

**Ivan Andrašec**

# Produktentwicklung eines Rehabilitationsgerätes für gelähmte, obere Extremitäten

## Diplomarbeit

Zur Erlangung des akademischen Grades Wirtschafts- und Diplom-Ingenieur

F746 Mechatronik im Maschinenbau (Stzw.)  
aus Wirtschaftsingenieurwesen Maschinenbau

Vorgelegt der  
Technischen Universität Graz  
Fakultät für Maschinenbau und Wirtschaftswissenschaften

Beurteiler:

o. Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Gunter JÜRGENS

Institut für Maschinenelemente und Entwicklungsmethodik, Technische Universität Graz

Betreuer:

Ass. Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Michael BADER

Institut für Maschinenelemente und Entwicklungsmethodik, Technische Universität Graz

Graz, 2011

---

## Vorwort und Danksagung

Bei der Entwicklung neuartiger Produkte sieht sich ein Konstrukteur mit einer Vielzahl von Aufgaben konfrontiert. Diese bedingen solide Fachkenntnisse und ein zielorientiertes Entscheidungsverhalten. Soziale Fähigkeiten, wie das Diskussionsverhalten und der Umgang mit verschiedenen Ansichten und Meinungen, sind ebenfalls von Bedeutung, weil es in einem Entwicklungsprozess immer wieder Situationen gibt, in denen man auf solche Ereignisse reagieren muss. Diese Diplomarbeit beschäftigt sich mit den Erkenntnissen der gestellten Aufgabe, ein robotisches Rehabilitationsgerät zu entwickeln. Es wurden verschiedene Methoden zur Bewältigung einer konkreten Neuentwicklung im medizinischen Bereich angewendet und in einem abschließenden Kapitel der Diplomarbeit die gesammelten Erfahrungen zusammengefasst.

Zur besseren Lesbarkeit des Textes wurde alles in maskuliner Form verfasst. Das soll es dem/der Leser/In ermöglichen, die Diplomarbeit flüssig lesen zu können und ist auf keinen Fall geschlechtsspezifisch gemeint. Alle erwähnten maskulinen Darstellungen des Satzaufbaus gelten natürlich auch in femininer Form.

An dieser Stelle möchte ich mich bei all jenen herzlich bedanken, die durch ihre fachliche und persönliche Unterstützung zum Gelingen dieser Diplomarbeit beigetragen haben.

Allen voran sei o. Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Gunter Jürgens, Leiter des Instituts für Maschinenelemente und Entwicklungsmethodik MEEM und Begutachter dieser Arbeit, für die zahlreichen Ratschläge in fachlicher und organisatorischer Hinsicht gedankt. Aus seinen Vorlesungen, welche sich mit der effektiven und effizienten Umsetzung von Entwicklungsaufgaben beschäftigen, stammen einige der in dieser Arbeit erwähnten Ansichten. Weiters sei Ass. Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Michael Bader gedankt, der durch sein persönliches Engagement das Thema dieser Diplomarbeit von Beginn an maßgeblich geprägt hat. Durch seine intensive Betreuung, kompetente Ratschläge und flexible Gestaltung des organisatorischen Rahmens wurde eine professionelle Abwicklung in allen Bereichen sehr erleichtert. Ganz besonders bedanke ich mich bei Dipl.-Ing. Dr.techn. Alexander Kollreider und Dipl.-Ing. David Ram, den Gründern der Firma Tyromotion GmbH und Auftraggebern dieser Diplomarbeit, welche die gesamte konstruktive Umsetzung des Rehabilitationsgerätes von der Idee bis zum fertigen Prototypen unterstützt und geleitet haben. Hier wurde in vielen Besprechungen praktisches Wissen im Bereich der Produktentwicklung weitergegeben. Frau Elisabeth Brugger, Ergotherapeutin an der Klinik Judendorf-Strassengel, danke ich für die Einblicke in die Rehabilitationstherapie von gelähmten Patienten. Gedankt sei auch allen Mitarbeitern des Instituts für Maschinenelemente und Entwicklungsmethodik und der Firma Tyromotion GmbH für ihre Ratschläge und Hilfestellung.

Für ihre Ratschläge und Aufmunterungen danke ich meinen Freunden, die die Studienzeit zu etwas besonderem gemacht haben.

Ein ganz besonderer Dank geht an meine Eltern Ružica und Zvonimir Andrašec, die mein Studium erst ermöglicht haben. Sie und meine Freundin Tihana Vinković haben mich jahrelang unterstützt und waren meinen Plänen und Wünschen gegenüber immer offen.

---

## Kurzfassung

Bei der Rehabilitation von Lähmungserscheinungen der Arme gibt es viel Potential für intelligente Trainingsapparate. Vor allem durch die Verknüpfung von Elektronik und Mechanik sind viele Vorteile für Patient und Therapeut möglich. Interaktive Übungen, Messungen und individuelle Fortschrittsanalysen sind die bedeutendsten. Solche Lösungsansätze sind das Kernthema der Firma Tyromotion GmbH, welche auch robotische Apparate für den Krankenseinsatz herstellt. Aus dem Wunsch heraus, das Training von menschlichen Armen zu unterstützen, ist diese Diplomarbeit zur Entwicklung eines solchen Gerätes entstanden.

Inhalt der Diplomarbeit ist die Konzeption, Konstruktion und das Design eines Trainingsapparates für interaktive Rehabilitationsübungen und die mechanische Unterstützung von gelähmten Armen. Dieser Apparat fällt somit in das Fachgebiet der Mechatronik und Kybernetik. Unter Zuhilfenahme des „Simultaneous-Engineering“ und anderer Methoden sollten Varianten ausgebildet werden, welche anspruchsvollen Kriterien genügen. Kernpunkte der Entwicklung waren:

- reproduzierbare Gewichtseinstellung und –Entlastung des menschlichen Armes
- Verknüpfung mit einer virtuellen Übungsumgebung
- minimale Kosten
- transportable und leichte Konstruktion

Im Zuge der Entwicklung war es nötig, einen Prinzipaufbau zur Funktionalitätsklärung und einen Funktionsprototypen für den firmeninternen Gebrauch zu bauen und einen seriennahen Prototyp für den Feldtest in Krankenhäusern zu entwickeln.

---

## Abstract

There is a lot of potential for smart training devices within the rehabilitation of paralyzed, human arms. First of all, it's an advantage for patients and therapists to connect electronics with mechanics. Such benefits are interactive exercises, measurements and individual progress analysis. Such an approach is the core topic of the company Tyromotion, which constructs robotic machines for the use at hospitals. The wish to improve the training of the human arm is the matter of this diploma thesis by application of the robotic approach.

The content of this diploma thesis is the conception, construction and design of a training device for interactive rehabilitation exercises and mechanic support of paralyzed arms. This device therefore is settled in the area of mechatronics and cybernetics. With the support of simultaneous engineering and other methods several versions should be created, which could live up to ambitious criteria. Center points of the development were:

- reproducible weight relieve and adjustment for the human arm
- use of a virtual training application
- minimum costs
- light and portable construction

In the events of the development it was necessary to build a principle assembly to define the functionality and a functional prototype for the internal use at the company and to develop a close to production run prototype for the large-scale test at hospitals.

---

## Inhaltsverzeichnis

1	EINLEITUNG .....	1
1.1	Therapiemöglichkeiten des gelähmten menschlichen Armes .....	1
1.2	Der Schlaganfall.....	2
1.3	Einblick in die Tyromotion GmbH.....	4
2	AUFGABENSTELLUNG .....	5
3	RECHERCHE DER KONKURRENZPRODUKTE .....	7
3.1	Helparm von Nitzbon AG.....	8
3.2	Armeo® Therapiekonzept von Hocoma AG.....	8
3.3	Manus vom Massachusetts Institute of Technology (MIT) .....	10
3.4	Freebal von Arno H.A. Stienen et al. ....	10
3.5	Haptic-robotic platform von der University of Toronto.....	11
3.6	Fisiotec HP2 von RIMEC Srl.....	11
3.7	Natürliche Strukturen.....	12
4	GRUNDVORAUSETZUNGEN FÜR DIE PRODUKTENTWICKLUNG.....	14
4.1	Der gelähmte Arm .....	14
4.2	Klinische Therapie .....	14
4.3	Patientenbefragung.....	15
4.4	Anthropometrie des Patienten .....	16
4.5	Aufbau und Beweglichkeit des menschlichen Armes.....	18
4.6	Norm ÖVE/ÖNORM EN-60601-1 .....	21
5	STRUKTUR UND ABLAUF DER ENTWICKLUNGSARBEIT.....	23
5.1	Konstruktion und Lastenheft.....	23
5.2	Black-Box-Darstellung .....	24
5.3	Funktionen.....	25

5.4	Organisatorische Aufteilung.....	26
5.5	Simultaneous Engineering.....	28
<b>6</b>	<b>VORBEREITENDE BERECHNUNG UND VARIANTENBILDUNG.....</b>	<b>32</b>
6.1	Handhabung des menschlichen Armes .....	32
6.1.1	Statische Ruhelage am ebenen Modell.....	32
6.1.2	Räumliche Bewegung und Kräfte .....	33
6.1.3	Erregerfrequenz durch den Patienten .....	37
6.1.4	Lastkollektiv .....	38
6.2	Varianten, Bewertung und Auswahl.....	39
6.2.1	Grundlagen der Lösungsfindung .....	39
6.2.2	Lösungsmethoden.....	40
6.2.3	Einzelmethoden .....	41
6.2.4	Gruppenmethoden .....	44
6.2.5	Methoden zur Lösungskombination .....	46
6.2.6	Bewertung der Varianten.....	49
6.3	Varianten des Armtracks .....	50
6.3.1	Armschnittstelle .....	51
6.3.2	Grundgerüst .....	54
6.3.3	Gewichtsentlastung .....	56
6.3.4	Messsystem .....	59
6.3.5	Gesamtkonzepte .....	62
6.3.6	Nutzwertanalyse .....	63
<b>7</b>	<b>PRINZIPVERSUCH .....</b>	<b>66</b>
7.1	Allgemeines zu Versuchen.....	66
7.2	Motivation für einen Prinzipversuch.....	66
7.3	Der Versuchsaufbau .....	67
7.4	Ergebnisse des Prinzipversuchs .....	67
7.5	Schlussfolgerung.....	70
<b>8</b>	<b>FUNKTIONSPROTOTYP .....</b>	<b>72</b>
8.1	Seiltrommel .....	72
8.2	Motoren .....	73
8.3	Verstellbarkeit des Aufbaus .....	79
8.4	Rahmenkonstruktion.....	83
8.5	Sensoren.....	84
8.6	Tests und Folgen.....	85

---

9	SCHLUSSPROTOTYP .....	87
9.1	Motoreinheit .....	87
9.2	Sensorik .....	88
9.3	Optimierung der Konstruktion und Kraftfluss .....	90
9.3.1	Prinzip: Torsion am Ausleger .....	90
9.3.2	Prinzip: Querschnittsform .....	92
9.3.3	Prinzip: Träger gleicher Biegespannung .....	92
9.3.4	Prinzip: Auslegerausführung mit Knick (Durchbiegung und Eigenfrequenz) .....	93
9.3.5	Untere Gestalt des Aufbaus .....	96
9.4	Verwendete Materialien .....	97
9.5	Innen liegende Verkabelung .....	98
9.6	Bodengruppe .....	99
9.6.1	Prinzip der Standsicherheit .....	99
9.6.2	Ausführung der Rampe .....	101
9.7	Verpacken und Transport des Schlussprototyps .....	104
9.8	Technische Daten zum Schlussprototyp .....	106
9.9	Mensch-Maschine-Koppelung .....	107
9.10	Vergleich zwischen Funktions- und Schlussprototyp .....	107
9.11	Vergleich zwischen Schlussprototyp und Konkurrenzprodukten .....	108
10	FAZIT UND AUSBLICK .....	110

# 1 Einleitung

## 1.1 Therapiemöglichkeiten des gelähmten menschlichen Armes

Die Lähmung als Symptom und Beschwerde bei einer Krankheit kann viele Ursachen haben. Wenn vor allem die oberen Extremitäten betroffen sind, dann können die in Tabelle 1-1 folgenden Gründe dafür in Frage kommen und dazugehörige Therapiemöglichkeiten angewendet werden. Die entsprechende Physiotherapie schließt an eine ärztliche Behandlung und einen Krankenhausaufenthalt an.

**Tabelle 1-1: Therapiemöglichkeiten bei Lähmungserscheinungen [vgl. Corazza et al. 2011, S. 139]**

<b>Symptome und Beschwerden</b>	<b>Mögliche Ursache</b>	<b>Therapiemöglichkeit</b>
Lähmungserscheinungen mit Gefühlslosigkeit in Armen oder Beinen und eventuell Fieber, Kopfschmerzen, Sprachstörungen, Benommenheit	Gehirnentzündung (Encephalitis)	Physiotherapie kann Bewegungsstörungen bessern, Ergotherapie hilft den Alltag zu bewältigen, neurologische Rehabilitationstherapie, etc. ist nötig
Lähmungserscheinungen mit Gefühlslosigkeit in Armen oder Beinen und eventuell Fieber, Kopfschmerzen, Sprachstörungen, Benommenheit	Gehirnabszess	bei dauerhaften Spätschäden Neurorehabilitation, Ergotherapie, etc. nötig
Halbseitige Lähmungserscheinungen und Bewusstlosigkeit nach einer Kopfverletzung	Gehirnprellung (Contusio cerebri)	Neurorehabilitation und Heilgymnastik, Ergotherapie, etc. bei schweren Schädigungen nötig
Lähmungserscheinungen nach einem Unfall	Rückenmarkverletzung	Mobilisierungs- und Rehabilitationsmaßnahmen nach der Akutbehandlung nötig, Neurorehabilitation, Ergotherapie, etc.
Lähmung eines Armes oder Beines oder der ganzen Körperhälfte und eventuell Sehstörungen, Sprachstörungen, Verwirrung, Bewusstlosigkeit	Vorübergehende Durchblutungsstörung des Gehirns (TIA)	Blutdruck senkende und Blutgerinnung hemmende Medikamente, Operation an der Halsschlagader

Tabelle 1-1: (Fortsetzung)

Symptome und Beschwerden	Mögliche Ursache	Therapiemöglichkeit
Lähmung eines Armes oder Beines oder der ganzen Körperhälfte und eventuell Sehstörungen, Sprachstörungen, Verwirrung, Bewusstlosigkeit	Schlaganfall (Ischämischer Insult)	Rehabilitationsübungen nach Krankenhausaufenthalt, Heilgymnastik, Ergotherapie, etc.
Lähmung eines Armes oder Beines oder der ganzen Körperhälfte und eventuell Sehstörungen, Sprachstörungen, Verwirrung, Bewusstlosigkeit	Gehirnblutung (Apoplexie)	Neurorehabilitation nach Akutbehandlung, Krankengymnastik, Ergotherapie, etc.

## 1.2 Der Schlaganfall

Bei allen möglichen, genannten Gründen für eine Lähmung ist der Schlaganfall (ischämischer Insult) als Ursache hervorzuheben. Denn dieser ist „[...] zu 80 Prozent die Folge einer plötzlichen und anhaltenden Durchblutungsstörung (Apoplexie), nur 20 Prozent der Schlaganfälle beruhen auf einer Blutung in das Gehirn [...].“ [Corazza et al. 2011, S. 421]. Das Risiko, einen ischämischen Insult zu erleiden, ist bei alten Leuten besonders hoch. Etwa die Hälfte der Betroffenen ist älter als 75 Jahre. Die Wahrscheinlichkeit dafür wird durch das Rauchen, mangelnde Bewegung und einen ungesunden Lebenswandel erhöht. „Schlaganfälle stehen in der Statistik der Todesursachen an dritter Stelle und gehören zu den häufigsten Ursachen von Invalidität [...]“ [Corazza et al. 2011, S. 422]. Somit ist dieser umgangssprachlich eine Volkskrankheit.

Durch Krankheiten des Kreislaufsystems sind 2004 in Deutschland insgesamt 446,6 Menschen je 100.000 Einwohner ums Leben gekommen. Diese Zahl ist allgemein rückläufig. Im Vergleich zu 253,7 Todesfällen je 100.000 Einwohner aufgrund von bösartigen Neubildungen ist sie jedoch trotzdem weitaus höher als Letztgenannte. Kreislauferkrankungen machen insgesamt 45 Prozent aller Todesfälle in Deutschland aus [vgl. Kunsch, Kunsch 2007, S. 295]. Von den 446,6 genannten Todesfällen sind 83,0 durch eine Krankheit des Hirnblutsystems ums Leben gekommen [vgl. Kunsch, Kunsch 2007, S. 236].

Im Vorfeld eines Schlaganfalls liegt eine langsam fortschreitende Gefäßverkalkung, welche die Adern verengt. Dadurch fällt es dem Blut immer schwerer, die Adern zu passieren und das Gehirn mit Sauerstoff und Nährstoffen zu versorgen. Kommt es zu einem Blutgerinnsel (Embolie), dann kann ein betroffener Bereich verstopft werden. So ein Gerinnsel entsteht oft in Adern, die das Herz versorgen. Aber auch im Zusammenhang mit Knochenbrüchen kann es zu Fettembolien oder bei Operationen zu Luftembolien kommen. So ein Gefäßverschluss im Gehirn hat zur Folge, dass das angrenzende Gewebe nicht mehr richtig mit Blut versorgt werden kann. Darauf folgen Lähmungserscheinungen bei nicht tödlichem Ausgang, die abhängig vom betroffenen Bereich sind. Passiert so etwas in den Gefäßen der rechten Gehirnhälfte (Corotis), so ist die linke Körperhälfte von den Folgen betroffen.

Diejenigen Patienten, bei denen durch eine Behandlung der Tod erfolgreich abgewendet wurde, haben daraufhin oft mit schwerwiegenden Einschränkungen im Alltagsleben zu kämpfen. *„Bei etwa einem Drittel aller Schlaganfall-Betroffenen bilden sich die Beschwerden im Laufe von Wochen oder Monaten zurück, bei einem weiteren Drittel bleiben Lähmungen, Sprach- und Sehstörungen zurück.“* [Corazza et al. 2011, S. 422]. Bei dem übrigen Drittel erstreckt sich die Genesung über Monate oder Jahre.

Durch einen Schlaganfall kann es auch zu einer Lähmung kommen. Zu einer Lähmung (Paralyse) kommt es, wenn das periphere oder zentrale Nervensystem (ZNS) eines Patienten verletzt wird. Zum ZNS zählen das Gehirn (Enzephalon) und das Rückenmark. Im Gehirn sind die Bewegungsabläufe der Muskeln gespeichert und von hier aus werden bewusste Impulse über das Rückenmark und das periphere Nervensystem an die glatten Muskeln geleitet. Das periphere Nervensystem leitet Wahrnehmungen und Empfindungen an das ZNS, Anweisung vom ZNS zu den Muskeln und Organen und gibt ihnen auch selbständig Impulse [vgl. Corazza et al. 2011, S. 420]. Wird dieser Vorgang auf irgendeiner Ebene unterbrochen, handelt es sich um eine Lähmung. Dabei kann es durchaus vorkommen, dass gelähmte Bereiche eingeschränkt kontrolliert werden können. Das äußert sich dann in einer Gliederschwäche oder einer Bewegungsstörung. Betroffene Bereiche können zum Beispiel berührungsempfindlich sein, obwohl sie nicht mehr kontrolliert werden können. Ein Rehabilitationstraining kann *„[...] jene Muskulatur optimal fördern, die der Wille noch steuern kann“* [Corazza et al. 2011, S. 854]. Der Übungsablauf bei einer solchen Therapie zielt darauf ab, *„[...] durch Wiederholung bestimmter Bewegungsmuster das im Gehirn gelöschte Steuerprogramm neu zu entwickeln“* [Corazza et al. 2011, S. 854]. Dabei können gesunde Gehirnregionen die Aufgaben des geschädigten Gewebes übernehmen.

Durchgeführt wird die Therapie von Physiotherapeuten, die eine Spezialausbildung absolvieren müssen. Unter ihrer Anleitung werden die betroffenen Muskeln regelmäßig trainiert, um wenigstens eine teilweise Genesung der Patienten zu fördern.

Ein Teilbereich der Physiotherapie ist die Ergotherapie. Sie zielt besonders darauf ab, Arbeitsweisen zu vermitteln, die es erleichtern, den Alltag zu bewältigen. *„Außerdem werden Tätigkeiten eingeübt, mit denen die Betroffenen erfahren, was sie trotz der Krankheit noch alles können.“* [Corazza et al. 2011, S. 687]. Den Patienten werden dazu spezielle Werkzeuge zur Verfügung gestellt, die es ihnen ermöglichen, zum Beispiel Marmelade auf ein Stück Brot zu schmieren. Das ist etwa mit einem Brett möglich, welches mit Nägeln versehen ist. Auf die Nägel wird das Brot gegeben und dadurch fixiert. Daraufhin kann sich der Patient darauf konzentrieren, dieses Brot ungestört mit seiner teilweise gelähmten Hand zu bestreichen.

Eines von vielen solcher Werkzeuge konnten Ass. Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Michael Bader und ich bei einem Besuch der Klinik Judendorf-Strassengel (Steiermark, Österreich) sehen. Dort wurden viele der Therapieübungen von Frau Elisabeth Brugger, einer dortigen Ergotherapeutin, vorgeführt und erklärt. Außerdem wurden auch die Apparate vorgestellt, die bei solchen Therapien zum Einsatz kommen. Ein solcher ist beispielsweise der „Helparm“ von Nitzbon oder der „Armeo®-Boom“ und der „Armeo®-Spring“ von Hocoma (siehe Kapitel 3).

Zu diesen Produkten möchte die Firma Tyromotion GmbH eine Alternative anbieten, die möglichst viele Vorteile dieser konkurrierenden Apparate in sich vereint und trotzdem günstig und leicht zu bedienen ist. In der Klinik werden auch Apparate von Tyromotion verwendet, die in enger Zusammenarbeit mit den dortigen Therapeuten entwickelt wurden. Ein solcher ist etwa der „Amadeo®“ zum Training der Finger und der „Pablo®“ zur Therapie der Handkoordination.

### 1.3 Einblick in die Tyromotion GmbH



**Abbildung 1.1: Tyromotion Firmenlogo**  
[Tyromotion 2011]

Die Firma Tyromotion GmbH besteht seit 2007 als Spin-Off der Technischen Universität Graz. Geleitet wird das Unternehmen von Dipl.-Ing. Dr.techn. Alexander Kollreider und Dipl.-Ing. David Ram. Ihr Sitz befindet sich in Graz (Steiermark, Österreich). Sie haben ein Team von Spezialisten und Partnern um sich aufgebaut, die bemerkenswerte neue Produkte hervorbringen. Zu den Partnern zählen „Reha Technologies“ [Reha Technologies 2010], „Reha Stim“ [Reha-Stim 2010], die Technische Universität Graz [TU Graz 2010], die Klinik Judendorf-Strassengel [Klinik Judendorf 2010] und viele mehr. Für ihre Produkte wurde die Tyromotion mehrfach ausgezeichnet. Zu den Auszeichnungen zählen etwa der „Econovius 2010“, der „Fast Forward Award 2009“, der „Staatspreis Consulting 2008“ und viele mehr [Tyromotion 2010].



**Abbildung 1.2: Amadeo®**  
[Tyromotion 2010]

Hier ist man bestrebt, die Rehabilitation durch neuartige Technologien zu fördern. Dazu wird auf mechatronische Systeme zurückgegriffen. Das erste Produkt der Firma war das neuartige Therapiegerät „Amadeo®“ für Rehabilitationsübungen der Hand (siehe Abbildung 1.2). Dieses Gerät ermöglicht es, die natürliche Greifbewegung zu trainieren und durch eine Software digitale Messergebnisse und virtuelle Übungen darzustellen. Es können einzeln alle fünf Finger der Hand individuell trainiert werden. Das ermöglicht eine massive Stimulation des Motorkortex.



**Abbildung 1.3: Pablo®** [Tyromotion 2010]

Ein weiteres wichtiges Gerät zum Training der Hand ist der „Pablo®“ (siehe Abbildung 1.3). Er dient der Therapie und Rehabilitation der oberen Extremitäten. Das Gerät registriert seine Orientierung im Raum und die Kraft, die man beim Greifen des Geräts zustande bringt. Mit interaktiven Übungsprogrammen kann gezielt und reproduzierbar trainiert werden. Durch Zusatzteile zum Gerät, die Tyromotion ebenfalls anbietet, kann die Therapie erweitert werden und ist somit sehr vielseitig.

## 2 Aufgabenstellung

Die Tyromotion GmbH verwendet für die Entwicklung neuer Produkte immer Konzepte, die Elektronik und Mechanik miteinander koppeln und somit in den Bereich der Mechatronik fallen. Ein wichtiges Kriterium dabei ist die Nachvollziehbarkeit der Fortschritte, die ein Patient durch die Rehabilitationsübungen erzielt. Somit ist es durch das Wissen über dessen Fähigkeiten möglich, die Therapie anzupassen und gezielt vorzugehen. Diese Anforderung soll auch die hier behandelte Produktentwicklung eines Rehabilitationsgerätes für gelähmte, menschliche Arme erfüllen. Die Idee zum Rehabilitationsgerät selber entstand in Absprache zwischen Ass. Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Michael Bader, Dipl.-Ing. Dr.techn. Alexander Kollreider und Dipl.-Ing. David Ram.



Abbildung 2.1: Handschuh des Gametrack [Gametrack 2010]



Abbildung 2.2: Gametrack [Gametrack 2010]

Ausgangspunkt für die Diplomarbeit war der „Gametrack“ der Firma Mad Catz (siehe Abbildung 2.2). Das ist ein elektronisches Gerät der Unterhaltungs- und Spieleindustrie. Es besteht aus einem Gehäuse und zwei Schnüren, die aus diesem herausgezogen werden können. Der Gametrack wird vor einem aufrecht stehenden Spieler auf den Boden gestellt. Jedes der Schnüre wird über einen Handschuh an der Hand des Spielers befestigt (siehe Abbildung 2.1). Im Gehäuse befinden sich Sensoren, welche die Auszugslänge und die jeweils zwei dazugehörige Orientierungswinkel der Schnur zur Vertikalen registrieren und an einen Computer weiterleiten. Dadurch ist es möglich, die Lage und Bewegung der Hände zu messen und in ein virtuelles Spiel zu implementieren. Der Gametrack wird zum Beispiel für die Simulation von Golfspielen eingesetzt und erfreut sich großer Beliebtheit am Markt. Er ist sehr kostengünstig und liefert ausreichend genaue Messergebnisse ( $\pm 5$  cm) für eine authentische Bewegungserkennung. In der Tyromotion GmbH hatte man die Idee, solch ein System bei der Therapie von gelähmten Armen einzusetzen. Man hat einen Gametrack kopfüber an die Decke gehängt und eine Software für ein Therapiekonzept entwickelt. Die Schnüre wurden anschließend mit dem Unterarm eines Benutzers

verbunden und man konnte über dessen Bewegungen den Arm eines virtuellen Menschen manipulieren, der auf einem Bildschirm zu sehen war. So ein System kann sehr nützlich sein, um Patienten spielerisch Übungen beizubringen. Außerdem können auch andere therapeutisch nützliche Funktionen, wie Fortschrittsanalysen oder Vergleichswerte, eingebunden werden. Um sinnvolle Anforderungen aufzustellen, wurde auch der Rat der Ergotherapeutin Frau Elisabeth Brugger zu Hilfe gezogen.

---

Folgende Kriterien sollte der zu entwickelnde Apparat erfüllen:

- Messung der Bewegung von beiden Armen eines Patienten
- Verwertung der Bewegungsmessung in einer virtuellen Übungsumgebung
- Gewichtsentlastung beider Arme eines Patienten
- einstellbare und messbare Gewichtsentlastung der Arme bis zum maximalen, vorgegebenen Armgewicht
- der Patient darf durch den Apparat bei den Übungen nicht behindert oder gefährdet werden
- geringes Packmaß und gute Transportierbarkeit
- Eigengewicht von maximal 20 kg
- Materialkosten von 500 bis 1000 Euro

Auch im Bezug auf den Ablauf der Diplomarbeit gab es gewisse Aufgaben, die erfüllt werden mussten. Sie beschreiben grob die verschiedenen Phasen der Produktentwicklung und deren Reihenfolge ist wie folgt:

1. Recherche von am Markt befindlichen Konkurrenzprodukte
2. wichtige Fakten über den menschlichen Körper klären und Kundenbefragung durchführen
3. Messkonzepte allgemein erörtern
4. Konstruktionsvarianten allgemein erstellen, Funktionen und Module festlegen
5. Prinzipaufbau zur groben Festlegung der Konstruktionsvarianten
6. Detaillierung eines Konzepts und Bau eines Funktionsprototypen zu Testzwecken
7. Konstruktion eines seriennahen Produkts zu klinischen Testzwecken
8. abschließende Bewertung und Vergleich mit Konkurrenzprodukten
9. Fazit und Ausblick

Im Rahmen der Aufgabenklärung wurde ein Lastenheft erstellt, das im Anhang A vollständig enthalten ist. Dieses beinhaltet alle Anforderungen an das zu erstellende Gerät und wurde als Grundlage und Gradmesser für dessen Entwicklung herangezogen.

### 3 Recherche der Konkurrenzprodukte

Von nun an wird der zu entwickelnde Rehabilitationsapparat zur Therapie der gelähmten, menschlichen Arme abkürzend „Armtrack“ genannt. Um einen Überblick über die bereits verfügbaren Rehabilitationsgeräte zu erhalten, war es sinnvoll vor der Konzeption des Armtracks eine Recherche durchzuführen. Aufgrund der gestellten Anforderungen wurden vergleichbare Produkte gesucht und bewertet.

Die Verwendung des Internets war dazu ein ausgezeichnetes Hilfsmittel. Es konnten aktuelle Produkte und technische Lösungen aus Fachmessen und der Forschung gefunden werden. Das wäre mit einem Lesen von einschlägigen Zeitschriften oder Fachbüchern nicht in so kurzer Zeit möglich gewesen. Die vielfältigen Informationen aus dem Internet sind aber oft ungenau oder eine erfolgreiche Suche hängt sehr mit dem effektiven Umgang mit Suchwörtern zusammen, was jedoch auch auf einer literarischen Recherche zutrifft.

Diese Recherche hatte auch Auswirkungen auf die eigene konstruktive Gestaltung des Armtracks. Der Sinn war es, einen Einblick in das Feld der Rehabilitationsgeräte zu erhalten. Es wurden die Prinzipien der verschiedenen Ausführungen analysiert und nachvollzogen. Somit konnte aus vorhandenen Produkten auf vielversprechende Lösungen geschlossen werden oder gar aus identifizierten Mängeln eine Umgehung derer erarbeitet werden. *„Die Analyse bekannter technischer Lösungen gehört zu den wichtigsten Hilfsmitteln, mit denen man schrittweise und nachvollziehbar zu neuen oder verbesserten Varianten bekannter Lösungen kommt“* [Pahl et al. 2007, S. 124]. Dieses Nachvollziehen ist oft nicht so zeitaufwändig wie der Erkenntnisgewinn durch eigenes Sammeln von Erfahrung und Wissen. Die Recherche entspricht auch dem „Benchmarking“, bei dem der beste Konkurrent als Maß für das eigene Produkt genommen wird. In diesem Fall war das in mechanischer Hinsicht der Helparm der Firma Nitzbon AG. Dieser wurde von befragten Physiotherapeuten als besonders nützlichstes Gerät beschrieben, denn er ist relativ kostengünstig und ideal für die Therapie beider Arme eines Patienten. Die Analyse der Gewichtsentlastung gab hier die meisten Erkenntnisse über den Patienten wieder und wurde anfänglich als Richtwert für die eigenen Modelle des Menschen gewählt.

Allgemein kann gesagt werden, dass die Verschiedenheit und Menge der Lösungsansätze in dem Feld der Rehabilitationsgeräte groß ist. Es folgt nun eine Auswahl von Apparaten, die von ihrem Aufbau her interessant schienen.

### 3.1 Helparm von Nitzbon AG



Abbildung 3.1: Helparm  
[Nitzbon 2010]

Die Hamburger Firma Nitzbon AG stellt Geräte für unterschiedliche Anwendungen in Therapie und Rehabilitation her. Einen Großteil davon machen ergonomische Tische und Stühle aus, doch ihr Helparm dient speziell zur Verbesserung und Unterstützung der Therapie der oberen Extremitäten (siehe Abbildung 3.1). Dieses Gerät entlastet zwar die Arme des Patienten vom Eigengewicht, es sind hier aber keine elektronischen Komponenten verbaut. Somit muss der Übungsfortschritt immer durch einen Therapeuten dokumentiert werden und für jeden Patienten muss die Entlastung jedes Mal neu abgestimmt werden. Durch Gegengewichte wird der Arm im Gleichgewicht gehalten. Das hat zur Folge, dass während des Einsatzes die Zugkraft im Seil in jeder Position immer konstant bleibt. Das Gerät kann sowohl einseitig als auch beidseitig eingesetzt werden. Der obere Teil der Konstruktion besteht aus Aluminium und der untere aus Stahl. Der Helparm ist auf Rollen transportabel und wiegt etwa 30 Kilogramm. Er kann die Masse eines Armes von bis zu 3,4 Kilogramm entlasten und die Gesamtkonstruktion kann mit 30 Kilogramm belastet werden.

Somit ist das ein sehr robustes Gerät. Der Helparm erfreut sich großer Verbreitung und wird von Therapeuten gerne angewendet [Nitzbon 2010].

### 3.2 Armeo® Therapiekonzept von Hocoma AG

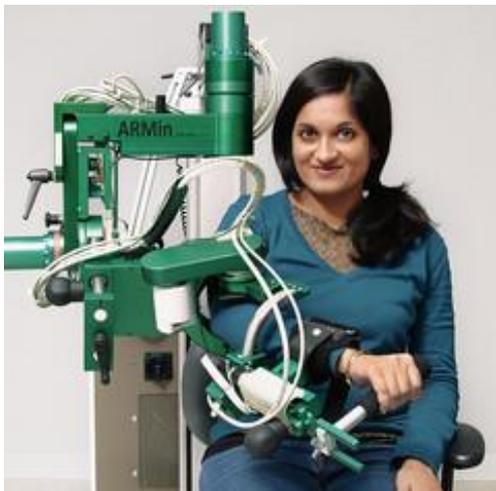


Abbildung 3.2: Armeo®-Power [Hocoma 2011]

Die Hocoma AG ist auf die Rehabilitation neuronal bedingter Bewegungsstörungen spezialisiert. Sie stellt technisch hochkomplexe, automatisierte oder unterstützende Therapiegeräte für die oberen und unteren Extremitäten her. Das Unternehmen ist weltweit anerkannt in diesem Bereich. Ihre Armeo®-Produktlinie kommt bei der Therapie der Arme zum Einsatz und soll mit Hilfe von Elektronik ein aktives Selbsttraining und eine Bewegungsregelung ermöglichen. Diese Linie besteht aus drei Produkten. Der Armeo®-Power ist ein robotisches Exoskelet, das durch Elektromotoren angetrieben wird (siehe Abbildung 3.2). Er automatisiert das Rehabilitationstraining vollkommen und befindet sich derzeit in der klinischen Erprobung. Dieses Gerät entspricht nicht den gestellten Anforderungen für die

Entwicklung des Armtrack und ist somit auch nicht als vergleichbar mit diesem zu betrachten.



**Abbildung 3.3: Armeo®-Spring [Hocoma 2010]**

Der Armeo®-Spring (siehe Abbildung 3.3) ist ebenfalls ein Exoskelet, das aber durch Federn passiv die nötige Unterstützung für den Arm liefert. Hiermit kann der gesamte Bewegungsablauf während der Therapie trainiert werden. Sensoren erfassen die Lage des Armes im Raum und geben sie an ein computergesteuertes Übungsprogramm weiter. Der Armeo®-Spring ist ein hochkomplexes, exakt dem menschlichen Arm angepasstes und variables Gerät. Dieses Gerät ermöglicht das Training eines einzelnen Armes. Bei ihm ist es umständlich, die Apparatur auf den Patienten einzustellen, da sowohl die Länge von Ober- und Unterarm, als auch deren Massen individuell sind. Das Gerät ist bis zu einer Masse des

Armes von 6,2 Kilogramm einsetzbar und auch für die Länge des Armes gibt es Grenzen. Der Armeo®-Spring wiegt 82 Kilogramm und benötigt eine Stellfläche von drei mal drei Metern. Die beiden ersten Produkte der Armeo®-Linie sind zwar Konkurrenzprodukte, entsprechen aber nicht den Anforderungen aus der Aufgabenstellung und seien nur am Rande erwähnt.



**Abbildung 3.4: Armeo®-Boom [Hocoma 2010]**

Das dritte und interessanteste Produkt dieser Linie ist der Armeo®-Boom (siehe Abbildung 3.4). Er ist das technisch einfachste Konzept von Hocoma und ähnelt dem Helparm von Nitzbon. Mit diesem Gerät können virtuelle Übungen durchgeführt werden und es entlastet einen Arm von seinem Eigengewicht. Der Armeo®-Boom kann platzsparend verstaut werden und wiegt weniger als 20 Kilogramm. Eine Armmasse von maximal 5,2 Kilogramm kann entlastet werden. Gemäß der Aufgabenstellung zur Entwicklung des Armtrack kommt er den Anforderungen sehr nahe [Hocoma 2010; Hocoma 2011].

### 3.3 Manus vom Massachusetts Institute of Technology (MIT)

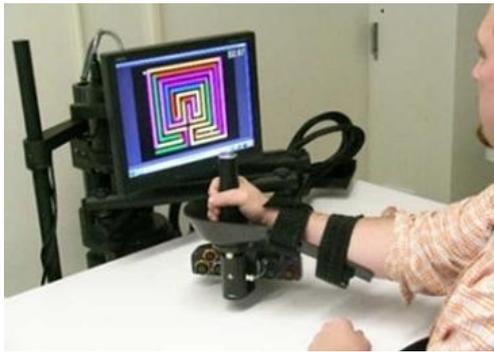


Abbildung 3.5: Manus [Manus 2010]

Am MIT werden im Rahmen von Forschungsprojekten immer wieder bemerkenswerte Maschinen gebaut. Eine solche ist das robotische Rehabilitationsgerät Manus, welches sowohl passive als auch aktive Übungen ermöglicht (siehe Abbildung 3.5). Prinzipiell ist das ein SCARA-Roboter mit einer Halterung für die menschliche Hand am vorderen Ende. Mit diesem Gerät wurde eine Studie durchgeführt, ob aktives Training in einer virtuellen Übungsumgebung vorteilhaft für die Genesung des Patienten ist. Wie sich herausstellte, war sie das

durchaus und es wurde auch festgestellt, dass eine solche Therapie nur geringfügig mehr kostet als eine mit üblichen Trainingsmethoden [Manus 2010].

### 3.4 Freebal von Arno H.A. Stienen et al.



Abbildung 3.6: Freebal [Freebal 2010]

Das Gewichtsentlastungssystem Freebal ist ein Prinzipaufbau (siehe Abbildung 3.6). Ein Arm wird an zwei Schnüren aufgehängt und über einen federvorgespannten Hebel im Gleichgewicht gehalten. Das System ist sehr leicht und braucht keinen Strom zur Gewichtsentlastung. Dieses Gerät hat vom Prinzip her große Ähnlichkeit mit dem Armeo®-Boom von Hocoma. An ihm sind keine Sensoren angebracht, aber alleine der Mechanismus zur Gewichtsentlastung war ausschlaggebend für eine Erwähnung [Freebal 2010].

### 3.5 Haptic-robotic platform von der University of Toronto

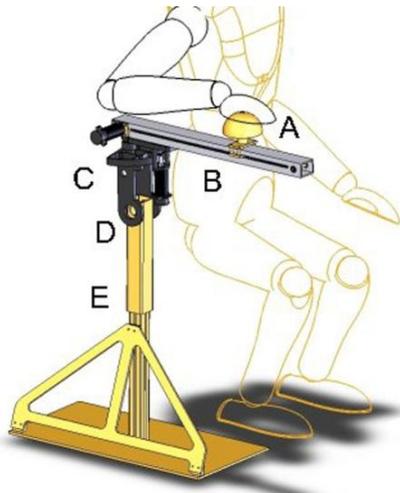


Abbildung 3.7: haptic robotic platform [haptic robotic platform 2010]

Im Zuge eines wissenschaftlichen Projekts an der University of Toronto wurde ein robotisches Gerät zum Training von Schlaganfallpatienten entwickelt (siehe Abbildung 3.7). Auf einem Griff des Apparats wird die Hand des Patienten befestigt und dann durch Elektromotoren aktiv oder passiv in einer horizontalen Ebene bewegt. Die Bewegung findet zum einen als Rotation um die vertikale Achse des Gerätes und zum anderen als eine Translation auf einer Schiene statt. Die Position des Armes wird durch Sensoren bestimmt und an eine Software weitergeleitet. Somit ist dann eine virtuelle Übung möglich. Die Gewichtsentlastung des Armes wird durch das ganze Gerät getragen und durch diese Bauweise wird das Sichtfeld des Patienten nicht gestört [haptic robotic platform 2010].

### 3.6 Fisiotec HP2 von RIMEC Srl



Abbildung 3.8: Fisiotec HP2 [RIMEC 2010]

Die italienische Firma RIMEC Srl stellt Therapiegeräte zur Rehabilitation aller Gliedmaßen des Menschen und Ausrüstung für Gipssäle in Krankenhäusern her. Sie ist weltweit präsent und anerkannt. Ihre Therapiegeräte sind alle elektrisch betrieben und ermöglichen das Training von einzelnen Gelenken. Für die separate Rehabilitation von Schulter, Ellenbogen oder Handgelenk wird hier der Fisiotec HP2 (siehe Abbildung 3.8) eingesetzt [RIMEC 2010].

Es gibt noch weitere Produkte für Rehabilitationsübungen des menschlichen Armes. Diese wurden aber nicht erwähnt, da sie zu sehr von der Aufgabenstellung abweichen. In dieser Aufzählung sind zwar auch einige solche vorhanden, das aber deshalb, weil sie praxistauglich wirken. Nicht erwähnte Apparate dienen eher zu Testzwecken und sind deshalb komplex und massiv konstruiert [T-WREX Sanchez 2010; ARM Guide 2010; Dampace 2010, ARMOR 2010].

Alle erwähnten Geräte zeigen, dass es noch viel Raum für neue Ideen in diesem Marktsegment gibt. Als direkte Konkurrenzprodukte kommen der Helparm und der Arneo®-Boom in Frage. Diese sind transportabel und wiegen relativ wenig. Außerdem bewerten Physiotherapeuten diese ebenfalls positiv. Sie sind auch geeignet für die Verwendung zu Hause und nicht bloß in Kliniken. Dieses Anwendungsfeld soll auch vom Armtrack bedient werden. Eine genauere Beschreibung und eine Erklärung, warum diese als direkte Konkurrenzprodukte in Frage kommen, befindet sich im Kapitel 9.11. Dort wird das Ergebnis der Entwicklungsarbeit mit diesen beiden Produkten verglichen.

### 3.7 Natürliche Strukturen

Auch die Betrachtung von in der Natur vorkommenden Strukturen war in der Recherche enthalten. Dabei sollte das Gesehene bei organischen Gebilden nicht einfach nachgeahmt werden, sondern der Grund für ihre Gestalt herausgearbeitet werden. *„Das detaillierte Studium biologischer Prinzipien hat seine Motivation in einem übergeordnetem Ziel: Dem Prinzip der Optimierung. Dabei hängt es vom konkreten Anwendungsfall ab, was optimiert werden soll.“* [Rossmann, Tropea 2005, S. 18]. Bei solchen Betrachtungen ist ein methodisches Einkreisen der gesuchten Prinzipien sehr hilfreich. Eine solche Methode ist die Synektik. Die Namensgebung leitet sich aus dem Griechischen ab und es wird hierbei versucht, scheinbar zusammenhanglose Begriffe zusammenzuführen und daraus nützliche Erkenntnisse zu gewinnen (siehe Kapitel 6.2.4). *„Synektik ist ein dem Brainstorming verwandtes Verfahren mit dem Unterschied, dass die Absicht besteht, sich durch Analogien aus dem nichttechnischen oder halbtechnischen Bereich anregen und leiten zu lassen.“* [Pahl et al. 2007, S. 132]. Konkret wurde dieses Vorgehen auf die in der Natur befindlichen Organismen angewendet.

Das Untersuchen natürlicher Strukturen hat zu vielen bemerkenswerten Errungenschaften (z.B. Sandwichbauweise in der Luftfahrtindustrie, etc.) geführt und ist weitläufig unter dem Begriff „Bionik“ oder „Biomechanik“ bekannt. [vgl. Pahl et al. 2007, S. 122]. Der Grund für die Vielfalt der Lösungen für bestimmte Probleme in der Natur ist die Selektion und der zufällige Gendrift der Arten. Die Entwicklung verschiedener Lebewesen wurde im 6. Jahrhundert vor Christus vom griechischen Philosophen Anaximander erforscht. Das bekannteste Werk der Evolutionstheorie ist jedoch „The Origin of Species“ von Charles Darwin aus dem Jahr 1859. Erklärt wurde das Prinzip der Evolution durch Georg Mendels Forschung zum Thema Vererbung und Züchtung von 1865. 1944 entdeckte Oswald Avery die DNA als genetisches Material und 1953 entschlüsselten James Watson und Francis Crick die Struktur der DNA und somit die physikalische Basis der Vererbung [vgl. Evolution 2010]. Für die Veränderung der Arten braucht es sehr viel Zeit, da sie zufällig abläuft und keiner übergeordneten Struktur unterliegt. Die Zeit steht in der Natur, im Gegensatz zur Technik, nahezu unbegrenzt zur Verfügung und es konnte sich eine Vielfalt von Lösungen für bestimmte Anforderungen entwickeln. Allgemein sind es eben jene großen Zeitintervalle der Evolution, die heute einen großen Fundus an Möglichkeiten für den Gebrauch in der Technik ermöglichen.

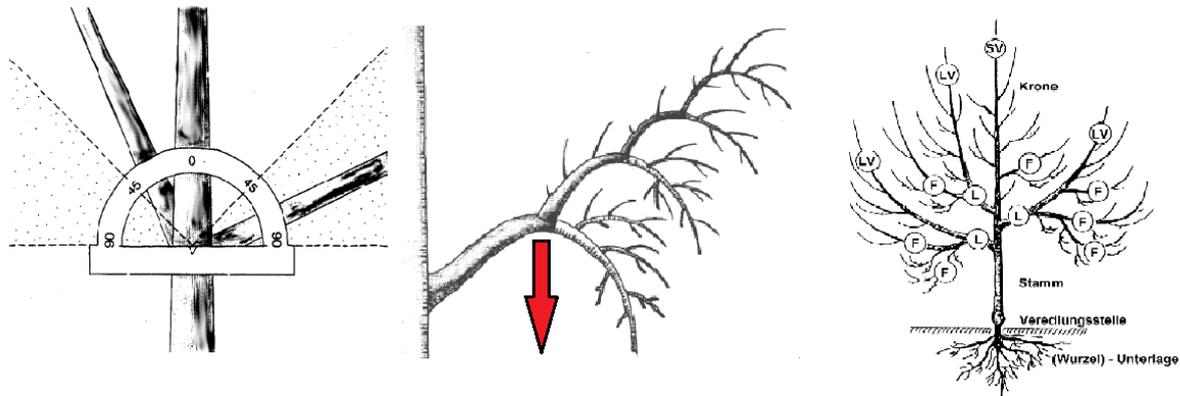


**Abbildung 3.9: Astwachstum beim Obstbaum**

Im konkreten Fall wurde der Aufbau von statischen Strukturen betrachtet, die hoch sind, auskragen und am Ende der Struktur eine Last tragen. Der Grund für diese Betrachtung war es, eine Form zu finden, die stabil ist und möglichst wenig Material verbraucht. Diesen Anforderungen entsprechen beispielsweise Bäume, manche Blumenarten oder Reben. Die zu tragende Last für einen Baum etwa sind seine Blätter, Blüten und Früchte. Besonders gezüchtete Exemplare wie Obstbäume entsprechen dem geforderten Bild gut, da ihre Form so gewählt ist, dass die Pflanze möglichst viel Ertrag bringt (siehe Abbildung 3.9).

Das soll hier an Hand eines Schnitthandbuchs für Obstbäume dargelegt werden [vgl. Obstbaum 2010], welches die Erfahrungen in diesem Gebiet widerspiegeln soll. Durch das Schneiden des Baumes soll ein stabiles Traggerüst geschaffen werden, das dem Fruchtbehang

und Schneedruck standhalten soll. Der Stamm bildet den senkrechten Ausgangspunkt der Pflanze und die davon abgehenden Leitäste stehen hier in Fokus der Betrachtung.



**Abbildung 3.10: Leitäste bei Obstbaum [vgl. Obstbaum 2010]**

In der Abbildung 3.10 ist zu sehen, dass die tragenden Leitäste L in einem Winkel von 90 bis 45 Grad zum Lot vom Stamm abgehen sollten. Je kleiner der angegebene Winkel ist, umso mehr Gewichtskraft (Pfeil in der Abbildung) wird als Drucklast in den Ast eingeleitet. Der andere Teil bildet eine Biegelast, die linear von der Spitze bis zum Stamm zunimmt, und eine konstant Schublast. Würde der Ast im rechten Winkel zum Stamm stehen, dann würde die gesamte Gewichtskraft als Biege- und Schubbelastung auftreten, was einen größeren, nötigen Querschnitt des Astes zur Folge hätte.

Es ist ersichtlich, dass, unabhängig vom Ausgangswinkel, alle folgenden Äste in einem Bogen zuerst nach oben und anschließend nach unten wachsen.

Der Querschnitt der Äste verjüngt sich bis zu den Spitzen der Äste hin. Das Gegenstück in der Technik dazu ist der Träger gleicher Biegespannung. Dessen Querschnittsfläche wird ebenfalls mit abnehmender Biegespannung immer kleiner. Weiters ist zu beobachten, dass die Äste und ihre Triebe in einer vertikalen Ebene liegen. Das hat wohl den Grund, dass eine Verzweigung in der horizontalen Ebene zur Torsion in Ast führen würde. Es ist auch zu beobachten, dass die Wurzeln des Baumes nicht sehr tief gehen, sondern eher flächig im Erdreich liegen. Das gibt ihm die nötige Standsicherheit. Auf die Erkenntnisse aus diesen Beobachtungen wird im Kapitel 9.3.4 näher eingegangen.

Diese Recherche erhebt nicht den Anspruch auf Vollständigkeit. Sie bietet aber einen guten Ausgangspunkt für eine technische Umsetzung der Aufgabenstellung. „Die Klärung der Aufgabenstellung und Aufstellen der Anforderungsliste hat sich als wichtiges und unverzichtbares Instrument erwiesen.“ [Pahl et al. 2007, S. 780]. Anschließend an die Recherche wurde ein Lastenheft erstellt, in dem die wichtigen Rahmenbedingungen für die Produktentwicklung zusammengefasst sind (siehe Anhang A). Professor Jürgens und andere Fachleute vertreten die Ansicht, dass ein präzises und qualitativ gut formuliertes Lastenheft die Lösungsfindung sehr vereinfacht [vgl. Jürgens 2010, S.95]. Ob hier von einem Lastenheft oder einer Anforderungsliste die Rede ist, ist zweitrangig. Aus den Anforderungen des Kunden werden die Pflichten und Lasten des Entwicklers abgeleitet. Dazwischen liegt bloß der Übersetzungsvorgang aus der Terminologie der ersten Instanz in jene der darauf folgenden. Beide beziehen sich aber thematisch auf den gleichen Sachverhalt.

Bei einer Neuentwicklung ist es üblich, dass sich die Rahmenbedingungen des Lastenhefts mit der Konkretisierung der Aufgabenstellung verändern. Zusätzliche Anforderungen werden erkannt, beziehungsweise vorhandene abgeschwächt, hervorgehoben oder vernachlässigt. Das war auch bei dieser Diplomarbeit der Fall und das Lastenheft hat sich deshalb bis zum Schluss dynamisch verändert.

## 4 Grundvoraussetzungen für die Produktentwicklung

Um mit den richtigen Voraussetzungen für die Entwicklung des Armtrack zu starten, ist es nötig, genügend über dessen Einsatzgebiet und die dazugehörige Rehabilitationstherapie zu wissen. Es besteht nämlich die Gefahr, aufgrund von ungenauen oder falschen Annahmen ein schlechtes Konzept für die Konstruktion zu wählen. Der einsatzfähige Apparat soll mindestens sieben Jahre im Dauerbetrieb halten. Eine Fehlentscheidung, wenn sie einmal getroffen ist, wird, falls überhaupt, meist spät erkannt und kann zu Verzögerungen aufgrund von Korrekturen führen. Solch ein Szenario kann durch die Kenntnis der Einsatzbedingungen vermieden werden. Es ist auch vorteilhaft, während des Verlaufs der Entwicklung immer wieder die gewählten Schritte zu überprüfen und die Grundvoraussetzungen zu hinterfragen.

Vom Vorgehen her ist es zu Beginn sinnvoll, sich einen Überblick zu verschaffen. Die Entwicklung des Armtracks stellt ein neues Feld dar, das erst geklärt werden musste. Vom Entwicklungsansatz her wurde der Weg gewählt, alle Beteiligten möglichst früh in den Entstehungsprozess einzubinden und in regelmäßigen Besprechungen alle Meinungen zu erörtern und zu diskutieren. Dabei wurden die Endbenutzer, Lieferanten, Fachgebiete und die Fertigungsbetriebe von Beginn an integriert (siehe Kapitel 5.4). Dieses Kapitel widmet sich vorrangig den Kunden und Einsatzbedingungen des Armtrack. Es folgen nun die ersten Erkenntnisse über den Verwendungszweck des Armtrack.

### 4.1 Der gelähmte Arm

Der Zweck des Armtrack ist, wie bereits erwähnt, die Rehabilitation des vollständig oder teilweise gelähmten menschlichen Armes. Die Lähmung muss durchaus nicht dauerhaft sein. *„In diesen Fällen ist im Zeitraum von Jahren die Rückbildung der Störung bis zu einem gewissen Grad möglich. Wie weit die Erholung gehen wird, ist aber nicht vorhersehbar. Die bleibende Beeinträchtigung kann von Fall zu Fall völlig anders sein.“* [Corazzo et al. 2011, S. 440]. Eine Beeinträchtigung nach einem Schlaganfall äußert sich durch einen verkrampften und angezogenen oder durch einen absolut schlaffen Arm. Bei Schlaganfallpatienten sollte die Physiotherapie so früh wie möglich beginnen, um die Heilungschancen zu verbessern. Hier wird versucht, die im Gehirn verlorengegangenen Abläufe durch die Übung von Bewegungen erneut zu festigen. *„Teilweise können andere Regionen des Gehirns die Funktion der ausgefallenen Bereiche übernehmen.“* [Corazzo et al. 2011, S. 440]. Die motorischen Übungen begünstigen also die Neurorehabilitation, bei der im Gehirn neue Verknüpfungen zwischen den Neuronen hergestellt werden.

### 4.2 Klinische Therapie

Um die Funktion der Arme zu verbessern oder wiederherzustellen, ist eine professionelle Behandlung nötig. Diese wird von spezialisierten Physiotherapeuten durchgeführt und ist in mehrere Schritte aufgeteilt. Dazu wird je nach Schwere der Lähmung unterschiedlich vorgegangen. Bei einem Besuch in der Klinik in Judendorf-Strassengel (Steiermark, Österreich) ergab sich die Gelegenheit, solche Therapien zu beobachten. Unter der Aufsicht von Frau Elisabeth Brugger wurden dort die einzelnen Therapiephasen erklärt und es waren auch Gespräche mit Patienten und Therapeuten möglich.

Bei schweren Fällen von Lähmung werden zunächst die Einzelfunktionen des Armes trainiert, bis der Patient genügend Kraft und Kontrolle in seinen Muskeln hat. Dazu wird die so genannte „Neutral-0-Methode“ angewendet, die für jedes Gelenk separat die durchzuführende Bewegung regelt. Ein Messblatt dieser Methode, das zur Dokumentation des Übungsfortschritts verwendet wird, befindet sich im Anhang D. Grundsätzlich laufen alle Übungen mit gemäßigttem Tempo ab, um verletzte oder geschwächte Bereiche des Armes nicht unnötig zu belasten. Es steht die Qualität der Bewegung im Mittelpunkt. Ansonsten kann es zu einer Muskelüberdehnung oder einer Gelenksperre kommen.

Auf die erste Therapiephase folgen kombinierte Übungen im Sitzen, die einige einfache Bewegungsabläufe beinhalten, wie zum Beispiel Kreisbewegungen mit ausgestreckten Armen. Ein Auszug der Standardübungen aus dem ICF-Katalog befindet sich hierzu im Anhang C. Es werden in dieser Phase vorzugsweise beide oberen Extremitäten behandelt, auch wenn nur eine davon beeinträchtigt ist. Denn so lernt der Patient die unterschiedlichen Fähigkeiten seiner Arme kennen und trainiert beide gleichermaßen zu bewegen und zu koordinieren. Aus Sicht der Therapeuten ist es also wichtig, dass ein Übungsapparat beide Arme behandeln kann. Bei der Therapie wird alles vom Schultergelenk bis zu den Fingern trainiert. Die Aufgabe des Armtracks soll aber sein, Bewegungen des Schultergelenks und des Ellenbogens zu trainieren. Somit ist hier eine Abgrenzung zu anderen Körperpartien nötig. Diese müssen in neutraler Lage sein, um einen optimalen Übungserfolg zu garantieren. Das bedeutet, dass die Hand etwa nicht schlaff baumeln darf, sondern im Bezug zum Unterarm fixiert wird. So etwas lässt sich mit einer separaten Manschette bewerkstelligen.

### 4.3 Patientenbefragung

Da der Armtrack auch für den Heimgebrauch vorgesehen ist, ist es wichtig, dass er von den Patienten angenommen wird. Hierbei sollte während der Durchführung der Übungen zuhause ebenfalls ein Physiotherapeut anwesend sein, damit alle Bewegungen korrekt durchgeführt werden. Der Armtrack ersetzt also auf keinen Fall das nötige Fachpersonal. Andere Einsatzmöglichkeiten sind die Verwendung des Produkts in einer Klinik oder einer Praxis. Hier ist der Physiotherapeut der Kunde, denn er soll sich für die Nutzung eines Armtrack entscheiden. Das Produkt muss demnach seinen Wünschen entsprechen und Vorteile gegenüber konkurrierenden Erzeugnissen aufweisen. *„Je nach Branche wird nur ein Teil der erwarteten Produkteigenschaften explizit festgelegt und beschrieben. Der andere Teil wird vom Kunden unausgesprochen erwartet. Es handelt sich dabei also um implizite Anforderungen“* [Pahl et al. 2007, S. 217]. Sie *„[...] werden vom Kunden nicht ausgesprochen. Ihre Erfüllung wird als selbstverständlich betrachtet und ist für den Kunden von höchster Bedeutung. Sie entscheidet also über Erfolg oder Misserfolg eines Produktes“* [Pahl et al. 2007, S. 218]. Auf diese Tatsache war man bei der Klärung der Aufgabenstellung sehr fokussiert. Es wurde also der Kontakt zu den möglichen Kunden des Armtrack gesucht. Um ein Bild von den Bedürfnissen und Wünschen der Patienten und Physiotherapeuten zu erhalten, wurde während des erwähnten Besuchs in der Klinik Judendorf-Strassengel eine Umfrage bei den dortigen Therapeuten und Patienten gemacht. Die Ergebnisse sind im Anhang B enthalten. Dabei stellte sich heraus, dass alle Übungen vorzugsweise im Sitzen durchgeführt werden, damit man sich voll auf das Training der Arme konzentrieren kann. Rollstuhlfahrer sollten den Armtrack ebenfalls benutzen können, ohne aufstehen zu müssen und sich auf einen anderen Stuhl umzusetzen. Für den Patienten ist es auch wichtig, dass sein Sichtfeld nicht gestört wird. Das schafft mitunter ein Gefühl der Beklommenheit und stört nur zusätzlich, wenn dieser Doppelbilder hat oder den Kopf nur eingeschränkt bewegen kann. In diesem Zusammenhang darf die Angst des Patienten vor einem Übungsgerät nicht

unterschätzt werden. Professor Jürgens empfiehlt daher, das Erscheinungsbild des Rehabilitationsgerätes möglichst filigran und unbedrohlich zu halten. Vorstehende Teile sollten vermieden werden und das Sichtfeld der Patienten sollte möglichst frei bleiben.

Ein besonders wichtiges Kriterium für eine erfolgreiche Rehabilitation ist der Wille des Patienten. Eine virtuelle Übungsumgebung ist der Motivation förderlich, da die Übungen jedes Mal mit der gleichen Intensität durchgeführt werden müssen. Nachlässigkeit seitens des Benutzers kann sich somit nicht einschleichen, da die Sensoren den Übungsablauf erkennen und darstellen. Außerdem motiviert sich der Patient hierbei selber, da er aktiv etwas erledigen muss und nicht bloß das Training passiv über sich ergehen lässt. Hierdurch kann sich der Wunsch entwickeln, die Übungen möglichst gut zu lösen und auch der Spieltrieb kann geweckt werden. In diesem Gemütszustand werden die Übungen nicht nur als Pflicht des Patienten, sondern auch als interessante Erfahrung gesehen. Durch den Ansatz der virtuellen Übungsumgebung erhält der Patient über den Bildschirm eines Computers gleich eine Rückmeldung über seine Bemühungen. Von den Physiotherapeuten wurde betont, dass die gesamte Rehabilitation Kopfsache sei und dass der Wunsch der Patienten zu genesen so effektiv wie möglich gefördert werden soll.

#### 4.4 Anthropometrie des Patienten

Anthropometrie ist die Lehre des Vermessens des Menschen zur Anwendung in der Technik. Grundsätzlich kann man sagen, dass jeder Mensch aus den verschiedensten Gründen von einer Lähmung betroffen sein kann. Bei der Gruppe der Schlaganfallpatienten, welche die Zielgruppe der möglichen Benutzer des Armtracks darstellt, gibt es aber Unterschiede bezüglich der Altersgruppe der Betroffenen. „Etwa die Hälfte der Betroffenen ist älter als 75 Jahre.“ [Corazza et al. 2011, S. 422]. Es wäre aber falsch, den Armtrack auf diese Altersgruppe abzustimmen. Für die Annahmen bezüglich der Körpergröße und des –Gewichts wurden deshalb die statistischen Werte der Durchschnittsbevölkerung Deutschlands aus dem Jahr 2003 herangezogen. Diese wurden wie folgend ausgewählt:

**Tabelle 4-1: Deutsche Durchschnittsbevölkerung 2003 [vgl. Kunsch, Kunsch 2007, S. 216]**

Altersstufe	Körpergröße [m]	Körpergewicht [kg]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]
Insgesamt	1,71	74,4	25,4

Der Body-Mass-Index (BMI) ist hier zwar mit 25,4 angegeben, für die Auslegung wurde aber ein Wert von 26 gewählt. Das geschah deshalb, da eine alte Bevölkerungsgruppe tendenziell übergewichtig ist und bei der Betrachtung dieser Altersgruppe der angegebene Wert ermittelt wurde. Bei den statistischen Werten aller Altersgruppen ist außerdem ein Trend zu höheren BMI-Werten zu erkennen, was der angegebenen Literatur zu entnehmen ist [vgl. Kunsch, Kunsch 2007, S. 216].

Der BMI ist ein Maß für das Verhältnis zwischen Körpergröße und –Gewicht und er wird wie folgt berechnet [vgl. BMI 2010]:

$$BMI = \frac{Masse [kg]}{Größe^2 [m^2]} \quad (1)$$

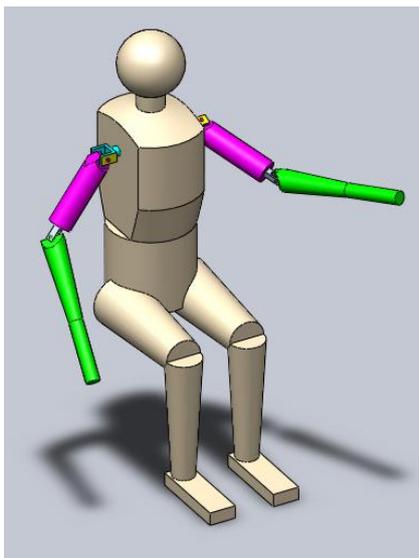
Die Masse wird in Kilogramm und die Größe in Metern in diese Formel (1) eingesetzt. Da hier die Gesamtmasse zur Körpergröße ins Verhältnis gestellt wird, können keine Schlüsse auf Fettleibigkeit oder den Körperbau gezogen werden. Ein Sportler und ein übergewichtiger

Mensch gleicher Größe können somit den gleichen BMI haben, obwohl der Sportler einen Überschuss an Muskeln und der Übergewichtige einen Überschuss an Fettgewebe aufweist. Schlüsse auf den Gesundheitszustand des Patienten können aufgrund des BMI ebenfalls nicht gezogen werden.

Die erhaltenen Durchschnittswerte dienen als Grundlage für die Berechnung der Konstruktion. Diese Daten unterliegen einer Normalverteilung, was auch berücksichtigt wurde. Die Werte für die Standardabweichung  $\sigma$  der Population wurde aus den Vorlesungsunterlagen zu „Raumgestaltung“ im Wintersemester 2009/2010 an der TU Graz von Mag. arch. Mag. art. Univ.-Prof. Irmgard Frank übernommen [Raumgestaltung 2010]. Sie beträgt laut Angabe  $\sigma = 49,49$  mm für die Körpergröße. Eine Standardabweichung von  $2\sigma$  deckt 95,5 Prozent der Fläche unter der Glockenkurve der Normalverteilung ab und wurde hier zu Grunde gelegt. Somit ergeben sich durch die Normalverteilung und den BMI folgende Werte, die für die Konstruktion des Armtrack ausschlaggebend waren:

**Tabelle 4-2: Normalverteilung der Bevölkerung**

Kategorie	Körpergröße [m]	Körpergewicht [kg]
Maximaler Wert	1.809	85.1
Durchschnittswert	1.71	76
Minimaler Wert	1.611	67.5



**Abbildung 4.1: Modell eines Patienten**

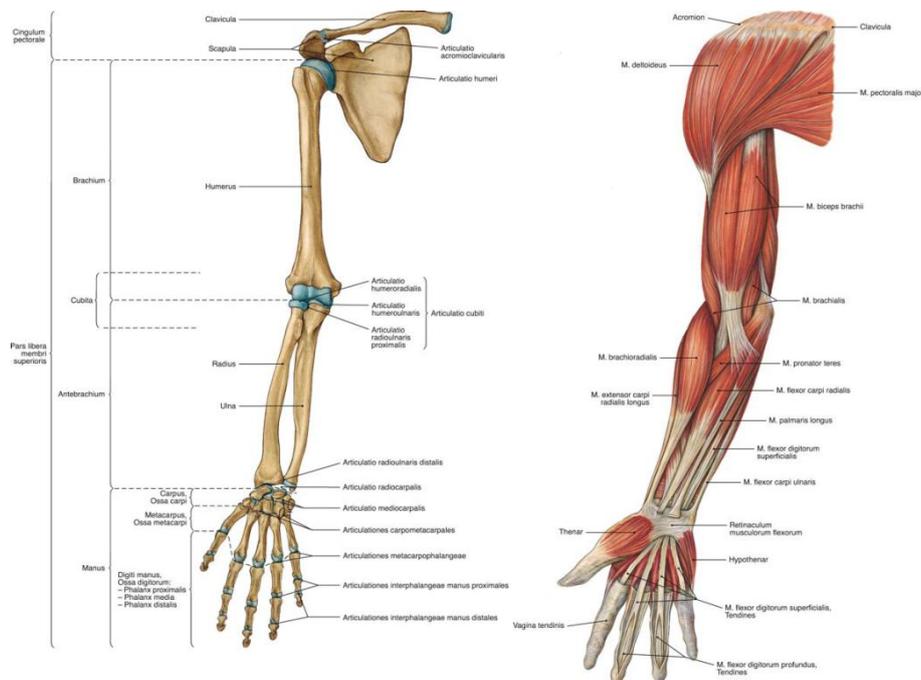
Um aus diesen Grunddaten einen kompletten Menschen modellieren zu können, ist es nötig, die Proportionen der einzelnen Gliedmaßen im Bezug auf Masse und Länge zu kennen (siehe Abbildung 4.1). Das müssen durchaus nicht exakte Werte sein, da jeder Mensch durch seine Veranlagung unterschiedlich gebaut ist. Für die Längen der Gliedmaßen wurden die Proportionen zueinander aus einem medizinischen Anatomiebuch erarbeitet [vgl. Putz, Pabst 2007]. Für die Proportionen der Massen und Teilschwerpunkte gab ein Internetseite über Biomechanik Auskunft [Proportion Masse 2010]. Hier sind alle Werte des entsprechenden Körperteiles auf die Gesamtkörpermasse und -Länge bezogen und stammen ursprünglich aus Klaus Willimczigs Buch „Biomechanik der Sportarten“ [vgl. Willimczig 1998]. Das Ergebnis dieser Daten ist für die minimale Grenze, den Durchschnittsmenschen und die maximale Grenze aus Tabelle 4-3 ersichtlich:

**4-3: Körperproportionen**

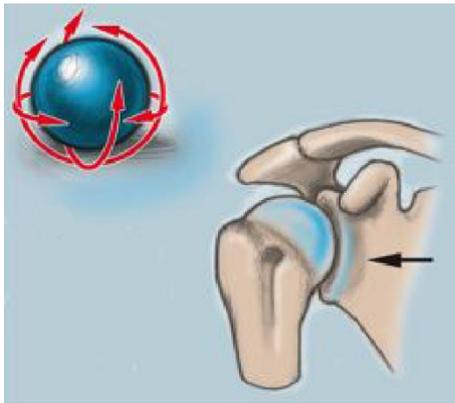
<b>Körperabmessungen:</b>	<b>Minimal</b>	<b>Durchschnitt</b>	<b>Maximal</b>
Körpergröße [mm]	1611	1710	1809
Körpermasse [kg]	67.5	76	85.1
Armlänge gesamt [mm]	672	713	754
Armmasse gesamt [kg]	3.374	3.801	4.254
Oberarmlänge [mm]	259	275	291
Oberarmmasse [kg]	1.889	2.129	2.382
Unterarmlänge [mm]	240	255	269
Unterarmmasse [kg]	1.080	1.216	1.361
Handlänge [mm]	173	183	194
Handmasse [kg]	0.405	0.456	0.511
Sitzhöhe [mm]	1380	1465	1549
Sitzhöhe mit nach oben gestreckten Armen [mm]	1716	1822	1927
Schulterhöhe im Sitzen [mm]	1044	1109	1173
Schulterbreite [mm]	369	392	414

**4.5 Aufbau und Beweglichkeit des menschlichen Armes**

Im vorherigen Kapitel wurden alle wichtigen Werte des gesamten Körpers dargestellt, die der Ausgangspunkt für die Konstruktion des Armtrack waren. Es war noch zu klären, was für Bewegungen ein Mensch mit seinem Arm im Normalfall durchführen kann. Die obere Extremität ist samt Schultergelenk und ohne Hand und Handgelenk aus insgesamt fünf Knochen und etwa 19 Muskelpartien aufgebaut.



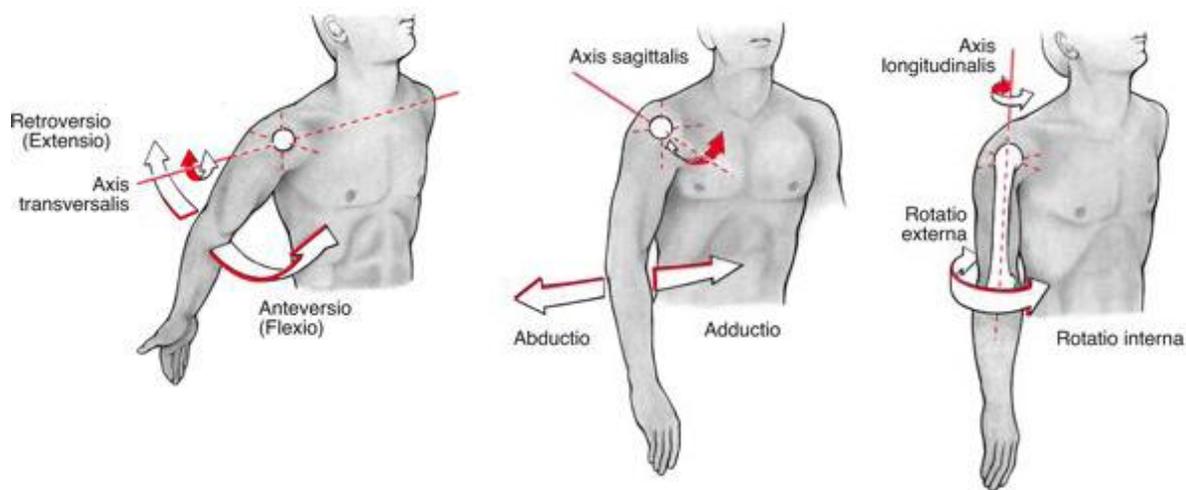
**Abbildung 4.2: Anatomie des Armes [Putz, Pabst 2007, S. 158]**



**Abbildung 4.3: Funktion des Schultergelenks [Putz, Pabst 2007, S. 10]**

Jedes Gelenk hat seinen speziellen Aufbau und seine Funktion. Das Schultergelenk (Articulatio humeri) kann ersatzweise als ein Kugelgelenk (Articulatio spherica) betrachtet werden (siehe Abbildung 4.3). Die Rotation um drei zueinander senkrecht stehende Achsen wird durch die Gelenkpfanne zwischen Oberarmknochen (Humerus) und Schulterblatt (Scapula) ermöglicht. Dieses Gelenk besteht aber noch aus einem zweiten Teil, nämlich dem Schultergürtel (Cingulum scapulae). Dessen Bestandteile sind das Schulterblatt und das Schlüsselbein (Clavicula). Aufgrund dieses Aufbaus bewegt sich dieses gesamte Gebilde, wenn das Schultergelenk bewegt wird. Es kommt dabei nicht nur zu einer Drehung im Gelenk sondern ab einem gewissen

Bereich auch zu einer Translation aufgrund des Dreiecksaufbaus des Schultergürtels. Aus Gründen der Vereinfachung wurde aber für die Modellierung angenommen, dass es sich hier um ein reines Kugelgelenk handelt. Für die drei Drehungen sind im Normalfall folgende Winkel möglich:

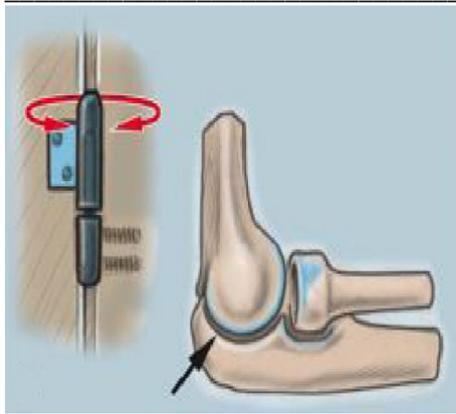


**Abbildung 4.4: Beweglichkeit des Schultergelenks [vgl. Putz, Pabst 2007, S. SA37]**

**Tabelle 4-4: Beweglichkeit des Schultergelenks [Kunsch, Kunsch 2007, S. 42]**

Drehrichtung	Winkel [°]
Retroversion (Extension)	40
Anteversio (Flexio)	170
Abduction	180
Adduction	20 - 40
Rotation externa	90
Rotation interna	90

Die neutrale Lage des Armes muss nicht der Abbildung 4.4 und Abbildung 4.6 entsprechen.



Das Ellenbogengelenk (Articulatio cubiti) besteht aus dem Oberarmknochen, der Elle (Ulna) und der Speiche (Radius). Durch dieses Gelenk ist es dem Menschen möglich den Unterarm zu beugen und um seine Längsachse zu drehen. Am Oberarm verhält sich der Ellenbogen seiner Funktion nach wie ein Scharnier (Articulatio cylindrica) (siehe Abbildung 4.5). Die Drehung um die Längsachse wird durch die Elle und die Speiche bewerkstelligt. Diese sind durch Sehnen miteinander verbunden und drehen sich bei dieser Bewegung ineinander ein. Die möglichen Bewegungswinkel sind der Abbildung 4.6 und Tabelle 4-5 zu entnehmen:

Abbildung 4.5: Funktion des Ellenbogengelenks [Putz, Pabst 2007, S. 10]

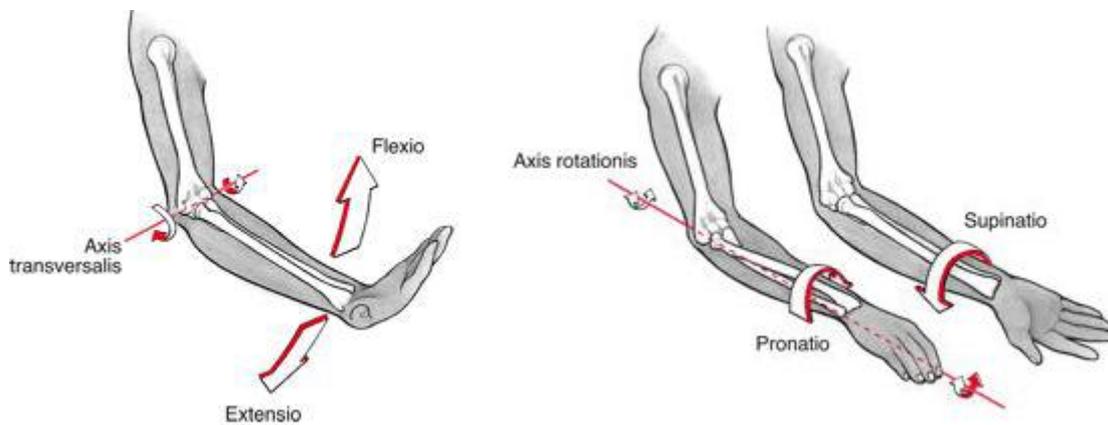
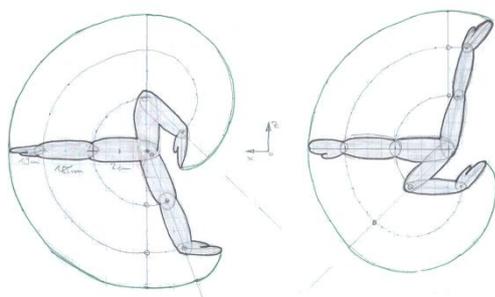


Abbildung 4.6: Beweglichkeit des Ellenbogengelenks [vgl. Putz, Pabst 2007, S. SA37]

Tabelle 4-5: Beweglichkeit des Ellenbogengelenks [Kunsch, Kunsch 2007, S. 41]

Drehrichtung	Winkel (°)
Extensio	10
Flexio	150
Pronatio	60 - 80
Supinatio	70 - 90

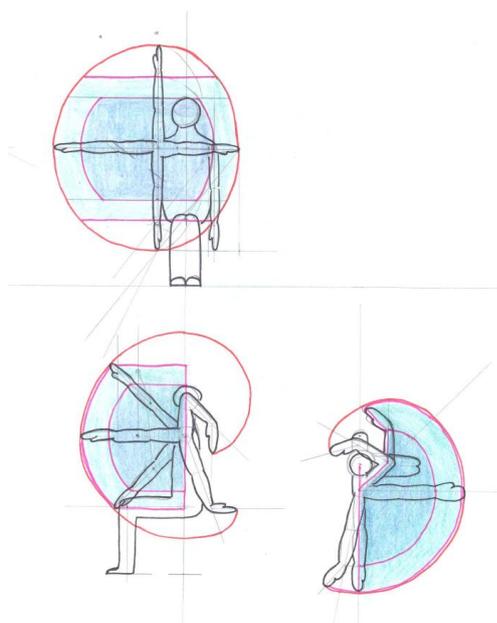


Vertikalebene

Horizontalebene

Abbildung 4.7: Bewegungsraum des Armes

Mit diesen Daten war es möglich, den Bewegungsraum und –Ablauf für die Konstruktion des Armtrack zu abstrahieren. Ein Arm kann in etwa ein Halbkugelvolumen durch seine Bewegung durchstreichen (siehe Abbildung 4.7). Dieser benötigte Platz darf von mechanischen Komponenten nicht eingeschränkt werden, um eine effiziente Rehabilitation der oberen Extremitäten zu ermöglichen.



**Abbildung 4.8: Bewegungsraum des Patienten**

Somit erhält man durch diese Betrachtungen schon in einer frühen Phase eine räumliche Vorstellung davon, wo ein Apparat im Bezug zum Patienten positioniert sein kann (siehe Abbildung 4.8). In der Abbildung 4.8 bezeichnet die rosarote Linie den Rand der Zone, die ein Patient durchstreichen kann. Die innere, dunkelblau eingefärbte Fläche stellt den Raum dar, in dem sich der Ober- und der Unterarm bewegen. Eine Möglichkeit den Arm zu entlasten ist es nämlich, ihn ab dem Ellenbogen an einer Schnur aufzuhängen. Mit einem motorisch eingeschränkten Arm wird es sicher nicht möglich sein den gesamten Bewegungsraum auszufüllen. Die hier dargestellte Abbildung ist idealisiert, denn hier spielen die Abhängigkeiten der Gelenke untereinander keine Rolle. Es wurden nur die Einzelwerte zu einem Modell zusammengesetzt und durch die Betrachtung eines realen Armes ergänzt.

#### 4.6 Norm ÖVE/ÖNORM EN-60601-1

Der Armtrack soll vorzugsweise unter Aufsicht eines Physiotherapeuten benutzt werden. Unter anderem ist auch der Krankeneinsatz geplant. Hierfür existieren Bestimmungen, welche die Einsatzbedingungen und Abnahmeprüfungen in einem Krankenhaus regeln. Die Norm ÖVE/ÖNORM EN-60601-1 regelt den Einsatz von medizinisch-elektrischen Geräten. Sie wurde von der Tyromotion GmbH zur Verfügung gestellt und gibt allgemein Auskunft über die in der Medizin eingesetzten Apparate. So ist etwa ein Sicherheitsfaktor für die Zugfestigkeit von metallischen Materialline von mindestens 2,5 einzuhalten [vgl. ÖVE/ÖNORM EN-60601-1, S. 147]. Bei Geräten, die nicht fix verschraubt sind und auf dem Boden positioniert werden, ist eine Standsicherheit auf geneigten Flächen mit einem Neigungswinkel von minimal 5 Grad zu gewährleisten. Für den Transport von medizinischen Geräten ist Standsicherheit und Ausschluss von ungewollter Bewegung auf Flächen von minimal 10 Grad Neigung zu gewährleisten [vgl. ÖVE/ÖNORM EN-60601-1, S. 137]. Geräte, die mehr als 25 Kilogramm wiegen und auf den Boden gestellt werden, dürfen durch Anlehnen oder Abstützen nicht umfallen. Das Gerät muss so gekennzeichnet sein, dass es auf die Gefahr durch das Kippen aufmerksam macht [vgl. ÖVE/ÖNORM EN-60601-1, S. 138]. Da für den Armtrack ein maximales Gewicht von 20 Kilogramm geplant ist, begünstigt das ein einfacheres Prüfverfahren, als für Apparate, die 25 und Kilogramm mehr wiegen.

Dieser kurze Auszug stellt nur einige konkrete Reglementierungen der Norm dar. Es wurden auch Bestimmungen zur Sicherheit gegen Gefährdung des Patienten oder Bedieners berücksichtigt. Zu diesen zählen mechanische oder elektrische Gefahren und allgemeine Fehlerbedingungen durch unsachgemäßen Gebrauch und Umwelteinflüsse. Das Gerät darf auch auf andere, empfindliche Apparate, wie sie in Krankenhäusern vorkommen, keinen Einfluss ausüben. Es gibt auch ökonomische Aspekte [Kramme 2007, S. 61] und Anforderungen an das Qualitätsmanagement bei medizinischen Geräten [Kramme 2007, S. 73]. Diese sind aber in einem frühen Stadium der Entwicklung noch nicht maßgebend, denn

---

das sind Prozesse, die auf die Gestaltung der Produktionsphase Einfluss haben. Es wurden aber auch diese Aspekte diskutiert, da ein ganzheitlicher Entwicklungsansatz gewählt wurde.

Durch die Erläuterungen der vorherigen Seiten gelang es, schon in einer frühen Phase des Projektes einen Überblick über die Benützungsumgebung und die Anforderungen der Kunden zu erhalten. Auf diesem Fundament an Erkenntnissen basierten die darauf folgenden Schritte. Dieses Wissen wurde aber nicht als feste, unabänderbare Größe betrachtet, sondern es wurde in Diskussionsrunden immer wieder das Erreichte hinterfragt und überprüft. Durch diesen Ansatz der permanenten Überprüfung der Anforderungen und grundsätzlichen Annahmen wurde sichergestellt, dass es zu keinen starren Festlegungen aufgrund von womöglich fehlerhaften Fakten kam. Auch konnten die zu Beginn gewonnen Erkenntnisse zur Evaluierung der später generierten Ergebnisse genutzt werden. Somit stand einer ersten konkreten Konzeption des Armtrack nichts im Wege.

## 5 Struktur und Ablauf der Entwicklungsarbeit

### 5.1 Konstruktion und Lastenheft

Sobald etwas zu konstruieren ist, gibt es zwei grundlegende Richtungen, die man verfolgen kann. Bei einer Neukonstruktion muss nach nicht existierenden Lösungen für ein gestelltes Ziel gesucht werden. Ob das mangels vorhandener Lösungen oder durch bewusste Entscheidung zu neuartigen Produkten geschieht, hängt von der jeweiligen Zielsetzung der Verantwortlichen ab. Die Neukonstruktion ist meist sehr umfangreich und bedarf breiter Grundkenntnisse.

Bei der Wiederholkonstruktion besteht schon eine Lösung, die modifiziert oder verbessert werden soll. Hier kommt es auf Spezialwissen an, denn es ist meist eine Optimierung der Ausgangslage gefragt. *„Konstruktion ist der Versuch der Übertragbarkeit, einer Vorhersage aus der Summe der bekannten und angewandten Erkenntnisse der ‚Historienbeschreibung‘, der Vergangenheit, wobei gleich gelagerte und ähnlich gelagerte Fälle die Güte der Vorhersage erhöhen. Die Wiederholkonstruktion macht daher im Gegensatz zur Neukonstruktion am wenigsten Probleme.“* [Jürgens 2010, S.95]. Beide Konstruktionsarten gehen fließend ineinander über, wenn eine bestehende Konstruktion nur durch das Anwenden von neuen Lösungsprinzipien optimiert werden kann und umgekehrt. Sie sind folglich nicht eindeutig zu trennen. Bei der hier dargestellten Diplomarbeit handelt es sich um eine Neukonstruktion. Es gab bei der Tyromotion GmbH kein vergleichbares Vorgängerprodukt und es war auch nicht geplant, etwas am Markt vorhandenes vom Prinzip her ähnlich zu lösen.

Ein bedeutendes Regelwerk zur Entwicklung von Produkten ist das Regelwerk VDI 222. Nach der VDI 2222 ist ein Entwicklungsprozess in mehrere Phasen unterteilt, die nacheinander durchlaufen werden. Zwischen den einzelnen Phasen finden Iterationen statt, die auch dazu führen können, dass eine Phase wiederholt oder dass ein Rückschritt zur vorhergehenden gemacht wird. Ein Kritikpunkt an diesem Vorgehen ist jedoch die strikte Trennung der einzelnen Phasen. Zum Beispiel ist die Fertigung und Montage nicht in die eigentliche Konstruktionsarbeit involviert. Wenn ein Teil nicht fertigungsgerecht gestaltet ist, wird es, und damit auch alle damit verbundenen Teile, durch einen Rückschritt geändert werden müssen. Das kann zu erheblichen Kosten und Zeitverzögerungen führen. Das Risiko eines solchen Szenarios kann vermieden werden, wenn die beteiligten Bereiche von Beginn an in die Entwicklung eingebunden werden (siehe Kapitel 5.4).

Aus den anfänglichen Recherchen zu den Konkurrenzprodukten und Grundvoraussetzungen wurde das Lastenheft erweitert (siehe Anhang A). Dieses Dokument begleitete die gesamte Entwicklung und war ein Gradmesser für die Sinnhaftigkeit verschiedener Lösungsansätze. Im Laufe der Entwicklung änderte es sich oft aufgrund von neuen Erkenntnissen, die zu Beginn noch nicht klar erfassbar waren. Das Lastenheft stellt die Rahmenbedingungen des Entwicklungsprozesses und die Anforderungen an den Armtrack dar. Aus ihm konnten in einem darauf folgenden Schritt Erkenntnisse zur Zusammensetzung und Beschaffenheit des Gesamtproduktes gewonnen werden. Dieses Abstrahieren der entwicklungsrelevanten Informationen ist der letzte Teil der Analysephase, die mit der Recherche der Konkurrenzprodukte begonnen hat.

## 5.2 Black-Box-Darstellung

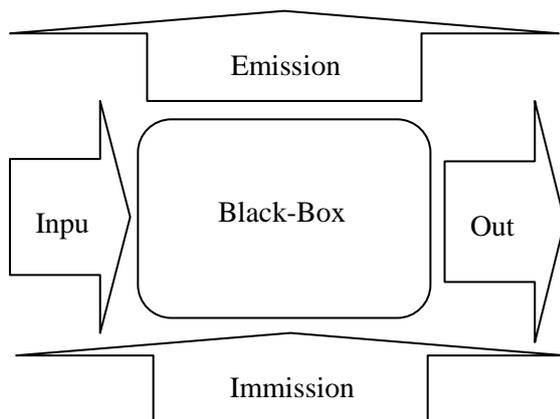


Abbildung 5.1: Black-Box-Darstellung [vgl. Theumert, Fleischer 2007, S. 2]

Mit der Black-Box-Darstellung wurden die Beziehungen des Armtrack zu seiner Umwelt dargestellt. Das Gerät selber steht hier nicht im Fokus, denn es wird als ein nicht einsehbares System aufgefasst. Es interagiert mit seiner Umgebung und hat definierte Grenzen, über die eine Einwirkung nach innen und nach außen möglich ist (siehe Abbildung 5.1). Die Emission des Armtrack ist alles, was auf negative Weise auf die Umwelt einwirkt und vom Gerät selber verursacht wird. Immission hingegen ist alles, was auf das System von außen einwirkt. Beides muss bei der Konstruktion berücksichtigt werden und beides ändert sich im Laufe des

Entwicklungsprozesses. Anfangs kann nämlich nicht alles als bekannt vorausgesetzt werden. Die weiteren zwei Begriffe Input und Output stellen konkretere Dinge dar, die in das System hinein oder aus ihm heraus gelangen können. Das können etwa Stoffe, Kraft, Energie und Information sein [vgl. Theumert, Fleischer 2007, S. 2]. Folgendes hat sich bei der Analyse des Lastenhefts für den Armtrack herausgestellt:

### Input:

- Gewichtsbelastung durch Arm des Patienten
- Stromzufuhr für interaktive Einheit (und motorische Gewichtsentlastung)
- Einschalten und Bedienen der interaktiven Einheit
- händisches Einstellen der Armbefestigung
- Einstellung der Gewichtentlastung
- Justieren des Gestells zur Person
- (Stabilisierung der Konstruktion durch das Patientengewicht)

### Output:

- Übungsbewegungen des Patienten wird unterstützt (aktiv und passiv)
- Entlasten und Balancieren des Armes (aktiv und passiv)
- Gezeigter Wert der Gewichtsentlastung in Kilogramm
- Signalausgabe der interaktiven Einheit an die verarbeitende Software

### Emission:

- Verletzungsgefahr durch bewegliche oder vorstehende Teile
- Elektrisches Feld
- Geräuscentwicklung

### Immission:

- Normvorschriften für Medizintechnik
- Verschmutzung
- Reinigungsmittel
- unsachgemäßer Gebrauch

Dieses Vorgehen ermöglicht es festzustellen, über welche Tatsachen Klarheit geschaffen werden muss, um ein einwandfreies Produkt zu entwickeln. Rückblickend betrachtet sind zu den genannten Punkten der Black-Box-Darstellung weitere hinzugekommen. Diese sind in der obigen Aufzählung in Klammern gesetzt worden, um sie von der ersten Version unterscheiden zu können.

### 5.3 Funktionen

Es war durch das Lastenheft möglich, die funktionelle Struktur des Armtrack zu erkennen. Sie teilt sich in einzelne Systeme auf, in denen jeder Bestandteil seine eigenen Aufgaben erfüllt. Aufgebaut wird alles aus Einzelfunktionen, die einzelne Aktionen oder Zustände darstellen. Diese können in zeitlicher oder struktureller Weise voneinander abhängig sein. Gruppen von Einzelfunktionen, die ähnlich sind, wurden zu separaten Subsystemen zusammengefasst. Es ergaben sich die Bereiche Armschnittstelle, Gewichtsentlastung, Grundgerüst, Armtracking und übergeordnete Funktionen. Alle Subsysteme bilden die funktionale Gesamtstruktur des Armtrack (siehe Abbildung 5.2). Einzig die übergeordneten Funktionen fügen sich nicht hierarchisch in die Struktur ein, da sie für alle Bereiche gleichermaßen gelten [vgl. Theumert, Fleischer 2007, S. 3].

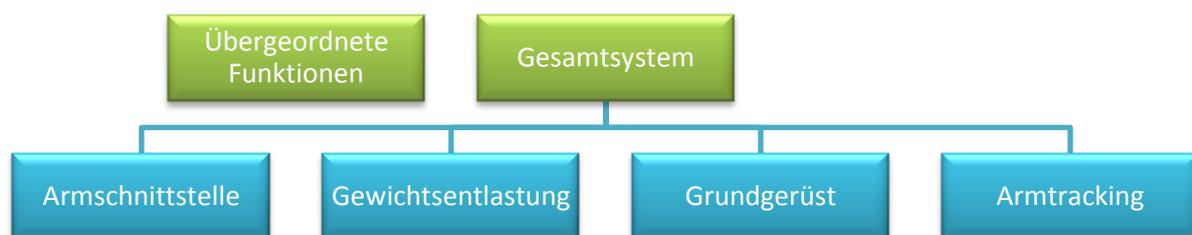


Abbildung 5.2: Funktionsstruktur

Die Subsysteme beinhalten alle ihnen zugeordneten Einzelfunktionen. Aus dieser Struktur lassen sich schon einige thematische Module erkennen. Diese können unabhängig voneinander bearbeitet werden, um Einzellösungen für ihre Aufgaben zu finden. Die Module und dazugehörige Einzelfunktionen sind folgende:

#### Armschnittstelle:

- Arm aufnehmen
- Arm balancieren
- interaktive Einheit am Arm befestigen oder mit ihm verbinden

#### Gewichtsentlastung:

- Arm von Eigengewicht entlasten
- Einstellung der Gewichtsentlastung
- Anzeige der eingestellten Gewichtsentlastung
- Aufzeichnen der Gewichtsentlastung
- Gewichtsentlastung dynamisch gestalten (aktiv, passiv, unterstützend)

---

**Grundgerüst:**

- Armschnittstelle mit Gewichtseinheit verbinden
- horizontale Krafteinwirkung auf den Patienten ertragbar gestalten
- verpackbarer Aufbau
- Stabilität und Standsicherheit gewährleisten
- großen und freien Übungsraum gewährleisten
- beidhändiger Übung ermöglichen

**Armtracking:**

- Armbewegung bezogen auf ortsfestes Koordinatensystem aufzeichnen
- Aufzeichnungen ausgeben

**Übergeordnete Funktionen:**

- Energiezufuhr für elektrische Komponenten
- Verletzungen vermeiden und Sicherheitsstandards einhalten

Die dargestellten Subsysteme sind nicht völlig voneinander getrennt, da die Ausführung eines Subsystems die Gestalt eines anderen beeinflusst. So legt die Wahl der Gewichtsentlastung teilweise fest, auf welche Weise die Armschnittstelle ausgeführt wird. Es muss demnach bei der Entwicklung der Überblick über das Gesamtsystem bewahrt werden. Gezielt wurde auch versucht, die einzelnen Systeme ineinander zu integrieren und gemeinsame Lösungen zu finden. So wurde das Messsystem ein Bestandteil der Gewichtsentlastung, was noch in den späteren Kapiteln ersichtlich wird (siehe Kapitel 9.2). Dies brachte etwa den Vorteil mit sich, dass diese Bauteile von einer gemeinsamen Hülle umschlossen werden konnten und so gleichermaßen für Wartungsarbeiten zugänglich gemacht wurden. Andere Bauteile, wie die Motorflanschplatte, konnten mehrere bauteilspezifische Funktionen gleichzeitig übernehmen. Das waren das Fixieren der Gewichtsentlastung, der Sensorik, der Anbauteile und der Hülle (siehe Kapitel 9.1). Durch diese Integralbauweise erfüllt ein einfach zu formendes Bauteil mehrere Aufgaben und dessen Material wurde besser ausgenutzt. Ein anderes Bauteil, das ebenfalls so gestaltet wurde, ist die schwenkbare Rampe (siehe Kapitel 9.6.2). Es wurden hier die Aufgaben der Gewährung der Standsicherheit, der Bedienbarkeit zur Verpackung und der Positionierung des Patienten durch die Form der Rampe miteinander verbunden.

## 5.4 Organisatorische Aufteilung

Aus der Funktionsanalyse war auch eine fachliche Aufteilung der Entwicklungsaufgaben ersichtlich. Das Grundgerüst etwa unterliegt dem Bereich der Mechanik und des Designs. Es beinhaltet keine elektronischen Komponenten und ist auch nicht mit dem Patienten in direktem Kontakt. Die Armschnittstelle ist größtenteils von der Anatomie des Patienten und des angestrebten Designs abhängig. Die Gewichtsentlastung kann je nach Ausführung rein mechanisch oder aber eine Mischung von Mechanik, Elektrotechnik und Elektronik sein. Schlussendlich fällt das Armtracking in den Bereich der Mechanik und Elektronik. Hierbei ist die Notwendigkeit einer Softwareentwicklung für die elektronischen Komponenten auch zu erwähnen.

Aufgrund dieser Aufteilung wurden firmenintern die Kompetenzen verteilt. Die Mechanik viel in den Bereich dieser Diplomarbeit und beim Design wurde sie von Eva Kitting unterstützt. Bezüglich des medizinischen Fachwissens wurde die Entwicklung von Elisabeth Brugger unterstützt und in Sachen Elektronik war Thomas Mock, Mitarbeiter der Tyromotion,

ein Ansprechpartner. Diese Leute wurden über die Tyromotion organisiert. Die Auswahl der elektronischen Komponenten wurde im Rahmen dieser Diplomarbeit durchgeführt, aber alles, was mit der Entwicklung von Software zu tun hatte, wurde firmenintern in der Tyromotion geregelt. Dazu zählten etwa die virtuelle Übungsumgebung, die Auswertung der Messsignale und die Regelung und Steuerung der elektronischen Komponenten. In allen mechanischen Bereichen waren Professor Michael Bader und Professor Gunter Jürgens als Betreuer und Begutachter dieser Arbeit in die Entwicklung eingebunden. Zur fertigungsgerechten Konstruktion gab Manfred Wilding, Mechaniker am Institut für Maschinenelemente und Entwicklungsmethodik, Ratschläge.

In fast allen Bereichen war die Fachkenntnis von David Ram immer von großer Bedeutung und er hat auch in organisatorischer Hinsicht viel Verantwortung übernommen. Das entsprach im Rahmen der Diplomarbeit dem Grundsatz der „Supported Evolution“, bei dem ein erfahrener Experte einem unerfahrenem Entwickler bei allen Fragen zur Seite steht. In erster Linie profitiert dabei der Entwickler, da er sich fachlich weiterentwickeln und auch Erfahrungen im professionellen Umgang mit neuartigen Situationen erlangen kann. Für den Experten bedeutet dieses Vorgehen jedoch nur einen zusätzlichen Gewinn in seinen sozialen Kompetenzen, die er wahrscheinlich durch langjährige Erfahrung von Haus aus besitzt. Er kann also über den gegebenen Aufgabenbereich hinaus Erfahrungen sammeln. In fachlicher Hinsicht ist für ihn hier aber nur bedingt eine Weiterentwicklung möglich.

Die Aufteilung der Aufgaben soll noch von Tabelle 5-1 verdeutlicht werden. Dabei stehen die Punkte (•) für den direkten Verantwortlichen und die Plus-Zeichen (+) für die Unterstützung.

**Tabelle 5-1: Fachbereiche und betroffene Personen**

Verantwortliche	Mechanik	Medizin	Design	Elektronik	Software
<b>Andrašec</b>	•	•	•	•	
<b>Bader</b>	+		+	+	
<b>Brugger</b>		+			
<b>Jürgens</b>	+		+		
<b>Kitting</b>			+		
<b>Mock</b>				+	•
<b>Tyromotion</b>					•
<b>Ram</b>	+		+	+	+
<b>Wilding</b>	+				

Neben der Aufgabenverteilung war es auch wichtig, schon zu Beginn der Produktentwicklung die Ablauforganisation vorzugeben. Zu der Zeit gab es noch keine Konstruktion und, um diese zu begünstigen, war ein Plan der zu leistenden Aufgaben nützlich. Die erste Phase beinhaltete die Recherche über die Therapie und die Konkurrenzprodukte, die

Kundenbefragung, das Sammeln von Wissen über den menschlichen Körper und die Funktionsanalyse. Da das Entwickeln eines medizinischen Apparates mitunter sehr komplex ist, wurde der zweiten Phase, der Ideenfindung und Abklärung der Wirkprinzipien, viel Zeit gewidmet. Es wurden Varianten für die einzelnen Subsysteme des Armtrack erarbeitet und stets in Meetings besprochen, ergänzt und die erfolgversprechendsten ausgewählt. Durch die gegebenen zeitlichen Freiheiten war es möglich, die Varianten zu verbessern und zu einem Gesamtgebilde zu formen. Dadurch wurde Rücksicht auf die intuitive und kreative Problemlösung genommen, da diese sich nicht zeitlich planen lässt. Mitunter war es sogar der Fall, dass bereits in fortgeschrittenen Entwicklungsphasen immer wieder intuitiv motivierte Ideen ihren Ausdruck fanden. Zur Abklärung der Wirkprinzipien wurden teilweise umfangreiche Berechnungen durchgeführt. Bei einigen Bereichen, wie etwa dem Verhalten der Armanbindung im Betrieb, stellte sich jedoch heraus, dass Versuche für den Erkenntnisgewinn nötig waren. So wurden in einem Prinzipversuch die erarbeiteten Varianten getestet und das weitere Vorgehen geplant. Als dritte Phase im Ablaufplan wurde nach dem Prinzipversuch ein Funktionsprototyp für den firmeninternen Gebrauch konstruiert. Dieser erfüllte nur die grundlegendsten Anforderungen, die zur Entwicklung der Software für die elektronischen Komponenten und die virtuelle Übungsumgebung gebraucht wurden. Aus den gewonnenen Erkenntnissen des Funktionsprototypen wurde in einem letzten Schritt ein seriennaher Apparat mit vollem Funktionsumfang für den Kliniktest entworfen.

Dieses Vorgehen umfasst mehrere Iterationsschritte, die zur schrittweisen Erfüllung der Aufgabenstellung sinnvoll waren. Es waren nämlich nicht alle Randbedingung von Anfang an gegeben und mussten erarbeitet werden. Der sich daraufhin einstellende Erfahrungszuwachs je Iterationsschritt hat dazu geführt, dass die Aufgabenstellung neu formuliert wurde, erkannte Fehler beim nächsten Schritt vermieden werden konnten und ein zielgerichteter Fortschritt der Entwicklung erleichtert wurde.

## 5.5 Simultaneous Engineering

Die Entwicklung des Armtrack erforderte ein interdisziplinäres Vorgehen und eine enge Zusammenarbeit mit den am Projekt beteiligten Leuten. Dadurch sollte eine kurze Entwicklungszeit und eine befriedigende Lösung der Aufgabenstellung erreicht werden. Eine zielgerichtete Organisation des Projektes war deshalb erforderlich. Vor allem bei vielen Beteiligten soll sich dieses Vorgehen bezahlt machen. Im konkreten Fall war es jedoch so, dass die Entwicklungsarbeit von einer Person ausgeführt wurde. Es gab in dem Sinne kein Kernteam, das sich die Aufgaben teilt und parallel durchführt. Sehr wohl kann aber von einem Kernteam gesprochen werden, wenn es um die durchzuführenden Schritte und Konzepte geht. Es war hier ein großes Anliegen, dass alle Beteiligten über den Stand der Entwicklung informiert waren und ihre Anregungen Einfluss auf den Fortschritt der Entwicklung hatten. Auch war es immer möglich, sich Ratschläge und Informationen aus erster Hand bei den jeweiligen Fachleuten zu holen. Dabei war ein fachübergreifendes Vorgehen ein wichtiger Bestandteil der Entwicklung. Das sind die Voraussetzungen für das Simultaneous oder Concurrent Engineering. *„Unter Simultaneous oder Concurrent Engineering wird eine zielgerichtete, interdisziplinäre (abteilungsübergreifende) Zusammen- und Parallelarbeit [...] verstanden. [...] Bei einem Produktentstehungsprozess im Simultaneous Engineering verlaufen die Aktivitäten der einzelnen Bereiche weitgehend parallel oder überlappen sich mindestens sehr deutlich mit intensiven Kontakten zum Kunden und unter Einbeziehung mannigfaltiger Zulieferer [...]“* [Pahl et al. 2007, S. 205 f].

Der Hauptvorteil an diesem Vorgehen ist, dass vermeidbare Iterationsschritte durch die Einbeziehung aller verantwortlichen gut erkannt werden können und somit die

Zeitverzögerung aufgrund derer verringert werden kann. Nachteilig ist jedoch der dadurch hervorgerufene, höhere Organisationsbedarf. Es kommt im Allgemeinen erst sehr spät zu einer konkreten und vorzeigbaren Konstruktion. Deshalb sind gute Organisationsfähigkeiten eine Voraussetzung für das Simultaneous Engineering.

Ein weiterer wichtiger Aspekt dieses Vorgehens ist, dass durch die ganzheitliche Betrachtung der Aufgabenstellung Fehler schnell festgestellt werden können. So können etwa die Gesichtspunkte der Fertigbarkeit und Montage früh zeigen, ob ein in der Konzeption befindliches Teil überhaupt mit vertretbarem Aufwand hergestellt werden kann. Das kann sogleich berücksichtigt werden und führt nicht zu zeitraubenden Änderungen, die eigentlich vorhersehbar wären. Allgemein werden nämlich die Kosten für ein Produkt früh durch die Wahl der erarbeiteten Lösungsprinzipien festgelegt. Sind die betroffenen Bereiche bei der Auswahl eingebunden, so können meist akzeptable Lösungen gefunden werden. Letztendlich soll das die Kosten für das Produkt und dessen Entwicklungszeit senken.

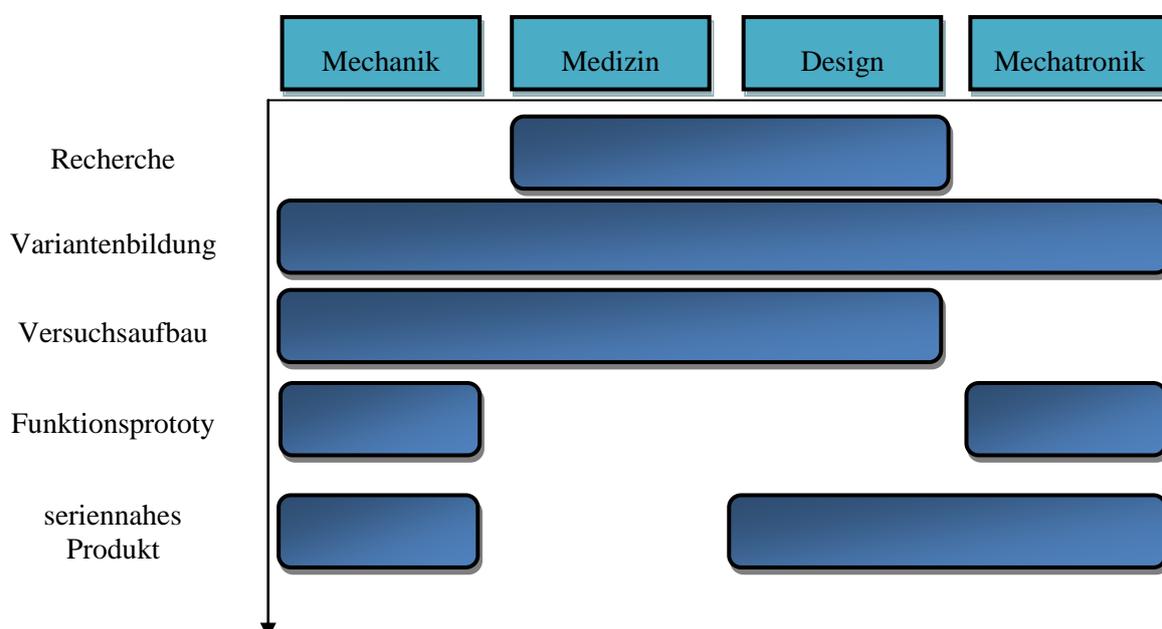
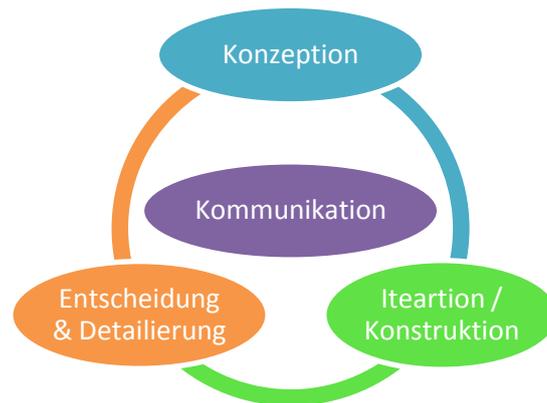


Abbildung 5.3: Fächerübergreifender Entwicklungsablauf

Als Kunde dieser Diplomarbeit wurde die Firma Tyromotion betrachtet und dort fanden während der Entwicklungsphase wöchentliche Treffen mit den Verantwortlichen statt. Damit entstand ein klares Bild von den zu erledigenden Schritten. Den fachübergreifenden Charakter der Entwicklung des Armtrack soll die Abbildung 5.3 verdeutlichen. Hier ist dargestellt, bei welchen Phasen welches Wissen gefordert war. In der oberen Reihe sind die Fachbereiche und in der linken Spalte die Phasen der Entwicklung dargestellt. Die Überlappung der Fachbereiche wird durch horizontale Streifen symbolisiert.

Innerhalb der Entwicklungsphasen hatten einzelne funktionale Subsysteme Vorrang vor anderen. So war es bei jedem Schritt wichtig, das Armtracking und die Gewichtentlastung vor der Armanbindung fertigzustellen. Denn die Armanbindung richtete sich nach der Art der Messung und Entlastung.

Während der Entwicklungsphasen spielte die Kommunikation eine besondere Rolle. Da Iterationen unvermeidbar waren, war sie eine übergeordnete Instanz, um den Aufwand in Grenzen zu halten. Die kleinsten Einheiten des Entwicklungsprozesses waren alle um sie herum aufgebaut (siehe Abbildung 5.4).



**Abbildung 5.4: Kommunikation dirigiert den Entwicklungsprozess**

Eine wichtige Vereinbarung, die bereits zu Beginn der Entwicklung beschlossen wurde, war die Kontrolle der anfallenden Kosten. Vorgegeben war ein Maximalwert für die Materialkosten von etwa 1000 Euro. Um das einhalten zu können, wurde beschlossen, dort wo es möglich war und nicht zu viel Aufwand verursachte, preisgünstige Fertigprodukte zu verwenden. Es wurde demnach für ein Lösungsprinzip zuerst eine am Markt befindliche Ausführung oder Kombination von Einzelkomponenten gesucht. Falls dies nicht gegeben war, wurde versucht, mit möglichst wenig Fertigungsaufwand das betreffende Teil selber zu konstruieren. Somit wurde das Ausmaß der Individualkonstruktionen in Grenzen gehalten und die Materialkosten waren auch bei der Bewertung verschiedener Lösungsprinzipien ein Kriterium für deren Auswahl. Dabei wurden die Kosten anteilig auf die verschiedenen Funktionsbereiche aufgeteilt und beachtet. Dieses Vorgehen entspricht der Kostenrechnung (cost calculation). Durch die Wahl der Lösungsprinzipien werden also die Kosten für das spätere Produkt festgelegt.

Beim standardmäßigen Vorgehen nach der VDI-Richtlinie 2222 wird die Fertigung und Montage erst nach der Wahl der Lösungsprinzipien berücksichtigt. Das kann zur Folge haben, dass anfallende Teile schwer zu fertigen sind und zusätzlich Änderungskosten verursachen. Diesem Problem beugt die Kostenkontrolle vor, da auch Fertigungs- und Montageaspekte berücksichtigt wurden. Somit ist sie ein Bestandteil des Simultaneous Engineering und fügt sich in das gesamtheitliche Vorgehen der Entwicklung ein. *„Es ist bekannt, dass der überwiegende Teil der Kosten durch das gewählte Lösungsprinzip und seine Gestaltung festgelegt wird und die nachfolgende Fertigung und Montage nur noch relativ wenig Spielraum zur Kostensenkung haben. Zur Kostenminimierung ist es daher zweckmäßig, in einem möglichst frühen Stadium des Konstruktionsprozesses mit einer kostengünstigen Optimierung zu beginnen.“* [Pahl et al. 2007, S. 711].

Bei Zukaufteilen wurden stets Alternativen zwischen Zulieferern und Halbzeug-Fertigern berücksichtigt. Das geschah beispielsweise bei der Auswahl der Motoren und deren Steuerung für die Gewichtsentlastung. Es wurden günstige Bauteile gefunden, jedoch waren die dazugehörigen Steuerungen anteilmäßig zu teuer. Deshalb wurde auf die Kompetenzen in der Tyromotion im Bereich der Hard- und Software zurückgegriffen und es konnte eine zufriedenstellendere und günstigere Steuerung erstellt werden, als sie am Markt erhältlich war. Dem zufolge wurde die motorische Gewichtsentlastung von einem Anbieter gewählt, während für die dazugehörige Steuerung mehrere separate Komponenten individuell zusammengestellt wurden.

---

Dieses grundsätzliche Beachten von Alternativen war auch bei den Lösungsprinzipien gegeben. Dadurch sollte ein Spielraum für die Gestaltung der Konstruktion gewahrt bleiben. Es war im Vorhinein klar, dass in Laufe der Entwicklung gewählte Lösungsprinzipien beim Auftreten von Problemen verworfen werden mussten. Deshalb sollte Zeit und Aufwand gespart werden, da zu jedem gewählten Prinzip ein dazugehöriger Ersatz zur Verfügung standen. Durch dieses Beachten von Alternativen sollte die Gefahr, die von unbekanntem Problemen ausgeht, in Grenzen gehalten werden und immer die Möglichkeit zu reagieren gewährleistet sein. Dieses Vorgehen wird allgemein als Risikomanagement bezeichnet.

## 6 Vorbereitende Berechnung und Variantenbildung

### 6.1 Handhabung des menschlichen Armes

#### 6.1.1 Statische Ruhelage am ebenen Modell

Aus den Grundvoraussetzungen zur Konstruktion eines Rehabilitationsapparates gehen die Zahlen zu Gewicht, Größe und Beweglichkeit des menschlichen Armes hervor (siehe Kapitel 4.4 und 4.5). Daraus konnte ein Modell geschaffen werden, das sich mit der Lagerung des Armes beschäftigt. Vorab waren dazu Gespräche mit Physiotherapeuten nötig, um zu klären, wie sehr man diesen belasten darf. Es ist demnach schlecht, wenn die Haut eines Patienten punktförmig belastet wird. Dadurch entstehen Druckstellen, welche die Durchblutung und Beweglichkeit behindern. Auch eine zu feste Einschnürung ist nicht günstig, weil es ebenfalls zu besagten Folgen kommen kann. Von den Physiotherapeuten kam die Empfehlung, möglichst den Unterarm zur Lagerung zu verwenden. Das hat zum einen den Grund, dass eventuelle Aufnahmeschlaufen nicht über das Ellenbogengelenk geführt werden muss, was bei Patienten mit verkrampften Muskeln oft mit Aufwand verbunden ist. Die Lagerung am Unterarm erleichtert dem Benutzer also das Anlegen der Armlagerung. Andererseits ist es nicht dem natürlichen Bewegungsablauf des Armes förderlich, wenn er am Oberarm entlastet wird. Wenn bei einem Patienten keine Kontrolle über seinen Unterarm hat, kann es für ihn schwer sein, während der durchzuführenden Übungen das Gleichgewicht zu halten. Dabei kann sich nämlich das Schultergelenk ungewollt verdrehen und ruckartig seine Lage ändern. Das ist mit einem Verletzungsrisiko für den Patienten verbunden.

Aufgrund dieser Empfehlungen wurde ein Rechenmodell entwickelt, mit dem die Ruhelage des Armes ermittelt wurde. Dazu wurde zunächst ein ebenes Modell des Armes erstellt (siehe Abbildung 6.1). In dieser Abbildung sind bereits die verschiedenen möglichen Auflagerkräfte qualitativ eingezeichnet. Die Auflagerkraft am Schultergelenk fehlt zwar, sie beträgt aber die Hälfte vom Oberarmgewicht.

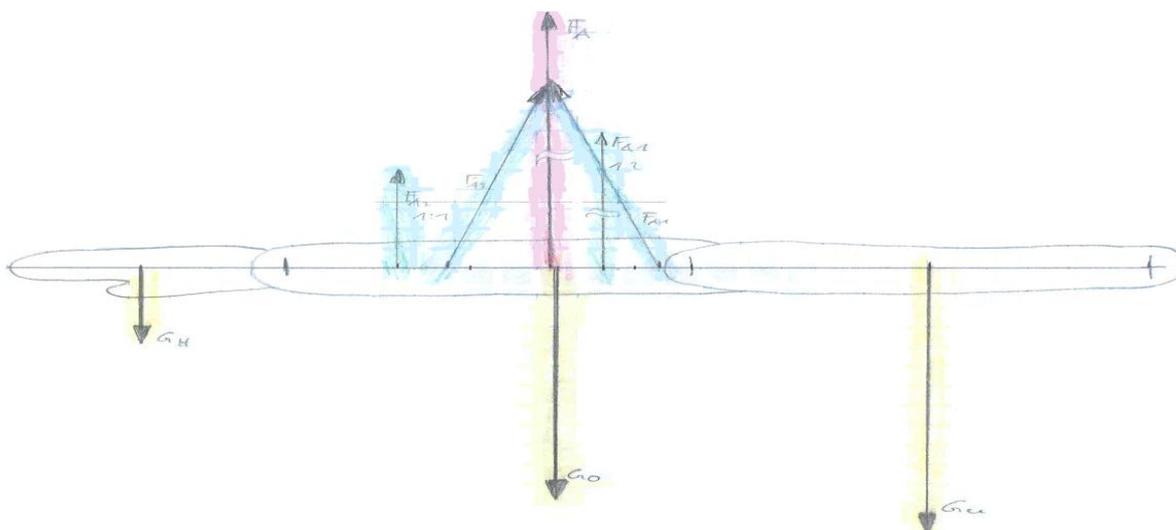


Abbildung 6.1: Mögliche Lagerung des Armes

Der Arm besteht aus zwei Balken, die drehbar miteinander verbunden sind. Einer symbolisiert den Oberarm, der zum einen drehbar an einem Fixpunkt (Schultergelenk) gelagert und mit einem Drehgelenk mit dem Unterarm verbunden ist. Der zweite symbolisiert dem Unterarm und die Hand. Das Handgelenk wird normalerweise bei den Übungen von den Physiotherapeuten in neutraler Lage fixiert und kann sich nicht bewegen. Deshalb ist es auch nicht nötig, die Hand extra darzustellen. Dieses System wurde ins statische Gleichgewicht gesetzt (siehe Abbildung 6.2). Hier ist ein Freikörperbild der Einzelkomponenten des Armes zu sehen. Eingezeichnet sind hier auch die Momente um alle Gelenke. Dem Schulter- und Ellenbogengelenk betragen diese 0 Nm und beim Handgelenk ergibt sich das wirkende Moment im Handgelenk aus der Masse der Hand.

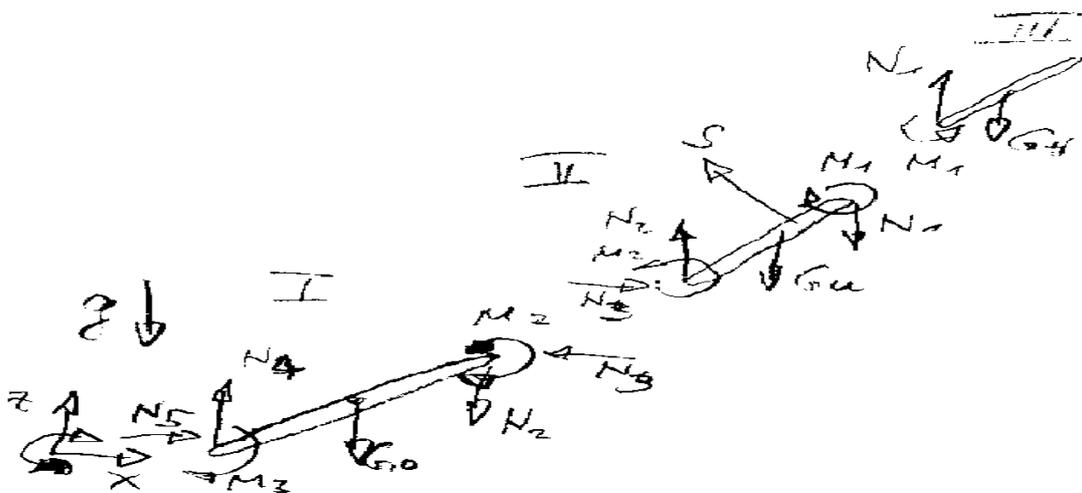


Abbildung 6.2: Freikörperbild des Armes

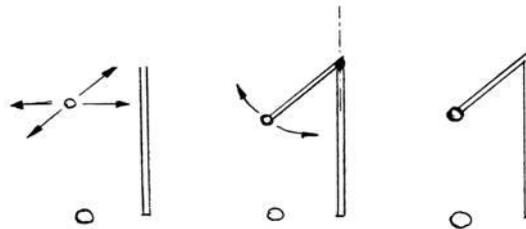
Bilden beide Balken eine horizontale Linie, entspricht das dem gerade ausgestreckten Arm. Die Lage der Aufhängungspunkte am Unterarm wurde zum einen mit einer und zwei Lagerstellen betrachtet. Dabei stellte sich heraus, dass die Lagerung in unmittelbarer Nähe zum Ellenbogengelenk stattfinden muss. Diese Ergebnisse wurden diskutiert und man kam zur Ansicht, dass eine Aufhängung über Drahtseile oder Schnüre eine gute Lösung sei (siehe Kapitel 7.4).

### 6.1.2 Räumliche Bewegung und Kräfte

Der nächste Schritt der Berechnungen war es, die räumliche Beweglichkeit des Armes darzustellen. Dazu wurde das Computerprogramm Mathcad verwendet, welches auch bei der Tyromotion vorhanden ist. Somit konnten alle Ergebnisse gleich übernommen werden. Zu diesem Zeitpunkt war schon entschieden worden, den Arm über Schnüre oder Drähte zu lagern. Auch war es noch eine Forderung, möglichst wenig horizontale Querkräfte in die Arme einzuleiten. Deshalb wurden drei verschiedenen Prinzipien betrachtet:

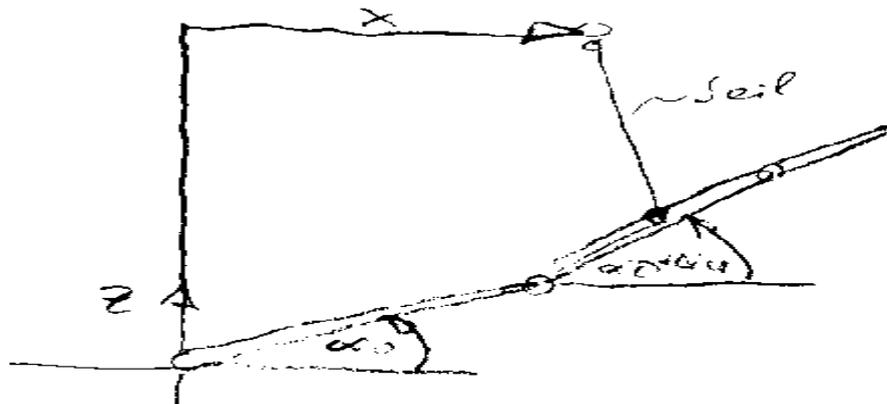
- horizontal frei im Raum beweglicher Seilfixpunkt
- horizontal auf einer Kreisbahn beweglicher Seilfixpunkt
- im Raum feststehender Seilfixpunkt

Das erste Prinzip war es, dass der Seilfixpunkt im Raum horizontal die Bewegungen des Armes mit verfolgt. Dadurch käme es idealerweise zu keinerlei Querkräften am Arm. Beim Zweiten sollte die Bewegung auf einer Kreisbahn, etwa mit Hilfe eines drehbaren Auslegers, erfolgen. Das dritte Prinzip ging davon aus, dass der Seilfixpunkt nicht im Raum beweglich war (siehe Abbildung 6.3). Dieser letzte Punkt war ursprünglich nur dazu gedacht, um Vergleichswerte zu den beiden anderen zu ermitteln. Wie sich aber bei einem Versuch herausstellte, änderten sich die Anforderungen bezüglich der Querkräfte. Darauf wird aber im Kapitel 7.4 näher eingegangen.



**Abbildung 6.3: Seilfixpunkt im Raum (von links nach rechts): frei in einer horizontalen Ebene, drehbar in einer horizontalen Ebene, fix im Raum**

Im Modell wurden die vier horizontalen und vertikalen Bewegungswinkel des Armes als Parameter gewählt. Da dadurch viele Bewegungen des Armes möglich waren, beschränkte man sich auf einige wichtige, die von Physiotherapeuten oft bei Rehabilitationsübungen angewendet werden. Schlussendlich war es möglich die Lage eines oder zweier Aufhängungspunkte am Unterarm im Raum abhängig von den Bewegungswinkeln am Schulter- und Ellenbogengelenk darzustellen (siehe Abbildung 6.4).



**Abbildung 6.4: Bewegungswinkel am Schulter- und Ellenbogengelenk**

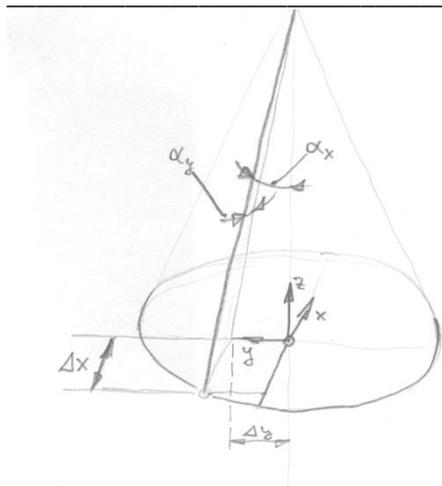


Abbildung 6.5: Seilwinkel  $\alpha_x$  und  $\alpha_y$  des Seiles zum Lot

Die zu den Aufhängungspunkten komplementären Seilfixpunkte wurden ebenfalls im Raum dargestellt. Sie verfolgten entweder die Bewegung des Armes gemäß ihren Vorgaben oder waren fix im Raum positioniert. Durch die Kenntnis der Position von Aufhängungs- und Seilfixpunkt war es möglich, einen Richtungsvektor zwischen diesen zu definieren. Dieser Vektor gab die Wirkrichtung der Zugkraft im Seil an (siehe Abbildung 6.5). Die mathematische Grundlage zu diesem Rechenschritt ist die Berechnung der Richtungskosinusse eines Ortsvektors. Für die drei zu berechnenden Winkel gilt:

$$\begin{aligned}\cos \alpha &= \frac{r_x}{\|\vec{r}\|} = \frac{x}{r} \\ \cos \beta &= \frac{r_y}{\|\vec{r}\|} = \frac{y}{r} \\ \cos \gamma &= \frac{r_z}{\|\vec{r}\|} = \frac{z}{r}\end{aligned}$$

Zur Kontrolle wurde der Winkelpythagoras angewendet:

$$\cos^2 \alpha + \cos^2 \beta + \cos^2 \gamma = 1$$

Im Grunde genommen sind also die Richtungskosinusse Verhältnisse der jeweiligen Richtungskomponenten zu der Gesamtvektorlänge. Daraus wurden die einzelnen Kraftanteile der Seilkraft und die Seilwinkel zum Lot ermittelt.

Für das Seil wurde angenommen, dass in ihm nur Zugkräfte wirken. Die Seilkraft wurde bezüglich eines fixen Koordinatensystems im Raum in ihre Komponenten aufgeteilt und alles zusammen wurde mit dem Modell des Armes ins statische Gleichgewicht gesetzt. Als Ergebnis der Berechnungen erhielt man die Beträge der wirkenden Kräfte in den einzelnen fixen Koordinatenrichtungen und die Gesamtzugkraft in Richtung und Betrag im Seil. Diese Kräfte wurden zusätzlich noch als Normal- und Querkräfte bezüglich des Unterarmes dargestellt. Nun konnten die wirkenden Kräfte in Abhängigkeit von den Bewegungswinkeln des Armes dargestellt und miteinander verglichen werden. Beispielhaft für die möglichen Vergleiche ist Abbildung 6.6 zu sehen. Darin sind die einzelnen Kraftkomponenten bei einer horizontalen Drehung im Schultergelenk dargestellt. Verglichen wurden hier der räumlich fixe (links) und der drehbare (rechts) Seilfixpunkt. Zur Verständlichkeit des Bildes sei erwähnt, dass die einzelnen Kraftkomponenten auf ein raumfestes, kartesisches Koordinatensystem bezogen sind. Aus Sicht des behandelten Patienten zeigt die X-Achse nach vorne, die Y-Achse nach links und die Z-Achse nach oben. Deutlich ist zu sehen, dass die Werte der horizontalen Kräfte beim feststehenden Seilfixpunkt höher sind, als beim drehbaren. Diese Ergebnisse zeigen zwar Unterschiede, sind aber im Bezug auf den Patienten nicht sehr Aussagekräftig. Durch diese Berechnungen wurde demnach nicht geklärt, in welchem Maße, falls überhaupt, Querkräfte als störend empfunden wurden. Das wurde in einem Versuch gezeigt, der in Kapitel 7.4 beschrieben wird.

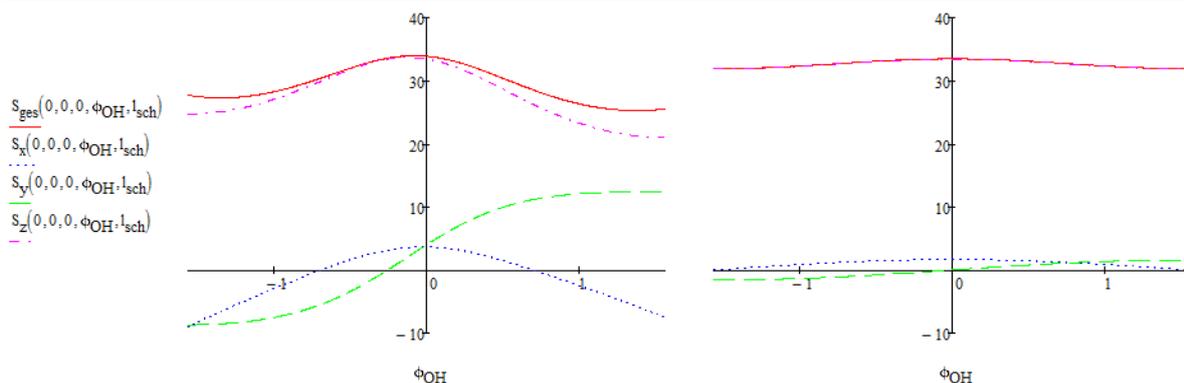


Abbildung 6.6: Vergleich der Kraftkomponenten zwischen festem (links) und drehbarem (rechts) Seilpunkt

Bei Befragungen von Physiotherapeuten hat sich herausgestellt, dass alle Übungen mit langsamem Tempo durchgeführt werden. Deshalb wurden die aus Translation und Rotation resultierenden Trägheitskräfte anfangs vernachlässigt. Die Angaben über die Geschwindigkeit sind zudem unscharf, da das immer vom jeweiligen Patienten abhängt. Es wurden deshalb Annahmen über die Drehgeschwindigkeit getroffen und in einer Nebenrechnung berücksichtigt. Diese ergab, dass mit den angegebenen Geschwindigkeiten die Fliehkräfte relativ gering ausfallen und etwa sechs Prozent der gesamten Seilzugkraft ausmachen. Diese Ergebnisse wurden zur Kenntnis genommen und bei späteren Berechnungen berücksichtigt.

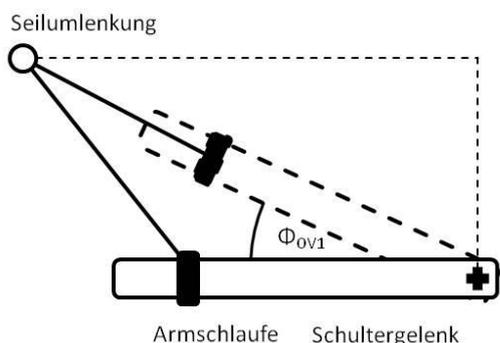


Abbildung 6.7: Unstetigkeit beim Heben des Armes bis zum Winkel  $\Phi_{OV1}$

Bei einem im Raum feststehenden Seilpunkt ist es interessant, die Kräfteverhältnisse beim Heben und Senken des nach vorne ausgestreckten Armes zu betrachten. Hier hat es sich herausgestellt, dass es zu Unstetigkeiten im Kräfteverlauf kommen kann. Ist beispielsweise der Seilpunkt weiter vom Schultergelenk entfernt als die Armschlaufe am Unterarm (Abbildung 6.7), so kann mit Hilfe der Gewichtsentlastung das Heben des Armes nur bis zu einem bestimmten Winkel durchgeführt werden. In dieser Position würden der ausgestreckte Arm und das Entlastungsseil genau in einer Linie verlaufen und der Hebelarm für das

Momentengleichgewicht würde verschwinden. Bei diesem Winkel müsste die Zugkraft im Seil unendlich groß werden, um das statische Momentengleichgewicht zu gewährleisten. Ein Heben über diesen hinaus ist praktisch nicht möglich, weil ab dann eine Druckkraft vom Seil aufgebracht werden müsste (Abbildung 6.8). In dieser Abbildung bezeichnet die Kraft  $S_B$  die Gesamtkraft im Seil,  $S_{Bz}$  die vertikal nach oben,  $S_{By}$  die von Patienten aus horizontal zur Seite und  $S_{Bx}$  die horizontal nach hinten wirkenden Kraftkomponenten des Seils.

Solche Unstetigkeiten kommen auch bei anderen Bewegungen des Armes vor und sie müssen möglichst vermieden werden. Um einen günstigen verfügbaren Arbeitsbereich für die Übungen festlegen zu können, sind Absprachen mit Therapeuten nötig. Bei der vorhin beschriebenen Situation kann beispielsweise der Abstand des Seilpunktes zum Schultergelenk hin verkleinert werden. Dadurch wird es möglich, den Arm durch die Gewichtsentlastung höher zu heben. Dabei muss aber darauf geachtet werden, den Abstand zwischen Seilpunkt

und Schultergelenk nicht zu weit zu verkleinern, damit es für den Patienten möglich bleibt, den Arm ohne zu große Anstrengung in der neutralen Lage zu halten.

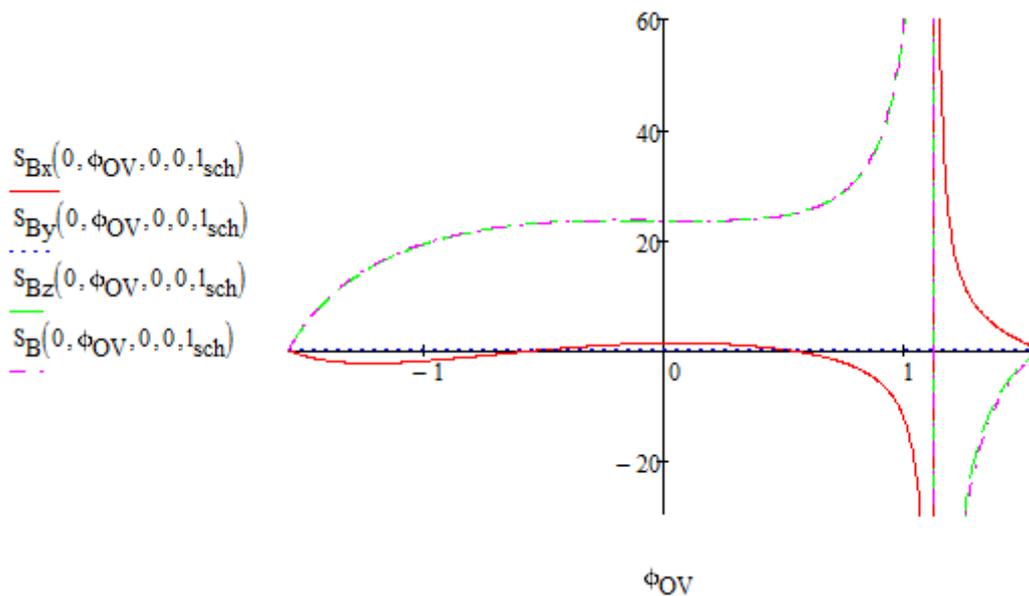


Abbildung 6.8: Unstetigkeit im Kräfteverlauf beim Heben des Armes

### 6.1.3 Erregerfrequenz durch den Patienten

Unter Berufung auf die Erfahrung von David Ram und Alexander Kollreider wurde angenommen, dass ein Mensch durch die periodische Bewegung seines Armes eine Schwingung mit einer Frequenz von maximal etwa zehn Hertz zu Stande bringen kann. Diese und niedrigere Frequenzen wurden als Erregerfrequenz für die Konstruktion der mechanischen Komponenten betrachtet. Sie sollten nicht mit der Eigenfrequenz des erstellten Apparates übereinstimmen. Ein ähnlicher Wert von maximal etwa acht Hertz wird auch in der Literatur angegeben, welche die Bewegung eines Menschen auf einem Kraftfahrzeug-Sitz beschreibt [vgl. Mitschke, Wallentowitz 2004, S. 278]. Wie man sieht, ist diese Annahme relativ ungenau. Es wurde festgestellt, dass sie von großer Bedeutung ist, denn mit der Eigenfrequenz hängen auch die Steifigkeit und die elastische Verformung des Aufbaus zusammen. Sie sollte im Millimeterbereich angesiedelt sein. Genaue Werte wurden zu Beginn nicht vereinbart, da man nicht ihren Einfluss auf den Gebrauchswert des Armtracks abschätzen konnte. Sie sollten im gegebenen Rahmen so gering wie möglich gehalten werden. Aufgrund der gegebenen Belastungen ist die Verformung bedeutender als die Festigkeit der Bauteile. Es wurde bei den Tests des Funktionsprototyps, der ähnliche elastische Verformungen aufwies wie der Schlussprototyp, festgestellt, dass die auftretenden elastischen Verformungen keinen negativen Einfluss auf die Funktionsfähigkeit des Apparates ausüben (siehe Kapitel 8.6).

Daraus wurden Rückschlüsse auf die gewählten Sicherheitswerte gezogen. Wichtig waren diese Sicherheitswerte und das Lastkollektiv für die dauerfeste Auslegung des Armtrack. Schlussendlich betrug die Eigenfrequenz des Armtrack in etwa dreimal so viel, wie der vorhin angegebene Grenzwert. Sie liegt demnach im überkritischen Bereich.

#### 6.1.4 Lastkollektiv

Aus der Befragung von Physiotherapeuten und der Beobachtung während eines Besuchs in der Klinik Judendorf-Strassengel wurden Rückschlüsse auf die Häufigkeit der Rehabilitationsübungen des Armes geschlossen. Aufgrund der Aussagen der dortigen Fachleute wurde angenommen, dass eine Übungsbewegung in etwas vier Sekunden dauert. Es wurde angegeben, wie viele Stunden pro Tag so ein Gerät aktiv im Einsatz wäre und für eine angestrebte Benützungsdauer von sieben Jahren wurde eine Lastwechselzahl in etwa  $5.6 \times 10^6$  Lastwechseln errechnet. Diese ist eine Näherung und muss erst in Langzeittests bestätigt werden. Mit den vertretbaren Mitteln, die zu Beginn dieser Produktentwicklung zur Verfügung stehen, waren jedoch die Ermittelten genau genug.

Allgemein kann eine ungenaue Abschätzung der Lebensdauer und Belastung dazu führen, dass mechanische Teile entweder zu schwach ausgelegt werden und versagen oder dass zu hohe Lastkollektive angenommen werden und mechanische Teile zu groß dimensioniert werden. Aus Sicht des Konstrukteurs erscheint es sinnvoll, in diesem Fall die zu konstruierenden Teile zu groß zu dimensionieren, denn ein Versagen im Betrieb hätte erheblichen Schaden für das Vertrauen zum Produkt und mitunter auch Verletzungsgefahr für den Benutzer zur Folge. Nach den durchgeführten Langzeitstudien, könnte man schließlich die bekannte Unschärfe in der Lastannahme genauer definieren und in einer Wiederholkonstruktion die betroffenen Bauteile optimieren. In erster Näherung wurden aufgrund der Lastannahme höhere Sicherheitswerte als üblich vereinbart, um auch auf nicht vorhersehbare Zusatzlasten zu reagieren, die durch Transport, Aufbau und Kollision auftreten können. Dadurch die Sicherheitswerte wurden ebenfalls die elastische Verformung und Eigenfrequenz beachtet.

Für die Wahl des Lastkollektivs wurden die vorhin beschriebenen Berechnungen als Grundlage herangezogen. Darauf aufbauend wurden, nachdem das Lösungsprinzip für die Gewichtsentlastung gewählt war, die maximal und minimal wirkenden Kräfte in den einzelnen Koordinatenrichtungen ermittelt und der Dimensionierung der mechanischen Komponenten zu Grunde gelegt. Es ergaben sich folgende Werte:

Tabelle 6-1: Belastungskräfte an einem Seilpunkt

	Maximalkraft [N]	Minimalkraft [N]
<b>X-Komponente A (in Blickrichtung des Patienten positiv)</b>	6.82	0
<b>Y-Komponente A (nach links vom Patienten aus positiv)</b>	6.05	-6.05
<b>Z-Komponente A (nach oben positiv)</b>	0	-14.52
<b>X-Komponente B (in Blickrichtung des Patienten positiv)</b>	14.53	-5.231
<b>Y-Komponente B (nach links vom Patienten aus positiv)</b>	20.361	-20.35
<b>Z-Komponente B (in Blickrichtung des Patienten positiv)</b>	0	-47.883

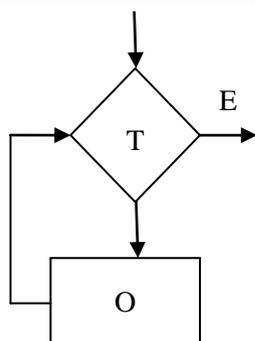
Die in der Tabelle 6-1 angegebenen Werte beziehen sich auf ein raumfestes, kartesisches Koordinatensystem und entsprechen jenen Belastungen, die auf den Rehabilitationsapparat wirken. Es sind hierbei zwei Auflagerpunkte am Unterarm dargestellt. Der Auflagerpunkt A ist der dem Handgelenk nähere. Tatsächlich wurden schlussendlich zwei Aufhängungspunkte für die konstruktive Ausführung ausgewählt (siehe Kapitel 7.4).

## 6.2 Varianten, Bewertung und Auswahl

### 6.2.1 Grundlagen der Lösungsfindung

Durch die Analyse der bestehenden Rehabilitationsapparate und der nötigen Kraftverhältnisse, die Erstellung eines Lastenhefts und der Funktionsstruktur war eine gute Ausgangslage für das Finden von entsprechenden Lösungen für die identifizierten Aufgabenbereiche gegeben. Dabei war die Integration des Kunden eine wichtige Hilfestellung. Darauf aufbauend wurde versucht gute Lösungen für die geforderten Funktionen zu finden. Mit solchen Aufgaben ist ein Konstrukteur überwiegend beschäftigt und auch bei der Entwicklung des Armtrack war das der Fall.

Es sind hier ein gutes Grundwissen, lösungsorientiertes Vorgehen und individuelle Fähigkeiten wie Intuition, Erfahrung und Risikobereitschaft gefordert. Vom Ablauf her ist diese Stufe der Entwicklung so zu verstehen, dass von einer abstrakten Ausgangslage in mehreren Schritten zu einem konkreten Ergebnis gefunden werden soll. Bei Neukonstruktionen, wie es hier der Fall war, wird das besonders deutlich. Der Konkretisierungsgrad steigt also mit dem Fortschritt der Entwicklung. Anfangs beginnt man bei einem neuartigen Produkt mit der Suche nach neuen Lösungswegen oder nach Neukombinationen von bekannten Prinzipien. In einem folgenden Schritt werden die erhaltenen Lösungsprinzipien den Anforderungen angepasst und anschließend wird innerhalb festgelegter Vorgaben die Größe und Anordnung der sich ergebenden Bauteile ermittelt [vgl. Pahl et al. 2007, S. 94]. Das ist vor allem beim Simultaneous Engineering kein geradliniger Prozess, denn hier sind die verschiedensten Bereiche an der Entwicklung beteiligt.



**Abbildung 6.9: TOTE-Einheit**

Diesem groben Vorgehen liegen mehrere kleine Teilschritte zu Grunde. Sie sind vom Denkprozess her wie TOTE-Einheiten aufgebaut (siehe Abbildung 6.9). „Dabei handelt es sich um zwei Prozesse, nämlich den Veränderungsprozess und den Prüfprozess. Die mit TOTE beschriebene Abfolge gibt an, dass einer Handlungsoperation zunächst eine Prüfoperation (Test) vorangeht, die die Ausgangssituation analysiert. Dann erst wird die entsprechend gewählte Handlungsoperation (Operation) durchgeführt. Anschließend erfolgt wieder eine Prüfoperation (Test), die den erreichten Zustand prüft. Ist das Ergebnis befriedigend, wird der Prozess verlassen (Exit), andernfalls wird die Handlungsoperation entsprechend angepasst wiederholt.“ [Pahl et al. 2007, S. 63]. Dieses

Prüfen und Handeln ist ein ständiger Begleiter während der Suche nach geeigneten Lösungen für eine gegebene Problemstellung. Die TOTE-Einheit ist die Grundlage aller angewendeten Methoden und beschreibt universell das Verhalten während eines solchen Vorhabens. Die Handlungsoperationen beinhalten den Versuch, ein Problem durch die Kombination von erlernten Prinzipien zu lösen.

Zu den einzelnen Teilfunktionen der Armtrack werden Lösungen gesucht, die die Gesamtaufgabenstellung möglichst gut erfüllen. Schlussendlich sollte in seiner Gesamtheit ein den Anforderungen gerechter Rehabilitationsapparat das Ergebnis der Bemühungen sein. Ob dieser die gestellten Kriterien erfüllt, kann anhand des Lastenhefts gesehen werden, welches den Bedürfnissen des Kunden entspricht. Hier sollten alle Forderungen und möglichst viele Wünsche erfüllt werden. Außerdem ist das fertige Produkt nach den unternehmensspezifischen Anforderungen zu beurteilen. Werden etwa die gestellten Kostengrenzen eingehalten oder können alle Teile mit entsprechendem Aufwand gefertigt werden? Es ist also ein durchgängiges Bewerten und Vergleichen mit den gestellten Zielen nötig.

## 6.2.2 Lösungsmethoden

[vgl. Pahl 2007, S. 94 ff]

Das Suchen und Finden von Lösungen ist seiner Natur nach kein geradliniger Prozess. Er hängt in großem Maße von den erwähnten Fähigkeiten des Konstrukteurs ab, sein Wissen zu nutzen und Zusammenhänge zwischen verschiedenen Bereichen herstellen zu können. Eine nicht planbare Komponente bilden hier Ideen und Einfälle. Sie hängen vom jeweiligen Individuum ab. Diese entstehen in Verbindung mit dem nötigen Fachwissen und persönlicher Intuition. Beispielhaft seien hier etwa die Errungenschaften von Ferdinand Porsche oder Nikola Tesla genannt, die viele geniale Idee hatten. Es kann hierbei aber nicht garantiert werden, dass diese Einfälle zum richtigen Zeitpunkt auftreten und dass sie effizient umgesetzt werden. Auch ist deren Entstehungsgeschichte oft nicht nachvollziehbar, da das Lösungsprinzip unterbewusst abläuft und erst durch den spontanen Einfall zu Tage tritt. Viele gute Einfälle entstehen, indem man buchstäblich eine Nacht darüber schläft, denn der Verstand beschäftigt sich unbewusst mit der Problemstellung. Das lässt sich aber nicht bewusst herbeiführen oder steuern.

In dieser Phase kann man jedoch durch ausgewählte Methoden den Lösungsprozess unterstützen und ein systematisches Erarbeiten von zufriedenstellenden Ergebnissen begünstigen. Als konträres Beispiel zu Porsche und Tesla sei hierzu die systematische

Kombination von Prinzipien angeführt, wie sie etwa von Thomas Alva Edison durchgeführt wurden.

Grundsätzlich ist eine zu frühe Bewertung von Prinzipien als „richtig“ oder „falsch“ nicht förderlich. So wird die Suchrichtung vorgegeben und der Blick für womöglich nützliche Erkenntnisse eingeschränkt.

Bei der Entwicklung des Armtrack wurden etwa die verschiedensten Messsysteme durch das Sammeln von Lösungsprinzipien hervorgebracht (siehe Kapitel 6.3.4). Die Optimierung des Grundgerüsts wurde durch die sukzessive Verfeinerung der physikalischen Grundprinzipien und deren Gleichungen bewerkstelligt (siehe Kapitel 9.3).

### 6.2.3 Einzelmethoden

Einzelmethoden kann sich jeder zu Eigen machen. Zu ihnen zählen meist die diskursiven Methoden. Das sind systematische Vorgehensweisen zur Suche von Lösungsprinzipien. Sie sollen die Intuition unterstützen und ein allgemeines Betrachten der möglichen Lösungsprinzipien ermöglichen.

### Diskussion und Kommunikation

Eine der häufigsten und trivial anmutenden, intuitiv betonten Methoden zur Unterstützung des Problemlösungsprozesses ist die Diskussion mit Verantwortlichen aus dem eigenen Fachbereich oder mit Außenstehenden. Hierbei ist es nützlich, konkrete Fragen zu stellen und mitunter auch kontroverse Diskussionen einzugehen. Auf jeden Fall bietet ein zielstrebiges und methodisches Gespräch sehr oft die Möglichkeit zu Anregungen, Verbesserungen und neuen Lösungen. Bei dem konkreten Projekt war dies eine der bedeutendsten Methoden, die zu guten Lösungen geführt hat. Es war sowieso durch das Konzept des Simultaneous Engineering eine umfassende Kommunikation und Organisation nötig. In so fern regte das den Problemlösungszyklus zusätzlich an und zeigt deutlich die Bedeutung der Kommunikation.

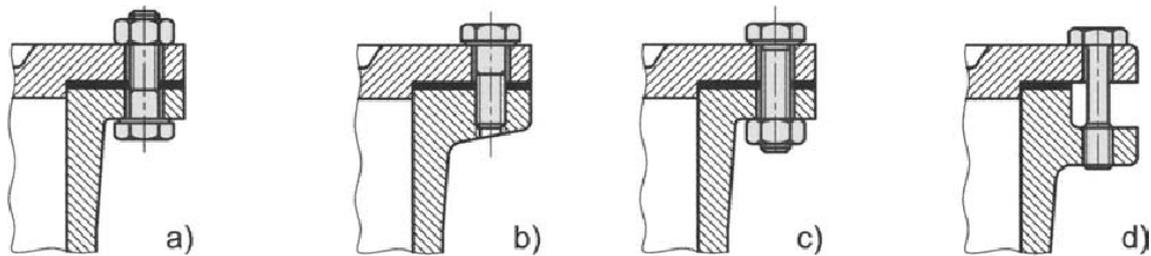
Es kann oft vorkommen, dass ein gutes Lösungsprinzip zwar dem Konstrukteur bekannt ist, er dessen Potential aber aufgrund von fehlender Zeit oder Erfahrung falsch einschätzt. Die Kommunikation mit betroffenen Fachleuten kann dazu führen, dass dem Konstrukteur Argumente für die Verwendung solcher Lösungsprinzipien näher gebracht werden. Die Grundlage bildet jedoch immer ein solides Grundwissen, das durch die Kommunikation weiterentwickelt wird.

### Systematische Untersuchung der physikalischen Zusammenhänge

Ist für das Lösungsprinzip ein physikalischer Zusammenhang gewählt worden, so kann anhand der Formel des Wirkzusammenhangs dieses Prinzip genauer angepasst werden. Für eine gegebene Gleichung mit mehreren Variablen wird dazu eine Variable als Parameter gewählt und die restlichen werden als konstant betrachtet. Durch die Änderung des Parameters kann somit die Auswirkung auf die gesamte Gleichung ersichtlich gemacht werden. Es kann auch eine gegebene Gleichung mit mehreren Variablen in ihre grundlegenden Bestandteile zerlegt werden. Diese Bestandteile bilden dann die einzelnen Anhaltspunkte für die konstruktive Umsetzung.

Das kann man sich etwa bei der Dauerfestigkeitsauslegung einer Schraubenverbindung veranschaulichen. Dabei wird versucht, über die optimale Gestaltung der Schaftlänge und des –Querschnitts (Steifigkeit), der Krafteinleitung (Kraftverhältnis) (siehe Abbildung 6.10) oder

der Kopfform (Lastanteil in den Gewindegängen) (siehe Abbildung 6.11) eine möglichst hohe Lebensdauer zu erzielen. Allen genannten Teilbereichen liegen physikalische Gleichungen zu Grunde, die eine systematische Untersuchung zulassen.

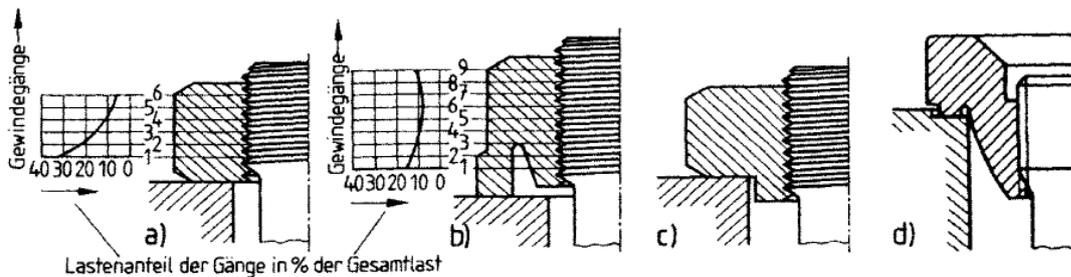


7.62

Einfache Schraubenverbindungen

- a) billigste Ausführung (DIN EN ISO 4014)
- b) Ausführung nach DIN EN ISO 4014, geringe Dauerhaltbarkeit bei Schwellbelastung
- c) Ausführung nach DIN EN ISO 4017, erhöhte Dauerhaltbarkeit
- d) Sechskantschraube mit Dehnschaft für höhere Dauerhaltbarkeit

Abbildung 6.10: Optimierung einer Verschraubung [Künne 2007,S. 327]



7.61

Verschiedene Mutterformen

- a) Druckmutter; b) Mutter mit eingedrehter „Entlastungskerbe“; c) Mutter mit zugbeanspruchtem erstem Gewindengang; d) Zugmutter

Abbildung 6.11: Optimierung der Mutterform [Künne 2007, S. 327]

Dieses Vorgehen wurde bei der Optimierung des Schlussprototyps angewendet. Die der Festigkeitsauslegung zu Grunde liegenden Gleichungen wurden analytisch den grundlegenden Anforderungen angepasst (siehe Kapitel 9.3).

### Systematisches Suchen mit Hilfe von Ordnungsschemata und Katalogen

Ausgangspunkt dieser Methode ist die Funktionsstruktur des zu entwickelnden Produkts. Hier wird im Prinzip systematisch ein Übergang von der Frage: „Was ist gewünscht?“ zur Frage „Wie kann das ermöglicht werden?“ geschaffen. Dabei arbeitet man für eine gefragte Funktion mit zweidimensionalen Tabellen, die kennzeichnende Merkmale und dazu gehörige Wirkprinzipien in den Zeilen beziehungsweise Spalten enthalten. Es bieten sich hierfür beliebige Ordnungsschemata an, die anfangs sehr breit gestreut sind und mit zunehmendem Fortschritt der Entwicklung immer konkreter werden können. Das Ziel ist, möglichst alle in Frage kommenden Möglichkeiten auszuschöpfen und zu dokumentieren. Ist diese Klärung für die einzelnen Funktionen abgeschlossen, kann für die verschiedenen, ausgewählten

Wirkprinzipien ihre Verträglichkeit untereinander untersucht werden. Dazu werden ebenfalls Tabellen verwendet und es können somit auch nicht gleich ersichtliche Synergieeffekte und Integrationsmöglichkeiten zwischen den einzelnen Funktionen aufgedeckt werden.

Mit einem eigens erstellten Ordnungsschema wird quasi ein individueller Katalog möglicher Lösungen aufgebaut. Mit dieser Methode verwandt ist auch die Suche mittels vorgefertigter Kataloge. In ihnen sind bekannte und bewährte Lösungsmethoden nach ihren Gesichtspunkten geordnet zusammengefasst. Das können etwa Fach- und Handbücher, Normhandbücher oder Firmenprospekte sein. Je nach Konkretisierungsgrad sind dabei verschiedene Kataloge erforderlich.

Solche Kataloge stellen viele Lösungsmöglichkeiten zur Verfügung, sie nehmen den Verantwortlichen aber nicht die Auswahl über diese ab. Es soll durch deren Gebrauch eine möglichst objektive Ausgangslage geschaffen werden, deren Ergebnis hängt aber trotzdem vom Entscheidungsverhalten des Konstrukteurs ab. Es ist also eine gute Kenntnis der gewünschten Funktionen und eine solide Fachkenntnis erforderlich, um taugliche Lösungsprinzipien identifizieren zu können.

Angewendet wurde diese Methode bei der Suche nach geeigneten Elektromotoren für die Gewichtsentlastung des Armtrack. Dazu wurde die Literatur durchsucht und die gefundenen Prinzipien wurden aufgrund der Anforderungen bewertet und ausgesucht (siehe Kapitel 6.3.3).

### **Theorie des erfinderischen Problemlösens TRIZ**

Die TRIZ ist die umfassendste aller Einzelmethode zur Unterstützung der Problemlösung. Sie geht auf Altschuller zurück, der durch das Studium von Patentschriften grundlegende Muster bei der Lösung technischer Probleme erkannt hat. Das Hauptmerkmal der Methode liegt darin, systematisch Widersprüche in der Aufgabenstellung zu entdecken und sie zu lösen. Es werden dazu erwünschte und unerwünschte Effekte beschrieben und der Versuch unternommen, deren Inkompatibilität zu überwinden. Dahingehend unterscheidet sich diese Methode von anderen, denn hier wird angenommen, dass für nahezu alle Aufgabenstellungen Lösungen bestehen, die nur gefunden werden müssen. Und dieses Finden wird durch den möglicherweise scheinbaren Widerspruch in der Aufgabenstellung behindert. Das Vorgehen ist also ganzheitlich aufgebaut und setzt sich zusammen aus: Systematik, Wissen, Analogie und Vision. Zu Beginn wird bei der Systematik aufgrund von definierten Fragenkatalogen das Problem erörtert. Daraufhin werden durch den Schritt „Wissen“ anhand einer Datenbank, die aus Katalogen, Patentschriften und dergleichen besteht, für die identifizierten Bereiche Lösungsprinzipien zusammengetragen und im Schritt „Analogie“ die erkannten Widersprüche behandelt und überwunden. Im letzten Schritt „Vision“ wird anhand von Altschuller entdeckten technischen Evolutionsgesetzen eine ideale Maschine entworfen und durch die zur Verfügung stehenden Mittel möglichst angenähert.

Das nützlichste an diesem Verfahren ist die Angabe von zielgerichteten Fragen und empirisch erarbeiteten Evolutionsrichtlinien Altschullers. Diese wurden bei der Entwicklung des Armtrack berücksichtigt und waren sehr hilfreich. Das Verfahren wurde demnach nicht explizit angewendet, sondern nur dessen grundlegenden Aussagen genutzt. Ihren Ausdruck haben diese Evolutionsrichtlinien bei der Erstellung der Messsensorik gefunden. Dort wurde eine idealerweise berührungslose Datenerfassung durch einen Beschleunigungssensor angenähert (siehe Kapitel 9.2).

#### 6.2.4 Gruppenmethoden

Der Sammelbegriff der Gruppenmethoden fasst jene unterstützenden Vorgehensweisen zusammen, die nur in Verbindung mit Gruppen von fünf bis zehn Beteiligten funktionieren. Die konkreten Schritte bei den einzelnen Methoden können auch auf Einzelpersonen angewendet werden. Sie sind dann aber nicht sehr erfolgsversprechend, weil hier alles auf die Unterschiedlichkeit der verschiedenen Teilnehmer ausgerichtet ist. Ihr Zweck besteht nämlich darin, ein möglichst breites Lösungsfeld zu generieren und genau dazu benötigt man mehrere Leute. Bei der Entwicklung des Armtrack spielten sie nur in so fern eine Rolle, als dass versucht wurde, sie als Einzelmethode durchzuführen. Wie im Kapitel 5.4 erwähnt, war keine Gruppe für die Lösungssuche verantwortlich und demnach hatten gruppenorientierte Methoden von vorn herein keine große Bedeutung. Einige gute Vorgehen sollen hier aber trotzdem erwähnt werden, weil sie sehr hilfreich sein können. Ihre grundlegenden Prinzipien können auch von Einzelpersonen angewendet werden.

#### Brainstorming und Methode 635

Hierbei diskutiert eine Gruppe von bis zu 15 Leuten eine Fragestellung, zu der eine Lösung erarbeitet werden soll. Es sollten deshalb nicht zu viele Teilnehmer dabei sein, weil es zu Abspaltungen, Mitteilungssängsten oder internen Grüppchenbildungen kommen kann. Auch sollten die beteiligten Personen nicht in einer hierarchischen Abhängigkeit voneinander stehen, da höhergestellten Leuten wahrscheinlich nicht widersprochen wird. Erwünscht sind aber Personen aus verschiedenen Fachgebieten oder Laien. Moderiert wird alles von einem Gruppenleiter, der nicht aktiv die Diskussion steuert, sondern sie nur frisch und produktiv hält. Die Hauptspielregel ist hier, dass jede Aussage gleichberechtigt ist. Sie darf nicht heruntergespielt werden, denn ob sie nützlich ist, stellt sich erst in einer Diskussion und einer schlussendlichen Auswertung dar. Ausgewertet werden taugliche Lösungsansätze nach dem Brainstorming von zuständigen Fachleuten. Anschließend wird das Ergebnis der Gruppe noch einmal präsentiert, damit etwaige Missverständnisse geklärt oder wieder neue Ansätze dargelegt werden könne.

Die Methode 635 ist dem Brainstorming ähnlich, wobei hier aber der Gruppenleiter keine Rolle spielt. In einer Gruppe von sechs Leuten werden von einem Gruppenmitglied drei Lösungsansätze aufgeschrieben und nacheinander von den fünf übrigen Teilnehmern ergänzt oder neue Ideen aufgeschrieben. Aus dieser Zahlenfolge leitet sich der Name dieser Methode ab. Von den Regeln her ist sie gleich wie das Brainstorming.

Als Einzelperson kann man sich ebenfalls dieses Vorgehen zu Nutze machen, indem man quasi ein Rollenspiel veranstaltet. Dabei kann versucht werden, ein gegebenes Problem aus der Sicht einer Fachrichtung oder eines Prinzips zu lösen. Beispielhaft kann man etwa die Frage, wie man ein Objekt vom gegebenen Punkt A nach B befördert, von verschiedenen Lösungswegen aus betrachten. So ist es möglich, diese mit einem Seil an die gewünschte Position zu ziehen, es mit einem Elektromotor anzutreiben, es mit einem hydraulischem oder federvorgespanntem Zylinder, einem Wasserstrahl oder einer Explosion in Bewegung zu versetzen, indem man es katapultiert. Allen Einzelprinzipien liegt eine bestimmte Betrachtungsweise zu Grunde, die durch ein solches Rollenspiel leichter zugänglich wird. Das Ziel liegt darin, kein Prinzip aufgrund einer im Vorfeld getroffenen Vorauswahl auszuschließen. Die Basis bildet eine solide Grundkenntnis des Konstrukteurs. Schlussendlich hängt das Ergebnis des Brainstormings auch von der Objektivität der auswertenden Fachleute ab, die genau das vorhin genannte berücksichtigen müssen.

---

## Galeriemethode

Diese Methode ist aus einzelnen, kurzen Abschnitten aufgebaut. Zuerst präsentiert und erklärt ein Gruppenleiter das vorliegende Problem. Daraufhin hat jedes Gruppenmitglied für sich kurz Zeit, seinen Lösungsvorschlag präsentierbar darzustellen. Diese Phase dauert etwa 15 Minuten. Daraufhin werden alle Vorschläge in einer Galerie aufgehängt und jeder kann sie begutachten. Nun folgt eine zweite Ideenfindungsphase, bei der wieder jeder für sich die Möglichkeit hat, mit den Ideen der Präsentationsphase neue oder verbesserte Vorschläge zu generieren. Schlussendlich werden die Ergebnisse durch Fachleute begutachtet und ausgewählt. Der Vorteil bei dieser Methode liegt darin, dass es nicht zu ausufernden Diskussionen kommen kann, die einer Lösungsfindung hinderlich sind.

Diese Methode kann, wie vorhin beim Brainstorming erwähnt, auch von Einzelpersonen genutzt werden.

## Delphi-Methode

Die Delphi-Methode ist ähnlich aufgebaut wie die Galeriemethode. Hier wird bloß keine Gruppe gebildet, sondern es werden einige Personen in mehreren Runden schriftlich befragt. In der ersten Runde werden alle Teilnehmer darum gebeten, ihre Ideen für die Lösung eines definierten Problems anzugeben. In einer zweiten Runde wird eine Liste der zusammengetragenen Ideen durch alle Teilnehmer ergänzt und bereichert. In der dritten Befragungsrunde wird die erweiterte Liste bewertet und die Ergebnisse werden dokumentiert. Hierbei ist es also nicht nötig, dass sich alle Beteiligten an einem Ort zusammenfinden. Trotzdem ist diese Befragung mit einem erheblichen Organisationsaufwand verbunden. Auch das behandelte Problem sollte nicht zu speziell sein, sondern eher eine Grundlagenklärung, als eine umfassende Konstruktion, enthalten.

## Synektik

Auch die Synektik zählt zu den Gruppenmethoden, obwohl sie auch sehr gut als Einzelmethode funktioniert. Sie ist ähnlich wie das Brainstorming aufgebaut, bloß dass sie zielgerichteter ist. Es wird hier nämlich versucht durch Analogien aus dem nichttechnischen oder halbtechnischen Bereich auf nützliche Lösungsansätze zu kommen. Es ist für kleine Gruppen geeignet, denn nur so kann eine gegliederte Diskussion vom Gruppenleiter gestaltet werden. Die festgestellten Analogien sollen systematisch analysiert, auf ihre Umsetzbarkeit in den technischen Bereich geprüft und konkret ausgestaltet werden.

Selbstverständlich sind auch Kombinationen der einzelnen erwähnten Methoden möglich. Alles, was dem Fortschritt der Entwicklung helfen kann, ist erlaubt. Wenn ihre Prinzipien gut angewendet werden können, kann jede Methode verfremdet werden. Das geschah beispielsweise mit der Synektik. Ihr Prinzip wurde etwa bei der Recherche von natürlichen Strukturen zu Hilfe gezogen (siehe Kapitel 3.7). Dabei wurde die Struktur von Obstbäumen als nichttechnische Analogie zum technischen Problem der möglichst leichten und stabilen Konstruktion des Grundgerüsts betrachtet. Es wurde aber keine Gruppe geformt, weil es in der dortigen Phase um die zielgerichtete Informationsbeschaffung ging.

Grundsätzlich kann zu allen Gruppenmethoden gesagt werden, dass sie kein Garant für gute Lösungsprinzipien sind. Durch sie soll die Anzahl der Lösungen für ein Problem erweitert werden, die wiederum von der Fachkenntnis der Beteiligten abhängt. Die Erhöhung der Anzahl der Beteiligten soll die Wahrscheinlichkeit der Lösungsfindung erhöhen, ist aber

keine zwingende Voraussetzung dafür. Beispielsweise wird ein mittelmäßiger Lösungsvorschlag nicht dadurch besser, dass er von der Mehrheit der Beteiligten anerkannt wird. Schlussendlich wird die Fülle der erarbeiteten Prinzipien durch eine Instanz bewertet, die ihre Auswahl nach eigenen Kriterien trifft. Somit enden alle Gruppenmethoden durch eine Bewertung einer oder weniger Einzelpersonen.

Ein nicht zu unterschätzender Vorteil der Gruppenmethoden ist ihr sozialer Wert. Durch die Annahme, dass alle Beteiligten gleich behandelt werden, kann ein positives Arbeitsklima erstellt werden, das mitunter mehr Vorteile für den Fortschritt des Projekts bringt als ihre konkreten Lösungsansätze. Durch die Spielregeln der Gleichberechtigung wird es mitunter einfacher, Kritik zu üben, Diskussionen zu führen oder persönliche Ambitionen in den Hintergrund zu stellen, da jeder gleichermaßen am Erfolg des Projekts beteiligt ist.

### 6.2.5 Methoden zur Lösungskombination

Sind für die benötigten Einzelfunktionen brauchbare Lösungsprinzipien gefunden worden, gilt es, diese zu einem Gesamtgerüst zusammenzufügen. Einige Lösungen sind dabei nicht miteinander verträglich oder bedingen einander. Um eine Synthese der Einzelbereiche zu unterstützen gibt es Methoden, die das systematisch bewerkstelligen. Das Hauptproblem ist hierbei das Erkennen der Verträglichkeit und der technischen und wirtschaftlichen Durchführbarkeit der vorhandenen Lösungsansätze.

Dieser Schritt ist oft aufwändig und erfordert Erfahrung im Umgang mit den angeführten Methoden.

#### Morphologischer Kasten

Hierbei werden, wie bei den Ordnungsschemata, Tabellen zur Prüfung der Kombinierbarkeit verwendet. So enthalten etwa die Zeilen alle Teilfunktionen und die Spalten alle geordneten Lösungsprinzipien. Daraus ergeben sich verschiedene Kombinationsmöglichkeiten (siehe Abbildung 6.12). Insgesamt besteht für jede Teilfunktion  $F_j$  eine dazugehörige Anzahl von Lösungen  $m_j$ . Theoretisch ist eine Kombination aller Möglichkeiten  $N$  denkbar:

$$N = m_1 * m_2 * m_3 * \dots * m_j * \dots * m_n = \prod_{i=1}^n m_n$$

Viele der theoretischen Kombination schließen einander aber aus, sodass daraus eine kleinere Zahl von realistischen Kombinationsmöglichkeiten hervorgeht. Die Kenntnis der Verträglichkeit ist auch der schwierige Part der Auswertung. Dabei können Verträglichkeitsmatrizen hilfreich sein.

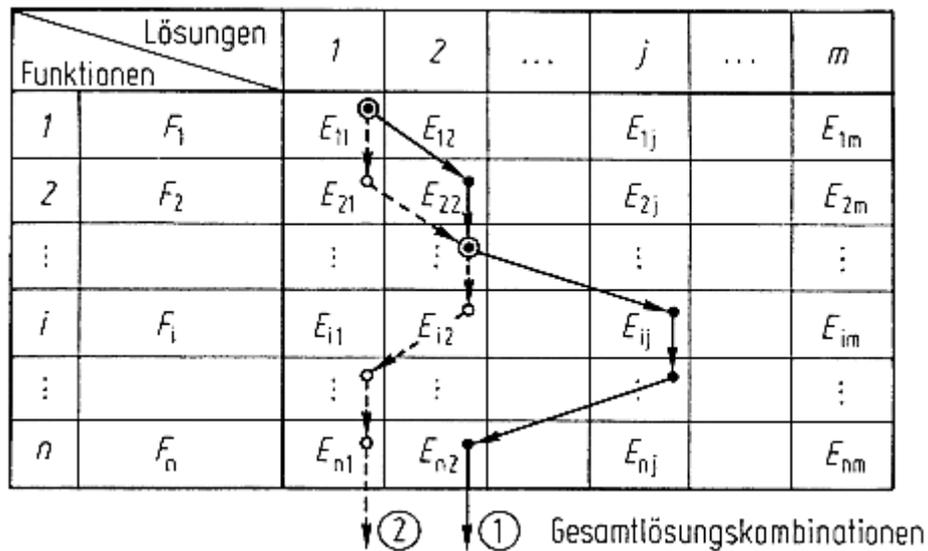


Abbildung 6.12: Kombinationsmöglichkeiten beim Morphologischen Kasten [Pahl et al. 2007, S. 159]

### Kombinieren mit Hilfe mathematischer Methoden

Dieses Vorgehen eignet sich nur bei genau bekannten Lösungsprinzipien, wie es etwa bei der Variantenkombination oder rein logischen Funktionen der Fall ist. In einem frühen Entwicklungsstadium ist diese Methode nicht sehr geeignet, da es mitunter noch ungeklärte oder nicht abschätzbare Faktoren bei den jeweiligen Lösungsprinzipien gibt. Dazu ist der Einsatz von Rechnern notwendig.

Das Prinzip der Methode ist es, dass klar quantifizierbare Beziehungen zwischen einzelnen, benachbarten Lösungen bestehen, deren Kombination durch einen mathematischen Algorithmus ein optimales Ergebnis liefern soll. Sind diese Beziehungen (z.B.: Verträglichkeit) nicht eindeutig, so erhält man mehrdeutige oder fehlerhafte Kombinationsvorschläge.

### Vor und Nachteile der einzelnen Methoden

In einer kurzen zusammenfassenden Tabelle sollen die jeweiligen Vor- und Nachteile der erwähnteten Methoden dargestellt werden, um deren Eignung für die Anwendung bei einer Neukonstruktion ersichtlich zu machen:

Tabelle 6-2: Merkmale der Lösungsmethoden

Methoden	Vorteile	Nachteile
<b>Diskussion, Kommunikation</b>	zielgerichteter Erfahrungsgewinn	abhängig von den Diskussionspartnern
	zeitlich unbegrenzt und durchgängig	abhängig vom eigenen Verständnis und den gestellten Fragen
		abhängig von Belastbarkeit und Kritikfähigkeit der Beteiligten (persönliche Komponente)
<b>Systematische Untersuchung der physikalischen Zusammenhänge</b>	Geradlinigkeit und Einfachheit	geklärte physikalische Zusammenhänge sind nötig
<b>Systematische Suche mit Hilfe von Ordnungsschemata und Katalogen</b>	breit gefächerte Lösungsprinzipien	gute Kenntnis der Funktionen und gewünschten Effekte ist Voraussetzung
	Synergieeffekte zwischen Einzelprinzipien werden aufgedeckt	Auswahlverhalten des Benutzers beeinflusst das Ergebnis
	übersichtliche, vorgegebene Auswahltabellen	vom Katalog abhängige, unspezifische Lösungsprinzipien
<b>Theorie des erfinderischen Problemlösens TRIZ</b>	umfassende Herangehensweise	komplexe und vorgegebene Handhabung
	hilfreiche Richtlinien	Auswahlverhalten des Benutzers beeinflusst das Ergebnis
		von Katalogen abhängige, unspezifische Lösungsprinzipien
<b>Brainstorming und Methode 635</b>	umfangreiche, unorthodoxe Lösungsprinzipien	abhängig von Fachkenntnis und Diskussionsverhalten der Gruppenmitglieder
		keine zielgerichtete Lösungssuche
<b>Galeriemethode</b>	umfangreiche, unorthodoxe Lösungsprinzipien	abhängig von Fachkenntnis der Gruppenmitglieder
	zielgerichtete Lösungssuche	
<b>Delphi-Methode</b>	umfangreiche, unorthodoxe Lösungsprinzipien	abhängig von Fachkenntnis der Befragten
	zielgerichtete Lösungssuche	erheblicher Organisations- und Zeitaufwand

Tabelle 6-2: (Fortsetzung)

Methoden	Vorteile	Nachteile
<b>Synektik</b> <b>Morphologischer Kasten</b>	umfangreiche, unorthodoxe Lösungsprinzipien	abhängig von Erkennen brauchbarer Analogien
	zielgerichtete Lösungssuche	abhängig von Abstraktionsfähigkeit, dem Fachwissen und dem Diskussionsverhalten der Gruppenmitglieder
		viele überflüssige Zwischenschritte
<b>Kombinieren mit Hilfe mathematischer Methoden</b>	systematisches, mathematisches Vorgehen	abhängig von Abstraktionsfähigkeit des Konstrukteurs
		alle Einflussgrößen müssen bekannt und bewertbar sein
		allgemein nicht geeignet für Neuentwicklungen
		mehrdeutige Ergebnisse sind möglich
		bis auf die Bewertung kein innerer Zusammenhang

### 6.2.6 Bewertung der Varianten

Im konkreten Fall des Armtrack wurden für die Bewertung der einzelnen Varianten die Diskussion und die Nutzwertanalyse verwendet. In einem ersten Schritt mussten taugliche Vorschläge alle Forderungen des Lastenhefts und der Funktionsstruktur erfüllen. Diese wurden als Ausschlusskriterien gesehen, deren Erfüllung die weitere Konkretisierung bedingte. Dadurch wurden viele Lösungsprinzipien für den konkreten Fall als nicht in Frage kommend klassifiziert. Daraufhin wurden die übrig gebliebenen Lösungen ein wenig detailliert und erneut verglichen. Für eine genauere Bewertung wurde der Erfüllungsgrad der Wünsche im Lastenheft herangezogen. In einer nun folgenden kurzen Diskussion wurden erfolgsversprechende Varianten ausgelotet und anschließend eine Nutzwertanalyse erstellt, wenn es keine ersichtlichen Unterschiede zwischen den gefundenen Lösungsprinzipien gab. Die sich ergebende Punktezahl der Nutzwertanalyse und die daraus folgende Empfehlung war wieder Grundlage einer abschließenden Diskussion. Das schlussendliche Ergebnis war eine zu konkretisierende Lösungsvariante und eine dazugehörige Alternative. Die Alternative sollte die erste Auswahl ersetzen, falls es im Laufe der Entwicklung zu unüberwindbaren Problemen kommen sollte. Dieses Vorgehen ist sehr abstrakt und erfordert einige Zeit. Zur Bewertung ist Erfahrung und eine ganzheitliche Sichtweise nötig und deshalb waren die Diskussionen immer von höchster Bedeutung, da sie einen Einblick in das Vorgehen anderer Beteiligter geboten haben.

Jeder Auswahl gemeinsam ist ein übergeordnetes Ziel: die möglichst gute Befriedigung der Kundenwünsche. Als Konstrukteur muss man in dieser Hinsicht orientiert sein, um ein zufriedenstellendes Ergebnis liefern zu können. Welche Methode zur Bewertung schlussendlich gewählt wird, ist in diesem Sinne eher zweitrangig. Hier wurde die

Nutzwertanalyse herangezogen, wenn nach einem ersten Auswahlschritt die übriggebliebenen Varianten sich als gleichwertig darstellten.

Bei der Nutzwertanalyse geht es darum, die verschiedenen gebotenen Auswahlmöglichkeiten untereinander oder mit einer Ideallösung zu vergleichen. Die zugrundeliegenden Auswahlkriterien sollten möglichst jeden Aspekt der Bewertung berücksichtigen. Dabei muss zwischen den Kriterien eine Gewichtung vorgenommen werden, damit ersichtlich ist, welche vorrangig beziehungsweise untergeordnet sind (siehe Abbildung 6.13). Ähnliche Einzelkriterien werden dazu in Zielbereiche zusammengefasst (z.B.: Kosten, Sicherheit, Raumbedarf, etc.). Diesen werden Anteile an einem Gesamtgewicht 1 vergeben. Die Summe der Einzelgewichte ergibt wieder das Gesamtgewicht 1. Die Zielbereiche wiederum werden so lange abgestuft, bis aussagekräftige Einzelkriterien daraus abgeleitet werden. Zwischen den einzelnen Kriterien wird das Einzelgewicht des übergeordneten Zielbereichs aufgeteilt. Dies bildet die Grundlage für die Gewichtung der jeweiligen Variante.

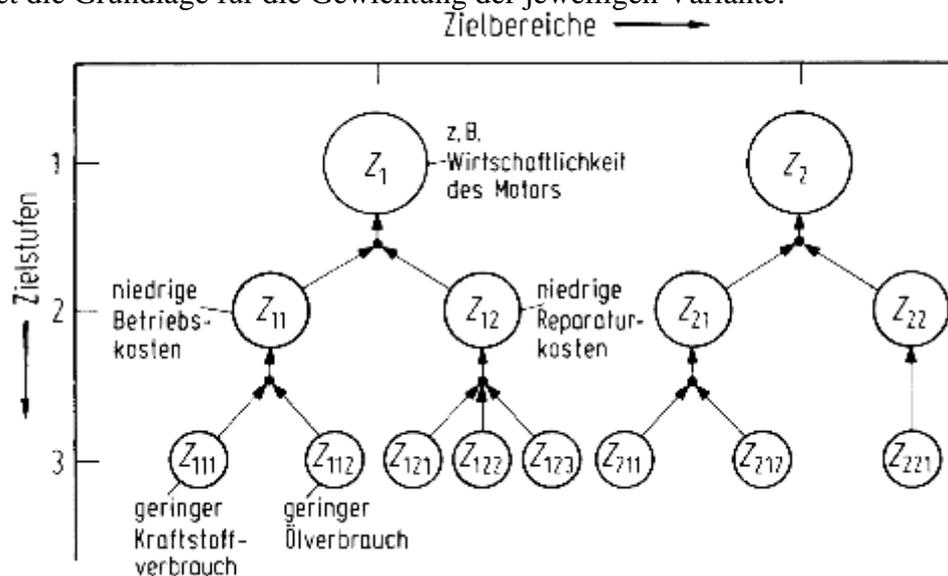


Abbildung 6.13: Bewertungskriterien aufgeteilt in Zielbereiche und Zielstufen [Pahl et al. 2007, S. 168]

Den Einzelkriterien werden Punkte zugeteilt, die nach der Bewertung mit dem jeweiligen Einzelgewicht des Bewertungskriteriums multipliziert werden. Alle Einzelpunkte werden aufsummiert und ergeben den Gesamtnutzwert einer Variante. Das Ergebnis der Nutzwertanalyse sind jeweils erreichte Punktezahlen der einzelnen Varianten. Diese sollen die Varianten vergleichbar machen und eine Auswahl erleichtern. Wie genau die Gewichtung der Nutzwertanalyse aufgebaut ist, hängt von der jeweiligen Zielsetzung ab. Ob zum Beispiel Sicherheit wichtiger ist als Flexibilität, liegt im Ermessen des Bewertenden.

Alle angegebenen Methoden können zum besseren Nachvollziehen der angegebenen Literatur entnommen werden: [vgl. Pahl 2007, S. 94 ff]. Diese ist der Ursprung der obigen Aufzählung und war bei der Durchführung der Entwicklungsarbeit sehr hilfreich.

### 6.3 Varianten des Armtracks

Ausgehend von der erkannten Funktionsstruktur wurden für jeden Bereich separat Varianten kreiert. Dabei wurde auf die in den vorherigen Kapiteln dargestellten Grundlagen Acht gegeben. Hier sollen die ersten Ergebnisse dieser Betrachtung dargestellt werden. Sie sind von richtungsweisender Natur und haben die spätere, konkrete Ausführung bedingt. Es waren

dabei, wie abzusehen war, Iterationsschritte nötig, weil sich die Abhängigkeiten der erarbeiteten Varianten untereinander erst durch konkrete Berechnungen herausgestellt haben. Dabei wurden auch die Rahmenbedingungen im dynamischen Lastenheft neu überdacht und korrigiert, wo es nötig war.

### 6.3.1 Armschnittstelle

Der erste Bereich, für den Lösungen gesucht wurden, war die Armschnittstelle. Die Koppelung des Menschen an den zu erstellenden Apparat wurde schon im Voraus der Entwicklung als besondere Aufgabe identifiziert. Sie sollte für den Patienten und den Physiotherapeuten besonders angenehm zu bedienen sein. An dieser Stelle interagiert nämlich der menschliche Arm mit dem Rest der Konstruktion und eine gute Ausführung trägt besonders zur Akzeptanz beim Benutzer bei. Hier sollte also möglichst früh eine Festlegung auf deren Gestalt geschehen, weil sie wichtig für den gesamten Apparat ist. Die detaillierte Ausführung der Armschnittstelle wurde aber nicht im Rahmen dieser Diplomarbeit durchgeführt, weil davon ausgegangen wurde, dass nur mit der Bewertung durch den Kunden eine zufriedenstellende Lösung gewährleistet wird. Dazu waren zeitaufwändige Versuche mit Patienten nötig, die nicht den Fortschritt der Konstruktion beeinträchtigen sollten. Es wurde jedoch Frau Brugger zu diesem Thema befragt und sie hat Schlaufen, die man im Fitness-Bereich nutzt, getestet. Ein Grobkonzept wurde mit ihrer Hilfe für die Armschnittstelle erarbeitet (siehe Kapitel 7.4). Detailliert wurde jedoch keine Armschnittstelle entworfen, weil diese auch einen funktionstüchtigen Apparat bedingen würde, welcher zur Zeit der Variantenbildung nicht vorhanden war. Detailliert ausgeführte Armanbindungen sollte erst nach Tests und Bewertungen von Patienten durchgeführt werden.

Als Grundlage für diese Entscheidung wurde die Erfahrung der Tyromotion GmbH mit dem Rehabilitationsapparat „Amadeo®“ genutzt. Hier war die Schnittstelle zwischen Mensch und Maschine ebenfalls ein Thema ständiger Verbesserung und Weiterentwicklung.

Die Armschnittstelle soll der Entlastung des Eigengewichts am Arm dienen und gleichzeitig eine Positionsmessung zulassen. Der Bewegungsraum der Arme eines Patienten wurde definiert und er sollte durch mechanische Komponenten nicht eingeschränkt werden (siehe Kapitel 4.5). Die Armschnittstelle soll demnach den definierten Bewegungsraum für die Übungen zugänglich machen. Alles, was in diesem Bewegungsraum horizontal über den Armen befindet, wird von nun an als „oben“ bezeichnet. Die entsprechende Gegenposition wird als „unten“ bezeichnet. Da die Patienten im Sitzen behandelt werden sollen, wurde angenommen, dass eine Entlastung von oben her sinnvoll sei. Würde das Gewicht etwa von unten durch Stützen ausgeglichen werden, dann wären Kollisionen mit dem Oberkörper oder den Beinen des Patienten nicht ausgeschlossen. Auch das Heben und Senken des Armes müsste durch einen pro Arm separaten Hebelmechanismus unterstützt werden (siehe Kapitel 3.5 und 3.6). Demgegenüber stellte sich eine Konstruktion mit Drahtseilen als vorteilhafter dar.

Dieser Lösungsweg wird hier beschrieben. Es wurden folgende Prinzipien der Gewichtsentlastung am Unterarm betrachtet:

- an einer Stelle
- an zwei Stellen mit Wiegebalken
- an zwei Stellen mit Seildreieck und Druckstab
- an zwei Stellen mit jeweils separater Gewichtsentlastung

Für die Armschnittstelle wurden verschiedene Möglichkeiten untersucht. Eine war es, den Arm an einer Stelle am Unterarm zu entlasten. Dieses Prinzip ist aufgrund seiner Einfachheit als erstes ausgelotet worden. Es ermöglicht eine Ruhelage des Armes in einer Ebene, doch sobald der Arm angehoben oder gesenkt wird, ist es schwer ihn zu kontrollieren. Besonders bei Patienten, die keine Kontrolle über ihre motorischen Fähigkeiten haben, kann der Arm im Ellenbogengelenk abknicken und durchhängen (siehe Abbildung 6.14, A).

Eine andere Möglichkeit war die Verwendung von zwei Entlastungspunkten am Unterarm. Will man aber eine Entlastungseinheit für das Gewicht pro Arm verwenden, müssen beide Entlastungspunkte mit einer Zwischenkonstruktion zusammengeführt werden. Das kann etwa über einen Wiegebalken erfolgen (siehe Abbildung 6.14, B). An so einem Wiegebalken ist es dann nötig, die Gleichgewichtslage einzustellen. Das geschieht durch das Verschieben der Knotenpunkte an ihm. Dies muss für jeden Patienten aufgrund seiner individuellen Beschaffenheit vor der Therapie händisch durchgeführt werden. Das ist zeitaufwändig und verlängert somit die Rüstzeit des Armtrack.

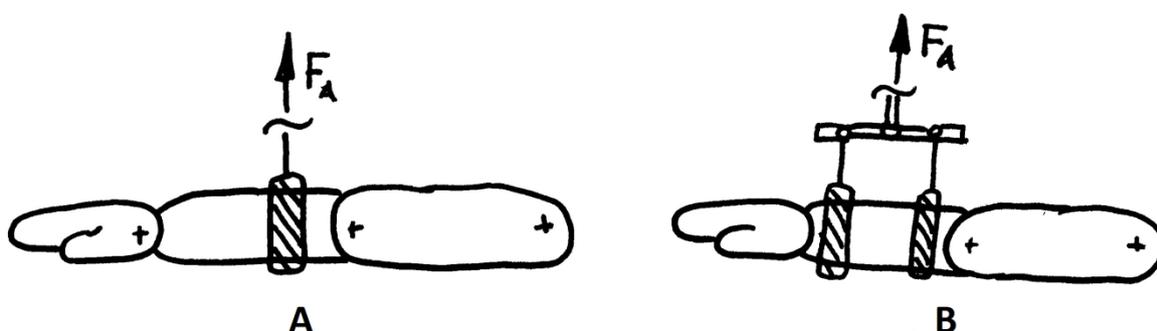


Abbildung 6.14: Armschnittstellen 1

Eine andere Art von Zwischenkonstruktion ist das Seildreieck mit Druckstab (siehe Abbildung 6.15, A). Die zwei Aufnahmepunkte werden durch einen Knoten zu einem Seil zusammengeführt. Der Druckstab ist deshalb nötig, um das Einleiten von Druckkräften in den Arm zu verhindern. Er verläuft längs des Unterarms und muss, ebenfalls wie der Wiegebalken, aufgrund der unterschiedlichen Beschaffenheit jedes Patienten in der Länge einstellbar gestaltet sein.

Eine gänzlich andere Anordnung ist das verwenden von zwei Gewichtsentlastungen für einen Arm. Dadurch entfällt die Zwischenkonstruktion und das Anlegen wird viel einfacher (siehe Abbildung 6.15, B). Diese Vereinfachung geschieht aber auf Kosten der Komplexität, da nun für jeden Arm der doppelte Aufwand zur Gewichtsentlastung nötig ist.

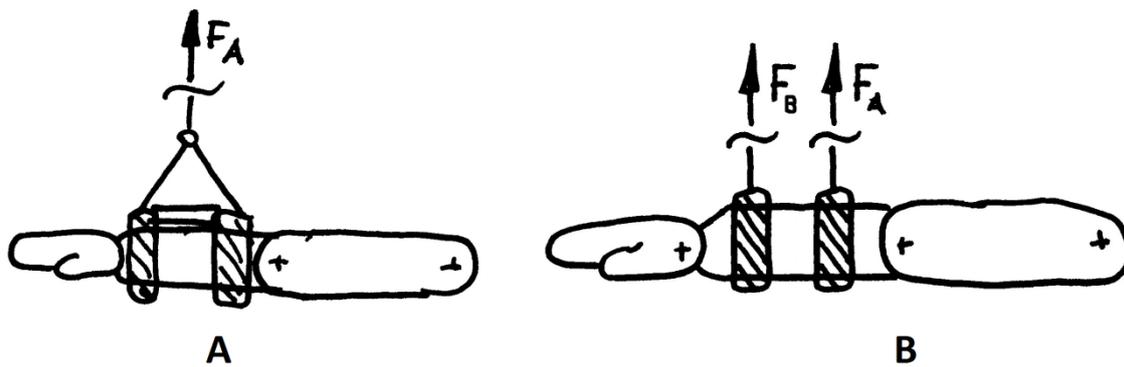


Abbildung 6.15: Armschnittstellen 2

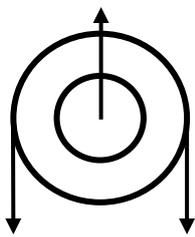


Abbildung 6.16:  
Verstellbarer  
Knotenpunkt  
mittels Rolle

Es gab auch andere Lösungsprinzipien, die sich bei näherer Betrachtung als umständlich herausstellten. Deshalb sind sie auch nicht bei den Varianten angeführt worden. Ein Beispiel dafür soll etwa die Anbindung über ein Seildreieck mit verstellbarem Knotenpunkt und ohne Druckstab sein. Die Verstellung sollte durch eine frei drehbare Seilrolle ermöglicht werden (siehe Abbildung 6.16). Dabei bestand aber die Gefahr, dass das Seil über die Rolle rutscht und sich verkeilt, was mit einer zusätzlichen Bordscheibe zu beheben wäre. Der Unterarm kann hier anfangen durchzuhängen, sobald er sich in einer Überkörper-Position befindet. Das ist die hauptsächliche Schwachstelle dieses Lösungsprinzips. Deshalb wurde diese Idee, wie einige andere auch, bald verworfen.

Ein anderes Thema bei der Armschnittstelle war die Ausführung der Armlagerung selbst. Es gab Ideen zu Seilschlingen, Gurten, Trageschlaufen und gepolsterten Schalen (siehe Abbildung 6.17). Diese Ausführungen wurden in einem Prinzipversuch untersucht und durch eine Physiotherapeutin bewertet. Es galten hier andere Bewertungskriterien als bei den mechanischen Komponenten der Konstruktion. Der Fokus wurde auf den Tragekomfort verlagert, da das aus der Sicht des Patienten der ausschlaggebende Grund für eine positive Bewertung der Gesamtkonstruktion ist. Es stellte sich heraus, dass gepolsterte Trageschlaufen mit Klettverschlüssen gut für den praktischen Einsatz geeignet sind (siehe Kapitel 7.4).

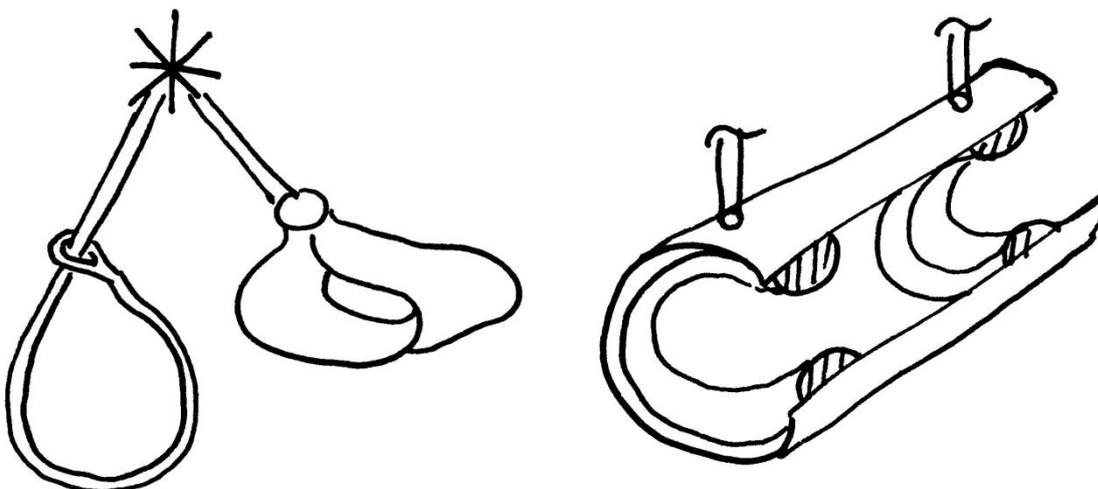


Abbildung 6.17: Armlagerung

### 6.3.2 Grundgerüst

Das Grundgerüst stellt die gesamte mechanische Konstruktion um die Armschnittstelle, Bewegungsmessung und Gewichtsentlastung dar. Sie verbindet also alle diese Einzelmodule miteinander und muss vor allem funktionell gestaltet sein. Die wichtigsten Anforderungen an deren Konstruktion sind eine steife Ausführung, ein tiefer Schwerpunkt und ein minimaler Preis der verwendeten Komponenten. Das Grundgerüst soll sich wenig elastisch verformen und demzufolge auch eine möglichst hohe Eigenfrequenz haben. Die Dauerfestigkeit muss ebenfalls gegeben sein, sie ist aber der Steifigkeit untergeordnet. Von der Gestaltung des Grundgerüsts hängt das Erscheinungsbild des Gesamtapparates ab. Deshalb war es auch von Bedeutung, dass es ein gefälliges Aussehen hat. Zu diesem Thema leistete die Produktdesignerin Eva Kitting viel Unterstützung und das schlussendliche Aussehen ist auch ihr Verdienst. Eine der wichtigsten Funktionen ist hier die Transportierbarkeit. Der Armtrack sollte, wenn er nicht mehr benutzt wird, platzsparend von einem Ort an den anderen transportiert und dort verstaut werden können. Dazu wurden verschiedene Prinzipien bewertet:

- Teleskopbauteile
- Steckverbindungen
- Scharniere
- verschiedene Anordnungen von Rollen

Die Rollen sind wegen des Transports von sich aus notwendig, bloß wie genau sie angeordnet sein sollten, wurde hier ausgelotet. Für den Funktionsprototyp wurden vier in einem Rechteck angeordnete, drehbare Rollen verwendet (siehe Kapitel 8.4). Für den Schlussprototyp wurden zwei Bockrollen so angeordnet, dass der gesamte Apparat gekippt und an einem Griff gezogen werden konnte wie ein Trolley-Koffer (siehe Kapitel 9.7).

Um das Gerät verpacken zu können, sind die anderen oben aufgezählten Lösungsprinzipien möglich. Dabei war es von Bedeutung, diese Bauteile so zu gestalten, dass möglichst wenig Spiel zwischen ihnen herrscht. Die Fügestellensteifigkeit sollte ausreichend groß sein, damit es nicht zur Geräuschentwicklung, wie Klappern oder Quietschen, kommt.

Das Grundgerüst macht den Großteil der Masse des Armtracks aus und deshalb wurde hier besonderes Augenmerk auf den sparsamen Einsatz verschiedener Materialien gelegt. Ein Ziel war es, den Schwerpunkt der Konstruktion möglichst niedrig zu halten. Dies sollte durch den belastungs- und kraftflussgerechten Einsatz von geeigneten Querschnitten und Werkstoffen erreicht werden (siehe Kapitel 9.3). Das alles sollte dennoch möglichst geringe Materialkosten verursachen, weshalb folgende Auswahl an Materialien in Frage kam:

- standardmäßige Formrohre, Profile und Bleche aus Stahl
- standardmäßige Formrohre, Profile und Bleche aus Aluminium
- Verbundwerkstoffe (Carbonstäbe und -Platten [vgl. Verbundwerkstoff Halbzeug 2010])
- Kunststoffe

Um die Lösungsfindung zu begünstigen, wurde das Grundgerüst in drei Teilen dargestellt: Ober-, Mittel- und Unterteil. Das Oberteil sollte die Bereiche Armschnittstelle und Gewichtsentlastung möglichst effizient miteinander verbinden. Dazu kamen unter anderem folgende Lösungsprinzipien in Frage:

- fester Ausleger
- in der Horizontalen schwenkbarer Ausleger, Drehgelenk
- in der Horizontalen schwenkbarer Ausleger, Parallelogramm
- Laufkatze längs verschiebbar am drehbaren Ausleger (variabler Seilpunkt, Kranbau)
- Rautenanordnung für horizontale Beweglichkeit
- Seilzugmechanismus (Prinzip: Seilzugbrücke, organischer Bewegungsapparat)
- nach hinten schwenkbares Oberteil

Es sind natürlich auch Kombinationen der einzelnen Lösungsprinzipien untereinander möglich, sodass es hier eine Fülle an Varianten gab. Beispielsweise für andere Varianten soll hier die Rautenanordnung detailliert dargestellt werden. Das Ziel dieser Anordnung war es, vier Stäbe gelenkig zu einer Raute zusammenschließen. Die Spitze der Raute, von der aus ein Drahtseil zum Arm des Patienten geht, sollte die Bewegung des Armes ohne zusätzlichen Kraftaufwand verfolgen. Das sollte durch eine günstige Seilführung ermöglicht werden (siehe Abbildung 6.18). Die Zugspannung im Seil (in der Abbildung rot dargestellt) sollte über Rollen so umgelenkt werden, dass sie zur Positionierung der Rautenspitze genutzt werden konnte. Diese Ausführung wäre aber sehr aufwändig und bestünde aus vielen Einzelteilen. Es gab auch Schwierigkeiten bei der Realisierung eines solchen Konzepts, weil die Umlenkung des Seils mitunter sehr komplex ausfallen würde, besonders wenn zwei Seile zur Rautenspitze geführt werden. Es wäre hier eine zusätzliche Gabel gegenüber der Raute zum Ausgleich nötig, wie sie blau in der Abbildung dargestellt ist. Diese würde aus den Fortsetzungen der dazugehörigen Rautenstäbe bestehen.

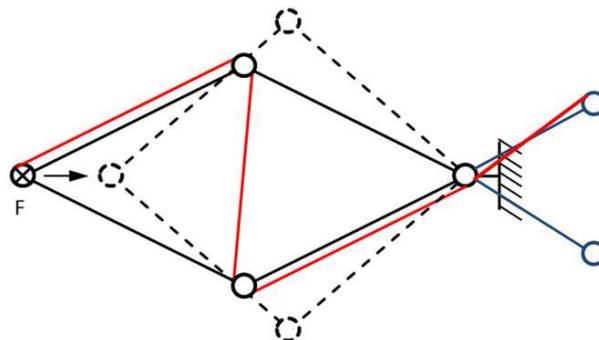


Abbildung 6.18: Rautenanordnung als Ausleger

Schlussendlich wurden alle beweglichen Lösungsprinzipien verworfen, da ein Prinzipversuch mit einem festen Ausleger gezeigt hat, dass die auf den Patienten wirkenden horizontalen Querkräfte sich nicht störend auswirken (siehe Kapitel 7.5). Ein fester Ausleger wurde mitunter auch deshalb gewählt, da jede bewegliche Ausführung in den Gelenken ein gewisses Spiel bedingt. Deshalb ist sie nicht sehr steif und kann im Betrieb zu ungewollter Durchbiegung, Verschleiß oder Geräuschentwicklung führen.

Der Mittelteil des Grundgerüsts ist in so fern interessant, als dass seine Gestalt von seiner Position im Bezug zum Patienten abhängig ist. Diese kann vor, hinter oder seitlich von ihm sein. Er soll möglichst nicht den Bewegungsraum und das Sichtfeld des Patienten einschränken. Deshalb war es zweckmäßig, ihn hinter dem Patienten vorzusehen.

Die Hauptaufgabe des Unterteils des Grundgerüsts, der auch als Bodengruppe bezeichnet wird, ist es, dem gesamten Apparat Standsicherheit zu verleihen. Die genauen

---

Randbedingungen sind aus der ÖVE/ÖNORM EN-60601-1 zu entnehmen (siehe Kapitel 4.6). Die Stabilität kann durch verschiedene Prinzipien erlangt werden:

- große Standfläche
- Zusatzgewicht
- Nutzung des Patientengewichts zur Stabilisierung
- Befestigungselemente am Boden

Die angegebenen Möglichkeiten wurden rechnerisch geprüft und miteinander verglichen. Eine Zusatzfunktion des Unterteils war auch die Positionierung des Patienten gegenüber dem Armtrack. Dies sollte durch Marken oder die Formgebung der Konstruktionselemente gewährleistet werden. Auch dieser Bereich unterlag den Grundprinzipien des minimalen Material-, Fertigungs- und Kostenaufwands.

### 6.3.3 Gewichtsentlastung

Der Arm eines Patienten sollte möglichst vom Eigengewicht entlastet werden. Das ist also die Kraftkomponente in Schwerkraftrichtung. Dadurch sollen die Rehabilitationsübungen erleichtert und der Patient in seiner Genesung unterstützt werden. Um das bewegstellig zu können, sind viele Systeme denkbar. Die Wichtigsten sind:

- Gegengewicht direkt am Seil befestigt (A)
- Gegengewicht mit ein- oder mehrfachem Flaschenzug (B)
- Federvorgespanntes Seil (C)
- Federvorgespanntes Seil mit ein- oder mehrfachem Flaschenzug (D)
- Federvorgespannte Seiltrommel (E)
- Hebel (F)
- Differenzrollenzug in Kombination mit anderen Möglichkeiten (G)
- motorisch angetriebene Seiltrommel (H)
- motorisch Einstellung einer federvorgespannten Seiltrommel (I)

In Klammer steht der Verweis zur entsprechenden Skizze in Abbildung 6.19.

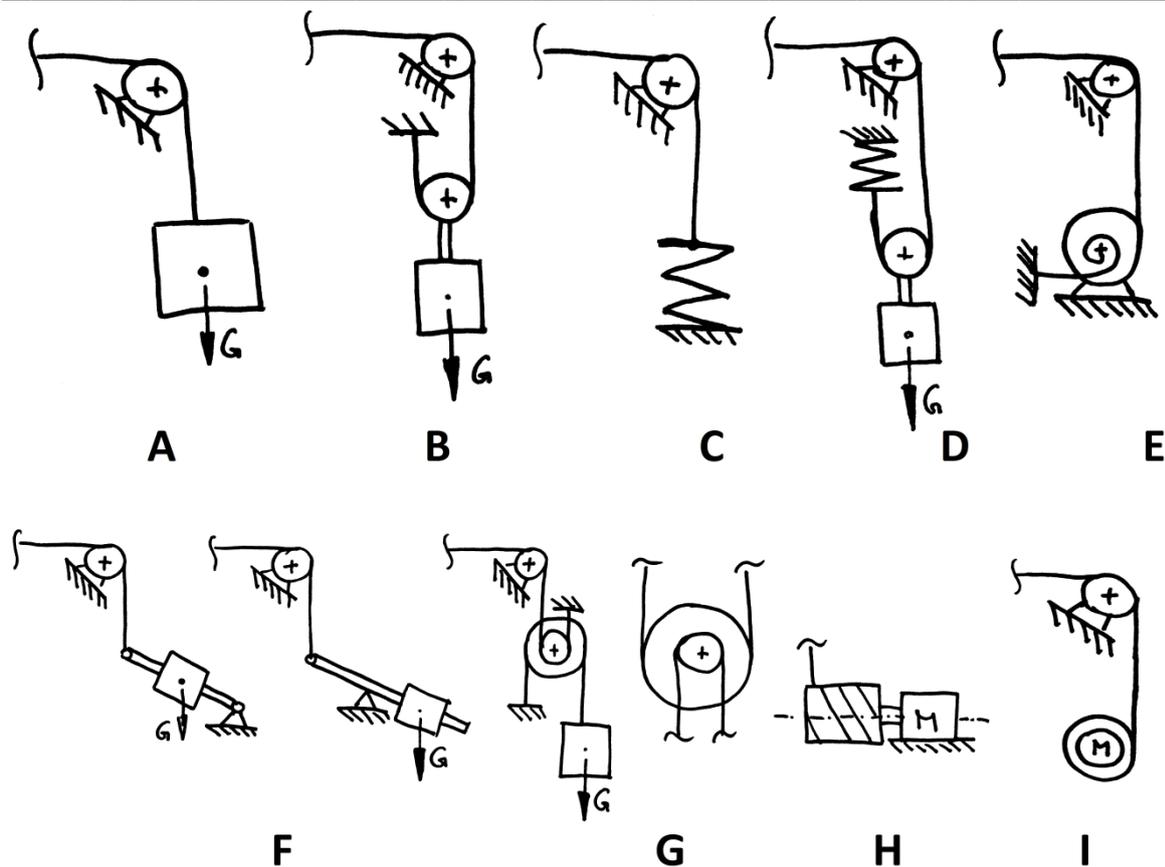


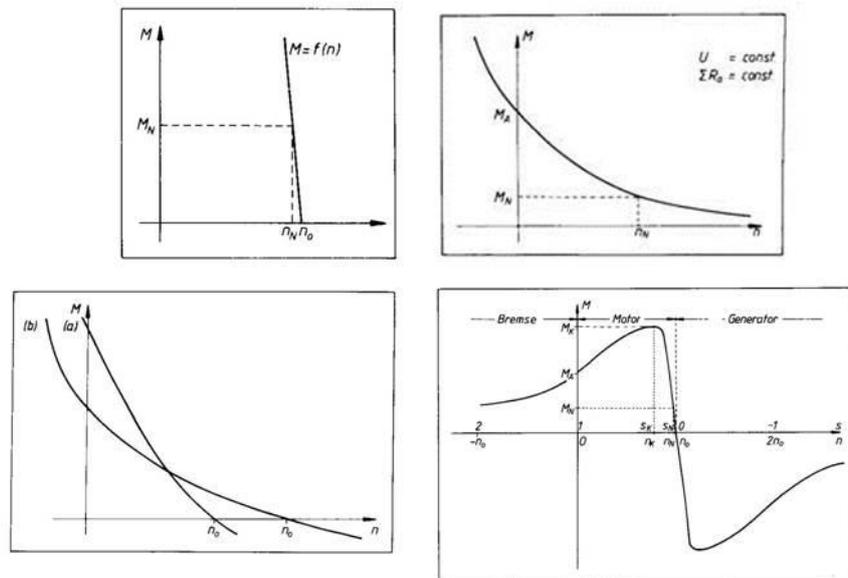
Abbildung 6.19: Prinzipien zur Gewichtsentlastung

Es wurden alle Prinzipien grob durchgerechnet und miteinander verglichen. Besonders interessant waren hier die motorisch eingestellten oder angetriebenen Varianten. Sie ermöglichen nämlich eine komfortable Handhabung per Knopfdruck, wobei das Hantieren mit Schrauben und Griffen entfällt. Die vorgenommenen Einstellungen können auch automatisch durch Sensoren registriert und für den jeweiligen Patienten dokumentiert werden. Mit motorgetriebenen Einheiten ist es auch möglich, die Gewichtsentlastung mit Hilfe von Regelungselektronik dynamisch zu gestalten. Bei ihnen ergibt sich auch ein Synergieeffekt in Verbindung mit der Verwendung von zwei separaten Armanbindungen am Unterarm. Zwar ist es ein Nachteil, wenn für einen Arm, wie vorhin beschrieben, der doppelte Aufwand bezüglich der Gewichtsentlastung betrieben wird, doch mit zwei separat steuerbaren motorischen Einheiten pro Arm ist es möglich, den Arm eines Patienten aktiv zu trainieren. Genau das wurde im Prinzipversuch ausprobiert (siehe Kapitel 7.4).

Aufgrund der genannten Vorteile wurde ein Konzept mit Elektromotoren schon zu Beginn genauer ausgelotet. Zur Auswahl stehen nämlich verschiedensten Motorisierungen und es sollte eine gefunden werden, die den gegebenen Anforderungen entspricht. Da die elektronischen Komponenten alle eine Gleichstromversorgung benötigen, wurde auch für die in Frage kommenden Motoren eine Gleichstromversorgung bevorzugt. Die Betriebsbedingungen für eine solche Maschine sind so, dass ab einer Drehzahl von 0 Umdrehungen pro Minute ein vorausgesetztes, einstellbares Moment zur Verfügung stehen muss. Dieses Moment sollte auch über den benutzten Drehzahlbereich möglichst konstant sein. Sollte sich die Maschine im Stillstand unter Last erwärmen, kann eine zusätzliche Bremse das Stillstandsmoment übernehmen und so den Motor entlasten. Bei der nun

folgenden Aufzählung sind kurz die wichtigsten Charakteristiken der einzelnen Motorisierungen angeführt. Am Ende der Liste befindet sich auch eine Drehstrom-Maschine, um zu zeigen, dass diese von ihrer Charakteristik her nicht für die hier geforderten Aufgaben geeignet ist. In Abbildung 6.20 werden die angeführten Merkmale anhand der Drehmoment-Drehzahl-Kennlinien der verschiedenen Maschinen verdeutlicht.

- fremderregte Gleichstrommaschine mit Spannungsänderung
  - + linearer Verlauf der Moment-Drehzahl-Kennlinie
  - + gleiche Steigung aller Moment-Drehzahl-Kennlinien, sehr gute Variabilität
- fremderregte Gleichstrommaschine mit Vorwiderständen im Ankerkreis
  - + linearer Verlauf der Moment-Drehzahl-Kennlinie
  - unterschiedliche Steigung der jeweiligen Moment-Drehzahl-Kennlinien
- Gleichstrom-Nebenschlussmaschine
  - ähnlich wie fremderregte Gleichstrommaschine
- Gleichstrom-Reihenschlussmaschine, gesteuert über Feldschwächung durch Parallelwiderstände
  - degressiv verlaufende Moment-Drehzahl-Kennlinie
  - unterschiedliche Steigung der jeweiligen Moment-Drehzahl-Kennlinien
- Gleichstrom-Reihenschlussmaschine, gesteuert über Spannungsminderung
  - degressiv verlaufende Moment-Drehzahl-Kennlinie
  - unterschiedliche Steigung der jeweiligen Moment-Drehzahl-Kennlinien
- Gleichstrom-Reihenschlussmaschine, gesteuert über Erhöhung des Ankerkreiswiderstands
  - degressiv verlaufende Moment-Drehzahl-Kennlinie
  - + gleiche Steigung aller Moment-Drehzahl-Kennlinien
- Gleichstrom-Doppelschlussmaschine, gesteuert über die Erregung
  - degressiv verlaufende Moment-Drehzahl-Kennlinie
  - unterschiedliche Steigung der jeweiligen Moment-Drehzahl-Kennlinien
- Drehstrom-Asynchronmaschine mit Schleifringläufer
  - anfangs progressive Moment-Drehzahl-Kennlinie
  - unterschiedliche Steigung der jeweiligen Moment-Drehzahl-Kennlinien



**Abbildung 6.20: Drehmoment-Drehzahl-Kennlinien des fremderregten Gleichstrommotors, des Reihenschluss- und Doppelschlussmotors und der Drehstrom-Asynchronmaschine (von links oben) [vgl. Fuerst, Dörning 2000, S. 44 ff]**

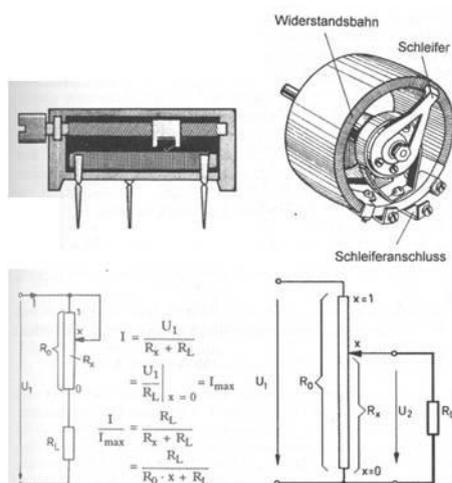
Von den dargestellten Motoren erschien der fremderregte Gleichstrommotor als ideal für den Einsatz beim Armtrack. In einem Prinzipversuch sollten noch die Vorteile eines motorisierten Geräts von der Physiotherapeutin Brugger bewertet werden (siehe Kapitel 7.4). Eine genau Erklärung des Aufbaus und der Charakteristik des fremderregten Gleichstrommotors folgt im Kapite 8.2.

### 6.3.4 Messsystem

Um die Bewegungen des Arms zu erfassen und für eine virtuelle Übungsumgebung nutzbar zu machen, sind grundsätzlich elektronische Bauteile nötig. Diese müssen mit Gleichstrom versorgt werden und sind demnach nur mit einer Stromquelle einsatzfähig. Die Stromversorgung ist ebenfalls ein Modul des Armtrack. Die Entwicklung der dafür benötigten Komponenten übernahm, aufgrund ihrer Erfahrung, firmeninternes Personal der Tyromotion. Es wurde beschlossen, die Stromversorgung und die Steuerungselektronik von den elektronischen Bauteilen räumlich getrennt anzuordnen. Dadurch war es möglich, die benötigte Messelektronik platzsparend und nahezu beliebig im Raum anzuordnen. Es folgt nun eine kurze Zusammenfassung der Möglichkeiten zur Erfassung von Bewegungen:

- Potentiometer
- Beschleunigungssensor
- TOF-Kamera
- iGPS
- Positionsbestimmung über WLAN oder Bluetooth
- RFID-Tags
- Dehnmessstreifen DMS
- Drucksensoren

## Potentiometer



**Abbildung 6.21: (von links oben) Trimpotentiometer, Drehpotentiometer, stellbarer Vorwiderstand, Spannungsteile [Böhmer 2004, S. 11]**

Potentiometer sind Schleifwiderstände mit Schleifkontakten. Sie können als Schiebe- oder Drehwiderstände ausgeführt werden (siehe Abbildung 6.21). Eine Bewegung verursacht über den Schleifkontakt eine Widerstandsänderung. In vielen Anwendungen sind solche Bauteile als einstellbare Vorwiderstände oder als Spannungsteiler im Einsatz. Besonders in messtechnischen Anwendungen werden sie als Spannungsteiler eingesetzt. Somit bewirkt eine Bewegung letztendlich eine Spannungsänderung am Sensor.

Im konkreten Beispiel war etwa die Verwendung von zwei Drehpotentiometern oder eines Kreuzpotentiometers, das intern aus zwei Drehpotentiometern mit kreuzenden Drehachsen besteht, zur Bestimmung des Richtungswinkels der am Unterarm befestigten Drahtseile vorgesehen. Dazu ist eine technische Grundkonstruktion aus Drehgelenken nötig. Vorteilhaft an diesem Prinzip ist, dass es wenig

Platz braucht. Es kann in das Gesamtprodukt integriert werden, ohne dass es zu sehen ist. Potentiometer gibt es auch vielfach zu kaufen und sie sind relativ günstig [vgl. Böhmer 2004, S. 10 f].

Solch ein System war auch für den Armtrack vorgesehen. Es wurde aber durch einen ähnlichen Aufbau mit Beschleunigungssensoren ersetzt.

## Beschleunigungssensor

Die hier in Frage kommenden Beschleunigungssensoren sind miniaturisierte Feder-Masse-Systeme. Diese Mikrosysteme werden als MEMS (mikro-elektro-mechanische Systeme) bezeichnet. Vom Prinzip her arbeiten sie so, dass auf eine Masse die Schwerkraft oder eine Trägheitskraft wirkt. Dadurch wird die mit der Masse verbundene Feder ausgelenkt und es ändert sich die Position der Masse gegenüber einer festen Bezugselektrode. Es kommt zu einer Kapazitätsänderung von etwa  $1 \text{ pF}$ . Somit kann über deren Messung die Beschleunigung in einer Achse gemessen werden. Die Feder besteht aus einem wenige Mikrometer breiten Silicium-Steg und auch die Masse besteht aus Silicium [vgl. Beschleunigungssensoren 2010]. Für die Messung in zwei oder drei Achsen sind dementsprechend zwei beziehungsweise drei Feder-Masse-Systeme nötig. Diese Bauteile wiegen wenige Gramm, sind genau, robust, langlebig und, aufgrund von Massenfertigung, auch sehr Preiswert.

Für die konkrete Anwendung beim Armtrack sollte die Auszugsrichtung des Drahtseils mit der Orientierung eines Beschleunigungssensors gekoppelt werden. Für die Koppelung des Drahtseils mit der Orientierung des Beschleunigungssensors war eine mechanische Konstruktion nötig. In dieser Hinsicht wurden viele Varianten erstellt (siehe Kapitel 9.2)

## TOF-Kamera



**Abbildung 6.22: Dreidimensionale Aufnahme einer TOF-Kamera [TOF-Kamera 2010]**

Die Abkürzung TOF steht für „Time of Flight“, was so viel wie Flugzeit bedeutet und für das Laufzeitverfahren steht. Bei einer TOF-Kamera wird zusätzlich zum herkömmlichen, digitalen Bild auch eine Distanzmessung mit diesem Laufzeitverfahren gemacht. Der gesamte Bildbereich wird dazu mit einem Lichtpuls ausgeleuchtet und es wird für jeden Bildpunkt die Laufzeit gemessen, die das Licht zum Zurücklegen bis zu einer reflektierenden Oberfläche und wieder zurück zur Kamera braucht. Somit erhält man zusätzlich zur optischen Aufnahme der Kamera auch eine Tiefenaufnahme (siehe Abbildung 6.22). Die TOF-Kamera kann bis zu 100 Bilder pro Sekunde aufnehmen, was sie auch für Anwendungen in Echtzeit interessant macht. Solche Geräte sind kompakt und ein Algorithmus zur Erkennung von

Bewegungen ist nicht nötig. Das macht das System im Betrieb stabil. Auch diffus reflektierende Materialien werden erkannt, jedoch ist es problematisch, wenn die ausgesendeten Lichtimpulse mehrfach reflektiert werden, weil deshalb die Entfernungsabschätzung nicht korrekt ist. Eine ungünstige Hintergrundbeleuchtung kann Probleme bereiten und auch Lichtimpulse von anderen Quellen können die Entfernungsmessung negativ beeinflussen [vgl. TOF-Kamera 2010].

Das System war zur Variantenphase noch nicht weit am Markt verbreitet. Die erhältlichen Exemplare etwa von „MESA Imaging“ waren zudem zu teuer in der Anschaffung. Deshalb konnten sie nicht für den Einsatz beim Armtrack vorgesehen werden.

## iGPS

Das „indoor GPS“ der Firma „Nikon Metrology“ funktioniert vom Prinzip her genau wie das GPS (Global Positioning System), bloß dass es für den Gebrauch innerhalb geschlossener Räume gedacht ist. Dazu werden mindestens vier Sender fix im Raum installiert. Sie senden ihre genaue Position und Uhrzeit. Ein Empfänger verarbeitet daraufhin die Signale und ermittelt über ein Laufzeitverfahren seine eigene Position im Raum. Das System wird vorwiegend in der Luftfahrtindustrie angewendet, wo es bei der Montage von großen Einzelteilen eingesetzt wird. Die Position des Empfängers kann auf Zentimeter genau festgestellt werden.

Nachteile des Systems sind die vielen, großen Einzelteile und die Anschaffungskosten. Deshalb ist ein Einsatz beim Armtrack praktisch nicht möglich [vgl. iGPS 2010].

## Positionsbestimmung über WLAN und Bluetooth

Wireless Local Area Network (zu Deutsch: drahtloses, lokales Netzwerk) bezeichnet ein lokales Funknetz, das zur drahtlosen Übertragung von Daten genutzt wird. Es wird zumeist ein Standard der IEEE-802.11-Familie verwendet und in einigen Ländern wird es auch als „Wi-Fi“ bezeichnet [vgl. WLAN 2010].

Bluetooth ist ebenfalls eine Technologie zur drahtlosen Datenübertragung. Sie wird über kurze Distanzen eingesetzt, um verschiedene Geräte miteinander zu verbinden. Eine

Anwendung ist beispielsweise die Datenübertragung zwischen Mobiltelefonen und Computern. Entwickelt wurde das System von der Firma Ericsson und ergänzt wurde es von Nokia und Intel. Es sollte hauptsächlich eine Kabelverbindung zwischen einzelnen Geräten überflüssig machen und durch Ad-Hoc-Netzwerke ersetzen. Das System ist Industriestandard gemäß IEEE-802.15.1 [vgl. Bluetooth 2010].

Diese beiden Technologien können zur Positionsörtung in geschlossenen Räumen herangezogen werden. WLAN ist dabei aufgrund der Sendereichweite für große Bereiche geeignet und Bluetooth für kleinere. Systeme zur Positionsbestimmung über WLAN verwenden eine bereits vorhandene Infrastruktur von Sendern, während bei Bluetooth ein eigenes Netzwerk, das der Anwendung entspricht, aufgebaut werden muss. In so fern ist hauptsächlich die Verwendung von Bluetooth für den Einsatz beim Armtrack interessant. Zur dreidimensionalen Positionsörtung braucht man mindestens vier Referenzpunkte, über die dann beispielsweise mittels Triangulation die Position eines Senders ermittelt werden kann. Die Positionsmessung kann auch anhand der Signalstärke oder der Signallaufzeit erfolgen. Für eine präzise Positionsbestimmung und -Verfolgung ist eine genaue Kalibrierung nötig, denn schon eine geringfügige Änderung der Referenzposition kann Fehler hervorrufen. Außerdem ist ein portabler Einsatz des Systems problematisch, da es nicht in allen Bereichen zuverlässig arbeitet. Es können auch Störungen durch unbekanntes Funkverkehr ausgelöst werden, was das System in diesem Bereich anfällig macht [vgl. Positionsbestimmung WLAN & Bluetooth 2010]. Aufgrund dieser Fehlerquellen wurde das System nicht beim Armtrack eingesetzt.

### **RFID-Tags**

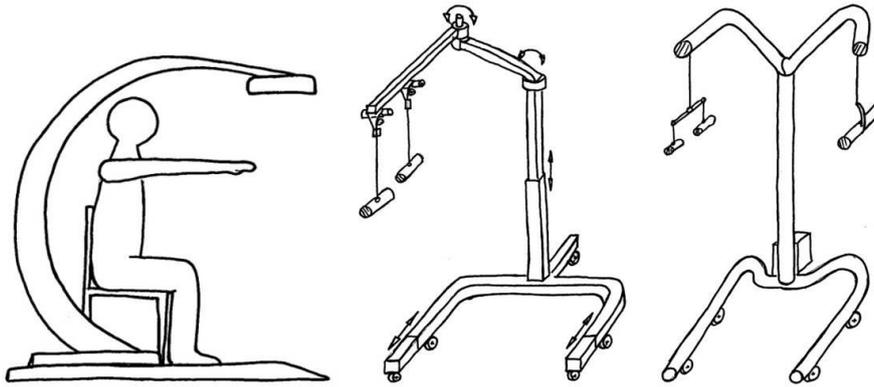
RFID steht für „radio-frequency identification“ und wird meist zur Identifikation von Waren verwendet. Dieses System besteht aus einem Transponder, der die gewünschte Information enthält, und einem Sender. Dieser sendet Funksignale aus, die den Transponder mit Energie und Information versorgen [vgl. RFID-Tag 2010]. Der Transponder ist besonders klein und benötigt keine Stromversorgung.

Diese Technologie kann auch zur Positionsbestimmung genutzt werden. Dabei wird ähnlich vorgegangen wie bei der Positionserkennung mittels WLAN und Bluetooth. Dementsprechend folgen auch ähnliche Nachteile [vgl. RF Indoor Tracking System 2010].

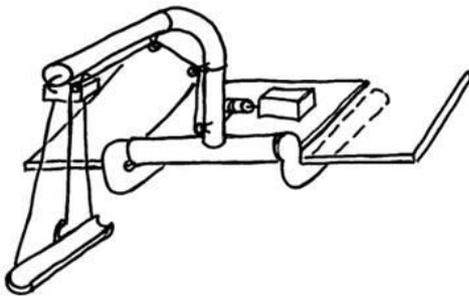
Dehnmessstreifen DMS und Drucksensoren werden im Kapitel 8.5 genauer dargestellt. Sie sind hier nur der Vollständigkeit halber erwähnt.

### **6.3.5 Gesamtkonzepte**

Nachdem für die Grundfunktionen einige Lösungen ausgelotet wurden, konnten im Laufe der Entwicklung verschiedene Gesamtkonzepte in Skizzen dargestellt werden. Sie dienten hauptsächlich dazu, um das Erscheinungsbild des Armtracks darzustellen (siehe Abbildung 6.23). Die Konzepte änderten sich mit der Zeit und führten schließlich zum Erscheinungsbild des Schlussprototyps (siehe Kapitel 9.8).



**Abbildung 6.23: Gesamtkonzepte (von links): kontinuierliche Querschnitte, drehbarer und zusammenschiebbarer Aufbau, Biegerohrrahmen mit Motoreinheit in der Bodengruppe und innen verlegten Kabeln**



**Abbildung 6.24: Grundgerüst an einer Tischplatte befestigt**

Hier soll auch ein Lösungsprinzip des Grundgerüsts dargestellt werden, welches keine Stellfläche am Boden benötigt, sondern an einem Tisch angebracht werden sollte (siehe Abbildung 6.24). Dieses Prinzip wurde jedoch verworfen, da es insgesamt zu instabil ist. Die Standsicherheit hängt hier auch von der Form des Tisches ab, an dem das Grundgerüst befestigt wird. Es war auch fraglich, ob Tische mit Glasplatten einen solchen Gebrauch aushalten würden ohne an den Kanten oder Befestigungsstellen zu zerkratzen oder zu splintern. Ein Vorteil wäre gewesen, dass das Grundgerüst durch dieses Prinzip leicht und kompakt gehalten werden könnte. Das Auf- und Abbauen und der Transport wären jedoch komplexer gewesen als bei den schlussendlich gewählten Varianten.

### 6.3.6 Nutzwertanalyse

Nachdem grundlegende Berechnungen durchgeführt und Lösungsprinzipien ausgelotet wurden, ist in einem groben Rahmen ein Bild des möglichen Endprodukts entstanden. Das gesammelte Material wurde in einem nächsten Schritt bewertet. Zuerst wurden taugliche Lösungsprinzipien ausgewählt und Vergleichbares wurde einer Nutzwertanalyse unterzogen. Für die Mensch-Maschine-Koppelung wurden Andere Bewertungskriterien verwendet als für den Rest der Funktionsbausteine. Für jedes Kriterium wurden Knoten- und Stufengewichte vergeben. Knotenpunkte K stellen die prozentuale Aufteilung der Gewichtung innerhalb einer Hierarchieebene dar und die Stufenpunkte S stellen das Gesamtgewicht des jeweiligen Kriteriums dar.

---

**A: allgemeine Kriterien**

- 1.1: Gesamtnutzwert (K 100, S 100)
  - 2.1: Ergonomie (K 20, S 20)
    - 3.1: Einstellbarkeit (K 25, S 5)
    - 3.2: Packmaß (K 15, S 3)
    - 3.3: optimaler Bewegungsraum (K 40, S 8)
    - 3.4: Platzbedarf (K 20, S 4)
  - 2.2: Kosten (K 30, S 30)
    - 3.5: Kosten (K 100, S 30)
  - 2.3: Gewicht (K 35, S 35)
    - 3.6: Gewicht (K 100, S 35)
  - 2.4: Fertigungsaufwand (K 15, S 15)
    - 3.7: Fertigungsaufwand (K 100, S 15)

**B: Kriterien für die Armschnittstelle**

- 1.1: Gesamtnutzwert (K 100, S 100)
  - 2.1: Ergonomie (K 60, S 60)
    - 3.1: Einstellbarkeit (K 40, S 24)
    - 3.2: Packmaß (K 15, S 9)
    - 3.3: optimaler Bewegungsraum (K 25, S 15)
    - 3.4: Platzbedarf (K 20, S 12)
  - 2.2: Kosten (K 15, S 15)
    - 3.5: Kosten (K 100, S 15)
  - 2.3: Gewicht (K 15, S 15)
    - 3.6: Gewicht (K 100, S 15)
  - 2.4: Fertigungsaufwand (K 10, S 10)
    - 3.7: Fertigungsaufwand (K 100, S 10)

Punkteverteilung: Für die Bewertung B wurden Punkte im Ausmaß von 1 bis 5 verteilt.  
Die Auswertung des Teilnutzwerts TN ergibt sich wie folgt:

$$TN = \frac{B * S}{100}$$

Die Teilnutzwerte werden abschließend zum Gesamtnutzwert addiert. Der Vergleich der verschiedenen Gesamtnutzwerte ermöglicht eine Bewertung der verschiedenen Prinzipien untereinander. Beispielsweise sei hier das Ergebnis der Nutzwertanalyse für die Materialien angeführt:

**Tabelle 6-3: Nutzwertanalyse zu Materialein**

Kriterien			Stufenpunkte	A		B		C		D	
				Bew.	Teiln.	Bew.	Teiln.	Bew.	Teiln.	Bew.	Teiln.
1.1	2.1	3.1	5	5	0,25	5	0,25	5	0,25	5	0,25
		3.2	3	3	0,09	4	0,12	5	0,15	5	0,15
		3.3	8	4	0,32	4	0,32	5	0,40	4	0,32
		3.4	4	4	0,16	3	0,12	5	0,20	4	0,16
	2.2	3.5	30	5	1,50	4	1,20	1	0,30	3	0,90
	2.3	3.6	35	1	0,35	3	1,05	5	1,75	3	1,05
	2.4	3.7	15	5	0,75	5	0,75	1	0,15	3	0,45
Summe			100		3,42		3,81		3,20		3,28

Empfehlung: Alle Materialien liegen insgesamt knapp beieinander.

Prioritätensetzung:

B (Aluminium-Standardbauteile): 3,81 Punkte

A (Standard-Metallbauteile): 3,42 Punkte

D (Kunststoffe): 3,28 Punkte

C (Verbundwerkstoffe): 3,20 Punkte

Trotz der sorgfältigen Begutachtung aller Kriterien, Einflüsse und Abhängigkeiten war es bei den Funktionsmodulen Armschnittstelle und Gewichtsentlastung nicht rein rechnerisch möglich, zu nützlichen Ergebnissen zu kommen. So war es etwa schwer zu bewerten, welche der verschiedenen Prinzipien für die Armschnittstelle in Frage kommen. Das konnten nur eine fachkundige Person und ein Prinzipversuch klären.

## 7 Prinzipversuch

### 7.1 Allgemeines zu Versuchen

Durch die theoretische Betrachtung der verschiedenen Lösungsprinzipien im vorherigen Kapitel entstand ein Eindruck von den möglichen Konzeptionen eines Rehabilitationsapparats für den gelähmten Arm. Trotzdem blieben einige Fragen unbeantwortet. Ist es nicht möglich, solche weder analytisch, noch numerisch oder aufgrund von Erfahrung zu klären, muss das empirisch durch Versuche geschehen. Es wurde deshalb ein Prinzipversuch unternommen, um Unklarheiten zu beseitigen oder auf noch nicht berücksichtigte Randbedingungen aufmerksam zu machen.

Das Durchführen von Versuchen während der Entwicklung von neuen Produkten ist ein übliches und sinnvolles Vorgehen. *„Messungen an ausgeführten Systemen, Modellversuche unter Ausnutzung der Ähnlichkeitsmechanik und sonstige experimentelle Untersuchungen gehören zu den wichtigsten Informationsquellen des Konstrukteurs.“* [Pahl et al. 2007, S.126]. Durch Versuche werden Kenntnisse erworben, die durch eine rein theoretische Betrachtung nicht möglich wären. Und es wird auch ein Vergleich zwischen angenommenen Sachverhalten und der Realität durchgeführt.

Es gibt Unterschiede bezüglich der Motivation für Versuche. *„Eine Möglichkeit zur Kategorisierung ist die Unterscheidung zwischen beschreibender und bestätigender Messung. Bei der beschreibenden Messung ist das Ziel Abhängigkeiten mehrerer Größen zu untersuchen. Die bestätigende Messung dient zur Verifizierung oder Falsifizierung einer Theorie.“* [Jürgens 2010, S.199].

### 7.2 Motivation für einen Prinzipversuch

Im konkreten Fall wurde die Aufhängung eines Armes rechnerisch betrachtet. Im Modell wurde der Arm über Seile im statischen Gleichgewicht gehalten. Die Seile führten von Seilpunkten oberhalb des Arms zum Unterarm hin. Betrachtet wurden die Möglichkeiten der Seilpunktgestaltung, welche fest im Raum, um eine vertikale Achse drehbar oder beliebig auf einer horizontalen Ebene beweglich sein konnten. Es wurden auch Betrachtungen zur Aufhängung an einer oder zwei Stellen am Unterarm unternommen. Das Ergebnis der Berechnungen waren die möglichen Kraftverhältnisse im Seil. Diese Informationen waren allerdings nicht ausreichend für die Entscheidung für ein Lösungsprinzip zur Aufhängung des Arms.

Unklar war, wie sich die verschiedenen Aufhängungsmöglichkeiten auf einen Patienten auswirken würden. Es sollte ermittelt werden, in welchen Positionen die auftretenden Kräfte stören. Es wurde nachgeprüft, ob die errechneten Kräfte mit jenen des Versuchs in ihrer Größenordnung übereinstimmen. Auch sollte geklärt werden, welche anderen Einflussgrößen, außer den eingeleiteten Kräften im Arm, sich positiv oder negativ auf das Wohlbefinden des Patienten auswirken. In diesem Sinne sollte der Prinzipversuch als Erkundungsmessung ausgeführt werden. Es waren nicht alle Einflusskriterien bekannt und die Messaufgabe war unvollständig formuliert. Deshalb wurde Frau Elisabeth Brugger als fachkundige Beraterin herangezogen. Wie an anderer Stelle erwähnt, war sie immer ein Gesprächspartner, wenn es um die praktische Anwendung bei der Rehabilitationstherapie ging. Sie wurde auch deshalb

hinzugezogen, um sie, im Sinne des Simultaneous Engineering, als Nutzerin in die Entwicklung mit einzubeziehen.

### 7.3 Der Versuchsaufbau

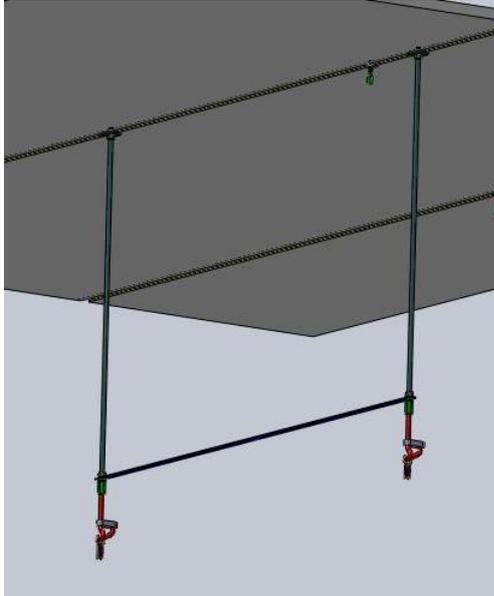


Abbildung 7.1: Testaufbau ohne Seile

Für die genannten Anforderungen wurden verschiedene Lösungen entwickelt, die mit einem Prinzipversuch bewertet werden sollten. Der Testaufbau befand sich in der Werkstatt des Instituts für Maschinenelemente und Entwicklungsmethodik MEEM an der Technischen Universität in Graz. Er bestand aus zwei Entlastungsgewichten, Schnüren, einem Wiegebalken, zwei Armschlaufen und dem dazugehörigen Gestell, das von der Decke hing. Das alles sollte die grundlegenden Funktionen der Apparatur wiedergeben (siehe Abbildung 7.1).

Zur Bewertung der Lösungsansätze gab es am Donnerstag, dem 30.6.2010, ein Treffen in der Werkstatt. Anwesend waren Ass. Prof. Dipl.-Ing. Dr. techn. Michael Bader (wissenschaftlicher Mitarbeiter des Instituts für MEEM), Dipl.-Ing. David Ram (Manager des Unternehmens Tyromotion), Frau Elisabeth Brugger (Ergotherapeutin an der Klinik in Judendorf-

Strassengel) und ich. Besonderer Wert wurde auf die Meinung von Frau Brugger gelegt, da sie aufgrund ihrer beruflichen Erfahrung wertvolle Anmerkungen machen konnte. Sie hat auch den Aufbau ausgiebig getestet und hat sehr viel Geduld mit den verschiedenen Ausführungen der Gewichtsentlastung bewiesen.

### 7.4 Ergebnisse des Prinzipversuchs

Alle folgenden Varianten wurden in einem Test bewertet, um zu einer Festlegung auf einige Randbedingungen zu gelangen. Diese Ergebnisse waren eine ideale Ausgangslage für die Konstruktion einer Apparatur für die praktische Anwendung.

#### Seilpunkt, Seilrollen und Reibung



Abbildung 7.2: Seilrolle

Um den Arm vom Eigengewicht zu entlasten, waren verschiedene technische Möglichkeiten der Armführung denkbar. Die Schnur zu der oder den Armschlaufen lief im Testaufbau über im Raum feste Seilrollen. Es war konzeptionell möglich diese Seilrollen auch beweglich zu gestalten, was die wirkenden horizontalen Kräfte auf den Arm verringern würde. Das war aber konstruktiv aufwändig und letztendlich nicht nötig. Beim Test dieser fixen Seilrollen ist aufgefallen, dass sehr wenig störende Zugkräfte in horizontaler Richtung auf den Arm wirkten, was zu begrüßen war, da es die konstruktive Arbeit sehr vereinfachte. Es wurde

nämlich aufgrund dessen beschlossen, den Armtrack mit im Raum feststehenden Seilpunkten zu gestalten. Bewegliche Teile und somit auch mögliche Fehlerquellen wurden somit verringert.

Als erwähnenswert gilt hier zu bemerken, dass die Sitzposition unter dem Seilpunkt großen Einfluss auf den Komfort bei den Übungen hat. Deshalb wurde die Position des Patienten beim folgenden konstruktiven Entwurf besonders beachtet. Es wurde beim Prinzipversuch gemessen, wo sich dieser im Bezug zum Seilpunkt befinden sollte. Das wurde in der Konstruktion des Armtrack berücksichtigt.

Der Reibwiderstand in den Seilrollen spielte auch eine nicht unerhebliche Rolle für die spätere Konstruktion. Die Rollen am Testaufbau waren durch einfache Zapfen in Lagerschalen angebracht (siehe Abbildung 7.2). Dabei kam es durch deren Reibung zu erheblichen Beeinflussungen der gesamten Gewichtsentlastung. Es musste weniger Entlastungszug als angenommen aufgebracht werden, da diese Rollen selber dem Armgewicht des Patienten einen gewissen Widerstand boten. Das war auf den ersten Blick vorteilhaft, weil man weniger Entlastungszug aufbringen musste, was den gesamten Aufbau leichter machen würde. Von diesem Standpunkt aus war die Reibung begrüßenswert. Das Problem hierbei lag aber darin, dass es nicht vorhersagbar war, wie viel Widerstand die Rollen dem Armgewicht genau entgegensezten. Das hängt nämlich von der Schmierung, der Zugrichtung, der Bewegungsgeschwindigkeit und den Umgebungsverhältnissen ab. Dies kann nur grob erfasst werden und führt deshalb immer nur zu Schätzungen. Der Reibkoeffizient der Materialpaarungen ist schwer erfassbar, streut erheblich und ändert sich stark mit diversen Einflussgrößen. Deshalb war es ratsam, die Reibung so gering wie möglich zu halten (etwa durch gut gelagerte Rollen) oder sie gar zu vermeiden (ohne Rollen).

## **Gewichtsentlastung**

Am Aufbau war es möglich zu testen, ob eine Gewichtsentlastung mit einem oder zwei Gegengewichten sinnvoll ist. Mit einem Gegengewicht ist die Anbindung an den Patientenarm mit einem Wiegebalken und zwei Schlaufen oder bloß einer Schlaufe denkbar. Mit zwei separaten Gewichtsentlastungen ist eine Anbindung mit je einer Schlaufe pro Gegengewicht möglich. Frau Brugger hat angemerkt, dass die Ausführung mit zwei Gegengewichten besser zu kontrollieren sei, als die anderen Varianten. Dort kann der Wiegebalken anfangen zu schwingen, was ihn in seiner Funktion einschränkt. Die Ausführung mit zwei Seilen ist zwar aufwändiger in der Herstellung, aber für den Komfort des Benutzers angenehmer.

Mit zwei separaten Gegengewichten ist auch eine aktive Steuerung und Unterstützung der Bewegungen des Armes möglich, wenn man die Entlastung motorisch betreibt. Das eröffnet großes Potential für den Anwender, da man gezielt Abläufe trainieren kann. Dies ist einer der großen Vorteile einer motorischen Gewichtsentlastung. Ein anderer Vorteil ist, dass die Einstellung der gewünschten Zugkraft ohne physische Anstrengung per Knopfdruck oder automatisch erfolgen kann. Diese Einstellung kann auch während des Betriebs je nach Position des Armes geändert werden. Auch das ist ein großer Vorteil gegenüber rein mechanischen Komponenten. Als solche wären nämlich Seiltrommeln mit Spiralfedern denkbar. Den zuvor erwähnten Komfort haben diese natürlich nicht, da sie nur passive Komponenten darstellen. Für diese muss man auch eine Einstellvorrichtung anfertigen, was einen zusätzlichen Kostenanteil ausmacht, da sie individuell konstruiert werden muss. Deshalb sind Elektromotoren zu bevorzugen.

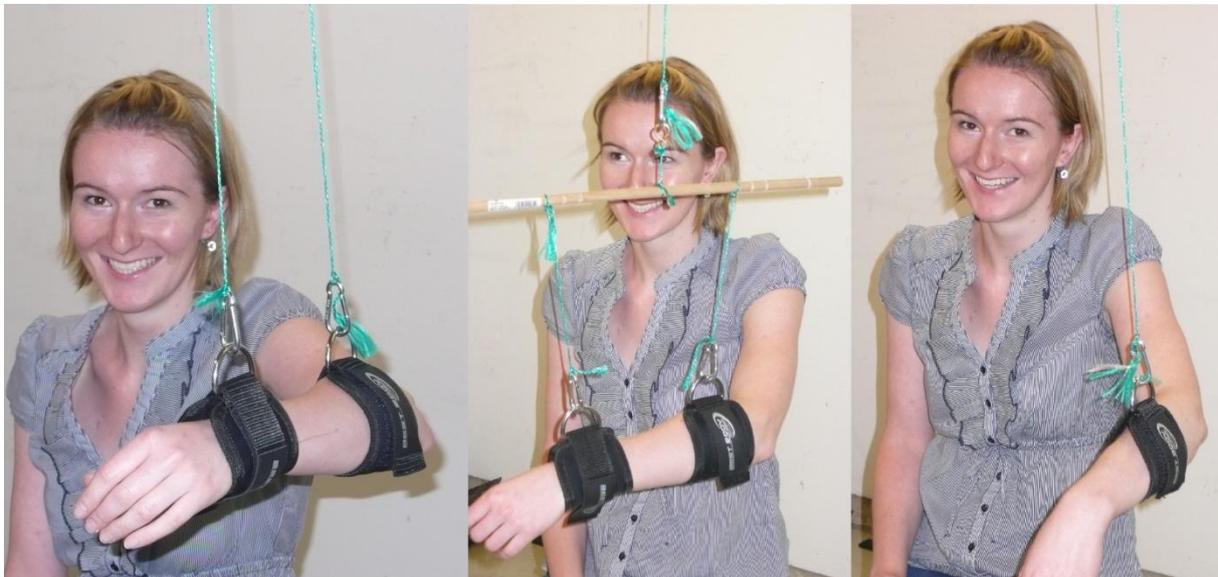
Ein Elektromotor hat gegenüber mechanischen Komponenten den Nachteil, dass er bei einem Stromausfall keine Zugkraft mehr zu leisten im Stande ist und der Arm eines Patienten in diesem Fall unkontrolliert herabfallen kann. Das gilt es natürlich zu vermeiden. Es ist hierbei

aber nicht nötig, den Arm durch eine Sicherheitsbremse an der gegebenen Position festzuhalten. Ein mildes Nachlassen erfüllt ebenfalls den Zweck. Deshalb können auch unterdimensionierte Sicherheitsbremsen oder ein dem entsprechender Mechanismus zum Einsatz kommen. Das wurde im späteren Verlauf der Entwicklung geklärt (siehe Kapitel 8.2 und 9.1).

### Armanbindung

Wie vorhin bereits erwähnt, gibt es einige unterschiedliche Möglichkeiten, den Arm eines Patienten an der Zugschnur zu befestigen:

- zwei Schlaufen an je einem Gegengewicht (Abbildung 7.3 Links)
- zwei Schlaufen an einem Wiegebalken mit einem Gegengewicht. (Abbildung 7.3 Mitte)
- eine Schlaufe an einem Gegengewicht (Abbildung 7.3 Rechts)



**Abbildung 7.3: Verschiedene Armanbindungen**

Kurzum: Die Variante mit zwei Schlaufen und zwei Gegengewichten ist am anwenderfreundlichsten. Das Sichtfeld des Patienten wird so nur wenig gestört. Das ist bei einem Wiegebalken nicht der Fall, wenn er sich an einer ungünstigen Position vor dem Gesicht des Patienten befindet. Ein solcher ist trotzdem nicht ganz auszuschließen, wenn es günstig angebracht ist und auch keine Verletzungsgefahr für den Patienten darstellt. Daraus resultiert, dass zwei Gewichtentlastungen vorgesehen werden. Eine davon kann aber die Zugkraft für den gesamten Arm aufbringen. Es soll dadurch die Möglichkeit erhalten bleiben, dass bei einem eventuellen Ausfall ein Motor die anfallende Last bewältigen kann. Auch eine Rollenzuteilung der Motoren wird dadurch möglich. So kann ein Motor die gesamte Last tragen, während der zweite arretierende Bewegungen ausführen kann.

Die Anbindung mit einer Schlaufe ist für den Patienten nicht sehr angenehm, da sich die Kräftesituation plötzlich ändern kann und somit kein stabiles Gleichgewicht mehr gegeben ist.

---

## Schlaufen

Die verwendeten Schlaufen selber waren Fitness-Artikel für Fußgelenke. Sie wurden als Mittel zum Zweck benutzt und sind nicht für den Praxiseinsatz vorgesehen. Durch den Gebrauch bilden sich nämlich Druckstellen oder die Schlaufen verrutschen. Besonders bei Überkörperbewegungen rutschen diese sehr leicht. Bei längerer Benützung können sich Druckstellen entwickeln. Hier muss eine bessere Polsterung und ein guter Sitz der Schlaufen gewährleistet werden. Grundsätzlich sind Schlaufen aber sehr gut für die Aufnahme des Patientenarmes geeignet, sie müssen nur die vorhin genannten Bedingungen erfüllen.

### 7.5 Schlussfolgerung

Der Prinzipversuch war sinnvoll und hat die Entwicklung des Armtrack entscheidend beeinflusst. Er hat dazu geführt, eine kundengerechte Konstruktion zu begünstigen, denn es wurde besonders darauf geachtet, die Ratschläge von Frau Brugger in die Gestaltung des Armtrack einzubinden. Ihre jahrelange Erfahrung war nützlich und hat mitunter zu folgenden Erkenntnissen geführt:

1. Die Armanbindung über zwei Schlaufen und ohne Wiegebalken und sonstige Zwischenkonstruktion ist gegenüber anderen Konstruktionen zu bevorzugen. Subjektiv entstand der Eindruck, dass sie besser im Betrieb zu handhaben ist. Das Sichtfeld wird minimal gestört und das Gewicht des Armes wird auf zwei Bereiche verteilt, was die Möglichkeit von Druckstellen am Arm vermindert. Das bedingt dann eine Gewichtsentslastung, die einen Arm mit zwei Einheiten entlastet.
2. Die Gewichtsentslastung kann motorisch ausgeführt werden, was Vorteile im Betrieb bringt. Die zu leistende Entlastungskraft kann durch Eingaben an der Steuerung oder automatisch erfolgen. Sie kann auch mit einer geeigneten Steuerungselektronik während des Betriebs geändert werden, was eine aktive Beeinflussung der Übungen ermöglicht. Es kann also das Heben oder Senken des Armes automatisch gesteuert werden. Vertikale Schwenkbewegungen muss der Patient aber selber durchführen. Deren Beeinflussung ist laut dem Lastenheft und in Absprache mit Frau Brugger nicht nötig.
3. Der Einsatz von motorischer Gewichtsentslastung und der Bedingung der Armanbindung, zwei Entlastungseinheiten pro Arm zu verwenden, ermöglicht es, gewisse Übungen automatisch vorzugeben. Das wurde beispielsweise während des Prinzipversuchs ausprobiert. Der Arm von Frau Brugger wurde wie geschildert aufgehängt und die motorische Gewichtsentslastung wurde durch das händische Ziehen an den beiden Seilen simuliert. Es wurde dann das Heben und Trinken aus einem gedachten Glas Wasser nachgestellt. Es zeigte sich, dass diese Übung sehr gut mit dem Manipulieren der Seile angenähert werden konnte.
4. Der Seilpunkt, von dem aus das Seil zum Arm geleitet wird, muss nicht beweglich im Raum sein. Ein über dem Patienten feststehender Seilpunkt wirkt sich laut Frau Brugger nicht störend auf den Übungsablauf aus. Sehr wohl muss die Position des Seilpunkts im Bezug auf den Patienten vordefiniert sein. Das macht es nötig, den Patienten an einen vorgegebenen Ort zu positionieren.
5. Die Reibung in beweglichen Teilen soll möglichst vermieden werden. Sie führt nämlich zu Schwingungen und beeinflusst die Präzision der Übungen.
6. Die Armanbindung über Schlaufen ist sinnvoll, da diese relativ schnell angelegt werden können. Es muss aber darauf geachtet werden, dass durch eine gute Polsterung

---

und eine große Fläche Druckstellen vermieden werden. Ebenfalls soll beachtet werden, dass die Armanbindung während des Betriebs nicht verrutscht. Dazu kann etwa die Form des Hand- oder Ellenbogengelenks genutzt werden.

Die Lehren aus diesem einfachen Test haben gezeigt, dass Versuche sinnvoll sind, um die Möglichkeiten des Konstrukteurs zu erweitern und auf Gefahrenpotentiale hinzuweisen. Deshalb wurde beschlossen, einen Prototyp für den firmeninternen Gebrauch zu konstruieren. Dieser Funktionsprototyp sollte dazu dienen, das Verhalten der elektrischen und elektronischen Komponenten zu prüfen. Die Entwicklung einer motorischen Gewichtsentlastung und danach einer Messsensorik hatten demnach Priorität.

Der fertiggestellte Funktionsprototyp gab der Hard- und Softwareabteilung der Tyromotion die Gelegenheit, parallel zur weiteren Entwicklung des Armtrack virtuelle Übungen zu gestalten und die Entwicklung der Steuerungselektronik zu betreiben. Es wurde auch eine enge Zusammenarbeit im Bereich der Messsensorik unternommen, die zu sinnvollen Ergebnissen geführt hat.

## 8 Funktionsprototyp

Vor und nach dem Prinzipversuch wurden verschiedene Lösungsprinzipien ausgearbeitet. Bei regelmäßig stattfindenden, wöchentlichen Besprechungen wurden sie besprochen, bewertet und ausgedacht. Daraufhin wurden die Ausgewählten in verschiedenen Varianten konstruiert und laufend optimiert. Die Funktionsmodule, die ein physisch existierendes Gerät ausmachten, wurden zuerst gestaltet. Das waren in erster Linie das Grundgerüst und die Gewichtsentlastung. Dabei wurde darauf geachtet, Schnittstellen zu anderen Funktionsbereichen zu definieren. Da nicht alle Bereiche parallel, sondern sequenziell bearbeitet werden konnten, hat das dabei geholfen, in möglichst kurzer Zeit, ohne mehrfachen Aufwand einen ersten Funktionsprototyp zu erstellen.

Der Zweck der Funktionsprototypen bestand darin, die ausgesuchten Lösungsprinzipien im Detail zu untersuchen. Das galt etwa für das Verhalten der Motoren in Betrieb oder die möglichst günstige Positionierung des Patienten gegenüber dem Grundgerüst. Weiters sollte den Software-Entwicklern und Elektronikern die Möglichkeit gegeben werden, eine virtuelle Übungsumgebung zu erstellen und elektronische Komponenten auszulegen.

### 8.1 Seiltrommel

Als Voraussetzung für die Auswahl der Motoren war eine vorhergehende Auslegung der Entlastungsseile und der dazugehörigen Seiltrommeln nötig. Denn über den Durchmesser der Seile wird der minimale Trommeldurchmesser definiert. Dieser wiederum ist maßgebend für die Rotationsgeschwindigkeit der Seiltrommel und das vom Motor zu leistende Ausgangsdrehmoment.

Als Entlastungsseile wurden die technischen Schnüre „Stahldraht Nirosa  $\varnothing$  0,9 mm“ der Firma CGTEC verwendet. Dieser Draht besteht aus nichtrostenden Stahllitzen, die mit einer Polyamidschicht ummantelt sind. Seine Tragkraft beträgt ungefähr 6.1 Newton, was in etwa dem Armgewicht eines 120 Kilogramm schweren Patienten entspricht. Dieser Wert wurde in Absprache mit Tyromotion gewählt, um somit die mögliche unsachgemäße Benutzung des Apparates weitestgehend zu berücksichtigen.

Daraufhin wurden die Seiltrommeln entworfen. Als erste Anhaltspunkte dienten die Ausführungen in der angegebenen Literatur [Beitz, Grote 2001, S. U9 f.] und Hinweise aus dem Internet. Grundsätzlich fiel die Entscheidung der Ausführung auf eine Seiltrommel mit einlagiger Wicklung am Mantel. Das Seil wird dabei durch Rillen geführt, damit es zu keinen Überlappungen kommen kann. Der Grund für diese Entscheidung war, dass durch eine einlagige Wicklung ein konstanter Mantelradius und somit konstante Drehgeschwindigkeiten und Drehmomente für alle Bewegungsbereiche garantiert werden können. Es wurden verschiedene Entwicklungsstufen durchlaufen, bis ein zufriedenstellendes Ergebnis erreicht werden konnte. Sie sind in der Abbildung 8.1 zu sehen. Hier ist die Entwicklung von links nach rechts bildlich dargestellt.

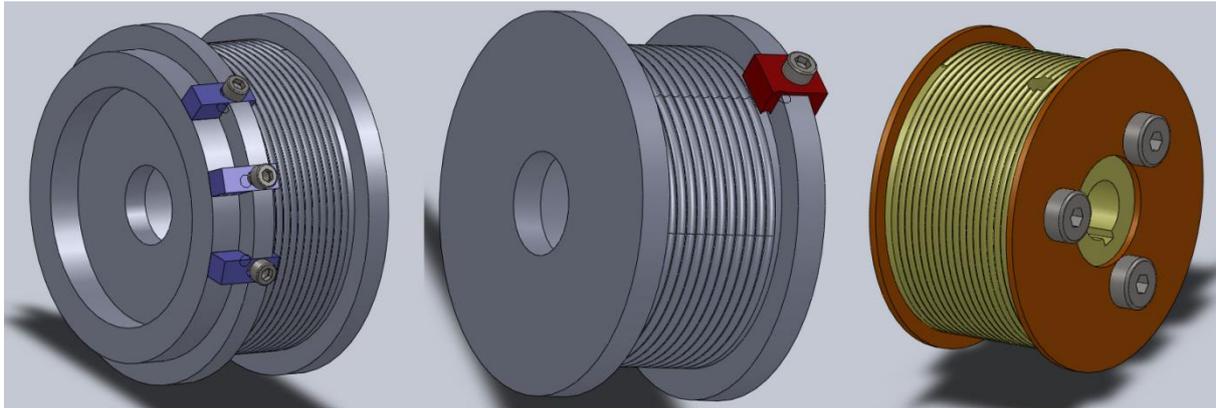


Abbildung 8.1: Seiltrommelentwicklung von links nach rechts

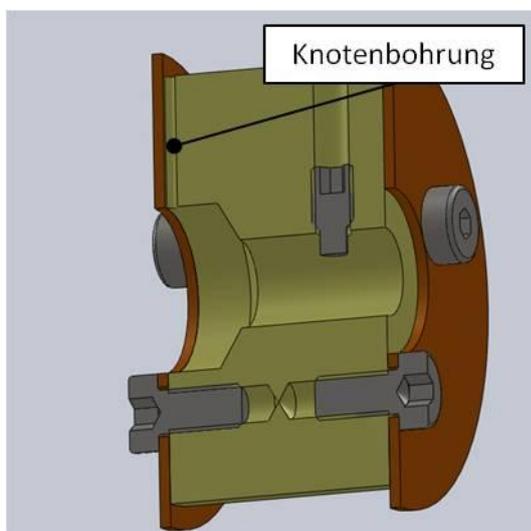


Abbildung 8.2: Schnittansicht Seiltrommel

In der Abbildung ist gut zu sehen, wie sich das Thema der Seilbefestigung entwickelt hat. Zu Beginn der Auslegung sollte das Seil mit drei Klemmstücken reibschlüssig in der Rille befestigt werden. Daraus wurde dann eine und schlussendlich wurde eine formschlüssige Seilfixierung erarbeitet, bei der keine Klemmstücke oder zusätzliche Bauteile nötig sind. Das Seil wird durch ein Knotenloch geführt, dessen Achse normal zur Trommelachse steht. Es wird daraufhin mit einem Knoten an der Innenseite des Mantels befestigt (siehe Abbildung 8.2). Am Übergang von der Knotenbohrung zur Rille muss das Seil geknickt werden. Das hat aber keinen Einfluss auf seine Haltbarkeit, da erst ab der dritten darauffolgenden Rille das Seil im

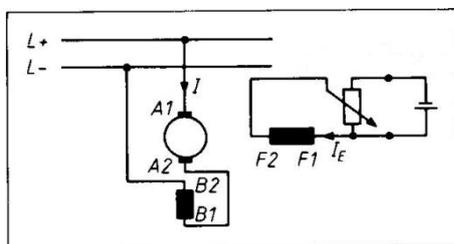
Betrieb abgewickelt wird. In der gleichen Abbildung ist auch der Gewindestift mit Innensechskant und Zapfen zu sehen, der für die radiale und axiale Positionierung auf der Abtriebswelle gedacht ist. Dieser passt in die Scheibenfedernut der Welle, auf der sie montiert wird. Diese Ausführung ergab sich erst nachdem der Motor für die Gewichtsentlastung festgelegt wurde. Der Mantel der Seiltrommel besteht aus Aluminium, weil das Material den Belastungen standhält und leichter ist als eine vergleichbare Ausführung aus Stahl. Die beiden Bordscheiben sind aus Blech und mittels Zylinderschrauben am Mantel befestigt. Diese mehrteilige Bauweise wurde wegen der Fertigbarkeit gewählt. Bei einer einteiligen Ausführung wäre die Fertigung der Seilrillen nämlich problematischer geworden und das wurde deshalb auf Rat des Fertigers Manfred Wilding unterlassen.

## 8.2 Motoren

Wie im Kapitel 8.2 geschildert, hat eine motorisch betriebene Gewichtsentlastung viele Vorteile. Ein weiterer ist, dass durch die Wahl von fertigen Produkten Kosten und Zeit gespart werden können. Die motorische Gewichtsentlastung verbindet nämlich die Funktionen Gewicht entlasten, einstellen und manipulieren mit der Möglichkeit der elektronischen Steuerung und Informationsverwertung. Diese macht es einfach, gewählte

Einstellungen zu ändern und zu dokumentieren. Das ist vorteilhaft, da konkret für jeden einzelnen Patienten die Einstellungen der Gewichtentlastung gespeichert, abgerufen und geändert werden können. Wenn ein Patient, der den Armtrack schon einmal benutzt hat, ihn ein wiederholtes Mal benutzt, ist es nicht mehr nötig, seine Parameter zu ermitteln. Diese werden abgerufen und je nach Fortschritt der Rehabilitation ergänzt. Es ist auch möglich anhand der Steuerung der motorischen Gewichtsentlastung festzustellen, wie lange und mit welcher Intensität die absolvierten Übungen durchgeführt wurden. Das liefert nützliche Hilfestellung bei der individuellen Rehabilitationstherapie.

Am Markt sind Antriebe erhältlich, die nach Wunsch aus mehreren Modulen zusammengesetzt werden können. Dadurch ist es möglich, speziell für die gestellten Anforderungen, das Passende zu finden. Für den Armtrack etwa wurde ein Motorsatz gesucht, der aus einem Motor, einem Getriebe mit passender Ausgangswelle, einem Inkrementalgeber und einer Sicherheitsbremse besteht. Als Motor wurde grundsätzlich einer gesucht, der mit Gleichstrom betrieben wird. Eine Gleichstromversorgung ist nämlich auch eine Voraussetzung für den Einsatz der elektronischen Komponenten.



**Abbildung 8.3: Schaltbild einer fremderregten Gleichstrommaschine**  
[Fuerst, Döring 2000, S. 45]

Von den möglichen Elektromotoren wurde der fremderregte Gleichstrommotor ausgewählt. Bei diesen Maschinen findet die Erzeugung des Erregerfeldes getrennt vom Ankerkreis der Maschine statt. In Abbildung 8.3 ist das Schaltbild eines fremderregtem Gleichstrommotors dargestellt, in dem ersichtlich ist, dass Erreger F und Anker A voneinander getrennt sind und von einer eigenen Stromquelle versorgt werden. Das Erregerfeld kann auch durch einen Permanentmagneten erzeugt werden. Im Fall der Gleichstrommaschinen wird der

Läufer als Anker bezeichnet, weil in ihm im Betrieb eine Spannung induziert wird. Wegen der Trennung der beiden Felder ist es möglich diese Maschinen auf verschiedenste Art und Weise zu steuern. Diese Motoren haben einen linearen, natürlichen Drehmoment-Drehzahl-Verlauf, der durch Gleichung (2) dargestellt wird:

$$M(n) = \frac{k_2 * \Phi * U}{R_a} - \frac{k_1 * k_2 * \Phi^2}{R_a} * n \quad (2)$$

$$k_2 = \frac{k_1}{2 * \pi}$$

$M(n)$  ... von der Drehzahl abhängiges Moment

$k_2$  ... Maschinenkonstante

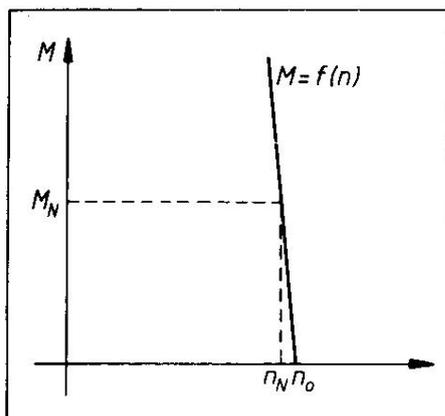
$\Phi$  ... Erregerfeld

$U$  ... Ankerspannung

$k_1$  ... Maschinenkonstante

$R_a$  ... Ankerkreiswiderstand

$n$  ... Drehzahl



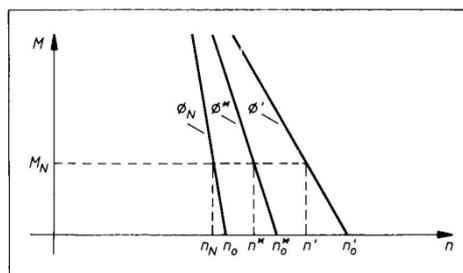
**Abbildung 8.4: Drehmoment-Drehzahl-Kennlinie des fremderregten Gleichstrommotors [Fuerst, Döring 2000, S. 47]**

Der Verlauf der Drehmoment-Drehzahl-Kennlinie ist aus Abbildung 8.4 ersichtlich. Darin ist auch die Leerlaufdrehzahl  $n_0$  der Maschine zu sehen. Bei dieser Drehzahl liefert die Maschine kein Moment. Sie kann berechnet werden, indem in Gleichung (2) Das Moment  $M = 0$  eingesetzt und die Gleichung umformt. Die Gerade  $M=f(n)$  schneidet auch die Ordinate und markiert dort das Anlaufdrehmoment  $M_A$  der Maschine, welches das höchste nutzbare, mögliche Moment darstellt. Sie erhält man, wenn in Gleichung (2) die Drehzahl  $n = 0$  eingesetzt wird. Um die Maschine zu steuern können verschiedene Werte der rechten Seite der Gleichung (2) verändert werden. Je nachdem, welcher Wert geändert wird, sind folgende Möglichkeiten gegeben:

- Erregerfeld  $\Phi$  (durch Feldschwächung)
- Ankerspannung  $U$  (durch Spannungsherabsetzung)
- Ankerwiderstand  $R_a$  (durch Vorwiderstände  $R_v$ )

Die Maschinenkonstanten  $k_1$  und  $k_2$  sind konstante Werte und können in diesem Sinne nicht im Betrieb geändert werden [vgl. Fuerst, Döring 2000, S. 48 ff].

### Drehzahlsteuerung durch Änderung des Erregerfeldes $\Phi$



**Abbildung 8.5: Drehzahlsteuerung über Feldschwächung [Fuerst, Döring 2000, S. 49]**

Der Nennfluss  $\Phi_n$  einer fremderregten Gleichstrommaschine liegt meist bereits in der Sättigung vor und es ist praktisch nur eine Schwächung des Feldes möglich. Das wird erreicht, indem ein Vorwiderstand  $R_v$  vor die Erregerwicklung geschaltet wird und den Erregerstrom herabsetzt. Die Auswirkung ist, dass das Anlaufmoment absinkt und die Leerlaufdrehzahl ansteigt (siehe Abbildung 8.5). Der Drehmoment-Drehzahl-Verlauf wird mit zunehmender Feldschwächung flacher und verschiebt sich in Richtung höherer Drehzahlen. Die Verstellung ist

aber begrenzt durch den Ankerstrom, der nicht zu hoch sein darf, weil sich die Maschine sonst unzulässig erwärmt. Sie ist ebenfalls durch die Drehzahl begrenzt, die ebenfalls nicht zu hoch sein darf, da durch die Fliehkräfte der Kommutator der Maschine gefährdet wird und eine zu hohe Stegspannung zwischen den Kollektorstegen zu Rundfeuer führen kann. Deshalb können die Drehzahlen praktisch etwa im Verhältnis 1: 3 verstellt werden.

## Drehzahlsteuerung durch Änderung der Ankerspannung $U$

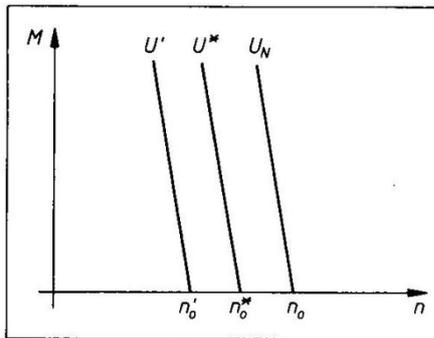


Abbildung 8.6: Drehzahländerung über Spannungsänderung [Fuerst, Dörning 2000, S. 50]

Auch hier ist praktisch nur eine Herabsetzung der Ankerspannung möglich, da die Nennspannung  $U_N$  konstruktiv meist schon die maximal erträgliche Spannung ist. Durch diese Maßnahme ändert sich nur die Leerlaufdrehzahl  $n_0$  und das Anlaufmoment  $M_A$  der Maschine, wie aus Gleichung (2) ersichtlich ist. Die Drehzahl kann über die Änderung der Ankerspannung beliebig zwischen  $n = 0$  und der natürlichen Drehzahl eingestellt werden (siehe Abbildung 8.6). Durch die Umpolung der Ankerspannung ist auch eine Drehrichtungsänderung möglich, was aber beim Armtrack nicht nötig ist. Wird das Erregerfeld durch einen Permanentmagneten erzeugt, der keine Stromzufuhr

benötigt, sind zur Steuerung einer solchen Maschine nur die zwei Leitungen für den Anker nötig. Die Spannung kann separat über elektronische Bausteine verändert werden, was praktisch gut durchführbar ist.

## Drehzahlsteuerung durch Änderung des Ankerwiderstands $R_a$

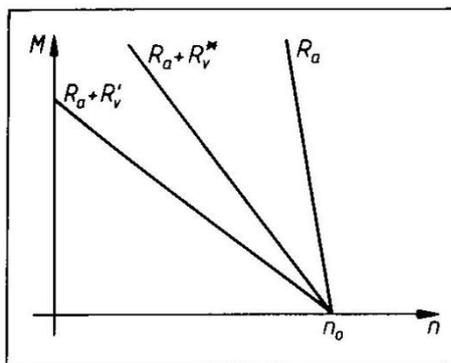


Abbildung 8.7: Drehzahlsteuerung über Erhöhung des Ankerkreiswiderstandes [Fuerst, Dörning 2000, S. 51]

Der Widerstand des Ankerkreises kann durch einen Vorwiderstand  $R_V$  erhöht werden. Aus Abbildung 8.7 und Gleichung (2) ist ersichtlich, dass sich dadurch das Anlaufmoment  $M_A$  der Maschine, nicht jedoch die Leerlaufdrehzahl  $n_0$  verringert. Diese Methode wird vorwiegend zum Anlassen von großen Maschinen verwendet, indem das Anlaufmoment und der Ankerstrom verringert werden. Dieser ist bei geringen Drehzahlen hoch und somit wird eine Beschädigung der Maschine vermieden. Meist wird in drei Stufen zwischen den Vorwiderständen gewechselt, bis die Maschine ihren Betriebspunkt erreicht hat.

Da nun durch die Konstruktion der Seiltrommeln und die Charakteristik der Gleichstrommaschinen die Voraussetzungen für die Wahl einer Antriebseinheit gegeben waren, wurde mit der Suche nach einer in Frage kommenden Anordnung begonnen. In erster Linie waren die in Tabelle 8-1 angeführten Werte für die Auswahl ausschlaggebend:

Tabelle 8-1: Voraussetzungen an die Motoreinheit

Kriterium	Wert
Maximales Moment $M_0$	1.3 Nm
Drehzahl $n$ bei $M_0$	152 u/min
wirkungsgradbehaftete Leistung P	20.2 W

Für die Auswahl der Motoren wurden die technischen Angaben der Hersteller herangezogen, die sich auf das Nennmoment  $M_n$ , die Nenndrehzahl  $n_n$ , die Leerlaufdrehzahl  $n_0$  und das Anlaufmoment  $M_0$  bezogen haben. Das erforderte eine neuerliche Gestaltung der Drehmoment-Drehzahl-Kennlinie mit den zur Verfügung stehenden Werten. Ebenfalls wurden darin der Wirkungsgrad  $\eta$  der Komponenten und die Getriebeübersetzung  $i$  (falls nötig) berücksichtigt. Daraus resultierten die Gleichungen für das Ausgangsmoment am Motor

$$M(n) = \frac{M_n - M_0}{n_n} * n + M_0 \quad (3)$$

und das Ausgangsdrehmoment am Getriebe

$$M(n) = i * \eta * \left( \frac{M_n - M_0}{n_n} * i * n + M_0 \right) \quad (4)$$

Die einzelnen Produkte der verschiedenen Hersteller wurden untereinander nach Baugröße, Gewicht und Kosten verglichen. Die Suche nach geeigneten Motoren wurde gründlich durchgeführt und hat viel Zeit in Anspruch genommen, da das ein wichtiges Element des Armtracks ist. Es wurde eine Vielzahl von Anbietern kontaktiert. Ausgesucht wurde ein Antriebssatz der Firma „Dunkermotoren“. Dieser konnte in einem Baukastensystem individuell zusammengestellt werden und nach einem Treffen mit einem Firmenangestellten wurde beschlossen, deren Produkte zu wählen. Die Konkreten Einzelbestandteile des Antriebssatzes sind in Tabelle 8-2 dargestellt:

**Tabelle 8-2: Komponenten der Antriebseinheit von Dunkermotoren**

Kategorie	Bezeichnung
Motor	GR 42X40, 40 V
Planetengetriebe	PGL 42 K
Sicherheitsbremse	E 38 R
Inkrementalgeber	RE 20

Der ausgewählte Motor ist eine fremderregte Gleichstrommaschine, bei der das Erregerfeld durch einen Permanentmagneten erzeugt wird. Sie kann über die Änderung der Ankerspannung gesteuert werden. Der Kommutator des Motors ist bürstenbehaftet, benötigt aber laut Herstellerangaben keine Wartung, da er für den Dauerbetrieb ausgelegt ist.

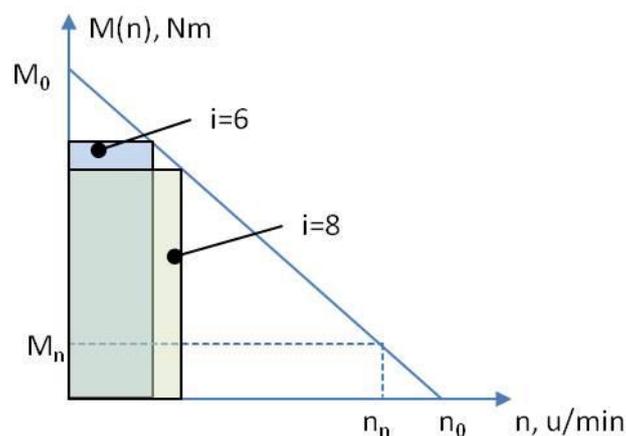
Das Planetengetriebe hat ein Hohlräder aus Kunststoff, welches auch als Hülle des Getriebes dient. Das spart Gewicht und Kosten. Die Planetenräder sind selbstzentrierend und die Welle ist zweifach gelagert. Die Lager sind selbstschmierend, was eine Wartung überflüssig macht.

Nachdem mögliche Probleme im Betrieb ausgelotet wurden, wurde beschlossen, zu den Motoren eine Sicherheitsbremse auszuwählen. Bei einem Stromausfall sollte nicht die Möglichkeit bestehen, dass der Arm eines Patienten ungebremst aus seiner gewichtsentlasteten Lage herabfallen kann. Die Folge davon wären nämlich mögliche Verletzungen des Patienten und seiner Arme. Eine Sicherheitsbremse muss dabei nicht das gesamte Gewicht des Armes halten können. Es genügt, wenn der Arm langsam herabgleitet. Da im Betrieb zwei motorische Entlastungseinheiten für einen Arm nötig sind, sind demnach auch zwei Sicherheitsbremsen pro Arm vorhanden. Beide gemeinsam können die Last eines

Armes tragen. Auch kann die Sicherheitsbremse im Betrieb zur Entlastung des Antriebsmotors verwendet werden. Wenn eine Übung es etwa erfordert, dass der Arm in einer Lage verharrt, kann die Sicherheitsbremse das Tragen des Armes übernehmen. Dadurch muss der Motor nicht mit Strom versorgt werden und er erhitzt sich nicht.

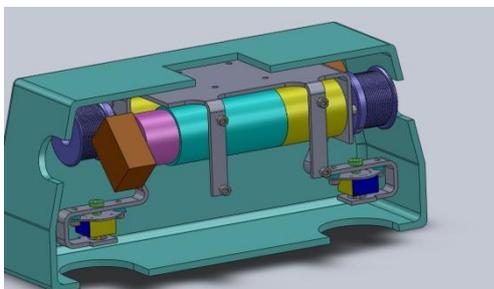
Mit dem Inkrementalgeber kann in Betrieb die Drehzahl bestimmt werden. Das ist für die Regelung des Motors nötig. In Kombination mit zusätzlicher Steuerungselektronik am Motor selber kann auch unsachgemäßer Gebrauch registriert werden. Wird beispielsweise ein Drahtseil zu sehr mit Zugkraft belastet, kann das erkannt werden und der Motor so gesteuert werden, dass er der Belastung nachgibt und das Seil ohne größeren Widerstand herausgezogen wird. Somit können unzulässige Grenzkkräfte, welche die Konstruktion gefährden würden, in einem gewissen Umfang vermieden werden.

In Abbildung 8.8 ist der Drehmoment-Drehzahl-Verlauf des Motors von Dunkermotoren dargestellt. Darin ist auch der Arbeitsbereich der Maschine bei zwei verschiedenen Übersetzungen des Getriebes von  $i = 6$  und  $i = 8$  eingezeichnet. Ausgewählt wurde eine Getriebeübersetzung von  $i = 8$ , um mögliche zusätzliche Reibung und Trägheitsmomente der mit dem Getriebe verbundenen Bauteile zu berücksichtigen.



**Abbildung 8.8: Drehmoment-Drehzahl-Kennlinie von Dunkermotoren**

Detailliertere Informationen zu den ausgewählten Produkten von Dunkermotoren und Angaben zu Einzelwerten befinden sich im Anhang E.



**Abbildung 8.9: Gewichtsentlastungseinheit für einen Arm**

Da zwei Motoreinheiten für die Entlastung eines Armes nötig sind, wurden sie in einem konstruktiven Modul zusammengesetzt. Sie sind in einer horizontalen Ebene nebeneinander und um  $180^\circ$  zueinander gedreht angeordnet (siehe Abbildung 8.9). Der Flansch, an dem die Motoren verschraubt sind, besteht aus einem Blechbiegeteil. An ihn können separat die Sensoren für die Richtungsmessung des Seiles und die Hülle der Entlastungseinheit angebracht werden. In der Abbildung sind zwei Drehpotentiometern als Sensoren und eine frühe Version der Hülle zu sehen.

### 8.3 Verstellbarkeit des Aufbaus

Anhand der hier angeführten zwei Beispiele soll der Entwicklungsprozess bei ungeeigneten Lösungsprinzipien gezeigt werden. Es wurde dabei so vorgegangen, dass für die verschiedenen Funktionen des Armtracks separat Lösungen gesucht wurden. Es wurde dabei kein Lösungsprinzip umgangen, sofern es sinnvoll erschien. Wenn es durchführbar war, wurde untersucht, wie es in das Gesamtkonzept integriert werden konnte. Konflikte zwischen den Einzelfunktionen waren dabei üblich und nicht immer lösbar. Es wurde in Besprechungen die Sichtweise der verschiedenen betroffenen Fachrichtungen einbezogen und über die Durchführbarkeit von Einzelfunktionen entschieden.

#### Klappsystem mit Scharnieren

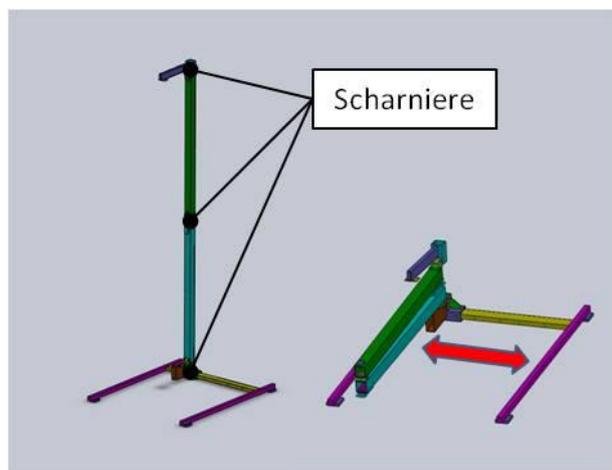


Abbildung 8.10: Zusammenklappbare Anordnung

Im Rahmen der Entwicklung des Armtrack wurden verschiedene Möglichkeiten der Verpackung und des Transports betrachtet. Für den Funktionsprototyp wurde das Zusammenklappen des Gestells mit Hilfe von Scharnieren untersucht (siehe Abbildung 8.10). Diese Anordnung ließe sich platzsparend zusammenklappen und über Rollen, die nicht im Bild zu sehen sind, transportieren. Die Ausführung mit drei Scharnieren wurde aber für den Funktionsprototyp verworfen. Dagegen sprach die komplizierte Handhabung. Zum Aufstellen des Armtrack wäre es nötig, alle beweglichen Elemente zu fixieren, damit sie

während des Aufbaus kontrollierbar bleiben. Dazu wären sechs Einzelaktionen beim Aufstellen nötig, die zusätzliche Zeit benötigen. Auch ist ein striktes Befolgen der Reihenfolge der Einzelaktionen nötig, damit das Gerät erfolgreich aufgestellt werden kann. In diesem Fall ist so ein Vorgehen nicht benutzerfreundlich.

Es spricht auch dagegen, dass alle anderen Bestandteile des Armtrack so angeordnet werden müssten, dass sie nicht beschädigt werden können, nur um das Verpacken zu ermöglichen. Dadurch könnten etwa die Steuerung oder die Gewichtsentlastung nicht optimal positioniert werden.

Durch das Verwenden von drei Scharnieren fügt man Schwachstellen in die Konstruktion ein. Um alle Komponenten dauerhaft ausführen zu können, wäre es nötig gewesen, sie im Grunde genommen wegen der Scharniere überdimensioniert zu konstruieren. Je mehr Komponenten oder Schnittstellen hinzugefügt werden, umso höher werden lokale Werkstoffbelastungen und die Steifigkeit nimmt ab. Aufgrund des unvermeidbaren Spiels in den Scharnieren müssten diese auch speziell ausgeführt sein, um im Betrieb nicht zu klappern. Sie müssten spielfrei eingestellt sein, indem man sie beispielsweise verspannt.

Ein weiteres Ziel für den Armtrack war es, möglichst wenige Kabel sichtbar zu verlegen. Eine Möglichkeit wäre gewesen, sie innerhalb der Hohlprofile des Gestells zu verlegen. Der Sinn dieser Maßnahme war es, die Beschädigungs- und Verletzungsgefahr durch unsachgemäßen Gebrauch zu verringern. Außerdem ist das ein designerisches Mittel, um den Apparat als eine Einheit erscheinen zu lassen. In Kombination mit den Scharnieren zur Verpackung würde das aber bedeuten, dass diese Kabel innerhalb der Hohlprofile fixiert und geführt werden

müssten. Das stellt einen zusätzlichen Aufwand dar, der aufgrund der Verwendung der Scharniere entstehen würde.

Es wäre auch zu früh gewesen, sich in dieser Phase der Entwicklung auf ein System festzulegen, da andere Komponenten noch nicht konzipiert waren. Insgesamt kam man zu dem Schluss, dass es mehr Nach- als Vorteile bei der Verwendung von drei Scharnieren gibt. Deshalb wurde auf deren Einsatz beim Funktionsprototyp verzichtet. Der Funktionsprototyp wurde nicht zusammenklappbar konstruiert. Die Entscheidung über das integrierte Verpacken und den Transport des Armtrack wurde auf eine spätere Phase verschoben (siehe Kapitel 9.7). Dabei wurde eine Variante mit einem Scharnier ausgewählt, das nicht mit der innen liegenden Verkabelung in Konflikt geriet.

### Seitliche Verstellbarkeit des Auslegers mit einem Klemmstück

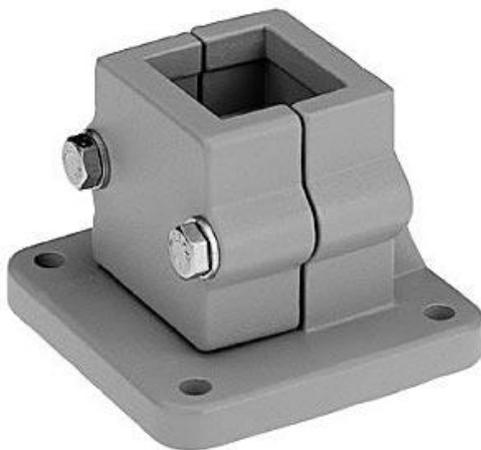


Abbildung 8.11: Fußklemmstück [Norelem 2010]

Die in Abbildung 8.10 dargestellte Version des Funktionsprototyps sollte die Physiotherapie für einen Arm ermöglichen. Er sollte mit einer Gewichtsentlastungseinheit an einem Ausleger ausgestattet werden. Diese Anordnung sollte am unteren Ende der Standsäule seitlich verschoben werden können, um die Benutzung von linkem oder rechtem Arm zu ermöglichen (roter Pfeil in Abbildung 8.10). Verwendet werden sollte ein Klemmstück, wie es in Abbildung 8.11 zu sehen ist. Zwischen dem Klemmstück und dem darin verschiebbaren Rohr war ein Gleitschuh aus Kunststoff vorgesehen, damit die metallischen Komponenten des Klemmstücks und des dazugehörigen Stahlrohres nicht an der Oberfläche in Kontakt treten können. Dadurch sollte die Zerstörung

der Lackschicht am Rohr verhindert werden.

Weiters soll die Belastung des Klemmstücks und die daraus resultierende Verformung theoretisch behandelt werden.

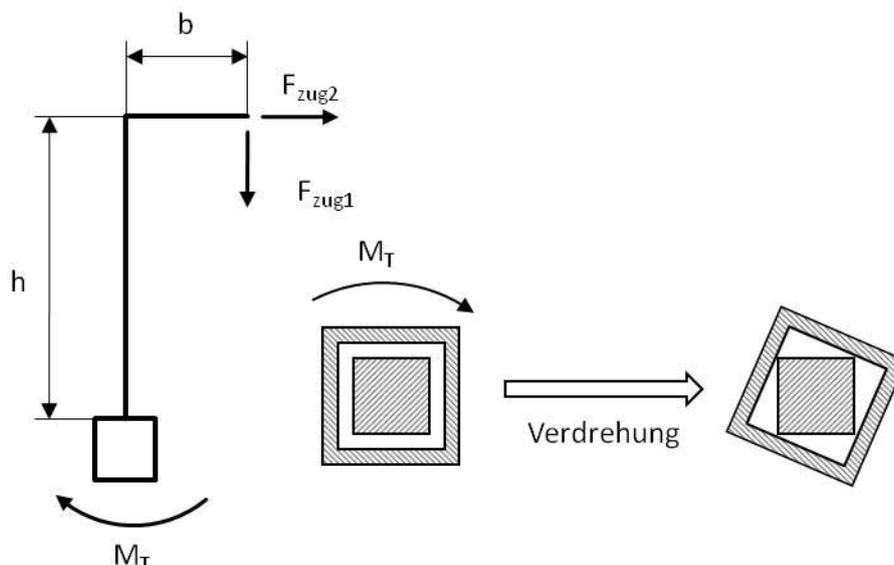


Abbildung 8.12: Belastung und resultierende Verdrehung am Klemmstück

Belastet wird der Funktionsprototyp vorwiegend durch die Zugkräfte  $F_{zug1}$  und  $F_{zug2}$  am Ausleger (siehe Abbildung 8.12). Aufgrund der Hebelarme  $h$  und  $b$  wird am Klemmstück ein Torsionsmoment  $M_T$  verursacht.

$$M_T = F_{zug1} * b + F_{zug2} * h \quad (5)$$

Wegen des nötigen Spiels zwischen Gleitschuh und den metallischen Komponenten der Anordnung kommt es zu einer Verdrehung. Dieses Spiel wird in den folgenden Berechnungen ausgenommen. Es soll aber beachtet bleiben, dass die berechnete Verdrehung aufgrund dessen größer ausfällt. Es wird nur die Verdrehung aufgrund der Verformung des Gleitschuhs dargestellt.

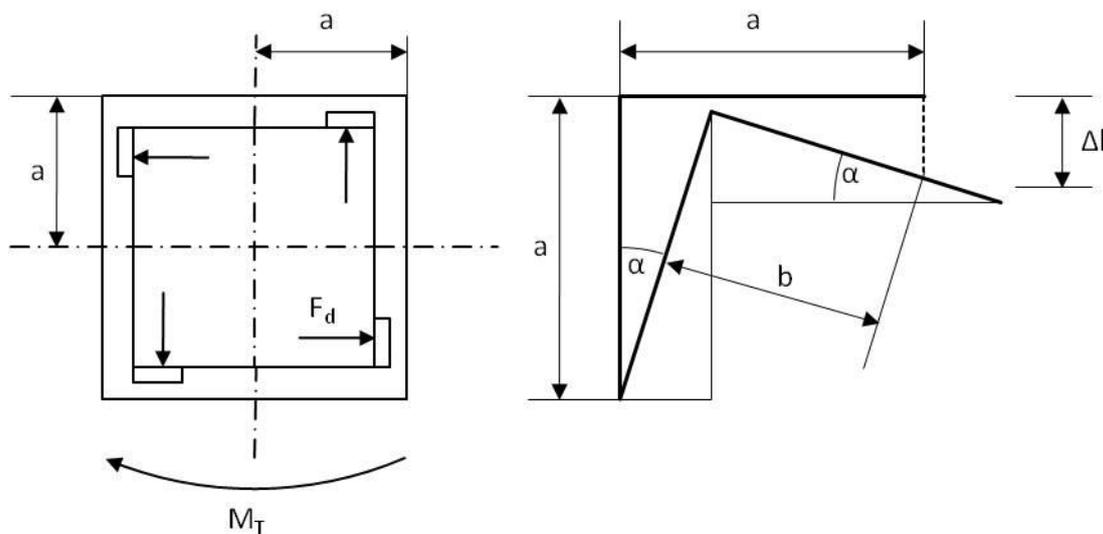


Abbildung 8.13: Skizzen zu Reaktionskräften (links) und resultierender Verformung  $\Delta l$  (rechts) am Gleitschuh

Das Moment  $M_T$  führt zu Reaktionskräften  $F_d$  innerhalb des Klemmstücks (siehe Abbildung 8.13). Für die belastete Fläche des Gleitschuhs wurde angenommen, dass ein Achtel der Kantenlänge durch die Reaktionskraft  $F_d$  auf Druck belastet wird (siehe Abbildung 8.14).

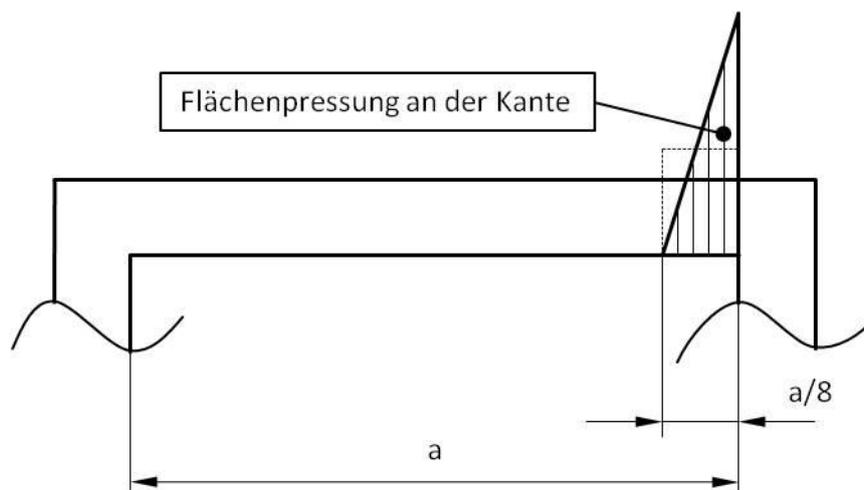


Abbildung 8.14: Flächenpressung an der Kante des Gleitschuhs

Die Länge des Gleitschuhs ist  $l_k$ :

$$F_d = \frac{M_T}{4 * \left(a - \frac{a}{8}\right)} \quad (6)$$

Mit dem Hookeschen Gesetz kann die resultierende Verformung  $\Delta l$  des Gleitschuhs berechnet werden:

$$\Delta l = \frac{F_d * 4}{a * l_k * E} * d \quad (7)$$

Unter Berücksichtigung der Geometrie ist es möglich, den Verdrehungswinkel  $\alpha$  des Klemmstücks zu errechnen:

$$\alpha = \frac{\pi}{2} - 2 * \arccos\left(\frac{a}{a - \Delta l}\right) \quad (8)$$

Schlussendlich folgt daraus die Höhenänderung  $\Delta h$  am Ort der Entlastungseinheit:

$$\Delta h = h * (1 - \cos \alpha) + b * \sin \alpha \quad (9)$$

In der folgenden Tabelle sind die Einzelwerte zu den oberen Gleichungen angegeben:

**Tabelle 8-3: Werte zur Verdrehung am Gleitschuh**

<b>MT</b>	150 Nm
<b>Fd</b>	2875 N
<b>Δl</b>	0.32 mm
<b>α</b>	1.2 °
<b>Δh</b>	16 mm

Aus der Tabelle 8-3 geht hervor, dass die Motoreinheit sich um 16 Millimeter senkt, wenn sie mit Gewicht belastet wird. Dazu ist noch ein Anteil an Senkung aufgrund des Spiels zwischen Gleitschuh und Klemmstück hinzuzufügen. Aufgrund dieser Erkenntnisse wurde eine Variante mit einem in der Bodengruppe angeordnetem Klemmstück verworfen. Aufgrund des großen Hebelarms kommt es hier zu nicht vertretbaren Höhenänderungen  $\Delta h$ . Außerdem wird der Gleitschuh durch die Pressung an den Kanten plastisch belastet. Kunststoffe beginnen in solchen Situationen zu kriechen, was die Funktion des Bauteils negativ beeinflusst.

Falls eine mechanische Verschiebung oder Verdrehung überhaupt erforderlich sein sollte, würde versucht werden, den Hebelarm des Moments  $M_T$  möglichst klein zu gestalten, um das resultierende Biegemoment und die Torsionsbelastung zu verringern. Also wäre diese Einheit in der Nähe der Gewichtsentlastung anzubringen. Aus Gleichung (6) geht hervor, dass eine Vergrößerung der Kantenlänge  $a$  und somit des Profilquerschnitts eine geringere Verformung zur Folge hätte. Durch den größeren Querschnitt hätte auch das Spiel zwischen dem Gleitschuh und den metallischen Komponenten einen kleineren Einfluss auf die resultierende Verdrehung.

## 8.4 Rahmenkonstruktion

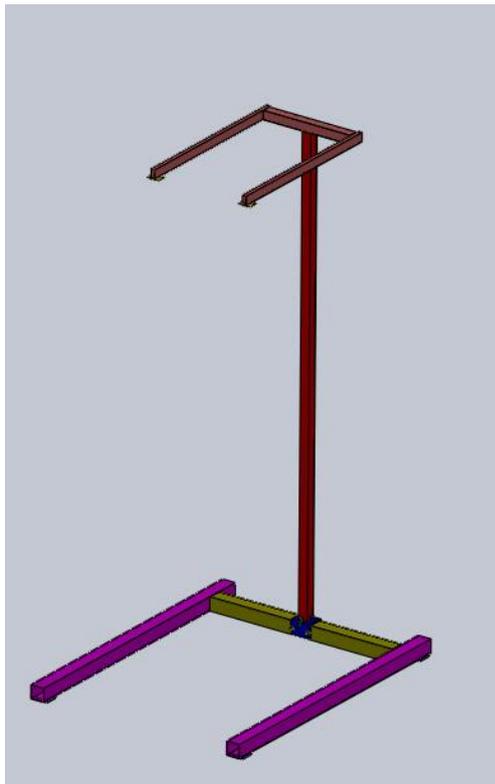


Abbildung 8.15: Rahmenkonstruktion des Funktionsprototyps

Die Rahmenkonstruktion des Funktionsprototyps sollte die grundlegende Funktion der Standsicherheit, Transportierbarkeit und des Positionierens der Gewichtsentlastung in Raum übernehmen. Es war nicht das Ziel, eine kompakte und leichte Konstruktion zu erstellen, wie das beim darauf folgenden Schlussprototyp der Fall war. Ziel war es, eine möglichst einfach zu fertigende und bei Bedarf transportierbare Grundlage für spätere Konstruktionen zu schaffen (siehe Abbildung 8.15).

Alle Bestandteile der Rahmenkonstruktion wurden dauerhaft ausgelegt. Die Schweißnähte wurden ebenfalls so ausgelegt und die Berechnung der Vergleichsspannungen bei zusammengesetzter Beanspruchung für diese wurde nach DIN 18800 durchgeführt.

Der Aufbau der Rahmenkonstruktion bestand aus der Bodengruppe und der Standsäule mit zwei Auslegern. Diese Bestandteile konnten nach Bedarf auseinandergenommen werden, um in einem Fahrzeug transportiert werden zu können. Dazu wurde eine lösbare Schraubenverbindung am Mittelteil der Bodengruppe angebracht. Unter der Bodengruppe wurden vier feststellbare Rollen

montiert. Dadurch konnte der gesamte Apparat in den Räumlichkeiten, in denen er verwendet werden sollte, an die gewünschte Stelle geschoben werden. Dieses Minimum an Transportierbarkeit war für die Tests ausreichend.

Die Rahmenkonstruktion besteht aus rechteckigen oder quadratischen Hohlprofilen aus dem Stahl S235JRH. Diese mussten lackiert werden, damit sich kein Rost entwickeln kann.

Die Standsicherheit des gesamten Apparates wurde durch die Bodengruppe gewährleistet. Dazu war diese aus Profilen mit ausreichendem Gewicht aufgebaut. Die Eckdaten der Rahmenkonstruktion sind in Tabelle 8-4 enthalten:

Tabelle 8-4: Eckdaten zum Funktionsprototyp

<b>Abmessungen (Höhe x Breite x Tiefe)</b>	2194 x 960 x 1240 mm
<b>Masse</b>	26.6 kg
<b>Schwerpunkthöhe</b>	568.5 mm
<b>Eigenfrequenz</b>	24 Hz

Die Eigenfrequenz der Konstruktion wurde dadurch ermittelt, dass die Durchbiegungen der einzelnen, belasteten Bereiche der Konstruktion durch Superpositionierung zu einer Gesamtdurchbiegung zusammengesetzt wurden [vgl. Beitz, Grote 2001, S C21]. Daraufhin konnte die Eigenfrequenz der Rahmenkonstruktion berechnet werden.

Gebaut wurde die Rahmenkonstruktion in der Werkstatt des MEEM von Manfred Wilding und mir. Durch die einfache Konstruktion waren nicht viele Fertigungsschritte nötig und der Bau wurde dadurch rasch vollzogen.

## 8.5 Sensoren

Der erste Anhaltspunkt für den Entwurf eines Messsystems und wie es zu gestalten war, war die Ausführung beim Gametrack. In ihm waren zwei Sensoren der Firma Productwell (kurz PWL) verbaut. Diese Kreuzpotentiometer mit jeweils zwei integrierten Drehpotentiometern konnten die beiden Winkel der Schnur zum vertikalen Lot des Gametrack messen. Die Drehachsen der integrierten Sensoren standen senkrecht zueinander und parallel zur Platine der Sensoren. Die Besonderheit dieses Sensors mit der Bezeichnung RKJXP12004 war es, dass die Schnur des Gametrack durch ihn hindurch geführt werden konnte. Somit wurde keine Zusatzkonstruktion außerhalb des Sensors selbst für die Messung benötigt (siehe Abbildung 8.16).

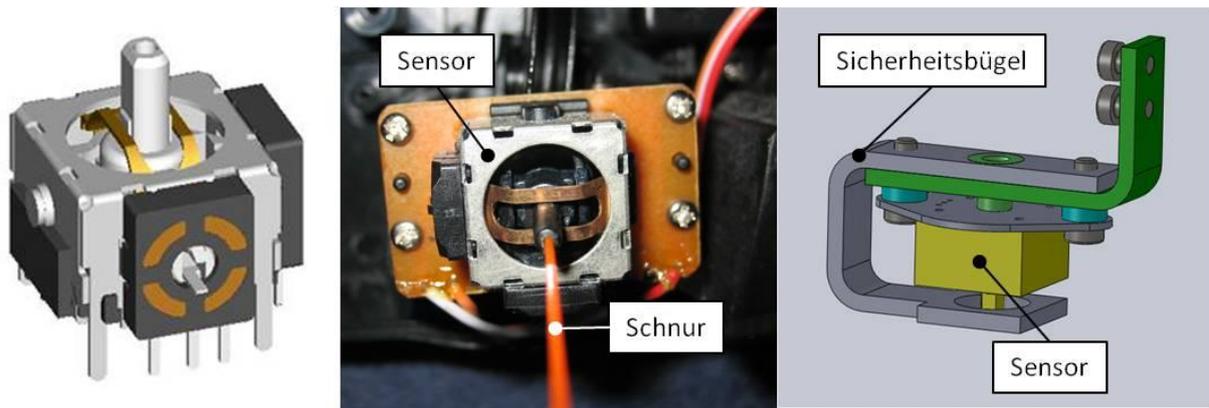


Abbildung 8.16: Dreipotentiometer RKJXP120004 (links), Anwendung beim Gametrack (Mitte), Anwendung beim Armtrack (rechts)

Das Prinzip vom Gametrack konnte aber nicht identisch beim Armtrack übernommen werden, da hier die Kräfteverhältnisse andere waren. Es kam noch erschwerend hinzu, dass dieser Sensor nicht am Markt zu kaufen war. Die Korrespondenz mit PWL blieb in dieser Hinsicht erfolglos.

Es wurde versucht, nach Ersatz für diese Komponente zu suchen, aber auch das führte zu keinen verwertbaren Ergebnissen. Deshalb wurden verschiedene andere Messsysteme geprüft. Einige davon waren etwa die Verwendung von Dehnmessstreifen (DMS), Drucksensoren und anderen, auf Potentiometern basierende, Prinzipien (siehe Abbildung 8.17).

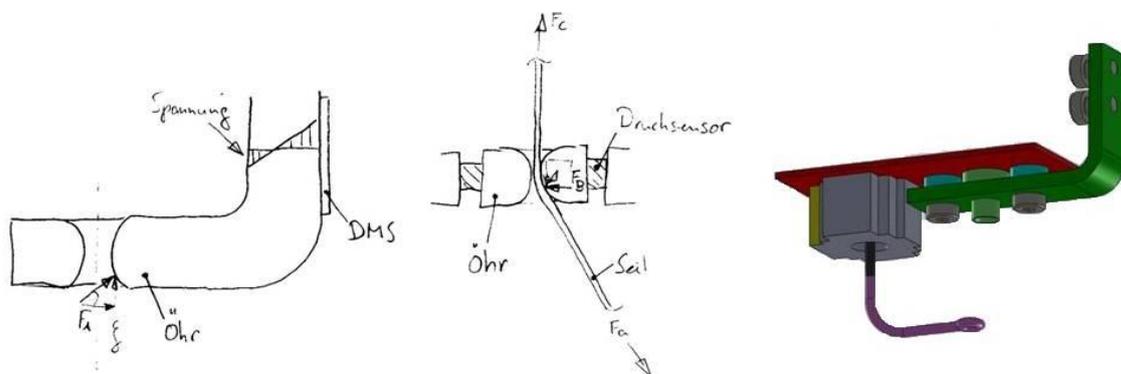


Abbildung 8.17: Messprinzipien: DMS-Streifen (links), Drucksensor (Mitte), Dreipotentiometer (rechts)

Diese Prinzipien hatten den entscheidenden Nachteil, dass die Reibung durch die Bewegung des Seils die Messung beeinflusst und in einer Erhöhung der Messunsicherheit resultierte. Sie waren auch schwer zu fertigen, weshalb keine dieser Möglichkeiten zur Messung für Sinnvoll gehalten wurde. Die Entscheidung über das Messprinzip wurde nicht rechtzeitig zur Fertigstellung des Funktionsprototyps abgeschlossen. Es wurde in der nächsten Phase der Produktentwicklung nach anderen Lösungen gesucht.

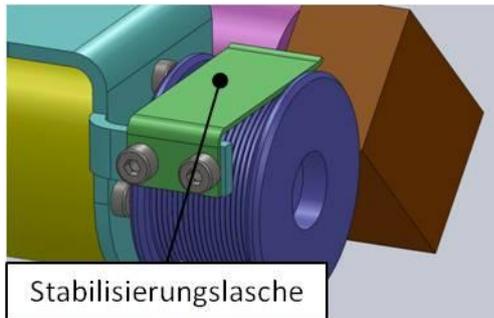
## 8.6 Tests und Folgen

Die elastische Verformung der belasteten Bauteile wurde im Test geprüft. Sie wirkte sich nicht negativ auf die Funktionsfähigkeit des Armtrack aus. Deshalb wurde die errechnete elastische Verformung als Richtwert für den folgenden Schlussprototyp angenommen. Die mit der Verformung im Zusammenhang stehenden Grenz- und Sicherheitswerte der Dauerfestigkeitsberechnung wurden in Folge dessen ebenfalls als Richtlinie festgelegt.

Bei den Tests mit dem Funktionsprototyp wurde festgestellt, dass das Seil bei ruckartig nach oben gerichteten Bewegungen des Armes aus den Rillen der Seiltrommel springt und sich am Mantel überkreuzt. Das kann zur Verknötung führen und macht einen Gebrauch des Apparats nicht mehr möglich. Dieses Fehlerszenario wurde schon vorher erkannt und dafür war eine Lösung vorgesehen (siehe später). Es wurde aber der Test der Seiltrommel abgewartet, um zu sehen, ob es überhaupt zu dieser Situation kommen kann, da sie nicht offensichtlich war.

Allgemein war das bei jeder Variantenauslegung ein gängiges Vorgehen. Es wurde eine Variante und eine dazugehörige Alternative gewählt. Für diese beiden wurden mögliche Probleme identifiziert, die durch die Wahl dieser Varianten erst entstehen konnten. Daraufhin konnten für die erkannten Probleme Lösungen erarbeitet werden oder die Variante wurde verworfen und ihre Alternative wurde bevorzugt. Diese Vorgehen leitet sich aus dem „Eric Sevareid’s Law“ ab, welches folgendes Besagt: „The chief source of problems is solutions.“ Zu Deutsch: Die Hauptursache für Probleme sind (vorangegangene) Lösungen.

Der Zweck dieses Vorgehens ist dem der FMEA-Analyse ähnlich. FMEA steht für „Failure Mode and Effects Analysis“, was so viel bedeutet wie „Fehler-Möglichkeiten- und Einfluss-Analyse“. *„Eine FMEA ist eine weitgehend formalisierte analytische Methode zur systematischen Erfassung möglicher Fehler und zur Abschätzung der damit verbundenen Risiken [...]“* [Pahl et al. 2007, S. 702]. Sie wird gerne bei Neuentwicklungen angewendet. Dabei werden den erkannten Fehlern Punkte zugeordnet, die dann zu einer Rangliste der zu lösenden Probleme führen. Die FMEA wurde aus zeitlichen Gründen bei der Entwicklung des Armtrack nicht angewendet, da hier durch die Beachtung des „Eric Sevareid’s Law“ und durch ständige Kommunikation der Betroffenen Probleme erkannt und in Angriff genommen wurden. Durch das Bewerten der verschiedenen Lösungsprinzipien wurden deren Mängel ohnehin erkannt und diskutiert, was im Grunde genommen einer impliziten FMEA-Analyse entspricht.



**Abbildung 8.18: Stabilisierungsglasche an der Seiltrommel**

Nachdem es zu dem angesprochenen Problem des aus der Rille springenden Seils gekommen ist, wurde eine Stabilisierungsglasche an den aufgewickelten Draht angelegt (siehe Abbildung 8.18). Sie drückt auf das in den Rillen liegende Seil und verhindert so ein Herausspringen und ein Überkreuzen. Das Material für dieses Bauteil ist Kunststoff, damit die Polyamidschicht des Seils nicht zu sehr durch Reibung abgenutzt wird. Das Verwenden dieser Stabilisierungsglasche machte eine neuerliche Auslegung der Seiltrommel überflüssig und hat so Entwicklungszeit eingespart. Es waren auch andere

Vorkehrungen an Stelle der Stabilisierungsglasche möglich. Solche wären etwa eine federvorgespannte oder einlagig bewickelte Trommel oder eine an diese Situation angepasste Steuerung der Drehzahl. Diese wurden jedoch aufgrund der Festlegung auf die Stabilisierungsglasche nicht durchgeführt.

Nachdem der Funktionsprototyp an Tyromotion geliefert worden war, wurde der Entwicklungsbereich ausgeweitet. Dazu wurden von der Tyromotion verschiedene Gruppen für folgende Bereiche gebildet:

- Hardware: elektronische Bauteile und Stromversorgung
- Software A: Mikrocomputer, Schnittstellen, grafische Benutzeroberfläche
- Software B: virtuelle Anwendungen und Modell

Der Funktionsprototyp diente als Ausgangspunkt für deren Entwicklungen. Aufgrund der festgelegten Struktur und Komponenten der Konstruktion war es den Softwareentwicklern möglich, ihren Teil zur Entstehung des Armtrack beizutragen. Dabei wurden auch firmenexterne Bereiche eingebunden. So wurde die Gruppe Software B auch von Fachleuten der FH Graz gebildet.

Um den Fortschritt der Entwicklung zu begünstigen, wurde festgelegt, dass die elektronischen Bauteile der Steuerung räumlich getrennt von der Gewichtsentlastung und der Sensorik untergebracht wurden. Dadurch sollte Masse an der Gewichtsentlastung gespart werden, sodass die Ausleger und daran anschließende Bauteile der Konstruktion nicht zusätzlich belasten wurden.

Der bisherige Stand der Produktentwicklung des Armtracks war der Ausgangspunkt für die Entwicklung des Schlussprototyps. Hier wurden erkannte Schwachstellen behoben, Optimierungen vorgenommen und weitere Funktionen zur Gesamtkonstruktion hinzugefügt. Die Gestaltung der folgenden Entwicklungsstufe sollte auch weiterhin unter Gebrauch von analytischen und empirischen Methoden und der Einbeziehung von Nutzern und Experten verschiedener Disziplinen fortgesetzt werden, um den Erfolg der Entwicklungsarbeit zu begünstigen.

## 9 Schlussprototyp

Nachdem der Funktionsprototyp gebaut wurde, war es an der Zeit, den letzten vorgesehenen Schritt im Rahmen der Diplomarbeit zur Entwicklung des Armtrack zu unternehmen. Aufgrund der vorhergehenden Erkenntnisse wurde dazu zuerst das Lastenheft überarbeitet. Ein besonderer Fokus dabei war eine Definition davon, wie der Armtrack nach dem Gebrauch verpackt und transportiert werden kann. Das war nämlich bisher zu unscharf umrissen und die Kundenwünsche in dieser Hinsicht waren unklar. Deshalb wurde Frau Elisabeth Brugger zum Umgang der Physiotherapeuten mit nicht benutzten Geräten befragt. Es hat sich ergeben, dass das Verstauen von nicht benötigten Geräten vor allem schnell und einfach durchgeführt werden soll. Es wurde dabei nicht drauf geachtet, dass das verpackte Gerät möglichst kleine Abmessungen hat. Daraus ergaben sich die Anforderungen an das Produkt, dass es mit möglichst wenigen Handgriffen von einem Laien aufgestellt werden kann. Dieser Wunsch wurde schon bei der Erstellung des Lastenhefts geäußert, jedoch waren auch minimale Randbedingungen für den Transport und die Verpackung gefordert. Diese wurden berichtigt. So fielen konkret alle Prinzipien weg, die eine Verpackung in einem Koffer vorsahen, da hier für einen Apparat dieser Größenordnung viele Einzelschritte beim Aufstellen und Abbauen nötig wären. Die Verwirklichung der überarbeiteten Forderungen wird in diesem Kapitel behandelt.

Der Schlussprototyp sollte alle wichtigen Funktionen erfüllen können, die an ihn gestellt wurden. Dazu zählen auch der vorhin erwähnte Transport und die Verpackung. Es sollten auch bestehende Konstruktionen und Lösungsprinzipien optimiert werden. So waren in etwa die Reduktion des Gewichts oder kleine Verformungen im Betrieb zentrale Aufgabenstellungen.

Es wurde darauf Acht gelegt, dass die Ausführung der Komponenten möglichst fertigungsgerecht war. Dies Kosten für den Armtrack sollten ebenfalls in einem vertretbaren Rahmen gehalten werden. So wurde in etwa für alle Schraubverbindungen M4-Schrauben ausgewählt, wo dies möglich war. Das sollte die Kosten für unterschiedliche Fertigungs- und Montageschritte und den Bedarf an unterschiedlichen Zukaufteilen vereinheitlichen.

### 9.1 Motoreinheit

Nach dem Test des Funktionsprototyps hat sich herausgestellt, dass die motorische Gewichtsentlastung zufriedenstellend war. In dieser Hinsicht wurden die vorgeschlagenen Komponenten und Schnittstellen beibehalten, was dem Gleichteileprinzip entspricht. Dabei werden gleiche Bauteile, die keine Normteile sind, für verschiedene Gesamtprodukte verwendet.

Die Erwärmung der Motoren im Betrieb beeinträchtigt nicht deren Funktion und die Sicherheitsbremsen haben sich als zuverlässig erwiesen. Lediglich die Getriebeübersetzung von  $i = 8$  stellte sich bei den Tests als zu groß heraus. Ausgesucht wurde diese Übersetzung auch wegen der Annahme, dass alle Übungen langsam durchgeführt werden. Da diese Formulierung ungenau ist, wurden sie in Absprache mit Frau Brugger konkretisiert und insgesamt etwas erhöhte Geschwindigkeiten angenommen. Ausschlaggebend für die Auswahl einer Getriebeübersetzung von  $i = 8$  waren aber die bis dahin noch nicht ermittelten Reibungs- und Trägheitseinflüsse der verwendeten Komponenten. Deshalb wurde vorsichtshalber eine zu große Übersetzung ausgesucht. Diese musste verringert werden. Grundsätzlich ändert das

aber nichts an den Abmessungen der Motoreinheit, da das ausgewählte Planetengetriebe PLG 42 K von Dunkermotoren auch mit Übersetzungen von  $i = 6$  oder  $i = 4$  erhältlich ist. Nach der Klärung der Reibeinflüsse, die empirisch festgestellt werden mussten und einen Test nötig machten, scheint eine Übersetzung von  $i = 6$  als angemessen.

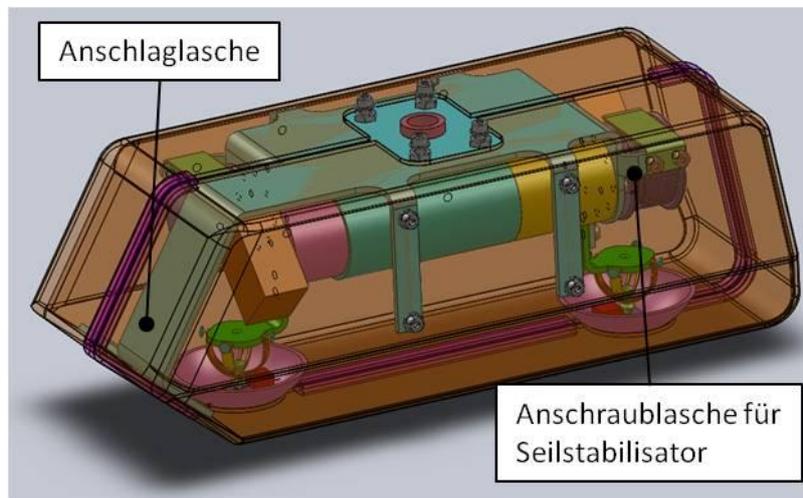


Abbildung 9.1: Motoreinheit des Schlussprototyps

Die zu der Motoreinheit gehörende Flanschplatte wurde ebenfalls beibehalten. Es wurden nur zwei zusätzliche Komponenten hinzugefügt. Eine war die Anschraubblase für die Seilstabilisierung (siehe Kapitel 8.6) und die zweite war eine Anschlaglasche zur Verpackung des Armtrack (siehe Abbildung 9.1). In der Abbildung ist die komplette Motoreinheit mit allen Komponenten dargestellt.

Alle Komponenten der Motoreinheit werden von der Außenhülle umschlossen. Diese Hülle besteht aus den beiden Hüllenhälften und den dazugehörigen Dichtlippen. Sie wird seitlich am Motorflansch angeschraubt und kann einfach demontiert werden. Die Dichtlippen sind dort unterbrochen, wo die zwei Drahtseile zum Patienten hin geführt werden. Die Form der beiden Hüllenteile wurde so gewählt, dass sie möglichst einfach aus Kunststoff hergestellt werden können. Deshalb sind auch keine komplexe Geometrie oder Hinterschnitte vorhanden.

## 9.2 Sensorik

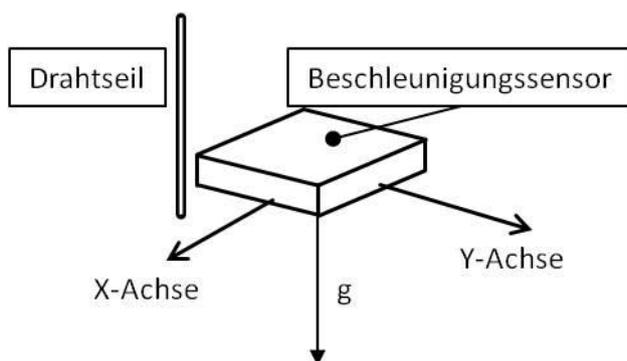


Abbildung 9.2: Messprinzip mit Beschleunigungssensor

Da bei dem Funktionsprototyp noch kein Messsystem erstellt werden konnte, wurde für den Schlussprototyp eines konstruiert. Die Prinzipien, welche mit Potentiometern arbeiten, wurden verworfen und ein anderes System verwendet. Es wurde beschlossen, die Bewegungsmessung eines Drahtseiles mit einem Beschleunigungssensor vorzunehmen. Da langsame Bewegungen auftreten, können die dadurch hervorgerufenen Beschleunigungen vernachlässigt werden. Zur Bestimmung der beiden

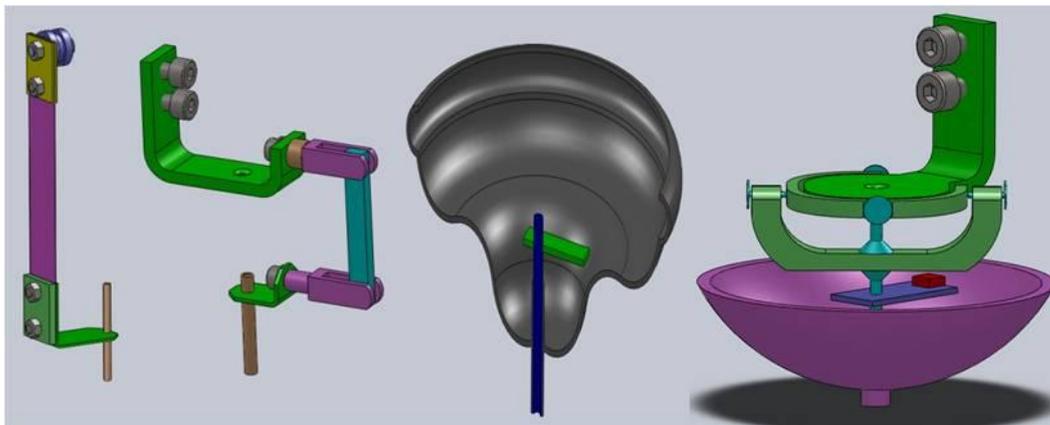
Neigungswinkel des Drahtseils kann die Erdbeschleunigung  $g$  verwendet werden. Ein Beschleunigungssensor mit zwei messenden Achsen wird so positioniert, dass seine Achsen normal zum Erdschwerefeld stehen. Das bedeutet, dass der Sensor keine Beschleunigung in dieser Position messen kann. Im Bezug zum Beschleunigungssensor wird das Drahtseil mit diesem ebenfalls so gekoppelt, das es normal zu den beiden messenden Achsen des Sensors steht. In dieser Lage ist definiert, dass sich das Drahtseil parallel zum Erdbeschleunigungsfeld

g befindet (siehe Abbildung 9.2). Wird es aus dieser Lage ausgelenkt, bewegt sich auch der damit gekoppelte Beschleunigungssensor und die beiden messenden Achsen registrieren eine Beschleunigung, weil nun die Wirkrichtung des Erdschwerefelds nicht mehr normal auf diese steht.

Mit diesem System ist nur eine messende Einheit pro Drahtseil nötig. Die benötigten Sensoren sind klein und können leicht verbaut werden. Bei der konstruktiven Ausführung ist darauf zu achten, dass die messenden Achsen des Beschleunigungssensors immer normal auf das Drahtseil stehen. Die Messachsen dürfen auch nicht um das Drahtseil rotieren können, da sonst die Auslenkungsrichtung des Drahtseils verfälscht wird.

Die Messunsicherheit der am Markt verfügbaren Beschleunigungssensoren ist ausreichend genau für deren Gebrauch. Der Sensor LIS244ALH von ST verfügt über eine garantierte Messgenauigkeit von  $\pm 0.04 \cdot g$ , was in etwa der Seilauslenkung von  $\pm 2.3^\circ$  entspricht. Das bedeutet, bei einer Drahtlänge von einem Meter, in etwa eine horizontale Auslenkung von vier Zentimetern normal zur Seilachse. Gefordert ist eine Messgenauigkeit von fünf Zentimetern, was diesen Sensor für die Anwendung im Armtrack tauglich macht. Nähere technische Angaben zum Beschleunigungssensor LIS244ALH befinden sich im Anhang F.

Für die mechanische Koppelung des Beschleunigungssensors mit dem Drahtseil sind mehrere Ausführungen möglich. Einige sind in Abbildung 9.3 dargestellt. Von links nach rechts sind folgende Koppelungen abgebildet: Biegefeder mit Drehgelenk, Gelenkköpfe, Gummibalg und Kreuzgelenk.



**Abbildung 9.3: Koppelungen zwischen Drahtseil und Beschleunigungssensor**

Alle Ausführungen koppeln das Drahtseil mit dem Beschleunigungssensor, wie es zuvor definiert wurde. Lediglich die Biegefeder ist in vertikaler Richtung torsionsweich, was in einer prinzipbedingten Messungsverzerrung resultieren würde. Favorisiert wurde die Konstruktion mit dem Kreuzgelenk. Sie ist kompakt und der Bewegungsablauf ist eindeutig definiert. Außerdem bewegt sich der Beschleunigungssensor hier auf einer Kugelfläche, was die Trennung der Motoreinheit von dessen Umgebung vereinfacht. Es muss dazu nur ein Loch der entsprechenden Größe in die Außenhülle geschnitten werden. Somit kann das Innere der Motoreinheit leicht vor Staub geschützt werden. Als Alternative zu diesem System wurde der Gummibalg gewählt. Dieser besteht vorteilhafterweise nur aus drei Teilen und kann an der Außenhülle befestigt werden. Durch ihn wäre ebenfalls die Hülle nach innen abgeschlossen. Aufgrund seiner Bauweise könnte die Außenhülle kompakter als bei den anderen Koppelungen gestaltet werden. Trotz seiner Vorteile hat ein Nachteil den Ausschlag gegeben, warum dieser bloß als Alternative gilt. Wegen des Zeitplans war es nicht möglich

Betriebstests mit dem Gummibalg durchzuführen. Aufgrund der Materialeigenschaften von Kunststoff (Schwingverhalten, Kriechen, Sprödigkeit bei Sonneneinstrahlung) hätten diese vorgenommen werden müssen. Der Gummibalg kann aber, sobald seine Zuverlässigkeit bestätigt ist, das Kreuzgelenk ersetzen, denn er bietet mehr Vorteile als jenes.

Somit wurde der Beschleunigungssensor mit Kreuzgelenk für den Schlussprototyp ausgewählt und in die Motoreinheit integriert (siehe Abbildung 9.1).

### 9.3 Optimierung der Konstruktion und Kraftfluss

Der Bereich, in dem es viel zu optimieren galt, war das Grundgerüst des Armtracks. Die Aufgabenstellung dieses Grundgerüsts wurde beibehalten. Es sollte, wie beim Funktionsprototyp, eine im Raum fixe Position der Gewichtsentlastung gewährleisten und den Patienten nicht bei der Ausführung der Übungen stören. Unter Optimierung war gemeint, die Gestalt des Grundgerüsts möglichst den Belastungen anzupassen. Dadurch sollte Gewicht gespart und der Schwerpunkt und die Verformung gesenkt werden. Es können ihrer Definition nach nicht alle angesprochenen Ziele gleich gut verwirklicht werden. Die Reduktion des Gewichts und der Verformung sind in diesem Fall zwei gegenläufige Zielsetzungen. Wird beispielsweise in einem belasteten Bauteil der Querschnitt verkleinert, was das Gewicht senkt, so wird andererseits die Verformung erhöht, wenn dieser Querschnitt belastet wird.

Das Grundgerüst soll die Kräfte, die darauf wirken, von der Gewichtsentlastungseinheit zum Boden leiten. Bei solchen Aufgabenstellungen bietet die Methodik des Kraftflusses Möglichkeiten zur optimalen Ausführung der Konstruktion. Der Begriff des Kraftflusses ist ein Hilfsmittel im Maschinenbau, um solche Aufgaben zu veranschaulichen. Er ist nicht genau definiert, beinhaltet aber Richtlinien zur kraftflussgerechten Gestaltung von Bauteilen. Allgemein geht es darum, das vorhandene Material eines Bauteils optimal zu nutzen. So sollte jeder Bereich eines Bauteils möglichst naher an den zulässigen Grenzwerten belastet werden. *„Eine kraftflussgerechte Gestaltung sucht daher scharfe ‚Kraftflussumlenkungen‘ und eine Änderung der ‚Kraftflussdichte‘ infolge schroffer Querschnittsübergänge zu vermeiden, damit keine ungleichmäßigen Beanspruchungsverteilungen mit hohen Spannungsspitzen auftreten.“* [Pahl et al 2007, S. 355]. Dazu gibt es Konkrete Richtlinien, die wie folgt lauten:

- Kraftfluss muss stets geschlossen sein
- Kraftfluss soll möglichst direkt und kurz sein
- scharfe Umlenkungen des Kraftflusses und Änderung der Kraftflussdichte aufgrund von unstetigen Querschnittsübergängen sind zu vermeiden

Beim Armtrack spielt auch die Verformung eine große Rolle und zu diesem Thema bieten die Richtlinien der kraftflussgerechten Konstruktion Hinweise. Es wird darauf hingewiesen, dass Torsions- und Biegebeanspruchungen die größten Verformungen verursachen und dass diese durch Zug- oder Druckbelastung zu ersetzen sind, wo es möglich ist. In dieser Hinsicht empfiehlt auch Professor Jürgens, Torsionsbelastung zu vermeiden, wo es möglich ist.

Es folgen nun mehrere Prinzipbeispiele zur Anwendung des kraftflussgerechten Konstruierens, welche die vorgenommenen Einzelschritte veranschaulichen sollen. Sie wurden alle beim Armtrack angewendet.

#### 9.3.1 Prinzip: Torsion am Ausleger

Anhand eines Prinzipbeispiels soll hier verdeutlicht werden, wie eine Torsionsbelastung am Ausleger vermieden wurde. Beim Funktionsprototyp war der Ausleger aus zwei Teilen aufgebaut, die miteinander verbunden waren. Das waren zwei rechtwinklig zueinander verschweißte Hohlprofile. Anhand eines Beispiels mit beliebigen Werten wird hier gezeigt, wie durch möglichst kurzen, direkten Kraftfluss Torsion vermieden werden kann.

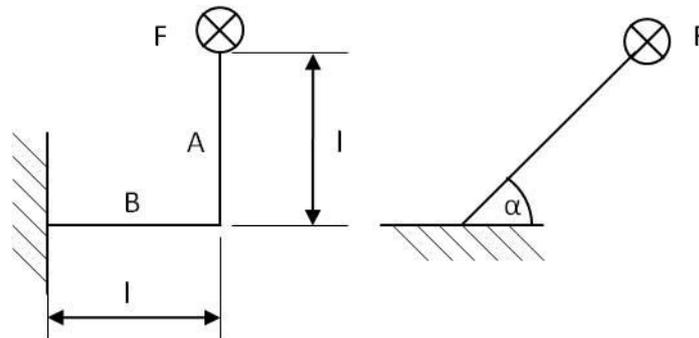


Abbildung 9.4: Verschiedene Ausführungen eines Auslegers

In Abbildung 9.4 ist links ein zweiteiliger Ausleger (A, B) und rechts ein Ausleger dargestellt, der direkt mit der darauf folgenden Anbindung verbunden ist. In diesem Beispiel sind die beiden Teile des linken Auslegers gleich lang und dem entsprechend beträgt der Winkel zwischen dem rechten Ausleger und der Horizontalen  $\alpha = 45$  Grad. Es wurde für dieses Beispiel anhand der Biegelinie der einzelnen Komponenten die Durchbiegung aufgrund einer Einzellast ermittelt. Für den linken Ausleger erhält man die Durchbiegung gemäß folgender Formel:

$$w(l) = \frac{2 * F * l^3}{3 * E * I_{yy}} + l * \sin\left(\frac{F * l^2}{G * I_p}\right)$$

Für den rechten Ausleger gilt unten stehende Formel:

$$w(l) = \frac{F * \left(\frac{l}{\cos \alpha}\right)^3}{3 * E * I_{yy}}$$

Bei den Berechnungen wurden für alle Teile gleiche Querschnitte verwendet, als Material Stahl ausgewählt und ansonsten beliebige Werte angenommen. Die Querkraft und die daraus resultierende Schubbelastung sind in allen Bereichen konstant. Der daraus folgende Schubfluss in dünnwandigen, geschlossenen Querschnitten entspricht der jeweiligen Geometrie der Querschnittsfläche.

Das Ergebnis ist, dass durch die direkte Kraftführung bei diesen Komponenten die Verformung um 45 und das Gewicht um 29 Prozent reduziert werden können.

### 9.3.2 Prinzip: Querschnittsform

Da die verwendeten Bauteile vorwiegend auf Biegung beansprucht werden, war es sinnvoll, die Querschnittsform dem entsprechend zu wählen. Bei der Biegebeanspruchung wirkt sich ein hohes Flächenträgheitsmoment zweiter Ordnung positiv auf dessen Haltbarkeit aus. Durch die Definition des Flächenträgheitsmoments ist es vorteilhaft, das Material des Querschnitts möglichst weit entfernt vom Schwerpunkt und somit von der Trägheitsachse anzuordnen.

So kommt es, dass ein Vollquerschnitt mit den Abmessungen 25.2x25.2 mm durch einen Hohlquerschnitt mit den Außenabmessungen 30x30 mm und einer Wandstärke von 3 mm ersetzt werden kann, ohne dass dessen Belastbarkeit auf Biegung darunter leidet (siehe Abbildung 9.5). Die beiden Bauteile verfügen über annähernd das gleiche axiale Flächenträgheitsmoment zweiter Ordnung. Man erhält jedoch durch diesen Tausch ein um 49 Prozent reduziertes Gewicht.

Dieses Beispiel illustriert bloß die Auswahl des Querschnitts aufgrund reiner Biegung. Im realen Anwendungsfall treten jedoch außer Biege- auch Normal-, Querschub- und Torsionsspannungen auf. Diese müssen zu einer Vergleichsspannung zusammengesetzt werden, die von den jeweiligen Materialeigenschaften abhängt. Aufgrund der Vergleichsspannung kann dann die zweckmäßige Auswahl der Querschnittsform durchgeführt werden.

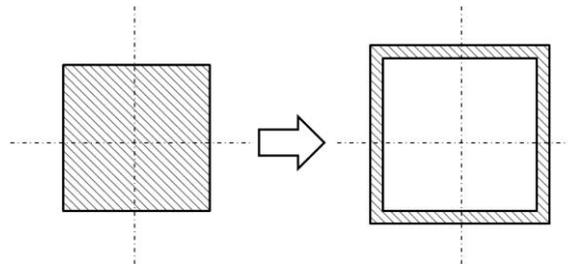


Abbildung 9.5: Querschnittsanpassung an die Belastung

### 9.3.3 Prinzip: Träger gleicher Biegespannung

Bei einseitig eingespannten Trägern, die mit einer Einzelkraft normal zur Trägerachse belastet werden, bildet sich ein linearer Verlauf des Biegemoments über die Trägerlänge aus (siehe Gleichung (10)). Das Moment beginnt am Trägeranfang mit dem Wert  $M_B(0) = 0$  Nm und erhöht sich bis zur Einspannstelle auf  $M_B(l) = F \cdot l$  Nm. Die Biegespannung im Querschnitt ist abhängig vom Biegewidstandsmoment (siehe Gleichung (11)). Bei einem rechteckigen Vollquerschnitt ist dieses wiederum quadratisch proportional zur Kantenlängen des Querschnitts, die normal auf die Biegeachse steht, und linear zur dazu parallelen Kantenlänge (siehe Gleichung (12)).

$$M_B(x) = F \cdot x \quad (10)$$

$$\sigma_{b(x)} = \frac{M_B(x)}{W_y} \quad (11)$$

$$W_y = \frac{h^2 \cdot b}{6} \quad (12)$$

$M_B(x)$  ... Biegemomentenverlauf entlang der Trägerlänge  $x$

$\sigma_b(x)$  ... Biegespannung in der Randphase des Querschnitts um die Y-Achse entlang der Trägerlänge  $x$

$W_y$  ... Biegewidstandsmoment um die Y-Achse

h ... Kantenlänge normal zur Y-Achse

b ... Kantenlänge parallel zur Y-Achse

Um in jedem Querschnitt entlang der Trägerachse eine gleiche Biegespannung zu erhalten, kann man in (12) entweder die Kantenlänge h ändern. Das führt zu einem quadratischen Verlauf dieser Kantenlänge entlang der Trägerachse x. Oder man kann die Kantenlänge b linear ansteigen lassen, um in jedem Querschnitt die gleiche Biegespannung zu erhalten.

In der Literatur wird beispielsweise ein parabelförmiger Verlauf der Kantenlänge h(x) empfohlen (siehe Gleichung (13)) [vgl. Beitz, Grote 2001, S. C17].

$$h(x) = h_0 * \sqrt{\frac{x}{l}} \quad (13)$$

$$f = \frac{8 * F}{b_0 * E} * \left(\frac{l}{h_0}\right)^3 \quad (14)$$

$$h_0 = \sqrt{\frac{6 * F * l}{b_0 * \sigma_{zul}}} \quad (15)$$

Die daraus resultierende Durchbiegung f folgt aus (14). Aus Fertigungsgründen wird solch ein parabelförmiger Träger gleicher Biegespannung meist wie ein Trapez ausgeführt. Die Höhe h<sub>0</sub> an der Einspannstelle wird durch Umformen aus der Formel für die zulässige Biegespannung erhalten (siehe Gleichung (15)). Wird der Träger wie oben angegeben als Parabel ausgeführt, so ist der Querschnitt gleichmäßig ausgenutzt und der Materialbedarf verringert sich im Rechenbeispiel um ein Drittel (siehe Abbildung 9.6). Es verdoppelt sich jedoch die Durchbiegung im Vergleich zu einem Träger mit konstantem Querschnittsverlauf.

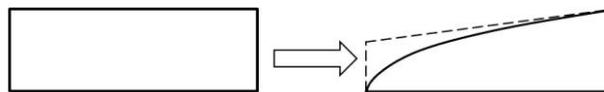


Abbildung 9.6: Träger gleicher Biegespannung

### 9.3.4 Prinzip: Auslegerausführung mit Knick (Durchbiegung und Eigenfrequenz)

Der Ausleger des Armtrack kann auch optimiert werden, indem man einen Knick in dessen Längsverlauf vorsieht. Damit fügt man zwar eine Kraftumleitung ein, die aufgrund ihrer Form gefährdet ist, doch dieses Vorgehen hat zwei Vorteile. Es wird zum einen durch die direkte Kraftleitung Material eingespart und zum anderen wird das benötigte Material günstiger belastet. Da beim Armtrack durch das Gewicht des Patientenarms und der Motoreinheit der größte Anteil der Belastung vertikal nach unten gerichtet ist, wird der Ausleger vorwiegend auf Biegung beansprucht. Indem man einen Knick nach unten im Verlauf des Auslegers anbringt, wird nun der Kraftanteil, der ein Biegemoment und eine Schubbelastung verursacht, gemäß der jeweiligen Winkelfunktion um den Knickwinkel im geknickten Ausleger verringert. Der übrig bleibende Kraftanteil wirkt als Druckkraft, die laut Richtlinien des kraftflussgerechten Konstruierens vorteilhaft für die Kraftleitung ist.

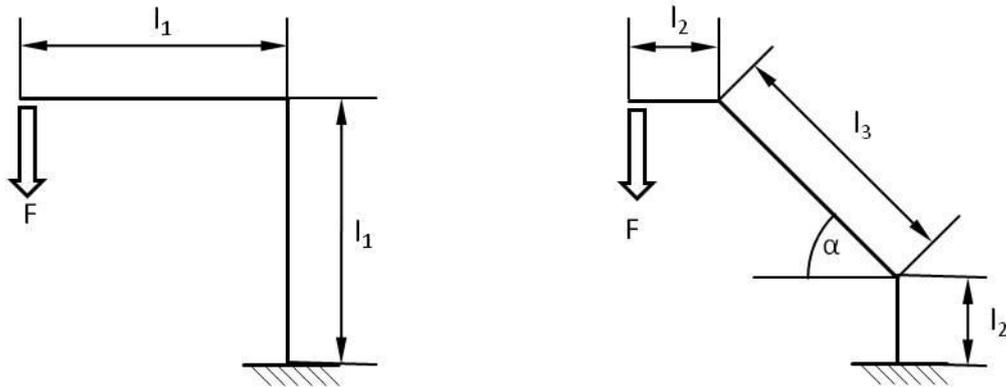


Abbildung 9.7: (von links) Ausleger ohne und mit Knick

Abbildung 9.7 zeigt beispielhaft eine Auslegerkonstruktion ohne (links) und mit Knick (rechts). Der Knickwinkel im Prinzipbeispiel beträgt 45 Grad und die Gesamthöhe und Gesamtauskragung des Auslegers sind gleich lang. Der Querschnitt ist für alle Bereiche des Auslegers konstant, um die Wirkung des Knicks zu verdeutlichen. Die Durchbiegung für den Ausleger ohne Knick ergibt sich aus (16).

$$w = \frac{F * l_1^3}{3 * E * I_{yy}} + l_1 * \sin\left(\frac{F * l_1^2}{E * I_{yy}}\right) \quad (16)$$

Jene des Auslegers mit geknicktem Längenverlauf zeigt (17). Sie ist wie (16) aus mehreren Bestandteilen aufgrund der angewendeten Superpositionierung der Einzelbereiche aufgebaut, die hier einzeln dargestellt wurden.

$$w_1 = \frac{F * l_2^3}{3 * E * I_{yy}}$$

$$w_2 = \frac{\left(\frac{-F * l_3^3 * \cos \alpha}{6} + \frac{F * l_1 * l_3^2}{4}\right) * \sin \alpha}{E * I_{yy}}$$

$$w_3 = l_2 * \sin\left(\frac{\frac{-F * l_3^2 * \cos \alpha}{2} + F * l_1 * l_3}{E * I_{yy}}\right)$$

$$w_4 = l_1 * \sin\left(\frac{F * l_1 * l_2}{E * I_{yy}}\right)$$

$$w = w_1 + w_2 + w_3 + w_4 \quad (17)$$

Es wurde die Durchbiegung für beliebig gewählte Zahlenwerte berechnet und es stellte sich heraus, dass sich die Ausführung mit dem Knick um 50 Prozent weniger durchbiegt als jene ohne. In der Tabelle 9-1 sind die Werte angegeben, die für dieses Prinzipbeispiel gewählt wurden:

Tabelle 9-1: Zahlenwerte zum Prinzipbeispiel

Parameter	Wert
F	100 N
$l_1$	1000 mm
$\alpha$	45°
$l_2$	350 mm
$l_3$	919 mm
Abmessungen des quadratischen Querschnitts	30x30 mm
vertikale Gesamtdurchbiegung ohne Knick	9.406 mm
vertikale Gesamtdurchbiegung mit Knick	2.699 mm
Federsteifigkeit ohne Knick	10.631 N/mm
Federsteifigkeit mit Knick	21.28 N/mm
Eigenfrequenz ohne Knick	32.3 Hz
Eigenfrequenz mit Knick	45.7 Hz

Da ein konstanter Querschnitt angenommen wurde, konnte auch die zum jeweiligen Ausleger gehörende Masse der Konstruktion ermittelt werden. Daraus ergibt sich, dass die Auslegerausführung mit dem Knick um 19 Prozent weniger wiegt, als jene ohne Knick.

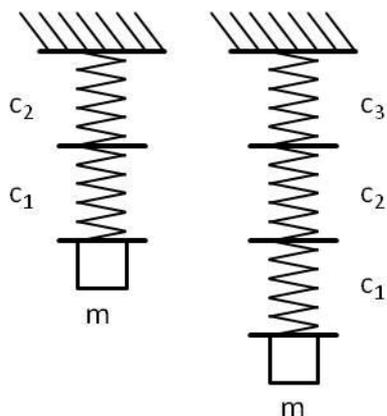


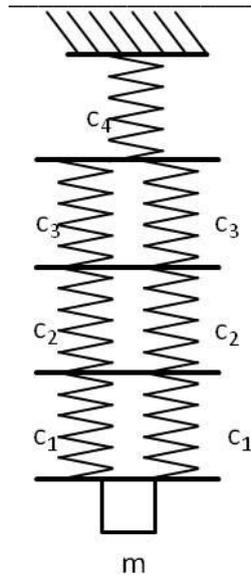
Abbildung 9.8: Ersatzschaubild federnder Anteile

Es wurde auch die Federsteifigkeit und die Eigenfrequenz der Ausleger berechnet. Das Ersatzschaubild der einzelnen federnden Anteile ist in Abbildung 9.8 dargestellt. Darin ist jenes für den Ausleger ohne Knick (links) und jenes für den Ausleger mit Knick (rechts) zu sehen. Wie man sieht, bestehen die Ersatzschaubilder aus einer Serienschaltung der federnden Anteile (siehe (18)). Als Masse  $m$  kann die Belastende Massenkraft des Armes und der Motoreinheit, geteilt durch die Erdbeschleunigung  $g$ , herangezogen werden. Die Eigenfrequenz ist aus (19) ersichtlich. Für die Berechnung wurde vereinfachend angenommen, dass die Konstruktion nicht massenbehaftet ist. Dadurch war ein System mit einem Freiheitsgrad und einer Eigenfrequenz gegeben. Es hat nur eine Eigenform.

Durch die Anbringung des Knicks ist die Konstruktion im Prinzipbeispiel fast doppelt so steif geworden und die Eigenfrequenz konnte um 29 Prozent angehoben werden.

$$C^* = \frac{1}{\sum \frac{1}{c_i}} \quad (18)$$

$$\omega = \sqrt{\frac{c^*}{m}} \quad (19)$$

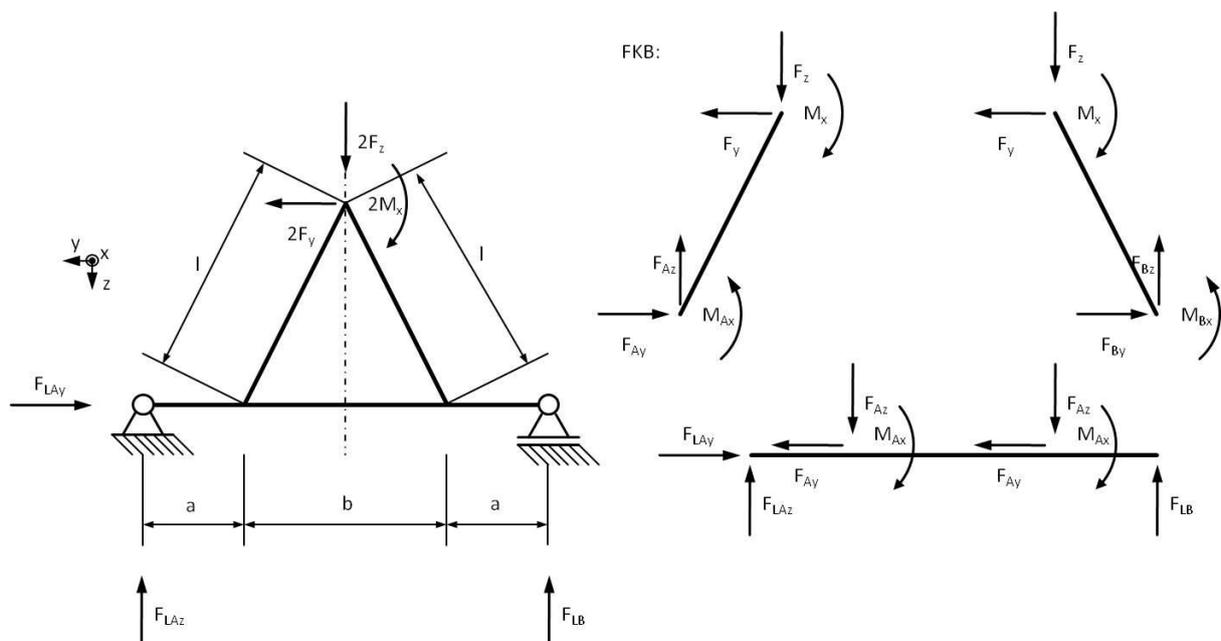


Für den Schlussprototyp und den Funktionsprototyp ergeben sich andere Ersatzschaltbilder, weil hier jeweils zwei Ausleger berücksichtigt werden müssen (siehe Abbildung 9.9). Dafür wurde angenommen, dass beide Ausleger auf die gleiche Weise belastet werden und somit die gleiche Durchbiegung erfahren. Das resultiert in einer Parallelschaltung der jeweiligen Ersatzfedern. Durch diese Berechnungen hat sich gezeigt, dass die Eigenfrequenzen der Prototypen in etwa drei Mal höher sind als die erlaubte Maximalerregerfrequenz von zehn Hertz.

**Abbildung 9.9:**  
Ersatzschaltbild des Funktionsprototyps

### 9.3.5 Untere Gestalt des Aufbaus

Um einen Übergang vom Ober- und Mittelteil des Gerüsts zur Bodengruppe herzustellen, wurde der untere Aufbau als Dreieck ausgeführt. Es bestand aus drei Rohren, die miteinander verschweißt wurden und ihm seine charakteristische Form verliehen. Um die nötigen Querschnitte richtig auslegen zu können, mussten zu dem Aufbau die Schnitt- und Auflagerkräfte berechnet werden. Dazu wurden die einzelnen Komponenten gedanklich freigeschnitten und ein Freikörperbild angefertigt (siehe Abbildung 9.10).



**Abbildung 9.10:** Dreiecksaufbau und Freikörperbild

Der Kraftfluss wurde ab der Dreiecksspitze geteilt und zur Bodengruppe geleitet. Aus den ermittelten Kräften und Momenten wurden die Spannungen in den Komponenten und die nötigen Querschnitte für diese berechnet.

Um die Formstabilität bei der Biegung um die Y-Achse zu gewährleisten, wurde als Zusatz ein zweiter, kleinerer Dreiecksaufbau an dem gerade beschriebenen angeschweißt. Diese Form des unteren Aufbaus ergab sich aus mehreren Ausführungsvarianten, weil sie die geforderten Randbedingungen am ehesten erfüllen konnte (siehe Abbildung 9.18).

## 9.4 Verwendete Materialien

Aufgrund der gegebenen Kraftverhältnisse und den zu erfüllenden Funktionen wurde nach geeigneten Materialien für die Konstruktion des Armtrack gesucht. Um einen möglichst niedrig liegenden Schwerpunkt zu ermöglichen, wurde für die Ausleger und den oberen Teil der Standsäule Aluminium als Werkstoff verwendet.

Aluminium ist aufgrund seiner Oxidschicht sehr korrosionsbeständig. Im Vergleich zu anderen Metallen wie Blei, Zink oder anderen Nichtelegmetallen verliert es besonders wenig Masse aufgrund der Korrosion. Im praktischen Gebrauch kommt es deshalb eher in aggressiven Medien wie Meerwasser zu Korrosionsschäden, wenn die Oxidschicht des Materials zerstört wird. Legierungszusätze begünstigen die Korrosionsbeständigkeit [vgl. Ostermann 2007, S. 227 ff.].

Da es sich bei den Bestandteilen des Armtrack um dynamisch beanspruchte Bauteile handelt, müssen die verwendeten Materialien dauerfest sein. Aluminium verfügt in diesem Sinne über keinen dauerfesten Belastungsbereich (siehe Abbildung 9.11).

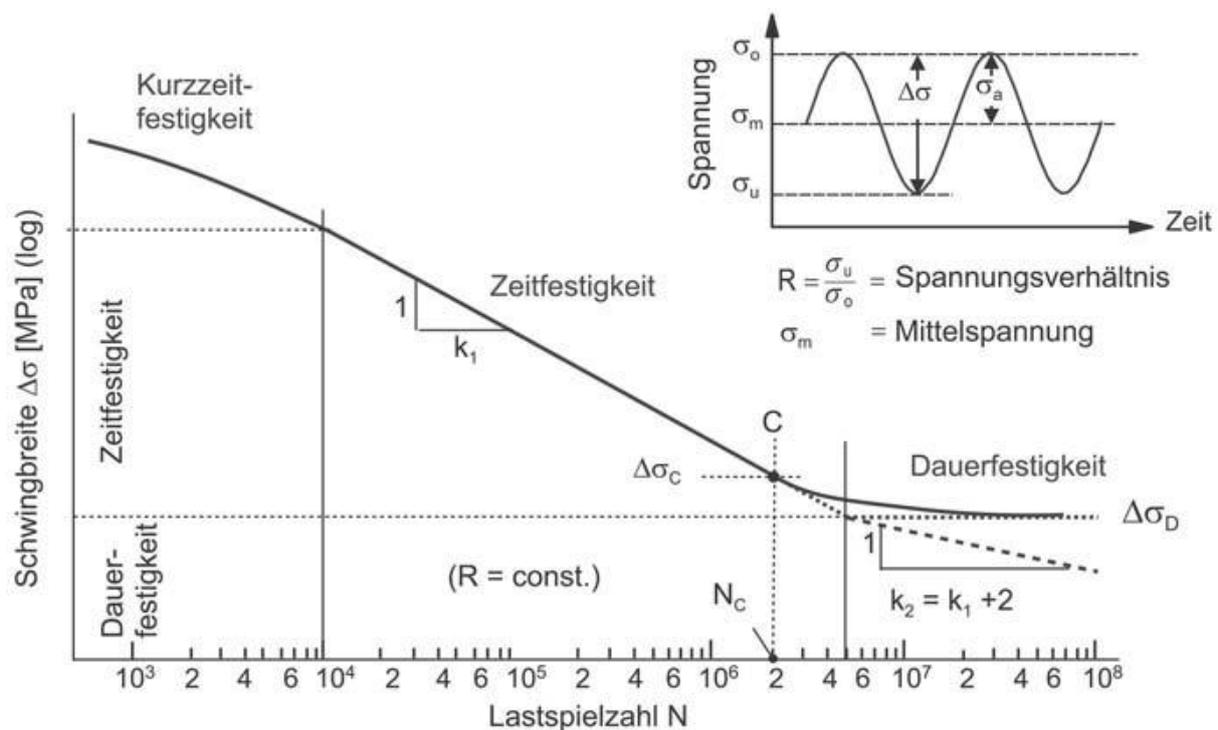


Abbildung 9.11: Wöhlerkurve für Aluminium [Ostermann 2007, S. 351]

Praktisch wird aber trotzdem eine Dauerfestigkeit des Materials angenommen. „Für den rechnerischen Nachweis geht man davon aus, daß für den Fall konstanter Lastamplituden ab einer Lastspielzahl von  $5 \times 10^6$  LW die Langzeitfestigkeit („Dauerfestigkeit“) erreicht ist, obwohl Aluminiumlegierungen im allgemeinen keine ausgeprägte Dauerfestigkeitsgrenze haben (Ausnahme: verfestigte AlMg-Legierungen mit ausgeprägtem Portevin Le Chatelier Effekt)“ [Ostermann 2007, S. 350]. Die Lastwechselzahl für den Armtrack beträgt in etwa  $5.6 \times 10^6$  Lastwechsel in sieben Jahren Benutzungsdauer. Für die Auslegung der Aluminiumbauteile kann diese Annahme deshalb angewendet werden. Es wurde aber trotzdem ein höherer Sicherheitsfaktor im Vergleich zu Stahlkomponenten angenommen. Das hat den Grund, weil Aluminium seine Festigkeit in der Wärmeeinflusszone WEZ von Schweißnähten einbüßt und sie, falls überhaupt, erst nach einer gewissen Zeit wieder erlangt. Das hängt aber von der jeweiligen Legierung ab. Auslagerungsfähige Legierungen etwa erreichen fast ihre Ausgangsfestigkeit, wenn sie warm statt kalt ausgelagert werden. Wenn der Grundwerkstoff im ungehärteten, weichen Zustand ist, gibt es keine Unterschiede zu einer Stahlkonstruktion. „In der Praxis trifft das aber nur auf Strangpreßprofile der Legierung AlMg3 zu“ [Koser o.J., S. 54]. Mit diesem Material wurden die Ausleger und die dazugehörige Flanschplatte konstruiert. Es war aber im kaltverfestigten Zusatz verfügbar und die WEZ musste berücksichtigt werden. Diese Legierung lässt sich sehr gut formen, spanabhebend bearbeiten und schweißen [vgl. Koser o.J., S. 47]. Die Ausleger sind aus einer Bodenplatte und einem Deckprofil aufgebaut. Ebene Bleche werden für diese Bauteile in Form gebogen und miteinander verschweißt. Diese werden daraufhin an der Flanschplatte angeschweißt, die mit den übrigen Aluminiumbauteilen mit Schrauben verbunden wird.

Die übrigen Aluminiumbauteile sind vorgefertigte Zukaufteile, die bloß miteinander verbunden werden müssen. Sie bestehen aus AlMgSi0.5. Dieser Werkstoff ist für Strangpressprofile geeignet, sollte aber möglichst nicht verformt, spanabhebend bearbeitet oder geschweißt werden [vgl. Koser o.J., S. 46].

Mit der Verwendung von Aluminium ist es insgesamt gelungen, das Gewicht des Armtracks zu verringern und den Schwerpunkt möglichst niedrig anzuordnen.

Alle anderen Bauteile wurden aus dem Stahl S235JRH konstruiert, weil in Bodennähe die Belastungen durch Biegung höher sind als am Ausleger und weil somit ebenfalls der Schwerpunkt günstig beeinflusst werden konnte. Dieses Material ist nicht korrosionsbeständig und muss deshalb lackiert werden.

## 9.5 Innen liegende Verkabelung

Um die zwei Motoreinheiten mit der getrennten Steuerungselektronik und der Stromversorgung zu verbinden, sind insgesamt 68 stromführende Litzen nötig. Das bedeutet, dass 34 Litzen pro Ausleger und 68 von der Auslegerverzweigung bis zur Elektronik verlaufen. Nähere Angaben zu den benötigten Kabeln für die Einzelkomponenten befinden sich im Anhang G.

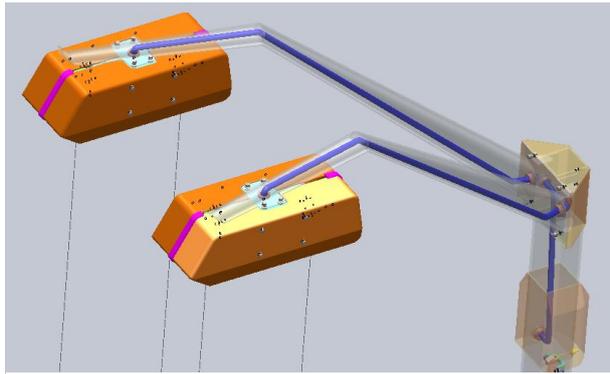


Abbildung 9.12: Innen liegender Kabelbaum

Die Kabelführung kann aufgrund der Verwendung von Hohlprofilen innen verlegt werden. Das schützt sie vor Außeneinwirkung (siehe Abbildung 9.12). In der Abbildung ist der Kabelbaum blau dargestellt. Innen verlegte Kabel wirken sich auch vorteilhaft auf das Erscheinungsbild des Armtracks aus. Unsichtbare Kabel tragen dazu bei, dass die gesamte Konstruktion eher wie ein homogenes Ganzes erscheint. An den Übergängen zwischen den verschiedenen Bestandteilen der Konstruktion werden die Kabel durch

Ummantelungen vor scharfen Kanten geschützt.

Es ist auch durch die Wahl der Verpackung des Armtrack möglich gewesen, die Kabel immer geschützt zu halten und sie nicht über die Scharniere zu führen. Sie können durch unsachgemäßen Gebrauch nicht beschädigt werden, weil sie unzugänglich sind.

## 9.6 Bodengruppe

Die Bodengruppe des Armtracks hat die Aufgabe, die Konstruktion stabil zu halten. Der Betrieb des Apparates muss auch auf geneigtem Untergrund gewährleistet sein. Das Gerät darf nicht verrutschen oder umkippen. Eine Neigung von fünf Grad ist dafür laut Norm vorgesehen (siehe Kapitel 4.6). Wie bereits im Kapitel 6.3.2 erwähnt, bieten sich verschiedene Möglichkeiten an, um die Standsicherheit zu gewährleisten. Grundsätzlich kann man das mit einem großen Hebelarm und Zusatzgewichten bewerkstelligen. Für den Schlussprototyp war geringes Gewicht ein wichtiger Aspekt der Konstruktion. Die Maße der Bodengruppe konnten ebenfalls nicht beliebig groß gewählt werden, da das Gerät beim Transport durch Türen passen musste und insgesamt manövrierfähig sein sollte. Da also eine Vergrößerung des Hebelarms und Zusatzgewichte im Widerspruch mit den Anforderungen standen, wurde eine weitere Möglichkeit benötigt, um die Standsicherheit zu gewährleisten.

Dazu bot es sich an, das Eigengewicht des Patienten und seines Sessels oder Rollstuhls als Zusatzgewicht zu verwenden. Da das Gewicht eines Arms abhängig vom Gesamtgewicht des Patienten ist, ist durch dieses Prinzip sichergestellt, dass die zu kompensierende Belastung am Armtrack immer im Verhältnis mit dem Zusatzgewicht steht, solange der Patient auf der Bodengruppe positioniert ist.

### 9.6.1 Prinzip der Standsicherheit

Der Patient soll, in seinem Sessel oder Rollstuhl sitzend, auf zwei Rampen positioniert werden. Durch sein Gewicht und die Sesselgeometrie entsteht so eine Zusatzkraft  $F_{\text{zus}}$  pro Aufstandspunkt an bestimmten Punkten der Rampe (siehe Abbildung 9.13). In der Abbildung stehen die Kräfte  $F_{\text{konx}}$ ,  $F_{\text{konz}}$  und das Moment  $M_{\text{kony}}$  für die relevanten Belastungen einer Rampe im Betrieb aufgrund der damit verbundenen Konstruktion. Die restlichen Momente und eine nicht dargestellte Kraft sind nicht eingezeichnet, weil diese keinen Einfluss auf die Berechnung der Stabilität beim Kippen nach vorne oder hinten haben. Sollte die Konstruktion beispielsweise nach vorne kippen, dann würde das an der Vorderkante der Rampe geschehen. Im Grenzfall würde die hintere Kante der Rampe vom Boden abheben und es würde vom Kippmoment an der Vorderkante A abhängen, ob es zum Kippen kommt.

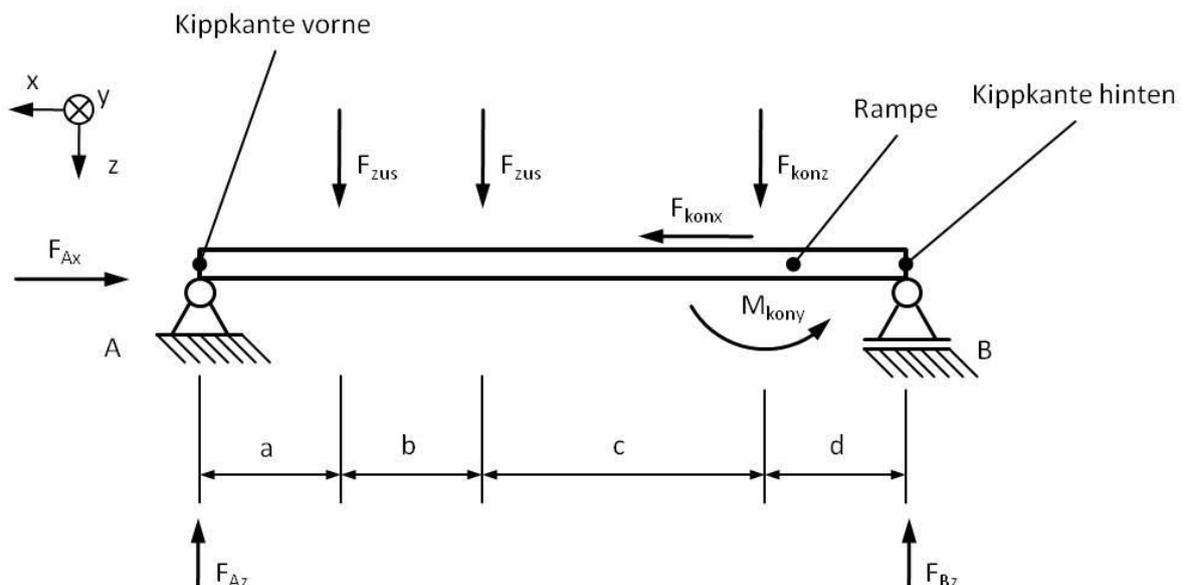


Abbildung 9.13: Rampe und Kippkanten

Ein Beweis für nicht gegebene Standsicherheit sind die Auflagerkräfte, die aus dem statischen Gleichgewicht berechnet werden können. Sind die Z-Komponenten der Auflagerkräfte aus obiger Abbildung negativ, so herrscht hier keine Standsicherheit.

Um das Prinzip der Berechnung des Kippmoments darzustellen, kann nach Abbildung 9.13 auch eine Gleichung für das mathematisch positiv um die Y-Achse drehende Kippmoment an der vorderen Kippkante A erstellt werden:

$$M_{kippp} = M_{kony} - F_{zus} * (2a + b) - F_{konz} * (a + b + c) \quad (20)$$

Um zu kontrollieren, ob die Konstruktion um die Vorderkante kippen kann, muss das Vorzeichen von  $M_{kippp}$  beachtet werden. Ist es positiv, so ist keine Standsicherheit gegeben und es müssen diejenigen Terme in der Gleichung vergrößert werden, die ein Kippen verhindern. Die beiden Kontrollmöglichkeiten der Auflagerkräfte und des Kippmoments sind gleichwertig.

Bei der Berechnung der Standsicherheit des Armtrack wurden verschiedene Szenarien ausgearbeitet. Das Gerät wurde auf eine um fünf Grad geneigte Ebene in vier Positionen aufgestellt und es wurde der Betriebszustand mit Patienteneinwirkung betrachtet. Die daraus resultierenden Belastungen der Rampe und deren Auflagerkräfte wurden in diesen Szenarien berechnet. Geprüft wurde die Standsicherheit mit Hilfe dieser Auflagerkräfte. Das Ergebnis war, dass der Armtrack in allen Situationen nicht umkippen kann. Natürlich ist diese Standsicherheit nur in so fern gegeben, als dass das Gerät nicht durch unsachgemäßen Gebrauch umgestoßen wird. Im Bezug auf Abbildung 9.13 ergaben sich folgende Belastungen und Auflagerkräfte für das im Betrieb befindliche Gerät:

**Tabelle 9-2: Belastungsverhältnisse an den Rampen des Armtrack**

Belastung	Wert
$F_{\text{konzmax}}$	276 N
$F_{\text{konzmin}}$	-109 N
$M_{\text{ykonzmax}}$	89 Nm
$M_{\text{ykonzmin}}$	-33 Nm
$F_{\text{Azmax}}$	391 N
$F_{\text{Azmin}}$	204 N
$F_{\text{Bzmax}}$	406 N
$F_{\text{Bzmin}}$	17 N

Diese Werte sind eine Zusammenstellung aus allen Szenarien im Betriebszustand und zeigen die maximalen und minimalen Belastungsverhältnisse. Sie müssen untereinander nicht zwingend in einem Zusammenhang stehen. Es sollen hier nur die Verhältnisse dargestellt werden, die beim Kippen nach vorne, hinten und seitwärts herrschen. Betrachtet wurde auch die Standsicherheit ohne Patienteneinwirkung auf einer geneigten Ebene. Diese ist ebenfalls gewährleistet.

### 9.6.2 Ausführung der Rampe



**Abbildung 9.14: Querschnitte der schwenkbaren (oben) und feststehenden Rampe (unten)**

Die Konstruktion der Bodengruppe sah zwei voneinander getrennte Rampen vor, auf denen der Patient mittels eines Rollstuhls oder Sessels positioniert werden konnte. Es wurde darauf Acht gegeben, dass die Querschnittsform dieser Rampen möglichst günstig im Bezug auf den Nutzer gestaltet wurde. So wurden sie in ihrer Bauhöhe so niedrig wie möglich gehalten, damit keine Verletzungsgefahr für den Physiotherapeuten und den Patienten bestand. Es wurde auch darauf geachtet, dass keine scharfen Kanten vorhanden sind.

Als Form des Querschnitts wurde ein L-Profil mit einem Versteifungsdreieck gewählt (siehe Abbildung 9.14). Bei der schwenkbaren Rampe wurde die Dreiecksversteifung so geformt, dass der Benutzer leicht unter das Dreieck greifen kann, um es zu drehen. Somit sind keine zusätzlichen Griffe nötig, um diese Aktion zu bewerkstelligen (siehe Kapitel 9.7). Die Rampen werden aus einem ebenen, drei Millimeter dicken Blech in Form gebogen und die Versteifungsdreiecke werden mit der Grundform verschweißt. Somit ergibt sich eine geschlossene Form.

Der Querschnitt wurde mit den errechneten, maximalen Kräften und Momenten dauerhaft ausgelegt. Um ein Knicken dieser schlanken Bauteile zu untersuchen, wurde ein Vergleich mit der am Markt erhältlichen Rampe „Typ ABS“ von ALTEC gemacht [vgl. Rampen ALTEC, 2010]. Die beiden Bauteile wurden in einem Knickbeispiel miteinander verglichen. Es wurden für die Rampe von ALTEC die Durchbiegung, maximale Knickkraft und Knickspannung berechnet. Die beiden Profile, deren Länge für das Vergleichsbeispiel mit 0.5 Metern angenommen wurde, wurden zur Errechnung der Durchbiegung mit einer Kraft  $F$  von 60 Newton belastet. Dazu wurden sie an einem Ende als fest eingespannt betrachtet und am

gegenüberliegenden Ende im rechten Winkel zur Längsachse mit der Kraft  $F$  belastet (siehe Abbildung 9.15 a)).

Die Knickkraft wurde mit dem Eulerschen Knickfall eines eingespannten und eines freien Profildendes errechnet (siehe Abbildung 9.15 b)).

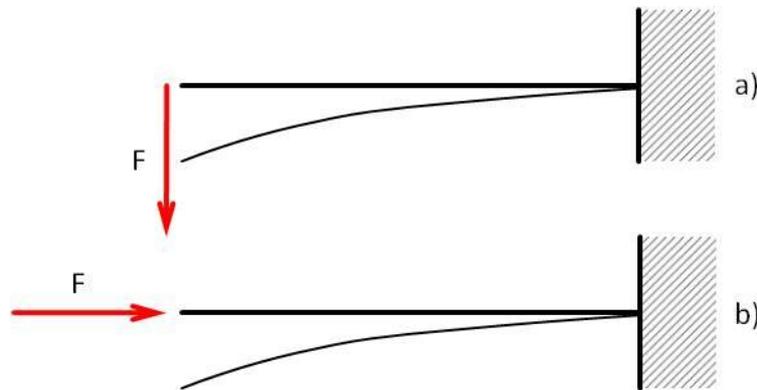


Abbildung 9.15: Einspannsituation und Belastung für a) Durchbiegung, b) Knickkraft und Knickspannung

Bei der Berechnung stellte sich heraus, dass sich die Knickspannung nach Tetmajer im unelastischen Bereich befindet. Die Rampe des Armtrack sollte unter gleicher Belastung ähnliche Werte liefern. Die Durchbiegung der Rampe des Armtrack war bei der gewählten Konstruktion fast doppelt so hoch wie jene von ALTEC. Das wurde aber in Kauf genommen, da die beiden Bauteile unterschiedlich benutzt werden. Die Rampe von ALTEC wird meist geneigt an zwei Punkten gelagert verwendet und hilft Rollstuhlfahrern beim Überwinden von Kanten und Treppen. Die Rampe des Armtrack liegt flach am Boden auf, weshalb hier, durch das Zusatzgewicht des Patienten beeinflusst, weniger Durchbiegung möglich ist. Von der Knickspannung im unelastischen Bereich her sind beide vergleichbar (siehe Tabelle 9-3).

$$f = \frac{F * l^3}{3 * E * I} \quad (21)$$

$$F_K = \frac{\pi^2 * E * I}{(2 * l)^2} \quad (22)$$

$$\lambda_k = \frac{l}{\sqrt{\frac{I}{A}}} \quad (23)$$

$$\lambda_0 = \sqrt{\pi^2 * \frac{E}{\sigma_p}} \quad (24)$$

$$\sigma_{kp} = \left( \frac{-\sigma_p}{4 * (\lambda_0 - 60)} \right) * \lambda_k + \frac{\sigma_p}{0.8} \quad (25)$$

Tabelle 9-3: Vergleichswerte der Rampen des Armtrack und von ALTEC

Rampe von	Armtrack	ALTEC
Durchbiegung $f$	0.19 mm	0.1 mm
Knickkraft $F_K$ im eulerschen, elastischen Fall	130 kN	245 kN
Knickspannungsverhältnis $\sigma_{zul} / \sigma_{kp}$ nach Tetmajer im unelastischen Bereich	1.252	1.195

Die angegebenen Werte wurden nach den Formeln (21) bis (25) berechnet. Das Knickspannungsverhältnis errechnet sich aus dem Quotienten aus zulässiger Spannung und Knickspannung. Es sollte möglichst hoch sein.

Jede Rampe besteht aus einem feststehenden und schwenkbaren Teil (siehe Abbildung 9.16). Der feststehende ist mit dem Dreiecksaufbau des Gerüsts verschweißt und kann nicht relativ zu diesem bewegt werden. Die schwenkbare Rampe ist über zwei Gleitbuchsen von IGUS mit der feststehenden verbunden und kann um 90 Grad nach oben gedreht werden. Diese Vorkehrung dient dem Verpacken des Armtracks.

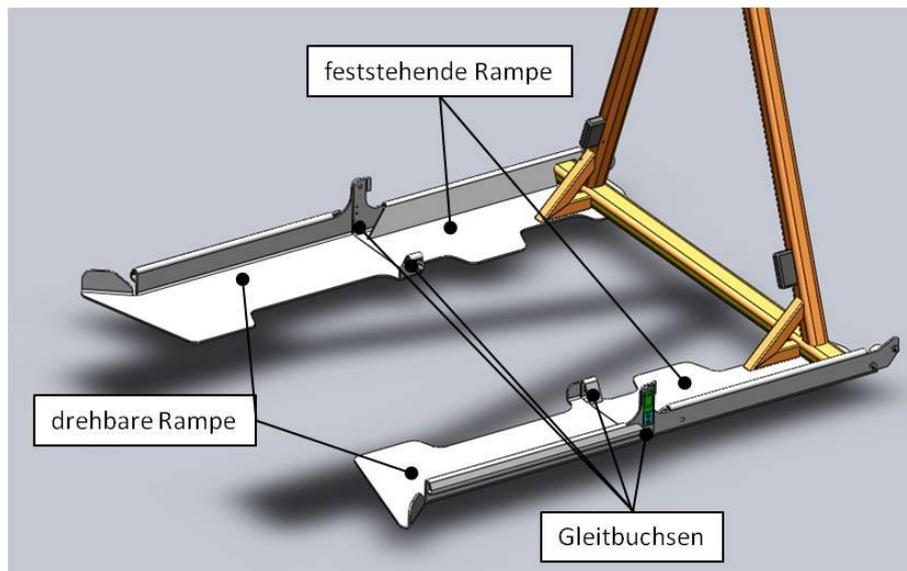


Abbildung 9.16: Rampen des Armtrack

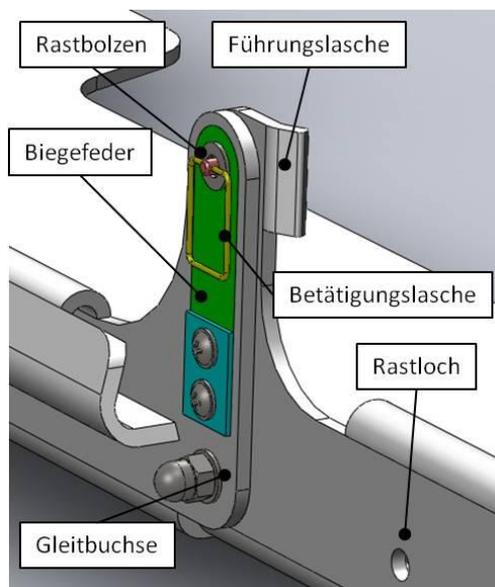


Abbildung 9.17: Rastbolzen der Rampe

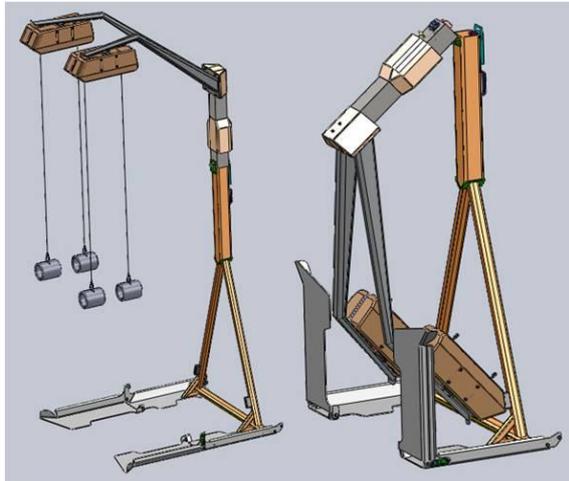
Der Drehwinkel der schwenkbaren Rampe wird durch Rastbolzen bestimmt, welche jeweils durch eine Biegefeder vorgespannt sind und so in ihre vorgegebene Position in Rastlöchern einrasten. Befindet sich die schwenkbare Rampe, wie in Abbildung 9.17 in der Betriebsposition, kann zum verdrehen mit der Betätigungslasche der Rastbolzen ausgezogen und die Rampe gedreht werden. Die Form der Dreiecksversteifung und die Führungslasche an der feststehenden Rampe sind dabei so ausgelegt, dass der Rastbolzen selbständig zum Rastloch geführt wird. Wird die Rampe bis zum jeweiligen Rastloch gedreht, rastet der Bolzen ein und die Position der Rampe ist fixiert.

Aus Abbildung 9.16 ist die charakteristische innere Kantenform der Rampen mit Positionstrapezen zu erkennen. Diese wurde so gestaltet, dass der

Physiotherapeut oder der Patient auf die korrekte Positionierung des Patienten auf der Rampe hingewiesen werden. Befindet sich das Sesselbein oder das Rad eines Rollstuhls im Bereich dieser Positionstrapeze ist der Patient im Bezug auf den Armtrack richtig positioniert. Dazu können auch Farbmarkierungen an der Rampe behilflich sein.

In der Abbildung sind an der Spitze der schwenkbaren Rampen die Führungsleisten für Rollstuhlfahrer zu sehen. Sie dienen dazu, dass mit dem Rollstuhl nicht falsch auf die Rampe aufgefahren werden kann.

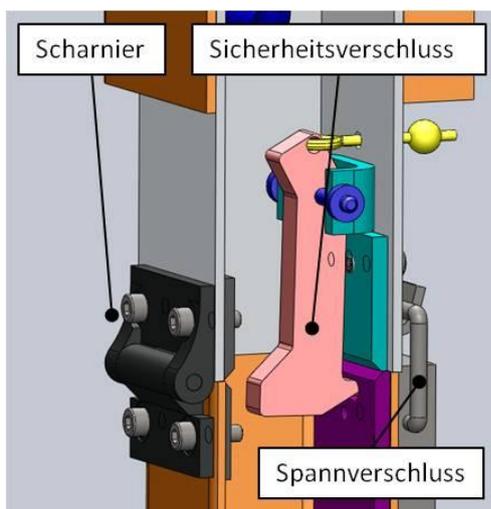
## 9.7 Verpacken und Transport des Schlussprototyps



**Abbildung 9.18: Vergleich zwischen aufgestelltem und verpacktem Armtrack**

Wie in früheren Kapiteln erwähnt, war es wichtig, dass der Armtrack im angemessenen Maße platzsparend und transportabel verpackt werden kann. Dabei ist ein geringer Aufwand zum Verpacken wichtiger, als eine Minimierung des Raumbedarfs. Beim Schlussprototyp wurde deshalb ein möglichst einfaches Konzept im Gegensatz zu anderen ausgewählt. Um das Gerät zu verpacken, werden zunächst die Armschlaufen von den Motoreinheiten abgenommen und separat verstaut. Somit stören sie nicht bei den folgenden Schritten. Die Drahtseile werden aufgerollt und daraufhin kann das Oberteil der Konstruktion, welches die Motoreinheiten, die Ausleger, einen Teil der Standsäule und die

Elektronik umfasst, mit Hilfe eines Scharniers nach vorne geschwenkt werden. Das geht bis dahin, wo die Anschlaglaschen der Motoreinheiten die Gummistopper des unteren Dreiecksaufbaus berühren. Nachdem das Oberteil in seine Verpackungsposition gebracht worden ist, können die schwenkbaren Rampen der Bodengruppe um 90 Grad nach oben gedreht werden, bis sie einrasten. Somit ist der Armtrack verpackt und bereit für den Transport (siehe Abbildung 9.18).

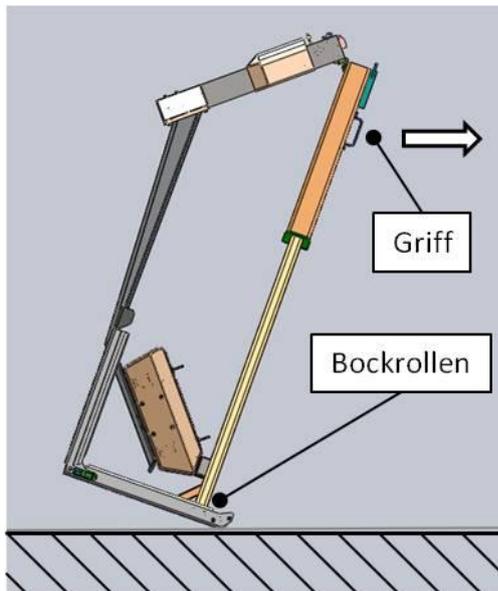


**Abbildung 9.19: Scharnier, Spannverschluss und Sicherheitsverschluss des Armtrack**

Das dabei verwendete Scharnier sollte möglichst spielfrei sein und deshalb wurde ein Friktionsscharnier von Southco Ltd. verwendet. Wird das Oberteil heruntergeklappt, so stellt das Scharnier der Bewegung ein Reibmoment von etwa 4.5 Nm entgegen. Das insgesamt wirkende Gewichtsmoment des Oberteils beträgt statisch 5.8 Nm, sodass das Scharnier beim Verpacken eine kontrollierte Bewegung unterstützt. Beim Drehen in die Entgegengesetzte Richtung stellt das Scharnier der Bewegung ein Moment von 2.7 Nm entgegen. Da das Moment im Scharnier durch Reibung zu Stande kommt, ist es nicht garantiert, dass dieses über die Verwendungsdauer konstant bleibt. Der Reibeinfluss hängt nämlich vom Zustand der Oberflächenpaarungen im Scharnier ab, die sich im Gebrauch aufgrund der dynamischen Bewegungsvorgänge plastisch verändern. Die

Gleitoberflächen können verschleifen, was zu Rauheitsänderungen führt. Das ausschlaggebende Kriterium für die Verwendung dieses Scharniers ist jedoch nicht das Friktionsmoment, sondern die Spielfreiheit.

In der aufgestellten Position wird das Oberteil mit einem Spannverschluss von Pinet fixiert. Dieser zeichnet sich durch seine einfache Bedienbarkeit aus. Aus Sicherheitsgründen gehört auch ein selbstentworfener Sicherheitsverschluss zu diesem Aufbau (siehe Abbildung 9.19). Dieser ist nötig, damit das Oberteil bei gelöstem Spannverschluss in Position gehalten wird. Er rastet beim Aufstellen selbständig in die dafür vorgesehene Öffnung ein. Der Sicherheitsverschluss kann durch eine Schnur gelöst werden, die in der Abbildung gelb dargestellt ist. Durch diese Maßnahme soll beim Aufstellen des Armtracks mehr Sicherheit für den Benutzer gewährleistet werden.



Transportiert werden kann der Armtrack über zwei Bockrollen am hinteren Ende der feststehenden Rampen und einen Griff an der Standsäule aus Stahl. Dazu wird der Aufbau im verpackten Zustand gekippt, kann am Griff gezogen werden und rollt auf den Bockrollen in die Richtung des in Abbildung 9.20 dargestellten Pfeils. Diese Transportart wurde durch den Gebrauch von Trolley-Koffern inspiriert.

Abbildung 9.20: Transport des Armtrack

## 9.8 Technische Daten zum Schlussprototyp

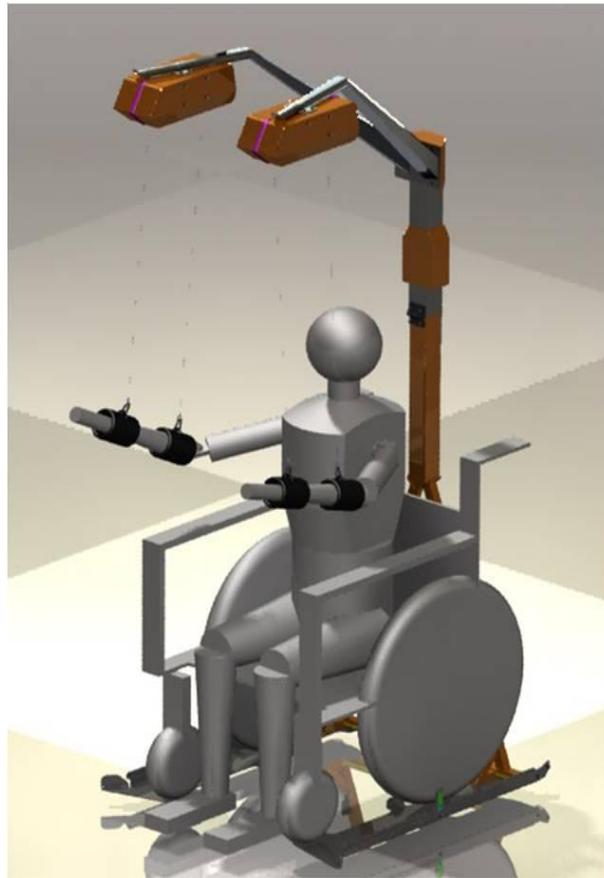


Abbildung 9.21: Gesamtansicht des Armtrack

In den vorherigen Kapiteln wurde die Konstruktion des Armtrack erklärt und hier sollen dessen technischen Daten kurz dargestellt werden.

Tabelle 9-4: Technische Daten des Armtrack

Kategorie	Wert
Masse	18.7 kg
Schwerpunkthöhe im aufgestellten Zustand	517 mm
Eigenfrequenz	35.4 Hz
max. Armgewicht	4254 g
Abmessungen im aufgestellten Zustand h*b*t	2007*831*914 mm
Abmessungen im verpackten Zustand h*b*t	1251*831*434 mm
Einzelteile	329
Materialkosten	etwa 700 €

Wenn man sich aus den Abmessungen gedanklich einen Quader aufbaut, kann man den Platzbedarf des aufgestellten und verpackten Armtracks miteinander vergleichen. Dabei stellt sich heraus, dass der Platzbedarf um 70 Prozent abnimmt, sobald der Armtrack verpackt ist.

## 9.9 Mensch-Maschine-Koppelung

Die Koppelung zwischen Mensch und Maschine geschieht beim Armtrack über die vier Armschlaufen, die wiederum über Karabiner mit den Drahtseilen der motorischen Gewichtsentlastung verbunden sind (siehe Abbildung 9.21). Somit kann die Schlaufe am Arm angebracht werden und danach über den Karabiner mit dem Drahtseil verbunden werden. Das erleichtert das Anlegen, da die Drahtseile nicht stören können.

Die Schlaufen selber wurden im Rahmen der Diplomarbeit aber nicht konstruiert. Diese Komponente kann nicht über Berechnungen ausgelegt werden, sondern über Tests, die mit dem Wohlbefinden des Patienten zu tun haben. Es muss dabei auf die Durchblutung und auf Druckstellen am Arm acht gegeben werden. Dies ist zeitaufwändig und ein ständiger Bereich von Optimierungen. Das grundlegende Konzept wurde nach dem Prinzipversuch festgelegt (siehe Kapitel 7.4). Die detaillierte Ausführung wurde der Tyromotion überlassen, die durch die Konstruktion des Amadeo® und Pablo® viel Erfahrung in diesem Bereich hat.

## 9.10 Vergleich zwischen Funktions- und Schlussprototyp

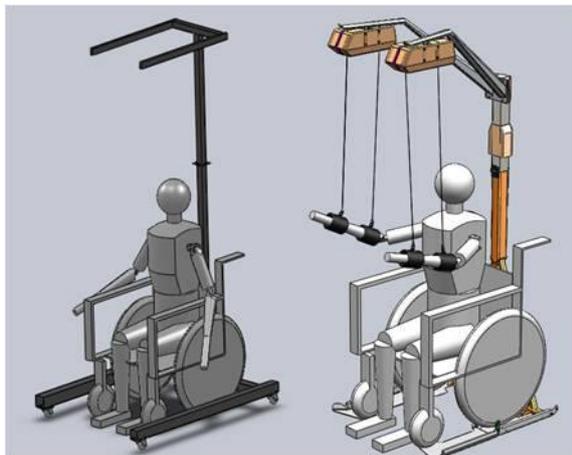


Abbildung 9.22: (von links) Funktions- und Schlussprototyp im Vergleich

Um die Optimierungen, die beim Schlussprototyp gemacht wurden, in Zahlen zu fassen, wird in diesem Kapitel ein Vergleich zwischen dem Funktions- und dem Schlussprototyp gemacht (siehe Abbildung 9.22). Die beiden unterscheiden sich in der Zielsetzung und in Folge dessen in der Umsetzung und dem Funktionsumfang. So wird etwa die Standsicherheit beim Funktionsprototyp durch ein ausreichendes Gewicht der Bodengruppe gewährleistet, während beim Schlussprototyp das Patientengewicht mit einbezogen wird. Es handelt sich in diesem Vergleich also nicht um zwei gleichwertige Konstruktionen. Die

angeführten Werte sind deshalb relativ zu sehen. Da die motorische Gewichtsentlastung bei beiden identisch ist, liegt das Augenmerk bei diesem Vergleich auf dem Grundgerüst. In der Tabelle 9-5 ist prozentual angegeben, in welcher Weise sich die Konstruktion im Vergleich zum Funktionsprototyp entwickelt hat.

Tabelle 9-5: Prozentualer Vergleich zwischen Funktions- und Schlussprototyp

Masse	- 29.7 %
Schwerpunkthöhe	- 9 %
elastische Verformung	-53.5 %
Eigenfrequenz	+ 47 %
Raumbedarf aufgestellter Armtrack	- 42 %
Raumbedarf verpackter Armtrack	- 83 %

Als Raumbedarf ist hier wieder ein gedachter Quader aufgrund der Außenabmessungen zu verstehen. Es ist ersichtlich, dass in allen angegebenen Bereichen eine Verbesserung erzielt werden konnte.

Es ist auch ein großer Unterschied in der Gestalt der beiden Prototypen zu erkennen. Beim Funktionsprototyp stehen die Komponenten der Rohrkonstruktion im rechten Winkel zueinander, während bei der folgenden Evolutionsstufe eine direkte Linienführung und angepasste Querschnitte bei den Auslegern zu erkennen sind.

Es sollen auch die Effekte einiger konstruktiver Optimierungen verdeutlicht werden. Dazu wird Schritt für Schritt in Tabelle 9-6 die Entwicklung vom Funktionsprototyp zum Schlussprototyp beschrieben. Hierbei wird das obere und mittlere Grundgerüst betrachtet. Die Bodengruppe ist von der Betrachtung ausgenommen. In jedem Schritt wird eine Änderung am Grundgerüst vorgenommen und ihre prozentuale Auswirkung auf die Eigenfrequenz und die Masse im Bezug zum Grundgerüst des Funktionsprototyps angegeben. Die dazugehörigen Berechnungen beinhalten nicht alle Komponenten der Konstruktion und sind deshalb von qualitativer Natur. Nach jedem Schritt wurden die einzelnen Komponenten festigkeitsmäßig dimensioniert, sodass jede Phase eine eigene Konstruktionsstufe und keine einfache Addition der einzelnen Optimierungen darstellt. Die entsprechenden Einzelschritte sind in Kapitel 9.3 f. beschrieben.

Es folgt eine kurze Beschreibung der angewandten Optimierungsschritte:

1. Phase A: Aluminium statt Stahl beim oberen Grundgerüst (bis zum Friktionsscharnier)
2. Phase B: ein Teil des Auslegers wird als Träger gleicher Biegespannung gestaltet
3. Phase C: bei den Auslegern wird eine kraftflussgerechtere, kurze Linienführung in einer Ebene vorgenommen
4. Phase D: ein Knick nach unten wird an den Auslegern vorgenommen
5. Phase E: der Mittelteil des Grundgerüsts wird als Dreiecksaufbau gestaltet
6. Phase F: an den Dreiecksaufbau wird ein kleines, stabilisierendes Dreieck angefügt, um einen Übergang zur Bodengruppe zu schaffen

**Tabelle 9-6: Prozentuale Änderungen durch einzelne Optimierungsschritte**

	<b>Eigenfrequenz</b>	<b>Masse</b>
<b>Phase A</b>	+ 57.4 %	- 12 %
<b>Phase B</b>	+ 33.1 %	- 14.2 %
<b>Phase C</b>	+ 33.1 %	- 14.8 %
<b>Phase D</b>	+ 50.2 %	- 18.4 %
<b>Phase E</b>	+ 46.7 %	- 50.9 %
<b>Phase F</b>	+ 47.3 %	- 49.4 %

## 9.11 Vergleich zwischen Schlussprototyp und Konkurrenzprodukten

Die bedeutendsten Konkurrenzprodukte des Armtrack sind der Helparm von Nitzbon und der Armeo®-Boom von Hocoma (siehe Kapitel 3.1 und 3.2). Sie sollen mit dem Armtrack in einigen Kategorien verglichen werden. Diese sind in Tabelle 9-7 dargestellt. Wie zu sehen ist, sind die Konkurrenzprodukte bei der aktiven Übungsbeeinflussung dem Armtrack nicht ebenbürtig. Über virtuelle Übungen verfügt der Armeo®-Boom und ist deshalb von seinem Übungskonzept dem Armtrack gleichgestellt. Er kann platzsparender verpackt und transportiert werden. Jedoch kann hier nur ein Arm trainiert werden. Der Helparm kann, genau wie der Armtrack, beide Arme trainieren.

In Tabelle 9-8 ist prozentual dargestellt, welche Vor- oder Nachteile der Armtrack in den Kategorien Masse und Abmessungen gegenüber den Konkurrenzprodukten hat. Dabei ist zu

sehen, dass der Armtrack leichter als diese ist. Der Armeo®-Boom ist im verpackten Zustand gut doppelt so kompakt wie der Armtrack. Das hat damit zu tun, dass dieser nur einen Arm trainieren kann.

**Tabelle 9-7: Vergleichswerte der Konkurrenzprodukte**

Vergleichswert	Helparm von Nitzbon	Armeo®-Boom von Hocoma
Gewicht	30 kg	20 kg
Abmessungen h*b*t	1900x930x850 mm	2200x810x1300 mm
Abmessungen verpackt h*b*t	-	1120x230x890 mm
max. Armgewicht	3400g	5200g
trainierbare Arme	2	1
virtuelle Übungsumgebung	nein	ja
aktive Übungsbeeinflussung	nein	nein

**Tabelle 9-8: Vor- und Nachteile des Armtrack gegenüber den Konkurrenzprodukten**

Vergleichswert	Helparm von Nitzbon	Armeo®-Boom von Hocoma
Gewicht	-38 %	-6.5 %
Abmessungen im Betriebszustand	+1.5 %	-34 %
Abmessungen im Verpackungszustand	-	+97 %

Abschließend kann gesagt werden, dass der Armtrack gut mit den angeführten Produkten konkurrieren kann. Er ist durch seine motorische Gewichtsentlastung gegenüber diesen im Vorteil, weil diese die Möglichkeit zur aktiven Beeinflussung der Übungen gibt und leicht von den Nutzern zu handhaben ist.

## 10 Fazit und Ausblick

Im Rahmen dieser Diplomarbeit wurde die Entwicklung eines neuartigen Produktes begonnen und bis zu einem fortgeschrittenen Stadium durchgeführt. Als Methodik wurden das Simultaneous Engineering, die Supported Evolution, die Kostenrechnung, das Risikomanagement, die Kommunikation im Sinne der Lösungssuche und Fehlerabschätzung, der Eric Sevareid's Law, die Nutzwertanalyse und einige der in Kapitel 6.2.2 angeführten Lösungsmethoden dabei angewendet. Dieses Vorgehen hat sich als besonders geeignet herausgestellt, um eine fundierte Wissensbasis für das Gelingen eines solchen Vorhabens zu erarbeiten. Durch die Beteiligung aller für die Entwicklung des Armtrack nötigen Fachgebiete und Personen und der Kunden war es gelungen, sich in relativ kurzer Zeit einen Überblick über die bedeutenden Kernbereiche der Entwicklungsarbeit zu verschaffen. Zu Beginn war es jedoch ungewohnt, in jedem Schritt alle geforderten Eigenschaften der verschiedenen Bereiche mit einzubeziehen und sie gegeneinander abzuwägen. Diese Forderungen waren einander oft entgegengesetzt. Es stellte sich jedoch heraus, dass das Verbinden von gegensätzlichen Forderungen ein Hauptteil der Entwicklungsarbeit wurde. Durch das Simultaneous Engineering wurden die Ergebnisse der Entwicklung erst spät konkret sichtbar, sie waren dann aber ausgewogen und entsprachen meist den geforderten Eigenschaften der verschiedenen Fachgebiete. Gravierende Rückschritte sind bei der Entwicklung nicht aufgetreten, was ebenfalls durch das dieses Vorgehen begünstigt wurde.

Die Erstellung eines Lastenhefts war ein sehr beutendes Hilfsmittel bei der Entwicklung des Armtracks. In ihm waren alle Anforderungen und Wünsche enthalten, die das schlussendliche Produkt erfüllen sollte. Es trug maßgeblich zum Verständnis der Problemstellung bei, was die Umsetzung zu einem Produkt sehr erleichtert hat. Das Lastenheft war bei dieser Entwicklungsaufgabe besonders umfangreich und präzise formuliert worden. Das hat geholfen, die kommenden Aufgaben einzuschätzen und in die gewünschte Richtung zu entwickeln.

Mit dem Projektfortschritt wuchs der Wissensstand um das zu entwickelnde Produkt und es wurde in regelmäßigen Abständen die Aktualität des Lastenhefts überprüft. Das führte dazu, dass neue Forderungen und Wünsche identifiziert und bestehende geändert wurden. Diese Änderungen vollzogen sich eher im Detail und hatten nur in ihrem speziellen Bedeutungsumfang Auswirkungen auf die Gestalt des Armtrack. Dadurch wurde es vermieden, zu gravierende Wendungen und Schnitte bei der Entwicklung zu machen, was sich positiv auf die Entstehung des Armtracks ausgewirkt hat. Das Lastenheft wurde in diesem Sinne stets aktuell und dynamisch gehalten. Eine Aufzählung der durchgeführten Änderungen am Lastenheft befindet sich im Anhang auf der Seite A-6 und weiter unten bei der Aufgabenerfüllung.

Es wurde ein Prinzipversuch durchgeführt, ein Prototyp erstellt und ein weiterer konstruiert. Zudem wurden regelmäßig Treffen abgehalten und Berichte über den Fortschritt des Projekts verfasst.

### Aufgabenerfüllung

Der Schlussprototyp dient als Gradmesser für die zu erfüllenden Forderungen und Wünsche des Lastenhefts. Dabei wurden, bis auf zwei, alle 65 Forderungen und Wünsche erfüllt.

Zum einen war das der Wunsch Nummer 52: „drei Versionen: Premium/Medium/Low“. Es wurden keine Kategorien des Produkts erstellt. Anfangs war es geplant, drei Kategorien des Armtracks zu gestalten, die sich jeweils in ihrem Funktionsumfang und Kaufpreis unterscheiden sollten. Sie sollten die unterschiedlichen Bedürfnisse von Klinik-, Praxis- und Privatkunden befriedigen. Das wurde aufgrund der zu geringen Unterscheidungsmöglichkeiten bei den einzelnen Komponenten und des nicht vertretbaren Zeitaufwandes in Absprache mit Tyromotion nicht durchgeführt. Es wurden jedoch sehr wohl unterschiedliche Varianten der Einzelkomponenten, die diesem Zweck gerecht werden können, vorgeschlagen. Das waren beispielsweise die verschiedenen Sensorausführungen und eine Variante des Armtrack mit einem statt zwei Auslegern.

Zum anderen konnte die Forderung Nummer 64: „September 2010, vorführreifer Prototyp“ knapp nicht erfüllt werden. Dieser Termin war für September angesetzt, doch der Funktionsprototyp wurde zwei Wochen verspätet, im Oktober, zur Tyromotion gebracht. Angesichts dessen, dass bei Neuentwicklungen angestrebte Termine schwer eingehalten werden können, war diese Verspätung kein großes Hindernis. Es ist aber ein berechtigter Kritikpunkt, dass dieser Termin nicht eingehalten wurde.

Außer diesen beiden Ausnahmen ist es sehr erfreulich, dass alle anderen Forderungen und Wünsche optimal und zur Zufriedenheit der Beteiligten gelöst werden konnten.

### **Folgende Entwicklungsphasen**

Als abschließende Schritte bei der Entwicklung des Armtrack muss die elektronische Hardware dimensioniert und die dazugehörige Software erstellt werden. Dies wird, wie im Kapitel 8.6 erwähnt, von den Fachleuten der Tyromotion und externen Kräften durchgeführt. Es ist außerdem ein Test des Armtracks an der Klinik Judenburg-Strassengel geplant, bei dem die Bewertung der Patienten und Physiotherapeuten in die Serienentwicklung einfließen wird. Abschließend wird der vorgeschlagene Schlussprototyp bei der Tyromotion angepasst und gegebenenfalls überarbeitet. Dort war man mit der Gestalt des Prototyps zufrieden, es kann aber in einem Entwicklungsprozess eines neuen Produktes nicht ausgeschlossen werden, dass Änderungen an der bestehenden Konstruktionsstufe durchgeführt werden müssen.

### **Öffentliche Vorstellung**

Es ist geplant, den Armtrack 2011 bei der Medica in Düsseldorf (Deutschland) auszustellen. Die Medica ist eine Fachmesse für medizinische Geräte und sie findet 2011 vom 16. bis zum 19. November statt.

Im Zeitraum von November 2011 ist auch die Markteinführung des Armtracks geplant.

### **Namensgebung**

Der Arbeitstitel des medizinischen Rehabilitationsgerätes für gelähmte Arme war bei dieser Diplomarbeit „Armtrack“. Angesichts dessen, dass die Produkte der Tyromotion ihre Namen nach bekannten Künstlern und Musikern, wie Wolfgang Amadeus Mozart (Amadeo®) oder Pablo Picasso (Pablo®) erhalten, sind auch die möglichen Produktnamen für den Armtrack solche aus diesem Bereich. Hier sind einige Vorschläge angeführt:

- 
- Claude Monet
  - Leonardo da Vinci
  - Salvador Dali
  - Michelangelo Buonarroti
  - Donatello (Donato di Niccolo di Betto Bardi)
  - Vincenzo Bellini
  - Niccolo Paganini
  - Giuseppe Verdi

Ein ebenfalls wohlklingender Name wäre Geppetto, der Schöpfer von Pinocchio aus dem Märchen „Die Abenteuer des Pinocchio“. Dieser Name ist naheliegend, da der Armtrack den Patienten wie ein Puppenspieler in seinen Übungen unterstützt.

### **Persönliche Erfahrungen**

Persönlich wurde diese Diplomarbeit dazu genutzt, um Erfahrung in all ihren Aspekten in der Industrie zu sammeln. Die Neuentwicklung eines Produkts hat dafür viel Lehrreiches geboten. Es war stets ein Anliegen, eine Rückmeldung von den beteiligten Personen zu den durchgeführten Schritten zu erhalten.

Dabei wurden Fehler und Möglichkeiten diese zu beheben aufgezeigt. Besonders die Möglichkeit, sich die gegebene Zeit richtig einzuteilen und Prioritäten zu setzen, um kritische Phasen gut zu meistern, war lehrreich. Diese Fähigkeiten sind in solchen Projekten, bei denen mehrere Personen involviert sind, geschult worden.

Der verantwortungsvolle Umgang mit allen Beteiligten und das richtige Maß an Kommunikation waren bei der Erfüllung der Aufgaben ebenfalls bedeutend.

Eine erwähnenswerte Erfahrung war ebenfalls, dass bei solchen Projekten die jeweiligen Rahmenbedingungen zur Beurteilung der Leistung wichtig sind. In diesem Sinne gibt es keine Festlegung auf die Kategorien „richtig“ oder „falsch“, sondern eine Abstufung dazwischen. Um die zu erfüllenden Rahmenbedingungen festzulegen und aktuell zu halten, ist es hierbei sinnvoll, ein Lastenheft zu erstellen und engen Kontakt zu den möglichen Kunden des Auftrags herzustellen. Eine Erfahrung in dieser Hinsicht ist, dass sich die Konstruktion des Produkts an die maßgebenden Rahmenbedingungen zu halten hat. Es muss nicht übertrieben viel Aufwand in Details gesteckt werden, wenn die gesetzten Bedingungen auch ohne das gut erfüllt werden. Dadurch wird der Blick für das Wesentliche geschärft, der durch zeitliche, personelle und materielle Bedingungen ebenfalls beeinflusst wird.

---

## Literaturverzeichnis

- Beitz, Grote 2001                      Beitz W. Grote K.-H. 2001: Dubbel. Taschenbuch für den Maschinenbau, 20. Auflage, Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg
- Böhmer 2004                              Böhmer E. 2004: Elemente der angewandten Elektronik, 14. Auflage, Friedr. Vieweg & Sohn Verlag / GWV Fachverlag, Wiesbaden
- Corazza et al. 2011                      Corazza V. et al. 2011: Kursbuch Gesundheit, aktualisierte Neuauflage, Kiepenheuer & Witsch, Köln
- Fuerst, Dörning 2000                      Fuerst K. Dörning P. 2000: Elektrische Maschinen und Antriebe, 5. Auflage, Friedr. Vieweg & Sohn, Braunschweig/Wiesbaden
- Jürgens 2010                                Jürgens G. 2010: Entwicklungsmethodik. Lehrveranstaltungsnummer 310.312, Institut für Maschinenelemente und Entwicklungsmethodik, Graz
- Koser o.J.                                      Koser J. o.J.: Handbuch über das Konstruieren mit Aluminium, Fachverband der Metallindustrie Österreichs, Wien
- Kramme 2007                                Kramme R. 2007: Medizintechnik. Verfahren – Systeme – Informationsverarbeitung, 3. Auflage, Springer Medizin Verlag, Heidelberg
- Künne 2007                                 Künne B. 2007: Köhler/Rögnitz Maschinenteile 1, 10. Auflage, B. G. Teubner / GWV Fachverlag GmbH, Wiesbaden
- Kunsch, Kunsch 2007                      Kunsch K. Kunsch S. 2007: Der Mensch in Zahlen, 3. Auflage, Elsevier GmbH, München.
- Mitschke, Wallentowitz 2004              Mitschke M. Wallentowitz H. 2004: Dynamik der Kraftfahrzeuge, 4. Auflage, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg
- Ostermann 2007                              Ostermann F. 2007: Anwendungstechnologie Aluminium, 2. Auflage, Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg
- Pahl et al. 2007                               Pahl G. et al. 2007: Konstruktionslehre. Grundlagen erfolgreicher Produktentwicklung - Methoden und Anwendungen, 7. Auflage, Springer-Verlag, Berlin – Heidelberg
- Rossmann, Tropea 2005                      Rossmann T. Tropea C. 2005: Bionik Aktuelle Forschungsergebnisse in Natur-, Ingenieur- und Geisteswissenschaften, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg

- 
- Theumert, Fleischer 2007      Theumert H. Fleischer B. 2007: Entwickeln Konstruieren Berechnen – Komplexe praxisnahe Beispiele mit Lösungsvarianten, Vieweg & Sohn Verlag, Wiesbaden
- Willimczig 1998                Willimczig K. 1998: Biomechanik der Sportarten. Grundlagen, Methoden, Analysen, Rowolth Tb., Hamburg

## Online-Literatur

- ARM Guide 2010                ARM Guide 2010: robotisches Training der obere Extremitäten, <http://www.smp.northwestern.edu/MARS/Project3.htm>, 8.3.2010
- ARMOR 2010                    ARMOR 2010: mechanische Verbesserung der Armbewegung, [http://balsells.eng.uci.edu/docs/PhDDis\\_JKlein09.pdf](http://balsells.eng.uci.edu/docs/PhDDis_JKlein09.pdf), 8.3.2010
- Beschleunigungssensoren 2010      Beschleunigungssensoren 2010, Beschreibung von Beschleunigungssensoren von Wikipedia, <http://de.wikipedia.org/wiki/Beschleunigungssensor>, 5.10.2010
- Bluetooth 2010                Bluetooth 2010, Beschreibung des Bluetooth von Wikipedia, <http://de.wikipedia.org/wiki/Bluetooth>, 18.3.2010
- BMI 2010                        BMI 2010: Body-Mass-Index Wikipedia, <http://de.wikipedia.org/wiki/Body-Mass-Index>, 22.4.2010
- Dampace 2010                Dampace 2010: dynamisches Kraft-Koordination-Training, <http://www.arnostienen.net/articles/stienen07d.pdf>, 8.3.2010
- Evolution 2010                Evolution 2010: Wikipedia: Definition der Evolution, <http://de.wikipedia.org/wiki/Evolution>, 25.5.2010
- Freebal 2010                Freebal 2010: Freebal Rehabilitationsgerät, <http://www.arnostienen.net/articles/stienen07c.pdf>, 8.3.2010
- Gametrack 2010                Gametrack 2010: Hersteller Mad Catz Homepage, <http://www.madcatz.com/Default.asp?Page=219>, 10.4.2010
- haptic robotic platform 2010      haptic robotic platform 2010: Projektbeschreibung, <http://www.jneuroengrehab.com/content/5/1/15>, 9.3.2010
- Hocoma 2010                Hocoma 2011: Armeo® Therapiekonzept, <http://www.hocoma.com/produkte/ueberblick/>, 7.3.2010

---

iGPS 2010	iGPS 2010: Nikon Metrology Produktbeschreibung, <a href="http://de.nikonmetrology.com/large_volume_tracking__positioning/igps/">http://de.nikonmetrology.com/large_volume_tracking__positioning/igps/</a> , 19.3.2010
Klinik Judendorf-Strassengel 2010	Klinik Judendorf-Strassengel 2010: Startseite, <a href="http://www.klinik-judendorf.at/">http://www.klinik-judendorf.at/</a> , 10.3.2010
Manus 2010	Manus 2010: MIT news magazine , <a href="http://web.mit.edu/newsoffice/2010/stroke-therapy-0419.html">http://web.mit.edu/newsoffice/2010/stroke-therapy-0419.html</a> , 19.5.2010
Nitzbon 2010	Nitzbon 2010: Nitzbon Produkte, <a href="http://produkte.nitzbon.de/">http://produkte.nitzbon.de/</a> , 10.3.2010
Norelem 2010	Norelem 2010: Bauteilauswahl für den Maschinenbau, <a href="http://www.norelem.de/index.htm">http://www.norelem.de/index.htm</a> , 21.9.2010
Obstbaum 2010	Obstbaum 2010: Obstbaumschnitt, <a href="http://www.hoeger-net.de/pdf/Baumschneidekurs1.pdf">http://www.hoeger-net.de/pdf/Baumschneidekurs1.pdf</a> , 26.5.2010
Positionsbestimmung WLAN & Bluetooth 2010	Positionsbestimmung WLAN & Bluetooth 2010: Wissenschaftliche Arbeit von Andreas Janzes, <a href="http://www.ks.uni-freiburg.de/download/papers/lbsSS07/PositionWLANandBluetooth/Andreas%20Janzen_Position%20Determination%20with%20WLAN%20and%20Bluetooth.pdf">http://www.ks.uni-freiburg.de/download/papers/lbsSS07/PositionWLANandBluetooth/Andreas%20Janzen_Position%20Determination%20with%20WLAN%20and%20Bluetooth.pdf</a> , 18.3.2010
Proportion Masse 2010	Proportion Masse 2010: Sportpraxis Biomechanik, <a href="http://www.arsmartialis.com/index.html?name=http://www.arsmartialis.com/faq/m_anteil.html">http://www.arsmartialis.com/index.html?name=http://www.arsmartialis.com/faq/m_anteil.html</a> , 22.4.2010
Rampen ALTEC, 2010	Rampen ALTEC 2010: Produktbroschüre, <a href="http://www.altec-singen.de/pdfs/rs-deutsch.pdf">http://www.altec-singen.de/pdfs/rs-deutsch.pdf</a> , 6.12.2010
Raumgestaltung 2010	Frank I. 2010: Vorlesungsunterlagen zu Raumgestaltung, <a href="http://www.raumgestaltung.tugraz.at/index.htm">http://www.raumgestaltung.tugraz.at/index.htm</a> , 7.4.2010
Reha Technologies 2010	Reha Technologies 2010: Startseite, <a href="http://www.rehatechnologies.eu/">http://www.rehatechnologies.eu/</a> , 10.3.2010
Reha-Stim 2010	Reha-Stim 2010: Startseite, <a href="http://www.reha-stim.de/cms/">http://www.reha-stim.de/cms/</a> , 10.3.2010
RF Indoor Tracking System 2010	RF Indoor Tracking System 2010: Wissenschaftliche Arbeit der neuseeländischen Massey University, <a href="http://www-ist.massey.ac.nz/conferences/icst05/proceedings/ICST2005-Papers/ICST_139.pdf">http://www-ist.massey.ac.nz/conferences/icst05/proceedings/ICST2005-Papers/ICST_139.pdf</a> , 19.3.2010

---

RFID-Tag 2010	RFID-Tag 2010: Beschreibung von RFID von Wikipedia, <a href="http://de.wikipedia.org/wiki/RFID">http://de.wikipedia.org/wiki/RFID</a> , 18.3.2010
RIMEC 2010	RIMEC 2011: RIMEC Homepage, <a href="http://www.rimec.it/DE/">http://www.rimec.it/DE/</a> , 8.3.2010
ST Beschleunigungssensor, 2010	ST Beschleunigungssensor: 2010, Produktbeschreibung des Beschleunigungssensors LIS244AHL von ST Microelectronics, ST <a href="http://www.st.com/internet/analog/product/207282.jsp">http://www.st.com/internet/analog/product/207282.jsp</a> , 16.11.2010
TOF-Kamera 2010	TOF-Kamera 2011: Beschreibung der TOF-Kamera von Wikipedia, <a href="http://de.wikipedia.org/wiki/TOF-Kamera">http://de.wikipedia.org/wiki/TOF-Kamera</a> ,19.3.2010
Tu Graz 2010	Tu Graz 2010: Startseite, <a href="http://portal.tugraz.at/portal/page/portal/TU_Graz">http://portal.tugraz.at/portal/page/portal/TU_Graz</a> , 31.1.2010
T-WREX Sanchez 2010	T-WREX Sanchez 2010: T-Wrex Trainingsapparat, <a href="http://www.smpp.northwestern.edu/Robotics/pubs/TWREX_ICORR_2007_revised_final.pdf">http://www.smpp.northwestern.edu/Robotics/pubs/TWREX_ICORR_2007_revised_final.pdf</a> , 8.3.2010
Tyromotion 2010	Tyromotion 2010: Tyromotion Homepage, <a href="http://www.tyromotion.com">http://www.tyromotion.com</a> , 31.1.2010
Verbundwerkstoff Halbzeug 2010	Verbundwerkstoffe Halbzeug 2010: Katalog für Halbzeug, <a href="http://www.carbonscout-shop.de/">http://www.carbonscout-shop.de/</a> , 6.7.2010
WLAN 2010	WLAN 2010: Beschreibung des WLAN von Wikipedia, <a href="http://de.wikipedia.org/wiki/Wlan">http://de.wikipedia.org/wiki/Wlan</a> , 18.3.2010

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1.1: Tyromotion Firmenlogo [Tyromotion 2011] .....	4
Abbildung 1.2: Amadeo® [Tyromotion 2010] .....	4
Abbildung 1.3: Pablo® [Tyromotion 2010] .....	4
Abbildung 2.1: Handschuh des Gametrack [Gametrack 2010] .....	5
Abbildung 2.2: Gametrack [Gametrack 2010] .....	5
Abbildung 3.1: Helparm [Nitzbon 2010] .....	8
Abbildung 3.2: Armeo®-Power [Hocoma 2011] .....	8
Abbildung 3.3: Armeo®-Spring [Hocoma 2010] .....	9
Abbildung 3.4: Armeo®-Boom [Hocoma 2010] .....	9
Abbildung 3.5: Manus [Manus 2010] .....	10
Abbildung 3.6: Freebal [Freebal 2010] .....	10
Abbildung 3.7: haptic robotic platform [haptic robotic platform 2010] .....	11
Abbildung 3.8: Fisiotec HP2 [RIMEC 2010] .....	11
Abbildung 3.9: Astwachstum beim Obstbaum .....	12
Abbildung 3.10: Leitäste bei Obstbaum [vgl. Obstbaum 2010] .....	13
Abbildung 4.1: Modell eines Patienten .....	17
Abbildung 4.2: Anatomie des Armes [Putz, Pabst 2007, S. 158] .....	18
Abbildung 4.3: Funktion des Schultergelenks [Putz, Pabst 2007, S. 10] .....	19
Abbildung 4.4: Beweglichkeit des Schultergelenks [vgl. Putz, Pabst 2007, S. SA37] .....	19
Abbildung 4.5: Funktion des Ellenbogengelenks [Putz, Pabst 2007, S. 10] .....	20
Abbildung 4.6: Beweglichkeit des Ellenbogengelenks [vgl. Putz, Pabst 2007, S. SA37] .....	20
Abbildung 4.7: Bewegungsraum des Armes .....	20
Abbildung 4.8: Bewegungsraum des Patienten .....	21
Abbildung 5.1: Black-Box-Darstellung [vgl. Theumert, Fleischer 2007, S. 2] .....	24
Abbildung 5.2: Funktionsstruktur .....	25
Abbildung 5.3: Fächerübergreifender Entwicklungsablauf .....	29
Abbildung 5.4: Kommunikation dirigiert den Entwicklungsprozess .....	30
Abbildung 6.1: Mögliche Lagerung des Armes .....	32
Abbildung 6.2: Freikörperbild des Armes .....	33
Abbildung 6.3: Seilfixpunkt im Raum (von links nach rechts): frei in einer horizontalen Ebene, drehbar in einer horizontalen Ebene, fix im Raum .....	34
Abbildung 6.4: Bewegungswinkel am Schulter- und Ellenbogengelenk .....	34

Abbildung 6.5: Seilwinkel $\alpha_x$ und $\alpha_y$ des Seiles zum Lot .....	35
Abbildung 6.6: Vergleich der Kraftkomponenten zwischen festem (links) und drehbarem (rechts) Seilpunkt .....	36
Abbildung 6.7: Unstetigkeit beim Heben des Armes bis zum Winkel $\Phi_{OVI}$ .....	36
Abbildung 6.8: Unstetigkeit im Kräfteverlauf beim Heben des Armes .....	37
Abbildung 6.9: TOTE-Einheit.....	40
Abbildung 6.10: Optimierung einer Verschraubung [Künne 2007,S. 327] .....	42
Abbildung 6.11: Optimierung der Mutternform [Künne 2007, S. 327].....	42
Abbildung 6.12: Kombinationsmöglichkeiten beim Morphologischen Kasten [Pahl et al. 2007, S. 159] .....	47
Abbildung 6.13: Bewertungskriterien aufgeteilt in Zielbereiche und Zielstufen [Pahl et al. 2007, S. 168] .....	50
Abbildung 6.14: Armschnittstellen 1 .....	52
Abbildung 6.15: Armschnittstellen 2 .....	53
Abbildung 6.16: Verstellbarer Knotenpunkt mittels Rolle .....	53
Abbildung 6.17: Armlagerung .....	53
Abbildung 6.18: Rautenanordnung als Ausleger .....	55
Abbildung 6.19: Prinzipien zur Gewichtsentlastung.....	57
Abbildung 6.20: Drehmoment-Drehzahl-Kennlinien des fremderregten Gleichstrommotors, des Reihenschluss- und Doppelschlussmotors und der Drehstrom-Asynchronmaschine (von links oben) [vgl. Fuerst, Dörning 2000, S. 44 ff] .....	59
Abbildung 6.21: (von links oben) Trimpotentiometer, Drehpotentiometer, stellbarer Vorwiderstand, Spannungsteile [Böhmer 2004, S. 11] .....	60
Abbildung 6.22: Dreidimensionale Aufnahme einer TOF-Kamera [TOF-Kamera 2010].....	61
Abbildung 6.23: Gesamtkonzepte (von links): kontinuierliche Querschnitte, drehbarer und zusammenschiebbare Aufbau, Biegerohrrahmen mit Motoreinheit in der Bodengruppe und innen verlegten Kabeln.....	63
Abbildung 6.24: Grundgerüst an einer Tischplatte befestigt .....	63
Abbildung 7.1: Testaufbau ohne Seile .....	67
Abbildung 7.2: Seilrolle .....	67
Abbildung 7.3: Verschiedene Armanbindungen .....	69
Abbildung 8.1: Seiltrommelentwicklung von links nach rechts .....	73
Abbildung 8.2: Schnittansicht Seiltrommel .....	73
Abbildung 8.3: Schaltbild einer fremderregten Gleichstrommaschine [Fuerst, Dörning 2000, S. 45].....	74
Abbildung 8.4: Drehmoment-Drehzahl-Kennlinie des fremderregten Gleichstrommotors [Fuerst, Dörning 2000, S. 47].....	75
Abbildung 8.5: Drehzahlsteuerung über Feldschwächung [Fuerst, Dörning 2000, S. 49] .....	75

Abbildung 8.6: Drehzahländerung über Spannungsänderung [Fuerst, Dörning 2000, S. 50] .	76
Abbildung 8.7: Drehzahlsteuerung über Erhöhung des Ankerkreiswiderstandes [Fuerst, Dörning 2000, S. 51] .....	76
Abbildung 8.8: Drehmoment-Drehzahl-Kennlinie von Dunkermotoren .....	78
Abbildung 8.9: Gewichtsentlastungseinheit für einen Arm .....	78
Abbildung 8.10: Zusammenklappbare Anordnung .....	79
Abbildung 8.11: Fußklemmstück [Norelem 2010] .....	80
Abbildung 8.12: Belastung und resultierende Verdrehung am Klemmstück.....	80
Abbildung 8.13: Skizzen zu Reaktionskräften (links) und resultierender Verformung $\Delta l$ (rechts) am Gleitschuh .....	81
Abbildung 8.14: Flächenpressung an der Kante des Gleitschuhs .....	81
Abbildung 8.15: Rahmenkonstruktion des Funktionsprototyps.....	83
Abbildung 8.17: Messprinzipien: DMS-Streifen (links), Drucksensor (Mitte), Drehpotentiometer (rechts) .....	84
Abbildung 8.16: Drehpotentiometer RKJXP120004 (links), Anwendung beim Gametrack (Mitte), Anwendung beim Armtrack (rechts).....	84
Abbildung 8.18: Stabilisierungsglasche an der Seiltrommel .....	86
Abbildung 9.1: Motoreinheit des Schlussprototyps .....	88
Abbildung 9.2: Messprinzip mit Beschleunigungssensor .....	88
Abbildung 9.3: Koppelungen zwischen Drahtseil und Beschleunigungssensor .....	89
Abbildung 9.4: Verschiedene Ausführungen eines Auslegers .....	91
Abbildung 9.5: Querschnittsanpassung an die Belastung .....	92
Abbildung 9.6: Träger gleicher Biegespannung.....	93
Abbildung 9.7: (von links) Ausleger ohne und mit Knick.....	94
Abbildung 9.8: Ersatzschaubild federnder Anteile .....	95
Abbildung 9.9: Ersatzschaltbild des Funktionsprototyps.....	96
Abbildung 9.10: Dreiecksaufbau und Freikörperbild .....	96
Abbildung 9.11: Wöhlerkurve für Aluminium [Ostermann 2007, S. 351] .....	97
Abbildung 9.12: Innen liegender Kabelbaum .....	99
Abbildung 9.13: Rampe und Kippkanten.....	100
Abbildung 9.14: Querschnitte der schwenkbaren (oben) und feststehenden Rampe (unten)	101
Abbildung 9.15: Einspannsituation und Belastung für a) Durchbiegung, b) Knickkraft und Knickspannung.....	102
Abbildung 9.16: Rampen des Armtrack.....	103
Abbildung 9.17: Rastbolzen der Rampe .....	103
Abbildung 9.18: Vergleich zwischen aufgestelltem und verpacktem Armtrack.....	104

Abbildung 9.19: Scharnier, Spannverschluss und Sicherheitsverschluss des Armtrack.....	104
Abbildung 9.20: Transport des Armtrack .....	105
Abbildung 9.21: Gesamtansicht des Armtrack .....	106
Abbildung 9.22: (von links) Funktions- und Schlussprototyp im Vergleich .....	107

## Tabellenverzeichnis

Tabelle 1-1: Therapiemöglichkeiten bei Lähmungserscheinungen [vgl. Corazza et al. 2011, S. 139].....	1
Tabelle 4-1: Deutsche Durchschnittsbevölkerung 2003 [vgl. Kunsch, Kunsch 2007, S. 216]	16
Tabelle 4-2: Normalverteilung der Bevölkerung .....	17
4-3: Körperproportionen .....	18
Tabelle 4-4: Beweglichkeit des Schultergelenks [Kunsch, Kunsch 2007, S. 42] .....	19
Tabelle 4-5: Beweglichkeit des Ellenbogengelenks [Kunsch, Kunsch 2007, S. 41] .....	20
Tabelle 5-1: Fachbereiche und betroffene Personen .....	27
Tabelle 6-1: Belastungskräfte an einem Seilpunkt.....	39
Tabelle 6-2: Merkmale der Lösungsmethoden.....	48
Tabelle 6-3: Nutzwertanalyse zu Materialein .....	65
Tabelle 8-1: Voraussetzungen an die Motoreinheit .....	76
Tabelle 8-2: Komponenten der Antriebseinheit von Dunkermotoren.....	77
Tabelle 8-3: Werte zur Verdrehung am Gleitschuh .....	82
Tabelle 8-4: Eckdaten zum Funktionsprototyp .....	83
Tabelle 9-1: Zahlenwerte zum Prinzipbeispiel.....	95
Tabelle 9-2: Belastungsverhältnisse an den Rampen des Armtrack .....	101
Tabelle 9-3: Vergleichswerte der Rampen des Armtrack und von ALTEC .....	102
Tabelle 9-4: Technische Daten des Armtrack .....	106
Tabelle 9-5: Prozentualer Vergleich zwischen Funktions- und Schlussprototyp.....	107
Tabelle 9-6: Prozentuale Änderungen durch einzelne Optimierungsschritte.....	108
Tabelle 9-7: Vergleichswerte der Konkurrenzprodukte.....	109
Tabelle 9-8: Vor- und Nachteile des Armtrack gegenüber den Konkurrenzprodukten .....	109

## Anhang A

### Anforderungsliste, Lastenheft, Zeitabschätzung:

Für die Firma Tyromotion soll im Rahmen einer Diplomarbeit eine Apparatur entwickelt werden, die bei der Therapie von Schlaganfallpatienten zum Einsatz kommt. Viele Patienten haben eine eingeschränkte Funktion ihrer Arme und können diese nur schwer bewegen. Die Therapieübungen sollen ihnen prinzipiell helfen, ihre motorischen Fähigkeiten zu trainieren, um ein alltagsfähiges Leben führen zu können. Für diese Anwendung soll nun ein Produkt entwickelt werden, das die daraus resultierenden Anforderungen möglichst gut erfüllt.

Ausgehend von den zwei bisherigen Besprechungen vom 22.2.2010 und 4.3.2010 bei Tyromotion wird ein erstes Lastenheft erstellt. Die Anforderungen wurden von Dr. Alexander Kollreider, Dipl. Ing. David Ram und Elisabeth Brugger formuliert und sollen ihren Niederschlag in der folgenden Dokumentation des Meetings finden. Um einen Überblick über die weitere Vorgehensweise zu schaffen, werden Ratschläge und Richtlinien aus dem Werk „Entwickeln Konstruieren Berechnen“ von Hans Theumert und Bernhard Fleischer (2007, 1. Auflage, Vieweg Verlag, Wiesbaden) verwendet.

Das darin geschilderte Vorgehen entspricht den Formalien und Richtlinien nach VDI 2221. Darin wird der Entwicklungsprozess grob in die Phasen *Analysieren*, *Konzipieren*, *Konstruieren* und *Anwenden* unterteilt. Vordergründig wird hier die *Analyse* betrachtet. Die Analyse gliedert sich weiters in:

- Erstellung einer Anforderungsliste (bzw. Lastenheft)
- Abstrahieren des zu entwickelnden Systems nach dem *Black-Box-Prinzip*
- Funktionsanalyse, das heißt der Gliederung des Systems in einzelne un- oder abhängige Subsysteme

Für die detaillierte Ausführung der Phasen wird das Werk „Konstruktionslehre“ von Pahl und Beiz (7. Auflage, Springer-Verlag, Heidelberg, 2007) und die „Entwicklungsmethodik“ von Jürgens herangezogen.

### Offensichtliche Anforderungen:

Ausgangspunkt der Produktidee ist ein bereits bestehendes Spiele-System, das über zwei Zugschnüre die Position des Spielers anzeigen kann (Gametrack). Es ist sehr kostengünstig und liefert ausreichende Messgenauigkeit ( $\pm 5$  cm) für die ergo-therapeutische Anwendung. Dieses soll in einen Apparat integriert werden, der zu Bewegungsübungen des Ober- und Unterarmes dient und diese auch durch Gegengewicht entlastet.

Benutzer: Tyromotion	<b>Produkt: Armtracking</b>	Datum Erstellung: 8.3.2010	Revision 8 Änderung: 23.10.2010
-------------------------	-----------------------------	----------------------------------	---------------------------------------

F = Forderung W1-W3 Wunsch	Nr.	Anforderungen	Datum:	verantwortlich
		1. Geometrie		
W3	1.	Apparat hinter dem Patienten und um ihn herum gebaut	9.3.2010	Andrašec
W3	2.	Armbewegungsraum: $\frac{3}{4}$ -Kugel, aber insbesondere vor dem Sichtfeld des Patienten	20.4.2010	Andrašec
W3	3.	Standardbauteile verwenden, einfache Montage (Aluminium, Stahl)	11.3.2010	Andrašec
F	4.	Höhe < 2,40 m	4.3.2010	
F	5.	Breite: darf Patient nicht behindern	9.3.2010	
W1	6.	Symmetrische Ausführung für beidhändige Übungen	4.3.2010	Brugger
F	7.	Geringes Packmaß	12.10.2010	Ram
		2. Anordnung		
W3	8.	Stehende Anordnung	9.3.2010	Andrašec
F	9.	Geringes Gewicht: 15 bis 20 kg	4.3.2010	
W2	10.	Messsystem ortsfest im Raum anbringen	4.3.2010	
F	11.	Gewichtsentlastung fix konstruieren, (Ausleger), optimaler Bewegungsablauf	14.7.2010	Andrašec
W2	12.	Messbare, dynamische Gewichtsentlastung	4.3.2010	
W1	13.	Kein Eingriff ins Messsystem	4.3.2010	
W3	14.	Gegebenenfalls Abstützung auf Wand (?)	9.3.2010	Andrašec
F	15.	Anschluss: Strom- (110-240 V) und USB-Anschluss	9.3.2010	Andrašec
W3	16.	Erweiterung: Tisch für leichtes Anlegen der Apparatur	9.3.2010	Andrašec
		3. Kinematik		

F = Forderung W1-W3 Wunsch =	Nr.	Anforderungen	Datum:	verantwortlich
W3	17.	Übertragungselement: Seilzug	9.3.2010	Andrašec
F	18.	Bewegungsbereich: frei beweglich im Bewegungsbereich eines verletzten Armes	4.3.2010	
F	19.	Geschwindigkeit: eher gering wegen Übungsablauf, nicht plötzlich	9.3.2010	Brugger, Andrašec
F	20.	Armbefestigung soll sich nicht von selber zuziehen	23.3.2010	Ram
		4. Kräfte		
F	21.	Gewichtsunterstützung, Entlastung max. Höchstgewicht des Armes	20.7.2010	Ram
F	22.	Keine Horizontalkraft (Querkraft) am Arm	22.2.2010	
W3	23.	Keine zusätzliche Be- oder Entlastung des Patienten bei den Übungen	4.3.2010	
F	24.	Zugkraft des verletzten Armes bewegt die Apparatur (Größe ermitteln!)	9.3.2010	Andrašec
F	25.	Kraftrichtung des Armes: horizontal und vertikal	9.3.2010	Andrašec
F	26.	Krafthäufigkeit: periodisch (Armbewegung), konstant (Gewichtsentlastung)	9.3.2010	Andrašec
W3	27.	Verformung, Resonanz und Schwingung unerwünscht	9.3.2010	Andrašec
		5. Energie		
W2	28.	Leistung: elektrisch für Messsystem(wenn motorisch angetrieben auch für Gewichtsentlastung , < 1 kW)	9.3.2010	
F	29.	Anschlussnetz: Stromnetz	9.3.2010	
		6. Material		
F	30.	Gute reinigbarkeit eingesetzter Materialien (Krankenhouseinsatz), Stahl etc.	9.3.2010	

F = Forderung W1-W3 Wunsch	Nr.	Anforderungen	Datum:	verantwortlich
W3	31.	Unempfindlichkeit gegenüber aggressiven Reinigungsmitteln/Desinfektionsmitteln	9.3.2010	
		<b>7. Signale</b>		
F	32.	Ausgangssignale: elektrisch	9.3.2010	
F	33.	Anzeige-Signal: USB-Port	9.3.2010	
F	34.	Messsystem zur Bewegungserfassung	9.3.2010	
W3	35.	Geringe Messgenauigkeit erforderlich ( $\pm 5$ cm)	11.3.2010	
		<b>8. Sicherheit</b>		
F	36.	Patientensicherheit äußerst beachten	4.3.2010	
W2	37.	Ausfall des interaktiven Messsystems kurzfristig unbedenklich	9.3.2010	
		<b>9. Ergonomie</b>		
F	38.	Homogenes Design, keine vorstehenden Teile	4.3.2010	
W1	39.	Schnittstelle muss verschiedensten Personen gerecht werden	9.3.2010	
W1	40.	kein Drücken oder Ziehen durch die Armbefestigung (niedrige zulässige Kräfte)	9.3.2010	
W3	41.	Schnelles, unkompliziertes Anlegen der Armbefestigung (Anschnallen auch alleine möglich)	9.3.2010	
F	42.	Sitzposition des Patienten	4.3.2010	Brugger
W3	43.	Übersichtlichkeit: freier Blick nach vorne (Beklemmung vermeiden)	9.3.2010	
F	44.	Hand in neutraler Lage befestigt	18.3.2010	Brugger
		<b>10. Fertigung</b>		

F = Forderung W1-W3 Wunsch	Nr.	Anforderungen	Datum:	verantwortlich
F	45.	Zukaufteile für Serienfertigung vorsehen (Großindustrie)	4.3.2010	
W2	46.	Leichtbaumaterialien vorsehen (Kunststoff, Aluminium, Kohlefaser)	4.3.2010	
		<b>11. Montage</b>		
W2	47.	Montage und Inbetriebnahme innerhalb von 4 Stunden, vor Ort: 5 min. von einem Laien	4.3.2010	
	48.			
W2	49.	leichter Transport in verpacktem Zustand, verpackt muss eine Tür passiert werden können	9.3.2010	
		<b>12. Gebrauch</b>		
W1	50.	Heimrehabilitation	4.3.2010	
F	51.	Spielfreiheit wegen Geräusentwicklung	11.3.2010	
W3	52.	3 Versionen: Premium/Medium/Low,	22.2.2010	
F	53.	Portabilität (siehe 8, 10)	4.3.2010	
W3	54.	Leichte Inbetriebnahme	4.3.2010	
F	55.	Gewichtsentlastung in „kg“ angeben, anwenderspezifisch, schnell einstellbar	20.4.2010	
W3	56.	Absatzgebiet: global	9.3.2010	
W1	57.	Einsatzort: Klinik, Praxis und Heimanwendung	9.3.2010	
W1	58.	Unsachgemäßer Gebrauch soll bei der Konstruktion berücksichtigt werden (Klemmhebel, Rast-System)	23.10.2010	Ram
		<b>13. Instandhaltung</b>		
W3	59.	Leichte Säuberung aufgrund von Klinikeinsatz	4.3.2010	

F = Forderung W1-W3 Wunsch =	Nr.	Anforderungen	Datum:	verantwortlich
F	60.	7 Jahre Dauerbetrieb	4.3.2010	
F	61.	Austausch von Verschleißteilen im Intervall von 2 Jahren	4.3.2010	
		14. Kosten		
F	62.	Verkaufspreis 3000 bis 10.000 € (je nach Version)	4.3.2010	
F	63.	Materialkosten 500 bis 1000 € (je nach Version)	4.3.2010	
		15. Termin		
F	64.	September: vorführreifer Prototyp	4.3.0210	
W1: hohe Bedeutung, W2: mittlere Bedeutung, W3: niedrige Bedeutung				

### Änderungen:

Der Verlauf der Änderungen wird ab dem 9.3.2010 dokumentiert, die ab dann das Lastenheft größtenteils komplett war. Es werden die jeweilige Nummer der Forderung oder des Wunsche, das Änderungsdatum und Details dazu angegeben:

Nummer	Änderungsdatum	Details
2	20.4.2010	<u>von:</u> Armbewegungsraum: $\frac{3}{4}$ -Kugel <u>zu:</u> Armbewegungsraum: $\frac{3}{4}$ -Kugel, aber insbesondere vor dem Sichtfeld des Patienten
3	11.3.2010	<u>von:</u> Standardbauteile verwenden, einfache Montage <u>zu:</u> Standardbauteile verwenden, einfache Montage (Aluminium, Stahl)
7	12.10.2010	<u>von:</u> Geringes Packmaß: Koffergröße <u>zu:</u> Geringes Packmaß
11	14.7.2010	<u>von:</u> Gewichtsentlastung beweglich konstruieren, Ausleger, optimaler Bewegungsablauf (wegen 25) <u>zu:</u> Gewichtsentlastung fix konstruieren, (Ausleger), optimaler Bewegungsablauf
20	23.3.2010	<u>hinzugefügt:</u> Armbefestigung soll sich von selber zuziehen
21	20.7.2010	<u>von:</u> Gewichtunterstützung, Entlastung max. 10 kg <u>zu:</u> Gewichtsentlastung max. Höchstgewicht des Armes

Nummer	Änderungsdatum	Details
35	11.3.2010	<u>hinzugefügt</u> : geringe Messgenauigkeit erforderlich ( $\pm 5$ cm)
44	18.3.2010	<u>hinzugefügt</u> : Hand in neutraler Lage befestigt
55	20.4.2010	<u>von</u> : zu: Gewichtsentlastung in „kg“ angeben, anwenderspezifisch <u>zu</u> : Gewichtsentlastung in „kg“ angeben, anwenderspezifisch, schnell einstellbar
58	23.3.2010	<u>hinzugefügt</u> : Unsachgemäßer Gebrauch soll bei der Konstruktion berücksichtigt werden (Klemmhebel, Rast-System)

Die Anforderungsliste stellt die Grundvoraussetzungen für ein Lastenheft nach DIN 69901-5 dar. Dieses kann daraus abgeleitet werden:

### **Lastenheft/Pflichtenheft (Leitlinie):**

Ausgangssituation und Zielsetzung: Bei Schlaganfällen sind oft die Arme der Betroffenen stark in ihrer Beweglichkeit eingeschränkt. Das zu entwickelnde Produkt soll den Patienten ein verbessertes Training der Arme bieten. Motorische Abläufe sollen gezielt und interaktiv unterstützt werden.

Produkteinsatz: Der Einsatz erfolgt in Kliniken, bei Therapeuten und im Heimgebrauch

Produktübersicht: Es soll ein portables, leichtes (maximal 20 kg) und sicheres Gerät erstellt werden. Die Materialkosten sollen sich maximal auf 1000 Euro belaufen und der Verkaufspreis soll bei maximal 10.000 Euro liegen. Die einzelnen Komponenten bestehen aus Zukaufteilen, die Firmenintern montiert werden.

### **Funktionale Anforderungen:**

- Training und Gewichtsentlastung von zwei Armen
- Raumfestes Messsystem zum interaktiven Training
- dynamische, messbare Gewichtentlastung am Arm
- ergonomische Schnittstelle zwischen Mensch und Apparatur
- großer Bewegungsradius für Armbewegungen, in etwa ein Halbkugelvolumen pro Arm
- keine störenden horizontalen Querkräfte bei der Gewichtsentlastung

### **Nicht-Funktionale Anforderungen:**

Benutzbarkeit: der Kunde soll das Gerät im Sitzen bedienen, es soll leicht aufzubauen und zu bedienen sein

Übertragbarkeit: zusammenklappbar auf kleinen Stauraum, portabel, Einstellbarkeit auf unterschiedliche Kunden

Effizienz: verbessertes Training durch interaktive Messung und Dokumentation

Änderbarkeit: keine

Wartbarkeit: Lebenszyklus von 7 Jahren, Austausch von Verschleißteilen im Abstand von 2 Jahren

---

Risikoakzeptanz: Patientensicherheit soll unter allen Umständen gewahrt werden, kann auch auf Kosten des Materials und der Portabilität gehen  
Skizze des Entwicklungszykluses: nach VDI 2221

Lieferumfang: Messsystem, Gewichtentlastung, Gestell, Armschlingen, Bedienungsanleitung

Abnahmekriterien: Fehlerfreiheit der Lieferung,

**Zeitablauf:**

Es ist vorgesehen, dass ein funktionstüchtiger Prototyp bis zur „Medica“ Ende November 2011 hergestellt wird. Deshalb ist die Einhaltung eines Zeitplans nötig, der aber Spielraum für die bei Neuentwicklungen vorkommenden Probleme vorsieht. Vorgeschlagen wird ein Vorgehen nach VDI 2221 und den dort beschriebene Phasen.

Analysieren: März 2010

Konzipieren: März bis Juni 2010

Entwerfen: Juni bis August 2010

Ausarbeiten: August 2010 bis Januar 2011

Test und Inbetriebnahme: Januar, April 2011

## Anhang B

### Umfrage bei Ergotherapeuten:

Fragen und Antworten zum Patienten vom Klinikbesuch in Judendorf-Strassengel am 17.3.2010

#### Übung:

1. Welcher Raum wird durch die Bewegungen ausgefüllt?  
siehe Auszug aus dem „ICF“-Katalog
2. Was für Übungen werden gemacht und wie viele gibt es?  
Der Übungsaufbau richtet sich nach Struktur- und Körperfunktion (einzelne Muskeln und Gelenke) des Patienten, nach Aufbau und Aktivität (grundlegende Bewegungen) und Partizipation (zusammengesetzte Bewegungen, Alltagsbewegungen); siehe Auszug aus dem „ICF“-Katalog
3. Wie lange dauert eine Übung?  
Die Übungsdauer beträgt 30 – 60 Minuten und ein Übungssatz besteht aus 5 Wiederholungen.
4. Wie lange dauert ein Rehabilitationstraining insgesamt?  
Die Trainingsdauer beinhaltet tägliches Training über mindestens eine bis zwei Wochen.
5. Wie kann man sich bei den Übungen verletzen?  
Es kann zu Muskelüberdehnung und Gelenksperre kommen. Die Verantwortung liegt dabei beim Betreuer.
6. Hat der Patient Schmerzen bei den Übungen?  
Wenn Schmerzen auftreten, dann ist die Übung abzubrechen oder abzuschwächen.
7. Wie schnell sind die Bewegungen während der Übungen  
Es sind langsame, konzentrierte Bewegungen. Die Qualität der Übung steht hier im Vordergrund
8. Wie fühlt sich der Patient während der Übungen (Zug/Druck, Anstrengung)?  
Schädliche Belastungen sind nicht erwünscht, aber grundsätzlich ist eine Belastung zugelassen. Der Patient wird wegen des Übungseffektes bis an seine Grenzen belastet und gefordert. Die Motivation bedingt den Erfolg der Übung. Das Training ist primär „Kopfsache“.

#### Patient:

9. Wer ist von einem Schlaganfall betroffen (Alter, Geschlecht, Gewicht, Linkshänder oder Rechtshänder)  
Es sind alle Altersgruppen, Geschlechter, Gewichte und sonstige Merkmale betroffen. Auch nicht-Schlaganfall-Patienten werden behandelt (z.B. bei Schultergelenkschmerzen).
10. Wie ist der Arm von einem Schlaganfall betroffen (Beweglichkeit, Kraft, Gefühl)?

- 
- Er ist entweder verkrampft (Muskeltonus) oder absolut schlaffe.
11. Wie schwer ist der Arm eines Patienten in etwa maximal?  
Er wiegt in etwa 10 Kilogramm.
12. Muss jedem Patienten beim Anlegen der Apparatur geholfen werden?  
Grundsätzlich muss das sein. Aber je nach Stärke der Störung wird es auch dem Patienten selber überlassen sich auszurüsten.
13. Wie lange dauert das Anschlallen bisher ungefähr?  
Die Einstellungen beim „Helparm“ dauern in etwa bis zu 10 Minuten.
14. Sitzt der Patient im Rollstuhl oder auf einem Sessel?  
Der Patient sitzt jedenfalls während der Übungen, ob im Rollstuhl oder Sessel ist nicht wichtig.
15. Ist das Sichtfeld oder der Gleichgewichtssinn durch den Schlaganfall irgendwie beeinträchtigt?  
Es können eine eingeschränkte Kopfbewegung oder Doppelbilder vorkommen. Das hängt von der betroffenen Hirnregion ab.

### **Fragen zum Gerät:**

16. Welche Möglichkeiten bietet ein interaktives Übungssystem?  
Das ermöglicht ein effektiveres Üben und Wiederholen während der Therapie.
17. Klappern bisherige Geräte und stört das den Patienten?  
Sie klappern nicht. Das würde den Patienten verunsichern.
18. Wohin werden Geräte verräumt, wenn sie für kurze (lange) Zeit nicht benutzt werden?  
In der Regel werden sie in der Klinik einmal aufgebaut und nicht mehr weggeräumt.
19. Was sind die größten Nachteile bisheriger Geräte?  
Beim „Helparm“ ist das das umständliche Einstellen auf den Patienten.
20. Ist Portabilität gefragt?  
Ein aufgebautes Gerät sollte zumindest auf Rollen verschiebbar sein.
21. Werden Hilfsgeräte bevorzugt verwendet (Verbesserungsvorschläge)?  
Sie werden zum Erzielen besserer Übungseffekte eingesetzt. Das hängt aber immer individuell vom Patienten ab und ist keine Voraussetzung für die Tauglichkeit einer Grundausrüstung.

## Anhang C

### Bewegungsabläufe des Armes während der Therapie

Diese Aufzählung wurde mit freundlicher Unterstützung von Frau Elisabeth Brugger zur Verfügung gestellt. Sie besteht aus einem Auszug aus dem ICF-Katalog. Einige grundsätzliche Voraussetzungen, die für alle Übungen gelten, sind:

- vorzugsweise im Sitzen
- Übungen auch im Rollstuhl
- beide Arme sollen an den Übungen beteiligt sein
- vorteilhaft ist eine Gewichtsentslastung, um Wahrnehmungsverzerrungen auszuschließen

Übungen:

- Arme vorhalten und kleine Kreise mit dem gestreckten Arm machen → anschließend immer größer werden (in die gleiche Richtung/ in die entgegengesetzte Richtung)
- Arme vorhalten – Daumen hinauf und abwechselnd aufwärts und abwärts Bewegungen machen
- Arme vorhalten und einen nach dem anderen rauf und runter bewegen (wie beim Paddeln mit den Beinen)
- Arme auf die Seite strecken und entweder beide Arme gleichzeitig oder einen nach dem anderen im Ellbogen beugen – Fingerspitzen sollen die Brust berühren
- Arme auf die Seite strecken und kleine Kreise machen → immer größer werden
- Arme auf die Seite strecken – Daumen zeigt hinauf – gestreckte Arme vor dem Körper zusammen bewegen (wie klatschen) – dann wieder auseinander
- „klatschen“ wie oben erwähnt – vor dem Körper die Arme drehen – Daumen zeigt hinunter – Arme wieder auseinander („Schwimmbewegung“)
- Arme auf die Seite strecken und rauf und runter bewegen (wie beim Fliegen)
- Arme auf die Seite strecken und mit der Handfläche nach oben raufbewegen und mit der Handfläche nach unten gerichtet runter bewegen
- Butterfly Übung aus dem Fitness Studio
- Arme auf die Seite strecken und abwechselnd mit einer Hand nach der anderen oder gemeinsam auf den Kopf greifen
- Arme nach vorne strecken und mit einer nach der anderen oder gemeinsam auf den Kopf greifen/ auf die Schultern greifen etc.
- etc.

Es werden wohl nicht alle Übungen mit dem geplanten Armtrack zu verwirklichen sein, aber das Aufgezählte wären klassische Übungen. Oft werden zusätzlich noch Medien wie Ringe und Ähnliches verwendet, um etwas von einer Hand in die andere zu geben.

Wie man sieht, sind den Übungen keine Grenzen gesetzt. Meist wird vor allem bei Drehbewegungen (Innen- oder Außenrotation in der Schulter) eine veränderte Ausgangsstellung erreicht. Ebenso kann aufgrund von kleineren oder größeren Kreisbewegungen der Schwierigkeitsgrad verändert werden.

# Anhang D

## Messblatt zu „Neutral-0-Methode“

Name: \_\_\_\_\_ Aktenzeichen: \_\_\_\_\_

Untersuchungstag: \_\_\_\_\_

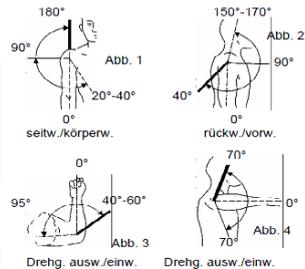
|| Rechtshänder || Linkshänder

### Messblatt für obere Gliedmaßen (nach der Neutral - 0 - Methode)

**Schultergelenke:**

- Arm seitw. / körperw. (Abb. 1)
- Arm rückw. / vorw. (Abb. 2)
- Arm ausw. / einw. drehen (Oberarm anliegend) (Abb. 3)
- Arm ausw. / einw. (Oberarm 90° seitw. abgeh.) (Abb. 4)

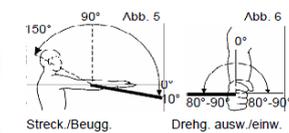
Rechts					Links				



**Ellenbogengelenke:**

- Streckung / Beugung (Abb. 5)

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--



**Unterarmdrehung:**

- ausw. / einw. (Abb. 6)

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

**Handgelenke:**

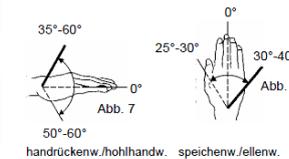
- handrückenw. / hohlhandw. (Abb. 7)
- speichenw. / ellenw. (Abb. 8)

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

**Fingergelenke:**

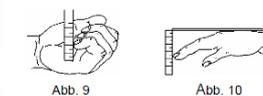
- Abstände in cm:
- Nagelrand / quere Hohlhandfalte (Abb. 9)
- Nagelrand / verl. Handrückenebene (Abb. 10)

II	III	IV	V	II	III	IV	V



**Daumengelenke:**

- Streckung/Beugung:
- Grundgelenk
- Endgelenk
- Abstreizung (Winkel zwischen 1. und 2. Mittelhandknochen)
- In der Handebene (Abb. 11)
- Rechtwinklig zur Handebene (Abb. 12)

- Ankreuzen, welche Langfingerkuppen mit der Daumenspitze erreicht werden können

II	III	IV	V	II	III	IV	V

**Handspanne:**

- Größter Abstand in cm zwischen Daumen- und Kleinfingerkuppe

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

**Umfangmaße in cm:**

- (Hängender Arm)
- 15 cm ob. äußerem Oberarmknorren
- Ellenbogengelenk
- 10 cm unt. äußerem Oberarmknorren
- Handgelenk
- Mittelhand (ohne Daumen)

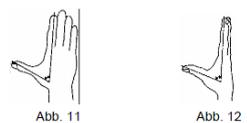

**Armlänge in cm:**

- Schulterhöhe / Speichenende

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

**Stumpflängen in cm:**

- Schulterhöhe / Stumpfende
- Äuß. Oberarmknorren / Stumpfende

F 4222 0204 Messblatt obere Gliedmaßen

## Anhang E

### Produktbeschreibung zur Motoreinheit

In den folgenden Tabellen sind die technischen Daten zu den Komponenten des Antriebs enthalten.

Hersteller: Dunkermotoren

#### Motor:

Bezeichnung	GR 42x40, 40 V
Leistung	20 W
Nennspannung	40 V
Nenndrehzahl	3400 u/min
Nenndrehmoment	0.0057 Nm
Nennstrom	0.8 A
Anlaufmoment	0.036 Nm
Anlaufstrom	3.97 A
Leerlaufdrehzahl	3950 u/min
Leerlaufstrom	0.12 A
Entmagnetisierungsstrom	6.3 A
Trägheitsmoment	110 gcm
Motorgewicht	0.49 kg
Kosten	50 €

#### Planetengetriebe:

Bezeichnung	PLG 42 K
Untersetungsverhältnis	8
Wirkungsgrad	0.9
Stufenzahl	1
Dauerdrehmoment	0.07 Nm
Gewicht	0.16 kg
Axiallast	150 N
Radiallast	230 N
Kosten	40 €

**Sicherheitsbremse:**

Bezeichnung	E 38 R
Betriebsspannung	24 VDC
Bremsmoment	0.02 Nm
Stromaufnahme	0.2 A
Aufnahmeleistung	5 W
Einschaltzeit	20 ms
Ausschaltzeit	5 ms
Schutzart	IP 20
Isolierstoffklasse	B
Gewicht	0.12 kg
Kosten	8.50 €

**Inkrementalgeber**

Bezeichnung	RE 20
Versorgungsspannung	5 VDC
Impulszahl pro Umdrehung	100 ppr
Signalanstiegszeit	15 ns
Signalabfallzeit	15 ns
Stromaufnahme	max. 25 mA
Ausgangsspannung (low-level)	max. 0.6 VDC
Ausgangsspannung (high-level)	min. 2.4 VDC
max. Ausgangsstrom	20 mA
Betriebstemperatur	-20 ... + 80 °C
Schutzart	IP 30
Kosten	8.50 €

Die Gesamtkosten des Antriebssatzes betragen 107 €.

**Arbeitsbereich (Ergänzung zu Abbildung 8.8):**

Die Angaben beziehen sich auf die Ausgangswelle des Motors und des Getriebes. Sie sind nicht miteinander zu verwechseln.

max. Ausgangsmoment am Motor (i=6)	0.28 Nm
max. Ausgangsdrehzahl am Motor (i=6)	914 u/min
max. Ausgangsmoment am Motor (i=8)	0.25 Nm
max. Ausgangsdrehzahl am Motor (i=8)	1218 u/min
max. Ausgangsmoment am Getriebe (i=6)	1.5 Nm
max. Ausgangsdrehzahl am Getriebe (i=6)	152 u/min
max. Ausgangsmoment am Getriebe (i=8)	1.8 Nm
max. Ausgangsdrehzahl am Getriebe (i=8)	152 u/min

## Anhang F

### Beschleunigungssensor LIS244ALH

Technische Daten bei VDD = 3.3 V, T = 25 °C, falls nicht anders angegeben <sup>(1)</sup>

Parameter	Bedingung	Min.	Normalbed. (2)	Max	Einheit
Ar: Beschleunigungsbandbreite <sup>(3)</sup>	FS-Pin verbunden mit GND		± 2		g
	FS-Pin verbunden mit Vdd		± 6		
So: Auflösung <sup>(4)</sup>	Bandbreite ±2 g	Vdd/5 – 5%	Vdd/5	Vdd/5 + 5%	V/g
	Bandbreite ±6 g	Vdd/15 – 5%	Vdd/15	Vdd/15 + 5%	
SoDr: Auflösungsänderung aufgrund von Temperatur	Unterschied ab +25 °C		± 0.01		%/°C
Voff: Null-g-Level <sup>(4)</sup>	Bandbreite ±2 g, T = 25 °C	Vdd/2 – 2%	Vdd/2	Vdd/2 + 4%	V
OffDr: Null-g-Leveländerung aufgrund von Temperatur	Unterschied ab +25 °C		±0.4		mg/°C
NL: Nichtlinearität <sup>(5)</sup>	Annäherungsgerade, Bandbreite ±2 g		±0.5		% FS
CrossAx: Cross-Achse <sup>(6)</sup>			±2		%
An: Dichte des Beschleunigungsrauschens	Vdd = 3.3 V; Bandbreite = ±2 g		50		$\frac{\mu g}{\sqrt{Hz}}$
Vt: Änderung der Ausgangsspannung bei Selbsttest <sup>(7),(8),(9)</sup>	X-Achse, T = 25 °C; Vdd = 3.3 V		140		mV
	Y-Achse, T = 25 °C; Vdd = 3.3 V		-140		
Fre: Eigenfrequenz <sup>(10)</sup>		2.0			kHz
Top: Betriebstemperatur		-40		+85	°C
Wh: Gewicht			0.04		Gramm
Abmessungen			1.5x4x4		mm

- Das Produkt ist werksseitig auf 3.3 V kalibriert. Die Bandbreite der Versorgungsspannung beträgt 2.4 V bis 3.6 V. Voff-, So- und Vt-Parameter ändern sich mit der Versorgungsspannung.
- Normalbedingungen sind nicht garantiert.
- Garantiert durch den wafer-level-Test und Messungen am ursprünglichen Offset und Auflösung.
- Null-g-Level und Auflösung sind abhängig von der Versorgungsspannung mit der Kalibrierungsgenauigkeit ±8%.
- Durch die Konstruktion garantiert.
- Zusatz zur Messungsausgabe bei Beschleunigung/Verzögerung entlang beliebiger rechtwinkliger Achsen.
- Ausgangsspannung beim Selbsttest ist definiert durch  $V_{out}(V_{st=Logisch1}) - V_{out}(V_{st=logisch0})$ .

- 
8. Änderung der Ausgangsspannung beim Selbsttest verändert sich quadratisch zur Versorgungsspannung
  9. Wenn die Bandbreite auf  $\pm 6$  g eingestellt ist, dann beträgt die Ausgangsspannung beim Selbsttest ein Drittel des Wertes von  $\pm 2$  g
  10. Minimale Eigenfrequenz = 2.0 kHz. Sensorbandbreite =  $1/(2*\pi*110k\Omega*Cl_{oad})$ , mit  $Cl_{oad} > 1$  nF.

[vgl. ST Beschleunigungssensor, 2010]

---

## Anhang G

### Verkabelung der strombetriebenen Komponenten vom Verbraucher bis zum Netzteil/zur Elektronik:

**Motor GR 42x40, 40V(einzeln):** 2 Litzen (rot, schwarz) AWG 22 (d=0.643890 mm, Tr 64 UL Style 1569)

Nennspannung: 40V, Nennstrom: 0.8A, Anlaufstrom: 3.97A, Leerlaufstrom: 0.12A

**Bremse E 38 R:** 2 Litzen (+ -)

Betriebsspannung: 24 VDC, Stromaufnahme: 200mA

**Encoder Re 30-2:** Connector Molex, 5-pin Type 5051-M  
5-PIN-Anschluss (GND 0V, I, A, Vcc 5V, B)

Versorgungsspannung: 5V, Stromaufnahme: 17(max.40)mA,

Ausgangsspannung: max.0.4(@3.2mA)-min.2.4(@40µA)VDC

max. Ausgangsstrom: 5mA

*insgesamt:* 9 Litzen für einen Motorsatz

18 Litzen für eine Motoreinheit

**2x Beschleunigungssensor LIS244ALH von ST:** 16 Litzen (1.5mm Kupferdurchmesser)

*insgesamt:* 34 Litzen für eine Motoreinheit plus 2 Beschleunigungssensoren

### alles zusammen:

34 Litzen für eine Motoreinheit plus Sensoren (ein Ausleger) (18 für Motoreinheit; 16 für Sensoren)

68 Litzen für zwei Motoreinheiten plus Sensoren (zusammengeführt nach Ausleger) (36 für Motoreinheiten; 32 f. Sensoren)

### Beispielsweise Kabel:

Lapp ÖLFLEX CLASSIC 110 1119018 (18 Litzen, außend.ad:10.5mm)

Biegeradius statisch/dynamisch: 42/157,5 mm

oben am Ausleger

Lapp ÖLFLEX CLASSIC 110 1119035 (35 Litzen, außend.ad:14.5mm)

Biegeradius statisch/dynamisch: 58/217,5 mm

bis Elektronik

Lapp ÖLFLEX CLASSIC 110 1119012 (12 Litzen, außend.8,9mm)

Biegeradius statisch/dynamisch: 35,6/133,5 mm

oben am Ausleger

Lapp ÖLFLEX CLASSIC 110 1119025 (25 Litzen, außend.12.4mm)

Biegeradius statisch/dynamisch: 49.6/186 mm

bis Elektronik

Um den Biegeradius zu verkleinern werden mehrere Kabel in einer Umhüllung geführt. Die Umhüllung wird an den Knickstellen aufgeschnitten.

---

Lapp ÖLFLEX CLASSIC 110 1119010 (10 Litzen, außend.8.6mm)

Biegeradius statisch/dynamisch: 34.4/129 mm  
bis Elektronik

Lapp ÖLFLEX CLASSIC 110 1119755 (5 Litzen, außend.6.2mm)

Biegeradius statisch/dynamisch: 24.8/93  
bis Elektronik

alles Einzelkabel Außendurchmesser 1 mm

Biegeradius statisch/dynamisch 4/15 mm

Die Auswahl der Kabelführung ist Sache der Hardwareabteilung.