteuern“ [Berger and Hierner, 2008, S. 396].

Eine Amputation stellt einen Verlust der körperlichen Integrität dar, der nicht rückgängig zu machen ist, weder durch medizinische Höchstleistungen noch durch High-Tech-Prothesen [vgl. Baumgartner, Botta and Bellmann, 2007, S. 1]. Gerade der Verlust der oberen Extremität bedeutet einen starken Einschnitt einer Person, da extrem diffizile Funktionen wie diverse Greifvariationen prothetisch nicht zu erreichen sind. Vor allem aber die fehlende sensibel-sensorische Rückmeldung ist durch eine Prothese nicht auszugleichen [vgl. Martini, Assmus and Wirth, 2003, S. 73].

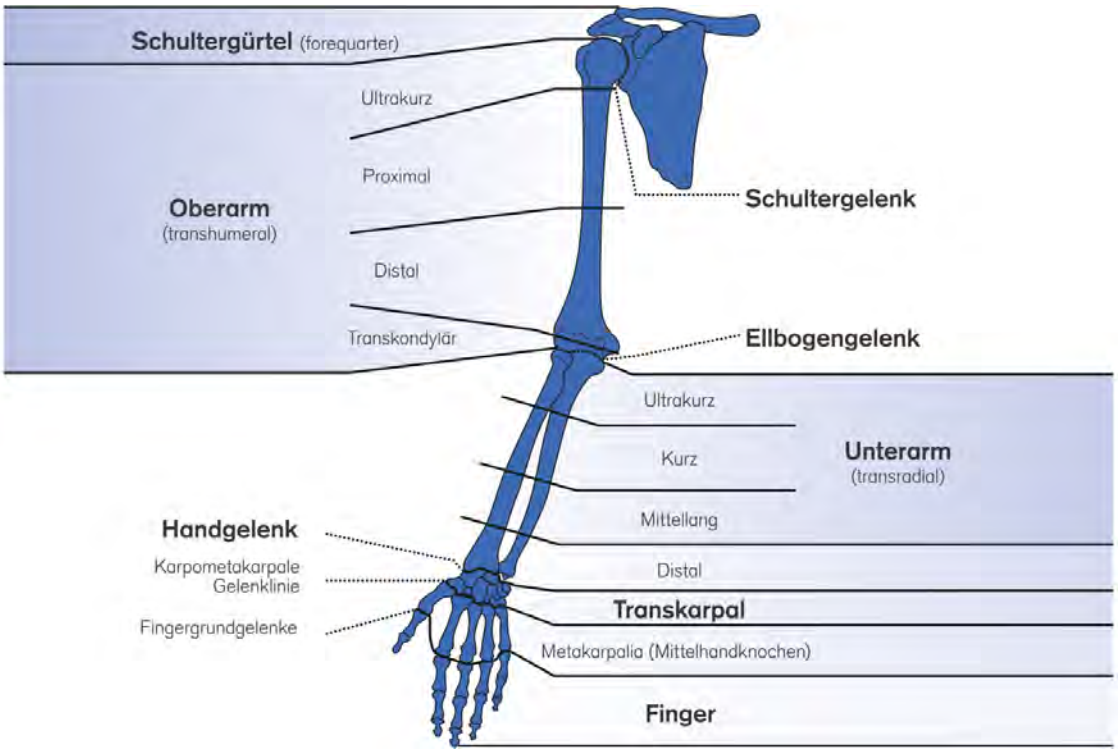


Abbildung 2.1: *Schema der Amputationshöhen der oberen Extremität; Quelle: Näder et al., 2011, S. 18*

Dennoch stellen Prothesen eine gute Möglichkeit dar, diesen Verlust zumindest teilweise auszugleichen. Eine Prothese ist ein Gliederersatz oder Kunstglied aus einem körperfremden Material für fehlende oder amputierte Gliedmaßen bzw. andere Körperteile. Manche Prothesen erfüllen eine rein ästhetische Funktion, wie z.B. Schmuckarme, während andere Prothesen für einen gezielten Einsatz oder eine bestimmte Funktion entwickelt wurden, wie dies beispielsweise bei Arbeitsarmen mit Spitzzangen der Fall ist [vgl. Reuter, 2004, S.38].

2.1.1 Amputationen der oberen Extremität

Amputationen sind immer die Folge einer Erkrankung, eines Unfalls oder einer Verletzung [vgl. Baumgartner et al., 2007, S. 1]. Laut Baumgartner and Greitemann [2015, S. 121] hängt das Schicksal eines Amputierten „weit mehr von der Amputationshöhe und der Stumpfqualität ab, als von der Prothesenversorgung und dem Prothesentraining.“ Abbildung 2.1 zeigt die verschiedenen Amputationshöhen der oberen Extremität vom Schultergürtel bis zu den Fingern. Durch einen längeren Amputationsstumpf verbessert sich die muskuläre Situation, was wiederum den

Gebrauch einer etwaigen Prothese begünstigt [vgl. Näder et al., 2011, S. 18]. Ziel ist deshalb eine möglichst periphere Festsetzung der Amputationshöhe, ohne dass der Stumpf schmerzt oder seine Funktionsfähigkeit verliert [vgl. Baumgartner et al., 2007, S. 8].

Während es bei der primären Amputation zu einer mehr oder weniger vollständigen Ablösung der Extremität kommt und die Amputation somit im Moment des Unfalls durchgeführt wird, erfolgt die sekundäre Amputation erst Monate bis Jahre nach dem Unfall oder der Verletzung. In jedem Fall ist zu überprüfen, ob die Möglichkeit einer Replanation des Amputats besteht [vgl. Baumgartner et al., 2007, S. 38].

2.1.2 Prothesenversorgung

„Hauptziel einer Prothesenversorgung ist der Ausgleich eines verloren gegangenen Gliedmaßenabschnitts, unabhängig von konkreter Ursache und genauer Indikation, die zur Amputation führten“ [Wirth and Baraliakos, 2010, S. 120].

Dieser Ausgleich einer verlorenen Gliedmaße kann durch verschiedene Arten von Prothesen erfolgen, die im Folgenden dargestellt werden. Aufgrund der Relevanz für die vorliegende Arbeit wird hier lediglich auf Armprothesen eingegangen.

Wie in Abbildung 2.2 ersichtlich, können Armprothesen zunächst in aktive und passive Prothesen unterschieden werden.

Zu den passiven Prothesen zählen die kosmetische Prothese („Schmuckarm“) sowie der Arbeitsarm. Die aktiven Prothesen werden weiters in Eigenkraft- und Fremdkraftprothesen unterteilt [vgl. Baumgartner and Greitemann, 2015, S. 168].

Kosmetische Armprothesen bzw. Schmuckarme dienen in erster Linie dazu, das äußere Erscheinungsbild wiederherzustellen, während ihre funktionellen Möglichkeiten sehr beschränkt sind. Sie eignen sich vor allem dann, wenn die nach einer Amputation fehlenden Funktionen nicht ersetzt werden können oder funktionelle Prothesen abgelehnt werden [vgl. Bock, 2015, Abruf am 21.04.2015].

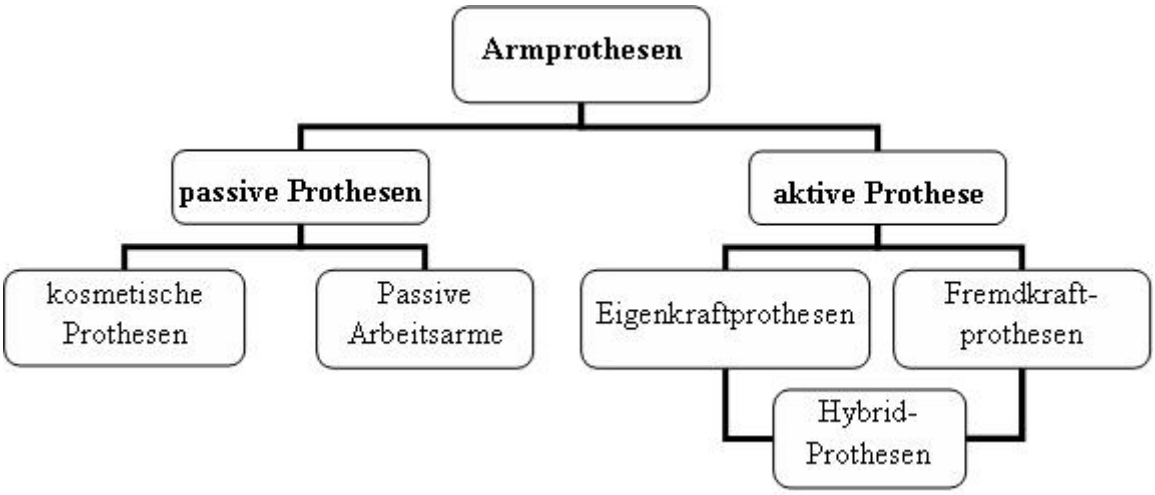


Abbildung 2.2: *Einteilung der Armprothesen;*
[vgl Baumgartner and Greitemann, 2015, S. 168]

Beim Arbeitsarm können mittels Bajonettverschluss verschiedene Werkzeuge wie Haken, Ringe oder eine passive Hand an den Schaft gekoppelt werden. Dies ist bei Amputationen unterhalb des Ellenbogens möglich [vgl. Baumgartner and Greitemann, 2015, S. 38].

Eigenkraftprothesen nützen als Kraftquelle die eigene Muskulatur [vgl. Baumgartner and Greitemann, 2015, S. 169]. Eine Möglichkeit besteht darin, die Kraft und Bewegung der Muskulatur des Schultergürtels indirekt über Bandagen oder Kabelzüge auf Hand bzw. Haken und auf den Ellenbogen zu übertragen [vgl. Baumgartner et al., 2007, S. 162]. Weiters kann auch der Bizepsmuskel diese Aufgabe übernehmen und seine Kontraktion direkt auf die Hand übertragen [vgl. Koesling and Herzka, 2011, Kapitel 3.7.5].

Bei Fremdkraft- oder myoelektrischen Prothesen dient Elektrizität anstelle der eigenen Muskulatur als Kraftquelle [vgl. Baumgartner and Greitemann, 2015, S. 169]. Dabei entsteht bei jeder Kontraktion des Muskels eine elektrische Spannung auf der Haut, die zum Steuern der Prothese genutzt wird [vgl. Bock, 2015, Abruf am 21.04.2015]. Hautelektroden tasten die elektrischen Ströme der Muskulatur des Armstumpfes ab, verstärken und filtern sie und betätigen damit die Schalter zum Öffnen und Schließen der Prothesenhand [vgl. Baumgartner et al., 2007, S. 162].

Daneben gibt es auch Hybridprothesen, das sind Kombinationen aus den oben genannten Prothesen. Als Beispiel kann eine „Oberarmprothese mit myoelektrischer

Handfunktion sowie mechanischer Ellbogengelenkver- und -entriegelung“ genannt werden [vgl. Stein and Greitemann, 2005, S. 107].

Exkurs: Targeted Muscle Reinnervation (TMR)

Die Zukunft der Prothesenversorgung liegt in gedankengesteuerten Prothesen, die durch die Ansteuerung mehrerer Funktionen oder Gelenke einen natürlichen Bewegungsablauf ermöglichen [vgl. Towfigh, Hierner, Langer and Friedel, 2011, S. 1205].

Dazu bedient man sich der Targeted Muscle Reinnervation (TMR). Darunter versteht man einen operativen Eingriff, bei dem im Falle einer Armprothese die Armnerven auf die Brustmuskulatur umgeleitet werden. Ziel ist der Einsatz einer gedankengesteuerten Prothese, die die ursprünglich für die Armbewegungen zuständigen Nerven benutzt [vgl. Näder et al., 2011, S. 21].

Sind die Nervenstümpfe funktionsfähig und die Muskulatur, in die der Nerventransfer erfolgt, intakt, können die ursprünglich Hand und Unterarm innervierenden Nerven chirurgisch umgeleitet werden. Nach dem Eingriff bilden die Armnerven eine Verbindung mit dem operierten Muskel. Dadurch können Signale zur Steuerung der Prothese genutzt werden, die früher für die Arm- und Handbewegung zuständig waren [vgl. Towfigh et al., 2011, S. 1205].

2.2 Sinnesphysiologie

Die Sinnesphysiologie beschäftigt sich mit der Reaktion eines Menschen auf Reize. Die Reizaufnahme erfolgt dabei durch die verschiedenen Sinne. Im Folgenden werden zunächst kurz das Sinnessystem des menschlichen Körpers und der Prozess der Sinneswahrnehmung skizziert. Anschließend wird auf die Haut als größtes Sinnesorgan eingegangen, da sie eine bedeutende Rolle bei der Sinneswahrnehmung spielt.

2.2.1 Sinneswahrnehmung

Durch das Sinnessystem wird jeder Teil des menschlichen Körpers mit dem Zentralnervensystem verbunden, um Informationen aus der Umwelt wahrnehmen

zu können. Diese Reizaufnahme erfolgt durch die Sinnesorgane. Zu den höheren Sinnesorganen zählen z.B. die Haut, das Auge oder das Ohr, während unter den niederen Sinnesorganen sämtliche Rezeptoren verstanden werden, auf die später noch genauer eingegangen wird [vgl. Zervos-Kopp, 2009, S. 360].

Abbildung 2.3 zeigt die Strukturen, die an einem Wahrnehmungsprozess bei Erregung eines Sinnesorgans beteiligt sind. Die ersten vier Schritte werden der objektiven Sinnesphysiologie zugeordnet und sind somit objektiv messbar. Auf die Schritte fünf (Sinneseindruck) und sechs (Sinneswahrnehmung) kann im Gegensatz dazu nur durch Aussagen von Versuchspersonen geschlossen werden [vgl. Klinke and Bauer, 2005, S. 728f]. Rezeptoren im gesamten Körper leiten ständig Eindrücke an das zentrale Nervensystem weiter, die dann im Gehirn ausgewertet werden und zu entsprechenden Reaktionen führen. Nach der Amputation einer Gliedmaße kommt es zu einem teilweisen Wegfall an sensorischen Informationen; durch den Einsatz einer Prothese wird versucht, diesen Wegfall bestmöglich zu kompensieren [vgl. Schubert, 2008, S. 12].

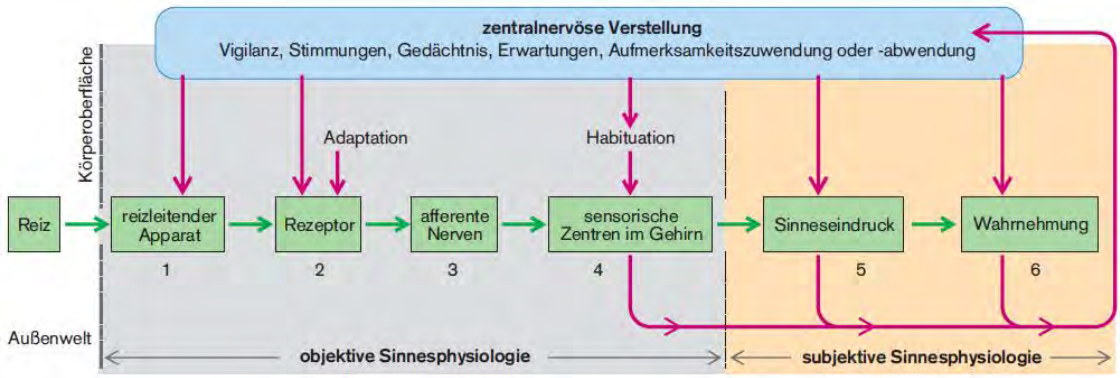


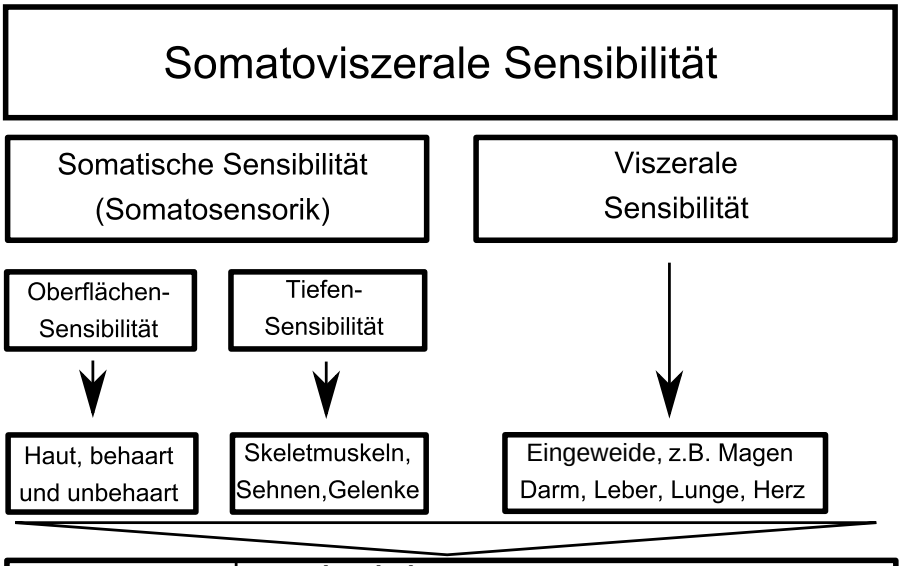
Abbildung 2.3: *Darstellung des Wahrnehmungsprozesses;*
Quelle: vgl. Klinke and Bauer, 2005, S. 729

Die subjektive Sinnesphysiologie beschäftigt sich mit Empfindungen eines Menschen als Reaktion auf gewisse Sinnesreize. Die Stärke der ausgelösten Empfindungen kann nicht mit physikalischen oder chemischen Methoden gemessen werden. Demgegenüber kann die Stärke des Reizes in der objektiven Sinnesphysiologie sehr wohl physikalisch oder chemisch gemessen werden [vgl. Schmidt, 2013*a*, S. 18f].

2.2.2 Haut und Somatosensorik

Die Haut ist das größte Sinnesorgan des Menschen und spielt eine große Rolle bei der Sinneswahrnehmung. Sämtliche Sinneswahrnehmungen der Haut, wie beispielsweise Tast- oder Schmerzempfindung, werden unter dem Begriff somatoviszerale Sensibilität zusammengefasst [vgl. Zervos-Kopp, 2009, S. 361ff].

Wie in Abbildung 2.4 ersichtlich, lässt sich die somatoviszerale Sensibilität in die Somatosensorik und die viszerale Sensibilität unterteilen [vgl. Schmidt, 2013*b*, S. 95].



Sensortyp	Beispiele adäquater Reize
Mechanosensoren	Druck, Berührung, Vibration, Spannung, Dehnung
Thermosensor	Abkühlung, Erwärmung
Chemosensor	Metabolite, pH, pCO_2, pO_2, Glukose
Nozisensor	Gewebeschädigung (Noxen), Hitze, Quetschen

Abbildung 2.4: *Somatoviszerale Sensibilität; [vgl Schmidt, 2013*b*, S. 95]*

Im Zuge der viszeralen Sensibilität erhält das zentrale Nervensystem Informationen über verschiedene Körperfunktionen wie Atmung und Kreislauf, die allerdings großteils unbewusst bleiben und nur bei gewissen Bedürfnissen, wie z.B. Hunger, wahrgenommen werden [vgl. Huppelsberg and Walter, 2009, S. 306].

„Unter dem Begriff der Somatosensorik (auch somatische Sensibilität) werden Rezeptorinformationen zusammengefasst, die von der Hautoberfläche des

Körpers (Oberflächensensibilität) und den Skelettmuskeln, Sehnen und Gelenken (Tiefensensibilität), geliefert werden“ [Schlick, Bruder and Luczak, 2010, S. 346]. Dies können Informationen über Veränderungen in der Umgebung eines Organismus oder aber über die Anwesenheit anderer Organismen sein [vgl. Shepherd and Boeckh, 2013, S. 221].

Die Aufnahme sämtlicher Informationen erfolgt durch vier Rezeptortypen, die durch unterschiedliche Reize stimuliert werden: Während Mechanosensoren auf mechanische Reize ansprechen, reagieren Thermosensoren auf thermische, Chemosensoren auf chemische und Nozizeptoren auf intensive, gewebeschädigende Reize [vgl.Schlick et al. 2010, S. 346 und Birbaumer and Schmidt 2013, S. 328].

Aus diesen Rezeptortypen – mit Ausnahme der Chemosensoren, die für die Somatosensorik kaum von Bedeutung sind – ergeben sich folgende Sinnesmodalitäten:

- Mechanorezeption (Tastsinn)
- Propriozeption (Tiefensensibilität)
- Thermorezepzion (Temperatursinn)
- Nozizeption (Schmerzsinn)

[vgl. Schlick et al., 2010, S. 346].

In der Prothetik liegt das Hauptaugenmerk der Entwicklungsarbeiten auf der Verbesserung der Steuerung und der Wirkungsweise von Prothesen. In dieser Arbeit wurden die Möglichkeiten, mechanische Reize wiederzugeben, untersucht und daher sind insbesondere der Tastsinn und die Tiefensensibilität relevant, weshalb im Folgenden auch nur auf diese Beiden eingegangen wird.

Mechanorezeption – der Tastsinn

„Der Tastsinn, die haptische Wahrnehmung, vermittelt uns einerseits die Wirkung mechanischer Reize auf unsere Körperoberfläche und andererseits Informationen über die Beschaffenheit von Gegenständen beim untersuchenden Abtasten mit der Hand“ [Grunwald and Beyer, 2013, S. 25]. Die Gewinnung von Informationen über mechanische Reize erfolgt durch die bereits erwähnten Mechanosensoren. Dabei

handelt es sich um sensible Nervenendigungen, das sind periphere Ausläufer von Nervenzellen, „die die folgenden Informationen aufnehmen und an das Zentralnervensystem weiterleiten:

- Lokalisation und Stärke mechanischer Reize auf der Haut;
- Krümmung der die Haut berührenden Objekte;
- Struktur und Beschaffenheit der die Haut berührenden Objekte;
- tangentiale Geschwindigkeit sich bewegender Reize“;

[Grunwald and Beyer, 2013, S. 25f].

Abbildung 2.5 zeigt die vier Typen von Mechanosensoren und die von ihnen übermittelten Empfindungen. Merkel-Zellen befinden sich in der Basalzellschicht der Oberhaut und geben ihre Impulse über Synapsen an eine Nervenfaser ab. Sie registrieren direkt den Druck auf die Haut und gehören als SA-I-Rezeptoren zur Gruppe der SA-Sensoren (Slowly Adapting), d.h. sie „adaptieren nicht, werden also bei gleichbleibendem Druck immer gleich stark erregt, egal wie lange der Druck schon einwirkt. Sie übersetzen einen doppelt so starken Druck auf die Haut in etwa durch eine doppelte Anzahl von Aktionspotenzialen pro Sekunde [vgl. Schwegler and Lucius, 2011, S. 168].

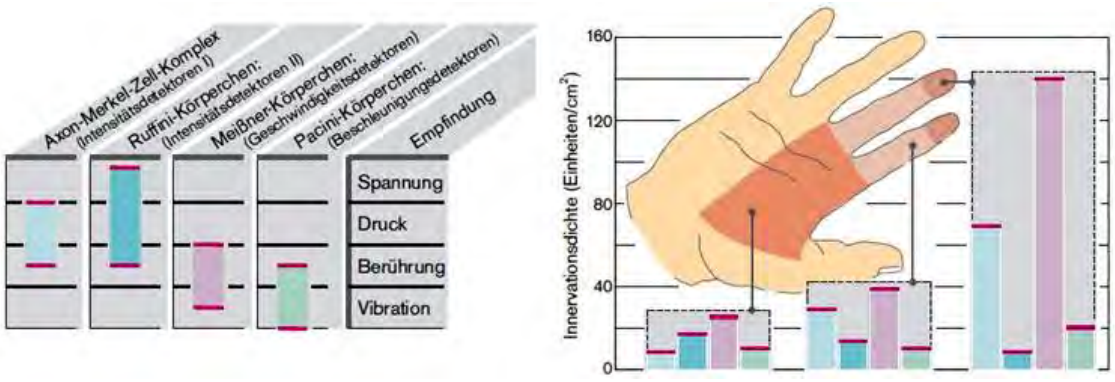


Abbildung 2.5: *Vermittelte Empfindungen über die wichtigsten Rezeptoren der Haut; Quelle: Klinke and Bauer, 2005, S. 631*

Ruffini-Körperchen sind flache Zellhaufen und enthalten Nervenfasern, die auf Hautdehnung reagieren. Sie liegen tief in der Lederhaut und kommen vor allem dort vor, wo starke Scherkräfte auf die Haut wirken, z.B. an den Handflächen.

Als SA-II-Sensoren gehören sie ebenfalls zu den SA-Sensoren, d.h. sie adaptieren niemals vollständig. Allerdings reagieren sie auf schnelle Reize stärker als auf langsame [vgl. Schwegler and Lucius, 2011, S. 169].

Meißner-Körperchen bestehen aus ca. einem Dutzend keilförmiger Zellen, durch die sich eine Nervenfaser windet. Sie liegen zwischen Ober- und Unterhaut und dienen vor allem dazu, kleinere Gegenstände greifen zu können. Sie reagieren nicht auf einen anhaltenden Druck, sondern auf Druckveränderungen. Als RA-I-Sensoren gehören sie zu den RA-Sensoren (Rapidly Adapting) und reagieren umso stärker, je schneller sich der Druck ändert [vgl. Schwegler and Lucius, 2011, S. 169].

Pacini-Körperchen bestehen aus Lamellen, die aus flachen Zellen, flüssigkeits gefüllten Zwischenräumen und Kollagenfibrillen zusammengesetzt sind und das Nervenende wie Zwiebelschalen umgeben [vgl. Rintelen, Speckmann, Hescheler and Köhling, 2008, S. 54]. Sie sind RA-II-Sensoren und sprechen auf Vibration an, d.h. sie reagieren nur auf sich schnell ändernde Reize [vgl. Schwegler and Lucius, 2011, S. 169].

In Abbildung 2.6 wird die Lage der Mechanosensoren in der Haut dargestellt. Darin ist zu erkennen, dass Merkel- und Meißner-Körperchen eher oberflächlich liegen, während Ruffini- und Pacini-Körperchen tief in der Leder- bzw. in der Unterhaut eingebettet sind [vgl. Schwegler and Lucius, 2011, S. 169].

Um die Leistungsfähigkeit des Tastsinns zu überprüfen, kann die Zweipunktschwelle herangezogen werden. Dazu berührt man mit zwei Zirkelspitzen die Haut und bestimmt, ab wann die beiden Berührungspunkte getrennt wahrgenommen werden [vgl. Völz, 1999, S. 60]. „Der kleinste Spitzenabstand, der gerade noch den Sinneseindruck von zwei getrennten Spitzen vermittelt, ist die Zweipunktschwelle, allgemein Raumschwelle genannt“ [Pape, Kurtz and Silbernagl, 2014, S. 703]. Bei Erwachsenen beträgt sie zwischen 70 mm im Bereich der Extremitäten und 1 mm an den Fingerspitzen sowie an der Zunge und den Lippen [vgl. Völz, 1999, S. 60]. Der Grund für diese großen Unterschiede liegt in der unterschiedlichen Dichte der entsprechenden Rezeptoren in den verschiedenen Körperregionen [vgl. Pape et al., 2014, S. 703].

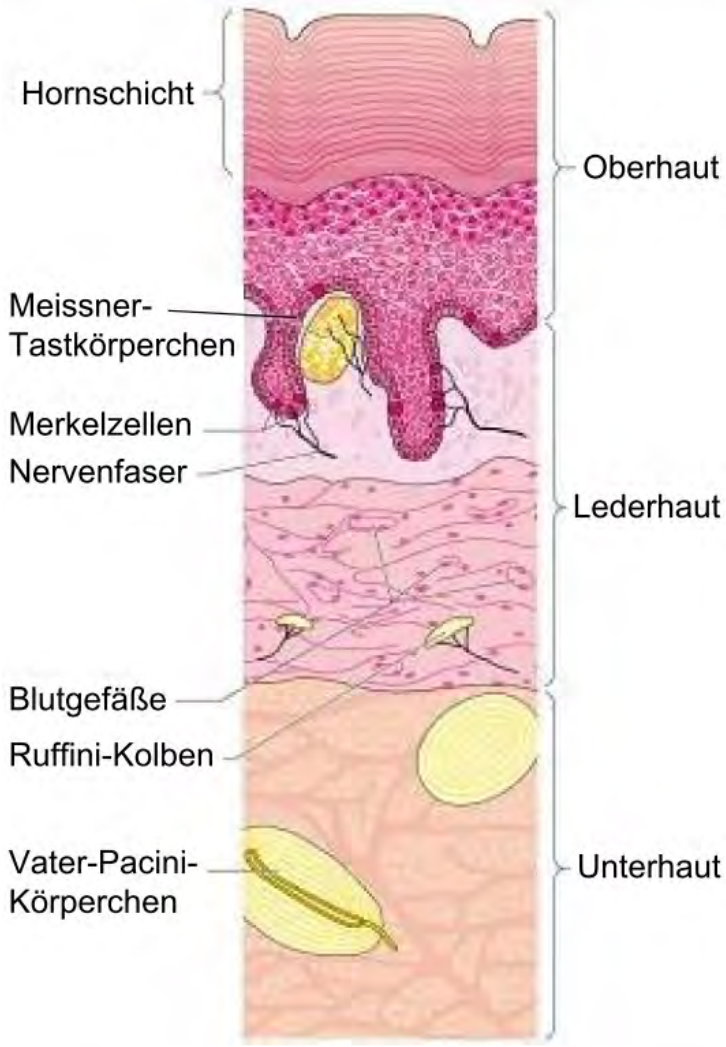


Abbildung 2.6: *Schnitt durch die Haut und Lage der Mechanosensoren; Quelle: Schwegler and Lucius, 2011, S. 169*

Propriozeption – die Tiefensensibilität

Propriozeption ist „die Wahrnehmung der Stellung und Bewegung unseres Körpers; die Propriozeption besitzt drei Qualitäten, nämlich Stellungs-, Bewegungs- und Kraftsinn“ [Schmidt, Thews and Lang, 2013, S. 224]. Sie ermöglicht es, jederzeit die Position des Körpers und die Lage aller Körperteile zueinander genau zu empfinden. Dadurch ist es beispielsweise möglich, den Zeigefinger bei geschlossenen Augen zur Nase zu führen [vgl. Gertz, Liebman and Schünke, 2003, S. 32].

Während der Stellungssinn – auch ohne visuelle Kontrolle – zur Orientierung über die Stellung der Gelenke und Glieder dient, informiert der Bewegungssinn über die Geschwindigkeit und das Ausmaß von aktiven und passiven Gelenk-

bewegungen, was ebenfalls ohne visuelle Kontrolle funktioniert. Der Kraftsinn gibt Auskunft darüber, wie viel Muskelkraft nötig ist, um eine gewisse Bewegung auszuführen oder eine Gelenkstellung beizubehalten [vgl. Schmidt, 2013*b*, S. 97].

Abbildung 2.7 zeigt einen Überblick über die Propriozeption. Die entsprechenden Sensoren, die Propriosensoren, liegen in den Muskeln, Sehnen und Gelenken, aber auch in der Haut und im Vestibularorgan [vgl. Schmidt et al., 2013, S. 224]. Die Sehnensensoren informieren über die Spannung im Muskel und können bei starker Reizung eine zu starke Kontraktion durch Hemmung der Muskelaktivität verhindern [vgl. Schlick et al., 2010, S. 349].

Die Muskelsensoren liegen direkt in den Muskeln und bestehen aus zwei Arten modifizierter Muskelfasern mit einer spulenförmigen Kapselung, weshalb sie Muskelspindeln genannt werden. Sie können Erregungen sowohl durch aktive Kontraktion der Muskelfasern als auch bei passiver Dehnung der Spindeln aufnehmen [vgl. Schlick et al., 2010, S. 349].

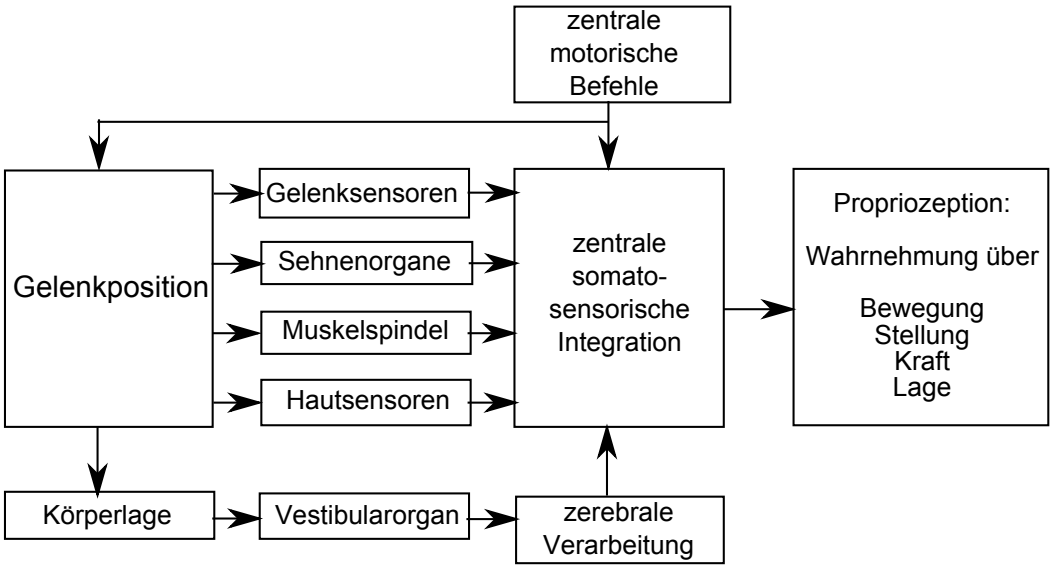


Abbildung 2.7: *Propriozeption; Quelle: Schlick et al., 2010, S. 349*

Die Gelenksensoren sind den Ruffini- und Pacini-Körperchen der Haut ähnlich und befinden sich in Gelenkkapseln und –bändern [vgl. Schmidt, 2013*b*, S. 97]. Da sich die Entladefrequenz der Neuronen als Funktion der Gelenkstellung und der Veränderungsgeschwindigkeit verändert, können sie sowohl Informationen über die

Gelenkstellung als auch über Gelenkbewegungen liefern [vgl. Schlick et al., 2010, S. 349].

An der Propriozeption wirken überdies die Mechanosensoren der Haut sowie des Vestibularorgans mit. Auch ihre Meldungen werden im zentralen Nervensystem zur Wahrnehmung von Körperstellung und -bewegung integriert [vgl. Schmidt et al., 2013, S. 225].

2.3 Entwicklung und derzeitiger Stand bei Feedbackgeräten

Bis zur Abfassung dieser Arbeit waren noch keine kommerziellen Umsetzungen oder Serienfertigungen von Feedbackgeräten bekannt, wodurch im Folgenden lediglich ein kurzer historischer Abriss über bisherige Studien und Forschungsarbeiten im Bereich des Feedbacks für Armprothesen vorgestellt wird. Im Weiteren wird auf drei in den letzten Jahren bei Otto Bock Healthcare GmbH untersuchte Feedbackvarianten eingegangen.

2.3.1 Feedback-Arten

Beim Ausführen einer Bewegung werden unterschiedliche sensorische Informationen weitergeleitet, darunter

- propriozeptives Feedback von Muskel-, Gelenk- und Hautsensoren,
- visuelles Feedback über die Position von Gliedmaßen,
- taktiles Feedback, wenn Oberflächen berührt werden,
- Feedback über die Temperatur,
- Feedback über Schmerzen sowie
- auditives Feedback über Bewegungsgeräusche.

Fehlt eine dieser Komponenten, kann es zu Schwierigkeiten bei der Ausführung von Bewegungen kommen. Ohne propriozeptives Feedback fällt es beispielsweise

schwer, die Griffkraft an ein Objekt anzupassen [vgl. Karnath and Thier, 2012, S. 372f].

Die Erfassung unterschiedlicher sensorischer Informationen kann auch über einen technischen Sensor erfolgen, wie dies bei Prothesen der Fall ist [vgl. Nelles, 2004, S. 321]. Allerdings ist es – mit Ausnahme von Prototypen bzw. in Forschungsprojekten – bisher noch nicht gelungen, Feedbackgeräte in kommerziellen Armprothesen zu integrieren, die die komplexe Sensorik der Hand simulieren können [vgl. Eichmeier, 2013, S. 229]. Im Vergleich zu einer intakten Hand fallen beim Tragen einer Prothese einige der oben beschriebenen Feedback-Komponenten weg. So fehlt es dem Anwender beispielsweise komplett am propriozeptiven Feedback, sodass er keinerlei Informationen über die Stellung und Bewegung der Prothesenhand erhält. Ebenso gibt es kein taktiles Feedback, also Feedback über die Griffkraft, Oberflächenbeschaffenheit oder Form eines Gegenstandes. Weiters kommt es zu einem Wegfall von Temperatur- und Schmerzempfinden [vgl. Kuchenbecker, Gurari and Okamura, 2007, S. 513].

Bei aktuell entwickelten Armprothesen besteht also lediglich die Möglichkeit der Prothesensteuerung. In diesem Zusammenhang spricht man von einer „open loop“ Steuerung. So können Gegenstände beispielsweise leicht aus der Prothesenhand fallen, weil der Anwender keine Rückmeldung darüber bekommt, wenn ein Objekt anfängt zu rutschen. Zwar ist eine visuelle Kontrolle möglich, diese ist aber nicht sehr effizient [vgl. Mosgöller, 2010, S. 11f].

Aktuelle Forschungen beschäftigen sich damit, das Fehlen der Feedback-Komponenten durch die Integration geeigneter Feedbackgeräte auszugleichen [vgl. Kuchenbecker et al., 2007, S. 514]. Ziel ist es, in Zukunft weg von der „open loop“ Steuerung hin zu einem geschlossenen Regelkreis zu gelangen, einer sogenannten „closed loop“ Steuerung, bei der der Anwender zum Beispiel eine Rückmeldung bekommt, wenn ein Gegenstand anfängt, aus der Prothesenhand zu rutschen. Das Feedback kann dabei durch mechanische oder elektronische Stimulation der Haut erfolgen. Mechanische Stimulation kann durch verschiedene Methoden erzeugt werden: piezoelektrische Aktuatoren, Formgedächtnislegierungsaktuatoren, pneumatische oder hydraulische Aktuatoren, Vibrationsmotoren oder elektromagnetische Motoren. Bei der Elektrostimulation werden die Mechanosensoren der Haut durch leichte Stromimpulse stimuliert, um den Tastsinn zu aktivieren [vgl. Ninu, 2013, S. 37].

2.3.2 Historische Feedbackgeräte

In diesem Abschnitt erfolgt lediglich ein kurzer Abriss über einige prägende Entwicklungen bei Feedbackgeräten, da eine umfassende Aufzählung den verfügbaren Rahmen dieser Arbeit überschreiten würde.

Bereits 1916 wurden von Rosset zwei mechanische Feedbackgeräte patentiert: das fluidische System, das mit Flüssigkeit gefüllte Kammern als Aktuatoren und Sensoren verwendet und ein weiteres, bei dem Stempel und Seilzüge zur Kraftübertragung eingesetzt werden. Bei beiden Systemen werden die Kontaktkräfte zwischen den künstlichen Fingern und dem berührten Objekt direkt auf den Stumpf übertragen [vgl. Mounier, 2004, S. 2].

Das fluidische System erhielt 1958 durch Conzelmann eine Verbesserung. Weiters entwickelte er ein System, das durch mechanische Schwingungen betrieben wurde, indem ein Kraftsensor an der Fingerspitze Kontaktkräfte feststellt und die Kraft an eine vibrierende Scheibe am Armstumpf übermittelt. Aufgrund ihrer Größe und ihres Gewichts waren diese Systeme wenig erfolgreich, können aber heute dank der Miniaturisierung der Elektronik weiterentwickelt werden [vgl. Mounier, 2004, S. 3].

1980 nutzte Shannon Feedbackelektroden für seine Entwicklung eines Feedbackgeräts. Dabei handelt es sich um Hautelektroden, die ein elektrisches Signal liefern, dessen Frequenz sich logarithmisch mit der Kraft ändert. Er nannte das Feedbackgerät sensorisches Substitutionssystem, weil dabei ein mechanischer Stimulus in einen elektrischen umgewandelt wird. Auch dieses System konnte sich nicht durchsetzen, da sich einerseits die Haut schnell an den elektrischen Reiz gewöhnt und andererseits die elektrischen Signale als schmerzhaft oder störend empfunden wurden [vgl. Mounier, 2004, S. 3f].

2.3.3 Feedback bei Otto Bock

In den vergangenen Jahren gab es bei der Firma Otto Bock drei akademische Forschungsarbeiten zum Thema Feedback bei Armprothesen. Diese sollen im Folgenden kurz dargestellt werden.

Schubert [vgl. 2008, S. 41] setzte in seinen Versuchen Vibrationsmotoren ein und untersuchte, inwiefern durch unterschiedliche Vibrationsmuster verschiedene Bewegungsempfindungen erzeugt werden können. Im Zuge seiner Arbeit wurde überdies untersucht, wie Vibrationsmuster und Temperaturfeedback bei einem TMR-Patienten aufgenommen werden [vgl. Schubert, 2008, S. 67].

Der von Mosgöller [vgl. 2010, S. 2] untersuchte Prototyp übermittelt dem Unterarmamputierten drei verschiedene Wahrnehmungen als Feedback an den Amputationsstumpf. Dabei handelt es sich um ein Feedback über die am Objekt ausgeübte Griffkraft, wofür ein Linearschrittmotor zum Einsatz kommt. Weiters wird Temperaturfeedback in Form von Kälte- oder Wärmeempfindungen übertragen, hervorgerufen durch Peltierelemente. Schließlich dient ein Vibrationsmotor als Aktuator für Vibrationsempfindungen.

Auch Ninu [2013, S. 92] setzte Vibrationsmotoren ein, entwickelte diese allerdings weiter, um komplexere Vibrationsmuster als mit den herkömmlichen Motoren erzeugen zu können. So ist es ihm möglich, Frequenz und Amplitude der Vibrationen unabhängig voneinander zu regulieren. Das Feedback, das erzeugt wird, umfasst dabei Informationen über die Öffnungs- und Schließgeschwindigkeit der Prothesenhand, deren Griffkraft sowie den Erstkontakt zum Objekt. Die Öffnungs- und Schließgeschwindigkeit werden durch Anpassung der Amplitude bei gleichbleibender Frequenz abgebildet. Um Informationen über die Griffkraft weitergeben zu können, werden sowohl Frequenz als auch Amplitude der Vibrationen verändert. Der Erstkontakt mit dem zu greifenden Objekt wird durch einen kurzen Vibrationsstoß dargestellt [vgl. Ninu, 2013, S. 94].

Kapitel 3

Entwicklung der Prototypen

Im Zuge der Entwicklung wurden unter Berücksichtigung der im Kapitel 2 beschriebenen Kenntnisse, mit besonderem Augenmerk auf die Aussagen der in Abschnitt 2.2 vorgestellten Forschungsergebnisse und der in Abschnitt 2.3 beschriebenen Systeme mehrere Prototyp-Varianten entwickelt.

Im Folgenden werden der Entwicklungsprozess der Prototypen von der Konzeptentwicklung verschiedener möglicher Varianten des taktilen Feedbackgerätes und die daraus entstandenen Prototypen und deren Zwischenstufen beschrieben. Zu Beginn wurden 11 grundlegende Konzepte entwickelt, die dann auf ihre Umsetzbarkeit und grundlegende Anwendbarkeit analysiert wurden.

3.1 Die Konzeptentwicklung

Die Grundlage für die entwickelten Konzepte bildete die in Abschnitt 2.3 von Andrei Ninu aufgezeigte Möglichkeit, die Erzeugung geeigneter Vibrationsmuster, generiert durch einen Elektromotor, für das Feedback von Druckkraftsignalen an Handprothesen heranzuziehen. Der Grundgedanke, der der Konzipierung der Prototypen zugrunde lag, war das vorhandene Vibrationsfeedbacksystem von Andrei Ninu um weitere haptische Reize zu erweitern, um eine größere Vielfalt von Signalen an den Prothesennutzer zurück zu geben.

Zu Beginn der Entwicklung wurden unterschiedliche Varianten von bewegten Körpern oder einer erhöhten Druckbeaufschlagung auf der Haut des Nutzers

grundlegend angedacht. Im Folgenden werden 8 Konzeptvarianten vorgestellt; die nicht beschriebenen weiteren Varianten stellen Modifikationen oder kleinere Abwandlungen der beschriebenen Varianten dar und werden aus Relevanz-Gründen nicht näher erläutert.

Die Zuordnung der einzelnen Feedbacksignale zum Prothesenverhalten und der Prothesensteuerung spielte am Anfang der Entwicklung eine untergeordnete Rolle. Im weiteren Verlauf der Entwicklung wurden mehrere Möglichkeiten, die einzelnen gewonnenen Reize einzelnen Feedback Varianten zuzuordnen, eruiert (siehe Abschnitt 5).

3.1.1 Konzeptvariante 1

In Abbildung 3.1 ist die Konzeptvariante 1 dargestellt. Eine, schräg am Rotor (1), starr befestigte Taumelscheibe (2) rotiert durch den vom Motor angetriebenen Rotor (1). Am Umfang um die Taumelscheibe (2) herum sind jeweils um 90° versetzte, in vertikaler Richtung in einem Gehäuse geführte Stempel (4) angeordnet. Bei Rotation der Taumelscheibe (2) werden diese durch die Neigung der Taumelscheibe (2) in vertikaler Richtung verschoben. Am unteren oder kurz vor dem unteren Totpunkt der Stempelbewegung treffen die Stempel (4) auf die Haut des Prothesennutzers auf und üben Druck auf die Haut aus.

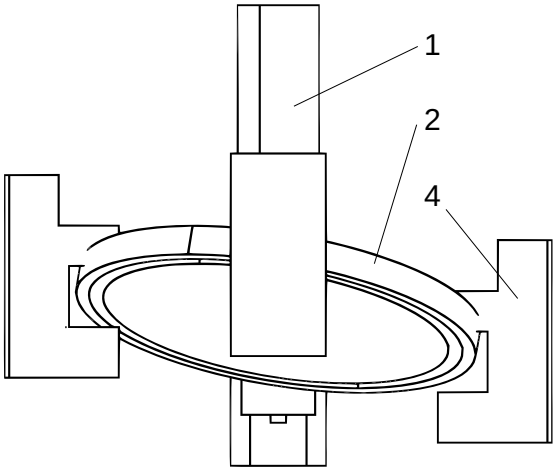


Abbildung 3.1: *Konzeptvariante 1: Rotor 1, Taumelscheibe 2, Stempel 4*

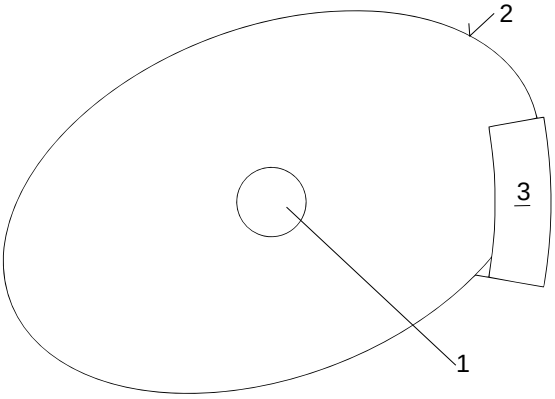


Abbildung 3.2: *Konzeptvariante 2: Rotor 1, Scheibe 2, Gleitplatte 3*

3.1.2 Konzeptvariante 2

Abbildung 3.2 zeigt die Konzeptvariante 2 eines möglichen Prototypen des Feedbackgerätes. Der Rotor (1) weist bei dieser Variante eine elliptische Scheibe (2) auf. Am Umfang der Scheibe (2) befinden sich eine oder mehrere Gleitplatten (3). Durch Rotation der Scheibe (2) wird die Gleitplatte (3) radial zum Zentrum des Rotors (1) bewegt und kann so eine lineare Relativbewegung zum Rotor (1) und damit zur Haut des Prothesenbenutzers vollziehen. Die Gleitplatte (3) kann beispielsweise über eine Feder oder andere elastische Elemente zum Zentrum des Rotors (1) gezogen werden, um einen minimalen Abstand zum Rotor bzw. mehrerer Gleitplatten zueinander und ein gleichmäßiges Anliegen an der Scheibe (2) zu erreichen.

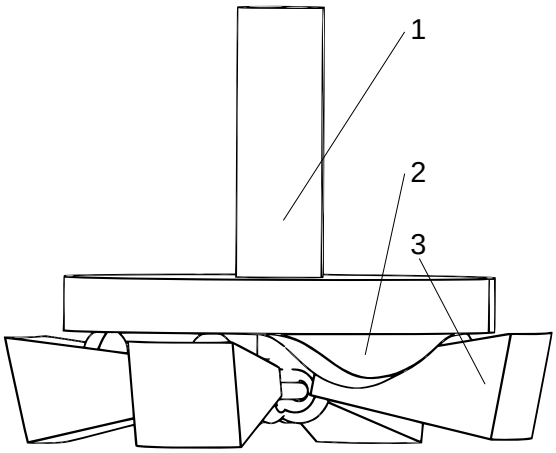


Abbildung 3.3: *Konzeptvariante 3: Rotor 1, Wölbung 2, Schwellenelement 3*

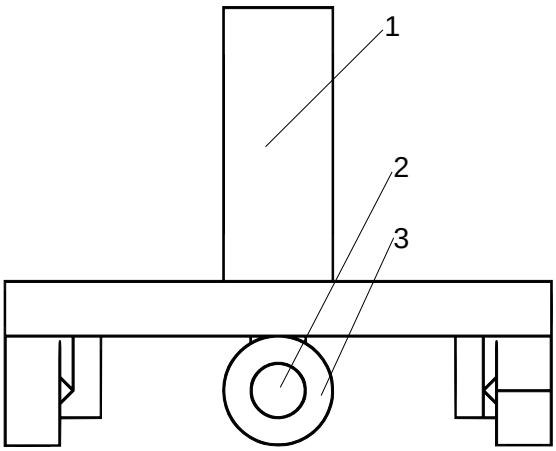


Abbildung 3.4: *Konzeptvariante 4: Rotor 1, Achsen 2, Rollen 3*

3.1.3 Konzeptvariante 3

Die in Abbildung 3.3 gezeigte Konzeptvariante 3 umfasst einen Rotor (1), eine am Rotor (1) ausgebildete Wölbung (2) und mehrere Schwellenelemente (3), die um ihr, dem Zentrum nahen, Ende vom Rotor (1) normal zur Rotorfläche kippbar sind. Durch die Drehbewegung des Rotors (1) wird jeweils ein Schwellenelement (3) durch die Wölbung (2) um das Zentrum des Rotors (1) verkippt und erfährt eine Auslenkung. Diese Auslenkung wird dann wieder durch den Prothesennutzer, bei anliegen der Schwellenelemente (3) an der Haut als Druckreiz wahrgenommen.

3.1.4 Konzeptvariante 4

Die Konzeptvariante 4, gezeigt in Abbildung 3.4, sieht vor, dass der Rotor (1) am Umfang verteilt vier oder mehrere Achsen (2) besitzt. An den Achsen (2) werden dann über Gleit- oder Wälzlager Rollen (3) angebracht. Durch Bewegung des Rotors (1) können so die Rollen (3) auf der Haut abrollen und diese verschieben oder verdrängen.

3.1.5 Konzeptvariante 5

Die Konzeptvariante 5 ist in Abbildung 3.5 dargestellt. Der Rotor (1) weist eine Verdickung (2) an der der Haut des Prothesennutzers abgewandten Seite des Feedbackgerätes auf. An einem nicht dargestellten Rahmen sind eine Anzahl L-förmiger Fühlerelemente (3) verschwenkbar angebracht, die mit ihrer kurzen Seite auf der Oberseite des Rotors (1) anliegen. Durch die Drehbewegung des Rotors (1) werden die Fühlerelemente (3) durch die Verdickung (2) des Rotors (1) verkippt. Dies führt zu einer Schwenkbewegung der Fühlerelemente (3), wodurch diese schräg in die Haut des Prothesenbenutzers eingedrückt werden und so bei umlaufender Verdickung (2) einen kreisförmig wandernden Reiz ausüben.

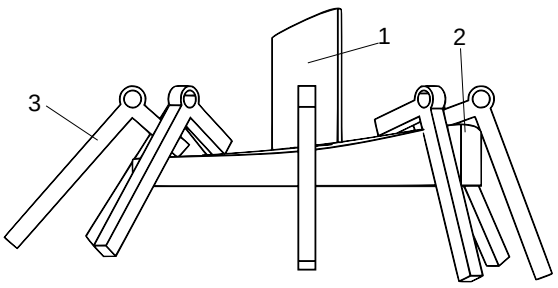


Abbildung 3.5: *Konzeptvariante 5: Rotor 1, Verdickung 2, Fühlerelemente 3*

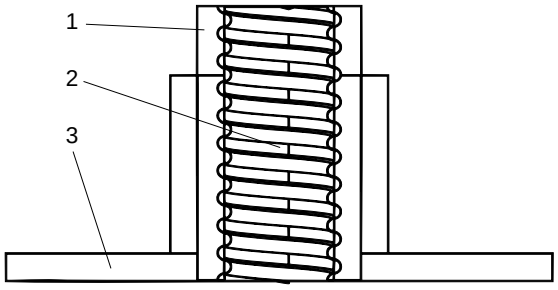


Abbildung 3.6: *Konzeptvariante 6: Rotor 1, Gewindespindel 2, Gehäuse 3*

3.1.6 Konzeptvariante 6

Konzeptvariante 6 stellt eine Art Druckstempel dar und umfasst einen Rotor (1), eine Gewindespindel (2) und ein Gehäuse (3). In Abbildung 3.6 ist diese Variante dargestellt. Der Rotor (1) ist mit einem zur Gewindespindel (2) gegen gleich verlaufenden Innengewinde ausgebildet, in das die Gewindespindel (2) eingeschraubt

ist. Bei Drehung des Rotors (1) wird die Gewindespindel (2) ausgefahren und in die Haut des Prothesennutzers eingedrückt. Die Stärke des Drucks wird durch den Ausfahrweg der Gewindespindel (2) erzielt und ist so auch, je nach Haltepunkt des Rotors (1), variierbar.

3.1.7 Konzeptvariante 7

Die in Abbildung 3.7 gezeigte Konzeptvariante 7 basiert auf einem der Konzeptvariante 6 (siehe Abschnitt 3.1.6) ähnlichen Prinzip. Am Rotor (1) ist ein Kegelrad ausgebildet, das zwei koaxial angeordnete Kegelräder (2,3) antreibt. In jedem Kegelrad (2,3) ist ein Innengewinde mit eingebrachter Gewindespindel ausgebildet. Die Gewindespindeln werden durch die Rotation der Kegelräder (2,3) ausgefahren. Dies bietet mehrere Möglichkeiten, weitere Elemente an den Kegelrädern (2,3) anzubringen und unterschiedliche Reize beim Prothesennutzer zu erzeugen. Beispielsweise könnten Fühlerelemente an den Gewindespindeln angebracht werden, die synchron vom Zentrum nach außen über die Haut des Nutzers streichen. Auch wäre beispielsweise möglich, dass durch die entsprechende Ausbildung der Gewinde eine Gewindespindel ausfährt, während die zweite Gewindespindel einfährt.

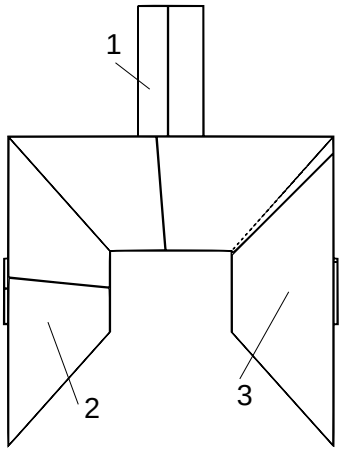


Abbildung 3.7: *Konzeptvariante 7: Rotor 1, Kegelräder 2,3*

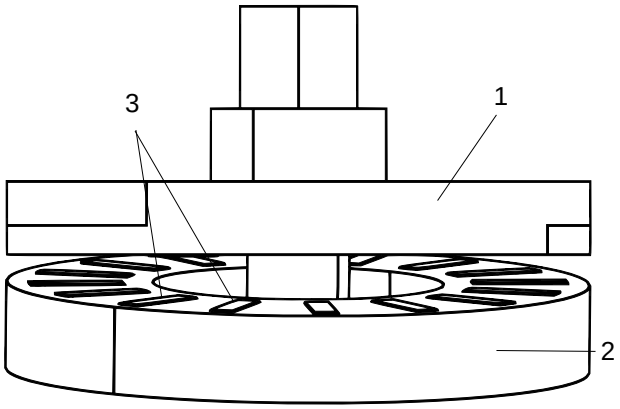


Abbildung 3.8: *Konzeptvariante 8: Rotor 1, Scheibe 2, Magnete 3*

3.1.8 Konzeptvariante 8

Die Konzeptvariante 8 baut auf dem Prinzip des Magnetismus auf und kombiniert mechanische Gegebenheiten mit Anziehungs- bzw. Abstoßungskräften von gleichen bzw. gegengleichen Polungen der Magnete. In Abbildung 3.8 sind ein scheibenförmiger Rotor (1) und eine mit Magnete (3) bestückte Scheibe (2) dargestellt. Im Rotor (1) ist ein Magnet eingebettet, der eine gegensätzlichen Polung zu den in der Scheibe (2) eingearbeiteten Magneten (3) aufweist. Die Scheibe (2) ist um das Zentrum des Rotors (1), beispielsweise durch ein Kugelgelenk, verschwenkbar. Bei Drehung des Rotors (1) läuft der im Rotor (1) angebrachte Magnet um und drückt den jeweils gegenüberliegenden Magnet (3) der Scheibe (2) von sich weg, wodurch die Scheibe (2) um das Zentrum des Rotors (1) verkippt wird. Bei weiterem Umlauf des Rotors (1) wird dann der nächste Magnet (3) beaufschlagt und die Scheibe (2) taumelt unter dem Rotor (1) mit dem auf dem Rotor (1) befestigten Magnet mit. So wird ein umlaufender Druck durch die Unterseite der Scheibe (2) auf der Haut des Prothesennutzers erzeugt, die der Prothesennutzer als umlaufende, rotierende Druckbeaufschlagung wahrnimmt.

3.1.9 Anwendbarkeit und Umsetzbarkeit der Konzeptvarianten

Für die weitere Entwicklung der Prototypen wurden die Konzeptvarianten 1 bis 8 auf ihre Umsetzbarkeit, Probleme bei der Konstruktion, Anzahl von Teilen und Komplexität, Anwendbarkeit, Anzahl und Art der möglichen übermittelbaren Reize sowie die erzielbare Miniaturisierung und weitere Reduktion und Verstärkung der erzielbaren Reize analysiert.

Die Nachteile der Konzeptvariante 1 (siehe Abschnitt 3.1.1) wurden in der Größe und Komplexität des Aufbaus gesehen, so liegt wahrscheinlich eines der Probleme darin, wie die Relativbewegung der Taumelscheibe zu den Stempeln ohne Verklemmung zu erreichen ist und wie die Stempel in einem Gehäuse geführt werden könnten. Weiters kann, neben dem Nachteil der hohen Bauform, auch nur Druck auf die Haut aufgebracht werden und die geringe Auflösung von Druckunterschieden durch die Rezeptoren der menschlichen Haut wurde im Konzeptstadium als nicht ausreichend angesehen. Aus diesen oder ähnlichen Gründen wurden auch die Konzeptvarianten 2, 3, 4, 5 und 7 für eine weitere Prototyp-Entwicklung nicht weiterverfolgt, wobei hauptsächlich Probleme in der Umsetzbarkeit und der

Komplexität der Konstruktion zur Ablehnung dieser Varianten führte.

Die Konzeptvariante 5 (siehe Abschnitt 3.1.5) wurde ebenso als zu komplex erachtet, da die Aufhängung der Fühlerelemente und das möglicherweise hohe benötigte Drehmoment des Rotors beim Eindrücken der Fühlerelemente in die Haut als große Nachteile angesehen wurden und diese Variante daher nicht weiterverfolgt wurde.

Die Konzeptvariante 8 (siehe Abschnitt 3.1.8) wurde auf Grund ihrer geringen Bauhöhe, der Einfachheit des Aufbaus und der Variation der Druckkraft durch den Austausch von Magneten, als aussichtsreichste Variante angesehen. Weiters wurden auch während der Evaluierung der Konzeptvarianten bereits weitere, womöglich noch aussichtsreichere Varianten eines Feedbackgerätes mit Magnete diskutiert und der Anstoß aus der Konzeptvariante 8 in einem ersten Vorversuch, im Folgenden Prototyp 2 (siehe Abschnitt 3.2), realisiert und weiterentwickelt.

3.2 Realisierte Prototypen

In diesem Abschnitt werden die Entwicklung, die verschiedenen Varianten und zum Teil die Entwicklungsstufen der Prototypen beschrieben. Am Ende der Entwicklung wurden vier funktional unterschiedliche Prototypen gebaut und für die Tests und die Validierung hergestellt. Zwischen der Konzeptentwicklung und den Prototypen wurden zahlreiche Verbesserungen und Änderungen realisiert, bzw. die erstellten Zwischenstufen durch Veränderungen und Anpassung anhand der gewonnenen Erkenntnisse verbessert. Die Prototypen wurden parallel weiterentwickelt, die Benennung der Prototypen, Prototyp 1 bis 4, stellt daher keine zeitliche Reihung der Entwicklung der Prototypen dar.

Um den Rahmen dieser Diplomarbeitsschrift nicht zu sprengen wird auf eine detaillierte Erläuterung von Zwischenstufen der Prototypen verzichtet, es werden lediglich einzelne Zwischenstufen zur Darstellung des Entwicklungsprozesses einzelner Prototypen herangezogen. Die vier Prototypen werden jeweils in ihrem Aufbau und der Wirkungsweise erläutert.

3.2.1 Grundlegender Aufbau

Der grundlegende Aufbau der Prototypen ist für Prototyp 1 bis Prototyp 4 ident. Abbildung 3.9 zeigt den grundlegenden Aufbau der Prototypen bestehend aus einem Gehäuse (1), der Motorgetriebeeinheit (2) und dem Aktuator (3). Die Entwicklung des Gehäuses wird in Abschnitt 3.2.3 näher erläutert, die der Motorgetriebeeinheit in Abschnitt 3.2.2 und die Entwicklung und Beschreibung der Aktuatoren in Abschnitt 3.2.4 bis 3.2.7.

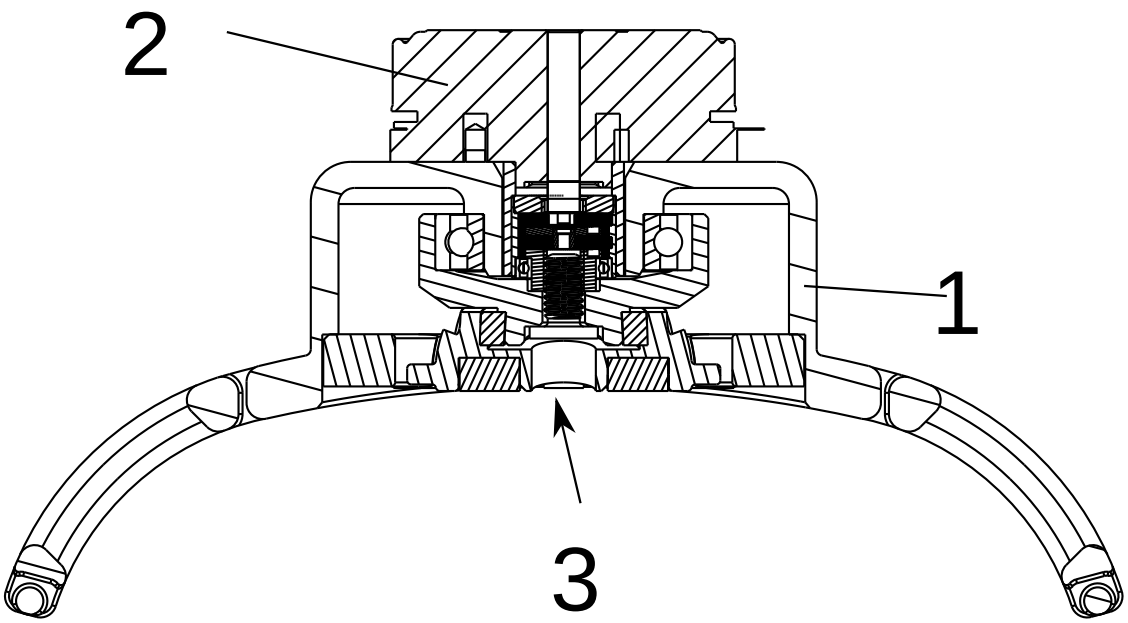


Abbildung 3.9: *Grundlegender Aufbau der Prototypen: Gehäuse (1), Motorgetriebeeinheit (2), Aktuator (3)*

3.2.2 Motorgetriebeeinheit

Als Ausgangspunkt für den Antrieb wurden die bei Otto Bock bereits verwendeten Motoren EC 32 flat (siehe Abbildung 3.10, Datenblatt siehe: Anhang A, Seite B) und EC 45 flat (Datenblatt siehe: Anhang B, Seite C) der Firma Maxon Motor herangezogen. Die Typen-Kennzahlen der Motoren 32 und 45 bezeichnen den Außendurchmesser des Rotors der Motoren in mm. Durch die geringe Bauhöhe der Motoren wurden diese als besonders geeignet eingestuft, und auch aus wirtschaftlichen Gründen ausgewählt, da diese Motoren bereits in anderen Produkten der Otto Bock Healthcare Products GmbH verwendet werden. Die beiden Kurzschlussläufer-Motoren wurden entsprechend den Anforderungen an eine möglichst geringe Bau-

größe adaptiert. Zur Gestaltung einer besseren Übersetzung wurden die Motoren mit einem bei Otto Bock, für den Antrieb von Prothesengelenken, verwendeten Planetengetriebe erweitert. Das Getriebe ist ein 2-stufiges Planetengetriebe mit einer Gesamtübersetzung von 1 zu 25. Jede Planetenstufe besteht aus drei Planetenräder und einem Sonnenrad.

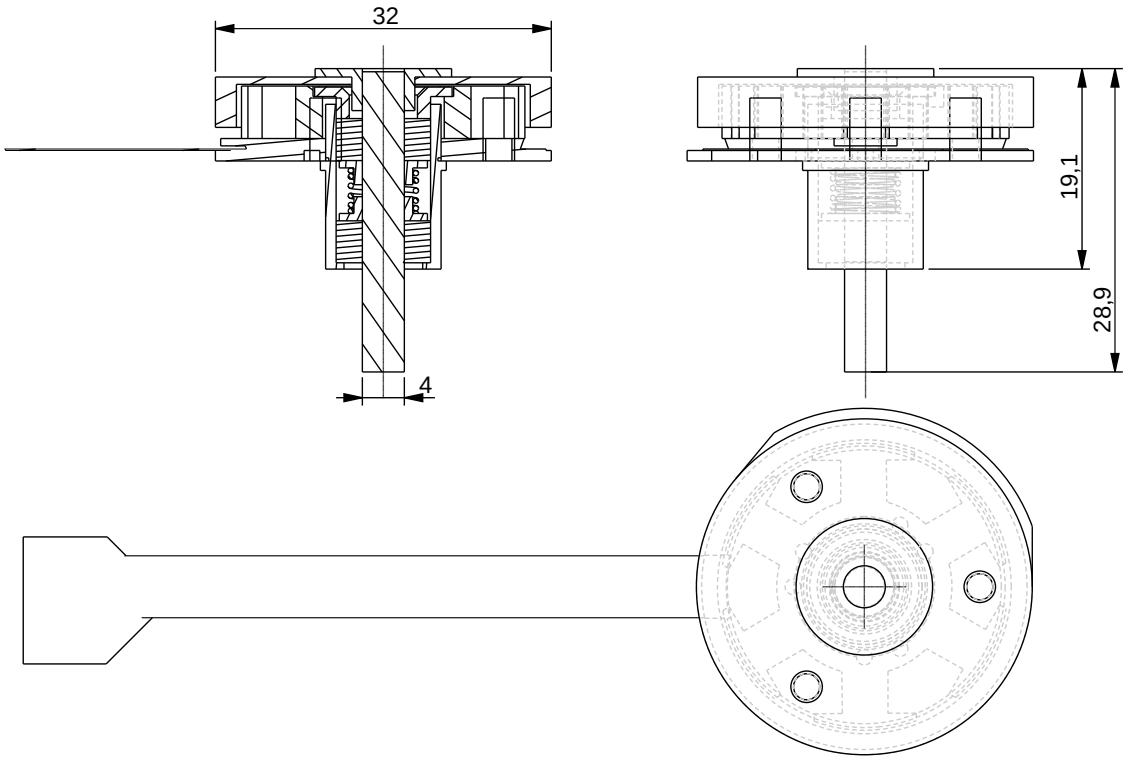


Abbildung 3.10: *Motor Maxon EC 32 flat*

Um den Anbau des Planetengetriebes direkt an den Motoren verwirklichen zu können, wurden die Motoren demontiert, und die Wellen ausgebaut. Die Wellen wurden auf die erforderliche Länge gekürzt und am rotorfernen Ende wurde eine Wellenstufe mit geeignetem Presssitz ausgeformt, um ein Zahnrad mit Modul 0.2 mm aufzupressen, das dann als Sonnenrad der ersten Getriebestufe das Getriebe antreibt. Weiters wurde eine Gehäusehülle konstruiert und gefertigt, worin das Getriebe und das Wellenlagergehäuse des jeweiligen Motors in einem Presssitz geführt und integriert sind. Das auf die Welle aufgepresste Zahnrad dient als Antrieb der ersten Planetenstufe und ermöglicht die Einleitung des Drehmoments und der Winkelgeschwindigkeit in die erste Planetenstufe.

Am Ende des Getriebes sind zwei Fortsätze angeordnet, die die Übertragung des Drehmoment an den Rotor des jeweiligen Aktuators bzw. Prototypen erleich-

tert. Die Rotoren weisen jeweils am Anschlusspunkt, also an dem dem Getriebe angeordneten Ende, radial verlaufende Ausnehmungen auf, in die die Fortsätze der Motorgetriebeeinheit bzw. des Getriebes in einem Presssitz eingreifen und das Drehmoment der Motorgetriebeeinheit an den jeweiligen Aktuator abgibt. Der Rotor ist am Getriebe mit einer Schraube befestigt, wodurch der Rotor, das Kugellager des Rotors und die Motorgetriebeeinheit am Gehäuse verspannt sind.

Der Motor EC 32 flat mit eingebautem Planetengetriebe hat eine Gesamtlänge von 28,8 mm der EC 45 flat eine Gesamtlänge von 30,6 mm. Die Motoren wurden in den Versuchen jeweils mit 9 V versorgt.

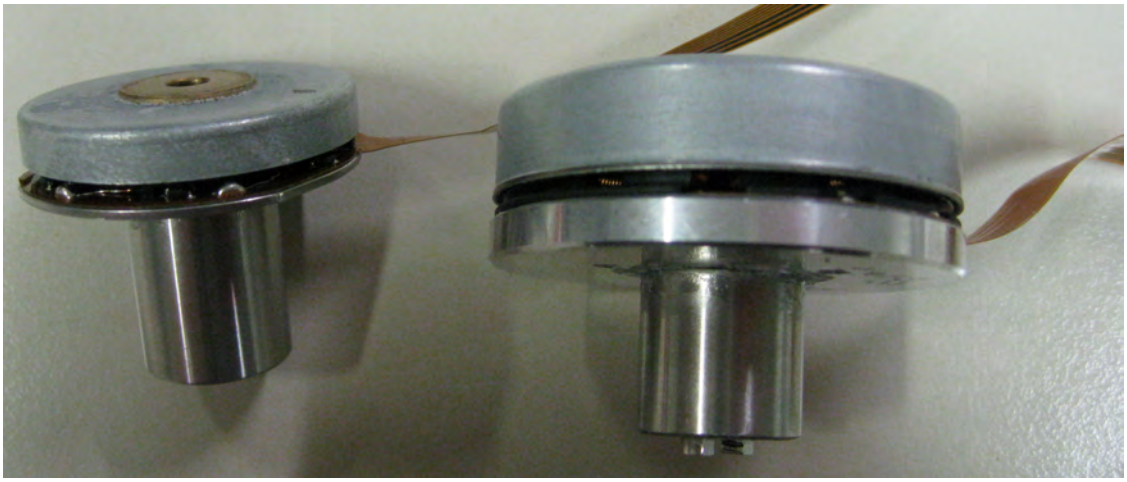


Abbildung 3.11: *Zusammengebaute Motoren EC 32 flat (links) und EC 45 flat (rechts) jeweils mit angebautem Getriebe*

3.2.3 Gehäuse

Das Gehäuse trägt die Motorgetriebeeinheit sowie ein Kugellager zur Abstützung des Rotors. Das Gehäuse wurde im Lauf der Entwicklung von einem flachen, ebenen Gehäuse für die ersten funktionellen Tests der Wirkprinzipien unterschiedlicher Aktuatoren zu einem, den anatomischen Gegebenheiten des Unterarms angepassten, armbanduhrähnlichen Gehäuse weiterentwickelt.

Das Ergebnis der Gehäuseentwicklung ist in Abbildung 3.12 dargestellt. Abbildung 3.12 [a] zeigt das Gehäuse als flachen Träger für einzelne Bauteile einer Versuchsanordnung mittels derer einzelne Wirkmechanismen auf grundlegende Funktionalität untersucht wurden. Dabei wurden ein handgetriebener Rotor durch das

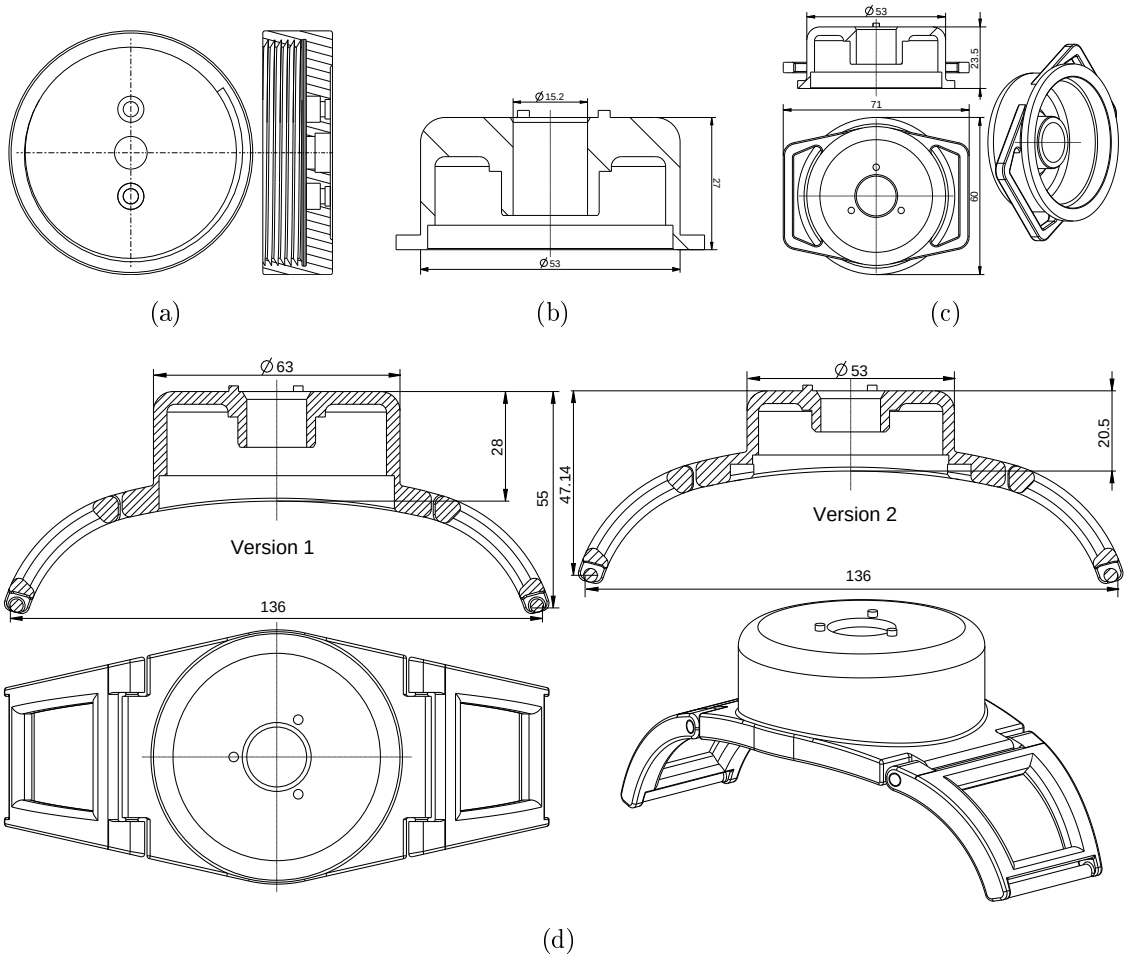
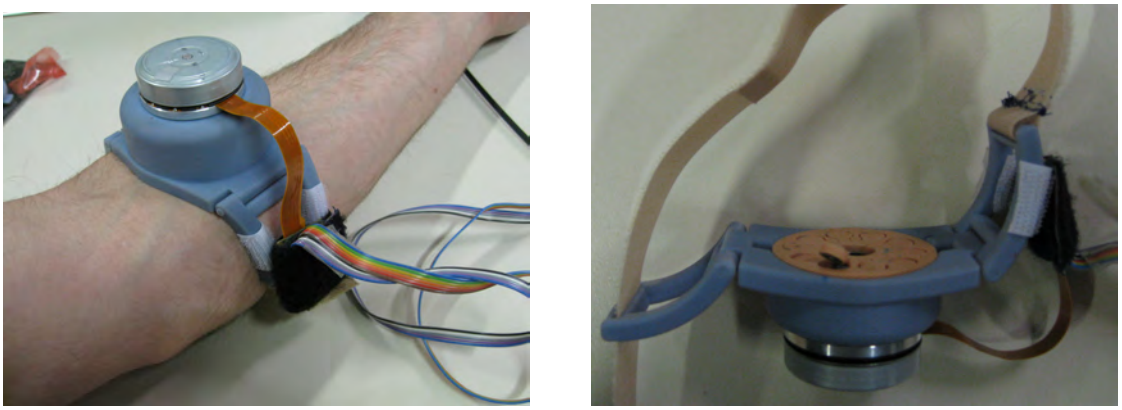


Abbildung 3.12: *[a] Erste Versuchsversion des Gehäuses; [b] Gehäuse zum Anbau der Motorgetriebeeinheit; [c] Gehäuseversion mit seitlichen Halterungen; [d] Endversionen des Gehäuses*

Zentral angeordnete Durchgangsloch befestigt. Diese Variante des Gehäuses diente vorrangig zur Erprobung der prinzipiellen Kraftübertragung von einem Rotor auf einen Aktuator mittels Permanentmagnete. Abbildung 3.12 [b] zeigt eine Version des Gehäuses in der die Motorgetriebe-Einheit eingebaut und befestigt werden konnte. An der unteren Öffnung wurden die ersten Versuchsversionen der Aktuatoren angebracht und diese auf grundlegende Funktionalität bei motorgetriebener Betätigung getestet. In Abbildung 3.12 [c] ist das Gehäuse mit seitlichen Halterungen dargestellt, an dem ein flexibles Band befestigt wurde, um das Gehäuse mit integrierter Motorgetriebeeinheit und verschiedenen Aktuatoren am Unterarm der ersten Probanden zu fixieren. Abbildung 3.12 [d] zeigt die beiden Endversionen des Gehäuses. Es wurden für die vier, in Abschnitt 3.2.4 bis 3.2.7, erläuterten Prototypen zwei Versionen des Gehäuses entwickelt, die an den benötigten Platzbedarf

bzw. die Bauhöhen der vier unterschiedlichen Wirkmechanismen angepasst wurden. Die Versionen der Gehäuse unterscheiden sich lediglich in der Bauhöhe und dem Außendurchmesser, die bei Version 1 größer als bei Version 2 sind. Zur Entwicklung der Endversionen des Gehäuses (Version 1 und Version 2) wurde, zur besseren Anpassung an den menschlichen Unterarm, die Auflagefläche an der Unterseite mit einer an den Unterarm angepassten Krümmung versehen und um zwei seitlich angeordnete, klappbare bzw. verschwenkbare Flügel erweitert. An den Enden der Flügel wurde jeweils an einem dort angeordneten Steg ein Textilband mit Klettverschluss (siehe Abbildung 3.13) befestigt. Das Textilband wird um den Arm der Probanden gelegt und entsprechend dem Armumfang, mittels des Klettverschlusses, angepasst und befestigt. Die Krümmung des Gehäuses, die verschwenkbaren Flügel und das Textilband ermöglichen eine Anpassung an unterschiedliche Armumfänge von Probanden bei gleichzeitig bestmöglicher Auflage an der Oberfläche des Arms. In weiterer Folge wurde das Gehäuse mit der montierten Motorgetriebeeinheit und jeweils einem daran befestigten Aktuator für die Versuche an der Innenseite des rechten Unterarms etwa 5 cm unterhalb des Ellbogengelenks (siehe Abschnitt 4.1), der Probanden befestigt.



(a) (b)

Abbildung 3.13: *[a] Befestigung des Gehäuses am Unterarm eines Probanden; [b] Gehäuseversion 1 mit angebauter Motorgetriebeeinheit und eingesetztem Aktuator nach Prototyp 3 - Magnetscheibe*

Version 1 des Gehäuses für Prototyp 2 (siehe Abschnitt 3.2.5) und Prototyp 3 (siehe Abschnitt 3.2.6) erreichte eine Gesamthöhe von 20.5 mm. Die Gehäuseversion 2, die für Prototyp 1 (siehe Abschnitt 3.2.4) und Prototyp 4 (siehe Abschnitt 3.2.7) herangezogen wurde, weist eine Gesamthöhe von 28 mm auf. Der Durchmesser der beiden Gehäuseversionen variiert ebenfalls, wobei für die

Gehäuseversion 1 ein Durchmesser von 63 mm und für die Gehäuseversion 2 ein Durchmesser von 53 mm erreicht werden konnte. Beide Gehäuseversionen weisen an der Oberseite drei Fortsätze (siehe Abbildung 3.12 [d]) auf, die gegengleich zu den Befestigungsöffnungen der Motoren ausgebildet sind und in diese auch eingreifen, um eine Verdrehung des Motors im Betrieb relativ zum Gehäuse zu verhindern.

Version 1 der beiden Endversionen des Gehäuses (siehe Abbildung 3.12 (d) Version 1) mit eingebautem Motor EC45 flat ist in Abbildung 3.14 gezeigt. Am rechten Flügel des Gehäuses ist ein Klettverschluss (weiß) aufgeklebt, an dem der Anschluss der Stromversorgung des Motors und die Verbindung mit der Steuerung befestigt sind.

Das Gehäuse, wie auch die meisten Teile der Aktuatoren wurden in einem 3D-Druckverfahren hergestellt. Aus den einzelnen technischen Zeichnungen, die mit dem 3D CAD/CAM/CAE Programm Pro/ENGINEER Wildfire 4.0 des Softwareherstellers PTC erstellt wurden, wurden die 3D-Druckmodelle abgeleitet und in einem blau eingefärbten thermoplastischen Kunststoff ABS (Acrylnitril-Butadien-Styrol) gedruckt.

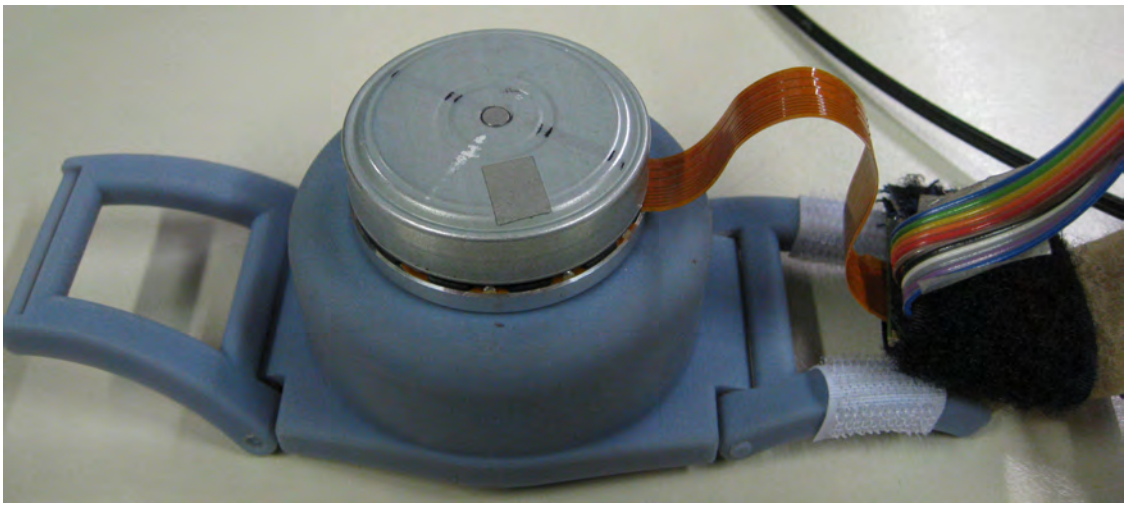


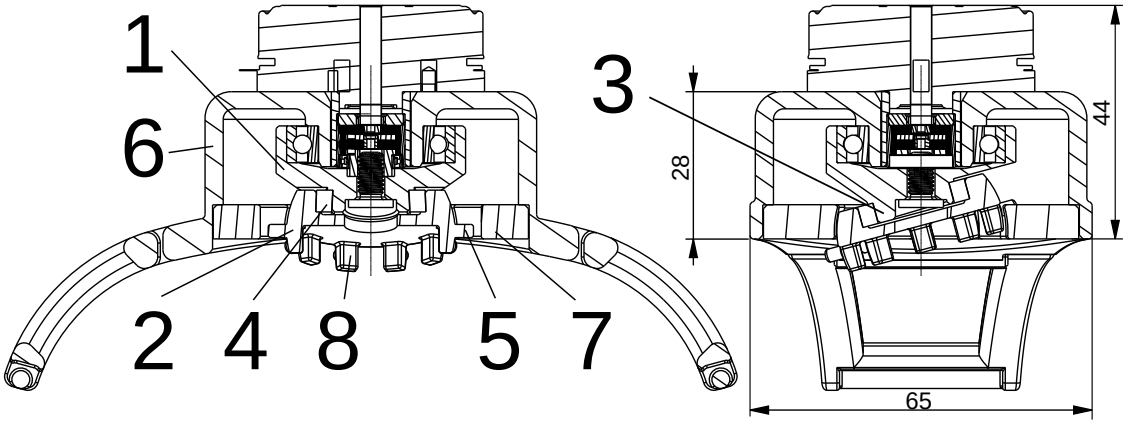
Abbildung 3.14: *Gehäuse mit Motor*

3.2.4 Prototyp 1 - Taumelscheibe

Im Folgenden werden der Aufbau und die Wirkungsweise des Prototyps 1 beschrieben.

Aufbau - Prototyp 1

Prototyp 1, dargestellt in Abbildung 3.15, mit der Bezeichnung Taumelscheibe wurde aus der Konzeptvariante 1 (siehe Abschnitt 3.1.1) in Kombination mit der Konzeptvariante 11 abgeleitet.



(a)

(b)

Abbildung 3.15: *Prototyp 1 - Taumelscheibe: [a] Aufbau der Taumelscheibe: Rotor (1), Taumelscheibe (2), Fortsatz (3), Kugellager (4), Verdrehsicherung (5), Gehäuse (6), Sicherungsscheibe (7), quaderförmige Erhebungen (8); [b] Prototyp 1 - Taumelscheibe mit Sicht auf den Aktuator*

Wie in Abschnitt 3.2.8 dargelegt, wurde die Anlenkung der Stempel der Konzeptvariante 1 als Problem angesehen, daher wurde im Laufe der Umsetzung und der Konstruktion des Prototyps 1 eine Alternative dazu gesucht. Die Problemstellung des Prototyps 1 war es, die drehende Bewegung des Motors in eine Kraftaufbringung senkrecht zur Motorachse bzw. der Haut eines Probanden umzuwandeln. Die bei der Konzeptvariante 1 am Rotor selbst angeordnete mitrotierende Taumelscheibe wurde im Laufe der Weiterentwicklung vom Rotor entkoppelt. Um die taumelnde Bewegung, also die Höhendifferenz der diametral gegenüberliegenden Punkte der Taumelscheibe, im Betrieb zu erhalten wurde der Rotor an dessen Ende um einen schräg zur Rotorachse im Winkel von 15° geneigten kreiszylindrischen Fortsatz erweitert. An dem Fortsatz ist ein Kugellager angeordnet auf dessen Außenring die kreisrunde Taumelscheibe befestigt ist.

Eine Aufgabenstellung in der Konstruktion des Prototyps 1 war es zu verhindern, dass die Taumelscheibe mit dem Rotor mitrotiert. In den ersten Versuchen wurde festgestellt, dass die Verdrehung der Taumelscheibe zwar durch die Haftreibung mit der Haut der Probanden ausreichend verhindert wurde. Es konnte jedoch nicht zweifelsfrei gewährleistet werden, dass die Taumelscheibe nicht durchrutscht.Ein mitrotieren würde zu einem Verlust an Signalen führen oder bei einem etwaigen Prothesennutzer zu einem Vertrauensverlust in das Feedbackgerät führen und so die Nutzung beeinträchtigen könnte. Daher wurde die Taumelscheibe um eine Verdrehsicherung, bestehend aus zehn gleichmäßig über den Umfang der Taumelscheibe verteilten Zapfen, ergänzt. An der Unterseite des Gehäuses ist eine ebene Sicherungsscheibe eingepresst an deren inneren Umfang auch jeweils zehn Ausnehmungen eingebracht sind, an denen die Zapfen entlanggleiten und so eine Verdrehung der Taumelscheibe zuverlässig verhindern.

Im Lauf der Entwicklung wurde der Prototyp 1 um quaderförmige Erhebungen erweitert. Die zehn quaderförmigen Erhebungen sind, gleich den Zapfen der Verdrehsicherung, gleichmäßig über den Umfang der Taumelscheibe verteilt und sitzen jeweils über den Zapfen an der nach unten bzw. zur Haut weisenden Oberfläche der Taumelscheibe. Die quaderförmigen Erhebungen verstärken den durch die Taumelscheibe ausgeübten Druck auf die Haut der Probanden.

Die Abmessungen des Prototyps 1 mit dem Gehäuse betragen 63 mm im Durchmesser und 28 mm in der Höhe ohne bzw. 44 mm mit aufgesetzter Motorgetriebeeinheit.

Wirkungsweise - Prototyp 1

Die Wirkungsweise des Prototyps 1 ist in Abbildung 3.16 dargestellt. Im Folgenden wird jeweils die Positionsänderung des vordersten Zapfen (1) analog zur Abbildung 3.16 [a] bis [d] beschrieben. Die einzelnen Phasen des Zapfen (1) werden, abhängig von der Lage der Zapfen auf der Taumelscheibe, zeitlich versetzt analog durchlaufen. Die Taumelscheibe rotiert, beginnend mit dem vordersten Zapfen in Mittellage (Abbildung 3.16 [a]), mit dem Rotor entgegen dem Uhrzeigersinn mit. Nach einer 1/4 Umdrehung des Rotors wird der Zapfen aus der Mittellage in die maximale Anhebung ausgelenkt (Abbildung 3.16 [b]). Nach einer anschließenden 1/2 Umdrehung des Rotors wird der Zapfen der Taumelscheibe wieder über die Mittellage (Abbildung 3.16 [d]) in die maximale Tiefe abgesenkt (Abbildung 3.16 [d]). Nach einer weiteren 1/4 Umdrehung wieder in die Mittellage (Abbildung 3.16 [a]) bzw. die Ausgangslage zurück versetzt.

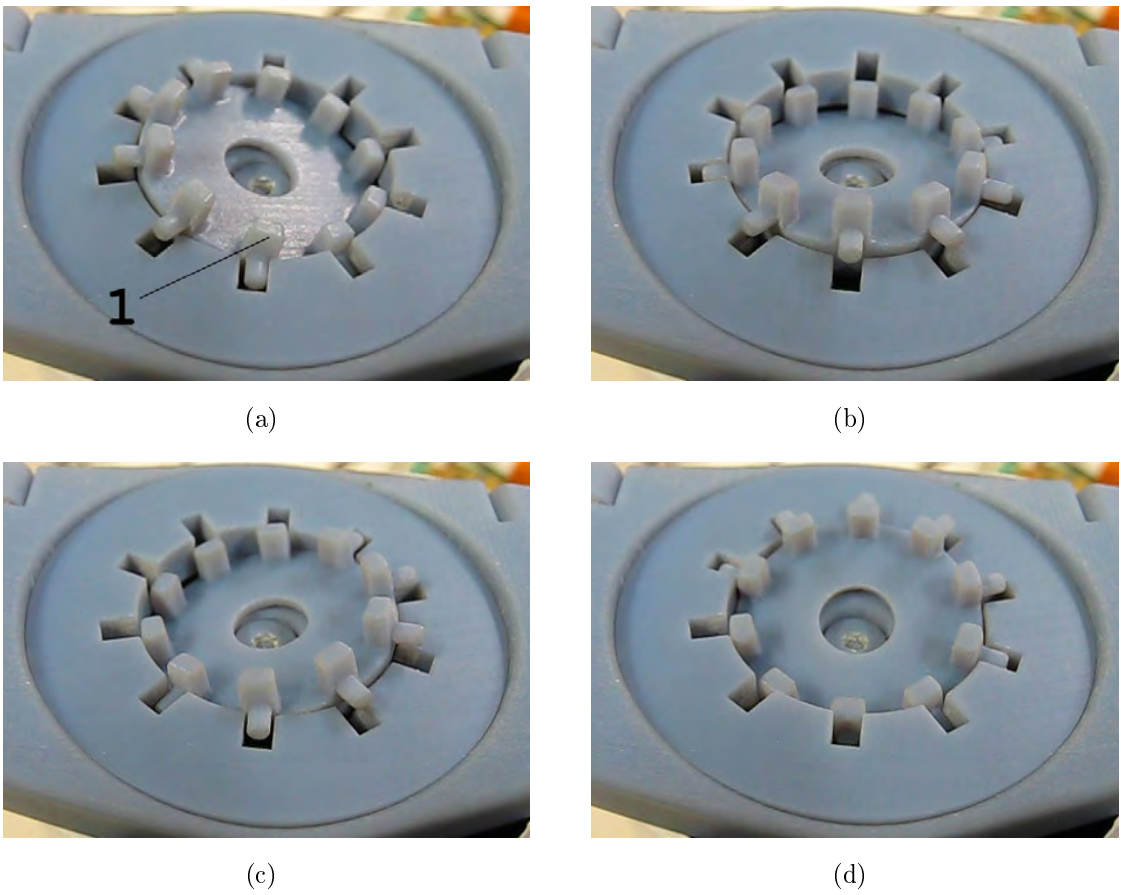


Abbildung 3.16: *Wirkungsweise des Prototypen 1: [a] Mittellage des Zapfen 1 ; [b] Maximale Anhebung ; [c] Mittellage; [d] maximale Absenkung*

Je Umdrehung des Rotors vollziehen die Zapfen der Taumelscheibe jeweils einen Durchlauf der maximalen Höhendifferenz zwischen maximaler Absenkung und maximaler Anhebung von 7 mm. Der mittlere Durchmesser, an dem die Zapfen angeordnet sind, also der Wirkdurchmesser, beträgt 32 mm. Die Abmessung der Deckfläche jedes Zapfens beträgt 3 mm x 4 mm und hat somit eine Wirkfläche von 12 mm^2.

3.2.5 Prototyp 2 - Klappen-Mechanismus

Im Folgenden werden der Aufbau und die Wirkungsweise des Prototyps 2 beschrieben.

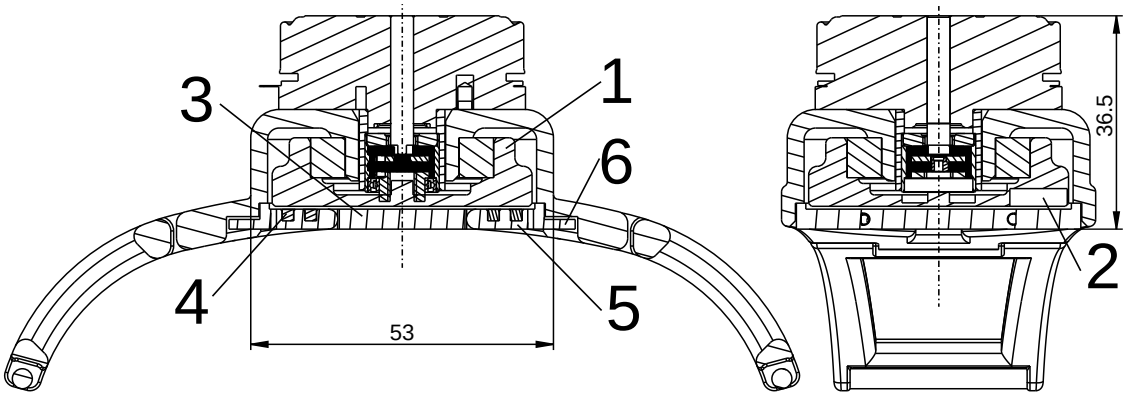
Aufbau - Prototyp 2

Der Prototyp 2 mit der Bezeichnung Klappen-Mechanismus basiert auf der Konzeptvariante 8 (siehe Abschnitt 3.1.8) und ist in Abbildung 3.17 dargestellt.

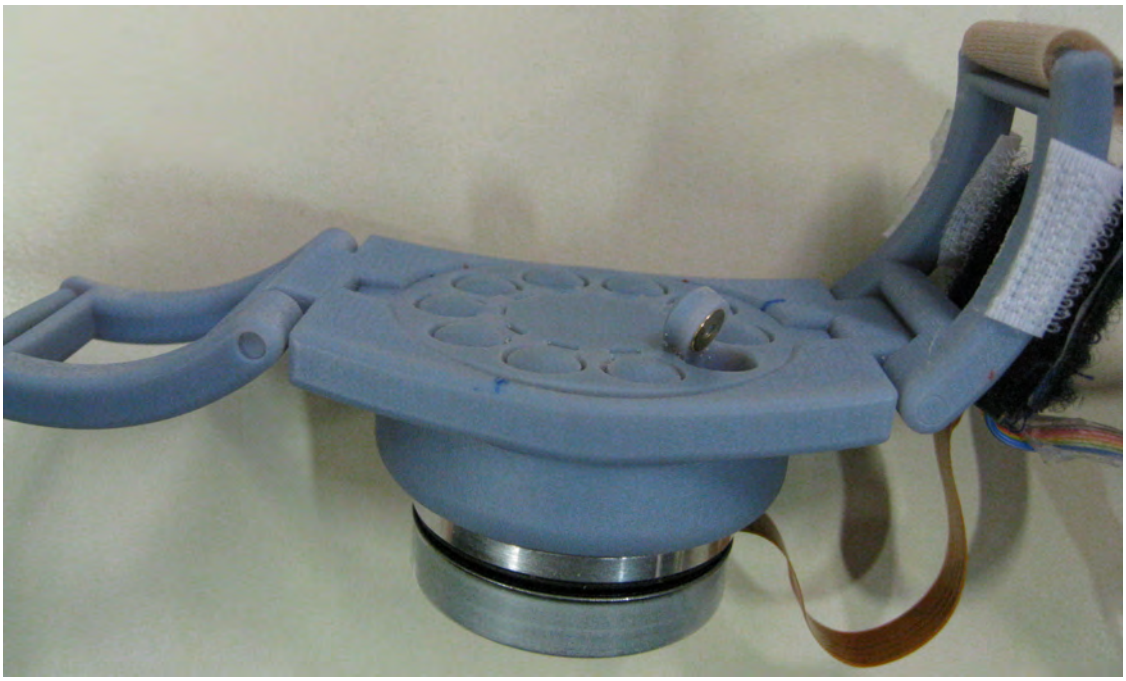
Auf dem Rotor ist wie auch in der Konzeptvariante 11 ein Rotormagnet angeordnet. Der Rotormagnet ist ein Permanentmagnet Typ S-10-03-N[1] bestehend aus einer magnetisierten Neodym-Eisen-Bor-Legierung mit einer Beschichtung aus Nickel (Ni-Cu-Ni) und ist im Durchmesser 10 mm und in der Höhe 3 mm. Der Rotor ist als gleichmäßige Scheibe ausgebildet, um etwaige Unebenheiten und störende Vibrationen zu vermeiden. Auf der dem Rotor gegenüberliegenden Aktuatorscheibe sind zehn bewegliche Klappen gleichmäßig über den Umfang, also jeweils 36°, verteilt. Auf jeder Klappe ist ein Aktuatormagnet in einer in jeder Klappe angeordneten ringförmigen Vertiefung mit zentralem Zapfen eingebracht. Die Aktuatormagnete sind als Ringscheiben ausgebildete Permanentmagnete des Typs R-06-02-02-G[2], bestehend ebenfalls aus NdFeB (Neodym-Eisen-Bor) mit einer Beschichtung aus Gold auf Nickel (Ni-Cu-Ni-Au). Die Abmessungen der Aktuatormagnete beträgt 6 mm im Außendurchmesser bei einer Dicke von 2 mm und einer zentralen kreisrunden Ausnehmung von 2 mm. Der Rotormagnet und die Aktuatormagnete sind an den zueinander weisenden Oberflächen gleich gepolt, wodurch eine Abstoßung der jeweiligen Magnete bewirkt wird und so die Klappen in die Umgebung des Prototyps 2 ausgelenkt werden. Die Klappen sind jeweils

[1] Typ S-10-03-N, Firma Supermagnete; www.supermagnete.de; Datenblatt siehe Anhang C

[2] Typ R-06-02-02-G, Firma Supermagnete; www.supermagnete.de; Datenblatt siehe Anhang D



(a)



(b)

Abbildung 3.17: *Prototyp 2 - Klappen-Mechanismus: [a] Aufbau des Klappen-Mechanismus: Rotor (1), Rotormagnet (2), Aktuatorscheibe (3), Aktuatormagnet (4), Klappe (5), Verdrehsicherung (6); [b] Prototyp 2 - Klappen-Mechanismus mit Sicht auf den Aktuator*

auf zwei in die Aktuatorscheibe reichende Zapfen gelagert. Die Klappen können dabei bis maximal 90° aus der Ausgangsstellung ausgelenkt werden und liegen bei maximaler Auslenkung an einem Anschlag an. Um eine Verletzung bzw. zu große Irritation der Haut zu vermeiden, sind die Klappen jeweils an der der Haut zugewandten Oberfläche abgerundet und kuppelförmig ausgebildet, wobei die Kuppel geringfügig über die Oberfläche der Aktuatorscheibe hinausragt. Um

eine Verdrehung der Aktuatorscheibe durch die Rotation des Rotors und die Kraftauswirkung der Magneten zu unterbinden, weist die Aktuatorscheibe eine Verdrehsicherung auf, die als Fortsatz an der Aktuatorscheibe ausgebildet ist und in eine gegengleiche Vertiefung an dem Gehäuse eingreift.

Die Baugröße des Prototyps 2 beträgt mit Gehäusevariante 1 im Durchmesser 53 mm und in der Bauhöhe 20.5 mm ohne bzw. 36.5 mm mit eingesetztem Motor.

Wirkungsweise - Prototyp 2

Die Wirkungsweise des Prototyps 2 ist in Abbildung 3.18 dargestellt.

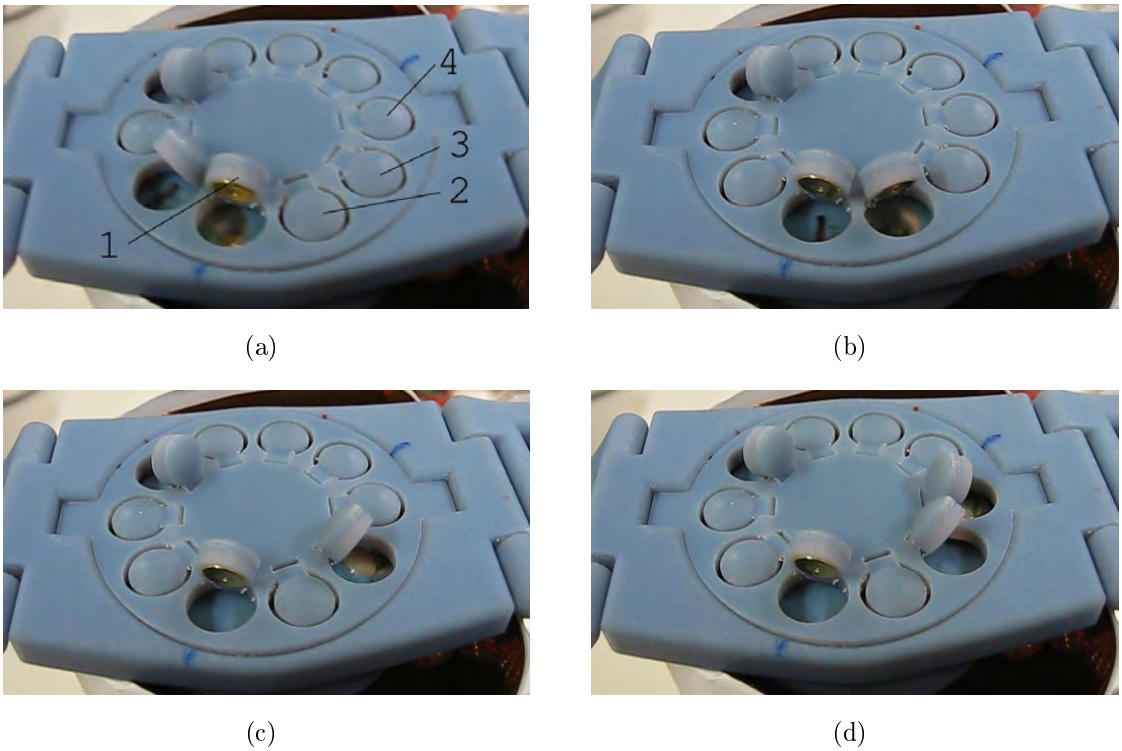


Abbildung 3.18: *Wirkungsweise des Prototyp 2: [a] Auslenkung Klappe 1; [b] Auslenkung Klappe 2; [c] Auslenkung Klappe 3; [d] Auslenkung Klappe 4*

Durch die gleiche Polung des Rotormagneten mit den Aktuatormagneten und die dadurch bewirkte Abstoßung der Magnete wird eine Auslenkung der Klappen aus der ebenen Lage in Richtung der Umgebung des Prototyps bzw. der gegebenenfalls darunter angeordneten Haut eines Probanden bewirkt. Durch die Auslenkung

wird Druck auf die Haut des Prothesennutzers ausgeübt. Der Rotor wird durch den Motor entgegen dem Uhrzeigersinn bewegt, und damit werden die Klappen im Uhrzeigersinn nacheinander ausgelenkt. In Abbildung 3.18 [a] ist der Rotormagnet direkt über der Klappe 1 positioniert und lenkt diese in Richtung der Umgebung aus. Wird der Rotor weiter verdreht, lenkt der Rotormagnet die weiteren Klappen aus (siehe Abbildung 3.18 [b] bis [d]). Durch den Verlauf der Magnetlinien des Rotormagneten und der Aktuatormagnete wird der jeweils ausgelenkte Aktuatormagnet in vielen Fällen wieder in die Ausgangsposition gezogen, jedoch nicht zuverlässig genug um dies immer zu gewährleisten. Bei Auflage des Aktuatoren auf der Haut bzw. dem Arm eine Probanden wird jedoch durch den Gegendruck der Haut die jeweils ausgelenkte Klappe in die Ausgangsposition zurück gedrückt.

Bei jeder Umdrehung des Rotors wird jede Klappe einmal ausgelenkt. Auf Grund der Magneteigenschaften wird die Kraft, die die Magnete aufeinander ausüben mit dem Abstand der Magnete zueinander geringer; da der Aktuator aber direkt auf der Haut des Prothesennutzers bzw. eines Probanden aufliegt, wird die jeweilige beaufschlagte Klappe nur wenige Millimeter ausgelenkt, wodurch die Kraftabnahme nur geringen Einfluss auf die Effektivität des Aktuators hat. Der mittlere Durchmesser, an dem die Klappen vom Zentrum des Rotors aus angeordnet sind, beträgt 35 mm. Die Kraft, die jeweils von den Klappen ausgeübt wird, beträgt 3,14 N, die Fläche der Klappen beträgt 50,26 mm^2 und die maximale Auslenkung 7,5 mm.

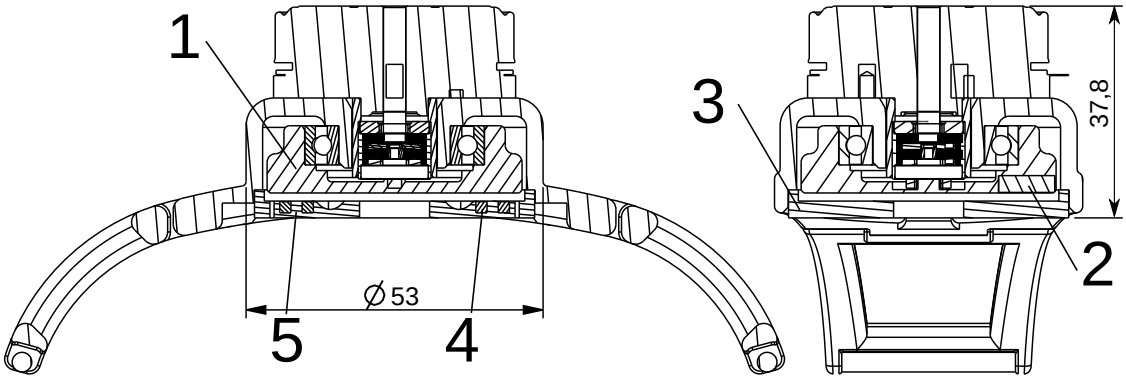
3.2.6 Prototyp 3 - Magnetscheibe

Im Folgenden werden der Aufbau und die Wirkungsweise des Prototyps 3 beschrieben.

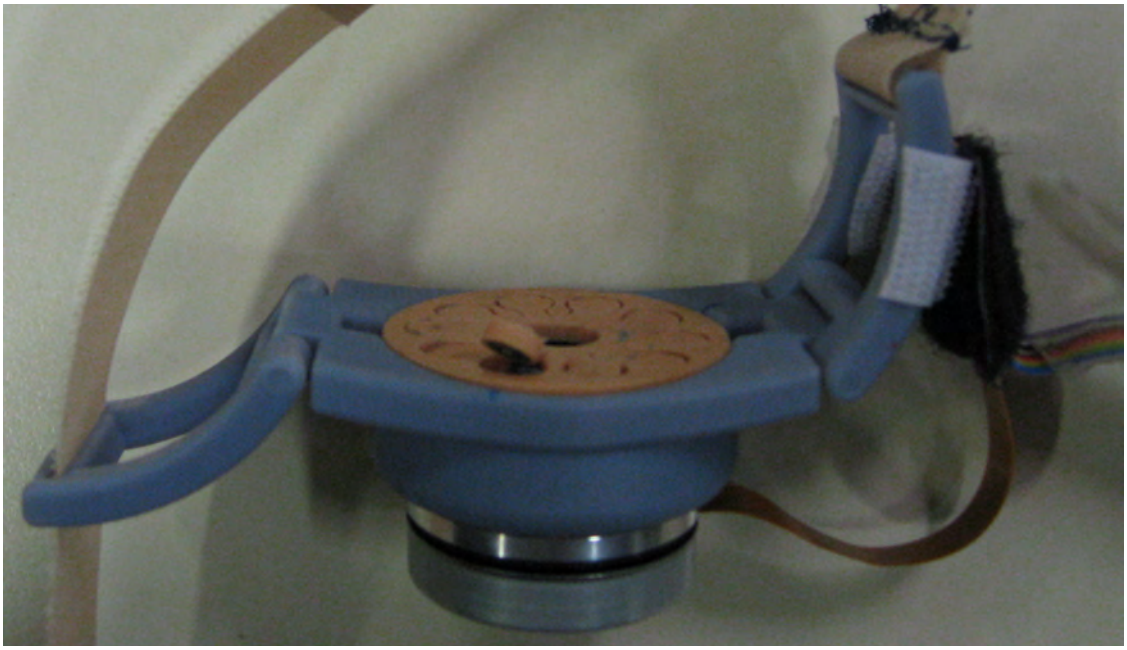
Aufbau - Prototyp 3

Prototyp 3 mit der Bezeichnung Magnetscheibe beruht auf der Konzeptvariante 8 und wurde vom Prototyp 2 abgeleitet. Der Aufbau des Prototyps 3 ist in Abbildung 3.19 dargestellt.

Prototyp 3 verwendet den selben Rotor mit einem darauf angeordneten Rotormagnet (Typ S-10-03-N, siehe Anhang C) wie Prototyp 2, wodurch sich der



(a)



(b)

Abbildung 3.19: *Prototyp 3 - Magnetscheibe: [a] Aufbau der Magnetscheibe: Rotor (1), Rotormagnet (2), Aktuatorscheibe (3), Aktuatormagnet (4), Lasche (5); [b] Prototyp 3 - Magnetscheibe mit Sicht auf den Aktuator*

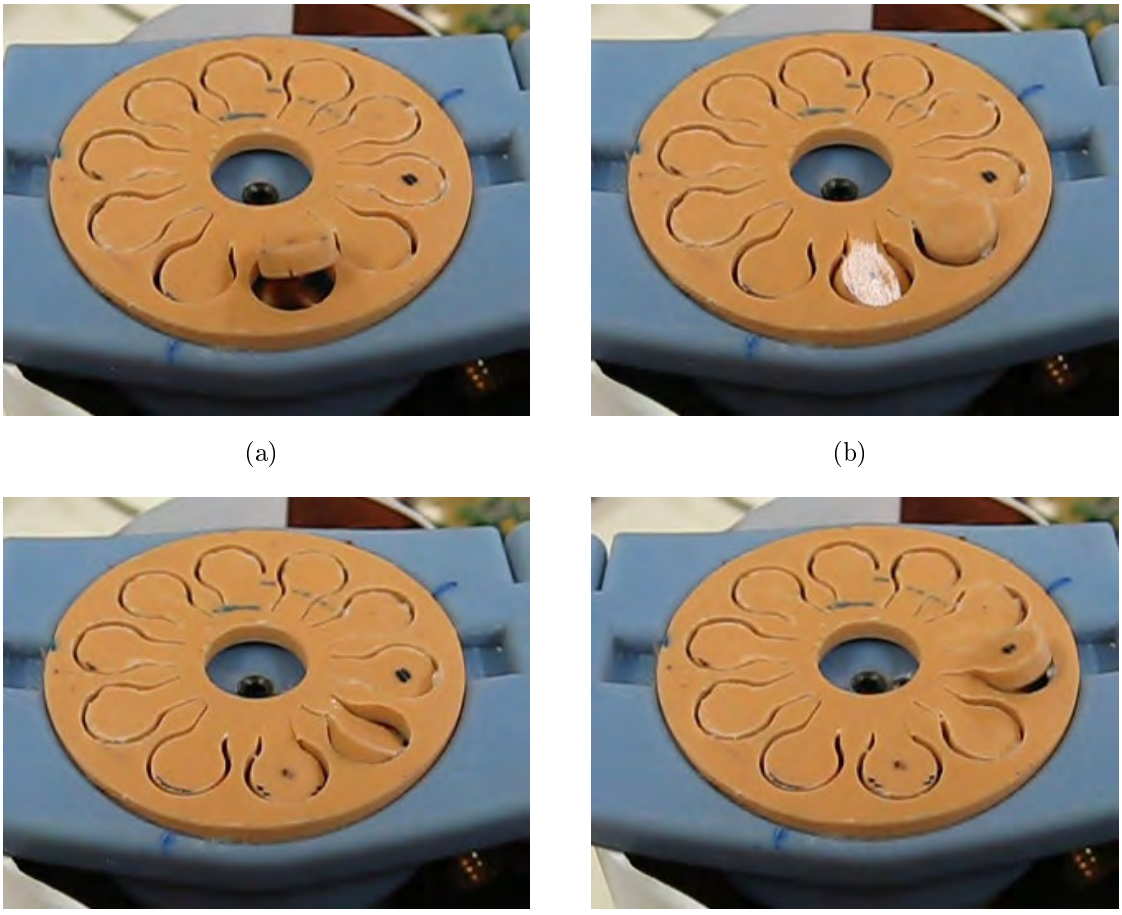
Prototyp 3 vom Prototyp 2 nur durch eine unterschiedliche Aktuatorscheibe bzw. eine abweichende Einbettung der Aktuatormagnete, die ebenfalls ident mit denen des Prototyps 2 sind (Typ R-06-02-02-G siehe Anhang D), unterscheidet. Während der Entwicklung des Prototyps 2 wurde, wie in 3.2.5 erwähnt, die mangelnde Rückstellung der Klappen als Problem angesehen. Daher wurde angedacht die Aktuatorscheibe bzw. die Anlenkung der Aktuatormagnete mittels flexibler Elemente an der Aktuatorscheibe zu verbessern und so eine automatische Rückstellung zu bewirken. In weiterer Folge wurde versucht die gesamte Aktuatorscheibe aus einem

flexiblen Kunststoff, einem Vakuum-Gießharz der Firma MTT herzustellen. Eine erste Aktuatorscheibe wurde mit dem Material 6120 (siehe Anhang F) hergestellt, wurde aber in den ersten Erprobungen als zu weich eingestuft, um die Laschen mit den daran befestigten Magneten entgegen des Eigengewichts rückzustellen. Die zweite Version der Aktuatorscheibe wurde dann aus dem Material 6130 (siehe Anhang F) gegossen. Die zweite Version erwies eine ausreichende Flexibilität bei gleichzeitig ausreichender Festigkeit, um über längere Benutzung eine gleichbleibende Rückstellung zu gewährleisten.

Die Aktuatorscheibe weist zehn sternförmig vom Zentrum ausgehende Laschen auf, in denen, wie beim Prototyp 2, zehn Magnetscheiben angeordnet sind. Die Aktuatormagneten sind auf einem mittleren Durchmesser von 35 mm angeordnet und gleichmäßig über den Durchmesser verteilt. Der Durchmesser jeder Auflage, an der der jeweilige Aktuatormagnet angeordnet ist, beträgt 8 mm und die Wirkfläche 50,26 mm^2. Die Baugröße des Prototyps 3 beträgt mit eingebauter Gehäusevariante 1 im Durchmesser 53 mm und in der Bauhöhe 21,8 mm ohne bzw. 37,8 mm mit eingesetztem Motor, da die Aktuatorscheibe aus fertigungstechnischen Gründen um 1,3 mm Dicker ist als die des Prototyps 2.

Wirkungsweise - Prototyp 3

Die Wirkungsweise des Prototyps 3 ist in Abbildung 3.20 dargestellt. Wird der Rotormagnet unter den einzelnen Aktuatormagneten positioniert, so werden die Lasche und die darin angeordneten Aktuatormagnete durch die gleiche Polung in Richtung der Umgebung des Aktuators bzw. an die Haut eines Probanden oder Prothesennutzers gedrückt. Abbildung 3.20 [a] zeigt die Auslenkung der Lasche 1 bei dem direkt darunter positionierten Rotormagnet bei größter Auslenkung. Wird der Rotor durch den Motor angetrieben, werden der Rotor und der daran angeordnete Rotormagnet entgegen dem Uhrzeigersinn verstellt. Bei der Verdrehung des Rotormagneten aus der Mittellage direkt über dem jeweiligen Aktuatormagnet wird der Aktuatormagnet und mit ihm ein Teil der Lasche durch die Magnetlinien in der Achse der Lasche verdreht, was eine geringfügige Schrägstellung der jeweiligen Lasche (siehe Abbildung 3.20 [b]) bewirkt. Ebenso wird jede Lasche beim Eintreten des Rotormagneten in den Nahbereich des jeweiligen Aktuatormagneten ebenfalls schräg gestellt (siehe Abbildung 3.20 [c]). Die Verdrehung und Auslenkung der Laschen wird somit in einer rollenden Bewegung vollzogen und bewirkt zusätzlich zum Druck durch die Abstoßung der Magnete auf der Haut eine Scherbewegung.



(a) (b)

(c) (d)

Abbildung 3.20: *Wirkungsweise des Prototyp 3: [a] Auslenkung Lasche 1; [b] Verdrehung Lasche 1 und Lasche 2; [c] Verdrehung Lasche 2 und Lasche 3; [d] Auslenkung Lasche 3*

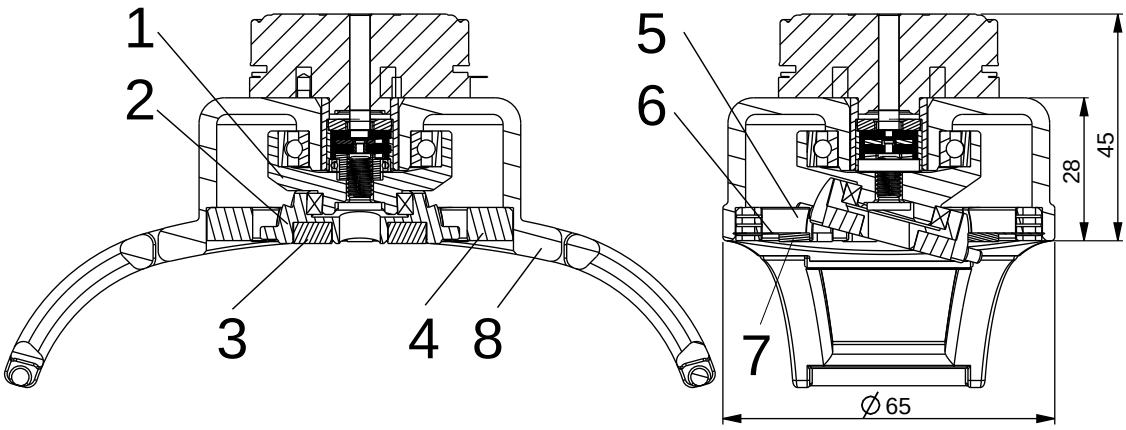
Die Kraft, die jeweils durch die Laschen bzw. die Aktuatormagnete auf die Haut ausgeübt wird, beträgt 2,55 N. Die maximale Auslenkung der Laschen beträgt 7 mm bei einer Schiefstellung von 45° aus der Ausgangslage.

3.2.7 Prototyp 4 - Taumelnder Magnet

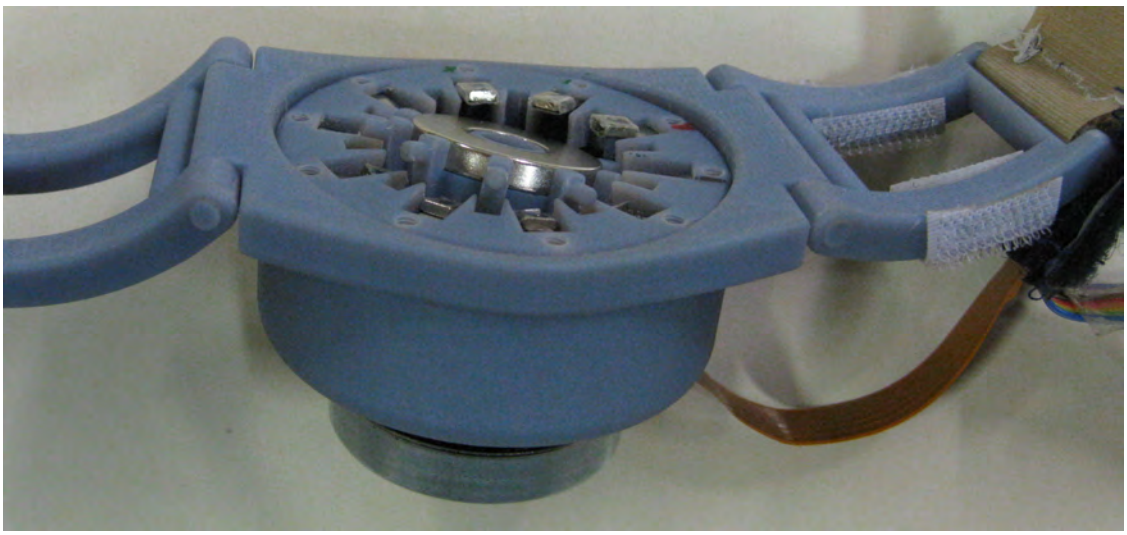
Im Folgenden werden der Aufbau und die Wirkungsweise des Prototyps 4 beschrieben.

Aufbau - Prototyp 4

Der Aufbau des Prototyps 4 mit der Bezeichnung „Taumelnder Magnet“ ist in Abbildung 3.21 dargestellt.



(a)



(b)

Abbildung 3.21: *Prototyp 4 - Taumelnder-Magnet: [a] Aufbau des Taumelnden-Magneten: Rotor 1, Taumelscheibe 2, Taumelmagnet 3, Aktuatorscheibe 4, Plättchenausnehmung 5, Federplättchen 6, Federmagnet 7; Gehäuse 8; [b] Prototyp 4 - Taumelnder Magnet mit Sicht auf den Aktuator*

Der Aktuator besteht aus zwei Teilen, einem Rotor mit einem ähnlichen Aufbau zu dem der Taumelscheibe des Prototyps 1 (siehe Abschnitt 3.2.4) und einer stehenden bzw. lagefixierten Aktuatorscheibe, die mit Magnete bestückt ist. Die Taumelscheibe ist wie auch die Taumelscheibe des Prototyps 1 mit mehreren Zap-

fen und entsprechenden Ausnehmungen an der Aktuatorscheibe gegen Verdrehung gesichert. An der äußersten Oberfläche der Taumelscheibe ist ein Taumelmagnet, der als Ringmagnet ausgebildet ist (Ø 26/11 mm, Höhe 4 mm), angeordnet. An der Aktuatorscheibe sind zehn Federplättchen aus einem Federstahl angebracht, die in Richtung des Zentrums der Aktuatorscheibe ausgerichtet sind. Die Federplättchen sind innerhalb von Plättchenausnehmungen, die geringfügig breiter als die Federplättchen sind, am Umfang der Aktuatorscheibe gleichmäßig verteilt angeordnet. An dem dem Zentrum zugewandten Ende der Federplättchen sind an der der Umgebung zugewandten Seite der Federplättchen jeweils ein Federmagnet angebracht. Die Federmagnete (Typ Q-06-05-02-HN, siehe Anhang E) sind gegengleich dem Taumelmagneten gepolt angeordnet, wobei jeweils der eine Pol, also der Nordpol des Taumelmagneten, dem anderen Pol, also dem Südpol der Federmagnete zugewandt ist.

Die Federmagnete sind auf einem mittleren Durchmesser von 37 mm angeordnet und gleichmäßig über den Durchmesser alle 36° mit den Federplättchen verteilt. Die Abmessungen der Federmagnete beträgt in der Höhe 2 mm, in der Breite 5 mm und der Länge 6 mm, die Wirkfläche jedes Federmagneten beträgt 30 mm^2. Die Baugröße des Prototyps 4 beträgt mit dem Gehäuse der Variante 1 65 mm im Durchmesser und in der Höhe 28 mm ohne bzw. 45 mm mit aufgesetzter Motorgetriebeeinheit.

Wirkungsweise - Prototyp 4

Die Wirkungsweise des Prototyps 4 ist in Abbildung 3.22 dargestellt.

Der an der Taumelscheibe schräg angeordnete Taumelmagnet bewirkt bei Rotation des Motors eine Verlagerung bzw. Taumelbewegung der Magnetebene und damit der Magnetfelder. Durch die gleiche Polung des Taumelmagneten mit den Federmagneten bewirkt der schräggestellte Taumelmagnet eine Wellenbewegung der Federmagnete. Abbildung 3.22 [a] zeigt den Federmagnet 1 in der größten Auslenkung, die Trennebene der Pole des Taumelmagneten befindet sich unterhalb des ausgelenkten Federmagneten, wodurch die gleiche Polung der Magnete aufeinander wirkt und der Federmagnet 1 vom Taumelmagnet in die Umgebung der Aktuatorscheibe gedrückt wird. Wird nun der Rotor weiter entgegen dem Uhrzeigersinn verdreht, bewegt sich die Trennebene der Pole des Taumelmagneten über die Trennebene der Pole des Federmagneten 1 hinaus, wodurch wieder zwei

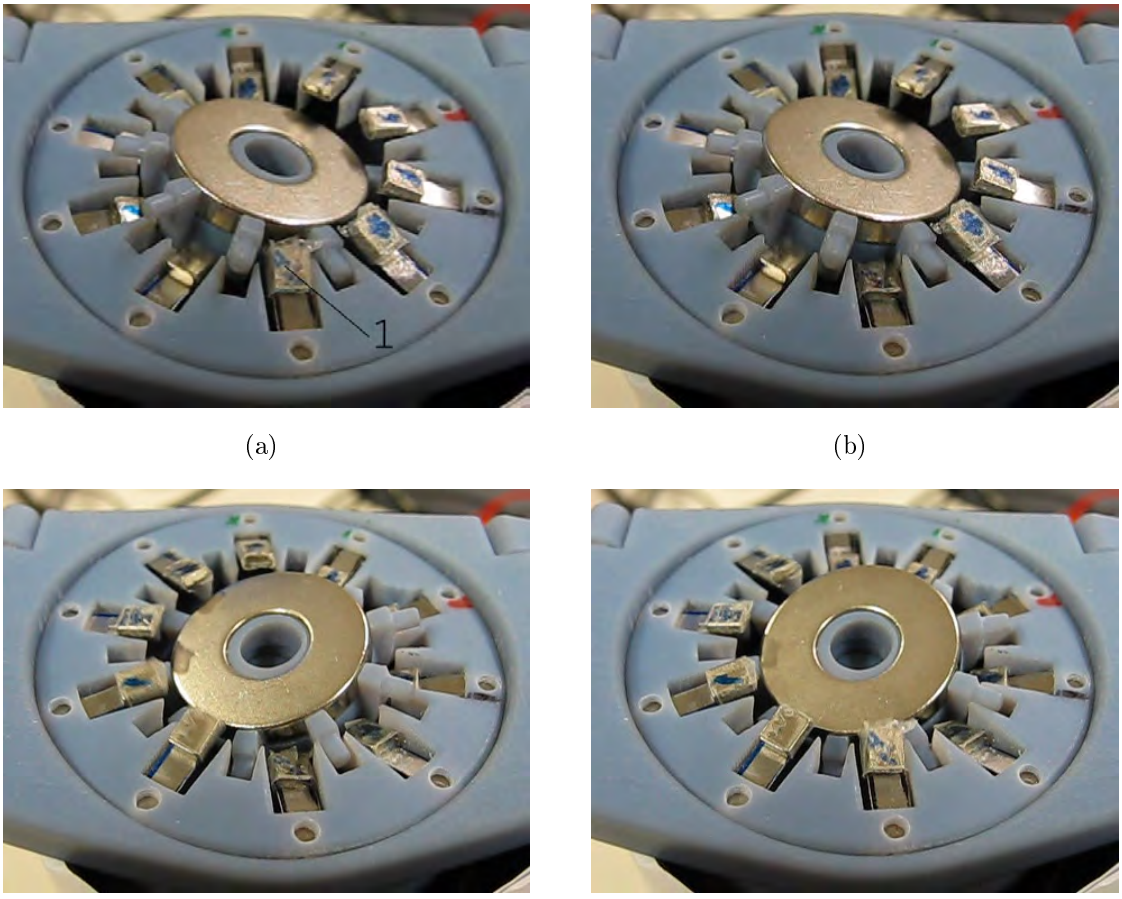


Abbildung 3.22: *Wirkungsweise des Prototyp 4: [a] maximale Auslenkung des Federmagneten 1 ; [b] Vorspannung des Federmagneten 1; [c] maximale Spannung des Federmagneten 1; [d] Ausschnappvorgang des Federmagneten 1*

gegengleich gepolte Teile der Magnete zueinander weisen und der Federmagnet unter die Ebene der Aktuatorscheibe eingedrückt wird, wobei durch die Elastizität der Federplättchen der Federmagnet sprunghaft die Position ändert (siehe Abbildung 3.22 [b]). Bei weiterer Rotation des Rotors wird der Federmagnet weiter in das Gehäuse eingedrückt und das Federplättchen vorgespannt. Abbildung 3.22 [c] zeigt die maximale Vorspannung des Federmagneten 1. Wird der Rotor weiter gedreht, fällt die Trennebene der Pole des Taumelmagneten unter die Trennebene der Pole des Federmagneten, wodurch die gegengleichen Pole des Taumelmagneten und des Federmagneten 1 gegenüberliegen. Durch die Vorspannung des Federplättchens, gepaart mit der Abstoßung der gleichen Pole, bewegt sich der Federmagnet über die der Umgebung zugewandten Außenseite der Aktuatorscheibe schlagartig hinaus (siehe Abbildung 3.22 [d]), wodurch ein klopfender Reiz an der Haut des

Probanden erzeugt wird.

Die maximale Kraft, die vom Taumelmagnet auf den Federmagnet ausgeübt wird beträgt 1,18 N, die Wirkfläche des Federmagneten beträgt 20 mm^2, die maximale Auslenkung 3 mm. Zusätzlich zur Kraft des Federmagneten wird ein Initialschlag bzw. ein kurzer klopfender Reiz bei der schlagartigen Bewegung des Federmagneten an der Haut des Probanden erzeugt, was zu einer Verstärkung der Wahrnehmung führt.

3.2.8 Vergleich der Prototypen

Tabelle 3.1 zeigt den Vergleich der Abmessungen und Wirkungsweise der Prototypen 1 bis 4.

	Prototyp 1 Taumel-scheibe	**Prototyp 2** Klappen-Mechanismus	**Prototyp 3** Magnet-scheibe	**Prototyp 4** Taumelnder Magnet
Höhe	28 mm	20.5 mm	21,8 mm	29 mm
Höhe mit Motor	44 mm	36,5 mm	37,8 mm	45 mm
Durchmesser	65 mm	53 mm	53 mm	65 mm
Wirkdurchmesser	32 mm	35 mm	35 mm	37 mm
Kraft	-	3,14 N	2,55 N	1,18 N
Auslenkung	7 mm	7,5 mm	7 mm	3 mm
Wirkfläche	12 mm^2	50,26 mm^2	50,26 mm^2	20 mm^2

Tabelle 3.1: *Vergleich der Prototypen*

Die Prototypen 2 und 3 weisen mit 53 mm Durchmesser und einer Höhe von 20.5 mm und 21,8 mm ohne bzw. 36,5 mm und 37,8 mit eingebautem Motor eine kompaktere Baugröße als die Prototypen 1 und 4 mit einem Durchmesser von 63 mm und einer Höhe von 28 mm und 29 mm ohne bzw. 44 mm und 45 mm mit eingebautem Motor.

Die höchste Kraftauswirkung wird durch den Prototypen 2 mit 3,14 N ausgeübt, gefolgt vom Prototyp 3 mit 2,55 N und Prototyp 4 mit 1,18 N, wobei der Prototyp 4 zusätzlich eine Kraftspitze durch die schlagartige Bewegung, ähnlich

einem klopfenden Reiz, bewirkt. Der Prototyp 1 hat durch die strukturell bedingte Auslenkung keine quantifizierbare Kraftauswirkung, da die Wirkungsweise in der Höhendifferenz der an der Haut anliegenden Taumelscheibe verursacht wird, die einen wahrnehmbaren Druckunterschied erzeugt, ohne von der Haut abzuheben.

Die größte Maximal-Auslenkung weist der Prototyp 2 mit 7,5 mm gefolgt von den Prototypen 1 und 3 mit 7 mm auf; die geringste Maximal-Auslenkung besitzt der Prototyp 4 mit 3 mm.

Kapitel 4

Testaufbau und Validierung

Im Fokus dieser Arbeit stand im Weiteren auch die Entwicklung geeigneter einfacher Testmethoden, die im Laborversuch mit einer Anzahl von jeweils neun Probanden bei Test 2 und 3 bzw. elf Probanden bei Test 1 erste Aussagen und Abschätzungen über die Qualität des Biofeedbacks der einzelnen entwickelten Prototypen ermöglichen. Im Laufe der Entwicklung der Prototypen und der ersten Vorversuche wurden die von Andrei Ninu entwickelten Vibrationsmuster (siehe Abschnitt 2.3.3 bzw. 3.1) zur Wiedergabe der Griffkraft einer Armprothese herangezogen. Um Informationen über die Griffkraft weitergeben zu können, werden sowohl Frequenz als auch Amplitude der Vibrationen variiert, wobei die steigende Griffkraft durch eine steigende Amplitude und Frequenz angezeigt wird. Der Erstkontakt mit dem zu greifenden Objekt wird durch einen kurzen Vibrationsstoß dargestellt.

Parallel zu den Prototypen wurden mehrere Testszenarien in einem Testplan entwickelt, von denen aufgrund des zeitlich begrenzten Anstellungsverhältnisses für diese Diplomarbeit lediglich vier grundlegende Tests ausgewählt wurden. Die Tests sollten die subjektive Wahrnehmung der einzelnen Aktuatorreize (Test 1), die Erkennbarkeit der Reize (Test 2 und 3) und die Reproduzierbarkeit der Reize (Test 4) durch Probanden validieren. Drei weitere Tests wurden angedacht, aber wegen einer zu hohen Testdauer im Prototypenstadium als ungeeignet ausgeschlossen. Die weiteren nicht realisierten Tests sollten unterschiedliche Schwellwerte der einzelnen Reize der Prototypen ermitteln (Test 5), die gegenseitige Beeinflussung der Aktuatorreize austesten (Test 6) und die Vibrationen des Feedbackelementes mit gewöhnlichen Vibrationsmotoren vergleichen (Test 7).

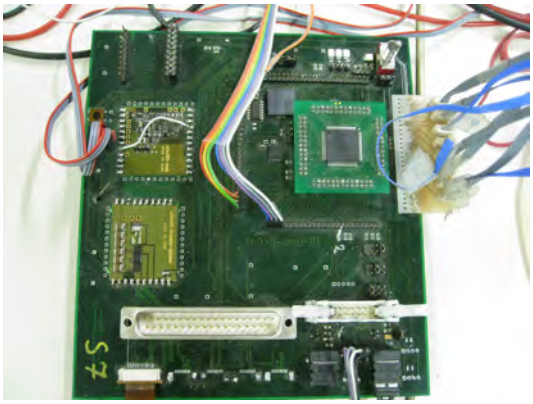
4.1 Testaufbau

Im Folgenden werden der gemeinsame Testaufbau für die Tests 1 bis 3 und der erweiterte Testaufbau für den Test 4 beschrieben.

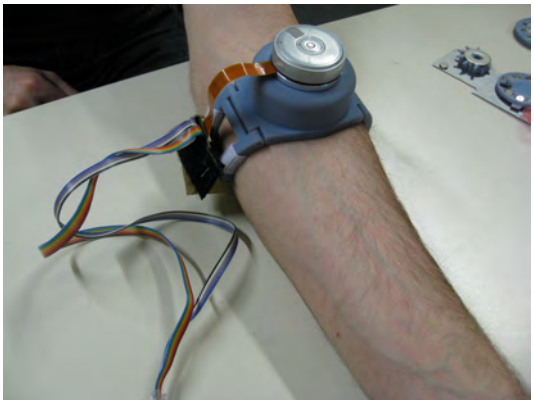
4.1.1 Testaufbau Test 1 bis 3

Für die Tests 1 bis 3 wurde stets derselbe Testaufbau, gezeigt in Abbildung 4.1 [c], verwendet. Der für die Prototypen verwendete Motor, EC45 flat, wurde an die Testschnittstelle über eine Kabelverbindung angeschlossen. Die Probanden erhielten die Anweisung das Feedbackgerät auf der Rückseite des Unterarmes ca. 5 bis 8 cm unterhalb des Ellbogens zu befestigen (siehe Abbildung 4.1 [b]). Es wurde in allen Tests (1 bis 4) das Feedbackgerät an der gleichen Stelle angebracht, um einheitliche Testbedingungen zu schaffen und die Vergleichbarkeit der Tests zu erhöhen.

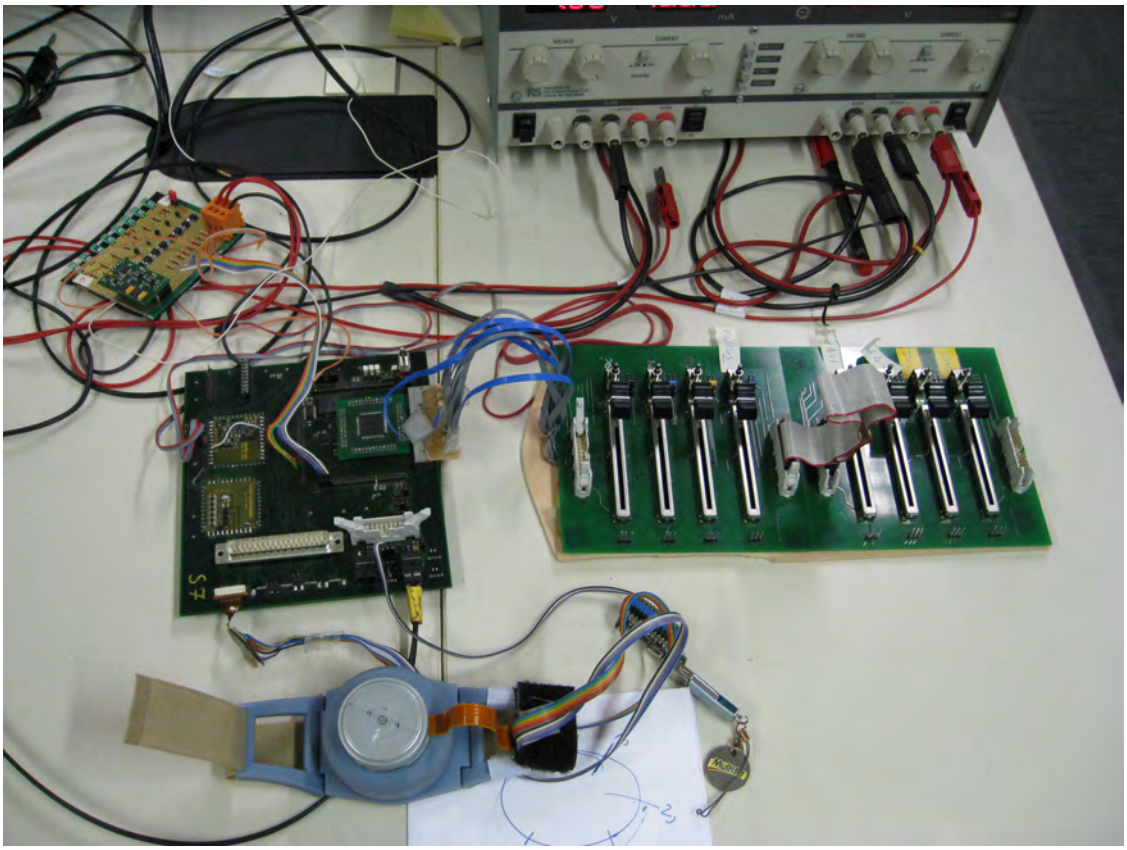
Die Steuerung des Motors wurde von Andrei Ninu [vgl. Ninu, 2013] für die in Abschnitt 2.3.3 vorgestellten Untersuchungen entwickelt und für die im Rahmen dieser Arbeit geführte Validierung der Prototypen herangezogen. Die Steuerung wird durch eine bei Otto Bock für die Steuerung von Ellbogengelenken in Armprothesen verwendete Software „Ellbow-Dump“ realisiert. Der Mikrocontroller der Steuerplatine (siehe Abbildung 4.1 [a]) des Elektromotors ist mit der Schnittstelle eines Computers verbunden, und die Steuersignale werden vom Computer über die Steuerplatine an den Motor übertragen. Die Stromversorgung der Steuerplatine wird mittels einer Spannungsquelle gewährleistet und über diese an den Motor weitergeleitet; die Motoren werden in den Tests jeweils mit einer Spannung von 9 Volt versorgt. Alternativ zur Computersteuerung kann die Drehzahl und die Vibrationsfrequenz des Motors mit einer reglergesteuerten Erweiterung, die an die Steuerplatine angeschlossen ist, eingestellt bzw. geregelt werden. Bei allen Tests wurde der gleiche Motor (EC 45 flat) verwendet, um die Steuerung zu vereinfachen und mögliche Abweichungen in den Vibrationsmustern und dem Antriebsverhalten zu vermeiden. Bei Test 1 wurden alle vier Prototypen getestet, bei den weiteren Tests 2 bis 4 sollte dann der aus dem Test 1 am besten bewertete Prototyp heran gezogen werden.



(a)



(b)



(c)

Abbildung 4.1: *Testaufbau Test 1 bis 3: [a] Steuerplatine; [b] Anbringung der Prototypen ; [c] Testaufbau Test 1 bis 3;*

4.1.2 Testaufbau Test 4

Der Testaufbau für Test 4 weist aufgrund der abweichenden Untersuchung einen von den Tests 1 bis 3 unterschiedlichen Aufbau auf. Der Testaufbau von Test 4

umfasst zusätzlich zum Testaufbau von Test 1 bis 3 eine Griffzange, die aus einer Aortenklemme adaptiert wurde. Der Öffnungswinkel der Griffzange wird mittels eines Potentiometers gemessen, an die Steuerplatine übermittelt und dort zur späteren Auswertung gespeichert. Die Kraft mit der die Griffzange geschlossen wird, wird mittels eines Kraftsensors gemessen und auch an die Steuerplatine zurückgeführt. Der gemessene Öffnungswinkel der Griffzange und die durch den Kraftsensor gemessenen Kraftwerte wurden in Tabellen auf einem an die Steuerplatine angeschlossenen USB-Stick für die nachfolgende Auswertung gespeichert. Test 4 wurde aus zeitlichen Gründen, die der Testaufbau im Zuge der Anstellung bei Otto Bock zur Verfügung stand, und um den verfügbaren Rahmen dieser Arbeit nicht zu überschreiten, lediglich zu Testversuchen mit einem Probanden durchgeführt.

4.2 Test 1 - Spürbarkeit

Test 1 soll die subjektive Empfindung der unterschiedlichen Prototypen validieren. Dazu wird die Motordrehzahl in unterschiedlichen Rotationsgeschwindigkeiten getestet.

4.2.1 Test Durchführung - Test 1

Nach Angabe des Namens, Alters und des Geschlechts wurden zur Gewöhnung an die Reize die einzelnen Prototypen, beginnend mit Prototyp 1, mit einer Drehzahl des Rotors von 0,25 Hz, 0,5 Hz, 1 Hz und 2 Hz für je 10 Sekunden angetrieben und zwischen den Drehzahlstufen jeweils 5 Sekunden abgeschaltet. Anschließend sollte der Proband die subjektive Spürbarkeit bzw. die Intensität der Wahrnehmung mit einer Punktzahl von 0 bis 4 direkt nach der einzelnen für 10 Sekunden aufgebrachten Drehzahlstufe in der 5 Sekunden dauernden Pause auf einem Fragebogen (siehe Anhang G) bewerten. Die Spürbarkeit sollte dabei mit 0 Punkten für keine Empfindung bzw. kein Reiz spürbar oder 1 bis 4 für die Stärke der Intensität der Reize bewertet werden, wobei 4 Punkte maximal spürbar darstellt. Mit S sollten die Prototypen in den einzelnen Drehzahlstufen bewertet werden, wenn diese unangenehm stark bzw. schmerzhaft empfunden wurden. Der Test wurde für jeden Probanden mit den Prototypen 1 bis 4 durchgeführt.

Der zweite Aspekt des Tests 1 war es, die Lokalisation der Empfindung bzw. der Reize zu bewerten. Hierzu wurde durch den Probanden, nach Beendigung jeder Drehzahlstufe, die subjektive Lokalisation der Reize auf dem Fragebogen zu Test 1 mittels Punkten von 0 bis 2 bewertet, wobei 0 bedeutet dass kein Ort spürbar ist, 1 dass der Proband glaubt den Reiz lokalisieren zu können und 2 dass der Proband klar spürt wo der Reiz auftritt. Die vergebene Wertung wurde ebenfalls auf dem Fragebogen zu Test 1 durch Ankreuzen der betreffenden Zahl angegeben.

Nach Durchführung des gesamten Testvorgangs, also nach der Bewertung aller vier Prototypen im Versuch, sollte der Proband abschließend die Prototypen bewerten; dabei sollte jeweils eine Reihung der Plätze 1 bis 4 für die Empfindung der Reize in Bezug darauf, wie angenehm die Reize empfunden wurden und wie alltagstauglich diese in den Augen des Probanden sind, angegeben werden.

4.3 Test 2 - Bestimmung der Drehrichtung

Test 2 soll die Erkennbarkeit der Drehrichtung durch die Probanden bewerten. Im Test 2 wurde nur mehr der Prototyp 2 - Klappen-Mechanismus (siehe Abschnitt 3.2.5) herangezogen, da dieser bei Test 1 die höchste Bewertung erzielte (siehe Abschnitt 5.1) und von einer Validierung aller vier Prototypen aufgrund der zeitlichen Limitierung des Arbeitsverhältnisses und aufgrund von wirtschaftlichen Überlegungen davon Abstand genommen wurde. Der Aufbau blieb zu dem in Test 1 unverändert.

4.3.1 Test Durchführung - Test 2

Beim Test 2 wurde die Erkennung der Drehrichtung bei vier Drehzahlen untersucht. Es wurde wie in Test 1 jeweils eine für den Probanden nicht vorhersehbare Drehrichtung bei vier Drehzahlstufen, 0,25 Hz, 0,5 Hz, 1 Hz und 2 Hz, sowie für eine Reihe mit gemischten Drehzahlen für je 3 Sekunden aktiviert. Jeweils nach der Ansteuerung der Drehrichtungen bei den spezifischen Drehzahlen sollte der Proband binnen 5 Sekunden die „erkannte Drehrichtung“ in einem Fragebogen (siehe Anhang H) eintragen. Die Drehrichtungen wurden auf dem Fragebogen mit einem Symbol angegeben, das durch die Probanden anzukreuzen war; dabei repräsentierten die Symbole Links bzw. gegen den Uhrzeigersinn und Rechts bzw.

mit dem Uhrzeigersinn die jeweilige Drehrichtung in Blickrichtung auf den Prototypen bzw. den senkrecht zum Körper positionierten Unterarm. Der Prototyp wurde während des gesamten Tests abgedeckt, um eine visuelle Erkennung der Drehrichtung am Prototypen selbst zu verhindern.

4.4 Test 3 - Lokalisation

Test 3 diente der Evaluierung, ob und wie genau die Reize des Aktuators lokalisiert werden können. Der Testaufbau ist ident zu dem in Test 1 und 2. Ebenso wie bei Test 2 wurde nur der Prototyp 2 (Klappen-Mechanismus) herangezogen. Test 3 wurde für jeden Probanden direkt im Anschluss an Test 2 durchgeführt. Bei Test 3 wurden gleichzeitig die Erkennung der Drehrichtung und die Erkennbarkeit der Endposition getestet.

4.4.1 Test Durchführung - Test 3

Die Probanden sollten die vermeintlich erkannte Drehrichtung auf dem Fragebogen zu Test 3 markieren und die Endposition auf dem Kreis entsprechend der Empfindung an ihrem Arm mit der Nummer des Durchgangs angeben. Abweichend zu Test 1 und 2 wurden nur drei Drehzahlstufen, 0,25 Hz, 0,5 Hz und 1 Hz, mit je 15 Durchgängen mit unterschiedlichen Endpositionen, also einem Stopp der Reize an einem vorgegebenen Punkt, und unterschiedlichen Verstellwegen untersucht. Die Probanden sollten jeweils nach einer Verstellung, in einer 5 Sekunden dauernden Pause, die von ihnen gespürte Drehrichtung ankreuzen und die erkannte Position mit der entsprechenden Zahl des Drehzahldurchgangs markieren. Die Drehrichtungen waren dabei als Links bzw. gegen den Uhrzeigersinn und Rechts bzw. mit dem Uhrzeigersinn mit Blickrichtung auf den Prototypen bzw. den senkrecht zum Körper positionierten Unterarm an dem entsprechenden Symbol auf dem Fragebogen angeben. Die Position sollte auf dem jeweiligen, zur Drehzahlstufe zugehörigen, Kreis, jeweils an der nächsten empfundenen 1/4 Kreisstelle eingetragen werden, entsprechend 0°, 90°, 180° und 270°.

4.5 Test 4 - Nachzeichnen des Gespürten

Beim Test 4 wurden den Probanden gewisse Feedbackprofile vorgegeben, wobei der Proband das gespürte an der „Schere“ mit Kraft und Winkelmessung reproduzieren sollte. Die drei durch das Feedbackgerät anwendbaren Reize wurden bei Test 4 den bei Unterarmprothesen verwendeten Steuerungen der Hand zugeordnet. Die Vibrationsreize sind - wie durch Andrei Ninu angedacht - der Rückführung der Griffkraft zugeordnet. Die Reize des Aktuators (Prototyp 2 - Klappen-Mechanismus), die Drehgeschwindigkeit und die umlaufenden Aktuatorreize sind dem Öffnungswinkel der Griffzange bzw. der Geschwindigkeit, die diese beim Öffnen und Schließen aufweist, zugeordnet.

4.5.1 Test Durchführung - Test 4

Beim Test 4 wurde das Feedbackgerät mit an der Steuerplatine angeschlossenem Motor am Unterarm des Probanden positioniert. Der Proband greift mit der Hand, an der das Feedbackgerät angebracht ist, an die Griffzange. Im Laufe des Tests wurden unterschiedliche Profile des Öffnungswinkels und der Geschwindigkeit, mit der eine fiktive Armprothese öffnet und schließt sowie die Simulation von Griffvorgängen mit unterschiedlicher Griffkraft durch das Feedbackgerät, dem Probanden zugeführt. Die empfundenen Reize sollten dann durch den Probanden an der Griffzange unmittelbar wiedergegeben werden.

Die unterschiedlichen Profile bestanden anfangs aus einfachen Reizen. Es wurde beispielsweise das Öffnen und Schließen der Prothesenhand simuliert und durch Umlauf des Aktuators dem Probanden zugeführt; dabei wurde ausgehend von dem Winkel 0° - also vollkommen geöffnete Hand - entgegen dem Uhrzeigersinn der Rotor des Aktuators um 1,5 Umdrehungen verstellt, was der vollkommen geschlossenen Prothesenhand entsprach. Die Griffkraft wurde durch die Vibration des Motors wiedergegeben, wobei bei Erstkontakt ein Vibrationsstoß abgegeben wurde und dann beginnend mit einer geringen Vibrationsfrequenz und Vibrationsamplitude diese entsprechend der, dem Probanden zugeführten, fiktiven Griffkraft linear gesteigert wurde.

Im Laufe von Test 4 wurden dem Probanden immer komplexere Reizmuster zugeführt, beispielsweise schnelles Schließen der Prothesenhand in die halb geöffnete

Position und anschließend langsames Öffnen. Gegen Ende des Tests wurden dann kombinierte Griffsituationen simuliert. So sollte beispielsweise die Prothesenhand ganz geschlossen, dann 50 % der Griffkraft aufgebracht und gehalten werden, in weiterer Folge 100 % der Griffkraft und schließlich die Griffkraft auf 0 % reduziert und die Griffzange wieder ganz geöffnet werden. Insgesamt umfasste der Test 4 vier Muster bestehend aus unterschiedlichen Teilstufen:

- Einfaches komplettes Öffnen und Schließen der Griffzange,
- halbe Öffnung der Griffzange,
- Schließen und volle Kraftaufbringung,
- Schließen mit anschließender kontinuierlicher Kraftsteigerung sowie Variationen davon.

Die vier Muster wurden jeweils zehn mal in unterschiedlicher Abfolge zu 40 Mustern zusammengesetzt, der gesamte Testdurchlauf umfasste eine Zeitdauer von 12 Minuten.

Kapitel 5

Ergebnisse und Auswertung

In diesem Kapitel wird die Auswertung der Tests 1 bis 4 vorgestellt. In den einzelnen Abschnitten werden die Auswertung und die erhaltenen Ergebnisse dargelegt, die einzelnen Tests werden jeweils anhand eines ausgewählten Probanden erläutert und die Ergebnisse der Auswertung aller Probanden gemeinsam dargestellt.

5.1 Auswertung Test 1 - Spürbarkeit

Die Auswertung des Tests 1 erfolgt für die von den Probanden vergebenen Punkte jeweils für die subjektiv empfundene Intensität der Reize und die Lokalisierbarkeit der Reize:

1. Mittelwert der einzelnen Frequenzstufen aller Probanden zusammengefasst und
2. Mittelwert aller Frequenzstufen eines Aktuators für alle Probanden zusammengefasst.

Anhand der vergebenen Reihung der Prototypen für die Empfindung, wie angenehm die Reize empfunden und wie die Alltagstauglichkeit bewertet wurde, ergab sich eine Reihung und Platzierung der Prototypen. Der aus der Gesamtbewertung der vier Teilbewertungskriterien des Tests 1 bestplatzierte Prototyp wurde ermittelt. Die einzelnen Ergebnisse der Intensität und der Lokalisation haben dabei einen größeren Einfluss als die beiden weiteren abgefragten Bewertungen der Alltagstauglichkeit und wie angenehm die Reize empfunden wurden. Exemplarisch ist unter Anhang I der ausgefüllte Fragebogen des Probanden 1 für Test 1 angeführt.

5.1.1 Ergebnisse Test 1

Die Ergebnisse der Auswertung der subjektiv empfundenen Intensität und der subjektiv erkennbaren Lokalisation des Tests 1 sind in Tabelle 5.1 angeführt. Unter dem Begriff „gesamt“ sind die Ergebnisse der Mittelwerte der einzelnen Drehzahlstufen aufsummiert. Die höchste Gesamtpunktezahl bezogen auf die Intensität erhielt Prototyp 3 mit 11,2 Punkten, gefolgt von Prototyp 4 mit 11,1, Prototyp 2 mit 10,9 und Prototyp 1 mit 10,1 Punkten. Die Bewertung der subjektiven Lokalisierbarkeit der Reize ergab 7,2 Punkte für Prototyp 2, 6,5 Punkte für Prototyp 3, 3,6 Punkte für Prototyp 1 und 1,9 Punkte für Prototyp 4.

Prototyp 1	in 1/min	Intensität	Lokalisation	**Prototyp 2**	in 1/min	Intensität	Lokalisation
Drehzahl 1	375	2,3	0,5	Drehzahl 1	375	1,9	1,8
Drehzahl 2	750	2,5	1,2	Drehzahl 2	750	2,7	2,0
Drehzahl 3	1500	2,6	1,3	Drehzahl 3	1500	3,0	1,9
Drehzahl 4	2250	2,7	0,7	Drehzahl 4	2250	3,3	1,5
Summe		**10,1**	**3,6**	Summe		**10,9**	**7,2**
Prototyp 3	in 1/min	Intensität	Lokalisation	**Prototyp 4**	in 1/min	Intensität	Lokalisation
Drehzahl 1	375	2,0	1,5	Drehzahl 1	375	2,1	0,5
Drehzahl 2	750	3,1	1,9	Drehzahl 2	750	2,5	0,5
Drehzahl 3	1500	3,1	1,7	Drehzahl 3	1500	3,1	0,6
Drehzahl 4	2250	3,0	1,4	Drehzahl 4	2250	3,4	0,2
Summe		**11,2**	**6,5**	Summe		**11,1**	**1,9**

Tabelle 5.1: *Ergebnis der Auswertung des Test 1 für die einzelnen Drehzahlen über alle Probanden gemittelt*

Abbildung 5.1 und Abbildung 5.2 zeigen jeweils in Balkendiagrammen die Mittelwerte der durch die Probanden vergebenen Punkte für die einzelnen Drehzahlen. Die maximale Bewertung jeder Drehzahl ist 4 Punkte, die minimale 1 Punkt. Unter dem Bereich Mittelwert ist die durchschnittliche Punktezahl der einzelnen Prototypen dargestellt. Mit steigender Drehzahl wurden die Reize durch die Probanden als intensiver bewertet, wobei die höchste Drehzahl - also zwei Umdrehungen des Rotors pro Sekunde - von drei Probanden als zu intensiv und, sollten sie dieser über einen längeren Zeitraum ausgesetzt sein, als schmerzhaft beurteilt wurde. Dies wurde auch durch andere Probanden in Bezug auf die Alltagstauglichkeit der Reize bzw. der Prototypen angemerkt, wodurch eine zu hohe Bewertung der Intensität den Reiz zwar klarer wahrnehmen lässt, aber eine zu hohe Intensität, insbesondere über eine längere oder dauerhafte Nutzung einzelner Prototypen zu Irritationen oder Reizungen der Haut oder sogar zu Verletzungen oder einer Desensibilisierung führen könnte.

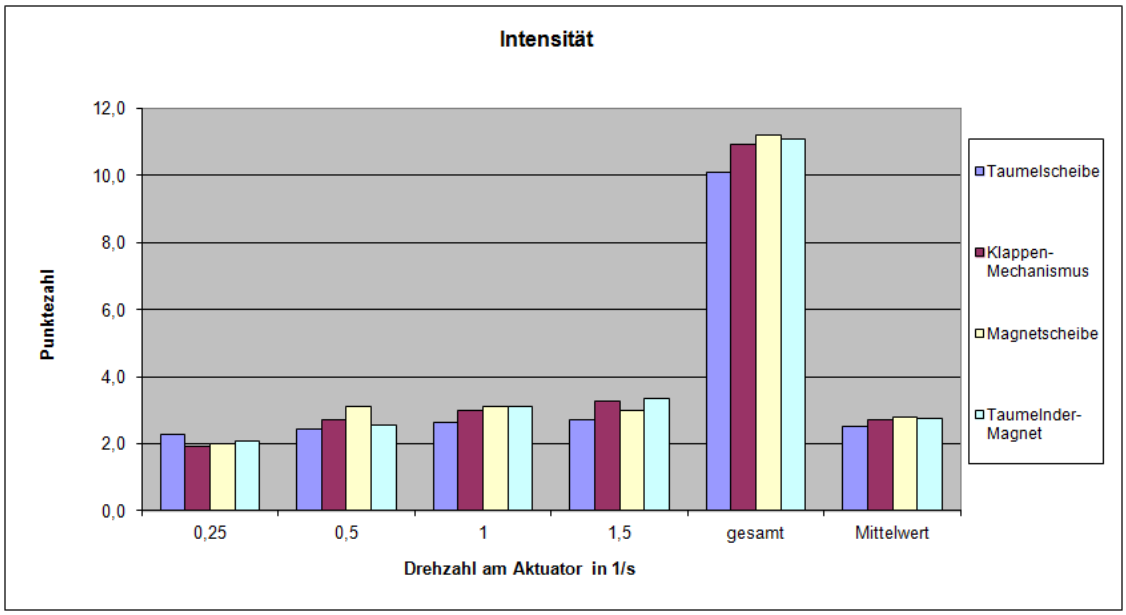


Abbildung 5.1: *Ergebnisse der Auswertung der Intensitätsbewertung*

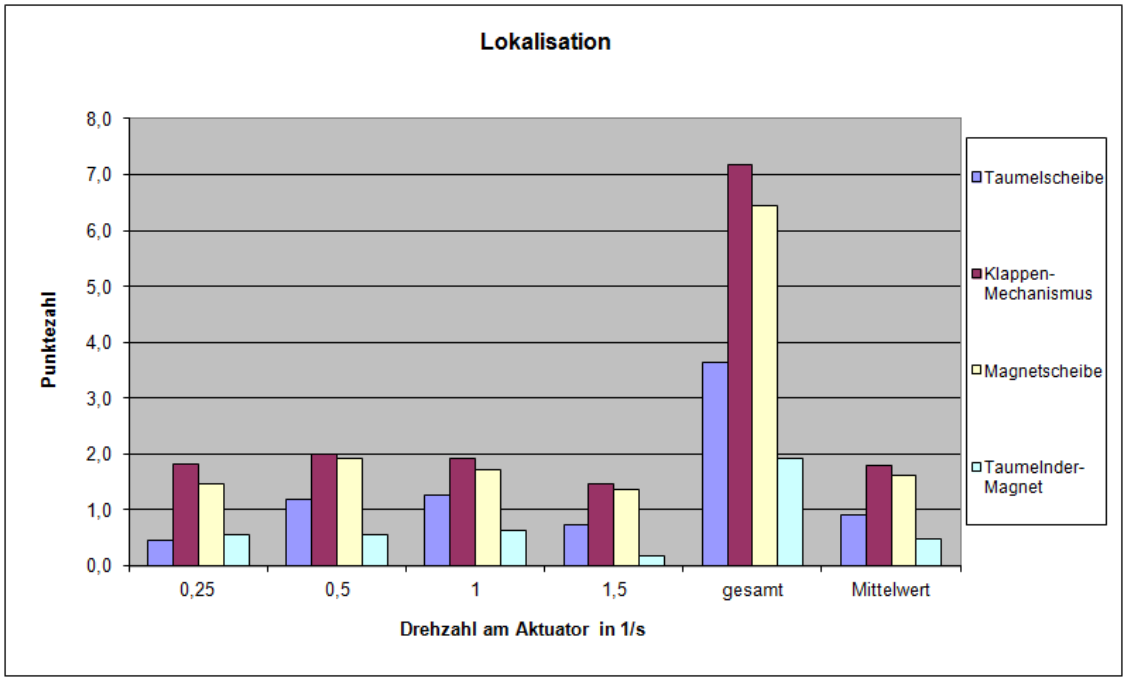


Abbildung 5.2: *Ergebnisse der Auswertung der Lokalisationsbewertung*

Die Platzierung der Prototypen bezüglich der Alltagstauglichkeit, wie angenehm die Reize empfunden wurden sowie die Reihung nach der Auswertung der Intensitäts- und Lokalisations-Bewertung sind in Tabelle 5.2 ersichtlich.

Da alle Prototypen in Bezug auf die Intensität sehr ähnlich bewertet wurden, gab die Bewertung der subjektiven Lokalisation einen stärkeren Ausschlag. Die Lokalisierbarkeit wurde auch als kritisch bewertet, um die Drehrichtung des Aktuators durch die Probanden zu erkennen, die im Test 2 für den Prototyp 2 validiert wurde (siehe Abschnitt 5.2). Die Lokalisierbarkeit der Reize wurde dann im Test 3 validiert bzw. in Kombination mit der Kraftrückkopplung in der Simulation von Griffsituationen einer Prothese im Test 4 versuchsweise getestet.

Platzierung der Prototypen			
Intensität	Lokalisation	Angenehm	Alltagstauglichkeit
1. Prototyp 3	1. Prototyp 2	1. Prototyp 2	1. Prototyp 2
1. Prototyp 4	1. Prototyp 3	2. Prototyp 3	2. Prototyp 3
1. Prototyp 2	1. Prototyp 1	3. Prototyp 1	3. Prototyp 1
1. Prototyp 1	1. Prototyp 4	4. Prototyp 4	4. Prototyp 4

Tabelle 5.2: *Ergebnis der Platzierung der Prototypen 1 bis 4 aus Test 1*

In Bezug auf die Intensität, die Alltagstauglichkeit und wie angenehm die Reize empfunden werden, wurde durch die Probanden jeweils der Prototyp 2 unter Platz 1 gereiht. Prototyp 3 wurde auf Platz 2, Prototyp 1 auf Platz 3 und Prototyp 4 auf Platz 4 gereiht.

Die aus Test 1 erzielte Reihung der Prototypen 1 bis 4 für die einzelnen Teilfragestellungen (siehe Tabelle 5.2) ergab eine klare Priorisierung des Prototypen 2. Durch diese Ergebnisse wurde für die weiteren Tests 2 bis 4 lediglich der Prototyp 2 herangezogen.

5.1.2 Ergebnisse Test 2

In Tabelle 5.3 sind die Ergebnisse der Auswertung der richtig erkannten Drehrichtungen für die einzelnen Drehzahlen aus Test 2 abgebildet.

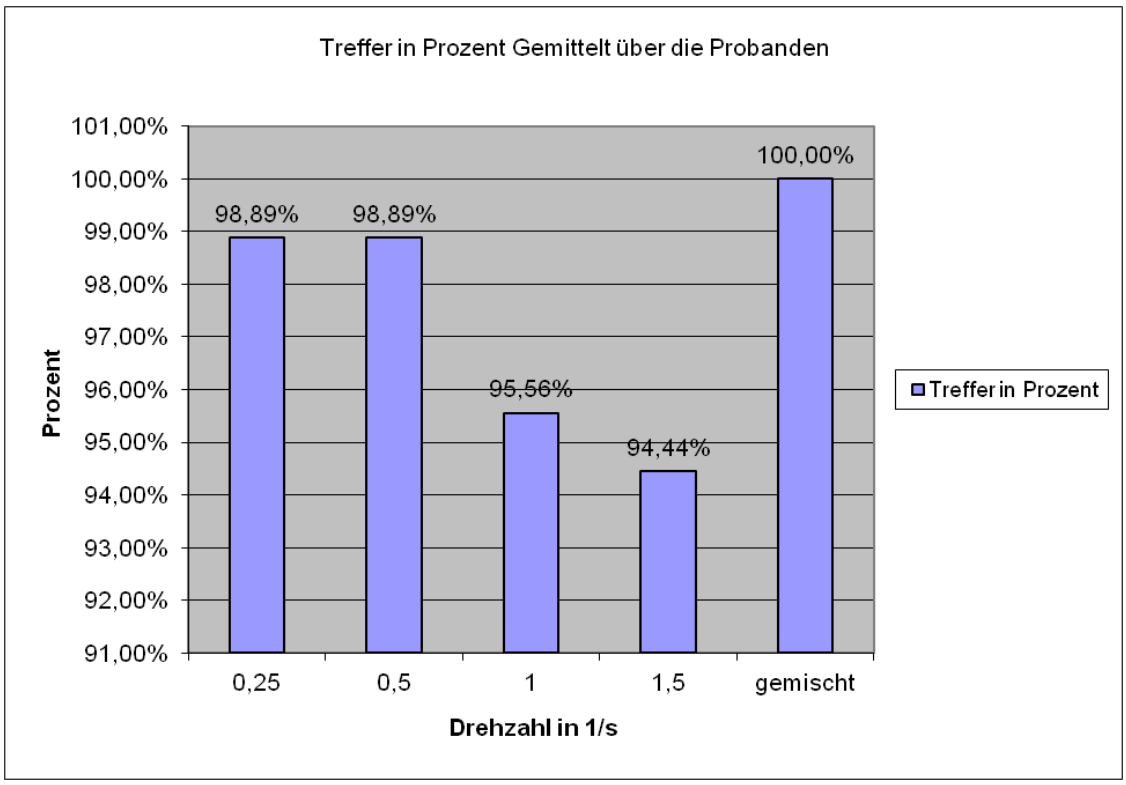


Abbildung 5.3: *Ergebnisse der Auswertung von Test 2*

5.2 Auswertung Test 2 - Bestimmung der Drehrichtung

Die Auswertung des Tests 2 wurde nach dem Prinzip richtig oder falsch vorgenommen. Die von den Probanden angekreuzte Drehrichtung für die vier Prototypen mit den Drehzahlen 0,25 Hz, 0, 5Hz , 1 Hz und 2 Hz, sowie für die Reihe der gemischten Drehzahlen wurde mit den Vorgaben verglichen und anhand derer als korrekt oder falsch bewertet. Die Anzahl der korrekt erkannten Drehrichtungen jeder Drehzahl wurden dann für jeden Probanden aufsummiert. Anschließend wurden die aufsummierten Treffer über alle Probanden für die Drehzahlen gemittelt und als Treffer in Prozent ausgewertet. Exemplarisch ist unter Anhang J der Fragebogen des Probanden 1 für Test 2 angeführt.

Die Drehrichtung wurde für die Drehzahlen 0,25 1/s und 0,5 1/s in 98,89% von den Probanden richtig erkannt, mit steigender Drehzahl sank die Rate geringfügig auf 95,56% bei 1 1/s und 94,44% bei 1,5 1/s. Für die Reihe der gemischten Drehzahlen wurde die Drehrichtung durch die Probanden zu 100% erkannt.

Zwar wurden die Reize mit steigender Drehzahl, wie in Test 1 gezeigt, stärker wahrgenommen, jedoch wurde - als Vermutung - durch die stärkeren Reize wahrscheinlich auch die Sensibilität herabgesetzt, wodurch die Drehrichtungen zwar nur geringfügig aber doch weniger häufig erkannt wurden. Diese Vermutung wird auch durch die Tatsache gestützt, dass die Erkennungsrate bei den gemischten Drehzahlen bei 100% lag. Die Steigerung der Erkennung durch einen Lerneffekt dürfte wohl nicht zutreffen, da die Erkennungsrate mit steigender Dauer des Tests 2 schlechter wurde und dann sprunghaft beim letzten Teil des Tests 2, der gemischten Drehzahlen, auf 100% anstieg.

Insgesamt konnten mit 94,44% bis 100% hohe Erkennungsraten der Drehrichtung erzielt werden, die wahrscheinlich im Alltag beim Einsatz unter realen Bedingungen durch den Lerneffekt eines etwaigen Prothesennutzers noch gesteigert werden könnte.

5.3 Auswertung Test 3 - Lokalisation

Die Auswertung von Test 3 erfolgte für die Erkennung der Drehrichtungen ebenfalls wie beim Test 2 (siehe Abschnitt 5.2) nach der Mittelwertbildung der richtig oder falsch erkannten Drehrichtungen für die einzelnen Probanden und Drehzahlen. Die Auswertung der Lokalisation erfolgte in zwei Teilen. Im ersten Teil wurde die Erkennungsrate der Lokalisation in Prozent berechnet, wobei eine richtige Angabe des 1/4 Kreises in Übereinstimmung mit der Vorgabe als Treffer gewertet wurde. Im zweiten Teil wurde für die nicht richtig angegebenen Endlagen der Reize die Abweichung in Grad, also 90° oder 180°, ausgewertet und das Mittel für jeden Probanden bestimmt und erneut über alle Probanden gemittelt. Abschließend wurde die Rate der durch die Probanden gleichzeitig richtig erkannten Drehrichtungen und die richtig erkannte Endposition der Reize gemeinsam ermittelt und der Mittelwert über alle Probanden für jede Drehzahl bestimmt.

5.3.1 Ergebnisse Test 3

Die Ergebnisse vom Test 3 sind in Tabelle 5.3 angegeben.

	Drehrichtung	Lokalisation	Abweichung	Drehrichtung und Lokalisation richtig
Drehzahl 1	97,04%	68,89%	32,00°	65,93%
Drehzahl 2	95,56%	34,07%	75,33°	32,59%
Drehzahl 3	85,19%	37,78%	71,33°	32,59%

Tabelle 5.3: *Ergebnisse der Auswertung vom Test 3*

Für die Drehzahl 1 (0,25 Hz) erkannten die Probanden die Drehrichtung mit einer Rate von 97,04%, bei Drehzahl 2 (0,5 Hz) mit 95,56% und Drehzahl 3 (1Hz) mit 85,19%. Die Endposition der Reize wurde bei Drehzahl 1 mit einer Rate von 68,89%, bei Drehzahl 2 mit 34,07% und Drehzahl 3 mit 37,76% erkannt. Die mittlere Abweichung der nicht richtig erkannten Endpositionen betrug bei Drehzahl 1 31°, bei Drehzahl 2 75,33° und bei Drehzahl 3 71,33°. Die Rate für die richtige Erkennung sowohl der Drehrichtung als auch der richtigen Endposition betrug für die Drehzahl 1 65,93%, für Drehzahl 2 und 3 jeweils 32,59%.

Mit steigender Drehzahl wurde die Erkennung der Drehrichtung als auch der Endposition durch die Probanden geringer. Jedoch lag die durchschnittliche Abweichung bei allen drei Drehzahlen unter 80° und für die Erkennung der exakten Position sogar bei den Drehzahlen 2 und 3 noch bei ca. 35%. Bei modernen Endoprothesen (siehe Abschnitt 2.1.2) wird zumeist die Stellung bzw. Verstellung der Gelenke aktiv über Muskelsignale, die durch den Prothesennutzer erzeugt werden, gesteuert. Durch die aktive Steuerung weiß der Prothesennutzer durch die Abgabe der Muskelsignale selbst bereits, ob z.B. die Prothesenhand schließt oder öffnet, wodurch die Erkennung der Drehrichtung an sich eher eine untergeordnete Rolle spielt. Die Erkennung der Drehrichtung würde folglich in der Praxis eher eine Rückkopplung an den Prothesennutzer liefern, die die Steuerungsmöglichkeit verbessert. Die erkannte Endposition der Reize kann in der Anwendung beispielsweise dem Prothesennutzer eine ungefähre Rückführung des aktuellen Öffnungswinkels einer Griffzange liefern. Die genaue Position könnte entsprechend einer gewählten Auflösung, also beispielsweise die Anzahl der vollzogenen Umdrehungen oder der Wahl des Durchmessers, an dem die Reize abgegeben werden, angepasst werden, wobei jeweils die Extremlagen, also z.B. die vollkommen geöffnete oder geschlossene Position einer Griffzange, definierte fixe Repräsentationen innerhalb des Feedbackgerätes haben.

5.4 Auswertung Test 4 - Nachzeichnen des Gespürten

Die aus dem Test 4 erhaltenen Messdaten wurden auf einem USB-Stick in drei Tabellen aufgezeichnet. Alle 0,05 Sekunden wurde ein Datenpunkt erfasst, wodurch pro Sekunde 20 Datenpunkte erfasst und auf drei Dateien aufgeteilt aufgezeichnet wurden. In der Auswertung wurden die Dateien zusammengefügt und die aufgezeichneten Werte der Kraftmessung und der Messung des Öffnungswinkels der Griffzange auf die Werte der Vorgabe skaliert. Aus den Messdaten wurden dann die durchschnittliche Verzögerung der Kraft und Winkelanstiege ermittelt.

5.4.1 Ergebnisse Test 4

Ein Ausschnitt der versuchsweise gewonnenen Daten ist in Abbildung 5.4 dargestellt.

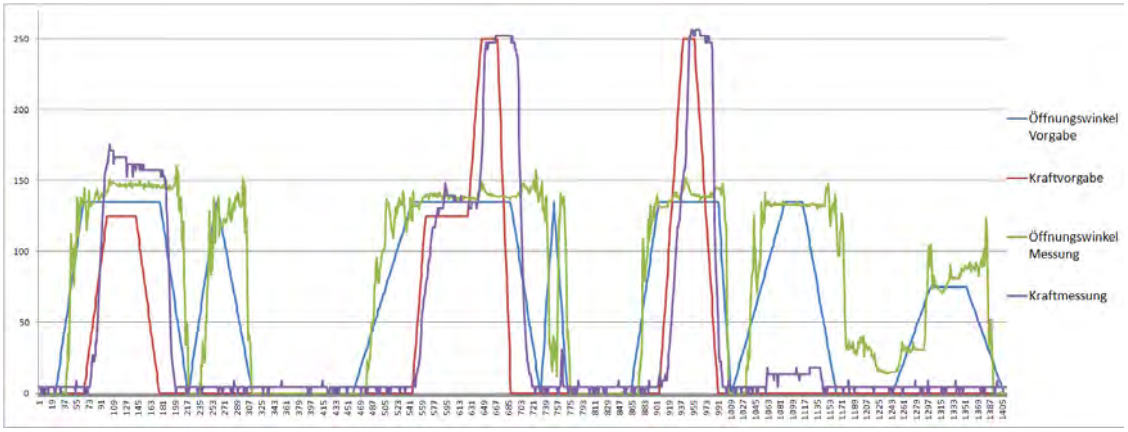


Abbildung 5.4: *Ausschnitt der Versuchsdaten aus Test 4*

Die ermittelte Reaktionsverzögerung der Anstiege des gemessenen Öffnungswinkels und der Kraftmessung wurde mit 0,6 Sekunden ermittelt. Die Verzögerung würde in der Umsetzung und konkreten Anwendung des Feedbackgeräts keine Auswirkung haben, da die Steuersignale für die Armprothese und damit der Öffnungswinkel und die applizierte Kraft durch den Prothesennutzer abgegeben werden und diese dann die Aufbringung der Reize verursacht.

Die aufgezeichneten Daten der einzelnen Messwerte zeigen eine gute Übereinstimmung zu den Vorgaben auf. Die vorgegeben Muster wurden durch den Probanden gut erkannt und konnten auch an der Griffzange mit geringer Abweichung reproduziert werden. Die Extrempositionen, also ganz geschlossen oder vollkommen geöffnet wurden zuverlässig erkannt. Bei der Mittelstellung kam es durch den Probanden meist zu einer Überschreitung der Vorgabe mit anschließendem Nachregeln auf die halb geöffnete Position. Die Kraftvorgabe wurde von den Probanden ebenfalls gut erkannt und konnte zuverlässig reproduziert werden. Lediglich bei der Vorgabe von 50% der maximalen Kraft gab es größere Abweichungen, da für den Probanden nicht zu erkennen bzw. klar spürbar war wie viel Kraft exakt appliziert wurde.

Kapitel 6

Diskussion der Ergebnisse

Es konnte gezeigt werden, dass mit einfachen mechanischen Konzepten und der experimentellen Umsetzung ein anwendbares Feedbackgerät realisierbar ist. Die mechanische Konstruktion hat gezeigt, dass mittels eines Motors und einer speziellen Aktuatorausführung drei unterschiedliche Reize erzeugt werden können. Die erzeugte Vibration durch Umkehr bzw. kleine Variation der Drehzahl kann zuverlässig, wie bereits durch Andrei Ninu (siehe Abschnitt 2.3.3) gezeigt, verwendet werden, um Kraftsignale an die Probanden bzw. die Prothesennutzer wiederzugeben. Die durch die Prototypen 1 bis 4 aufgebrachten Reize konnten in den Versuchen zuverlässig zur Rückführung der Schließgeschwindigkeit einer Griffzange oder der Winkelveränderung eines Gelenks herangezogen werden. Die durch die Prototypen an einem bestimmten Durchmessener umlaufend auf der Haut erzeugten Reize konnten mit guter, zum Teil sehr hoher, Zuverlässigkeit zur Rückführung bestimmter Positionen wie der Extremlagen einer Prothese durch die Probanden erkannt werden.

Die Konstruktion der Prototypen zeigte mit einem einfachen Aufbau gute Ergebnisse. Die Baugröße und die Anbringung müssten jedoch, um eine alltagstaugliche Anwendung zu erreichen, verkleinert und die Zuverlässigkeit erhöht werden. Insbesondere die Stabilität der durch den 3D-Druck erzeugten Teile zeigte mit steigender Versuchsdauer Schwächen aufgrund geringer Stabilität. So begannen Teile des Gehäuses, insbesondere die Flügel, auszubrechen oder der Presssitz der Kugellager sich zu lockern.

In weitere Folge könnte über anfängliche einfache Tests die Anwendung mit einer Armprothese versucht werden um so ein Feedback von Prothesennutzern mit

weiteren Verbesserungshinweisen zu erhalten. Die Integration in Prothesen könnte ohne weiteres, abhängig von der Größe der Prothesen, im Prothesenschaft erfolgen, der meist große Hohlräume bietet. Für die ständige Anwendung in Prothesen müssten jedoch die Reize über längeren Zeitraum ohne Irritation aufgebracht werden können. Dazu wäre wohl eine Einbettung in einen Latexlayer oder eine Abdeckung des Aktuators nötig.

Die große Herausforderung der Feedbackgeräte wird jedoch stets auch dem Kosten-Nutzenfaktor und der dadurch entstehenden zusätzlichen Kosten der Prothesen unterworfen sein, wodurch auch in näherer Zukunft eher keine Serienfertigung von Prothesen mit integriertem Feedbackgerät erfolgen wird.

Literaturverzeichnis

Baumgartner, R., Botta, P. and Bellmann, D. [2007], *Amputation und Prothesenversorgung*, Thieme.
URL: https://books.google.at/books?id=8m914wKmW_gC

Baumgartner, R. and Greitemann, B. [2015], *Grundkurs Technische Orthopädie*, Thieme.
URL: https://books.google.at/books?id=f1zrBwAAQBAJ

Berger, A. and Hierner, R. [2008], *Plastische Chirurgie: Band IV: Extremitäten*, SpringerLink : Bücher, Springer Berlin Heidelberg.
URL: https://books.google.at/books?id=y_4dBAAAQBAJ

Birbaumer, N. and Schmidt, R. [2013], *Biologische Psychologie*, Springer-Lehrbuch, Springer Berlin Heidelberg.
URL: https://books.google.at/books?id=w9AlBgAAQBAJ

Bock, O. [2015], 'Fachbegriffe armprothetik'. http://www.ottobock.de; Abruf am 21.04.2015.
URL: http://www.ottobock.de/prothetik/informationen-fuer-amputierte/fachbegriffe/fachbegriffe-obere-extremitaet/

Eichmeier, J. [2013], *Medizinische Elektronik: Eine Einführung*, Springer Berlin Heidelberg.
URL: https://books.google.at/books?id=tNCiBgAAQBAJ

Gertz, S., Liebman, M. and Schünke, M. [2003], *Basiswissen Neuroanatomie: Leicht verständlich, knapp, klinikbezogen*, Thieme Flexible Taschenbücher, Thieme.
URL: https://books.google.at/books?id=TliDiH0IWDMC

Grunwald, M. and Beyer, L. [2013], *Der bewegte Sinn: Grundlagen und Anwendungen zur haptischen Wahrnehmung*, Birkhäuser Basel.
URL: https://books.google.at/books?id=LpDzBQAAQBAJ

Huppelsberg, J. and Walter, K. [2009], *Kurzlehrbuch Physiologie*, KURZLEHRBUCH, Thieme.
URL: https://books.google.at/books?id=tgbm5npMvOgC

Karnath, H. and Thier, P. [2012], *Kognitive Neurowissenschaften*, Springer-Lehrbuch, Springer.
URL: https://books.google.at/books?id=pLhXLpKycdQC

Klinke, R. and Bauer, C. [2005], *Physiologie*, Thieme.
URL: https://books.google.at/books?id=tjFO2iE-V_4C

Koesling, C. and Herzka, T. [2011], *Ergotherapie in Orthopädie, Traumatologie und Rheumatologie*, Ergotherapie, Thieme.
URL: https://books.google.at/books?id=q7X5_rKC0I4C

Kuchenbecker, K., Gurari, N. and Okamura, A. [2007], Effects of visual and proprioceptive motion feedback on human control of targeted movement, *in* 'Rehabilitation Robotics, 2007. ICORR 2007. IEEE 10th International Conference on', pp. 513–524.

Martini, A., Assmus, H. and Wirth, C. [2003], *Orthopädie und orthopädische Chirurgie*, Orthopädie und orthopädische Chirurgie, Thieme.
URL: https://books.google.at/books?id=KymZBmSdNf0C

Mosgöller, S. [2010], Authentisches feedback von myoprothesen, Master's thesis, Studiengang Medizintechnik, Linz Fachhochschul-Studiengänge Oberösterreich.

Mounier, S. [2004], 'Entwicklung einer realitätsnahen Kraftrückkopplung bei fluidisch betriebenen Handprothesen', *Automatisierungstechnik* **52**(7-2004), 351.
URL: http://dx.doi.org/10.1524/auto.52.7.351.35364

Näder, H., Milde, L., Fachabteilungen, O. B. and und Co, O. B. O. I. G. [2011], *Otto Bock Prothesen-Kompendium: Prothesen für die obere Extremität*, Otto Bock Prothesen-Kompendium / hrsg. von Hans Georg Näder. Bearb. von Lothar Milde unter Mitarb. der Otto Bock Fachabteilungen, Otto Bock HealthCare.
URL: https://books.google.at/books?id=FIlomwEACAAJ

Nelles, G. [2004], *Neurologische Rehabilitation*, Referenzreihe Neurologie Herausgegeben von G. Deuschl, H.C. Diener, H.C. Hopf,, Thieme.
URL: https://books.google.at/books?id=Wx3yOLQLkSAC

Ninu, A. [2013], Sensory-Motor Integration of Prosthetic Devices into the Amputee´s Body Image, PhD thesis, Faculty of Informatics, Vienna University of Technology.

Pape, H., Kurtz, A. and Silbernagl, S. [2014], *Physiologie*, Thieme.
URL: https://books.google.at/books?id=l6bTBAAAQBAJ

Reuter, P. [2004], *Springer Lexikon Medizin*, Springer-Wörterbuch, Springer.
URL: http://books.google.at/books?id=9CDvIQShjMYC

Rintelen, H., Speckmann, E., Hescheler, J. and Köhling, R. [2008], *Physiologie*, Elsevier Health Sciences Germany.
URL: https://books.google.at/books?id=VDz-1yusrf8C

Schlick, C., Bruder, R. and Luczak, H. [2010], *Arbeitswissenschaft*, Springer Berlin Heidelberg.
URL: https://books.google.at/books?id=5wojBAAAQBAJ

Schmidt, R. [2013*a*], *Grundriß der Sinnesphysiologie*, Heidelberger Taschenbücher, Springer Berlin Heidelberg.
URL: https://books.google.at/books?id=BQC2BgAAQBAJ

Schmidt, R. [2013*b*], *Physiologie kompakt*, Springer-Lehrbuch, Springer Berlin Heidelberg.
URL: https://books.google.at/books?id=rX3yBgAAQBAJ

Schmidt, R., Thews, G. and Lang, F. [2013], *Physiologie des Menschen*, Springer-Lehrbuch, Springer Berlin Heidelberg.
URL: https://books.google.at/books?id=l5r3BQAAQBAJ

Schubert, M. [2008], Untersuchungen zur einbindung sensorischen biofeedbacks in armprothesen, Master's thesis, Studiengang Medizintechnik -und sportmedizinische Technik Fachhochschule Koblenz.

Schwegler, J. and Lucius, R. [2011], *Der Mensch - Anatomie und Physiologie*, Thieme.
URL: https://books.google.at/books?id=gmXeBp1_KWsC

Shepherd, G. and Boeckh, V. [2013], *Neurobiologie*, Springer-Lehrbuch, Springer Berlin Heidelberg.
URL: https://books.google.at/books?id=AYfTBgAAQBAJ

Stein, V. and Greitemann, B. [2005], *Rehabilitation in Orthopädie und Unfallchirurgie: Methoden - Therapiestrategien - Behandlungsempfehlungen*, SpringerLink: Springer e-Books, Springer Berlin Heidelberg.
URL: https://books.google.at/books?id=0OcdBAAAQBAJ

Towfigh, H., Hierner, R., Langer, M. and Friedel, R. [2011], *Handchirurgie*, SpringerLink : Bücher, Springer.
URL: https://books.google.at/books?id=iskjBAAAQBAJ

Völz, H. [1999], *Das Mensch-Technik-System: physiologische, physikalische und technische Grundlagen ; Software und Hardware ; mit 67 Tabellen und 157 Literaturstellen*, Edition expertsoft, Expert-Verlag.
URL: https://books.google.at/books?id=g3wsLsIyXmwC

Wirth, C. and Baraliakos, X. [2010], *Komplikationen in Orthopädie und Unfallchirurgie: vermeiden, erkennen, behandeln ; 179 Tabellen*, Thieme.
URL: https://books.google.at/books?id=pxsP_QMvFQAC

Zervos-Kopp, J. [2009], *Anatomie, Biologie und Physiologie*, Ergotherapie Prüfungswissen, Thieme.
URL: https://books.google.at/books?id=Bim_NE0PIx0C

Abbildungsverzeichnis

2.1 Schema der Amputationshöhen der oberen Extremität; Quelle: Näder et al., 2011, S. 18 6

2.2 Einteilung der Armprothesen; [vgl Baumgartner and Greitemann, 2015, S. 168] 8

2.3 Darstellung des Wahrnehmungsprozesses; Quelle: vgl. Klinke and Bauer, 2005, S. 729 10

2.4 Somatoviszerale Sensibilität; [vgl Schmidt, 2013*b*, S. 95] 11

2.5 Vermittelte Empfindungen über die wichtigsten Rezeptoren der Haut; Quelle: Klinke and Bauer, 2005, S. 631 13

2.6 Schnitt durch die Haut und Lage der Mechanosensoren; Quelle: Schwegler and Lucius, 2011, S. 169 15

2.7 Propriozeption; Quelle: Schlick et al., 2010, S. 349 16

3.1 Konzeptvariante 1 22

3.2 Konzeptvariante 2 22

3.3 Konzeptvariante 3 23

3.4 Konzeptvariante 4 23

3.5 Konzeptvariante 5 24

3.6 Konzeptvariante 6 24

3.7 Konzeptvariante 7 25

3.8 Konzeptvariante 8 25
3.9 Grundlegender Aufbau der Prototypen 28
3.10 Motor Maxon EC 32 flat 29
3.11 Motoren EC32 und EC45 flat 30
3.12 Gehäuse Entwicklung 31
3.13 Armbefestigung 32
3.14 Gehäuse mit Motor 33
3.15 Prototyp 1 - Taumelscheibe 34
3.16 Wirkungsweise des Prototypen 1 36
3.17 Prototyp 2 - Klappen-Mechanismus 38
3.18 Wirkungsweise des Prototypen 2 39
3.19 Prototyp 3 - Magnetscheibe 41
3.20 Wirkungsweise des Prototypen 3 43
3.21 Prototyp 4 - Taumelnder-Magnet 44
3.22 Wirkungsweise des Prototyp 4 46

4.1 Testaufbau Test 1 bis 3 51

5.1 Ergebnisse der Auswertung der Intensitätsbewertung 59
5.2 Ergebnisse der Auswertung der Lokalisationsbewertung 59
5.3 Ergebnisse der Auswertung von Test 2 61
5.4 Ausschnitt der Versuchsdaten aus Test 4 64

Tabellenverzeichnis

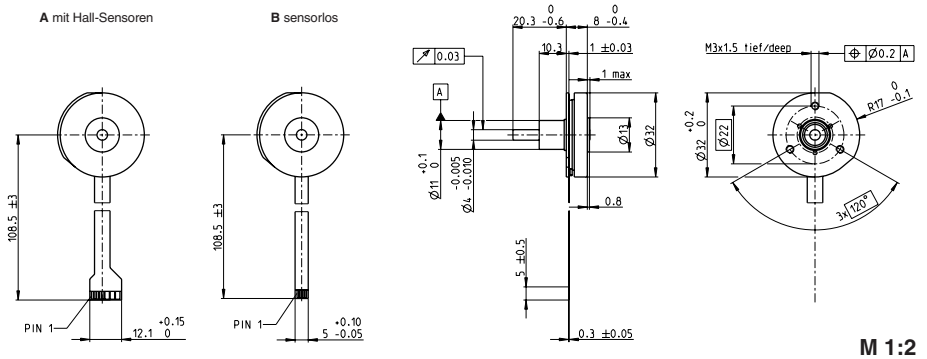
3.1 Vergleich der Prototypen 47

5.1 Ergebnis der Auswertung Test 1 58
5.2 Ergebnis der Platzierung der Prototypen 1 bis 4 aus Test 1 60
5.3 Ergebnisse der Auswertung vom Test 3 63

Anhang

Anhang A - Datenblatt maxon EC 32 flat

EC 32 flat ∅32 mm, bürstenlos, 6 Watt



M 1:2

Lagerprogramm
Standardprogramm
Sonderprogramm (auf Anfrage)

Bestellnummern

A mit Hall-Sensoren	339259	**200187**	339260	339261
B sensorlos	339263	**200138**	339264	339265

Motordaten					
	Werte bei Nennspannung				
1	Nennspannung	V	6.0	9.0	12.0	24.0
2	Leerlaufdrehzahl	min⁻¹	9210	8380	7970	9310
3	Leerlaufstrom	mA	186	107	75.6	46.2
4	Nenndrehzahl	min⁻¹	4030	3710	3240	4500
5	Nennmoment (max. Dauerdrehmoment)	mNm	7.35	8.74	7.92	9.38
6	Nennstrom (max. Dauerbelastungsstrom)	A	1.33	0.915	0.609	0.399
7	Anhaltemoment	mNm	15.5	19.0	15.7	22.8
8	Anlaufstrom	A	2.73	2.00	1.19	0.995
9	Max. Wirkungsgrad	%	55	60	57	62
	Kenndaten					
10	Anschlusswiderstand Phase-Phase	Ω	2.20	4.50	10.1	24.1
11	Anschlussinduktivität Phase-Phase	mH	0.378	1.06	2.04	6.19
12	Drehmomentkonstante	mNm A⁻¹	5.67	9.50	13.2	23.0
13	Drehzahlkonstante	min⁻¹ V⁻¹	1680	1010	724	416
14	Kennliniensteigung	min⁻¹ mNm⁻¹	651	476	551	437
15	Mechanische Anlaufzeitkonstante	ms	94.8	69.3	80.3	63.6
16	Rotorträgheitsmoment	gcm²	13.9	13.9	13.9	13.9

Spezifikationen

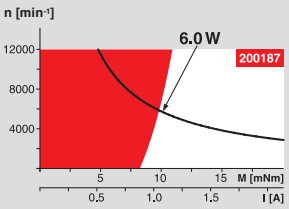
	Thermische Daten		
17	Therm. Widerstand Gehäuse-Luft		6.28 KW⁻¹
18	Therm. Widerstand Wicklung-Gehäuse		5.83 KW⁻¹
19	Therm. Zeitkonstante der Wicklung		3.35 s
20	Therm. Zeitkonstante des Motors		16.8 s
21	Umgebungstemperatur		-40 ... +100°C
22	Max. Wicklungstemperatur		+125°C
	Mechanische Daten (vorgespannte Kugellager)		
23	Grenzdrehzahl		12000 min⁻¹
24	Axialspiel bei Axiallast	< 5.0 N	0 mm
		> 5.0 N	typ. 0.6 mm
25	Radialspiel		vorgespannt
26	Max. axiale Belastung (dynamisch)		4.8 N
27	Max. axiale Aufpresskraft (statisch)		50 N
	(statisch, Welle abgestützt)		1000 N
28	Max. radiale Belastung, 7.5 mm ab Flansch		5.5 N
	Weitere Spezifikationen		
29	Polpaarzahl		4
30	Anzahl Phasen		3
31	Motorgewicht		32 g

Motordaten gemäss Tabelle sind Nenndaten.

Anschlüsse	**mit Hall-Sensoren**	**sensorlos**
Pin 1	3.5 ... 24 VDC	Motorwicklung 1
Pin 2	Hall-Sensor 3	Motorwicklung 2
Pin 3	Hall-Sensor 1	Motorwicklung 3
Pin 4	Hall-Sensor 2	⅄ Stern-Punkt
Pin 5	GND	
Pin 6	Motorwicklung 3	
Pin 7	Motorwicklung 2	
Pin 8	Motorwicklung 1	
Adapter	**Bestellnummer**	**Bestellnummer**
siehe S. 308	220300	220310
Stecker	**Artikelnummer**	**Artikelnummer**
TYCO	1-84953-1	84953-4
MOLEX	52207-1185	52207-0485
MOLEX	52089-1119	52089-0419

Stecker für Ausführung mit Hall-Sensoren:
FPC, 11-pol, Rastermass 1.0 mm, top contact style
Schaltbild für Hall-Sensoren siehe S. 29

Betriebsbereiche



Legende

Dauerbetriebsbereich
Unter Berücksichtigung der angegebenen thermischen Widerstände (Ziffer 17 und 18) und einer Umgebungstemperatur von 25°C wird bei dauernder Belastung die maximal zulässige Rotortemperatur erreicht = thermische Grenze.

Kurzzeitbetrieb
Der Motor darf kurzzeitig und wiederkehrend überlastet werden.

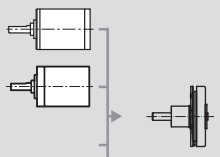
Typenleistung

maxon-Baukastensystem

Übersicht Seite 16 - 21

Planetengetriebe
∅22 mm
0.5 - 1.0 Nm
Seite 222

Planetengetriebe
∅22 mm
0.5 - 2.0 Nm
Seite 224

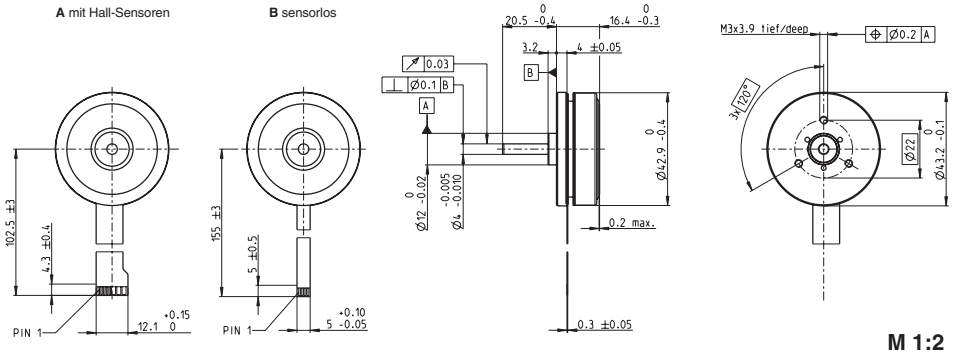


Empfohlene Elektronik:

DECS 50/5	Seite 289
DEC 24/1	289
DEC 24/3	290
DEC Module 24/2	290
DEC 50/5	291
DEC Module 50/5	291
DECV 50/5	297
EPOS2 Module 36/2	304
EPOS 24/1	304
Hinweise	**20**

Anhang B - Datenblatt maxon EC 45 flat

EC 45 flat ∅45 mm, bürstenlos, 30 Watt



M 1:2

Lagerprogramm
Standardprogramm
Sonderprogramm (auf Anfrage)

		Bestellnummern							
A mit Hall-Sensoren		200142		339281		339282			
B sensorlos			200189		339283		339284		
Motordaten									
Werte bei Nennspannung									
1 Nennspannung	V	12.0	12.0	24.0	24.0	36.0	36.0		
2 Leerlaufdrehzahl	min⁻¹	4370	4360	4370	4370	4760	4760		
3 Leerlaufstrom	mA	151	150	75.3	75.2	56.9	56.9		
4 Nenndrehzahl	min⁻¹	2860	2820	2850	2840	3210	3210		
5 Nennmoment (max. Dauerdrehmoment)	mNm	59.0	54.3	58.8	57.5	70.6	69.5		
6 Nennstrom (max. Dauerbelastungsstrom)	A	2.14	2.00	1.07	1.05	0.893	0.882		
7 Anhaltemoment	mNm	255	219	253	243	380	369		
8 Anlaufstrom	A	10.0	8.57	4.96	4.77	5.38	5.22		
9 Max. Wirkungsgrad	%	77	76	77	77	81	81		
Kenndaten									
10 Anschlusswiderstand Phase-Phase	Ω	1.20	1.40	4.84	5.04	6.70	6.9		
11 Anschlussinduktivität Phase-Phase	mH	0.560	0.560	2.24	2.24	4.29	4.29		
12 Drehmomentkonstante	mNm A⁻¹	25.5	25.5	51.0	51.0	70.6	70.6		
13 Drehzahlkonstante	min⁻¹ V⁻¹	374	374	187	187	135	135		
14 Kennliniensteigung	min⁻¹ mNm⁻¹	17.6	20.6	17.8	18.5	12.8	13.2		
15 Mechanische Anlaufzeitkonstante	ms	17.1	19.9	17.2	17.9	12.4	12.8		
16 Rotorträgheitsmoment	gcm²	92.5	92.5	92.5	92.5	92.5	92.5		

Spezifikationen

Thermische Daten

17	Therm. Widerstand Gehäuse-Luft	4.23 KW⁻¹
18	Therm. Widerstand Wicklung-Gehäuse	4.57 KW⁻¹
19	Therm. Zeitkonstante der Wicklung	13.2 s
20	Therm. Zeitkonstante des Motors	186 s
21	Umgebungstemperatur	-40 ... +100°C
22	Max. Wicklungstemperatur	+125°C

Mechanische Daten (vorgespannte Kugellager)

23	Grenzdrehzahl	10000 min⁻¹
24	Axialspiel bei Axiallast < 5.0 N	0 mm
	> 5.0 N	typ. 0.14 mm
25	Radialspiel	vorgespannt
26	Max. axiale Belastung (dynamisch)	4.8 N
27	Max. axiale Aufpresskraft (statisch)	50 N
	(statisch, Welle abgestützt)	1000 N
28	Max. radiale Belastung, 7.5 mm ab Flansch	21 N

Weitere Spezifikationen

29	Polpaarzahl	8
30	Anzahl Phasen	3
31	Motorgewicht	75 g

Motordaten gemäss Tabelle sind Nenndaten.

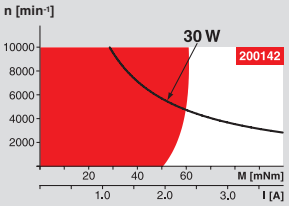
Anschlüsse	**mit Hall-Sensoren**	**sensorlos**
Pin 1	4.5 ... 18 VDC	Motorwicklung 1
Pin 2	Hall-Sensor 3*	Motorwicklung 2
Pin 3	Hall-Sensor 1*	Motorwicklung 3
Pin 4	Hall-Sensor 2*	⅄ Stern-Punkt
Pin 5	GND	
Pin 6	Motorwicklung 3	
Pin 7	Motorwicklung 2	
Pin 8	Motorwicklung 1	

*interner Pull-up (7 ... 13 kΩ) auf Pin 1
Schaltbild für Hall-Sensoren siehe S. 29

Adapter	**Bestellnummer**	**Bestellnummer**
siehe S. 310	220300	220310
Stecker	**Artikelnummer**	**Artikelnummer**
TYCO	1-84953-1	84953-4
MOLEX	52207-1185	52207-0485
MOLEX	52089-1119	52089-0419

Stecker für Ausführung mit Hall-Sensoren:
FPC, 11-pol, Rastermass 1.0 mm, top contact style

Betriebsbereiche



Legende

Dauerbetriebsbereich
Unter Berücksichtigung der angegebenen thermischen Widerstände (Ziffer 17 und 18) und einer Umgebungstemperatur von 25°C wird bei dauernder Belastung die maximal zulässige Rotortemperatur erreicht = thermische Grenze.

Kurzzeitbetrieb
Der Motor darf kurzzeitig und wiederkehrend überlastet werden.

Typenleistung

maxon-Baukastensystem

Übersicht Seite 16 - 21

Planetengetriebe
∅42 mm
3 - 15 Nm
Seite 238

Stirnradgetriebe
∅45 mm
0.5 - 2.0 Nm
Seite 240

Option
Mit Kabel und Stecker
(Motorlänge +1.3 mm)

Empfohlene Elektronik:

DECS 50/5	Seite **289**
DEC 24/3	**290**
DEC Module 24/2	**290**
DEC 50/5	**291**
DEC Module 50/5	**291**
DECV 50/5	**297**
EPOS2 Module 36/2	**304**
EPOS 24/1	**304**
EPOS2 24/5	305
EPOS P 24/5	308
Hinweise	**20**

Ausgabe August 2010 / Änderungen vorbehalten

Anhang C - Datenblatt S-10-03-N

supermagnete

Datenblatt Artikel S-10-03-N

Technische Daten und Anwendungssicherheit

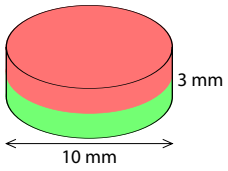
Webcraft GmbH
Industriepark 206
78244 Gottmadingen, Deutschland

Telefon: +49 7731 939 839 1
Telefax: +49 7731 939 839 9

www.supermagnete.de
support@supermagnete.de

1. Technische Angaben

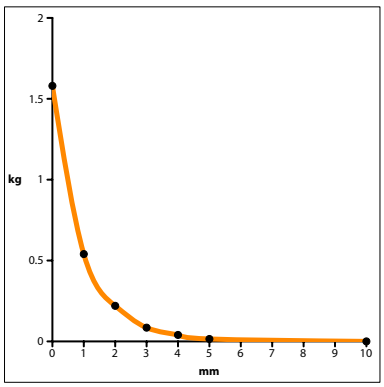
Artikel	S-10-03-N	
Form	Scheibe	
Durchmesser	10 mm	
Höhe	3 mm	
Toleranz der Längenmaße	+/- 0,1 mm	
Magnetisierungsrichtung	axial (parallel zu Höhe)	
Material	NdFeB (Neodym-Eisen-Bor)	
Art der Beschichtung	Nickel (Ni-Cu-Ni)	
Haftkraft	ca. 1,8 kg	ca. 17,7 N
Gewicht	1,7907 g	
Herstellungsart	gesintert	
Magnetisierung (Güte)	N42	
max. Einsatztemperatur	80°C	
Curie-Temperatur	310 °C	
Remanenz Br	12900-13200 G	1.29-1.32 T
Koerzitivfeldstärke bHc	10.8-12.0 kOe	860-955 kA/m
Koerzitivfeldstärke iHc	≥12 kOe	≥955 kA/m
Energieprodukt (BxH)max	40-42 MGOe	318-334 kJ/m³



Schadstofffrei gemäß RoHS-Richtlinie 2011/65/EU.
Nicht registrierungspflichtig gemäß REACH.

2. Haftkraftdiagramm

Haftkraft in Abhängigkeit vom Luftspalt zwischen Magnet und Stahlplatte.



Anhang D - Datenblatt R-06-02-02-G

supermagnete

Datenblatt Artikel R-06-02-02-G

Technische Daten und Anwendungssicherheit

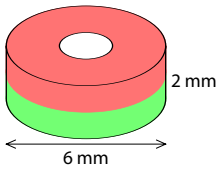
Webcraft GmbH
Industriepark 206
78244 Gottmadingen, Deutschland

Telefon: +49 7731 939 839 1
Telefax: +49 7731 939 839 9

www.supermagnete.de
support@supermagnete.de

1. Technische Angaben

Artikel	R-06-02-02-G	
Form	Ring	
Außen-Durchmesser	6 mm	
Innen-Durchmesser	2 mm	
Höhe	2 mm	
Toleranz der Längenmaße	+/- 0,1 mm	
Magnetisierungsrichtung	axial (parallel zu Höhe)	
Material	NdFeB (Neodym-Eisen-Bor)	
Art der Beschichtung	Gold auf Nickel (Ni-Cu-Ni-Au)	
Haftkraft	ca. 640 g	ca. 6,28 N
Gewicht	0,382 g	
Herstellungsart	gesintert	
Magnetisierung (Güte)	N45	
max. Einsatztemperatur	80°C	
Curie-Temperatur	310 °C	
Remanenz Br	13200-13700 G	1.32-1.37 T
Koerzitivfeldstärke bHc	10.8-12.5 kOe	860-995 kA/m
Koerzitivfeldstärke iHc	≥12 kOe	≥955 kA/m
Energieprodukt (BxH)max	43-45 MGOe	342-358 kJ/m^3



Schadstofffrei gemäß RoHS-Richtlinie 2011/65/EU.
Nicht registrierungspflichtig gemäß REACH.

Anhang E - Datenblatt Q-06-05-02-H

supermagnete

Datenblatt Artikel Q-06-05-02-HN

Technische Daten und Anwendungssicherheit

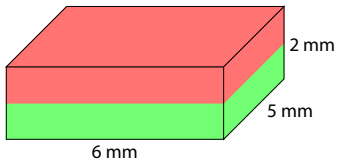
Webcraft GmbH
Industriepark 206
78244 Gottmadingen, Deutschland

Telefon: +49 7731 939 839 1
Telefax: +49 7731 939 839 9

www.supermagnete.de
support@supermagnete.de

1. Technische Angaben

Artikel	Q-06-05-02-HN	
Form	Quader	
Seite 1	6 mm	
Seite 2	5 mm	
Seite 3	2 mm	
Toleranz der Längenmaße	+/- 0,1 mm	
Magnetisierungsrichtung	parallel zu Seite 3	
Polflächen	6 x 5 mm	
Material	NdFeB (Neodym-Eisen-Bor)	
Art der Beschichtung	Nickel (Ni-Cu-Ni)	
Haftkraft	ca. 600 g	ca. 5,88 N
Gewicht	0,456 g	
Herstellungsart	gesintert	
Magnetisierung (Güte)	48H	
max. Einsatztemperatur	120°C	
Curie-Temperatur	340 °C	
Remanenz Br	13700-14200 G	1.37-1.42 T
Koerzitivfeldstärke bHc	10.8-12.5 kOe	860-995 kA/m
Koerzitivfeldstärke iHc	≥17 kOe	≥1353 kA/m
Energieprodukt (BxH)max	45-48 MGOe	358-382 kJ/m³



Schadstofffrei gemäß RoHS-Richtlinie 2011/65/EU.
Nicht registrierungspflichtig gemäß REACH.

Anhang F - Datenblatt Material Federmagneten Prototyp 4

MTT Vacuum Casting Resins

MTT Vakuum - Gießharze

MTT

Product Data Sheet ***Datenblatt*** **6120 / 6130**

Properties	*Eigenschaften*	*soft / weich*
Colour	*Farbe*	*white / weiß*

		Unit / *Einheit*	6120	6130	Test / ISO
Hardness @ 23°C	*Härte @ 23°C*	Shore	60 A	90 A	868
Flexural E-Modulas	*Biege - E-Modul*	MPa	-	-	178
Flexural Strength	*Biegefestigkeit*	MPa	-	-	178
Tensile E-Modulas	*Zug – E-Modul*	MPa	5	6,4	R 527
Tensile Strength	*Zugfestigkeit*	MPa	5,8	5,8	R 527
Heat Deflection Temp.(HDT) Testpiece 110 x 12,7 x 6,4 mm	*Wärmeformbeständigkeit (HDT)* *Prüfstab 110 x 12,7 x 6,4 mm*	C°	-	-	-
Glass Transition Temperature °C (Tg)	*Glasübergangstemperatur °C (Tg)*	C°	-	-	-
Elongation Yield	*Dehnung*	%	-	-	-
Elongation Break	*Bruchdehnung*	%	300	200	R 527
Tear Strength	*Reißfestigkeit*	MPa	22	60	34
Yield Strength	*Streckgrenze*	MPa	-	-	R 527
Izod Impact	*Kerbschlagzähigkeit*	Kj/m²	-	-	180
Thermal Conductivity	*Wärmeleitfähigkeit*	W/mk	0,194	0,192	BS874
Specific Gravity (@ 23°C) Part A Part B	*Spezifi. Gewicht (@ 23°C)* *Komp. A* *Komp. B*	kg/dm³	0,99 1,14	1,11	-
Viscosity (@ 23°C) Part A Part B	*Viskosität (@ 23°C)* *Komp. A* *Komp. B*	cPs	1000 40	400	-
Mixing Ratio (Poly A : Iso B) By weight	*Mischungsverhältnis (Poly A : Iso B)* *Nach Gewicht*	g	A B A B 100 40 100 100		-
Pot Life (100g @ 23°C)	*Topfzeit (100g @ 23°C)*	sec.	360		-
Curing Time (@ 70°C)	*Aushärtezeit (@ 70°C)*	min.	45 - 100		-
Shrinkage According to Wall Thickness	*Schrumpf* *Nach Schichtdicke*	%	0,4 - 0,6		-

POST CURING PROCESS / *WÄRMEBEHANDLUNG*		no / *nein* *

MTT Technologies Ltd., UK
Tel. - Nr.: +44 (0)1785/815651
Fax - Nr.: +44 (0)1785/812115
E-Mail: info@mtt-group.com

MTT Technologies GmbH, Germany
Tel. - Nr.: +49 (0)451-16082-0
Fax – Nr.: +49 (0)451-16082-250
E-Mail: contact@mtt-group.com

www.mtt-group.com

Anhang G - Fragebogen Test 1

FRAGEBOGEN TAKTILES FEEDBACK TEST 1

Proband Nr.:_____

Name:_____

Alter:_____

Geschlecht:_____

Rechtshänder: O Linkshänder: O

Bei diesem Test wird die Spürbarkeit der einzelnen Aktuatoren ermittelt. Dazu wird die von Ihnen empfundene Intensität der Empfindung bewertet. Es werden mit jedem Aktuator 4 unterschiedliche Drehzahlen für je 10 Sekunden gehalten, zwischen der Drehzahländerung wird eine 5-sekündige Pause mit Drehzahl 0 stattfinden. Sie sollen dann die Intensität von 0(nichts wahrgenommen) über 1,2,3 und 4 je nach stärke Ihrer Empfindung, oder S(schmerzhaft) und die Lokalisation der Empfindung von 0(kein Ort spürbar), 1 (Sie glauben den Reiz lokalisieren zu können) und 2(Sie spüren klar wo der Reiz auftritt) angegeben werden.

Kreisen Sie für jedes nachfolgend genannte Element die Zahl rechts ein, die Ihrer Meinung nach am besten die Spürbarkeit des Feedbackelementes bzw. die Lokalisierbarkeit im entsprechenden Drehzahlbereich wiedergibt. Wählen Sie die Zahl entsprechend der oben angegebenen Skala aus.	**Keine Empfindung**	**Intensität der Wahrnehmung**				**Schmerzhaft**
		Möglichkeit der Lokalisation				
1. Aktuator 1: Taumelscheibe						
• Drehzahl 1: Empfindung	0	1	2	3	4	S
Lokalisation		0	1	2		
• Drehzahl 2: Empfindung	0	1	2	3	4	S
Lokalisation		0	1	2		
• Drehzahl 3: Empfindung	0	1	2	3	4	S
Lokalisation		0	1	2		
• Drehzahl 4: Empfindung	0	1	2	3	4	S
Lokalisation		0	1	2		
2. Aktuator 2: Klappen Mechanismus						
• Drehzahl 1: Empfindung	0	1	2	3	4	S
Lokalisation		0	1	2		
• Drehzahl 2: Empfindung	0	1	2	3	4	S
Lokalisation		0	1	2		
• Drehzahl 3: Empfindung	0	1	2	3	4	S
Lokalisation		0	1	2		

FRAGEBOGEN TAKTILES FEEDBACK TEST 1						
• Drehzahl 4: Empfindung	0	1	2	3	4	S
Lokalisation		0	1	2		
3. Aktuator 1: Magnetscheibe						
• Drehzahl 1: Empfindung	0	1	2	3	4	S
Lokalisation		0	1	2		
• Drehzahl 2: Empfindung	0	1	2	3	4	S
Lokalisation		0	1	2		
• Drehzahl 3: Empfindung	0	1	2	3	4	S
Lokalisation		0	1	2		
• Drehzahl 4: Empfindung	0	1	2	3	4	S
Lokalisation		0	1	2		
4. Aktuator 1: Taumelnder Magnet						
• Drehzahl 1: Empfindung	0	1	2	3	4	S
Lokalisation		0	1	2		
• Drehzahl 2: Empfindung	0	1	2	3	4	S
Lokalisation		0	1	2		
• Drehzahl 3: Empfindung	0	1	2	3	4	S
Lokalisation		0	1	2		
• Drehzahl 4: Empfindung	0	1	2	3	4	S
Lokalisation		0	1	2		

2. Teil: Hier wird zusammenfassend das relative beste Feedbackelement unter verschiedenen Gesichtspunkten gesucht. Bitte treffen Sie eine Reihung von 1-4 (1… beste, 4… Am wenigsten) für die Einzelnen Aktuatoren in Bezug auf:	Taumelscheibe	Klappen Mechanismus	Magnetscheibe	Taumelnder Magnet
Angenehm				
Alltags-Tauglichkeit der Signale				

Anhang H - Fragebogen Test 2 und 3

FRAGEBOGEN TAKTILES FEEDBACK TEST 2 UND 3

Proband Nr.:_____

Name:_____

Alter:_____

Geschlecht:_____

Rechtshänder: O Linkshänder: O

Test 2:

Bei Test 2 wird die Erkennung der Drehrichtung bei 4 Drehzahlen untersucht werden. Es wird jeweils eine Drehrichtung für je 3 Sekunden aktiviert. Anschließend soll die „erkannte Drehrichtung" eingetragen werden.

Kreuzen Sie bitte im Folgenden Bereich die von Ihnen gespürte Drehrichtung an. Bitte beachten Sie dazu das angegebene Symbol. Die Drehrichtungen sind dabei Links bzw. gegen den Uhrzeigersinn und Rechts bzw. mit dem Uhrzeigersinn.

	Drehrichtung Links/ gegen Uhrzeigersinn	Drehrichtung Rechts/ im Uhrzeigersinn
	Drehzahl 1	
1	↺	↻
2	↺	↻
3	↺	↻
4	↺	↻
5	↺	↻
6	↺	↻
7	↺	↻
8	↺	↻
9	↺	↻
10	↺	↻
	Drehzahl 2	
1	↺	↻
2	↺	↻
3	↺	↻
4	↺	↻
5	↺	↻
6	↺	↻
7	↺	↻
8	↺	↻
9	↺	↻
	↺	↻

	Drehzahl 3	
1	○	○
2	○	○
3	○	○
4	○	○
5	○	○
6	○	○
7	○	○
8	○	○
9	○	○
10	○	○

	Drehzahl 4	
1	○	○
2	○	○
3	○	○
4	○	○
5	○	○
6	○	○
7	○	○
8	○	○
9	○	○
10	○	○

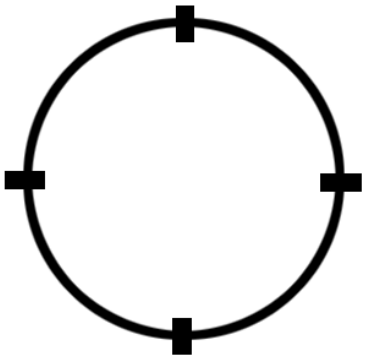
	5. gemischte Drehzahlen	
1	○	○
2	○	○
3	○	○
4	○	○
5	○	○
6	○	○
7	○	○
8	○	○
9	○	○
10	○	○

Test 3:

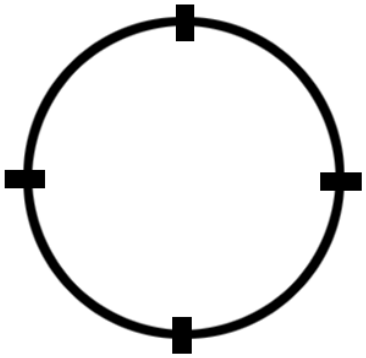
Bei Test 3 werden die Erkennung der Drehrichtung und die Endposition erfasst. Sie sollen dabei die Drehrichtung ankreuzen und die Endposition auf dem Kreis entsprechend der Empfindung an Ihrem Arm mit der Nummer des Versuchs angeben.

Kreuzen Sie bitte im Folgenden Bereich die von Ihnen gespürte Drehrichtung an und markieren die Position mit der entsprechenden Zahl Bitte beachten Sie dazu das angegebene Symbol. Die Drehrichtungen sind dabei Links bzw. gegen den Uhrzeigersinn und Rechts bzw. mit dem Uhrzeigersinn. Die Position entspricht den Strichen auf dem Kreis, es soll immer die nächst empfundene Stelle eingetragen werden.(1/4 Positionen)

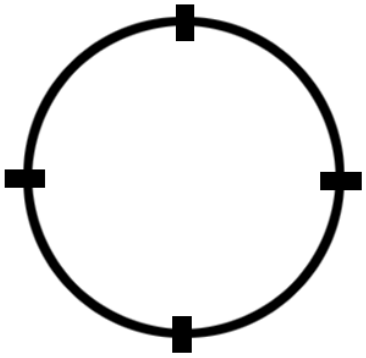
	Drehrichtung Links/ gegen Uhrzeigersinn	Drehrichtung Rechts/ im Uhrzeigersinn
	Drehzahl 1	
1		
2		
3		
4		
5		
6		
7		
8		
9		
10		
11		
12		
13		
14		
15		



	Drehrichtung Links/ gegen Uhrzeigersinn	Drehrichtung Rechts/ im Uhrzeigersinn
	Drehzahl 2	
1		
2		
3		
4		
5		
6		
7		
8		
9		
10		
11		
12		
13		
14		
15		



	Drehrichtung Links/ gegen Uhrzeigersinn	Drehrichtung Rechts/ im Uhrzeigersinn
	Drehzahl 3	
1		
2		
3		
4		
5		
6		
7		
8		
9		
10		
11		
12		
13		
14		
15		



Anhang I - Ausgefüllter Fragebogen für Test 1 des Probanden 1

2.2.11.

FRAGEBOGEN TAKTILES FEEDBACK TEST 1

Proband Nr.: 1

Name: Patrick Pregernig

Alter: 24

Geschlecht: m

Rechtshänder: X Linkshänder: O

Bei diesem Test wird die Spürbarkeit der einzelnen Aktuatoren ermittelt. Dazu wird die von Ihnen empfundene Intensität der Empfindung bewertet. Es werden mit jedem Aktuator 4 unterschiedliche Drehzahlen für je 10 Sekunden gehalten, zwischen der Drehzahländerung wird eine 5-sekündige Pause mit Drehzahl 0 stattfinden. Sie sollen dann die Intensität von 0(nichts wahrgenommen) über 1,2,3 und 4 je nach stärke Ihrer Empfindung, oder S(schmerzhaft) und die Lokalisation der Empfindung von 0(kein Ort spürbar), 1 (Sie glaube den Reiz lokalisieren zu können) und 2(Sie spüren klar wo der Reiz auftritt) angegeben werden.

Kreisen Sie für jedes nachfolgend genannte Element die Zahl rechts ein, die Ihrer Meinung nach am besten die Spürbarkeit des Feedbackelementes bzw. die Lokalisierbarkeit im entsprechenden Drehzahlbereich wiedergibt. Wählen Sie die Zahl entsprechend der oben angegebenen Skala aus.	Keine Empfindung	Intensität der Wahrnehmung / Möglichkeit der Lokalisation				Schmerzhaft
1. Aktuator 1: Taumelscheibe						
• Drehzahl 1: Empfindung	0	(1)	2	3	4	S
Lokalisation		(0)	1	2		
• Drehzahl 2: Empfindung	0	1	2	(3)	4	S
Lokalisation		0	(1)	2		
• Drehzahl 3: Empfindung	0	1	2	(3)	4	S
Lokalisation		0	(1)	2		
• Drehzahl 4: Empfindung	0	1	2	3	(4)	S
Lokalisation		(0)	1	2		
2. Aktuator 2: Klappen Mechanismus						
• Drehzahl 1: Empfindung	0	(1)	2	3	4	S
Lokalisation		0	1	(2)		
• Drehzahl 2: Empfindung	0	1	(2)	3	4	S
Lokalisation		0	1	(2)		
• Drehzahl 3: Empfindung	0	1	2	(3)	4	S
Lokalisation		0	(1)	(2)		

FRAGEBOGEN TAKTILES FEEDBACK TEST 1

• Drehzahl 4: Empfindung	0	1	2	3	(4)	S
Lokalisation		0	(1)	2		
3. Aktuator 1: Magnetscheibe						
• Drehzahl 1: Empfindung	0	(1)	2	3	4	S
Lokalisation		0	1	(2)		
• Drehzahl 2: Empfindung	0	1	2	(3)	4	S
Lokalisation		0	1	(2)		
• Drehzahl 3: Empfindung	0	1	2	(3)	4	S
Lokalisation		0	(1)	2		
• Drehzahl 4: Empfindung	0	1	2	3	(4)	S
Lokalisation		(0)	1	2		
4. Aktuator 1: Taumelnder Magnet						
• Drehzahl 1: Empfindung	0	(1)	2	3	4	S
Lokalisation		(0)	1	2		
• Drehzahl 2: Empfindung	0	1	(2)	3	4	S
Lokalisation		0	(1)	2		
• Drehzahl 3: Empfindung	0	1	2	(3)	4	S
Lokalisation		0	(1)	2		
• Drehzahl 4: Empfindung	0	1	2	3	(4)	S
Lokalisation		(0)	1	2		

2. Teil: Hier wird zusammenfassend das relative beste Feedbackelement unter verschiedenen Gesichtspunkten gesucht. Bitte treffen Sie eine Reihung von 1-4 (1... beste, 4... Am wenigsten) für die Einzelnen Aktuatoren in Bezug auf:	Taumelscheibe	Magnet mit Klappen	Magnetscheibe	Taumelnder Magnet
Angenehm	4	X 1	2	3
Alltags-Tauglichkeit der Signale	3	2	X 1	4

Anhang J - Ausgefüllter Fragebogen für Test 2 des Probanden 1

15.2.2011

FRAGEBOGEN TAKTILES FEEDBACK TEST 2 UND 3

Proband Nr.: 1

Name: Patrick Pregernig

Alter: 24

Geschlecht: m

Rechtshänder: X Linkshänder: O

Test 2:

Bei Test 2 wird die Erkennung der Drehrichtung bei 4 Drehzahlen untersucht werden. Es wird jeweils eine Drehrichtung für je 3 Sekunden aktiviert. Anschließend soll die „erkannte Drehrichtung" eintragen werden.

Kreuzen Sie bitte im Folgenden Bereich die von Ihnen gespürte Drehrichtung an. Bitte beachten Sie dazu das angegebene Symbol. Die Drehrichtungen sind dabei Links bzw. gegen den Uhrzeigersinn und Rechts bzw. mit dem Uhrzeigersinn.

	Drehrichtung Links/ gegen Uhrzeigersinn	Drehrichtung Rechts/ im Uhrzeigersinn
	Drehzahl 1	
1	X	O
2	X	O
3	O	X
4	X	O
5	O	X
6	O	X
7	O	X
8	X	O
9	O	X
10	X	O
	Drehzahl 2	
1	O	X
2	X	O
3	X	O
4	O	X
5	X	O
6	O	X
7	O	X
8	X	O
9	X	O

1 von 5

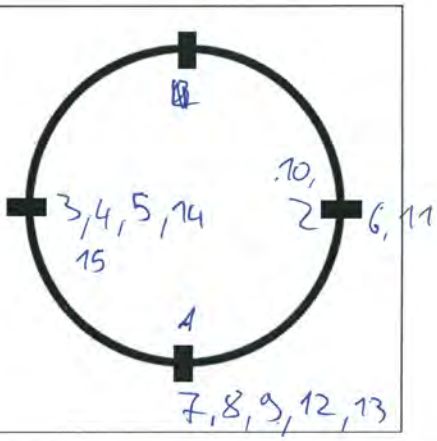
	○	⊗
	Drehzahl 3	
1	○	⊗
2	○	⊗
3	○	⊗
4	⊗	○
5	⊗	○
6	○	⊗
7	⊗	○
8	⊗	○
9	○	⊗
10	⊗	○
	Drehzahl 4	
1	○	⊗
2	⊗	○
3	○	⊗
4	⊗	○
5	○	⊗
6	○	⊗
7	⊗	○
8	○	⊗
9	⊗	○
10	⊗	○
	5. gemischte Drehzahlen	
1	○	⊗
2	⊗	○
3	⊗	○
4	○	⊗
5	⊗	○
6	○	⊗
7	⊗	○
8	⊗	○
9	○	⊗
10	○	⊗

Test 3:

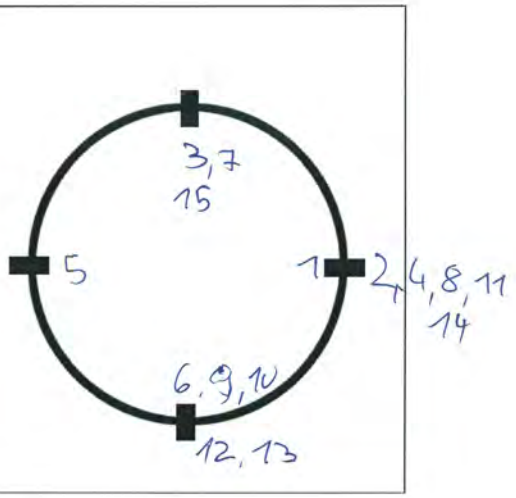
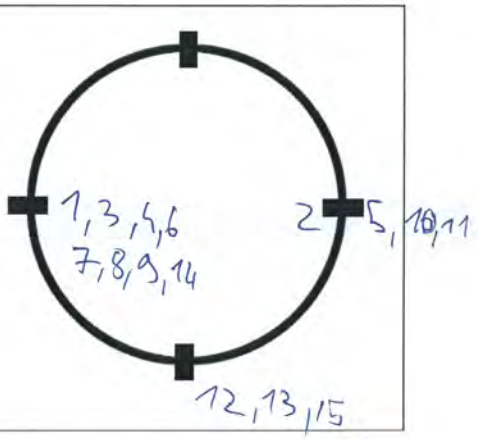
Bei Test 3 werden die Erkennung der Drehrichtung und die Endposition erfasst. Sie sollen dabei die Drehrichtung ankreuzen und die Endposition auf dem Kreis entsprechend der Empfindung an Ihrem Arm mit der Nummer des Versuchs angeben.

Kreuzen Sie bitte im Folgenden Bereich die von Ihnen gespürte Drehrichtung an und markieren die Position mit der entsprechenden Zahl Bitte beachten Sie dazu das angegebene Symbol. Die Drehrichtungen sind dabei Links bzw. gegen den Uhrzeigersinn und Rechts bzw. mit dem Uhrzeigersinn. Die Position entspricht den Strichen auf dem Kreis, es soll immer die nächst empfundene Stelle eingetragen werden.(1/4 Positionen)

	Drehrichtung Links/ gegen Uhrzeigersinn	Drehrichtung Rechts/ im Uhrzeigersinn
	Drehzahl 1	
1	○	⊗
2	○	⊗
3	⊗	○
4	○	⊗
5	⊗	○
6	⊗	○
7	⊗	○
8	○	⊗
9	○	⊗
10	⊗	○
11	⊗	○
12	⊗	○
13	○	⊗
14	⊗	○
15	⊗	○



	Drehrichtung Links/ gegen Uhrzeigersinn	Drehrichtung Rechts/ im Uhrzeigersinn
	Drehzahl 2	
1	X	O
2	X	O
3	O	X
4	X	O
5	O	X
6	O	X
7	O	X
8	X	O
9	X	O
10	O	X
11	O	X
12	X	O
13	X	O
14	X	O
15	O	X



	Drehrichtung Links/ gegen Uhrzeigersinn	Drehrichtung Rechts/ im Uhrzeigersinn
	Drehzahl 3	
1	X	O
2	X	O
3	O	X
4	X	O
5	O	X
6	O	X
7	X	O
8	X	O
9	X	O
10	O	X
11	O	X
12	O	X
13	O	X
14	X	O
15	O	X