



TECHNISCHE  
UNIVERSITÄT  
WIEN

## DIPLOMARBEIT

# KINEMATIKOPTIMIERUNG EINER HANDPROTHESE

ausgeführt zum Zwecke der Erlangung  
des akademischen Grades eines Diplom-Ingenieurs  
unter der Leitung von

Ao. Univ. Prof. Dipl.-Ing. Dr. med. Dr. techn. Dr. phil. Thomas Angeli  
(E307 - Institut für Konstruktionswissenschaften und Technische Logistik)

eingereicht an der Technischen Universität Wien  
**Fakultät für Maschinenwesen und Betriebswissenschaften**

von

Mario TRÖBINGER, BSc



Wien, im Januar 2019

---

Mario Tröbinger

## EIDESSTÄTLICHE ERKLÄRUNG

Ich habe zur Kenntnis genommen, dass ich zur Drucklegung meiner Arbeit unter der Bezeichnung

### **Diplomarbeit**

nur mit Bewilligung der Prüfungskommission berechtigt bin.

Ich erkläre weiters an Eides statt, dass ich meine Diplomarbeit nach den anerkannten Grundsätzen für wissenschaftliche Abhandlungen selbständig ausgeführt habe und alle verwendeten Hilfsmittel, insbesondere die zugrunde gelegte Literatur, genannt habe.

Weiters erkläre ich, dass ich dieses Diplomarbeitsthema bisher weder im In- noch im Ausland (einer Beurteilerin/einem Beurteiler zur Begutachtung) in irgendeiner Form als Prüfungsarbeit vorgelegt habe und dass diese Arbeit mit der vom Begutachter beurteilten Arbeit übereinstimmt.

Wien, im Januar 2019

---

Mario Tröbinger

## DANKSAGUNG

Die vorliegende Arbeit entstand während meines Praktikums bei dem Unternehmen *Ottobock* (Wien) in Zusammenarbeit mit der Technischen Universität Wien. Ich möchte mich mit diesen Zeilen bei allen Personen bedanken, die mich fachlich sowie menschlich beim Verfassen dieser Arbeit unterstützt haben.

Meine spezielle Anerkennung gilt meinem universitären Betreuer Herrn Ao. Univ. Prof. Dipl.-Ing. Dr. med. Dr. techn. Dr. phil. Thomas Angeli. Sein Interesse an der industriellen Forschung und der Prothetik waren für diese Arbeit ebenso hilfreich wie seine interessanten und lehrreichen Vorlesungen.

Ganz besonders möchte ich mich bei meinen beiden Firmenbetreuern, Dipl.-Ing. Florian Eder und Dipl.-Ing. Dr. techn. Roland Pawlik, bedanken. Deren langjährige Berufserfahrung im Bereich der Prothetik sowie deren volle Unterstützung für das Projekt waren für diese Arbeit ebenso wichtig wie deren Ideen, die in zahlreichen fachspezifischen Diskussionen entstanden sind.

Weiters möchte ich mich herzlichst bei allen weiteren Mitarbeitern des Unternehmens Ottobock bedanken, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben. Die Zusammenarbeit mit verschiedensten Fachabteilungen innerhalb des Unternehmens war äußerst lehrreich.

Das größte Dankeschön gebührt meinen Eltern Theresia und Klaus. Sie haben mich in meinem Vorhaben immer voll unterstützt und mir mein Studium überhaupt erst ermöglicht.

## KURZFASSUNG

Der derzeitige Trend in der Prothetik der oberen Extremität geht in Richtung multiartikuläre Hände. Jedoch ist es bei diesen Systemen aufgrund der erhöhten Anzahl von Aktoren und Gelenken oft schwer, einen optimalen Kompromiss zwischen Bedienbarkeit, Schnelligkeit, Griffkraft und Robustheit zu finden. Diese Herausforderung ist umso größer, je kleiner die Prothese ist.

Deshalb wurde im Rahmen eines firmeninternen *Ottobock*-Projektes mit der Entwicklung einer kleinen Handprothese begonnen, die vollkommen entgegen dem allgemeinen Trend nur einen Freiheitsgrad besitzt. Dabei wurden erstmalig alle Fingerbewegungen an die Bewegung des einzig vorhandenen Antriebes gekoppelt und die Hauptabmessungen sowie die Fingergeometrien festgelegt. Allerdings bedarf es aufgrund der minimalen Anzahl von Aktoren einer optimalen Abstimmung der Kinematik, um eine möglichst hohe Anzahl von verschiedenen Handstellungen realisieren zu können. Die optimale Kinematikabstimmung bildet die Kernaufgabe dieser Diplomarbeit und wird mittels eines numerischen Optimierungsverfahrens, dem *Nelder-Mead*-Algorithmus, ausgeführt. Die erreichten Optimierungsergebnisse werden dann in einem Prototyp umgesetzt und mit aktuellen Top-Marktprodukten von Handprothesen verglichen.

Mit Hilfe der Kinematikoptimierung konnten mit nur einem Aktor fünf verschiedene Handstellungen inklusive aktiver Daumenpositionierung realisiert werden. Weiters konnte durch den Vergleich mit anderen Handprothesen gezeigt werden, dass das simplifizierte System auch mit den aktuell vorhandenen multiartikulären Marktprodukten mithalten kann. Besonders die denkbar einfache, benutzerfreundliche Bedienbarkeit des 1-FHG-Systems und die hohen Griffkräfte von bis zu 58 N im Lateral-Griff und 70 N im Tripod-Griff sprechen für den im Zuge dieser Arbeit entwickelten Prototyp.

## SCHLAGWORTE

Kleine Handprothese, 1-FHG-System, Kinematikoptimierung, *Nelder-Mead*-Algorithmus, Prototyp

## ABSTRACT

The current trend in prosthetics of the upper extremities points towards multi-articular hands. The high number of actuators and joints presents a challenge however, since they make it difficult to find a balance between usability, speed, grip force, and robustness. The challenge is magnified the smaller the prosthesis gets.

Within the framework of a company internal *Ottobock* project, development of a small sized hand prosthesis was launched, which completely counters the current trend and only possesses a single degree of freedom. For the very first time, all finger movements were coupled to the movements of the sole motor and the main dimensions as well as the geometries of the fingers were determined. As a function of the minimal number of actuators, it is pivotal to balance the kinematics perfectly to attain the highest possible number of hand movements.

Balancing the kinematics shall present the core task of this diploma thesis and shall be laid out by using a numerical optimization procedure, the *Nelder-Mead* algorithm. The optimization numbers attained from this procedure shall then be realized in a prototype and will be compared to the best products on the market of hand prostheses.

By using kinematic optimization methods, five different hand movements, including an active thumb positioning, were attained with only a single actuator. In addition, the comparison with other hand prostheses yielded that the simplified measures up well with the multi-articular products that can be found in the market. Especially the vastly intuitive usability and the high grip force of up to 58 N in a lateral grip and 70 N in a tripod grip present major benefits of the prototype that was developed within the scope of this work.

## KEYWORDS

Small-sized Hand prosthesis, 1-DOF-System, Kinematic optimization, *Nelder-Mead* algorithm, Prototype

# NOTATION

## Symbole

---

$\mathbb{R}^n$	...	reeller Vektorraum der Dimension $n$
$\vec{x}$	...	allgemeine physikalische Vektordarstellung
$\mathbf{x}_{ij_K}$	...	Vektor vom Punkt $j$ zum Punkt $i$ , dargestellt im Koordinatensystem $K$ (Matrizenschreibweise)
$\mathbf{X}$	...	Matrix der Dimension $(m, n)$
$\mathbf{R}_{KL}$	...	Rotationsmatrix: Verdrehung des Koordinatensystems $L$ gegenüber dem Koordinatensystem $K$
$f(\vec{x})$	...	skalare Funktion
$\langle \vec{u}, \vec{v} \rangle$	...	Skalarprodukt (inneres Produkt) der beiden Vektoren $\vec{u}$ und $\vec{v}$
//	...	Parallelität

## Indizes

---

I	...	Daumen
II	...	Zeigefinger
III	...	Mittelfinger
IV	...	Ringfinger
V	...	kleiner Finger

## Einheiten

---

kg	...	Kilogramm
s	...	Sekunde
m	...	Meter
mm	...	Millimeter
N	...	Newton
deg	...	Grad (Winkel)

## Abkürzungen

---

bzw.	...	beziehungsweise
CMC	...	Carpo-Metacarpal-Gelenk
DIN	...	Deutsches Institut für Normung
DIN EN	...	Deutsche Übernahme einer Europäischen Norm
DIP	...	Distal-Interphalangeal-Gelenk
EMG	...	Elektromyografie
etc.	...	et cetera
FHG	...	Freiheitsgrad
FI	...	„Open Palm“
FP	...	Seil-Anbindungspunkt an der Fingerzugplatte
HA	...	Hauptantrieb
IP	...	Interphalangeal-Gelenk
KOS	...	Koordinatensystem
La	...	„Lateral Pinch“
M	...	Medium
MCP	...	Metacarpophalangeal-Gelenk
Ne	...	„Neutral Position“
Op	...	„Opposition Power Grip“
PC	...	Personal Computer
PIP	...	Proximal-Interphalangeal-Gelenk
ROT	...	Rotation
RPT	...	Rapid Prototyping
S	...	Small
SA	...	Seil-Anbindungspunkt am Finger
SLM	...	selektives Laserschmelzen
SLS	...	selektives Lasersintern
TIP	...	Finger-/Daumenspitze
Tr	...	„Tripod Pinch“

# INHALTSVERZEICHNIS

<b>1</b>	<b>Einleitung</b> .....	<b>1</b>
	1.1 Motivation .....	1
	1.2 Problemstellung und Ausgangssituation .....	1
	1.3 Zielsetzung und Vorgangsweise .....	2
	1.4 Struktur der Arbeit .....	3
<b>2</b>	<b>Theoretische Grundlagen</b> .....	<b>5</b>
	2.1 Anatomie der Hand .....	5
	2.2 Stand der Technik .....	8
	2.3 Technische Ziele .....	10
<b>3</b>	<b>Modellbildung</b> .....	<b>13</b>
	3.1 Kinematik .....	13
	3.1.1 CAD-Ausgangsmodell .....	13
	3.1.2 Mathematisches Modell .....	15
	3.2 Lagerkräfte und Lagerbelastungen .....	24
	3.2.1 Äußere Belastungen und Lagerkräfte .....	25
	3.2.2 Abschätzung Lagerbelastung .....	26
	3.3 Antriebsmoment .....	33
<b>4</b>	<b>Optimierung</b> .....	<b>36</b>
	4.1 <i>Nelder-Mead</i> -Algorithmus .....	36
	4.2 Zielfunktion .....	40
	4.2.1 Definition .....	40
	4.2.2 Bestimmung der Ziel-Positionen .....	41
	4.2.3 Gewichtung der Ziel-Positionen .....	52
	4.3 Startwerte und Operationsparameter .....	53
	4.4 Ablauf der Optimierung .....	55
	4.5 Optimierungsergebnisse .....	57

4.5.1 Bewertung der fünf „statischen Handstellungen“ .....	57
4.5.2 Einflussreichste Veränderungen .....	62
<b>5 Prototyperstellung .....</b>	<b>65</b>
5.1 Konstruktive Umsetzung .....	65
5.1.1 Fingeranbindung.....	66
5.1.2 Daumenanbindung .....	67
5.1.3 Sonstige Bauteile .....	68
5.2 Abschätzung Lagerbelastungen.....	69
5.3 Werkstoffwahl.....	75
5.3.1 Daumenmechanismus.....	76
5.3.2 Sonstige Bauteile .....	79
5.4 Fertigung.....	81
5.4.1 Fertigungsverfahren.....	81
5.4.2 Assemblierung und Endprodukt .....	84
<b>6 Bewertung .....</b>	<b>86</b>
6.1 Optimierungsziel – „Statische Handstellungen“ .....	86
6.2 Vergleich Handprothesen.....	91
6.2.1 Größe .....	91
6.2.2 Gewicht .....	92
6.2.3 Griffkraft .....	93
6.2.4 Freiheitsgrade und „statische Handstellungen“ .....	95
<b>7 Zusammenfassung und Ausblick.....</b>	<b>97</b>
7.1 Zusammenfassung .....	97
7.2 Diskussion und Ausblick.....	98
<b>A Anhang .....</b>	<b>101</b>
<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>110</b>

# 1 EINLEITUNG

## 1.1 MOTIVATION

Angetrieben von der steigenden Lebenserwartung, Zuckererkrankungen, Gefäßerkrankungen sowie aus Kriegen und Unfällen entstehenden traumatischen Verletzungen wird auch in den nächsten Jahren der Bedarf an Prothesen stetig anwachsen. So wird von Ziegler-Graham et al. [1] vorhergesagt, dass sich alleine in den USA in den Jahren von 2005 bis 2050 die Zahl der Amputationen der oberen und unteren Extremitäten mehr als verdoppeln wird. Um Herausforderungen im alltäglichen Leben betroffener Leute zu vereinfachen, wird weltweit im Themenbereich Rehabilitation sehr viel an Exoprothesen geforscht.

Im Rahmen dieser Diplomarbeit beschäftige ich mich gemeinsam mit dem Unternehmen *Ottobock* mit der Neuentwicklung einer kleinen Handprothese. Diese Prothese soll im weiteren den Markt für Anwender/innen mit etwas kleineren Händen, sprich den Großteil von Frauen-, Jugendlichen- sowie kleinen Männer-Händen, abdecken und deren physische Beeinträchtigung im alltäglichen Leben minimieren. Bei dem Produkt selbst wird vor allem Wert auf Robustheit, Funktionalität, Präzision und Ästhetik gelegt.

## 1.2 PROBLEMSTELLUNG UND AUSGANGSSITUATION

Die Firma *Ottobock* bietet derzeit ihre *Michelangelo® Hand* nur in der Größe M ( $7\frac{3}{4}$ ) auf dem Markt an [2]. Nach DIN EN 420 [3] wird die Klassifizierung der Handgröße mittels dem Handumfang und der Handlänge bestimmt (siehe Abbildung 1). Die Größe  $7\frac{3}{4}$  entspricht einem Handumfang von 197 mm und einer Handlänge von 181 mm [3]. Werden diese Werte mit der DIN 33402-2 [4] (Körperabmessungen von in Deutschland lebenden Menschen) verglichen, ist schnell ersichtlich, dass dies in etwa der durchschnittlichen Hand eines erwachsenen deutschen Mannes entspricht. Diese Abmessungen sind für Jugendliche- und Frauenhände aber deutlich zu groß (siehe [4]). Deshalb wurde in einem firmeninternen Vorgängerprojekt von *Ottobock* eine deutlich kleinere *Michelan-*

*gelo*<sup>®</sup> Hand entworfen. Das Ziel des Vorgängerprojektes war es, eine Hand mit Abmessungen einer durchschnittlichen deutschen Damenhand nach DIN 33402-2 [4] zu kreieren. Um diese deutlich kleineren Abmessungen verwirklichen zu können, wurde im Vergleich zur aktuellen *Michelangelo*<sup>®</sup> Hand bei der neuen kleineren Hand auf eine Antriebseinheit, den Daumenantrieb, verzichtet. Somit hat sich die Anzahl der Freiheitsgrade der Handprothese von zwei auf einen reduziert.

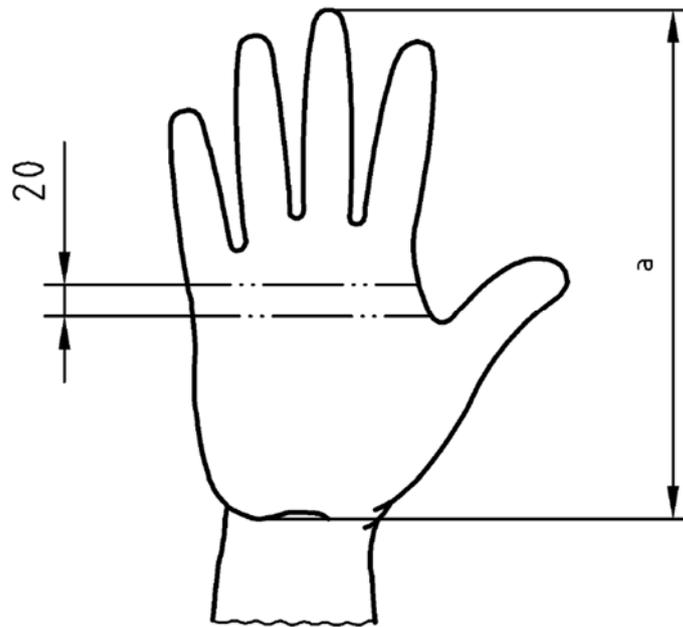


Abbildung 1: Handlänge  $a$  und Handumfang, gemessen 20 mm über der Beuge zwischen Daumen und Zeigefinger für die Handgrößen-Definition (adaptiert von [3])

Einerseits wurde durch den Verzicht des Daumenantriebes eine deutlich schmalere und kleinere Abmessung der Hand erreicht. Andererseits hat sich durch die Verringerung der Freiheitsgrade auch die Anzahl der möglichen Handstellungen reduziert bzw. die Griffkinematik kompliziert. Innerhalb des Vorgängerprojektes wurde der Fokus auf die allgemeine Umsetzbarkeit mittels nur einer Antriebseinheit und auf die Größenreduktion der neuen kleineren Hand gelegt. Beide Ziele konnten erfolgreich erreicht werden.

### 1.3 ZIELSETZUNG UND VORGANGSWEISE

Nach der Erstentwicklung der kleinen *Michelangelo*<sup>®</sup> Hand in der Größe S im Vorgängerprojekt waren lediglich zwei Handstellungen eindeutig definierbar, der Lateral- und der Tripod-Griff (auch bekannt unter „Lateral-Pinch“ und „Tripod-Pinch“, siehe Abbildung 8).

Das primäre Ziel dieser Arbeit ist es nun, die Anzahl der möglichen Handstellungen mittels einer Kinematikoptimierung zu erhöhen. Dabei sollen mit der neuen kleinen Hand zumindest die fünf gebräuchlichsten bzw. nützlichsten Handstellungen im alltäglichen Leben möglich sein.

Dazu werden zunächst einmal die fünf nützlichsten Handstellungen des Alltages bestimmt und als Ziel-Positionen für die nachher folgende Optimierung definiert. Im nächsten Schritt werden mittels einem Optimierungsalgorithmus die Handparameter, sprich Längenabmessungen und Winkel, dementsprechend variiert, um eine bestmögliche Übereinstimmung der Daumen- und Fingerpositionen mit den zuvor definierten Ziel-Positionen zu erreichen.

Das Ergebnis wird danach konstruktiv in *CREO Parametric* [5] umgesetzt und im letzten Schritt dieser Arbeit wird ein Prototyp inklusive Funktionsmuster zu der neu entwickelten, optimierten *Michelangelo® Hand S* angefertigt.

## 1.4 STRUKTUR DER ARBEIT

Diese Arbeit beginnt zunächst mit den theoretischen Grundlagen bezüglich der Anatomie der Hand und einem kleinen Überblick über den aktuellen Stand der Technik bei den Handprothesen. Auch die technischen Ziele dieser Arbeit werden im Kapitel 2 genauer erläutert.

Danach wird in Kapitel 3 auf die Modellbildung des mathematischen Modells der kleinen Handprothese eingegangen. Neben der Kinematik wird auch die Vorgehensweise der theoretischen Lagerberechnung sowie die Berechnung des Antriebsmoments beschrieben.

In Kapitel 4 wird der gesamte Optimierungsablauf erklärt. Begonnen bei der Wahl des Optimierungsalgorithmus sowie der Definition der Ziel-Positionen bis hin zu der Diskussion der erreichten Optimierungsergebnisse.

Darauffolgend wird in Kapitel 5 umfassend auf die Prototyperstellung eingegangen. Diese beinhaltet die konstruktive Umsetzung des Optimierungsergebnisses, Berechnung der Lagerbelastungen, Auswahl der Werkstoffe der einzelnen Bauteile der Handprothese und abschließend die Fertigung des Prototyps.

Anschließend wird in Kapitel 6 der fertige Prototyp hinsichtlich der Qualität der erreichten Handstellungen bewertet und analysiert. Weiters wird die neue *Michelangelo® Hand S* mit derzeitigen Top-Marktprodukten verglichen.

Abschließend wird in Kapitel 7 die gesamte Arbeit nochmals zusammengefasst, die Endergebnisse werden diskutiert und es wird ein kurzer Ausblick für mögliche weiterführende Projekte gegeben.

## 2 THEORETISCHE GRUNDLAGEN

Die Funktion und der Aufbau der menschlichen Hand wurden während der Entwicklung bzw. der Evolution des Menschen stets an dessen Bedürfnissen optimal angepasst. Anfangs, vor dem aufrechten Gang, hatte die Hand eine vergleichsweise ähnliche Funktion wie der Fuß. Über Jahrtausende entwickelte sich die Hand jedoch zu einem sehr komplexen und hilfreichen Wahrnehmungsorgan und passte sich optimal an die Bedürfnisse der heutigen Menschheit an. Sie wird einerseits als Sensor und andererseits als Werkzeug im Alltag verwendet. Es ist deshalb naheliegend, die Kinematik, die daraus resultierenden verschiedenen Grifftypen und Handstellungen sowie das Design der menschlichen Hand für die Entwicklung von Handprothesen zu verwenden, um die physische Beeinträchtigung und die psychische Belastung der Träger/innen im alltäglichen Leben zu minimieren. Dafür muss aber zuerst der Aufbau bzw. die Funktion der Hand bekannt sein. Deshalb wird im nachfolgenden Unterkapitel 2.1 auf die Anatomie der Hand kurz eingegangen.

Weiters wird in diesem Kapitel der aktuelle Stand der Technik von Handprothesen erläutert und die technischen Ziele dieser Arbeit werden genauer definiert.

### 2.1 ANATOMIE DER HAND

Die Hand zählt zu den komplexesten Strukturen des menschlichen Körpers. Sie besteht aus 15 Gelenken, ohne Berücksichtigung der Carpo-Metacarpal-Gelenke (CMC) II-V, die in mehr als 20 Freiheitsgraden resultieren [6; 7; 8]. In Abbildung 2 sind die Knochen und Gelenke inklusive lateinischer Benennung dargestellt. Für den Aufbau bzw. für das Verständnis des mathematischen Modells in Kapitel 3 sind vor allem die Gelenke DIP (Distal-Interphalangeal-Gelenk), PIP (Proximal-Interphalangeal-Gelenk), IP (Interphalangeal-Gelenk) und MCP (Metacarpophalangeal-Gelenk) wichtig.

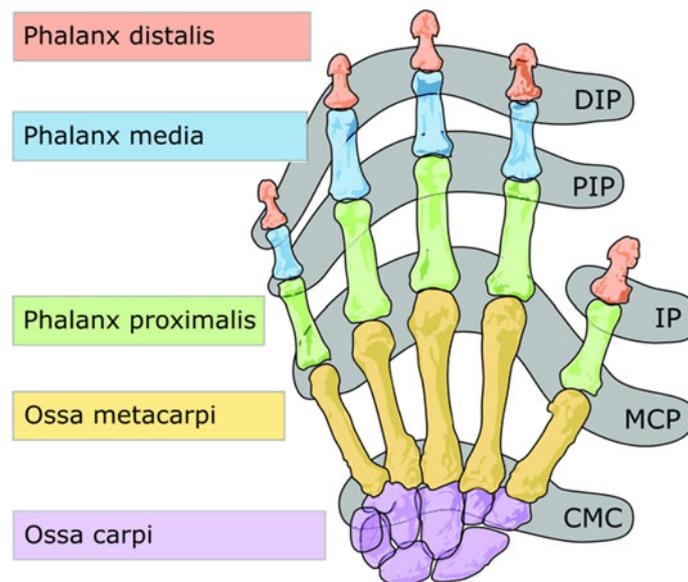


Abbildung 2: Knochen und Gelenke der menschlichen Hand; DIP – Distal-Interphalangeal-Gelenk; PIP – Proximal-Interphalangeal-Gelenk; IP – Interphalangeal-Gelenk; MCP – Metacarpophalangeal-Gelenk; CMC – Carpo-Metacarpal-Gelenk (adaptiert von [9])

Das CMC I, auch unter Daumensattelgelenk bekannt, nimmt eine Sonderstellung der CMC-Gelenke ein. Dieses Gelenk ermöglicht neben der Daumen-Flexion/-Extension auch die Daumen-Abduktion und Daumen-Adduktion und macht dadurch den Daumen zum wichtigsten Finger der menschlichen Hand. Bei der Flexion und Extension kommt es zu einer Beugung und Streckung des Daumens in einer Ebene parallel zur Handfläche, wohingegen bei der (Palmar-)Adduktion und (Palmar-)Abduktion die Bewegung des Daumens in einer Fläche normal zur Handfläche erfolgt (siehe Abbildung 3).

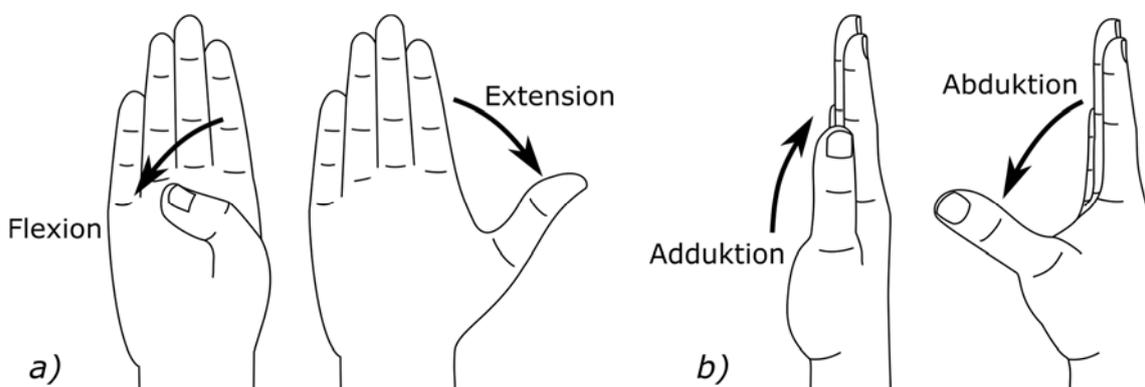


Abbildung 3: Daumen: a) Flexion und Extension, b) (Palmar-)Adduktion und (Palmar-)Abduktion

Aufgrund der unterschiedlichen Positionierungsmöglichkeiten des Daumens entsteht im Zusammenhang mit den weiteren vier Fingern eine Vielzahl von verschiedenen Griffen. Mehrere Wissenschaftler/innen erstellten eine Griff-Taxonomie, sprich, sie ordneten verschiedenen Griffen unterschiedlichen Grifftypen zu [11; 12; 13]. Nur die GRASP-Taxonomie [11] klassifiziert die Griffe neben der Kraft (Power), Präzision (Precision) und einer Zwischenstufe (Intermediate), zusätzlich nach der Daumen-Abduktion (Thumb Abducted) und Daumen-Adduktion (Thumb Adducted) Stellung, dargestellt in Abbildung 4. Diese Taxonomie beinhaltet im gesamten 33 verschiedene Grifftypen, die jedoch bei der Vernachlässigung der Griffobjektgröße und bei reiner Betrachtung der Handkonfiguration auf 17 verschiedene Grifftypen reduziert werden kann [11]. Wobei nach Feix et. al. [10; 11] die Definition eines Griffes wie folgt lautet:

*„Ein Griff ist jede statische Handstellung, in der ein Objekt sicher gehalten werden kann, unabhängig von der Handposition.“*

Die GRASP-Taxonomie [11] deckt den Großteil der alltäglichen Griffe der menschlichen Hand ab und kann daraus folgend optimal als Leitfaden für die Definition erwünschter (Ziel-)Griffstellungen in der Prothetik verwendet werden.

Opp: VF:	Power						Intermediate			Precision				
	Palm		Pad				Side			Pad			Side	
	3-5	2-5	2	2-3	2-4	2-5	2	3	3-4	2	2-3	2-4	2-5	3
Thumb Abducted		1: Large Diameter 2: Small Diameter 3: Medium Wrap 10: Power Disk 11: Power Sphere	31: Ring	28: Sphere 3: Finger	18: Extension Type 26: Sphere 4-Finger	19: Distal	23: Adduc- tion Grip		21: Tripod Variation	9: Palmar Pinch 24: Tip Pinch 33: Inferior Pincer	8: Prismatic 2 Finger 14: Tripod	7: Prismatic 3 Finger 27: Quadpod	6: Prismatic 4 Finger 12: Precision Disk 13: Precision Sphere	20: Writing Tripod
Thumb Adducted	17: Index Finger Extension	4: Adducted Thumb 5: Light Tool 15: Fixed Hook 30: Palmar					16: Lateral 29: Stick 32: Ventral	25: Lateral Tripod					22: Parallel Extension	

Abbildung 4: GRASP-Taxonomie [11]: 17 verschiedene Griffarten, eingeteilt einerseits nach Power-, Intermediate- und Precision-Griff und andererseits nach der Daumenstellung (Abduktion oder Adduktion) (adaptiert von [10])

## 2.2 STAND DER TECHNIK

Derzeit geht der Trend in der Prothetik in Richtung multiartikuläre Handprothesen. Mittels mehreren Aktoren wird versucht, eine maximale Anzahl von verschiedenen Griffarten bzw. „statischen Handstellungen“ nachzubilden. Unter dem Begriff „statische Handstellungen“ werden Griffe nach der Definition von Feix et. al. [10; 11] und weitere nützliche Handstellungen wie Zeigefinger-, Tellerhandstellung, PC-Finger, etc. verstanden, die vom Hersteller zumeist in der Systemsoftware vordefiniert sind und durch entsprechende Signalmuster einfach angesteuert werden können. Dies sind aber nicht die einzigen möglichen Handstellungen der Prothesenhände. Die Anwender/innen können auch beliebige Positionen, die zwischen den vordefinierten „statischen Handstellungen“ des Herstellers liegen, anfahren.

Bei der Handprothese *Bebionic* [14] (*Ottobock*; Duderstadt, Deutschland; früher: *RSL Steeper*, Leed, Großbritannien) werden die vier Finger und der Daumen individuell mittels fünf voneinander unabhängigen Aktoren bewegt. Jedoch besitzt diese Hand keine

aktive Daumenpositionierung. Dies hat zur Folge, dass manuell zwischen der Daumen-Abduktion und Daumen-Adduktion, je nach Grifftyp, hin- und hergewechselt werden muss. Mit den daraus resultierenden sechs Freiheitsgraden (FHG) des Systems können 14 verschiedene „statische Handstellungen“ erreicht werden.

Die *VINCENTevolution3* [15] (*Vincent Systems*, Weingarten, Deutschland) und die *i-limb® quantum/revolution* [16] (*Össur*, Reykjavik, Island; früher: *Touch Bionics*, Livingston, Großbritannien) besitzen bereits sechs voneinander unabhängige Aktoren zur individuellen Steuerung der vier Finger und des Daumens. Der zusätzliche Aktor im Vergleich zur *Bebionic* dient zur aktiven Positionierung des Daumens. Bei der *VINCENTevolution3* sind ebenso 14 „statische Handstellungen“ vordefiniert, wohingegen die *i-limb® quantum/revolution* bereits 24 verschieden „statische Handstellungen“ vorprogrammiert hat.

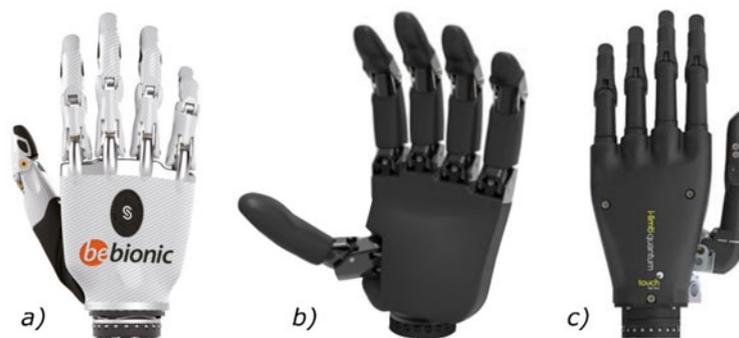


Abbildung 5: a) *Bebionic* von *Ottobock* [14], b) *VINCENTevolution3* von *Vincent Systems* [15], c) *i-limb® quantum* von *Össur* [16]

Wie aus Abbildung 5 entnommen werden kann, besitzen alle drei Hände gelenkige Finger. Dies bringt einerseits Vorteile in Sachen Ästhetik der Hand und erhöht zugleich die effektive Berührungsfläche der Finger beim Greifen von Objekten mit ungleichem Durchmesser bzw. mit variierender Querschnittfläche. Andererseits hat die erhöhte Anzahl von Gelenken Nachteile bei der Festigkeit, Lebensdauer und der daraus resultierenden Robustheit des Gesamtsystems zur Folge. Weiters treten bei diesen Topmodellen der multiartikulären Hände immer noch Mängel an der Kombination von Funktionalität, Lebensdauer, Ästhetik, Finanzierbarkeit und Bedienbarkeit auf [17]. Besonders auffällig ist, dass die maximalen Griffkräfte dieser Hände im Lateral-Griff („Lateral-Pinch“) mehr als ein dreifaches und im Tripod-Griff („Tripod-Pinch“) mehr als ein zweifaches geringer sind als jene der *Michelangelo® Hand M* [17].

Die *Michelangelo® Hand M* [2] (*Ottobock*; Duderstadt, Deutschland) ist im Vergleich zu den oben genannten Händen ein etwas vereinfachtes System. Sie besitzt nur zwei Aktoren für die Bewegung der Finger und des Daumens, den Hauptantrieb und den Daumenantrieb (siehe Abbildung 6). Der Hauptantrieb wird für die Flexions- und Extensionsbewegung aller fünf Finger verwendet und der zusätzliche Daumenantrieb ist für die aktive Daumenpositionierung, Daumen-Abduktion/-Adduktion, verantwortlich. Weiters sind die Finger der *Michelangelo® Hand M* starr ausgeführt und nur einfach im MCP-Gelenk gelagert. Trotz der vereinfachten Ausführung besitzt das 2-FHG-System sieben „statische Handstellungen“ und bietet einen guten Kompromiss zwischen Griffkraft, Robustheit, Lebensdauer, Schnelligkeit und Funktionalität [17]. Der Hauptnachteil dieses Produktes im Vergleich zu den zuvor vorgestellten Handprothesen ist, dass diese Hand nur in einer Größe (Größe M) auf dem Markt angeboten wird, wohingegen die *Bebionic* und die *VINCENTEvolution3* derzeit in drei und die *i-limb® quantum/revolution* sogar in vier verschiedenen Größen erhältlich ist.

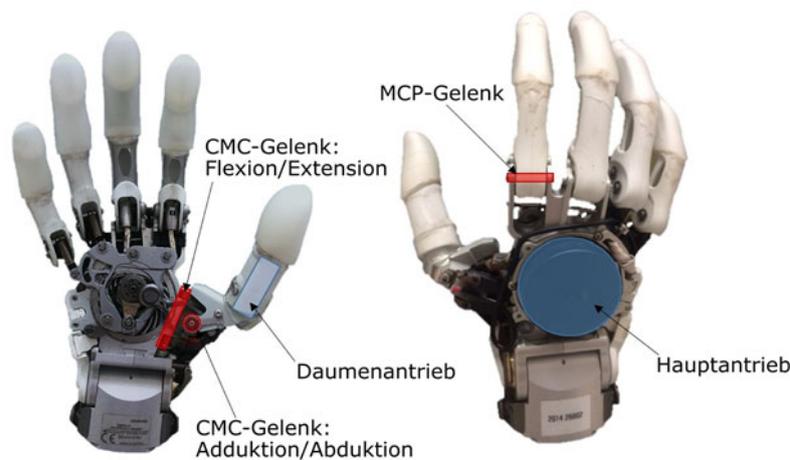


Abbildung 6: *Michelangelo® Hand M* inklusive der Darstellung der Aktoren und Gelenkmechanismen (adaptiert von [18])

## 2.3 TECHNISCHE ZIELE

Aufgrund der fehlenden Größen bei der *Michelangelo® Hand* wurde, wie in Kapitel 1.2 bereits erwähnt, innerhalb eines firmeninternen Vorgängerprojektes mit der Entwicklung einer kleinen *Michelangelo® Hand* in Größe S begonnen. Dabei konnte der Daumenantrieb durch die Kopplung der Daumen-Abduktion/-Adduktion mit dem Hauptantrieb, unter Beibehaltung der aktiven Daumenpositionierung, wegrationalisiert werden. In Abbildung 7 ist eine schematische Darstellung des Daumenbewegungsmechanismus des

neuen 1-FHG-Systems zu sehen. Ein gabelförmiges, kardanisch gelagertes Bauteil verbindet den Exzenter des Hauptantriebes mit dem am Chassis der Prothese befestigten Daumen. Dadurch wird allein mit der Rotationsbewegung des Hauptantriebes die Daumen-Abduktion/-Adduktion sowie Daumen-Flexion/-Extension automatisch parallel zu den Finger-Flexionen/-Extensionen ausgeführt. Somit steuert ein Aktor den gesamten Bewegungsablauf der Hand. Im Vorgängerprojekt konnten die Funktionsweise und das Potential des neuen Daumenmechanismus mittels einer Rapid-Prototyping-Hand erstmals gezeigt bzw. bestätigt werden.

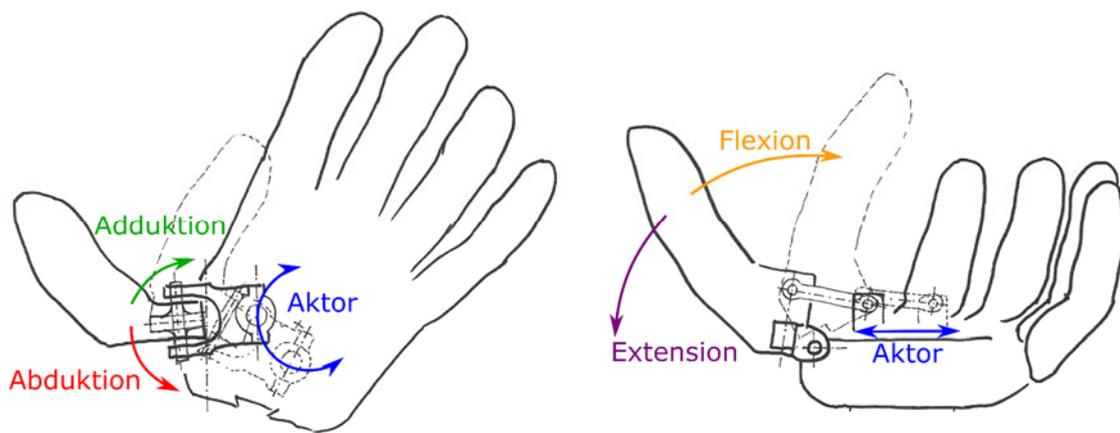
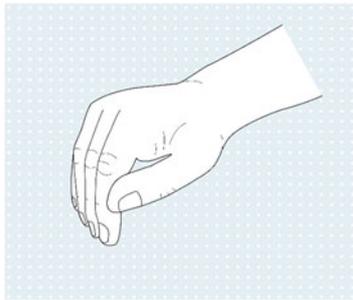


Abbildung 7: Kinematik-Beschreibung des neuen Daumenmechanismus der kleinen *Michelangelo® Hand* (adaptiert von [19])

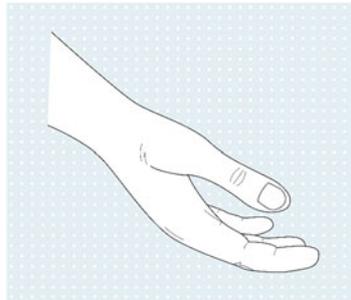
Jedoch waren mit dem ersten Prototyp lediglich zwei „statische Handstellungen“ möglich, der „Lateral-Pinch“ und der „Tripod-Pinch“. Um dieses Produkt marktfähig bzw. konkurrenzfähig zu machen, bedarf es einer Erweiterung der möglichen „statischen Handstellungen“. Dafür müssen die Anbindungspunkte des Daumens sowie der Finger, die Längen- bzw. Winkelabmessungen der gesamten Hand und die daraus resultierende Form der einzelnen Bauteile optimal kinematisch aufeinander abgestimmt werden. Dies ist das Hauptziel dieses Projektes und geschieht mittels einem selbstimplementierten Optimierungsalgorithmus in der Softwareumgebung *MATLAB* [20]. Hierfür wurden firmenintern mit Hilfe der GRASP-Taxonomie [11] und den möglichen „statischen Handstellungen“ der aktuellen *Michelangelo® Hand M* [2] die fünf gebräuchlichsten und nützlichsten Handstellungen im alltäglichen Leben ausgewählt bzw. definiert. Diese Handstellungen sind in Abbildung 8 dargestellt und sind zugleich die „statischen Ziel-Handstellungen“ für die nachfolgende Optimierung der *Michelangelo® Hand S*. Die zwei fehlenden „statischen Handstellungen“ im Vergleich zur *Michelangelo® Hand M* [2], der „Lateral Power Grip“

und die „Finger Ab-/Adduction“, werden sich automatisch auch für die neue *Michelangelo® Hand S* durch die Fokussierung ähnlicher Geometrieverhältnisse und Bewegungsabläufe ergeben.



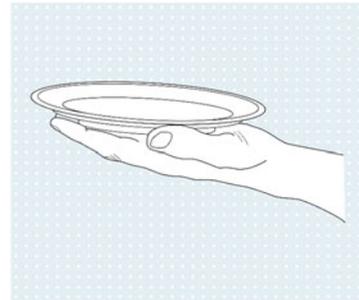
#### Lateral Pinch

Seitliche Bewegung des Daumens in Richtung Zeigefinger zum Fassen von flachen Gegenständen.



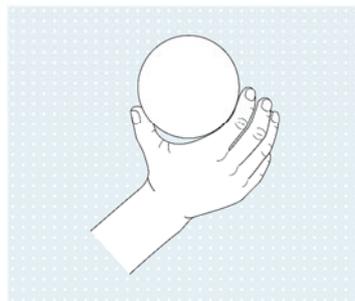
#### Neutral Position

Ruhestellung mit natürlichem Erscheinungsbild.



#### Open Palm

Geöffnete Handstellung zum Tragen von flachen Gegenständen.



#### Opposition Power Grip

Große Öffnungsweite zum Greifen von Gegenständen mit großem Durchmesser.



#### Tripod Pinch

Der Daumen bildet mit Zeige- und Mittelfinger eine Dreipunktauflage zum Halten von kleinen Gegenständen.

Abbildung 8: Gewählte bzw. erwünschte „statische Handstellungen“ für die neue kleine *Michelangelo® Hand*

Neben der Erweiterung der Anzahl der „statischen Handstellungen“ soll die aktive Daumenpositionierung, die Schnelligkeit, die Robustheit und die Ästhetik des Systems beibehalten und wenn möglich verbessert werden. Ebenso sollen trotz Simplifizierung der *Michelangelo® Hand S* auf ein 1-FHG-System dieselben Griffkräfte wie mit der aktuellen *Michelangelo® Hand M* erreicht werden.

Weiters wird bei erfolgreicher Kinematikoptimierung die Erstellung eines Prototyps der optimierten Hand inklusive Funktionsmuster angestrebt, auf Basis dessen Entscheidungen über ein mögliches weiterführendes Produkt der Firma *Ottobock* getroffen werden können.

## 3 MODELLBILDUNG

Für die nachfolgende numerische Optimierung wird ein mathematisches Modell der *Michelangelo® Hand S* benötigt. Der Aufbau dieses Modells wird in diesem Kapitel beschrieben. Weiters werden unter definierten äußeren Lastfällen die auftretenden Lagerkräfte des Daumenmechanismus berechnet und die daraus resultierenden Lagerbelastungen abgeschätzt. Abschließend wird noch kurz auf die Berechnung des notwendigen theoretischen Antriebsmoments zum Erreichen einer vorgegebenen Griffkraft eingegangen.

Die gesamte Modellbildung und die nachfolgenden Optimierung wird mit Hilfe der Software *MATLAB* [20] ausgeführt.

### 3.1 KINEMATIK

#### 3.1.1 CAD-Ausgangsmodell

In Abbildung 9 ist das CAD-Modell des Vorgängerprojektes der kleinen *Michelangelo® Hand* zu sehen. Die Finger-Flexion/-Extension wird ausgehend vom Hauptantrieb über eine ebene transversale Bewegung der *Fingerzugplatte* bewerkstelligt. Die *Fingerzugplatte* wird dabei selbst von dem *Abtriebspleuel* des Hauptantriebes sowie von dem *Querlenker* und einem *Führungsstift*, beide verbunden mit dem *Chassis*, geführt. Der *Daumen-Träger* inklusive dem *Daumen (Finger I)* ist über den *Bügel*-Bauteil mit dem *Chassis* verbunden. Die drei Bauteile *Kardan*, *Gabel*, *Exzenter-Ring* verbinden den *Daumen-Träger* mit dem *Exzenter* und stellen somit die Koppelung der Daumenbewegung an die Bewegung des Hauptantriebes sicher.

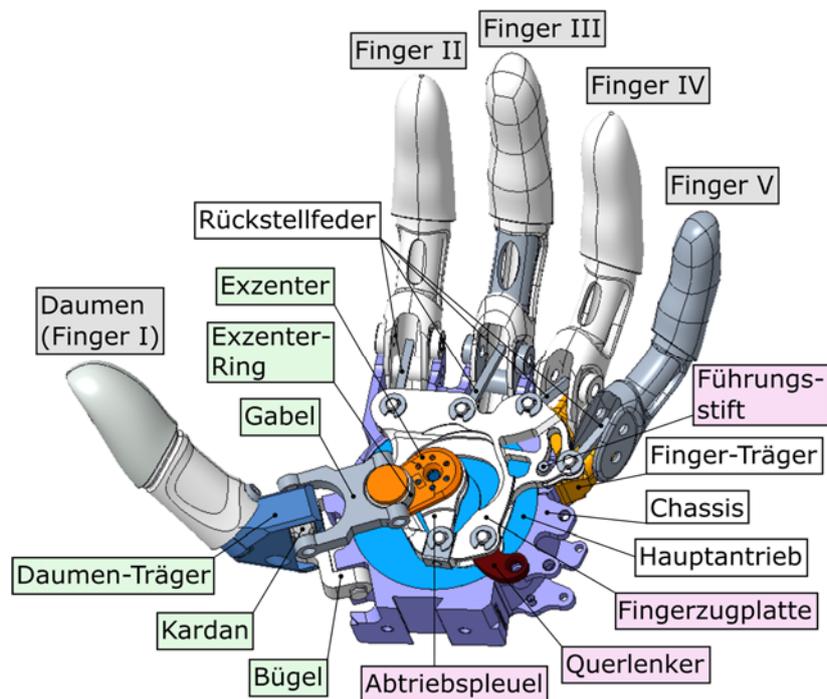


Abbildung 9: CAD-Ausgangsmodell der *Michelangelo® Hand S* aus dem Vorgängerprojekt inklusive Bauteilbenennung; Die Bauteilbezeichnungen der verschiedenen Bauteilgruppen dieser Prothese sind unterschiedlich farbig hervorgehoben: grün der gesamte Daumenmechanismus, rosa das Fingerzugplattensystem und grau die einzelnen Finger

Die dazugehörigen Lagerungen der Finger und des gesamten Daumenmechanismus sind in Abbildung 10 dargestellt. Dabei sind die Lagerstellen *Sattel1*, *Sattel2* sowie die *MCP*-Gelenke der Finger gewöhnliche Drehgelenke mit nur einem Freiheitsgrad, wohingegen die Lagerstellen *Kardan* und *HA Daumen* zwei rotatorische Freiheitsgrade besitzen. Diese kardanischen Lagerungen wurden mit Hilfe der Einführung der beiden zusätzlichen Bauteile *Kardan* und *Exzenter-Ring* realisiert. Die Finger sind ähnlich zur *Michelangelo® Hand M* über ein Seil-Feder-System, angebunden an der *Anbindungsachse Seil* der Finger, mit der Bewegung der *Fingerzugplatte* verbunden.

Weiters sind in Abbildung 10 neben den Lagerbezeichnungen auch die fiktiven Gelenkpunkte des Daumens und der Finger eingezeichnet.

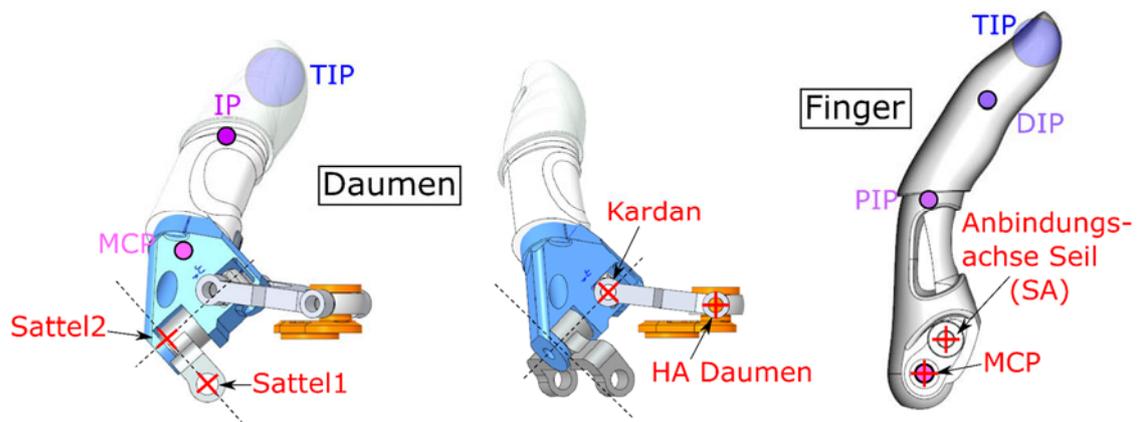


Abbildung 10: Lager- und Gelenksbezeichnungen des Daumen- und Fingermechanismus; Lagerstellen sind rot dargestellt und die fiktiven Daumen- und Fingergelenke werden durch farbige gefüllte Kreise repräsentiert

Erwähnenswert ist noch, dass das CAD-Modell einer linken Hand entspricht. Deshalb wird im Rahmen dieser Arbeit bei der Optimierung sowie Prototypenherstellung nur eine linke Handprothese betrachtet. Natürlich sind die nachfolgenden Aussagen und Ergebnisse aufgrund der vorhandenen Symmetrie des menschlichen Körpers auch für die rechte Hand gültig. Bei der Erstellung eines Prototyps der rechten Hand bedarf es lediglich einer entsprechenden Spiegelung der einzelnen Bauteile.

### 3.1.2 Mathematisches Modell

Ausgehend von dem zuvor beschriebenen CAD-Modell des Vorgängerprojektes wird ein mathematisches Modell der Hand aufgebaut. Bei den ausgewählten „statischen Handstellungen“ (Abbildung 8) findet lediglich ein Kontakt zwischen der Daumenspitze und des Zeige- sowie Mittelfingers statt. Deshalb wird in dieser Arbeit beim Erstellen des mathematischen Modells der *Michelangelo® Hand S* vollständig auf den Ringfinger und den kleinen Finger verzichtet. Ein weiteres Argument für diese Vereinfachung ist, dass bei der nachfolgenden Optimierung vor allem der Schwerpunkt auf der Kinematik des neuen Daumenmechanismus liegt. Bei Zeige- und Mittelfinger werden nur die Lage und die Orientierung der MCP-Lagerachsen sowie die Positionen der *Anbindungsachse Seil* in Bezug auf das jeweilige MCP-Fingergelenk optimiert. Das gesamte Fingerzugplattensystem, bestehend aus *Fingerzugplatte*, *Abtriebspleuel*, *Querlenker* sowie die Position der Lagerachse des *Querlenkers* und des *Führungsstiftes* am *Chassis*, bleibt im Vergleich zur *Michelangelo® Hand M* unverändert.

Das erwünschte Bewegungsverhalten des Ringfingers und kleinen Fingers kann bei Bedarf manuell in der nachfolgenden konstruktiven Umsetzung der Optimierungsergebnisse anhand von einfachen physikalischen Überlegungen durch die Veränderung der Lage und Orientierung der MCP-Achsen angepasst werden.

Das gewählte globale, chassis-feste Hauptkoordinatensystem  $KOSO$  des mathematischen Modells hat seinen Ursprung im Schnittpunkt der Innenfläche des *Chassis* mit der Rotationsachse des Hauptantriebes (siehe Abbildung 11). Die  $z_0$ -Achse steht normal auf die *Chassis* Innenfläche, die  $y_0$ -Achse zeigt in Richtung Mittelpunkt des MCP-Gelenkes des Mittelfingers und die  $x_0$ -Achse steht normal auf die  $y_0$ - sowie  $z_0$ -Achse und vervollständigt somit das rechtwinklige Koordinatensystem.

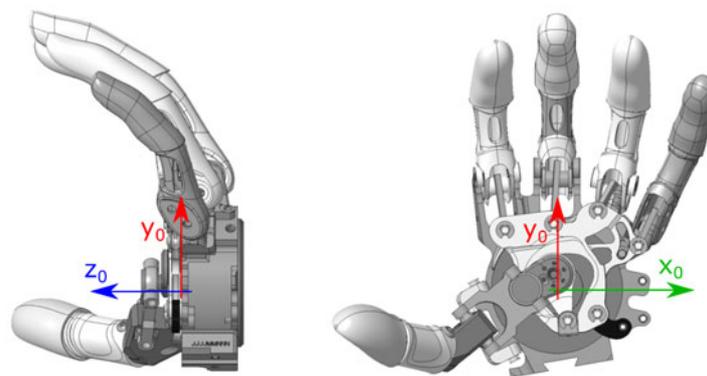


Abbildung 11: Definition des globalen Hauptkoordinatensystems  $KOSO$

Ausgehend von diesem Koordinatensystem werden die für die spätere Optimierung erforderlichen Positionen der Fingerspitzen (*TIP I*, *TIP II* und *TIP III*) sowie die Rotation des Daumens (*ROT I*) in Abhängigkeit von dem Rotationswinkel  $\alpha$  des Hauptantriebes (die gewählte Zustandsgröße dieses 1-FHG-Systems) beschrieben. Die Nulllage des Rotationswinkels  $\alpha_0$  liegt bei der maximalen Extension der Finger und wird positiv gegen den Uhrzeiger Sinn gezählt.

### **Position der Daumenspitze (*TIP I*) und Daumenrotation (*ROT I*):**

Die Ermittlung der Position des *TIP I* erfolgt schrittweise über die Bestimmung der Lage der einzelnen Lagerungs- und Gelenkspunkte des Daumenmechanismus. Ausgehend vom Ursprung des  $KOSO$  werden zuerst die beiden Vektoren zu den Lagerungspunkten

*HA Daumen* ( $\mathbf{r}_{HA0_0}$ ) und *Sattel1* ( $\mathbf{r}_{S10_0}$ ) bestimmt. Die dafür verwendeten Parameter und die gewählte Zustandsgröße  $\alpha$  sind symbolisch in Abbildung 12 dargestellt.

$$\mathbf{r}_{HA0_0} = \begin{bmatrix} x_{HA0}(\alpha) \\ y_{HA0}(\alpha) \\ z_{HA0} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\cos\left(\alpha + \beta - \frac{\pi}{2}\right) * r_{HA0} \\ -\sin\left(\alpha + \beta - \frac{\pi}{2}\right) * r_{HA0} \\ z_{HA0} \end{bmatrix} \quad (1)$$

$$\mathbf{r}_{S10_0} = \begin{bmatrix} x_{S10} \\ y_{S10} \\ z_{S10} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\cos(\psi) * r_{S10} \\ -\sin(\psi) * r_{S10} \\ z_{S10} \end{bmatrix} \quad (2)$$

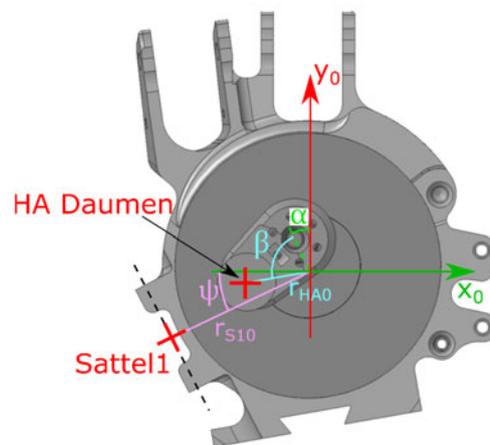


Abbildung 12: Gewählte Parameter zur Beschreibung der Position des *HA-Daumen*- und des *Sattel1*-Lagerungspunktes

Im nächsten Schritt wird die Position des *Kardan*-Lagerungspunktes bestimmt. Dieser kann sich einerseits aufgrund des Drehgelenkes im *Sattel1* nur entlang eines Kreises um die *Sattel1*-Gelenksachse bewegen. Andererseits wird seine Bewegung auch von der kardanischen Lagerung im *HA-Daumen*-Lagerungspunkt vorgegeben. Durch die zwei rotatorischen Freiheitsgrade dieser Lagerung muss sich der *Kardan*-Lagerungspunkt neben der vorgegebenen Kreisbahn durch die *Sattel1*-Lagerstelle zusätzlich auf einer Kugelfläche um den *HA-Daumen*-Lagerungspunkt befinden. Dadurch kann die Position der *Kardan*-Lagerstelle mit Hilfe des geometrischen Schnittpunktes von der Kreisbahn mit der Kugelfläche bestimmt werden (siehe Abbildung 13). Ist bei der Schnittpunktberechnung der direkte Abstand vom *Sattel1* zum *HA Daumen* kleiner als die Summe der beiden Radien, so schneiden sich die Kugelfläche und die Kreisbahn in genau 2 Schnittpunkten, wobei hier nur eine Lösung physikalisch Sinn macht. Der Kugelradius wird von der Länge

des *Gabel*-Bauteils vorgegeben und die Definition des Kreisradius erfolgt aus den Bauteilabmessungen des *Daumen-Träger*- und *Bügel*-Bauteils.

Der daraus berechnete Vektor vom Ursprung zum *Kardan*-Lagerungspunkt bezogen auf das *KOSO* ( $\mathbf{r}_{K0,0}$ ) ist in allen drei Komponenten von der Zustandsgröße  $\alpha$  abhängig.

$$\mathbf{r}_{K0,0} = \begin{bmatrix} x_{K0}(\alpha) \\ y_{K0}(\alpha) \\ z_{K0}(\alpha) \end{bmatrix} \quad (3)$$

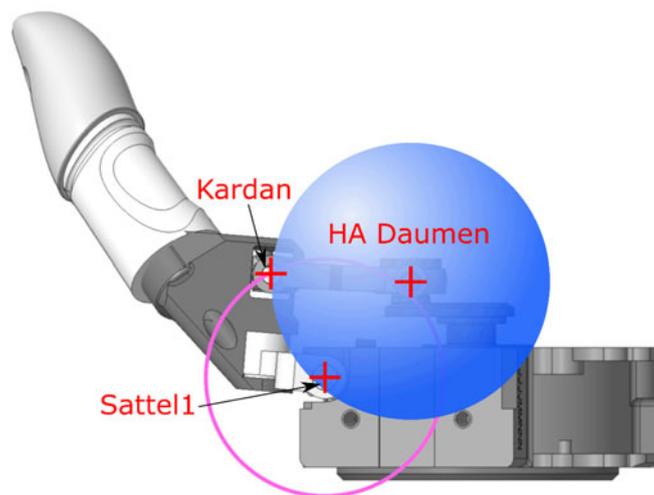


Abbildung 13: Schnittpunktverfahren zur Positionsbestimmung der *Kardan*-Lagerung; Pink dargestellt die Kreisbahn um die *Sattel1*-Achse und blau die Kugel­fläche mit der *HA-Daumen*-Lager­stelle als Mittelpunkt

Basierend auf dem Schnittpunktverfahren und dem Wissen der beiden Vektoren  $\mathbf{r}_{S1,0,0}$  und  $\mathbf{r}_{K0,0}$  kann nun auch die Position des *Sattel2*-Lagerungspunktes in Bezug auf das *KOSO* ( $\mathbf{r}_{S2,0,0}$ ) bestimmt werden. In diesem Fall hat die Kugel(-fläche) nun ihren Ursprung in dem *Kardan*-Lagerungspunkt und der Kreis bzw. die Kreisbewegung wird analog zur Bestimmung der *Kardan*-Lager­stelle durch den Mittelpunkt der *Sattel1* Lagerung und dessen Drehachse definiert.

$$\mathbf{r}_{S2,0,0} = \begin{bmatrix} x_{S20}(\alpha) \\ y_{S20}(\alpha) \\ z_{S20}(\alpha) \end{bmatrix} \quad (4)$$

Im Weiteren erfolgt die Lagebeschreibung des *MCP-I*-Gelenkspunktes. Hierfür wird ein neues, daumen-träger-festes Koordinatensystem (*KOS T*) eingeführt (siehe Abbildung

14). Der Ursprung dieses Koordinatensystems befindet sich im *Sattel2*. Die  $x_T$ -Achse zeigt in Richtung des *Kardan*-Lagerungspunktes, die  $z_T$ -Achse ist parallel zu der daumen-träger-festen Rotationsachse des *Kardan*-Gelenkes und die  $y_T$ -Achse vervollständigt dieses rechtwinklige Koordinatensystem. Der Vektor  $\mathbf{r}_{MCPIS2\_T}$  beschreibt die Translation des *MCP I* gegenüber dem *Sattel2*, dargestellt im *KOS T*. Für die Darstellung dieses Vektors im *KOS0* bedarf es einer entsprechenden Koordinatentransformation [21] (S. 2.6-2.7). Die dafür erforderliche Transformations- bzw. Rotationsmatrix  $\mathbf{R}_{0T}$  wird durch die Verdrehung des *KOS T* gegenüber dem *KOS0* festgelegt.

$$\mathbf{r}_{MCPIS2\_T} = \begin{bmatrix} x_{MCPIS2} \\ y_{MCPIS2} \\ z_{MCPIS2} \end{bmatrix} \quad (5)$$

$$\mathbf{r}_{MCPIS2\_0} = \mathbf{R}_{0T}(\alpha) * \mathbf{r}_{MCPIS2\_T} \quad (6)$$

Anschließend wird ausgehend von dem *MCP-I*-Gelenkspunkt und der bekannten *Daumen*-Geometrie die Position des *IP-I*-Gelenkspunktes und der Daumenspitze *TIP I* bestimmt. Hierfür wird wegen der später erwünschten Optimierung der Orientierung des *Daumen*-Bauteils gegenüber dem *Daumen-Träger*-Bauteil ein weiteres daumen-festes Koordinatensystem (*KOS D*) eingeführt (siehe Abbildung 14). Der Ursprung dieses Koordinatensystems befindet sich im *MCP-I*-Gelenkspunkt. Die  $x_D$ -Achse zeigt in Richtung des *IP-I*-Gelenkspunktes, die  $z_D$ -Achse liegt in der Sagittalebene des Daumens (zeigt in Richtung der Dorsalseite des Daumens) und die  $y_D$ -Achse vervollständigt dieses rechtwinklige Koordinatensystem. Die Rotationsmatrix  $\mathbf{R}_{DT}$  beschreibt die Orientierung des *KOS D* zum *KOS T*. Möchte man jedoch die Transformationsmatrix  $\mathbf{R}_{0D}$ , die Verdrehung des *KOS D* gegenüber dem *KOS0*, bestimmen, so müssen die beiden Rotationsmatrizen  $\mathbf{R}_{0T}$  und  $\mathbf{R}_{TD}$  miteinander multipliziert werden (siehe Gleichung (7)).

$$\mathbf{R}_{0D} = \mathbf{R}_{0T}(\alpha) * \mathbf{R}_{TD} \quad (7)$$

$$\mathbf{r}_{IPMCPID} = \begin{bmatrix} x_{IPMCPID} \\ y_{IPMCPID} \\ z_{IPMCPID} \end{bmatrix} \quad (8)$$

$$\mathbf{r}_{TIPIPID} = \begin{bmatrix} x_{TIPIPID} \\ y_{TIPIPID} \\ z_{TIPIPID} \end{bmatrix} \quad (9)$$

$$\mathbf{r}_{TIPMCPID} = \mathbf{r}_{IPMCPID} + \mathbf{r}_{TIPIPID} \quad (10)$$

$$\mathbf{r}_{TIPMCPID\_0} = \mathbf{R}_{0D}(\alpha) * \mathbf{r}_{TIPMCPID} \quad (11)$$

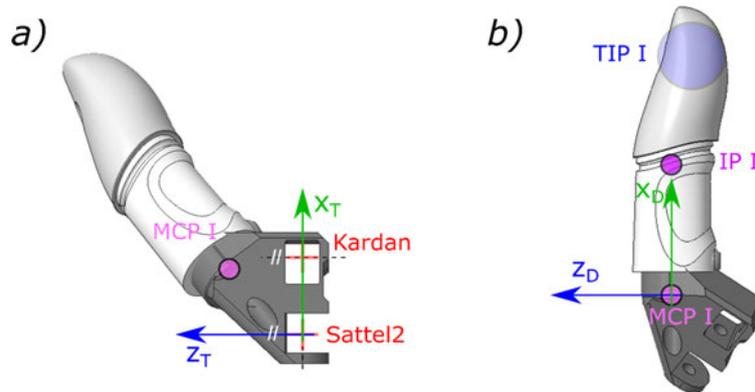


Abbildung 14: Definition des a) daumen-träger-festen Koordinatensystem ( $KOS T$ ) und des b) daumen-festen Koordinatensystem ( $KOS D$ )

Mit den nun bekannten Positionen der Gelenks- und Lagerungspunkte des Daumenmechanismus kann die Gesamttranslation der Daumenspitze  $TIP I$  in Bezug auf den Ursprung des  $KOS0$  ( $\mathbf{r}_{TIP I 0,0}$ ) sowie die Daumenrotation  $ROT I$  in Abhängigkeit der Zustandsgröße  $\alpha$  des Systems berechnet werden.

$$\mathbf{r}_{TIP I 0,0} = \mathbf{r}_{S2 0,0}(\alpha) + \mathbf{r}_{MCP I S2,0}(\alpha) + \mathbf{r}_{TIP MCP I,0}(\alpha) \quad (12)$$

$$ROT I = \mathbf{R}_{0D}(\alpha) \quad (13)$$

### Position der Zeige- und Mittelfingerspitze ( $TIP II$ und $TIP III$ ):

Die Vorgehensweise zur Berechnung der Fingerspitzenpositionen  $TIP II$  und  $TIP III$  ist ident und wird deshalb im Rahmen dieser Arbeit nur anhand der Zeigefingerspitze-Position  $TIP II$  vorgeführt.

Zuerst wird mit dem bekannten, ebenen Bewegungsverlauf der *Fingerzugplatte* der Vektor vom Ursprung des  $KOS0$  zum Seil-Anbindungspunkt an der *Fingerzugplatte* ( $FP II$ ) berechnet, wobei nur die  $x_0$ - und  $y_0$ -Komponente dieses Vektors ( $\mathbf{r}_{FP II 0,0}$ ) von der Zustandsgröße  $\alpha$  abhängig ist.

$$\mathbf{r}_{FP II 0,0} = \begin{bmatrix} x_{FP II 0}(\alpha) \\ y_{FP II 0}(\alpha) \\ z_{FP II 0} \end{bmatrix} \quad (14)$$

Danach wird mittels der gegebenen *Chassis*-Geometrie die Lage des *MCP-II*-Gelenkspunktes ( $\mathbf{r}_{MCP_{II} 0_0}$ ) bestimmt.

$$\mathbf{r}_{MCP_{II} 0_0} = \begin{bmatrix} x_{MCP_{II}0} \\ y_{MCP_{II}0} \\ z_{MCP_{II}0} \end{bmatrix} \quad (15)$$

Wie bereits erwähnt, ist das MCP-Gelenk der Finger ein einfaches Drehgelenk. Dies bedeutet, dass sich die Anbindungsachse bzw. der Anbindungspunkt des Seils am jeweiligen Finger (*SA i*) nur auf einer Kreisbahn um die MCP-Fingerachse befinden kann (siehe Abbildung 15). Zudem muss sich der Seil-Anbindungspunkt am Finger auch stets in einem konstanten, über die Länge des Seil-Feder-Systems vorgegebenen Abstand zum Anbindungspunkt an der *Fingerzugplatte* befinden. Allerdings ist dabei zu beachten, dass die Bewegungsebene des Fingers im Allgemeinen nicht mit der Bewegungsrichtung des Seil-Anbindungspunktes an der *Fingerzugplatte* zusammenfällt. Dies hat zur Folge, dass es sich bei der Positionsbestimmung des Seil-Anbindungspunktes am Finger um kein ebenes Problem handelt und daraus folgend seine mögliche Position in Bezug auf den Seil-Anbindungspunkt an der *Fingerzugplatte*, analog zu einer kardanischen Lagerung, durch eine Kugelfläche vorgegeben wird. Deshalb kann für die Bestimmung der Position des Seil-Anbindungspunktes am Finger in Bezug auf das *KOSO* ( $\mathbf{r}_{SA_{II} 0_0}$ ) wiederum auf das Schnittpunktverfahren zwischen einer Kugelfläche und einer Kreisbahn zurückgegriffen werden. Der Kreisradius folgt aus der jeweiligen Fingergeometrie, wohingegen der Kugelradius durch die einzelnen Längen der Seil-Feder-Systeme definiert wird.

$$\mathbf{r}_{SA_{II} 0_0} = \begin{bmatrix} x_{SA_{II}0}(\alpha) \\ y_{SA_{II}0}(\alpha) \\ z_{SA_{II}0}(\alpha) \end{bmatrix} \quad (16)$$

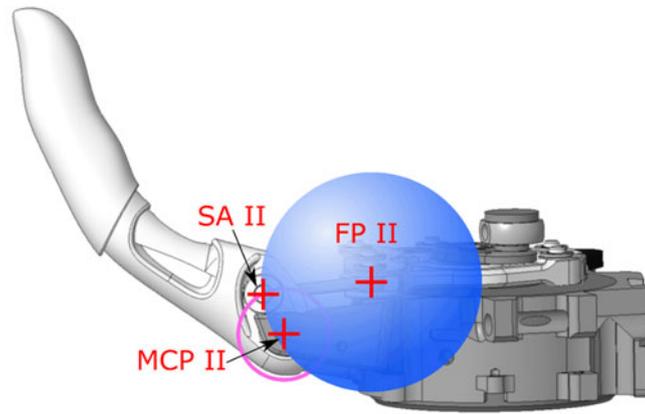


Abbildung 15: Schnittpunktverfahren zur Positionsbestimmung des Seil-Anbindungspunktes am Zeigefinger (*SA II*); Pink dargestellt die Kreisbahn um die *MCP-II*-Achse und blau die Kugelfläche mit dem *FP-II*-Seil-Anbindungspunkt der *Fingerplatte* als Mittelpunkt

Für die Positionsberechnung der weiteren Finger-Gelenkspunkte und der Fingerspitze des Zeigefingers wird ein neues, zeigefinger-festes Koordinatensystem (*KOS Z*) eingeführt. Der Ursprung dieses Koordinatensystems befindet sich im Mittelpunkt des *MCP-II*-Gelenkes (siehe Abbildung 16). Die  $x_z$ -Achse stellt die Drehachse des *MCP-II*-Gelenkes dar, die  $y_z$ -Achse zeigt in Richtung des *PIP-II*-Gelenkpunktes und die  $z_z$ -Achse steht normal auf die beiden anderen Achsen und vervollständigt das rechtwinklige Koordinatensystem. Die Rotationsmatrix  $\mathbf{R}_{0Z}$  beschreibt die Verdrehung des *KOS Z* gegenüber dem *KOS 0* und ist abhängig von der Zustandsgröße  $\alpha$ . Ausgehend vom *MCP-II*-Gelenkspunkt und der bekannten Fingergeometrie können dann die Positionen der weiteren Fingergeleknkspunkt des Zeigefingers (*PIP II*, *DIP II*) sowie die Zeigefingerspitze-Position *TIP II* berechnet werden.

$$\mathbf{r}_{PIP\ MCPII\_Z} = \begin{bmatrix} x_{PIP\ MCPII} \\ y_{PIP\ MCPII} \\ z_{PIP\ MCPII} \end{bmatrix} \quad (17)$$

$$\mathbf{r}_{DIP\ PIPII\_Z} = \begin{bmatrix} x_{DIP\ PIPII} \\ y_{DIP\ PIPII} \\ z_{DIP\ PIPII} \end{bmatrix} \quad (18)$$

$$\mathbf{r}_{TIP\ DIPII\_Z} = \begin{bmatrix} x_{TIP\ DIPII} \\ y_{TIP\ DIPII} \\ z_{TIP\ DIPII} \end{bmatrix} \quad (19)$$

$$\mathbf{r}_{TIP\ MCPII\_Z} = \mathbf{r}_{PIP\ MCPII\_Z} + \mathbf{r}_{DIP\ PIPII\_Z} + \mathbf{r}_{TIP\ DIPII\_Z} \quad (20)$$

$$\mathbf{r}_{TIP\ MCPII\_0} = \mathbf{R}_{0Z}(\alpha) * \mathbf{r}_{TIP\ MCPII\_Z} \quad (21)$$

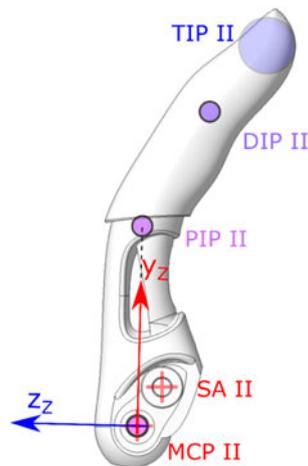


Abbildung 16: Definition des zeigefinger-festen Koordinatensystem (*KOS Z*)

Mit Hilfe der berechneten Lage der einzelnen Fingergelenkspunkte kann nun die Gesamttranslation der Zeigefingerspitze *TIP II* gegenüber dem Ursprung des *KOSO* ( $\mathbf{r}_{TIP II\ 0_0}$ ) bestimmt werden.

$$\mathbf{r}_{TIP II\ 0_0} = \mathbf{r}_{MCP II\ 0_0} + \mathbf{r}_{TIP\ MCP II_0}(\alpha) \quad (22)$$

In Abbildung 17 ist das vollständige mathematische Modell der *Michelangelo*<sup>®</sup> *Hand S* inklusive Gelenks- und Lagerbezeichnungen graphisch dargestellt. Die Gesamt-Beschreibung dieses Modells beruht auf 55 verschiedenen Parametern. Diese Parameter sind Längen- sowie Winkelangaben und charakterisieren die Abmessungen sowie die Positionierungen der einzelnen Hand-Bauteile.

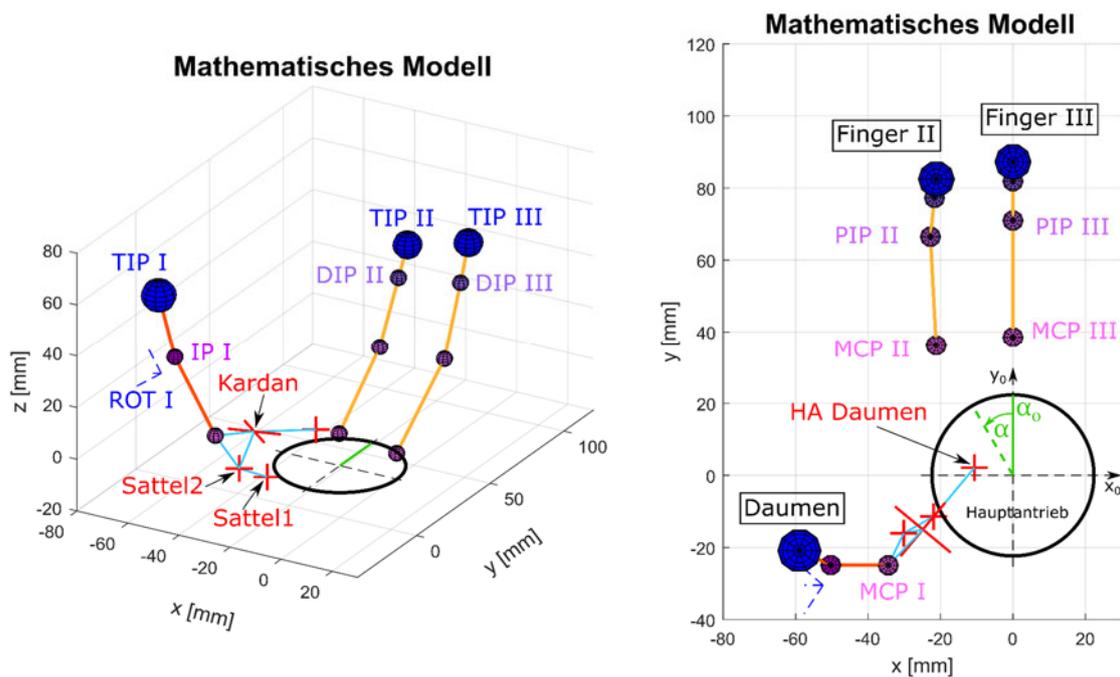


Abbildung 17: Mathematisches Modell der *Michelangelo® Hand S* mit der Zustandsgröße  $\alpha$  (Rotationswinkel des Hauptantriebs); I  $\triangleq$  Daumen, II  $\triangleq$  Zeigefinger, III  $\triangleq$  Mittelfinger

Die Validierung des mathematischen Modells erfolgte mit Hilfe des vorhandenen CAD-Ausgangsmodells. Bei verschiedenen Winkelstellungen des Hauptantriebes wurden die Positionen der Daumenspitze *TIP I* und der beiden Fingerspitzen *TIP II* und *TIP III* sowie die Daumenrotation *ROT I* in Bezug auf das *KOSO* berechnet und mit den gemessenen Werten aus dem CAD-Modell bei gleichen Winkelstellungen verglichen. Alle Messungen und Berechnungen stimmten bis auf die vierte Nachkommastelle exakt überein. Somit kann im Weiteren der Arbeit von einer korrekt aufgebauten und fehlerfrei implementierten Kinematik des mathematischen Modells der kleinen *Michelangelo® Hand* ausgegangen werden.

### 3.2 LAGERKRÄFTE UND LAGERBELASTUNGEN

Im nächsten Schritt werden mit Hilfe des mathematischen Modells die Lagerkräfte bei definierten äußeren Belastungszuständen berechnet und die daraus resultierenden Lagerbelastungen abgeschätzt. Bei der Abschätzung der Lagerbelastung werden nur die Lagerstellen des Daumenmechanismus betrachtet. Auf die Berechnung der Finger-La-

gerbelastungen wird explizit verzichtet, da sich bei der Lagerung im Vergleich zum aktuellen Marktprodukt nichts verändern wird und diese Lagerstellen bereits bei der Entwicklung der *Michelangelo® Hand M* überprüft bzw. ausgelegt wurden.

Aufgrund des eingeschränkten Bauraumes und der existierenden positiven Erfahrungen bei der *Michelangelo® Hand M* werden für den gesamten Daumenmechanismus Bolzen-Verbindungen als Lager verwendet. Im Rahmen dieser Arbeit erfolgt die Abschätzung der jeweiligen Lagerbelastung nur anhand der auftretenden radialen Flächenpressung in den zueinander gleitenden Flächen bzw. in den Spielsitzen der Bolzen-Verbindungen. Diese Belastung ist erfahrungsgemäß bei *Ottobock*, aber auch sonst im Maschinenbau für die Bemessung der Bolzen-Verbindungen mit gleitenden Flächen ausschlaggebend [22].

### 3.2.1 Äußere Belastungen und Lagerkräfte

Bei der Lagerberechnung dieser Hand wird die Annahme getroffen, dass die Gewichtskräfte der Bauteile im Vergleich zu äußeren auftretenden Kräften, beispielsweise hervorgerufen durch Greifen/Halten von Gegenständen oder Abstützen der Hand, vernachlässigt werden können. Diese Annahme hat zur Folge, dass nur unter Einwirkung von äußeren Kräften Lagerbelastungen entstehen können. Deshalb werden für die Berechnung der auftretenden Lagerkräfte der Daumenlager entsprechende Daumen-Belastungsfälle definiert (siehe Abbildung 18). Diese beruhen auf firmeninternen Prüfdokumenten der *Michelangelo® Hand M* [18]. Für die Implementierung dieser Belastungen wird ein lokales Koordinatensystem im Zentrum der Daumenspitze *TIP I* definiert. Die y-Achse dieses Koordinatensystems zeigt in Richtung der Verbindungslinie vom IP-Gelenk zum Zentrum der Daumenspitze *TIP I*. Die z-Achse liegt in der Sagittalebene des Daumens, steht normal auf die y-Achse und zeigt in Richtung der Dorsalseite des Daumens. Die x-Achse bildet die dritte Achse dieses rechtwinkligen lokalen Koordinatensystems.

Beim Lastfall 1 (Abbildung 18 a) wirkt die äußere Kraft  $F_1$  in Richtung der x-Achse des lokalen Koordinatensystems der Daumenspitze. Die Kraft  $F_2$  zeigt beim Lastfall 2 (Abbildung 18 b) in die positive z-Richtung des lokalen Koordinatensystems und beim Lastfall 3 (Abbildung 18 c) fällt die Wirkungslinie der äußeren Kraft  $F_3$  mit der negativen y-Achse des lokalen Koordinatensystems der Daumenspitze zusammen. Weiters wird angenommen, dass alle drei Kräfte jeweils einzeln im Zentrum der Daumenspitze, also dem Ursprung des lokalen Koordinatensystems angreifen. Die aus den internen Prüfdokumenten festgelegte Höhe der äußeren Belastung entspricht in allen drei Fällen 130 N.

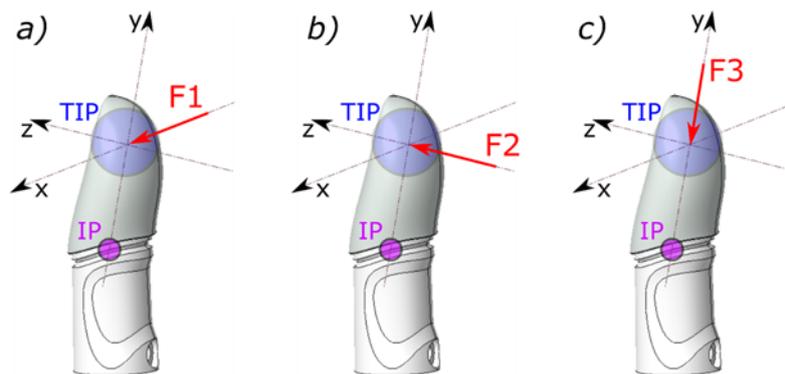


Abbildung 18: Daumenbelastungsfälle für die Berechnung der auftretenden Lagerkräfte und Flächenpressungen; a) Belastung in Abduktionsrichtung, b) Belastung in Extensionsrichtung, c) Belastung axial in Richtung IP-Gelenk

Die aus den äußeren Belastungen resultierenden Zwangskräfte und –momente in allen Lagerstellen des Daumenmechanismus, bei beliebig gewählter Winkelstellung des Hauptantriebs, werden durch das Freischneiden der einzelnen Daumenbauteile (*Daumen-Träger* inklusive *Daumen, Bügel* sowie *Gabel*) an deren Lagerstellen und dem Ansetzen des vereinfachten Schwerpunkt- und Drallsatzes für statische Systeme bestimmt. Bei den berechneten Lagerkräften handelt es sich um die in den jeweiligen Lagermittelpunkten reduzierten Kräfte und –momente.

Schwerpunkt und Drallsatz für statische Systeme:

$$\vec{0} = \sum_{i=1}^n \vec{F}_i \quad (23)$$

$$\vec{0} = \sum_{i=1}^n (\vec{r}_i \times \vec{F}_i) + \sum_{j=1}^m \vec{M}_j \quad (24)$$

### 3.2.2 Abschätzung Lagerbelastung

Mit Hilfe die berechneten Lagerkräfte und –momente werden nun die Daumen-Lagerbelastungen auf Basis der resultierenden radialen Flächenpressungen in den gleitenden Flächen bzw. Spielpassungen der Bolzen-Verbindungen abgeschätzt. Dafür muss jedoch zuvor der jeweilige Lagerungsfall der Bolzen-Verbindungen bekannt sein.

Bei den Verbindungen wird insgesamt zwischen drei verschiedenen Lagerungsfällen unterschieden:

- 1) *Übermaßpassung in der Gabel und Spielpassung in der Stange*
- 2) *Spielpassung in der Gabel und Übermaßpassung in der Stange*
- 3) *Spielpassung in Gabel und Stange*

Wobei für die Daumenlager bei der *Michelangelo® Hand S* entweder Fall 1 oder Fall 2 verwendet wird, da durch eine gewählte Übermaßpassung in der Stange oder in der Gabel sich die Biegespannungen stark herabsetzen lassen [22].

In der Berechnung der auftretenden Flächenpressung von Bolzen-Verbindungen nach Wittel et. al. [22] werden allerdings nur Kräfte quer zur Bolzenachse berücksichtigt. Der Verlauf der resultierenden Flächenpressung bei reiner Querkraftbelastung in den Spielpassungen ist für Lagerungsfälle 1 und 2 in Abbildung 19 dargestellt.

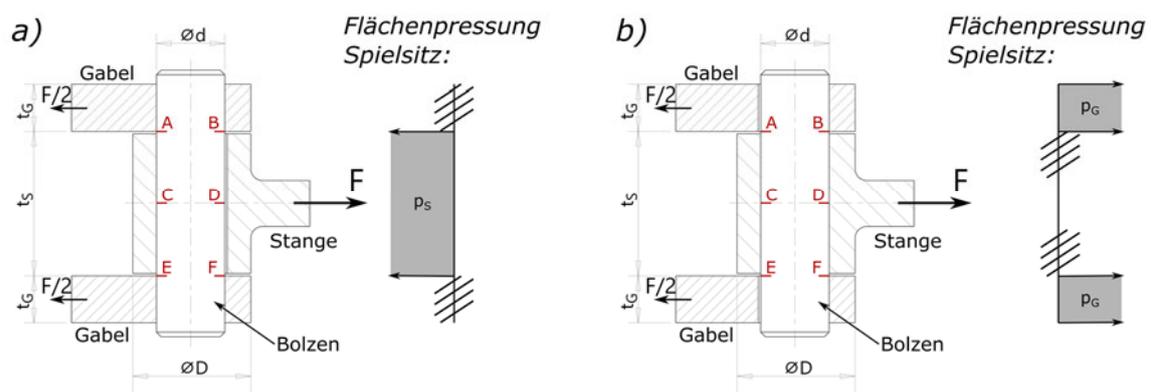


Abbildung 19: Bolzen-Verbindung mit reiner Querkraft-Belastung inklusive Flächenpressungsverlauf im Spielsitz; a) Spielpassung in der Stange und Übermaßpassung in der Gabel und b) Spielpassung in der Gabel und Übermaßpassung in der Stange

Allerdings ergeben sich aus den Berechnungen der Lagerkräfte und -momente aufgrund der vorhandenen Komplexität des Daumenmechanismus und den gewählten Lagerungsbedingungen neben der reinen Querkraftbelastung auch zu übertragende Zwangskräfte in axialer Richtung und Zwangsmomente. Die axialen Kräfte haben keinen Einfluss auf die Berechnung der radialen Flächenpressung. Anders ist es bei den Zwangsmomenten. Diese müssen bei der Berechnung der auftretenden radialen Flächenpressung durchaus berücksichtigt werden. Dafür wird auf das Berechnungsverfahren von Querstift-Verbindungen unter reiner Momentenbelastung zurückgegriffen [22]. Hierzu müssen folgende zwei Annahme getroffen werden: Erstens, das vorhandene Lagerspiel in der Spielpassung ist verschwindet klein, da bei Querstiftverbindungen im Allgemeinen der Stift in

beide zu verbindende Bauteile mit Übermaß eingedrückt ist und zweitens das Moment durch angreifende Querkräfte im Bereich der Spielpassung allein und nicht durch zusätzliche seitliche Abstützung der Stange an der Gabel bzw. der Gabel an der Stange übertragen wird. Durch die beiden Annahmen wird die rechnerische Flächenpressung im Bereich der Spielpassung des Lagers höher angenommen als sie tatsächlich ist. In Abbildung 20 sind die angenommenen resultierenden Flächenpressungen im Gleitsitz der Lagerungsfälle 1 und 2 bei reiner Momentenbelastung dargestellt.

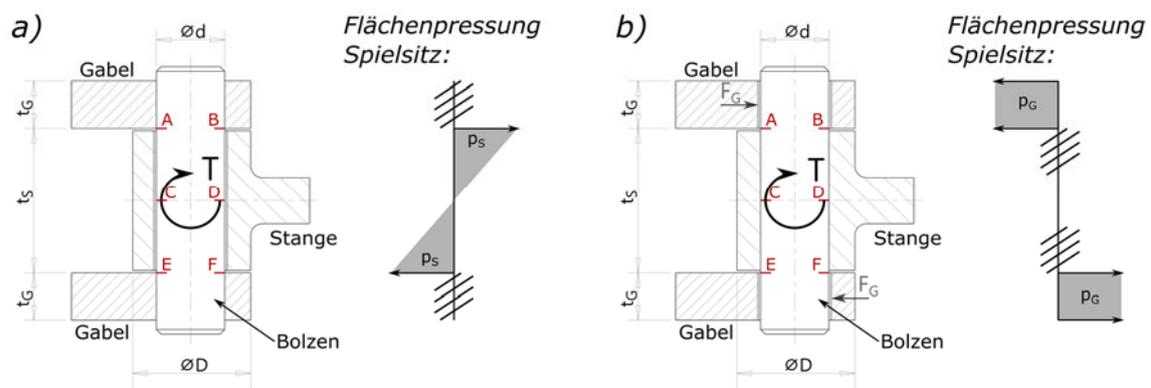


Abbildung 20: Bolzen-Verbindung mit reiner Momentenbelastung inklusive Flächenpressungsverlauf im Spielsitz; a) Spielpassung in der Stange und Übermaßpassung in der Gabel und b) Spielpassung in der Gabel und Übermaßpassung in der Stange

Die Bestimmung der auftretenden gesamten radialen Flächenpressung der einzelnen Bolzen-Verbindungen erfolgt mit Hilfe des Superpositionsprinzips. Dafür werden die beiden Ergebnisse bzw. Verläufe der Flächenpressungen, die sich aus einem rein mit querkraftbelasteten Bolzen und aus einem rein momentenbelasteten Bolzen ergeben, überlagert. Im Weiteren wird die maximal auftretende radiale Flächenpressung der einzelnen Lagerstellen bestimmt und anhand dieser die erforderliche zulässige Flächenpressung der Werkstoffe für die gleitenden Bauteile definiert.

Die gewählte Vorgehensweise zur Bestimmung der maximalen gesamten Flächenpressung ist nachfolgend genauer erläutert. Alle dabei getroffenen Annahmen und verwendeten Formeln sind aus [22] von den Berechnungsverfahren für Bolzen- und Querstift-Verbindungen übernommen worden.

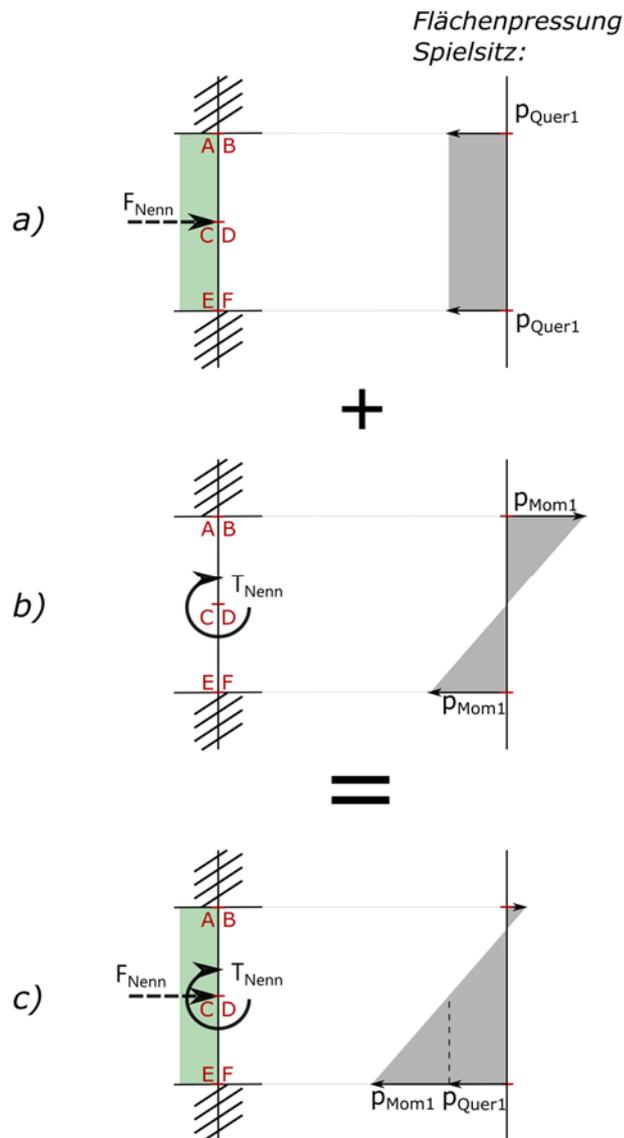
**Fall 1:** Übermaßpassung in der Gabel und Spielpassung in der Stange

Abbildung 21: Fall 1: Flächenpressungsverlauf im Spielsitz; a) bei reiner Querkraftbelastung  $F_{Nenn}$ , b) bei reiner Momentenbelastung  $T_{Nenn}$  und c) Superposition beider Lastfälle

Bei reiner Querkraftbelastung kommt es zu einer konstanten Flächenpressung über die gesamte Lagerbreite A-B bis E-F (siehe Abbildung 21 a).

$$p_{Quer1} = \frac{F_{Nenn}}{A_{proj}} = \frac{F_{Nenn}}{d * t_S} \quad (25)$$

$p_{Quer1}$	Flächenpressung Lagerfall 1 bei reiner Querkraft-/Radialbelastung [N/mm <sup>2</sup> ]
$F_{Nenn}$	Stangenkraft [N]
$A_{proj}$	projizierte gepresste Bolzenfläche über gesamte Lagerdicke [mm <sup>2</sup> ]
$d$	Bolzendurchmesser [mm]
$t_S$	Stangenkopfdicke [mm]

Anders ist es bei einer reinen Momentenbelastung. Dort wird eine im Abstand  $x$  lineare Druckverteilung mit Maximalwerten im Querschnitt der beiden Lagerenden (A-B und E-F) angenommen (siehe Abbildung 21 b). Im Querschnitt C-D liegt somit keine Pressung vor. Diese Annahme wird aufgrund auftretender Kantenpressungen gemacht. Die auftretende maximale Flächenpressung wird wie folgt berechnet:

$$T_{Nenn} = 2d \int_0^{t_S/2} \frac{p_{Mom1, max} * x}{t_S/2} * x dx = \frac{d * t_S^2 * p_{Mom1, max}}{6} \quad (26)$$

$$p_{Mom1, max} = \frac{6 * T_{Nenn}}{d * t_S^2} \quad (27)$$

$$p_{Mom1}(x) = \frac{p_{Mom1, max} * x}{t_S/2} \quad (28)$$

$p_{Mom1}$  Flächenpressung Lagerfall 1 bei reiner Momentenbelastung [N/mm<sup>2</sup>]

Aus der Summation beider Flächenpressungen ergibt sich die minimal erforderliche Flächenpressung des zu wählenden Werkstoffes. Der Verlauf der Gesamtflächenpressung ist in Abbildung 21 c) dargestellt.

$$p_{Ges1} = p_{Quer1} + p_{Mom1, max} \leq p_{Zul} \quad (29)$$

$p_{Ges1}$  Maximale radiale Gesamt-Flächenpressung Lagerfall 1 [N/mm<sup>2</sup>]

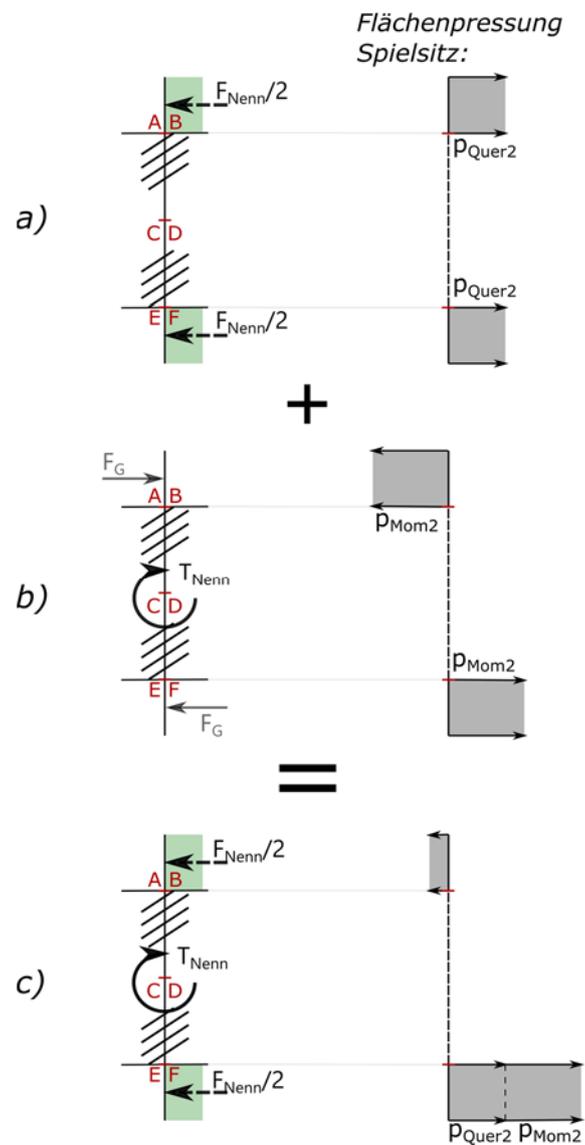
**Fall 2:** Spielpassung in der Gabel und Übermaßpassung in der Stange

Abbildung 22: Fall 2: Flächenpressungsverlauf im Spielsitz; a) bei reiner Querkraftbelastung  $F_{Nenn}$ , b) bei reiner Momentenbelastung  $T_{Nenn}$  und c) Superposition beider Lastfälle

Beim Belastungsfall 2 wird bei reiner äußerer Querkraftbelastung ebenso von einer konstanten Flächenpressung über beide Lagerseiten ausgegangen (siehe Abbildung 22 a).

$$p_{Quer2} = \frac{F_{Nenn}}{2 * A_{proj}} = \frac{F_{Nenn}}{2 * d * t_G} \quad (30)$$

- $p_{Quer2}$  Flächenpressung Lagerfall 2 bei reiner Querkraft-/Radialbelastung  
[N/mm<sup>2</sup>]
- $t_G$  Gabelkopfdicke [mm]

Bei reiner Momentenbelastung wird bei diesem Lagerungsfall die Kantenpressung aufgrund des höheren Hebelarmes vernachlässigt und eine konstante mittlere Druckverteilung über beide Lagerseiten angenommen (siehe Abbildung 22 b).

$$p_{Mom2} = \frac{F_G}{A_{proj}} = \frac{T_{Nenn}}{d * t_G * (t_S + t_G)} \quad (31)$$

$$F_G = \frac{T_{Nenn}}{t_S + t_G} \quad (32)$$

$$A_{proj} = d * t_G \quad (33)$$

- $p_{Mom2}$  Flächenpressung Lagerfall 2 bei reiner Momentenbelastung [N/mm<sup>2</sup>]
- $F_G$  Kräftepaar angreifend in Gabelmitte, resultierend aus Belastungsmoment [N]

In Abbildung 22 c) ist die Gesamtflächenpressung des Lagerfalls 2 nach Superposition der beiden Lastfälle dargestellt. Die Formel für die maximale Gesamtbelastung lautet:

$$p_{Ges2} = p_{Quer2} + p_{Mom2} \leq p_{Zul} \quad (34)$$

- $p_{Ges2}$  Maximale radiale Gesamt-Flächenpressung Lagerfall 2 [N/mm<sup>2</sup>]

Dieses Berechnungsverfahren der radialen Flächenpressung der Daumenlager basiert auf einigen Annahmen und wird deshalb nur zur Abschätzung der vorhandenen Flächenpressung in den Spielpassungen der Bolzen-Verbindungen und als Anhaltspunkt für die nachfolgende Auswahl der Bauteilwerkstoffe des Daumenmechanismus verwendet. Weiters soll mit dieser Rechenmethode auch die allgemeine funktionelle Umsetzbarkeit der Lagerungen des Daumenmechanismus gezeigt bzw. nachgewiesen werden. Unter

allgemeiner funktioneller Umsetzbarkeit wird ein kontinuierlicher Lagerbelastungsverlauf über den gesamten Betriebsbereich der Hand, ohne Auftreten von Besonderheiten, wie beispielsweise lokale Belastungsspitzen für bestimmte Winkelbereiche des Hauptantriebes, verstanden.

Dieses Berechnungsverfahren stellt keine vollständige Lager- bzw. Bolzen-Berechnung dar. Für eine vollständige Berechnung müssten die Bolzen zusätzlich auf Biegung und Abscherung überprüft werden. All diese Überprüfungen können aber bereits wesentlich genauer mit Hilfe von modernen FE-Analysen erfolgen. Hierfür müssen allerdings die vollständigen Bauteil-Geometrien bekannt sein. Deshalb kann diese Methode erst nach der konstruktiven Umsetzung der optimierten Hand angewendet werden und dient hauptsächlich der genaueren Überprüfung der Lagerstellen. Aufgrund des zusätzlichen Zeitaufwandes ist dies nicht mehr Teil dieser Arbeit und müsste deswegen in einem nachfolgenden Projekt genauer betrachtet werden. Jedoch würde es sich vor der endgültigen Umsetzung dieser Prothese in ein mögliches Marktprodukt durchaus empfehlen, kritische Lagerstellen nochmals mittels FE-Analysen nachzuprüfen und falls notwendig, den Werkstoff, die Oberflächenbeschaffenheit etc. dementsprechend anzupassen oder kleine geometrische Bauteilveränderung zu vollziehen. Dabei würde es sich nur um sehr kleine Veränderungen handeln, die die allgemeine Umsetzbarkeit des Produktes nicht gefährden.

### 3.3 ANTRIEBSMOMENT

Neben den Lagerbelastungen kann mit Hilfe der zuvor bestimmten Lagerkräfte und des Schwerpunkt-/Drallsatzes auch das theoretisch notwendige Antriebsmoment des Hauptantriebes zum Aufbringen einer definierten Griffkraft berechnet werden. Dabei wird jetzt angenommen, dass die äußeren Belastungen durch eine vom Antriebsmoment aufgebrachte Griffkraft beim Greifen von diversen Objekten hervorgerufen werden. Damit später neben dem theoretisch erforderlichen Antriebsmoment des „Lateral Pinch“ auch jenes des „Tripod Pinch“ berechnet werden kann, müssen nun auch die resultierenden Fingerlagerkräfte beim Auftreten von äußeren Belastungen an der Fingerspitze des Zeige- sowie Mittelfingers bestimmt werden. Dies erfolgt analog zu der Berechnung der Daumenlagerkräfte durch das Freischneiden der Bauteile und die Verwendung des Schwerpunkt- und Drallsatzes für statische Systeme.

Zusätzlich kann die Bestimmung des notwendigen Antriebsmoments neben der ersten Variante, der sogenannten „klassischen“ Variante, basierend auf dem Schwerpunkt-/Drallsatz und den berechneten Lagerkräften, auch mittels des *d'Alembert'schen Prinzips* (Prinzip der virtuellen Arbeit) erfolgen. Das *d'Alembert'sche Prinzip*, die Variante zwei,

wird im nachfolgenden Absatz genauer erklärt. Natürlich müssen beide Varianten dasselbe Ergebnis liefern und somit kann anhand dieser zwei Varianten-Berechnung die Richtigkeit der zuvor berechneten Lagerkräfte einfach überprüft werden.

### **Das d'Alembert'sche Prinzip:**

Die virtuelle Arbeit der Zwangskräfte  ${}^A\delta W^Z$  bei einer d'Alembert'schen Variation  ${}^A\delta$  des Systems verschwindet bei sonst festgehaltenem Systemzustand [21] (S. 7.1-7.2).

$${}^A\delta\vec{r} \neq \vec{0}, \quad {}^A\delta\vec{v} = \vec{0}, \quad {}^A\delta\vec{a} = \vec{0}, \quad {}^A\delta t = 0 \quad (35)$$

$${}^A\delta W^Z = \int_m [\vec{f}^Z * {}^A\delta\vec{r}] dm = \int_m [(\vec{a} - \vec{f}^E) * {}^A\delta\vec{r}] dm = 0 \quad (36)$$

$\vec{r}$	Wegvektor [m]
$\vec{v}$	Geschwindigkeitsvektor [m/s]
$\vec{a}$	Beschleunigungsvektor [m/s <sup>2</sup> ]
$t$	Zeit [s]
$m$	Masse [kg]
$\vec{f}^Z$	Kraftdichte der Zwangskräfte [N/mm <sup>2</sup> ]
$\vec{f}^E$	Kraftdichte der eingprägten Kräfte [N/mm <sup>2</sup> ]

Bei der kleinen *Michelangelo*<sup>®</sup> Hand wird das Antriebsmoment zum Erreichen der vorgegebenen Griffkraft in einer über den Winkel des Hauptantriebes definierten Handstellung berechnet. Dabei ist keine Beschleunigung im System vorhanden, es handelt sich also um ein statisches System. Dies bedeutet für das *d'Alembert'sche Prinzip*, dass die virtuelle Arbeit der eingprägten Kräfte  ${}^A\delta W^E$  bei einer d'Alembert'schen Variation  ${}^A\delta$  des Systems verschwindet. Zudem gilt die Annahme, dass die eingprägten Gewichtskräfte der einzelnen Bauteile im Vergleich zu den äußeren auftretenden eingprägten Kräften vernachlässigt werden können. Somit kann das notwendige eingprägte Antriebsmoment der Hand bei einer *d'Alembert'schen Variation* des Hauptantriebswinkels, der ge-

wählten Zustandsgröße des mathematischen Modells, allein aus den daraus resultierenden virtuellen Arbeiten der eingprägten, in den Fingerspitzen wirkenden Griffkräften berechnet werden.

In Abbildung 23 ist das theoretisch erforderliche Antriebsmoment, berechnet mit beiden zuvor beschriebenen Varianten, über der Winkelstellung des Hauptantriebes aufgetragen. Der gewählte äußere Belastungszustand, resultierend aus den vorgegebenen Griffkräften in den Fingerspitzen, ist rechts oben mittels einer kleinen schematischen Darstellung abgebildet. Dabei ist der Angriffspunkt und die Richtung der gewählten Daumenbelastung ident mit jener aus Abbildung 18 b) (Belastungsfall 2). Die angreifende Kraft in den Zentren der Fingerspitzen *TIP II* und *TIP III* wirkt jeweils in deren Finger-Sagittalebene und steht zudem normal auf die Verbindungslinie des jeweiligen *DIP*-Gelenks (*DIP II/ DIP III*) mit der Fingerspitze (*TIP II/ TIP III*). Die verwendete Höhe aller drei Kräfte ( $F_D$ ,  $F_Z$ ,  $F_M$ ) beträgt in dieser Berechnung 70 N.

Die Ergebnisse beider Varianten stimmen überein. Dadurch konnte die Richtigkeit der Implementierung des verwendeten mathematischen Modells zur Berechnung der Daumen- und Finger-Lagerkräfte und –momente gezeigt werden.

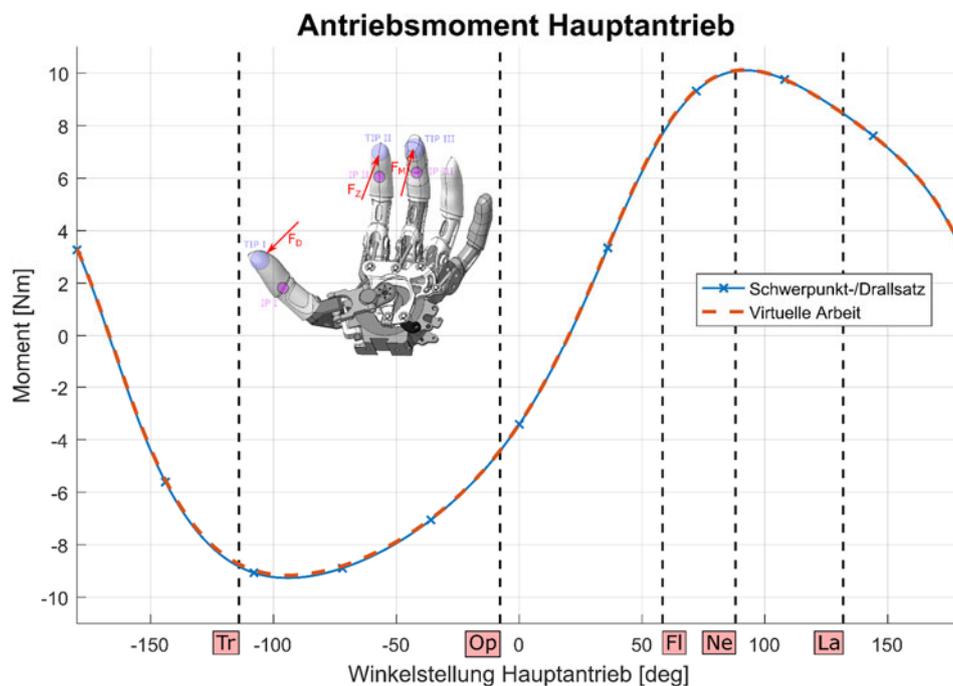


Abbildung 23: Zwei-Varianten Berechnung des Antriebsmoments zur Überprüfung der zuvor berechneten Lagerkräfte des Daumens sowie des Zeige- und Mittelfingers

## 4 OPTIMIERUNG

Das Hauptziel dieser Arbeit ist es, die Anzahl von „statischen Handstellungen“ der neuen kleinen *Michelangelo*<sup>®</sup> *Hand* zu erweitern, bei gleicher Größe und ähnlichem geometrischen Aufbau. Um dieses Ziel zu erreichen und die Griffkinematik zu verbessern, müssen die Längen und Winkel der einzelnen Bauteile demensprechend variiert und aufeinander optimal abgestimmt werden. Diese Parametervariation erfolgt, basierend auf dem mathematischen Modell, mit Hilfe des Optimierungsalgorithmus *Nelder-Mead* [23]. Das Prinzip dieses Algorithmus wird im ersten Abschnitt dieses Kapitels genauer erläutert.

Darauffolgend wird die erforderliche Zielfunktion für den Optimierungsalgorithmus definiert und die Startwerte sowie Optimierungsparameter werden festgelegt. Für das Startmodell der Optimierung werden die Parameterwerte des CAD-Modells aus dem Vorgängerprojekt (Ausgangsmodell) verwendet.

Am Ende werden nach einer kurzen Zusammenfassung des Ablaufes der Optimierung die erreichten Ergebnisse anhand einer graphischen Abbildung des optimierten mathematischen Modells noch analysiert und es wird kurz auf die wesentlichsten Veränderungen im Vergleich zum Startmodell eingegangen.

### 4.1 NELDER-MEAD-ALGORITHMUS

Der *Nelder-Mead*-Algorithmus [23] wurde 1965 das erste Mal publiziert und ist einer der meist verwendeten Algorithmen für uneingeschränkte multidimensionale Optimierungsprobleme [24]. Dieser Algorithmus verwendet zur Minimierung der nichtlinearen skalarwertigen Optimierungsfunktion  $f(\vec{x})$  nur Funktionswerte und keine Ableitungen. Deshalb gehört er zur Klasse der „direct search methods“ [25].

### **Das allgemeine Prinzip des Nelder-Mead-Algorithmus:**

Die Funktion  $f = f(\vec{x})$  mit  $\vec{x} \in \mathbb{R}^n$  wird als Zielfunktion bezeichnet und  $n$  ist die Dimension des Problems.

Im  $n$ -dimensionalen Raum wird ein Simplex mit  $n+1$  Eckpunkte aufgespannt. Die einzelnen Eckpunkte des Simplex werden durch die  $n$ -dimensionalen Vektoren  $\vec{x}_1, \vec{x}_2, \dots, \vec{x}_{n+1}$ , die deren Lage im Raum festlegen, beschrieben. Das Ziel der Optimierung ist, durch die Veränderung der Parameter bzw. Vektoreinträge die Positionen der Eckpunkte des Simplex so zu verändern, dass es zu einer Minimierung der Zielfunktion kommt (siehe Formel (37)).

$$\min f(\vec{x}) \quad (37)$$

Dabei wird pro Iterationsschritt der Optimierung zumeist nur die Lage/Position des schlechtesten bzw. am weitesten vom Optimierungsziel entfernten Eckpunktes des Simplex verändert. Deshalb werden vor jedem Iterationsschritt der Optimierung die Eckpunkte des Simplex nach deren Werten der Zielfunktion in aufsteigender Reihenfolge geordnet (siehe Gleichung (38)).

$$f(\vec{x}_1) \leq f(\vec{x}_2) \leq \dots \leq f(\vec{x}_{n+1}) \quad (38)$$

Ausgehend von Gleichung (38) wird  $\vec{x}_1$  als bester Eckpunkt und  $\vec{x}_{n+1}$  als schlechtester Eckpunkt des Simplex bezeichnet. Falls der Fall auftritt, dass zwei Eckpunkte gleich gut bzw. gleich schlecht sind, sind in [25] eindeutige Regeln über das weitere Vorgehen gegeben. Die Parameter des schlechtesten Eckpunktes werden am Mittelwertpunkt, berechnet aus den restlichen  $n$  Eckpunkte, reflektiert. Je nach dem Wert der Zielfunktion des neu berechneten Punktes kann dann nach der Reflexion noch eine Expansion oder Kontraktion für diesen Eckpunkt erfolgen. Kann mit Hilfe dieser drei Operatoren keine Verbesserung des Zielfunktionswertes des schlechtesten Eckpunktes erreicht werden, dann wird das gesamte Simplex komprimiert. Dies hat eine Veränderung der Vektorwerten des zweitbesten bis zum schlechtesten Eckpunkt zur Folge. Lediglich die Parameter des besten Eckpunktes bleiben stets erhalten.

Die vier Operatoren *Reflexion* ( $\alpha$ ), *Expansion* ( $\beta$ ), *Kontraktion* ( $\gamma$ ) und *Komprimierung* ( $\delta$ ) müssen zudem die nachstehenden Bedingungen erfüllen:

$$\alpha > 0; \beta > 1; 0 < \gamma < 1; 0 < \delta < 1 \quad (39)$$

Wobei im Allgemeinen folgende Werte für die vier Parameter verwendet werden [25; 26; 27]:

$$\alpha = 1; \beta = 2; \gamma = 0.5; \delta = 0.5 \quad (40)$$

Basierend auf diesen Grundlagen des *Nelder-Mead-Algorithmus* wird nun ein Iterationsschritt der Optimierung detaillierter erklärt. Zusätzlich sind in Abbildung 24 die vier Operatoren graphisch dargestellt. Der Code für einen Iterationsschritt der Kinematikoptimierung der kleinen *Michelangelo® Hand* wird im Rahmen dieser Arbeit exakt nach diesem Schema in *MATLAB* [20] implementiert.

### Eine Iteration des *Nelder-Mead-Algorithmus* [25]:

1. **Ordnen:** Man ordnet die  $n+1$  Eckpunkte in jener Reihenfolge, damit sie Gleichung (38) erfüllen.

2. **Reflexion:** Berechnung des Reflexionspunktes  $\vec{x}_r$ :

$$\vec{x}_r = \vec{\bar{x}} + \alpha * (\vec{\bar{x}} - \vec{x}_{n+1}) \quad (41)$$

$$\text{mit } \vec{\bar{x}} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \vec{x}_i \quad (42)$$

Auswerten der Funktion  $f_r = f(\vec{x}_r)$ . Falls  $f_1 \leq f_r \leq f_n$ , wird  $\vec{x}_{n+1}$  mit  $\vec{x}_r$  ersetzt und die Iteration beendet.

3. **Expansion:** Falls  $f_r \leq f_1$ , dann wird der Expansionspunkt  $x_e$  berechnet:

$$x_e = \vec{\bar{x}} + \beta * (x_r - \vec{\bar{x}}) \quad (43)$$

Auswerten der Funktion  $f_e = f(\vec{x}_e)$ . Falls  $f_e \leq f_r$ , wird  $\vec{x}_{n+1}$  mit  $\vec{x}_e$  ersetzt und die Iteration beendet; andernfalls ersetzt man  $\vec{x}_{n+1}$  mit  $\vec{x}_r$  und beendet die Iteration.

4. **Kontraktion:** Falls  $f_r \geq f_n$ , dann folgt eine Kontraktion zwischen  $\vec{\bar{x}}$  und dem besseren Punkt von  $\vec{x}_r$  und  $\vec{x}_{n+1}$ .

**Außenliegende Kontraktion:** Falls  $f_n \leq f_r \leq f_{n+1}$ , dann wird der außenliegende Kontraktionspunkt  $\vec{x}_c$  berechnet:

$$\vec{x}_c = \bar{\vec{x}} + \gamma * (\vec{x}_r - \bar{\vec{x}}) \quad (44)$$

und  $f_c = f(\vec{x}_c)$  ausgewertet. Falls  $f_c \leq f_r$ , wird  $\vec{x}_{n+1}$  mit  $\vec{x}_c$  ersetzt und die Iteration beendet; andernfalls wird zu Schritt 5 übergegangen.

**Innenliegende Kontraktion:** Ist  $f_r \geq f_{n+1}$ , dann wird der innenliegende Kontraktionspunkt  $\vec{x}_{cc}$  berechnet:

$$\vec{x}_{cc} = \bar{\vec{x}} - \gamma * (\bar{\vec{x}} - \vec{x}_{n+1}) \quad (45)$$

Falls  $f_{cc} \leq f_{n+1}$ , wird  $\vec{x}_{n+1}$  mit  $\vec{x}_{cc}$  ersetzt und die Iteration beendet; andernfalls wird zu Schritt 5 übergegangen.

5. **Komprimierung:** Die Punkte  $\vec{x}_2$  bis  $\vec{x}_{n+1}$  werden mit folgender Formel neu berechnet (schrumpfen des Simplex):

$$\vec{x}_i = \vec{x}_1 + \delta * (\vec{x}_i - \vec{x}_1) \quad (46)$$

für  $2 \leq i \leq n + 1$

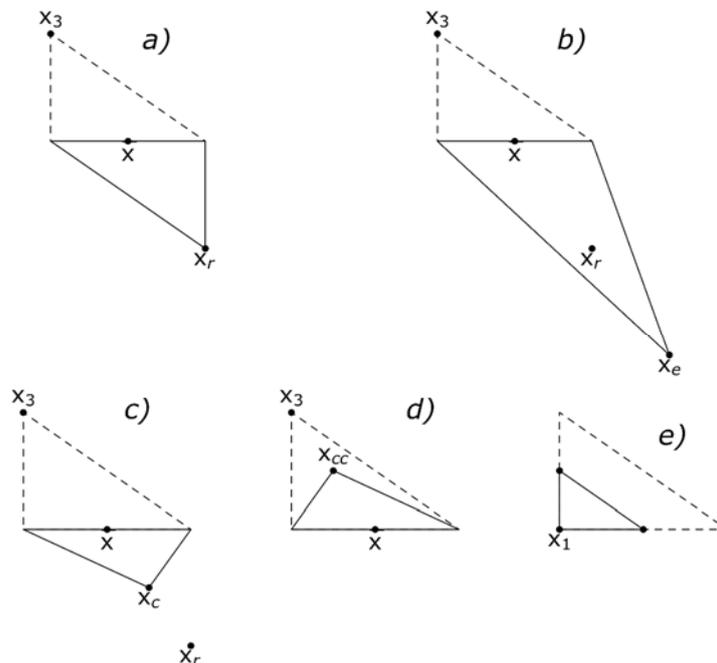


Abbildung 24: Iterationsschritte des *Nelder-Mead*-Simplex beispielhaft gezeigt an einem 2-dimensionalen Optimierungsproblem; a) *Reflexion*, b) *Expansion*, c) *Außenliegende Kontraktion*, d) *Innenliegende Kontraktion* und e) *Komprimierung* (adaptiert von [25])

Für die vollständige Umsetzung bzw. Implementierung dieses Algorithmus werden neben dem beschriebenen allgemeinen **Iterationsablauf** eine **Zielfunktion**  $f(\vec{x})$ , **Startwerte** für die  $n+1$  Eckpunkte des Start-Simplex sowie eine geeignete Wahl der **Operationsparameter**  $[\alpha, \beta, \gamma, \delta]$  benötigt.

## 4.2 ZIELFUNKTION

### 4.2.1 Definition

Als Zielfunktion für die Optimierung der *Michelangelo® Hand S* wird die quadratische Fehlerberechnung zwischen den Ist-Positionen und vorgegebenen Ziel-Positionen der Daumenspitze *TIP I*, der Zeigefingerspitze *TIP II* und der Mittelfingerspitze *TIP III* sowie der Daumenrotation *ROT I* aller fünf erwünschten „statischen Handstellungen“ definiert (siehe Formel (47)). Die Ist-Positionen der Fingerspitzen *TIP I*, *TIP II* und *TIP III* sowie die Daumenrotation *ROT I* können mit dem bereits bekannten mathematischen Modell berechnet werden. Anders ist es bei den erwünschten Ziel-Positionen, diese müssen erst noch bestimmt werden. Auf die Vorgehensweise zur Bestimmung der Ziel-Positionen wird im nachfolgenden Unterkapitel 4.2.2 genauer eingegangen.

Weiters können bei der Berechnung der Zielfunktion mit Hilfe der Gewichtungsmatrix die Positionen der Fingerspitzen und die Daumenrotationen der einzelnen Handstellungen unterschiedlich, je nach deren Wichtigkeit, gewichtet werden. Handstellungen, die einerseits eine wichtige Grifffunktion darstellen und bei denen es andererseits zum Kontakt zwischen dem Daumen und dem Zeige- und/oder Mittelfinger kommt, sollen relativ genau mit den vorgegebenen Ziel-Positionen der Fingerspitzen übereinstimmen, um eine hohe Griffpräzision gewährleisten zu können. Deshalb werden die Positionen der Fingerspitzen dieser Handstellungen mit einem höheren Anteil in der Berechnung der Zielfunktion berücksichtigt (höher gewichtet) als Handstellungen, die nur zur Ablage von Objekten dienen oder eine rein kosmetische Anwendung haben.

$$f(\vec{x}) = \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (G_{ij} * (B_{ij} - A_{ij}(\vec{x}))^2) \quad (47)$$

$f(\vec{x})$  Zielfunktion

$G$  Gewichtungsmatrix der Dimension  $(m, n)$

$B$  Matrix mit Ziel-Positionen der Dimension  $(m, n)$

- $A(\vec{x})$  Matrix mit Ist-Positionen der Dimension  $(m, n)$ , Positionen des *TIP I*, *TIP II*, *TIP III* und *ROT I* werden mit den kinematischen Gleichungen des mathematischen Modells berechnet und sind abhängig von den zu optimierenden Parametern
- $\vec{x}$  Vektor der Optimierungsparameter (Eckpunkt des Simplex)

### 4.2.2 Bestimmung der Ziel-Positionen

Das Endergebnis der kleinen Handprothese soll neben seiner Funktion auch ästhetisch einer Menschenhand gleichen. Deshalb werden die für die Optimierung bzw. Optimierungsfunktion notwendigen Ziel-Positionen der Fingerspitzen *TIP I*, *TIP II* und *TIP III* sowie die Daumenrotation *ROT I* der fünf erwünschten „statischen Handstellungen“ der *Michelangelo® Hand S* anhand einer menschlichen Hand bestimmt.

Die Bestimmung der Ziel-Positionen läuft für alle fünf Handstellungen nach folgendem Schema ab:

- a) *Fotografieren der menschlichen Hand in der jeweiligen Handstellung*
- b) *Modifizierung/Anpassung des CAD-Ausgangsmodells*
- c) *Berechnung der Daumentranslation*
- d) *Berechnung der Daumenrotation*
- e) *Abschätzung der Fingerpositionierung*
- f) *Visuelle Überprüfung und Feinjustierung mit modifiziertem CAD-Modell*
- g) *Auslesen der Ziel-Positionen und Übertragung in die Ziel-Positions-Matrix B*

In den nachfolgenden Abschnitten wird auf die einzelnen Punkte zur Bestimmung der Ziel-Positionen genauer eingegangen und beispielhaft anhand des „Lateral Pinch“ vorgezeigt.

#### **a) Fotografieren der menschlichen Hand im „Lateral Pinch“**

Als Vorbereitung für die Fotos werden zwei Koordinatensysteme an der menschlichen Hand angebracht. Das Koordinatensystem 1 (*KOS1*) wird auf dem Handrücken über dem MCP-Gelenk des Mittelfingers befestigt und das Koordinatensystem 2 (*KOS2*) wird auf der Dorsalseite des Daumens auf Höhe des IP-Gelenks fixiert (siehe Abbildung 25). Diese beiden Koordinatensysteme dienen einerseits der späteren Berechnung der Daumenrotation *ROT I* sowie der Abschätzung der Daumentranslation und andererseits können über

das *KOS1* die Fotografie-Ebenen klar vorgegeben werden. Es werden pro Handstellungen insgesamt drei Fotos gemacht. Dabei wird die Ausrichtung der optischen Achse des Fotoapparates so gewählt, dass sie bei Bild 1 mit der  $x_1$ -Achse, bei Bild 2 mit der  $y_1$ -Achse und bei Bild 3 mit der  $z_1$ -Achse zusammenfällt. In Abbildung 25 sind die drei Fotos der menschlichen Hand im „Lateral Pinch“ dargestellt.

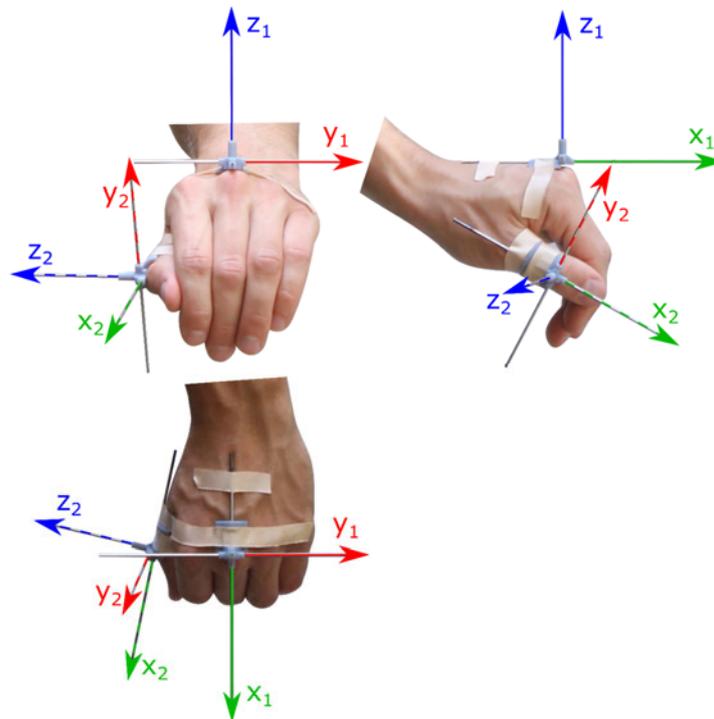


Abbildung 25: Menschliche Hand in der „Lateral Pinch“-Handstellung inklusive dem *KOS1* und dem *KOS2* zur Bestimmung der Daumenrotation und Abschätzung der Daumentranslation

### **b) Modifizierung/Anpassung des CAD-Ausgangsmodells**

Im nächsten Schritt werden die beiden Koordinatensysteme, *KOS1* und *KOS2*, auf denselben Positionen und mit identen Achsdefinitionen im CAD-Modell des Vorgängerprojektes (Ausgangsmodell) angebracht (siehe Abbildung 26). Auch das bereits in Kapitel 3.1.2 definierte globale Hauptkoordinatensystem der Hand *KOS0* ist in jener Abbildung eingezeichnet. Alle Ziel-Positionen der Fingerspitzen sowie der Daumenrotation werden für die Optimierung bezüglich diesem globalen *KOS0* bestimmt. Mit dem Winkel  $\alpha_{HR}$  wird die keilförmige Geometrie der menschlichen Hand und die daraus entstehende Verdrehung des *KOS1* gegenüber dem *KOS0* bzw. gegenüber der *Chassis*-Innenfläche in dem CAD-Modell berücksichtigt. Weiters werden alle Bauteile des Daumenmechanismus mit Ausnahme des *Daumens*-Bauteils entfernt. Die Orientierung des *Daumens* im Raum wird

allein durch die Rotation und Translation des *KOS2* gegenüber dem *KOS0* beschrieben. Auch der Zeige- und Mittelfinger wird vom *Chassis* entkoppelt und kann frei im Raum bewegt werden. Dieses modifizierte CAD-Modell dient neben der späteren visuellen Überprüfung der berechneten bzw. abgeschätzten Ziel-Positionen auch zur Feinjustierung und endgültigen Definition dieser Positionen.

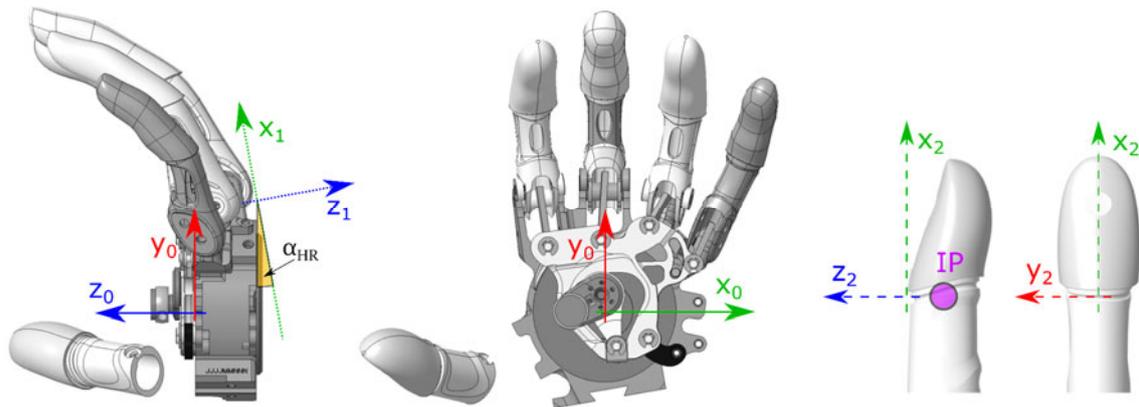


Abbildung 26: Modifiziertes CAD-Modell des Vorgängerprojektes [18] inklusive der Koordinatensysteme *KOS0*, *KOS1* und *KOS2*

### **c) Berechnung der Daumentranslation**

Bei der Abschätzung der Daumentranslation wird die Position des *KOS2* gegenüber dem *KOS0* anhand der Fotos und des modifizierten CAD-Modells bestimmt. Das *KOS1* ist körperfest mit dem *Chassis* verbunden und befindet sich für alle möglichen Handstellungen in Bezug auf das *KOS0* immer an derselben Position. Deshalb wird die Position des *KOS1* gegenüber dem *KOS0* direkt aus dem CAD-Modell ausgemessen und ist für alle Handstellungen gleich (siehe Abbildung 27).

$$\mathbf{r}_{10,0} = \begin{bmatrix} x_{10,0} \\ y_{10,0} \\ z_{10,0} \end{bmatrix} \quad (48)$$

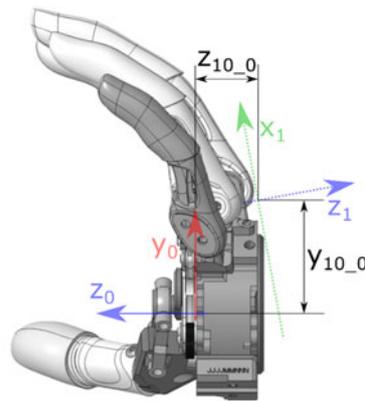


Abbildung 27: Translation des *KOS1* gegenüber dem *KOSO*

Anders ist es beim *KOS2*, das sich an der Daumenrückseite befindet. Dessen Position und Rotation wird bei der jeweiligen Handstellung aus den Fotos der menschlichen Hand berechnet (siehe Abbildung 28). Dabei ist zu beachten, dass die gemessene Translation des Daumens nicht direkt für das CAD-Modell übernommen werden kann, da es sich beim CAD-Modell und bei der für die Fotos verwendeten menschlichen Hand nicht um dieselbe Handgröße handelt. Der Größenunterschied wird mittels eines Skalierungsfaktors kompensiert. Jedoch ist dabei zu beachten, dass im Allgemeinen die Skalierungsfaktoren für die verschiedenen charakteristischen Größenabmessungen der Hand wie Fingerlänge, -breite, Handdicke, -umfang, -breite sowie Daumenlänge variieren [4]. In dieser Arbeit wird einfachheitshalber ein einheitlicher Skalierungsfaktor angenommen. Die daraus entstehenden Berechnungsfehler der Daumentranslation werden später mit Hilfe des modifizierten CAD-Modells visuell korrigiert. Der Skalierungsfaktor  $p_{MS}$  wird aus der definierten Größenabmessungen der kleinen *Michelangelo*<sup>®</sup> *Hand S* aus dem Vorgängerprojekt und den Abmessungen der für die Fotos verwendeten menschlichen Hand bestimmt.

$$\mathbf{r}_{M21_1} = \begin{bmatrix} x_{M21_1} \\ y_{M21_1} \\ z_{M21_1} \end{bmatrix} \quad (49)$$

$$\mathbf{r}_{21_1} = p_{MS} * \begin{bmatrix} x_{M21_1} \\ y_{M21_1} \\ z_{M21_1} \end{bmatrix} \quad (50)$$

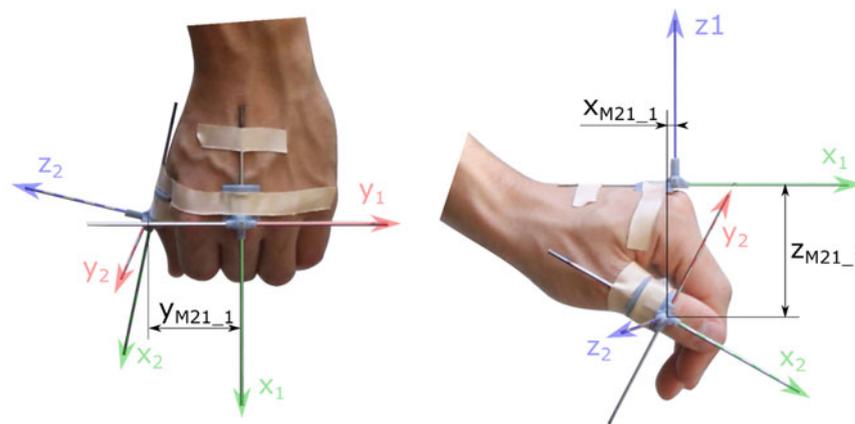


Abbildung 28: Translation des *KOS2* gegenüber dem *KOS1*

Der ausgemessene bzw. berechnete Vektor  $r_{21,1}$  ist im *KOS1* dargestellt. Jedoch muss für die Berechnung des Translationsvektors  $r_{20,0}$  jener Vektor im *KOS0* ( $r_{21,0}$ ) dargestellt werden. Dies erfolgt mit einer entsprechenden Koordinatentransformation [21] (S. 2.6-2.7). Die dafür notwendige Rotationsmatrix  $R_{01}$  setzt sich aus dem Produkt der beiden Rotationsmatrizen  $R_{01_{\alpha_{HR}}}$  (hervorgerufen durch die Neigung des Handrückens zur Handinnenfläche) und  $R_{01_{Rot}}$  (ergebend aus den unterschiedlichen Achsenanordnungen der beiden Koordinatensysteme *KOS0* und *KOS1*) zusammen.

$$r_{21,0} = R_{01} * r_{21,1} \quad (51)$$

$$R_{01} = R_{01_{\alpha_{HR}}} * R_{01_{Rot}} \quad (52)$$

$$R_{01_{Rot}} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 \end{bmatrix} \quad (53)$$

$$R_{01_{\alpha_{HR}}} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\alpha_{HR}) & -\sin(\alpha_{HR}) \\ 0 & \sin(\alpha_{HR}) & \cos(\alpha_{HR}) \end{bmatrix} \quad (54)$$

Die Translation des *KOS2* gegenüber dem *KOS0*, dargestellt im *KOS0* lautet somit:

$$r_{20,0} = r_{10,0} * r_{21,0} \quad (55)$$

### d) Berechnung der Daumenrotation

Ziel dieses Abschnittes ist es, die Rotationsmatrix  $R_{02}$  ergebend aus der Verdrehung des  $KOS2$  gegenüber dem  $KOS0$  in der jeweiligen Handstellung (hier vorgeführt anhand des „Lateral Pinch“) zu bestimmen. Anders als bei der Abschätzung der Translation hat hier die Handgröße keinen Einfluss auf die Berechnung. Deshalb kann die Rotationsmatrix direkt aus den Fotos der größeren Hand berechnet werden.

Die Rotationsmatrix  $R_{12}$  bestimmt sich aus der Verdrehung des  $KOS2$  gegenüber dem  $KOS1$  und ist wie folgt aufgebaut [21] (S. 2.6-2.7).

$$R_{12} = [x_{n2,1} \quad y_{n2,1} \quad z_{n2,1}] \quad (56)$$

Dabei repräsentieren  $x_{n2,1}$ ,  $y_{n2,1}$ ,  $z_{n2,1}$  die normalisierten Achsvektoren des  $KOS2$ , dargestellt im  $KOS1$ . Diese Vektoren werden mit Hilfe der gemachten Fotos der menschlichen Hand in der  $x_1$ - $y_1$ - und  $z_1$ - $x_1$ -Ebene bestimmt (siehe Abbildung 29 und Abbildung 30). Der Ablauf der Bestimmung wird hier beispielhaft für den Vektor  $x_{n2,1}$  vorgeführt:

Zuerst wird bei beiden Fotos die zu bestimmende  $x_2$ -Achse des  $KOS2$  parallel ins  $KOS1$  verschoben (Abbildung 29).

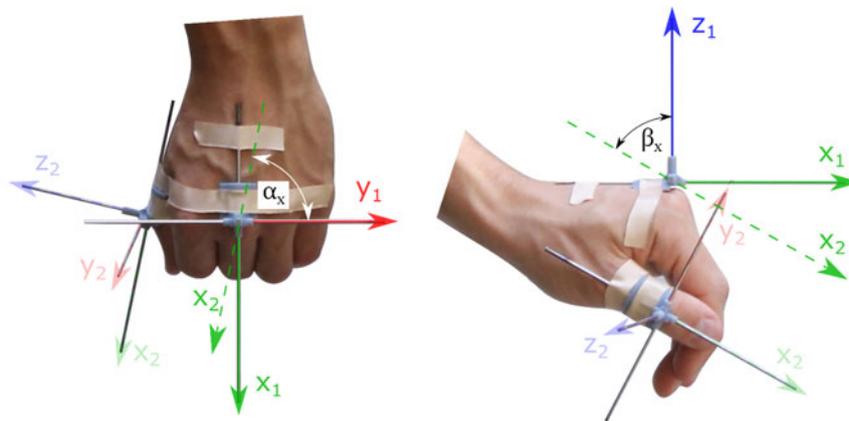


Abbildung 29: Darstellung der  $x_2$ -Achse im  $KOS1$  für die Bestimmung der Rotationsmatrix  $R_{12}$

Danach folgt das Ausmessen der beiden Winkel  $\alpha_x$  und  $\beta_x$  aus den Fotos und die Darstellung der  $x_2$ -Achse im  $KOS1$   $x_{2,1}$ . Mittels der Annahme, dass  $x_{2,1}$  1 mm lang ist und dem Wissen der beiden Winkel  $\alpha_x$  und  $\beta_x$  kann der Vektor  $x_{2,1}$  wie folgt bestimmt werden.

$$\mathbf{x}_{2\_1} = \begin{bmatrix} x_{2\_1} \\ y_{2\_1} \\ z_{2\_1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 \\ 1/\tan(\alpha_x) \\ 1/\tan(\beta_x) \end{bmatrix} mm \quad (57)$$

Jedoch benötigt man für die Rotationsmatrix einen normalisierten Richtungsvektor. Deshalb wird im nächsten Schritt der Vektor  $\mathbf{x}_{2\_1}$  normalisiert.

$$\mathbf{x}_{n2\_1} = \frac{\mathbf{x}_{2\_1}}{|\mathbf{x}_{2\_1}|} \quad (58)$$

Somit ist der erste Vektor  $\mathbf{x}_{n2\_1}$  für die Rotationsmatrix  $\mathbf{R}_{12}$  bestimmt. Die beiden anderen Vektoren  $\mathbf{y}_{n2\_1}$  und  $\mathbf{z}_{n2\_1}$  werden analog berechnet. Die Fotos inklusive der Verschiebung der jeweiligen Koordinatenachse,  $y_2$  und  $z_2$ , in das *KOS1* sind in Abbildung 30 dargestellt.

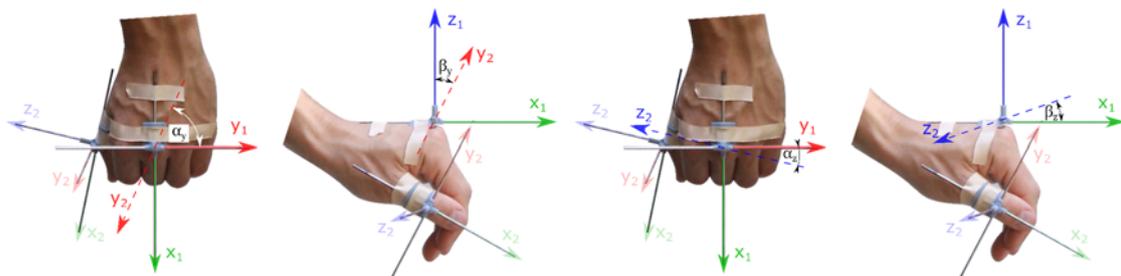


Abbildung 30: Darstellung der  $y_2$ - und  $z_2$ -Achse im *KOS1* für die Bestimmung der Rotationsmatrix  $\mathbf{R}_{12}$

Aufgrund von vorhandenen Messungenauigkeiten sind die Spaltenvektoren der Rotationsmatrix  $\mathbf{R}_{12}$  nicht orthonormal bezüglich des Standardskalarprodukts und daraus folgt, dass  $\mathbf{R}_{12}$  keine orthogonale Matrix ist. Dies widerspricht jedoch der Definition von Rotationsmatrizen [21] (S. 2.6-2.7) und würde zudem zu einer erheblichen Erschwerung der weiteren Berechnungen führen. Deshalb wird mittels dem *Gram-Schmidtschen Orthonormalisierungsverfahren* ein Orthogonalsystem aus den drei berechneten linear unabhängigen Vektoren gebildet.

Die Vorgehensweise zur Bestimmung der orthogonalen Rotationsmatrix  $\mathbf{R}_{12\_norm}$  mittels des *Gram-Schmidtschen Orthonormalisierungsverfahren* ist nachfolgend erklärt. Eine detaillierte Beschreibung des Ablaufs und der Funktion dieses Verfahrens wird in [28] gegeben.

**Bestimmung von  $R_{12\_norm}$ :**

$$\mathbf{u}_{1\_1} = \frac{x_{2\_1}}{|x_{2\_1}|} = x_{n2\_1} \quad (59)$$

$$\mathbf{u}'_{2\_1} = y_{n2\_1} - \langle \mathbf{u}_1, y_{n2\_1} \rangle * \mathbf{u}_{1\_1} \quad (60)$$

$$\mathbf{u}_{2\_1} = \frac{\mathbf{u}'_{2\_1}}{|\mathbf{u}'_{2\_1}|} \quad (61)$$

$$\mathbf{u}'_{3\_1} = z_{n2\_1} - \langle \mathbf{u}_{1\_1}, z_{n2\_1} \rangle * \mathbf{u}_{1\_1} - \langle \mathbf{u}_{2\_1}, z_{n2\_1} \rangle * \mathbf{u}_{2\_1} \quad (62)$$

$$\mathbf{u}_{3\_1} = \frac{\mathbf{u}'_{3\_1}}{|\mathbf{u}'_{3\_1}|} \quad (63)$$

$$\mathbf{R}_{12\_norm} = [ \mathbf{u}_{1\_1} \quad \mathbf{u}_{2\_1} \quad \mathbf{u}_{3\_1} ] \quad (64)$$

Mit der zuvor berechneten Rotationsmatrix  $R_{01}$  und der nun orthogonalen Matrix  $R_{12\_norm}$  kann die gesuchte Rotation des *KOS2* gegenüber dem globalen Hauptkoordinatensystem *KOS0* berechnet werden.

$$\mathbf{R}_{02} = \mathbf{R}_{01} * \mathbf{R}_{12\_norm} \quad (65)$$

**e) Abschätzung der Fingerpositionierung**

Die Positionierung des Zeige- sowie Mittelfingers wird nur näherungsweise mit dem Flexions-/Extensionswinkel des jeweiligen Finger-MCP-Gelenkes in Bezug auf die  $x_1$ -Achse des *KOS1* abgeschätzt, in Abbildung 31 beispielhaft am Zeigefinger mit dem Winkel  $\alpha_{Index}$  dargestellt.

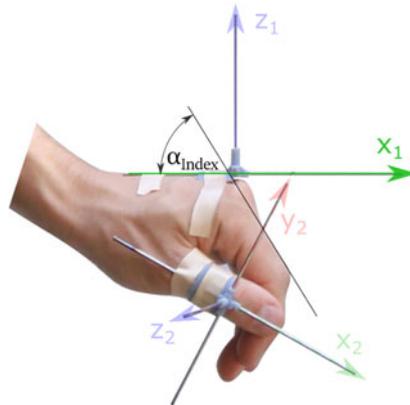


Abbildung 31: Bestimmung des Flexions- und Extensionswinkel des Zeigefingers

Hierbei handelt es sich um eine sehr grobe Abschätzung der Fingerpositionen. Die genauere Positionierung wird später mittels des modifizierten CAD-Modells bestimmt. Bei der Übertragung des gemessenen Flexions-/Extensionswinkel der Finger in das CAD-Modell ist zusätzlich die Neigung des Handrückens bezogen auf die Handinnenfläche bzw. *Chassis*-Innenfläche mit dem Winkel  $\alpha_{HR}$  zu berücksichtigen (Abbildung 26). Die nachfolgende Formel (66) ist auch für den Mittelfinger gültig.

$$\alpha_{Index\_CAD} = \alpha_{HR} + \alpha_{Index} \quad (66)$$

#### **f) Visuelle Überprüfung und Feinjustierung mit modifiziertem CAD-Modell**

Für die visuelle Überprüfung und Feinjustierung müssen zuerst die berechneten und abgeschätzten Positionen sowie die Daumenrotation in das modifizierte CAD-Modell übertragen werden. Dabei können die gemessenen bzw. berechneten Flexions-/Extensionswinkel des Zeige- sowie Mittelfingers einfach mittels des jeweiligen Finger-MCP-Winkels in das CAD-Modell übertragen werden. Ebenso die berechnete Translation des an der Dorsalseite des Daumens befestigten *KOS2* gegenüber dem *KOS0* kann durch die direkte Positionsangabe zweier Koordinatensysteme zueinander in *CREO Parametric* [5] übergeben werden. Wesentlich komplizierter gestaltet sich die Übertragung der berechneten Rotation des *KOS2* gegenüber dem *KOS0*, da dies in *CREO Parametric* [5] nicht direkt mittels der Rotationsmatrix  $R_{02}$  erfolgen kann. Diese Rotationsmatrix muss deshalb schrittweise mit Hilfe der Kardanwinkel in das CAD-Modell übertragen werden. Die Definition sowie die Bestimmung der Kardanwinkel aus einer Rotationsmatrix sind nachfolgend beschrieben.

### Berechnung der Kardanwinkel [21] (S. 2.6-2.7):

Eine allgemeine Verdrehung eines Koordinatensystems gegenüber einem anderen Koordinatensystem kann durch eine Hintereinanderschaltung von drei Elementardrehungen eindeutig beschrieben werden. Wählt man folgende Drehreihenfolge:  $e_{x1} - e_{y2} - e_{z3}$ , dann werden die drei Drehwinkel  $\alpha, \beta$  und  $\gamma$  als Kardanwinkel bezeichnet (siehe Abbildung 32).

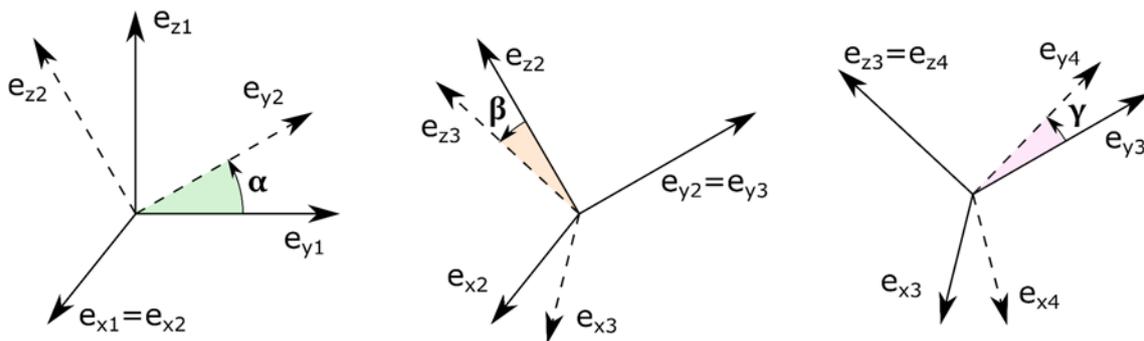


Abbildung 32: Elementardrehungen Kardanwinkel  $\alpha, \beta$  und  $\gamma$ ; Drehreihenfolge:  $e_{x1} - e_{y2} - e_{z3}$

Die Rotationsmatrix der Verdrehung des Systems 4 gegenüber dem System 1 setzt sich wie folgt zusammen.

$$A_{12} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\alpha) & -\sin(\alpha) \\ 0 & \sin(\alpha) & \cos(\alpha) \end{bmatrix} \quad (67)$$

$$A_{23} = \begin{bmatrix} \cos(\alpha) & 0 & \sin(\alpha) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\alpha) & 0 & \cos(\alpha) \end{bmatrix} \quad (68)$$

$$A_{34} = \begin{bmatrix} \cos(\alpha) & -\sin(\alpha) & 0 \\ \sin(\alpha) & \cos(\alpha) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (69)$$

$$A_{14} = A_{12} * A_{23} * A_{34} = R_{02} \quad (70)$$

Mit Hilfe der Gleichung (70) können dann durch lösen des Gleichungssystems die drei Kardanwinkeln  $\alpha$ ,  $\beta$  und  $\gamma$  der Rotationsmatrix  $\mathbf{R}_{02}$  eindeutig berechnet und somit die Verdrehung des *KOS2* gegenüber dem *KOS0* schrittweise ins CAD-Modell umgesetzt werden.

Nach erfolgreicher Übertragung der berechneten Daumentranslation, -rotation und Fingerpositionierungen erfolgt nun eine Überlagerung der skalierten Fotos der menschlichen Hand mit dem CAD-Modell in den entsprechenden Ansichtsebenen. Als Anhaltspunkte der Positionierung sowie Skalierung wurden die beiden chassis-festen Koordinatensysteme *KOS0* und *KOS1* verwendet. In Abbildung 33 ist beispielhaft das überlagerte CAD-Modell in der  $z_1$ - $x_1$ -Ebene dargestellt.

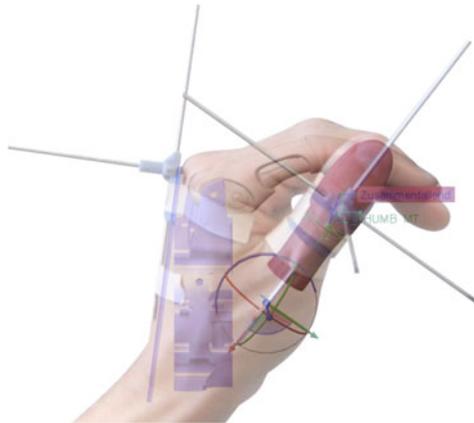


Abbildung 33: Überlagerung des CAD-Modells mit dem skalierten Foto der menschlichen Hand in der  $z_1$ - $x_1$  Bildebene

Darauffolgend wird mit Hilfe des überlagerten Fotos der Flexions-/Extensionswinkel sowie die Position des MCP-Gelenkes des Zeige- und Mittelfingers am CAD-Modell derart verändert, dass es zu einer bestmöglichen Übereinstimmung zwischen der jeweiligen Fingerposition in den Fotos und dem CAD-Modell in der betrachteten Raumebene kommt. Danach wird die Daumentranslation betrachtet. Auch diese Translation muss aufgrund von Messungenauigkeiten und des vereinfacht angenommen einheitlichen Skalierungsfaktors bei allen Handstellungen korrigiert werden. Dabei handelt es sich aber nur um sehr kleine Korrekturen.

Diese visuellen Korrekturen erfolgen bei jeder Handstellung mit Hilfe der Überlagerung von allen drei vorhandenen Fotos bezüglich der unterschiedlichen Raumebenen des *KOS1*.

Die berechneten Rotationen des *KOS2* gegenüber dem *KOS0* stimmten bei allen fünf „statischen Handstellung“ sehr gut mit den überlagerten Fotos überein. Hier erfolgte

keine visuelle Korrektur. Deshalb können die Rotationsmatrizen  $R_{02}$  aller fünf Handstellungen direkt als Ziel-Daumenrotation für die Optimierung verwendet werden.

### **g) Auslesen der Ziel-Positionen und Übertragung in die Ziel-Positions-Matrix**

Mit der Übertragung der Positionen der Finger und des Daumens sowie der Daumenrotation in das modifizierte CAD-Modell und der darauffolgenden Feinjustierung bzw. Korrektur konnte die betrachtete „statische Handstellung“ bestmöglich an die jeweilige Handstellung der menschlichen Hand angenähert werden. Basierend auf diesem nachgebildeten CAD-Modell können nun die Optimierungs-Ziel-Positionen und die Positionen der Zentren der Fingerspitzen  $TIP I$ ,  $TIP II$  und  $TIP III$  in Bezug auf das Hauptkoordinatensystem  $KOSO$  für alle Handstellungen einfach ausgemessen werden. Jene Ziel-Positionen plus die berechneten Ziel-Daumenrotationen  $R_{02}$  aller fünf Handstellungen werden dann dem Optimierer bzw. der Optimierungsfunktion mittels der Matrix der Ziel-Positionen  $B$  übergeben (siehe Abbildung 34).

		La (Lateral Pinch)			Ne	Fl	Op	Tr (Tripod Pinch)		
Translation	Mittelfinger	$X_{La\ TIP\ III,0}$	$Y_{La\ TIP\ III,0}$	$Z_{La\ TIP\ III,0}$	...	...	...	$X_{Tr\ TIP\ III,0}$	$Y_{Tr\ TIP\ III,0}$	$Z_{Tr\ TIP\ III,0}$
	Zeigefinger	$X_{La\ TIP\ II,0}$	$Y_{La\ TIP\ II,0}$	$Z_{La\ TIP\ II,0}$	...	...	...	$X_{Tr\ TIP\ II,0}$	$Y_{Tr\ TIP\ II,0}$	$Z_{Tr\ TIP\ II,0}$
	Daumen	$X_{La\ TIP\ I,0}$	$Y_{La\ TIP\ I,0}$	$Z_{La\ TIP\ I,0}$	...	...	...	$X_{Tr\ TIP\ I,0}$	$Y_{Tr\ TIP\ I,0}$	$Z_{Tr\ TIP\ I,0}$
Rotation	Daumen-Rotation	$a11_{La\ ROT\ I}$	$a12_{La\ ROT\ I}$	$a13_{La\ ROT\ I}$	...	...	...	$a11_{Tr\ ROT\ I}$	$a12_{Tr\ ROT\ I}$	$a13_{Tr\ ROT\ I}$
		$a21_{La\ ROT\ I}$	$a22_{La\ ROT\ I}$	$a23_{La\ ROT\ I}$	...	...	...	$a21_{Tr\ ROT\ I}$	$a22_{Tr\ ROT\ I}$	$a23_{Tr\ ROT\ I}$
		$a31_{La\ ROT\ I}$	$a32_{La\ ROT\ I}$	$a33_{La\ ROT\ I}$	...	...	...	$a31_{Tr\ ROT\ I}$	$a32_{Tr\ ROT\ I}$	$a33_{Tr\ ROT\ I}$

**= B**

Abbildung 34: Matrix der Ziel-Positionen der Dimension  $(6, 15)$ ; Aufteilung in die Translation der Zentren der Daumen- und Fingerspitzen und in die Rotation des Daumens aller fünf erwünschten Handstellungen: La („Lateral Pinch“), Ne („Neutral Position“), Fl (Flat = „Open Palm“), Op („Opposition Power Grip“), Tr („Tripod Pinch“)

### **4.2.3 Gewichtung der Ziel-Positionen**

In Kapitel 4.2.1 wurde bereits erwähnt, dass die „statischen Handstellungen“ in der Optimierungsfunktion nach deren Aufgabe und Wichtigkeit unterschiedlich gewichtet werden können. Diese Gewichtungsfaktoren wurden firmenintern beschlossen und sind in der nachfolgenden Gewichtungsmatrix  $G$  definiert.

		La	Ne	Fl	Op	Tr											
Translation	Mittelfinger	3	3	3	2	2	2	1	1	1	2.3	2.3	2.3	3	3	3	= $G$
	Zeigefinger	3	3	3	2	2	2	1	1	1	2.3	2.3	2.3	3	3	3	
	Daumen	3	3	3	2	2	2	1	1	1	2.3	2.3	2.3	3	3	3	
Rotation	Daumen-Rotation	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	
		2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	
		2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	

Abbildung 35: Gewichtungsmatrix der Dimension  $(6, 15)$ ; Aufteilung und Aufbau analog zur Matrix der Ziel-Positionen

Der Aufbau der Gewichtungsmatrix  $G$  ist gleich wie jener der Matrix der Ziel-Positionen  $B$ . Prinzipiell wird bei den einzelnen Handstellungen zwischen der Gewichtung der Fingerspitzen  $TIP I$ ,  $TIP II$  und  $TIP III$  und der Daumenrotation  $ROT I$  unterschieden. Die Daumenrotation hat einen wesentlichen Einfluss auf die Ästhetik bzw. das äußere Erscheinungsbild der Hand und wird deshalb für alle fünf „statischen Handstellungen“ mit dem Faktor 2 gewichtet. Die Positionen der Fingerspitzen sind bei den beiden Handstellungen „Lateral Pinch“ und „Tripod Pinch“ am höchsten mit dem Faktor 3 gewählt, weil es bei diesen Handstellungen zu einem Kontakt zwischen dem Daumen und mindestens einem weiteren Finger kommt. Die Handstellung „Neutral Position“ wird meist in inaktiven Situation verwendet. Dabei wird von den Anwender/innen häufig erwünscht, dass diese Handstellung so gut wie möglich einer menschlichen Hand gleicht, um im Alltag nicht aufzufallen. Deshalb wird die „Neutral Position“ in der Optimierung doppelt so hoch gewichtet als die „Open Palm“. Die Funktion des „Opposition Power Grip“ wird ein wenig wichtiger als die „Neutral Position“ eingestuft und wird deshalb mit dem Faktor 2.3 gewichtet.

### 4.3 STARTWERTE UND OPERATIONSPARAMETER

Mit der Matrix der Ziel-Positionen, der Gewichtungsmatrix und dem mathematischen Modell zur Berechnung der Ist-Positionen der Fingerspitzen sowie der Daumenrotation, ist die Zielfunktion (Gleichung (47)) vollständig definiert. Bevor die Optimierung jedoch gestartet werden kann, müssen zuerst noch die Startwerte und die Operationsparameter festgelegt werden.

Die Werte der Operationsparameter des *Nelder-Mead*-Algorithmus [23] für die *Reflexion* ( $\alpha$ ), *Expansion* ( $\beta$ ), *Kontraktion* ( $\gamma$ ) und *Komprimierung* ( $\delta$ ) werden gleich wie in [25; 26; 27] gewählt.

$$\alpha = 1; \beta = 2; \gamma = 0.5; \delta = 0.5 \quad (71)$$

Um die Startwerte zu definieren, wird auf das Ausgangsmodell des Vorgängerprojektes zurückgegriffen. Die Handprothese selbst wird durch 55 Parameter (Bauteillängen und -winkel) eindeutig beschrieben, wobei nicht alle Längen und Winkel optimiert bzw. verändert werden können. Einige Bauteile wie der Hauptantrieb, das Fingerzugplattensystem und die Fingergeometrie werden ident vom Vorgängerprojekt bzw. von der aktuellen *Michelangelo® Hand M* übernommen. Deshalb müssen die Parameter, die diese Bauteile charakterisieren, vom Optimierungsalgorithmus ausgenommen werden. Nach Abzug dieser fix vorgegebenen Parameter von den 55 Gesamt-Parametern bleiben letzten Endes 37 Parameter für die Optimierung über. Es handelt sich also anfänglich um ein 37-dimensionales Optimierungsproblem. Zum Aufspannen des Start-Simplex für den *Nelder-Mead*-Algorithmus [23] werden also 38 (Eck-)Punkte benötigt. Diese einzelnen Punkte werden durch Vektoren, deren Einträge die 37 Optimierungsparameter repräsentieren, definiert. Gesamt werden dann die 38 Vektoren in eine Start-Eckpunkt-Matrix der Dimension  $(38, 37)$  zusammengefasst. Der erste Eckpunkt- bzw. Spaltenvektor der Startmatrix beinhaltet die gemessenen Längen und Winkel der kleinen *Michelangelo® Hand S* des Vorgängerprojektes. Die anderen 37 Eckpunkte werden ausgehend vom ersten Eckpunkt nach dem in Abbildung 36 beschriebenen Prinzip berechnet bzw. definiert. Dabei ist anfangs die Dimension des Optimierungsproblems  $n$  gleich 37 zu wählen.

$$\mathbf{X} = \begin{bmatrix}
 X_{1St} & X_{1St} * 1.03 & X_{1St} * 1.03 & X_{1St} * 1.03 & \dots & \dots & \dots & \dots & X_{1St} * 1.03 \\
 X_{2St} & X_{2St} & X_{2St} * 1.03 & X_{2St} * 1.03 & \dots & \dots & \dots & \dots & X_{2St} * 1.03 \\
 X_{3St} & X_{3St} & X_{3St} & X_{3St} * 1.03 & \dots & \dots & \dots & \dots & X_{3St} * 1.03 \\
 \dots & \dots \\
 \dots & \dots \\
 \dots & \dots \\
 \dots & X_{n-1St} * 1.03 & X_{n-1St} * 1.03 \\
 X_{nSt} & X_{nSt} & X_{nSt} & X_{nSt} & \dots & \dots & \dots & X_{nSt} & X_{nSt} * 1.03
 \end{bmatrix}$$

Abbildung 36: Berechnung der Eckpunkt-Matrix bzw. des Start-Simplex im allgemeinen Fall ( $n$  entspricht der Dimension des Optimierungsproblems)

Die Berechnung der Eckpunkt-Matrix bzw. des Start-Simplex in Abbildung 36 ist für den allgemeinen Fall angeschrieben, da sich die Dimension des Optimierungsproblems im Laufe des Optimierungsprozesses aufgrund konstruktiver Einschränkungen verringern wird. Auf diesen Fall wird im nächsten Kapitel 4.4 genauer eingegangen.

## 4.4 ABLAUF DER OPTIMIERUNG

Mit dem allgemeinen **Iterationsablauf**, der **Zielfunktion**, den **Startwerten** und den **Operationsparametern** ist alles für den *Nelder-Mead*-Algorithmus [23] vorhanden. Die Optimierung selbst wird manuell durch die Vorgabe der Anzahl von durchlaufenen Iterationsschritten gesteuert. Dabei wird ein Optimierungsdurchlauf im Allgemeinen mit 300 Iterationsschritten festgelegt. Am Ende jedes Durchlaufes wird automatisch das Ergebnis der fünf „statischen Handstellungen“ optisch mit Hilfe des mathematischen Modells in *MATLAB* [20] ausgegeben. Dies ermöglicht eine kontinuierliche manuelle Überprüfung bzw. Kontrolle des gesamten Optimierungsablaufes. Weiters werden die Eckpunkte des Simplex vor dem Beginn des nächsten Durchlaufes stets neu berechnet. Als Startvektor wird immer der beste Eckpunkt des Simplex aus dem vorherigen Optimierungsdurchlauf verwendet. Die stetige Neu-Berechnung des Simplex hat eine Steigerung der Robustheit des *Nelder-Mead*-Algorithmus zur Folge [23].

Neben der optischen Kontrolle der Optimierung, basierend auf dem mathematischen Modell, muss auch die konstruktive Umsetzung der Ergebnisse in *CREO Parametric* [5] stets überprüft werden. Deshalb handelt es sich bei der Optimierung um einen iterativen Prozess. Nach dem Erreichen eines guten rechnerischen Optimierungsergebnisses, also bei nur kleinen Abweichungen der Ist-Positionen von den Ziel-Positionen, werden die optimierten Längen und Winkel in das CAD-Modell übertragen. Dabei kann es aufgrund des geringen Bauraumes schnell zu Kollisionen der Bauteile kommen. Dies muss natürlich vermieden werden. Falls es zu Kollisionen kommt, wird die betreffende Länge bzw. der Winkel für die nächsten Optimierungsdurchläufe auf dessen konstruktiv möglichen Maximalwert eingefroren. Das hat zur Folge, dass sich im Laufe der Optimierung die Dimension des Optimierungsproblems verringern wird, je nach der Anzahl der eingefrorenen Parameter. Mittels des Einfrierprinzips kommt es zur maximalen konstruktiven Ausreizung einiger Parameterwerte, was eindeutig zum Erreichen eines bestmöglichen Optimierungsergebnisses beiträgt.

In Abbildung 37 wird mittels eines Flowcharts der iterative Ablauf der Optimierung nochmals verdeutlicht.

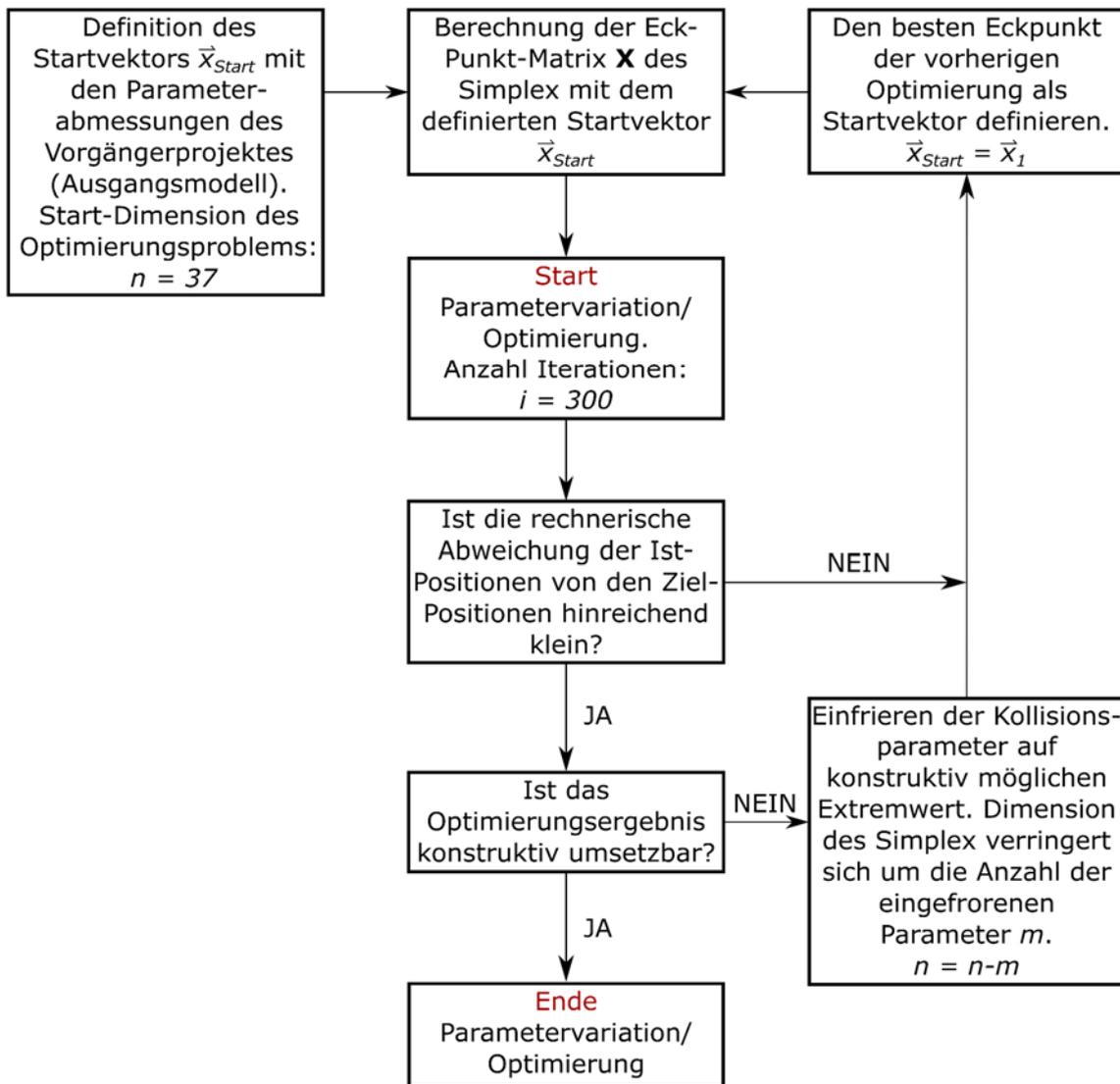


Abbildung 37: Flowchart des Ablaufs der Optimierung

## 4.5 OPTIMIERUNGSERGEBNISSE

In diesem Unterkapitel werden die Ergebnisse der Optimierung bzw. Parametervariation der kleinen *Michelangelo*<sup>®</sup> *Hand* präsentiert und diskutiert. Zuerst wird das optimierte Modell mit dem Ausgangsmodell bezüglich der erwünschten „statischen Handstellungen“ verglichen und bewertet. Mit den bisherigen Aussagen, dass nur der „Lateral Pinch“ und „Tripod Pinch“ mit dem Modell aus dem Vorgängerprojekt (Ausgangsmodell) möglich sind, könnten lediglich diese beiden „statischen Handstellungen“ verglichen werden. Damit man aber auch Vergleichswerte für die „Neutral Position“, den „Open Palm“ und den „Opposition Power Grip“ hat, werden jene Handstellungen des Ausgangsmodells verwendet, deren Fingerpositionen am geringsten von den vorgegebenen Ziel-Positionen der Optimierung abweichen. Es handelt sich hierbei jedoch nur um „Vergleichs-Handstellungen“ für die Optimierungsergebnisse und nicht um tatsächlich vorhandene „statische Handstellungen“, da die Abweichungen von deren Funktion und/oder Ästhetik zu den drei definierten „statischen Handstellungen“, „Neutral Position“, „Open Palm“ und „Opposition Power Grip“, zu groß sind.

Nachfolgend wird noch kurz auf die durch die Parametervariation entstandenen einflussreichsten Veränderungen eingegangen.

### 4.5.1 Bewertung der fünf „statischen Handstellungen“

Das mathematische Modell aus Kapitel 3.1 wurde mit den erwünschten Ziel-Positionen der jeweiligen betrachteten Handstellung erweitert (siehe Abbildung 38). Die Ziel-Positionen der Fingerspitzen *TIP I*, *TIP II* und *TIP III* werden durch die drei grünen Kugeln repräsentiert, wohingegen das grüne Koordinatensystem auf der Dorsalseite des Daumens die Ziel-Daumenrotation *ROT I* darstellt. Die gewählte Zielfunktion (Gleichung (47)) setzt sich aus der Summe der Quadrate von den Abweichungen der Ist-Positionen von den Ziel-Positionen der einzelnen Handstellungen zusammen. Dies bedeutet für die jeweilige betrachtete Handstellung, je kürzer die Distanz zwischen den grünen Kugeln (Ziel-Positionen) und den blauen Kugeln (Ist-Positionen) ist, desto kleiner ist deren Anteilswert an der Zielfunktion und umso besser das erreichte Ergebnis. Bei einer völligen Überlagerung des blauen und grünen Koordinatensystems, sowie aller blauen und grünen Kugeln bei allen fünf Handstellungen wäre die Zielfunktion gleich null und das Optimierungsziel vollständig erreicht.

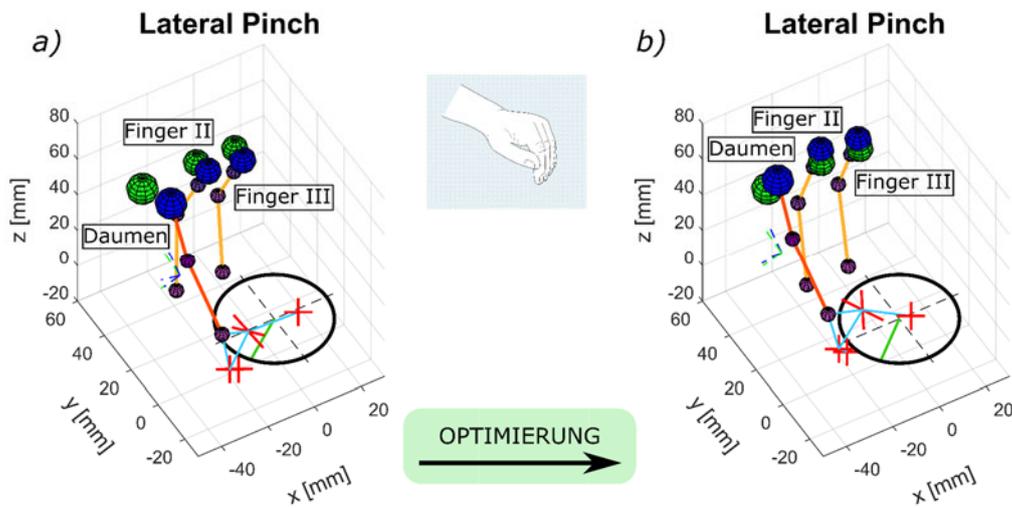
**„Lateral Pinch“**

Abbildung 38: Mathematisches Modell „Lateral Pinch“: a) Ausgangsmodell („statische Handstellung“) und b) optimiertes Modell

Die Handstellung „Lateral Pinch“ war auch schon mit dem Prototyp der *Michelangelo® Hand S* aus dem Vorgängerprojekt möglich. Dies ist auch deutlich mittels dem mathematischen Modell in Abbildung 38 a) zu erkennen. Im Vergleich zu den berechneten Fingerpositionen aus den Fotos der menschlichen Hand (grüne Kugeln) sind die Finger des Ausgangsmodells etwas zu stark flektiert. Anders ist es bei dem optimierten Endergebnis (siehe Abbildung 38 b). Dort sind die Finger eindeutig weiter geöffnet. Dadurch kommt es zu einer besseren Übereinstimmung der Ist-Positionen mit den Ziel-Positionen der Fingerspitzen. Auch die optimierte Daumenrotation stimmt gut mit der berechneten Ziel-Rotation überein.

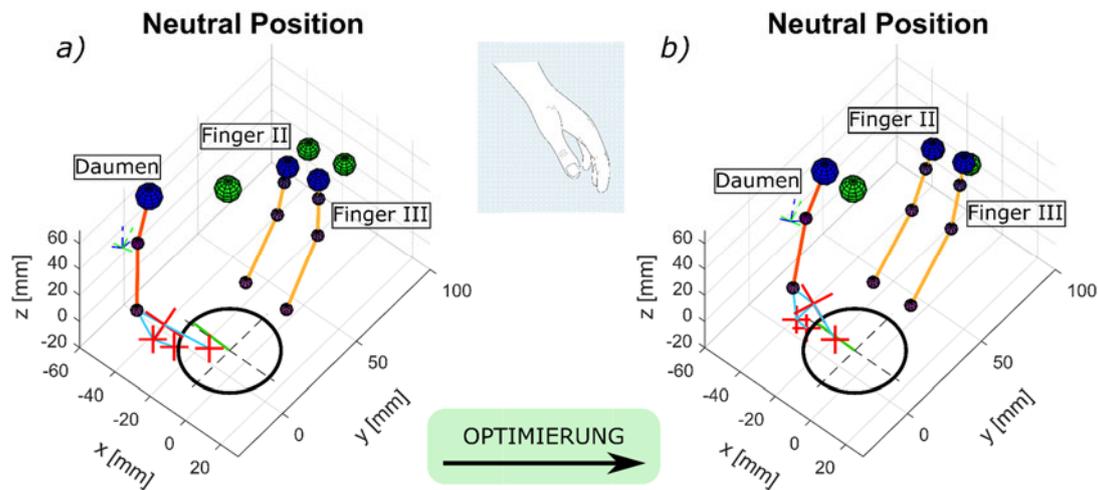
**„Neutral Position“**

Abbildung 39: Mathematisches Modell „Neutral Position“: a) Ausgangsmodell („Vergleichs-Handstellung“) und b) optimiertes Modell

Die „Neutrale Position“ ist für das äußere Erscheinungsbild der Hand in inaktiven Situationen maßgebend. Diese „statische Handstellung“ war mit der Hand des Vorgängerprojektes nicht möglich. Deshalb ist in Abbildung 39 a) lediglich die „Vergleichs-Handstellung“ dargestellt. Die dort vorhandenen Differenzen zwischen den Ist-Positionen und Ziel-Positionen konnten mit Hilfe der Parametervariation zum größten Teil beseitigt werden (siehe Abbildung 39 b). Die Fingerpositionen *TIP II* und *TIP III* stimmen nun sehr gut mit den Ziel-Positionen überein. Auch die Daumen-Adduktion und -Rotation konnte deutlich verbessert werden. Lediglich die Daumen-Flexion weicht immer noch ein wenig vom Ziel ab. Dies wird aber aufgrund der deutlich verbesserten Daumen-Adduktion und -Rotation keinen zu starken Einfluss auf die Ästhetik dieser Handstellung haben. Deshalb kann diese erreichte Handstellung mit dem optimierten Modell der kleinen *Michelangelo® Hand* nun auch eindeutig als „Neutral Position“ bezeichnet werden.

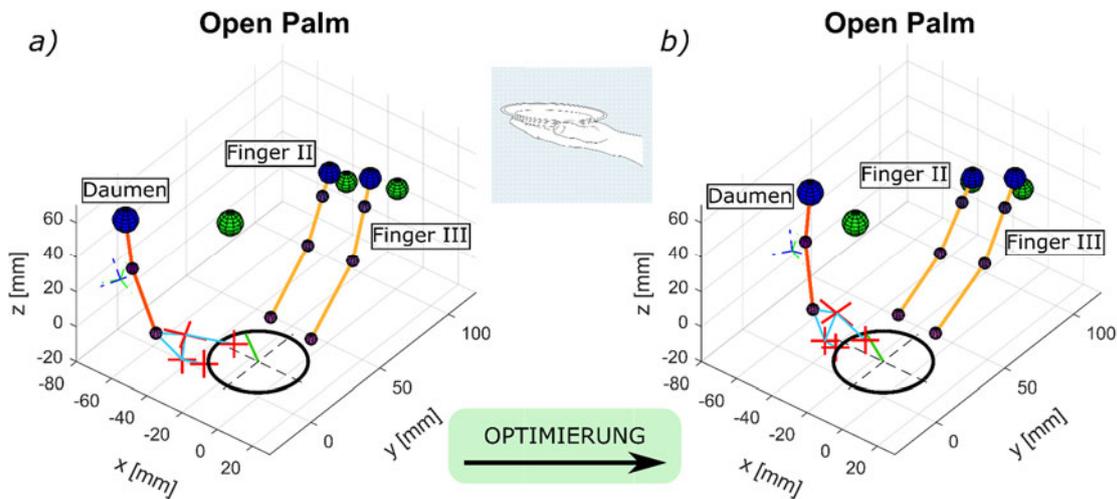
**„Open Palm“**

Abbildung 40: Mathematisches Modell „Open Palm“: a) Ausgangsmodell („Vergleichs-Handstellung“) und b) optimiertes Modell

Die „Open Palm“-Handstellung ist jene Stellung, die am wenigsten bei der Optimierung berücksichtigt bzw. am geringsten gewichtet wurde. Dies ist auch am Ergebnis der Optimierung deutlich erkennbar (Abbildung 40 b). Der Daumen befindet sich in einer zu geringen Adduktionsstellung und auch die Daumenrotation weicht noch von der erwünschten Ziel-Rotation ab. Im Vergleich zum Modell aus dem Vorgängerprojekt (Abbildung 40 a) „Vergleichs-Handstellung“), konnte die Finger-Extension jedoch erhöht werden. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass das Ergebnis dieser Handstellung aufgrund der fehlenden Daumen-Adduktion mehr einer „Körbchen-Hand“, als einer erwünschten flachen Teller-Handstellung gleicht. Ob die mit der Optimierung erreichte Handstellung schlussendlich die Anforderungen der aus den Fotos definierten „Open Palm“-Stellung erfüllt oder nicht, kann mittels des mathematischen Modells nicht eindeutig festgestellt werden.

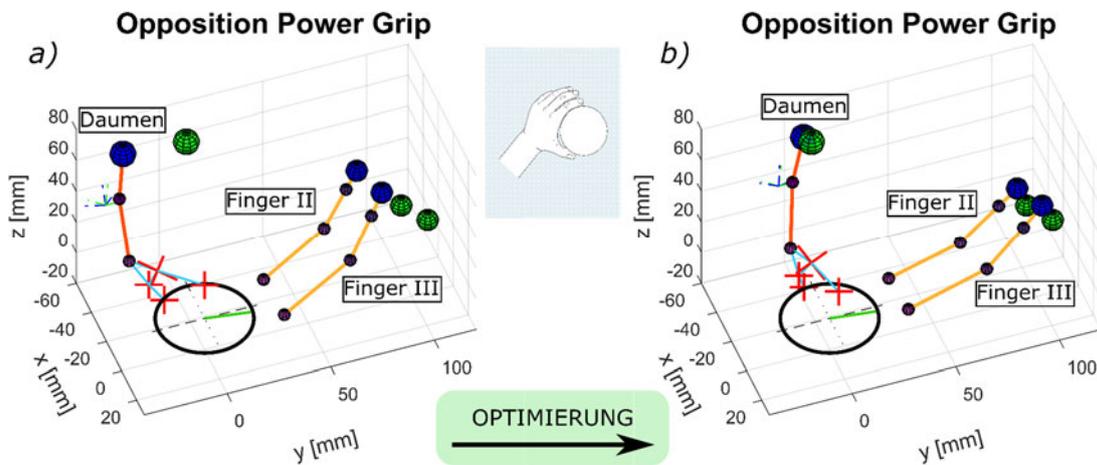
**„Opposition Power Grip“**

Abbildung 41: Mathematisches Modell „Opposition Power Grip“: a) Ausgangsmodell („Vergleichs-Handstellung“) und b) optimiertes Modell

Der „Opposition Power Grip“ dient hauptsächlich zum Greifen bzw. fixieren von größeren Objekten. Hierfür ist vor allem die maximale Griffweite von Bedeutung. In Abbildung 41 a) ist die „Vergleichs-Handstellung“ des Ausgangsmodells dargestellt. Die erwünschte Griffweite konnte bereits mit dieser Hand realisiert werden, jedoch war Ästhetik bzw. das äußere Erscheinungsbild dieser Handstellung aufgrund der zu geringen Finger-Extension und Daumen-Adduktion sowie -Rotation nicht vergleichbar mit einer menschlichen Hand. Mit Hilfe der Parametervariation konnten die Finger-Extension und die Daumen-Adduktion deutlich verbessert werden. Vor allem die erreichte Daumenrotation des Endergebnisses stimmt sehr gut mit der erwünschten Ziel-Rotation überein. Lediglich die Griffweite ist im Vergleich zum Ausgangsmodell etwas geringer. Die optimierte Handstellung erfüllt neben der erwünschten Funktion nun auch die ästhetischen Anforderungen dieser „statischen Handstellung“ und darf deshalb im Weiteren als „Opposition Power Grip“ bezeichnet werden.

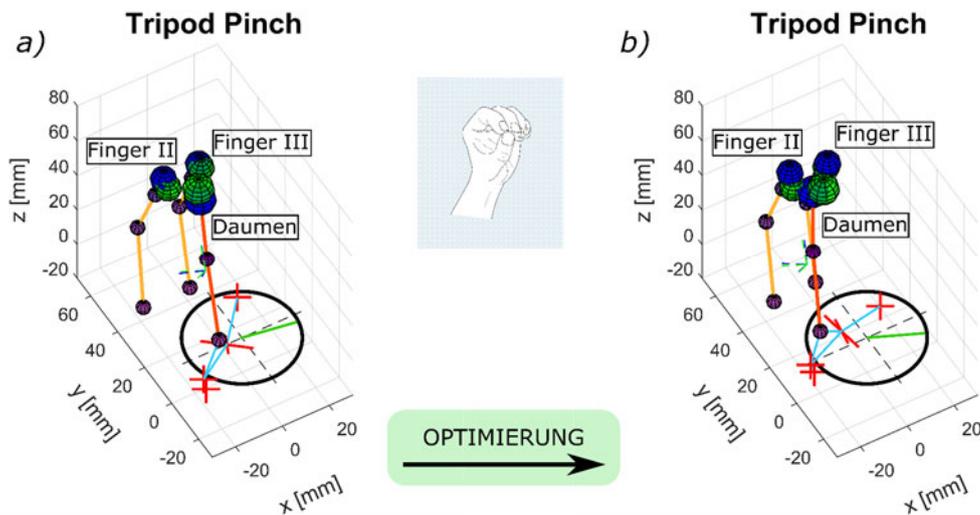
**„Tripod Pinch“**

Abbildung 42: Mathematisches Modell „Tripod Pinch“: a) Ausgangsmodell („statische Handstellung“) und b) optimiertes Modell

Der „Tripod-Pinch“ gehört neben dem „Lateral Pinch“ zu der am meist gewichteten Handstellung der Optimierung. Auch diese Handstellung war bereits mit dem Ausgangsmodell möglich (siehe Abbildung 42 a). In Abbildung 42 b) ist das optimierte mathematische Modell dargestellt. Hier ist erkennbar, dass es zu einem eindeutigen Kontakt der Daumenspitze mit den beiden Fingerspitzen des Zeige- und Mittelfingers kommt. Ebenso stimmt die Daumenrotation sehr gut mit der berechneten Ziel-Rotation überein.

Mit Hilfe der Parametervariation bzw. der Optimierung konnte die Anzahl der möglichen „statischen Handstellungen“ der *Michelangelo® Hand Sim* im Vergleich zum Modell aus dem Vorgängerprojekt eindeutig erweitert werden und die Qualität der bereits vorhandenen Handstellungen, wie dem „Lateral-Pinch“ und dem „Tripod-Pinch“, zumindest beibehalten bzw. sogar verbessert werden. Für die Verbesserung und Erweiterung dieser Handstellungen sind die Veränderungen aller 37 Variationsparameter verantwortlich. Dabei wurden manche Parameter stärker verändert und andere nur minimal angepasst. Die drei einflussreichsten Veränderungen werden im nachfolgenden Abschnitt kurz diskutiert.

### 4.5.2 Einflussreichste Veränderungen

Eine der einflussreichsten Veränderung der Optimierung ist die Neupositionierung des Mittelpunktes der Anbindungsachse *Sattel1* des Daumenmechanismus an das *Chassis*.

Wie aus Abbildung 43 entnommen werden kann, ist der Punkt *Sattel1* durch die Parametervariation deutlich in Richtung der positiven  $y_0$ -Achse gewandert. Diese Änderung hat einen großen Einfluss auf das Flexions- und Extensionsverhalten des gesamten Daumenmechanismus. Ebenso ist in Abbildung 43 zu sehen, dass sich der Anbindungspunkt *HA Daumen* des Daumenmechanismus an den *Exzenter* des Hauptantriebes, bei gleicher Winkelstellung des Hauptantriebes (hier:  $\alpha = 0^\circ$ ), eindeutig verändert hat. Dieser Anbindungspunkt koppelt die gesamte Daumenbewegung mit der Rotationsbewegung des Hauptantriebes und hat demzufolge einen sehr großen Einfluss auf die Gesamtkinematik des Daumenmechanismus.

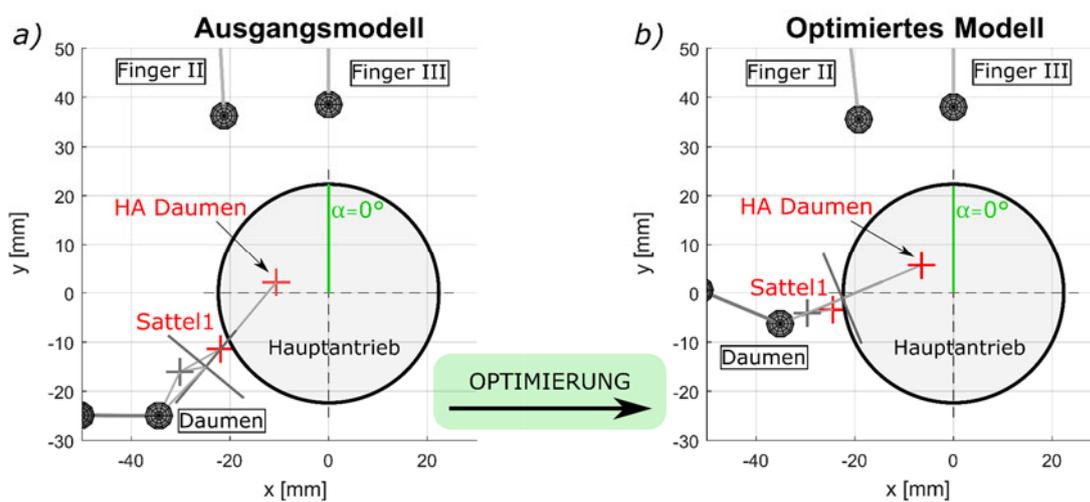


Abbildung 43: Veränderung der Lage der beiden Daumen-Anbindungspunkte: *Sattel1* und *HA Daumen*; a) Ausgangsmodell und b) optimiertes Modell

Die dritte große Veränderung ist die Verkippung der Verbindungsachse der beiden Daumenlagermittelpunkte *Sattel2* und *Kardan*. Dies ist nur sehr schwer mittels des mathematischen Modells darstellbar. Deshalb wird diese Veränderung anhand eines CAD-Modells des *Bügel*-Bauteils gezeigt (siehe Abbildung 44). Dabei ist zu sehen, dass sich die Verbindungsachse der beiden Lagermittelpunkte *Sattel2* und *Kardan* im optimierten Modell um den Winkel  $\delta$  in der  $y$ - $z$ -Ebene des lokalen Koordinatensystems des *Bügel*-Bauteils im Vergleich zum Ausgangsmodell ( $\delta = 0^\circ$ ) geneigt hat.

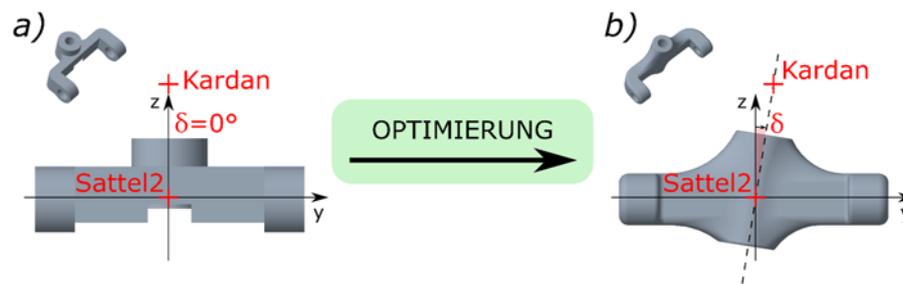


Abbildung 44: Verkippung der Verbindungsachse zwischen den beiden Daumen-Lagerungspunkten *Sattel2* und *Kardan* in der *y-z*-Ebene des lokalen *Bügel*-Koordinatensystems; a) *Bügel*-Bauteil aus dem Vorgängerprojekt und b) optimiertes *Bügel*-Bauteil

Anmerkung zum lokalen *Bügel*-Koordinatensystem:

Der Ursprung des lokalen *Bügel*-Koordinatensystems liegt im Lagerungspunkt *Sattel2*. Die *x*-Achse zeigt vom Lagerungspunkt *Sattel2* zum Lagerungspunkt *Sattel1* am *Chassis*. Die Richtung der *y*-Achse ist ident mit der Richtung der Lagerungsachse im *Sattel1* und die *z*-Achse steht normal auf die aufgespannte Fläche der *x*- und *y*-Achse und vollendet das rechtwinklige Koordinatensystem.

## 5 PROTOTYPERSTELLUNG

Die konstruktive Umsetzung des Optimierungsergebnisses erfolgt in der Softwareumgebung *CREO Parametric* [5]. Am Beginn dieses Kapitels wird näher auf die Konstruktion des neuen CAD-Modells der optimierten Hand selbst und auf dessen Veränderung im Vergleich zum CAD-Modell des Vorgängerprojektes sowie des aktuellen Marktproduktes (*Michelangelo® Hand M*) eingegangen.

Danach werden basierend auf den Geometrien des neuen CAD-Modells die abgeschätzten Lagerbelastungen der einzelnen Bolzen-Verbindungen des neuen Daumenmechanismus nach der Methode von Kapitel 3.2.2 berechnet.

Darauf folgend werden die Bolzen-Werkstoffe sowie die Werkstoffe aller anderen Bauteile ausgewählt und ein kleiner Überblick über deren Fertigungsverfahren gegeben. Am Ende dieses Kapitel wird der fertige Prototyp der neuen optimierten *Michelangelo® Hand S* vorgestellt.

### 5.1 KONSTRUKTIVE UMSETZUNG

Während dem Optimierungsablauf wurde die konstruktive Umsetzbarkeit der Zwischenergebnisse der Parametervariation mittels des vorhandenen CAD-Modells des Vorgängerprojektes stets überprüft. Dabei hat es sich jedoch nur um eine sehr grobe bzw. vereinfachte Bauteilkonstruktion gehandelt. Deshalb wird nun das Endergebnis der Optimierung, die optimierten 37 Variationsparameter, bestmöglich mittels einer verfeinerten Bauteil-Konstruktion in Bezug auf Funktion, Gewicht, Robustheit und Ästhetik in ein neues optimiertes CAD-Modell umgesetzt.

Eine zentrale Rolle für die funktionspezifische Umsetzung stellt die Finger- und Daumenanbindung dar. Diese Anbindungen sind erstens besonders wichtig für die spätere Griffqualität der Hand und zweitens sollten sie auch für alltägliche Situationen eine gewisse Robustheit aufweisen. Deshalb wird in den nächsten zwei Abschnitten kurz auf deren konstruktive Umsetzung genauer eingegangen.

### 5.1.1 Fingeranbindung

Die Anbindung der Finger an die *Fingerzugplatte* soll zum einen starr bzw. spielfrei, zum Greifen von Objekten, und zum anderen elastisch, zur Prävention von Bauteilschäden, sein. Deshalb wird, wie bereits bei der *Michelangelo® Hand M*, auf eine extensionselastische Fingeranbindung gesetzt. Die extensionselastische Anbindung wird mittels eines Seil-Feder-Systems realisiert (siehe Abbildung 45). Bei dem neuen System der *Michelangelo® Hand S* werden Druckfedern direkt zwischen der *Fingerzugplatte* und der *Seil-Anbindungsachse* der einzelnen Finger platziert, wohingegen bei der *Michelangelo® Hand M* anstatt dieser Druckfedern am *Chassis* befestigte Schenkelfedern verwendet werden. Der Grund für die veränderte Federwahl bei der kleineren Handprothese ist einerseits der verkleinerte Bauraum und andererseits ergibt sich daraus der Vorteil, dass der Antrieb beim Beugen oder Strecken der Finger nicht mehr gegen die Federn arbeiten muss, da bei dieser Ausführung kein zusätzliches flexionsabhängiges Federtorsionsmoment vom *Chassis* auf die Finger wirkt. Durch dieses Konzept ist die Bewegung aller Finger, ausgenommen des Daumens, in Flexionsrichtung starr bzw. spielfrei und in Extensionsrichtung elastisch. Dadurch kommt es beispielsweise beim Abstützen der Fingerrückseite an der Tischkante zu einer natürlichen Flexionsbewegung der Finger bei gleichzeitig gedämpfter Belastung der Lagerachsen im MCP-Gelenk sowie zu einer gedämpften Einleitung der Reaktionskräfte an der *Fingerzugplatte* und dem daraus resultierenden Motorrückstellmoment. Die starre bzw. spielfreie Verbindung in Flexionsrichtung ermöglicht ein präzises Greifen von Objekten sowie einen kontrollierten Griffkraftaufbau. Da die Formen von Objekten stets variieren, wurde die Idee der Differentialwirkung zwischen Zeige- und Mittelfinger von der aktuellen *Michelangelo® Hand M* übernommen. Dabei ist die Bewegung des Zeige- und Mittelfingers durch ein gemeinsames Seil (siehe Abbildung 45 b): Seil1) gekoppelt. Dies hat zur Folge, dass sich diese beiden Finger unabhängig von der Form des Objektes stets an dessen Außenkontur optimal anpassen. Die weiteren zwei Finger, Ringfinger und kleiner Finger, dienen hauptsächlich zur zusätzlichen Erhöhung der Griffstabilität beim Halten oder Greifen von größeren Objekten. Aufgrund des kleinen zur Verfügung stehenden Bauraumes wurde hier vollständig auf eine Differentialwirkung verzichtet. Deshalb sind die beiden Finger jeweils einzeln über ein Seil mit der *Fingerzugplatte* verbunden (siehe Abbildung 45 b): Seil2 und Seil3).

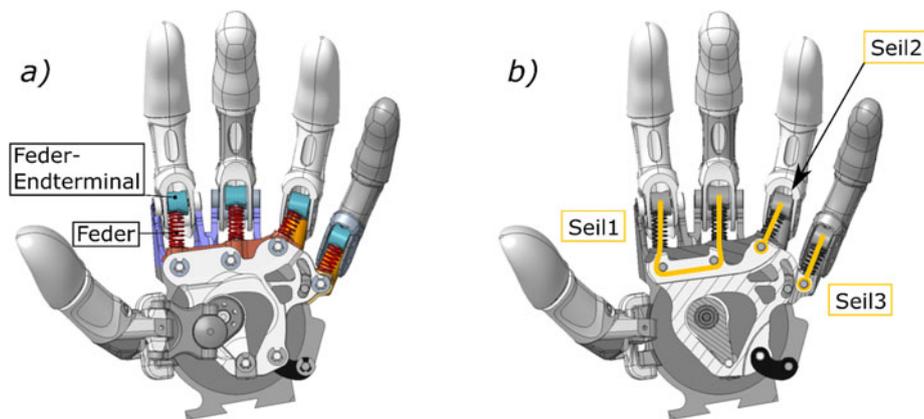


Abbildung 45: Fingeranbindung der optimierten Handprothese; a) Seil-Feder-System und b) Anbindung und Verlauf der Seile

Wie in Abbildung 45 a) zu sehen ist, wird durch die türkis dargestellten *Feder-Endterminals*, rotierbar um die *Seil-Anbindungsachse*, ein gerades Anlaufen der Federn an die *Seil-Anbindungsachse* der einzelnen Finger gewährleistet. Weiters muss bei der späteren Auswahl des zu verwendeten Seilmaterials darauf geachtet werden, dass es sich um ein möglichst unelastisches Material handelt, um die spielfreie Flexionsbewegung der Finger sicherstellen zu können.

### 5.1.2 Daumenanbindung

Anders als die Fingeranbindung soll die Daumenanbindung möglichst spielfrei in Flexions-, Extensions-, Abduktions- sowie Adduktions-Richtung sein. Deshalb erfolgt die Anbindung des Daumens mittels starren Körpern bzw. metallischen Bauteilen, ähnlich zum Vorgängerprojekt. Die Parameter der Bauteile des optimierten Daumenmechanismus haben sich jedoch im Vergleich zum Modell des Vorgängerprojektes wesentlich verändert (siehe Kapitel 4.5.2). Deshalb müssen die Geometrien aller Bauteile, mit Ausnahme des *Daumen*-Bauteils selbst (weiß dargestellt in Abbildung 46), überarbeitet werden. Der *Daumen*-Bauteil wurde in Form und Größe direkt aus dem Vorgängerprojekt übernommen. Bei der konstruktiven Anpassung aller weiteren Bauteile wurde neben den geänderten Längen und Winkeln aus der Optimierung besonders viel Wert auf die Erhöhung der Bauteilfestigkeit durch verminderte Kerbwirkung, auf die Gewichtsreduktion und auf das spätere äußere Erscheinungsbild der Hand gelegt.

Wie bereits erwähnt, wird bei den Verbindungen der Bolzen stets in die zu verbindenden Bauteile eingepresst. Dies muss natürlich bereits bei der Konstruktion mitberücksichtigt werden. Deshalb sind in Abbildung 46 die gewählten Spiel- und Übermaßpassungen aller Bolzen-Verbindungen/Lagerstellen des Daumenmechanismus definiert. Weiters handelt

es sich in jener Abbildung bereits um die fertigen Bauteil-Geometrien des neuen optimierten Daumenmechanismus.

Ebenso wurde bei der konstruktiven Umsetzung darauf geachtet, dass der Daumenmechanismus stets zerlegbar ist. Durch verkleinerte Bohrungen entlang der Lagerachse können die einzelnen Bolzen jederzeit wieder mittels eines passenden Stiftes ausgepresst werden, da dies für etwaige Wartungen stets von Vorteil ist.

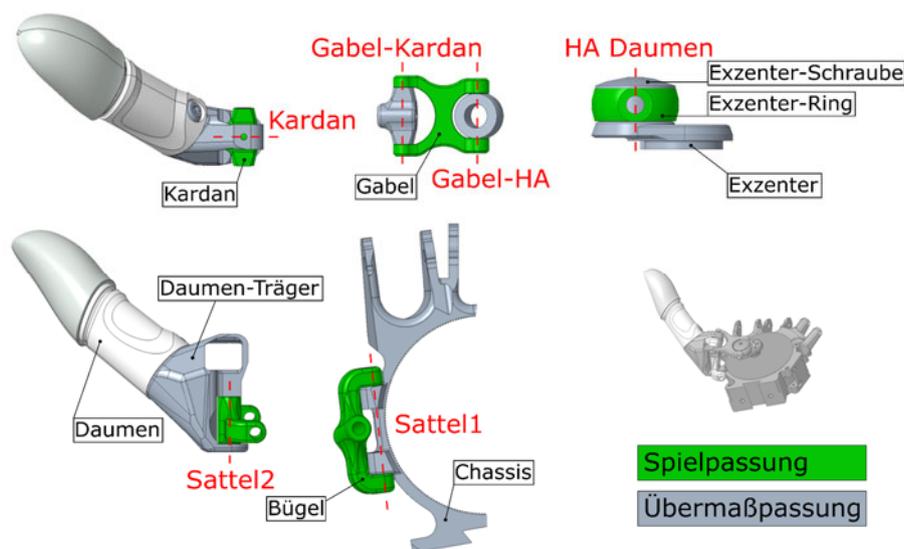


Abbildung 46: Optimierte Daumenanbindung inklusive Passungswahl

### 5.1.3 Sonstige Bauteile

Die weiteren vier Finger, Zeige- bis kleiner Finger, werden in Form und Größe ident vom Vorgängerprojekt übernommen. Lediglich die Lage der *Seil-Anbindungsachse* des Zeige- sowie Mittelfingers ist durch die Optimierung verändert worden und wurde dementsprechend angepasst. Beim *Chassis* hat sich nur die Lage und Orientierung der Anbindungsachsen des Daumens sowie des Zeige- und Mittelfingers im Vergleich zum Vorgängerprojekt verändert.

Der Hauptantrieb und das gesamte Fingerzugplattensystem (*Fingerzugplatte*, *Abtriebspleuel*, *Querlenker* sowie die Position der Lagerachse des *Querlenkers* und des *Führungsstiftes* am *Chassis*) werden unverändert von der aktuellen *Michelangelo® Hand M* übernommen und deshalb sind bei diesen Bauteilen keine konstruktiven Veränderungen notwendig.

Das neue vollständige CAD-Modell der optimierten *Michelangelo® Hand S* ist in Abbildung 47 dargestellt.

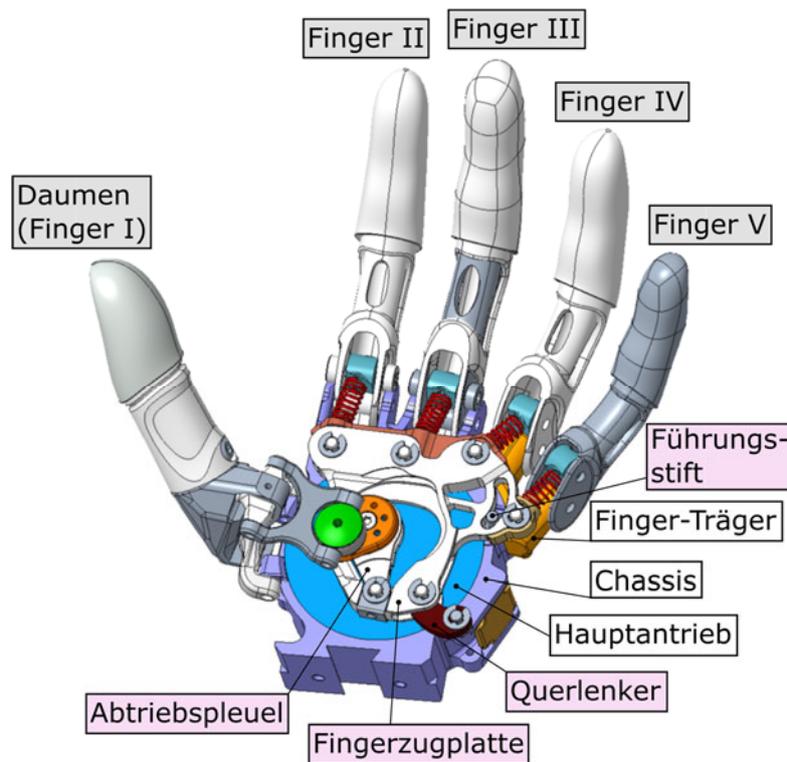


Abbildung 47: Vollständiges CAD-Modell der optimierten *Michelangelo*<sup>®</sup> Hand S; Rosa hervorgehoben sind die Bauteilbezeichnungen des Fingerzugplattensystems und grau die einzelnen Fingerbezeichnungen

## 5.2 ABSCHÄTZUNG LAGERBELASTUNGEN

Die Erstausslegung der Bolzen-Verbindungen des Daumenmechanismus beruht auf firmeninternen Erfahrungen und Protokollen [18] ähnlicher Produkte. Dennoch werden diese gewählten Lagerabmessungen mit der in Kapitel 3.2.2 definierten Methode zur Abschätzung der Lagerbelastung mittels der Bestimmung der radialen Flächenpressung in den Spielpassungen der Bolzen-Verbindungen überprüft. Dabei wurde firmenintern eine Grenz-Flächenpressung von  $250 \text{ N/mm}^2$  festgelegt. Würden die berechneten Flächenpressungen diesen Wert übersteigen, müssten die Abmessungen der betroffenen Lagerstelle nochmals überarbeitet bzw. angepasst werden. Für alle auftretenden Flächenpressungen kleiner gleich diesem Wert lassen sich entsprechende Werkstoffe für die beiden Gleitpartner mit den erforderlichen mechanischen Eigenschaften finden [29] (S. 153) und die gewählten Erstausslegungen dieser Bolzen-Verbindungen können vorerst beibehalten werden.

Die Sitze der Spiel- und Übermaßpassungen sowie die jeweiligen Lagerachsenbezeichnungen wurden bereits in Abbildung 46 definiert. Die daraus resultierenden Lagerungsfälle der Bolzen-Verbindung von Kapitel 3.2.2 sind in Tabelle 1 nochmals aufgelistet.

Gelenksachse	Lagerfall
<i>Sattel1</i>	Fall 2
<i>Sattel2</i>	Fall 1
<i>Kardan</i>	Fall 1
<i>Gabel-Kardan</i>	Fall 2
<i>Gabel-HA</i>	Fall 2
<i>HA Daumen</i>	Fall 1

*Fall 1: Spielpassung Stange & Übermaßpassung Gabel*

*Fall 2: Spielpassung Gabel & Übermaßpassung Stange*

Tabelle 1: Lagerfälle der einzelnen Gelenksachsen des Daumenmechanismus

Die theoretischen Berechnungen der radialen Flächenpressungen in den Spielpassungen der Bolzen-Verbindungen beruhen auf dem optimierten mathematischen Modell und sind abhängig von dem jeweiligen Lagerungsfall und Daumen-Lastfall.

Bei den nachfolgenden Diagrammen (Abbildung 48, Abbildung 50 und Abbildung 51) sind die Absolutwerte der radialen Flächenpressungen aller Bolzen-Verbindungen des Daumenmechanismus je nach Daumen-Belastungszustand über die gesamte Winkelstellung des Hauptantriebes von  $-180^\circ$  bis  $+180^\circ$  aufgetragen. Zusätzlich sind die optimierten Winkelstellungen des Hauptantriebes für die fünf „statischen Handstellungen“ mit einer vertikalen schwarz-strichlierten Linie eingezeichnet. Die Orientierung und Größe der Belastung ist bei allen drei betrachteten Lastfällen bezüglich dem lokalen Koordinatensystem der Daumenspitze über den gesamten betrachteten Winkelbereich des Hauptantriebes konstant. Der tatsächliche Betriebsbereich der Winkelstellung des Hauptantriebes liegt zwischen den beiden Handstellungen „Tripod Pinch“ (Tr) mit  $-115^\circ$  und „Lateral Pinch“ (La) mit  $132^\circ$ . Nur jene Lagerbelastungen zwischen diesen beiden Winkelstellungen sind für die Überprüfung mit der Grenz-Flächenpressung und für die spätere Defini-

tion der maximal zulässigen Flächenpressung der jeweiligen gleitenden Werkstoffpaarungen ausschlaggebend. Der Grund für die Berechnung und das Auftragen der Flächenpressung über den gesamten Winkelbereich von  $-180^\circ$  bis  $+180^\circ$  ist, dass es bei unvorhergesehenen Störungen des Systems durchaus interessant sein kann, wie sich die Belastungen bzw. das System außerhalb seiner Betriebsgrenzen verhalten wird.

### **Lastfall 1:**

Beim Lastfall 1 wirkt eine äußere konstante Belastung von 130 N in x-Richtung des lokalen Koordinatensystems der Daumenspitze. Der Angriffspunkt der äußeren Kraft fällt mit dem Ursprung dieses lokalen Koordinatensystems zusammen (siehe Abbildung 48).

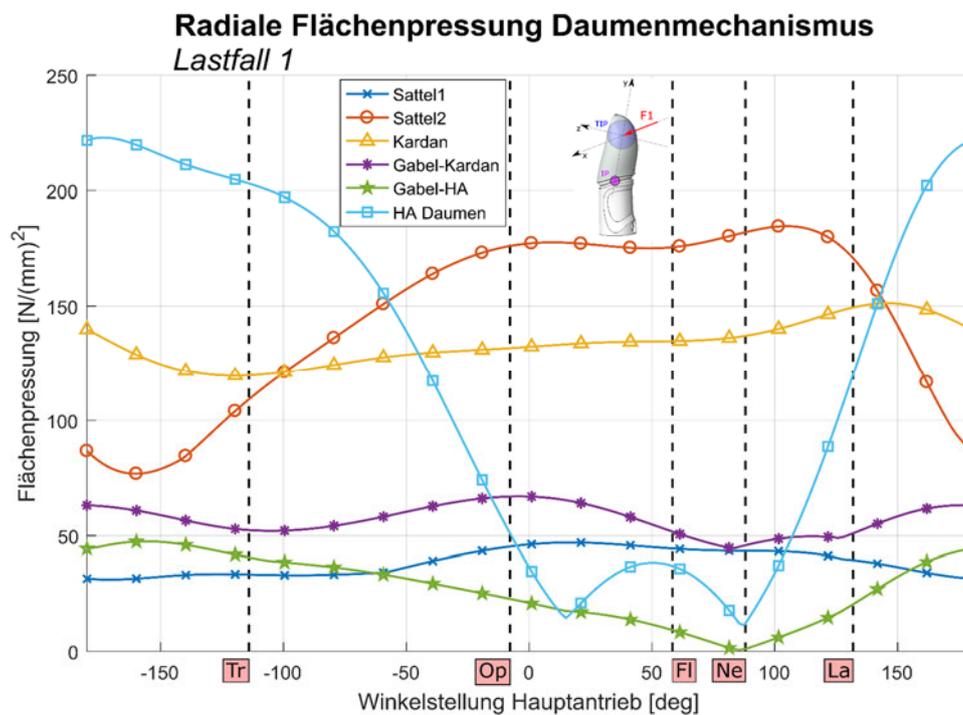


Abbildung 48: Lastfall 1: Radiale Lager- bzw. Bolzenbelastung des gesamten Daumenmechanismus aufgetragen über die Winkelstellung des Hauptantriebes

Die maximale Flächenpressung beim Lastfall 1 tritt bei der „Tripod Pinch“-Winkelstellung des Hauptantriebes (äußere Betriebsgrenze) in der Bolzen-Verbindung *HA Daumen* mit  $205 \text{ N/mm}^2$  auf (siehe Abbildung 48). Weiters ist beim Verfolgen der Kurve dieser Flächenpressung *HA Daumen* ein Knick bei  $11^\circ$  und  $89^\circ$  Winkelstellung des Hauptantriebes zu sehen. Dieser Knick lässt sich durch einen Vorzeichenwechsel beim resultierenden

Lagermoment oder bei der Lager-Querkraftbelastung erklären. Bei einem Vorzeichenwechsel des Lagermoments ergibt sich unabhängig von der Größe der aus reiner Querkraftbelastung resultierenden Flächenpressung gleichzeitig ein Wechsel der maximal beanspruchten Lager- bzw. Bolzenseite (siehe Abbildung 49) und somit ein Knick in der Verlaufskurve der gesamt Flächenpressung, wohingegen der Knick bei einem Vorzeichenwechsel der Lager-Querkraftbelastung allein aus der Absolutwertbetrachtung der Flächenpressung hervorgeht. Für die Verschiebung des Knickes auf einen Pressungswert größer null ist die Überlagerung bzw. das Superpositionsprinzip der beiden Flächenpressungen, die sich aus reiner Querkraftbelastung und reiner Momentenbelastung ergeben, verantwortlich. Tritt ein Knick bei  $0 \text{ N/mm}^2$  Gesamt-Flächenpressung auf, dann kommt es zu einem gleichzeitigen Vorzeichenwechsel bei der Querkraft- und Momentenbelastung des Lagers. Dieser Fall ist in Abbildung 48 im Verlauf der Grünen-Sternchen-Linie (*Gabel-HA*) bei  $85^\circ$  der Winkelstellung des Hauptantriebes ersichtlich. Diese Knicke stellen keine Gefahr für die Lager bzw. Bolzen dar und können deshalb im Weiteren vernachlässigt werden.

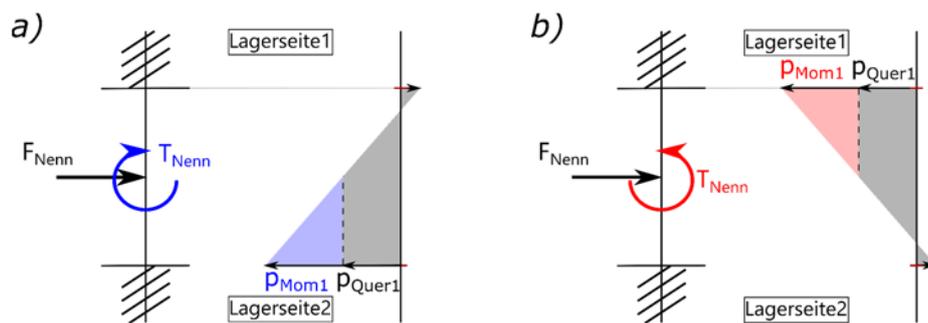


Abbildung 49: Auswirkungen einer Vorzeichenänderung beim wirkenden Lagermoment auf den Flächenpressungsverlauf von Bolzen-Verbindungen im Lagerungsfall 1

### **Lastfall 2:**

Beim Lastfall 2 wirkt die konstante äußere Belastung in z-Richtung des lokalen Koordinatensystems und geht ebenso durch das Zentrum des *TIP I* des Daumens (siehe Abbildung 50).

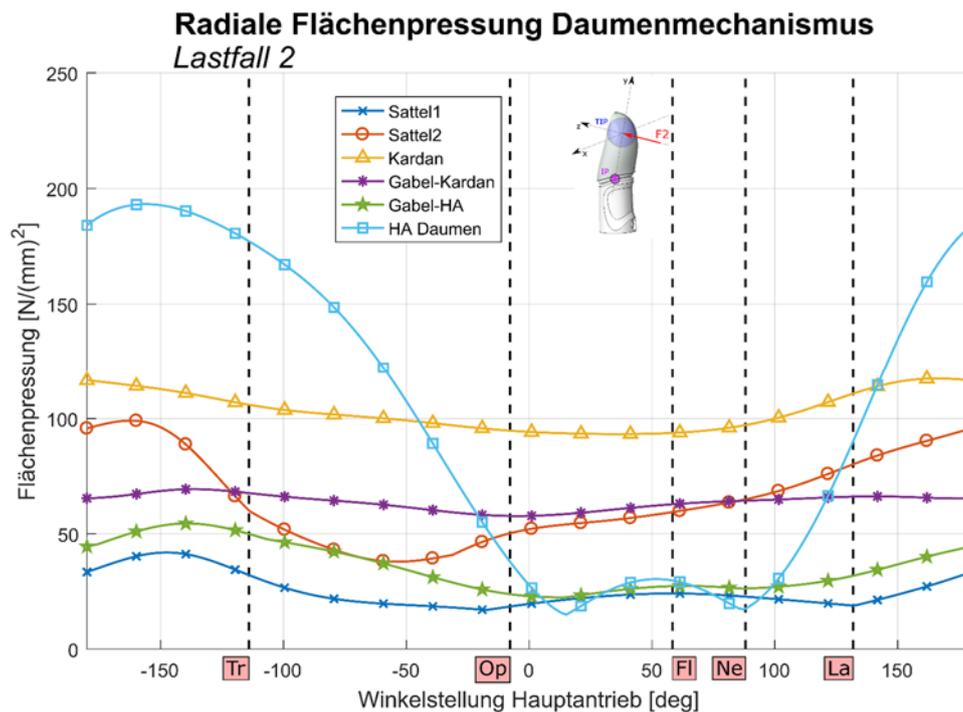


Abbildung 50: Lastfall 2: Radiale Lager- bzw. Bolzenbelastung des gesamten Daumenmechanismus aufgetragen über die Winkelstellung des Hauptantriebes

Hier ist wiederum die Bolzen-Verbindung *HA Daumen* die am stärksten belastete Lagerstelle. Der Verlauf der Flächenpressung dieser Bolzen-Verbindung ist ähnlich zu jenem des Lastfalls 1. Jedoch ist die maximale Belastung mit  $180 \text{ N/mm}^2$  bei der äußeren Betriebsgrenze bzw. der Winkelstellung „Tripod Pinch“ etwas geringer. Die maximalen Werte der beiden Lagerstellen *Gabel-Kardan* und *Gabel-HA* sind mit  $70 \text{ N/mm}^2$  und  $50 \text{ N/mm}^2$  etwas größer als bei Lastfall 1. Alle weiteren Lagerstellen sind weniger stark belastet als zuvor.

### **Lastfall 3:**

Beim Lastfall 3 wirkt die äußere konstante Belastung von  $130 \text{ N}$  in Richtung der negativen  $y$ -Achse des lokalen Koordinatensystems der Daumenspitze (siehe Abbildung 51).

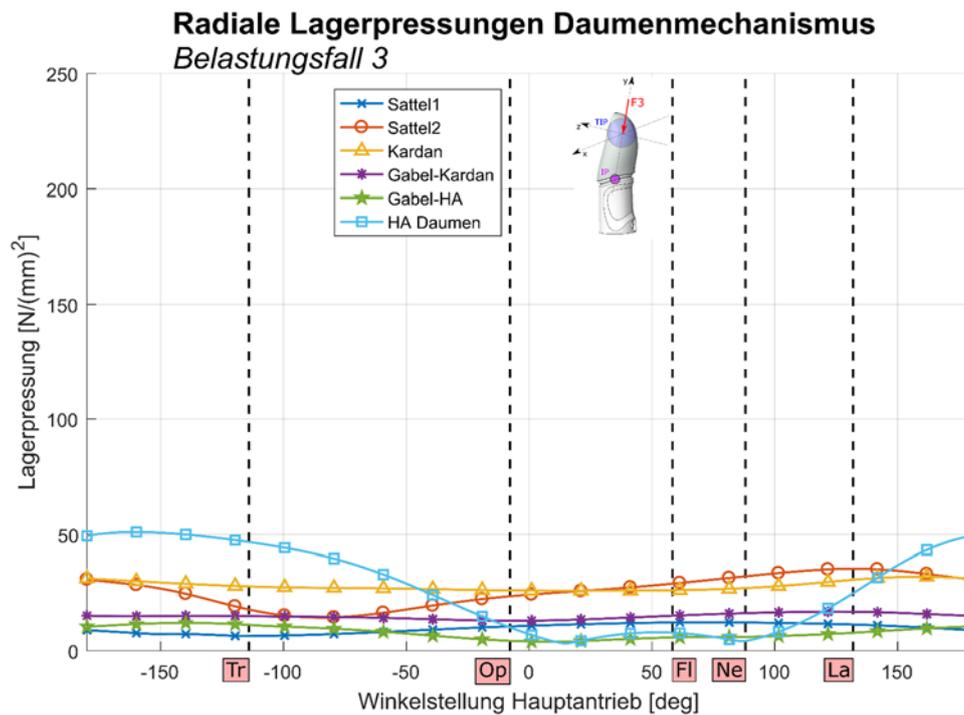


Abbildung 51: Lastfall 3: Radiale Lager- bzw. Bolzenbelastung des gesamten Daumenmechanismus aufgetragen über die Winkelstellung des Hauptantriebes

Dieser Lastfall führt zur geringsten Lager- bzw. Bolzenbelastung. Alle Bolzen erfahren eine radiale Flächenpressung, die unter  $55 \text{ N/mm}^2$  liegen. Diese Art von Daumen-Belastung ist für den gesamten Daumenmechanismus unbedenklich.

Aus den drei Diagrammen bzw. Lastfällen ist deutlich ersichtlich, dass die kritische Lagerung bei der *HA-Daumen*-Verbindungsstelle liegt. Diese koppelt den Daumenmechanismus an die Rotationsbewegung des Hauptantriebes. Bei jener Lagerstelle handelt es sich nicht um eine gewöhnliche Bolzen-Verbindung. Hier ist der Bolzen bzw. der Lagerzapfen Teil der *Exzenter*-Geometrie. Deshalb muss bei der Wahl des Werkstoffes des *Exzenter*s sowie des *Exzenter-Rings* darauf geachtet werden, dass beide eine zulässige Flächenpressung von mindestens  $205 \text{ N/mm}^2$  gewährleisten. Jedoch liegt dieser Wert mit  $205 \text{ N/mm}^2$  sowie auch die Maximal-Belastung aller weiteren Bolzen-Verbindungen unter der vorgegebenen Grenzbelastung von  $250 \text{ N/mm}^2$ . Somit können alle Lagerabmessungen aus der Erstausslegung vorerst übernommen werden. Es bedarf also keiner Veränderung der Geometrie bzw. Dimensionierung dieser Lagerstellen. Weiters ist bei allen drei Lastfällen ein kontinuierlicher Verlauf der Flächenpressung ohne Auftreten von lokalen Belastungsspitzen bei allen Lagerstellen über den gesamten Winkelbereich des

Hauptantriebs, auch in Bereichen außerhalb des normalen Betriebszustandes, beobachtbar. Dies bestätigt die allgemeine funktionelle Umsetzbarkeit, basierend auf den Berechnungen der radialen Flächenpressung des neuen Daumenmechanismus.

In Tabelle 2 sind alle Lagerstellen bzw. Bolzen-Verbindungen des Daumenmechanismus mit deren maximal auftretenden radialen Flächenpressung aus den obigen drei Diagrammen nochmals zusammengefasst.

Lagerstelle/Bolzen-Verbindung	max. radiale Flächenpressung ( $p_{\max}$ ) [N/mm <sup>2</sup> ]
<i>Sattel1</i>	40
<i>Sattel2</i>	185
<i>Kardan</i>	150
<i>Gabel-Kardan</i>	70
<i>Gabel-HA</i>	50
<i>HA Daumen</i>	205

Tabelle 2: Maximale radiale Flächenpressung in den Lagerstellen des Daumenmechanismus

### 5.3 WERKSTOFFWAHL

Ein weiteres Ziel dieses Projektes ist es, einen Prototyp der optimierten Hand inklusive Funktionsmuster zu erstellen, auf Basis dessen Entscheidungen über ein mögliches weiterführendes Produkt der Firma *Ottobock* getroffen werden können. Die Präzision der Griffkinematik, Geometrie, Größe, etc. soll dabei bereits einem möglichen Marktprodukt entsprechen. Jedoch wird aufgrund von Herstellungskosten und -zeit bei manchen Bauteilen auf die erforderlichen Materialeigenschaften verzichtet und ein alternativer, kostengünstigerer Werkstoff gewählt. Für die betroffenen Bauteile wird in dieser Arbeit aber stets ein Werkstoff, der den mechanischen Anforderungen für ein mögliches Marktprodukt entspricht, vorgeschlagen.

Die Werkstoffe des Daumenmechanismus werden bestmöglich mit Hilfe der berechneten bzw. abgeschätzten Flächenpressungen in den Spielpassungen der Bolzen-Verbindung ausgewählt. Hierbei sei nochmals erwähnt, dass die abgeschätzte Lagerbelastung keiner vollständigen Bolzen-Berechnung entspricht und die kritischen Lagerstellen in einem weiterführenden Projekt mittels FE-Analysen noch zu überprüfen sind. Die Werkstoffauswahl aller weiteren Bauteile der Hand orientiert sich an den Berechnungen und Erfahrungen vom aktuellen Marktprodukt, der *Michelangelo® Hand M*.

### 5.3.1 Daumenmechanismus

Im Rahmen dieser Arbeit sind keine theoretischen Berechnungen zu den vorhandenen Flächenpressungen in den Presssitzen der Bolzen-Verbindungen gemacht worden. Deshalb wird bei der Wahl der Werkstoffe der Bauteile mit zumindest einem vorhandenen Presssitz auf Fertigungs-Erfahrungen der Firma und sofern es die Herstellungskosten und -zeit erlauben, auf Materialien mit hohen Festigkeitswerten zurückgegriffen.

Anders ist es bei der Werkstoffwahl der Bauteile die nur für Spielsitze der Bolzen-Verbindungen dienen. Diese werden nach der berechneten minimal erforderlichen radialen Flächenpressung ausgewählt (siehe Tabelle 2).

In der nachfolgenden Tabelle 3 sind die Bauteile des Daumenmechanismus inklusive der Werkstoffwahl mit den zugehörigen Härtewerten sowie den zulässigen Flächenpressungen aufgelistet. Weiters wird zwischen den vorhandenen Bolzensitzen (Spiel- oder Presssitz) der Bauteile und den daraus resultierenden Kriterien für die Werkstoffwahl unterschieden.

In den Datenblättern der Werkstoffe (siehe Anhang A) sind keine zulässigen Flächenpressungswerte vorhanden. Da im Allgemeinen beim Auftreten von sehr hohen äußerlichen Belastungen nur verschwindend kleine Relativbewegungen in den Spielsitzen der Bolzen-Verbindungen auftreten, orientiert man sich bei der Bestimmung der zulässigen Flächenpressungen an der Berechnungsmethode von nicht gleitenden Flächen unter ruhender Belastung nach Wittel et. al. [22]. Jedoch wird aufgrund vorhandener, wenn auch nur sehr geringer Relativbewegung, ein zusätzlicher Sicherheitsfaktor von 1,4 mitberücksichtigt. Die verwendete Formel zur Bestimmung der zulässigen Flächenpressungen der Werkstoffe in den Spielsitzen der Bauteile lautet somit:  $p_{zul} = 0.35 * \frac{R_m}{1.4} = 0.25 * R_m$ , wobei  $R_m$  für die Zugfestigkeit der Werkstoffe steht.

Werkstoffbestimmung		Bauteil	Werkstoff	$p_{zul}$ [N/mm <sup>2</sup> ]	$p_{erf}$ [N/mm <sup>2</sup> ]
$p_{erf}$	nur Spielsitze	<i>Bügel</i>	CW308G	188	185
		<i>Gabel</i>	CW308G	188	70
		<i>Exzenter</i>	ETG100	258	205
firmeninterne Fertigungs-Erfahrungen	Press- und Spielsitze	<i>Bolzen</i>	100Cr6	393	185
		<i>Kardan</i>	ETG100	258	150
		<i>Exzenter-Ring</i>	ETG100	258	205
	nur Presssitze und sonstige Bauteile	<i>Daumen-Träger</i>	AlSi10Mg	-	-
		<i>Exzenter-Schraube</i>	CW308G	-	-
		<i>Daumen</i>	PA12	-	-

Tabelle 3: Werkstoffwahl der Prototyp-Bauteile des Daumenmechanismus inklusive der zulässigen ( $p_{zul}$ ) und erforderlichen ( $p_{erf}$ ) Flächenpressung in den Spielsitzen der Bolzen-Verbindungen

Der *Bügel*, die *Gabel* und der *Exzenter* sind nur bei Spielpassungen in den Bolzen-Verbindungen beteiligt und die Werkstoffe können so anhand der berechneten erforderlichen Flächenpressung nach Tabelle 2 bestimmt werden. Der *Bügel* und die *Gabel* werden aus der Lagerbronze *CW308G* gefertigt. Diese weist sehr gute Gleiteigenschaften bei gleichzeitig hoher Abrieb- und Verschleißfestigkeit auf. Der *Exzenter* beinhaltet in seiner Geometrie zugleich den Lagerzapfen/Bolzen für die Lagerstelle *HA Daumen*. Aufgrund der hohen Beanspruchung dieser Lagerstelle wird der Werkstoff *ETG100* für dieses Bauteil ausgewählt. Auch das Gegenbauteil dieser Lagerungen, der *Exzenter-Ring* wird aus demselben Material gefertigt. Die idente Werkstoffwahl für den Bolzen sowie für das Gegenbauteil dieser Verbindung kann nach Wittel et. al. [22] zu einem erhöhten Ver-

schleiß bzw. Fressgefahr in der Lagerstelle führen. Im Allgemeinen sollte der Lagerzapfen/Bolzen stets eine höhere Härte als die anderen beteiligten Bauteile der Lagerstelle/Bolzen-Verbindung aufweisen. Deshalb würde sich für ein mögliches Marktprodukt der Werkstoff *HSX130* für den *Exzenter* besser empfehlen. Dieser besitzt eine höhere Festigkeit sowie Härte als der Werkstoff *ETG100*.

Alle weiteren Bauteilwerkstoffe des Daumenmechanismus werden nach firmeninternen Fertigungs-Erfahrungen ausgewählt, da für diese Bauteile in der vorliegenden Arbeit keine erforderlichen Festigkeitswerte berechnet wurden. Für die *Bolzen*, das *Kardan*-Bauteil und den *Exzenter-Ring* kann man sich bei der Wahl der Werkstoffe an den vorhandenen Festigkeitswerten für die Spielsitze der Bolzen-Verbindungen orientieren. Diese stellen aufgrund des Nicht-Wissens der Bauteilbeanspruchungen in den Presssitzen nur Anhaltspunkte dar. Deshalb wird für das *Kardan*-Bauteil und den *Exzenter-Ring* der höher belastbare Werkstoff *ETG100* gewählt. Für alle *Bolzen* (Lager) des Daumenmechanismus sowie der Fingeranbindungen am *Chassis* wird der Werkstoff *100Cr6* verwendet. Dieser ist auch als Wälzlager-Werkstoff bekannt und besitzt neben seiner hohen Festigkeit auch eine sehr hohe Härte von 61 HRC. Aufgrund der höheren Härte im Vergleich zu allen anderen verbauten Werkstoffen ist die Bedingung zur Minimierung der Fressgefahr bzw. des Verschleißes nach Wittel et. al. [22] erfüllt.

Für den *Daumen-Träger*, die *Exzenter-Schraube* und den *Daumen* selbst sind für die Werkstoffwahl keine Anhaltswerte aus den Berechnungen vorhanden. Die Werkstoffwahl jener Bauteile basiert auf den Fertigungs-Erfahrungen der Firma sowie den Herstellkosten und der Herstellzeit. Für die *Exzenter-Schraube* wird die Lagerbronze *CW308G* als Werkstoff ausgewählt, wohingegen der *Daumen-Träger* für den Prototyp aus dem Werkstoff *AlSi10Mg* gefertigt wird. Dieser dient einerseits aufgrund der geringeren Dichte als beispielsweise der Werkstoff *ETG100* für die Reduktion des Gewichtes und andererseits kann die durchaus komplexe Geometrie einfach, schnell und kostengünstig mittels additiver Fertigung hergestellt werden. Aufgrund der geringen Festigkeitswerte des Aluminiums sollte hier auf jeden Fall in einem nachfolgenden Projekt das gesamte Bauteil bei einer äußeren Daumen-Belastung nach Lastfall 1 mittels FE-Analysen nochmals überprüft werden. Bei zu geringen Festigkeitswerten wird hier der Werkstoff *ETG100* empfohlen.

Für die Herstellung des *Daumens (Finger I)* wird der teilkristalline Thermoplast *PA12* verwendet. Dieser weißt neben seiner kostengünstigen Herstellung eine hohe mechanische Zähigkeit auf und eignet sich daher optimal für den Prototyp. Für ein späteres Marktprodukt wird jedoch der *PA12-GB* (glaskugelgefüllt) oder *PA12-CF* (karbonfasergefüllt) mit höherer Härte sowie Festigkeit empfohlen.

In der nachfolgenden Abbildung 52 ist die Werkstoffwahl des Daumenmechanismus für den Prototyp dieses Projekts anhand eines farbigen CAD-Modells nochmals bildlich dargestellt.

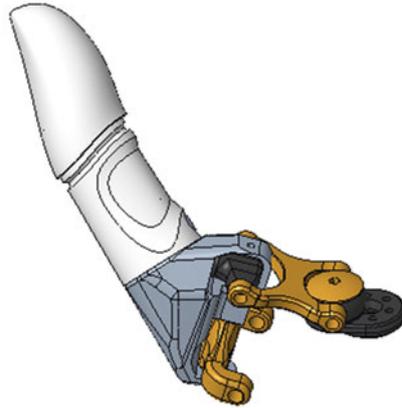


Abbildung 52: Werkstoffwahl der Bauteile des Daumenmechanismus, am CAD-Modell dargestellt; Gold  $\triangleq$  CW308G, Schwarz  $\triangleq$  ETG100, Weiß  $\triangleq$  PA12 und Silber  $\triangleq$  AlSi10Mg

### 5.3.2 Sonstige Bauteile

Die Werkstoffwahl aller sonstigen Bauteile für den Prototyp der kleinen optimierten Handprothese orientiert sich an den Erfahrungen und Berechnungen der *Michelangelo® Hand M* und ist in Tabelle 4 aufgelistet.

Werkstoffbestimmung		Bauteil	Werkstoff
firmeninterne Fertigungs-Erfahrungen	Erfahrungen und Berechnungen der <i>Michelangelo® Hand M</i>	<i>Chassis</i>	AlSi10Mg
		<i>Finger II-V</i>	PA12
		<i>Finger-Träger</i>	PA12
		<i>Feder-Terminals</i>	PA12
		<i>Fingerzugplatte</i>	ETG100
		<i>Abtriebspleuel</i>	CW308G
		<i>Querlenker</i>	ETG100

Tabelle 4: Werkstoffwahl sonstiger Prototyp-Bauteile; basierend auf firmeninternen Fertigungs-Erfahrungen und Berechnungen der *Michelangelo® Hand M*

Die *Fingerzugplatte*, das *Abtriebspleuel* und der *Querlenker* haben keinerlei Änderungen im Vergleich zur *Michelangelo® Hand M* erfahren. Somit können der Werkstoff und die Fertigung dieser Bauteile direkt vom aktuellen Marktprodukt übernommen werden.

Für das *Chassis* des Prototyps wird wie bei der aktuellen *Michelangelo® Hand M* auf eine Aluminium-Legierung gesetzt. Dies ermöglicht eine einfache, kostengünstige und schnelle Herstellung mittels additiver Fertigung.

Die *Finger II-V*, der *Finger-Träger* sowie die *Feder-Terminals* werden aus dem Kunststoff *PA12* gefertigt. Hier empfiehlt es sich wiederum, für ein mögliches späteres Marktprodukt den härteren sowie festeren Kunststoff *PA12-GB* oder *PA12-CF* zu verwenden.

Für die Fingeranbindung wird ein Kevlar-Seil mit einem Durchmesser von 1,1 mm und einer übertragbaren Zugkraft von bis zu 1110 N (siehe Datenblatt Anhang A) ausgewählt. Mit Hilfe dieses dehnungsarmen Seils kann beim Greifen von Gegenständen eine hohe Griffqualität garantiert werden. Alle drei Anbindungsseile werden doppelläufig, in Form einer Schlinge mit den jeweiligen *Seil-Anbindungsachsen* der Finger und bei den *Fingern III* und *IV* zusätzlich mit den Bolzen der *Fingerzugplatte* verbunden. Die Enden der Schlingen werden beim Prototyp dieses Projektes einfach verknüpft und verklebt. Bei einem Marktprodukt empfiehlt es sich, die Seilenden mittels spezieller Seil-Endterminals abzuschließen und direkt mit den *Seil-Zugachsen* zu verbinden. Dadurch kann für alle

Hände eine konstante Seillänge garantiert werden. Diese Lösung wird auch beim aktuellen Markprodukt *Michelangelo® Hand M* verwendet. Zusätzlich können auch bei entsprechender Geometrie-Wahl der Seil-Endterminals mit einer ebenen Anlaufstelle für die Druckfedern die aktuellen provisorischen *Feder-Endterminals* ersetzt werden.

Alle weiteren Bauteile wie *Führungsstifte*, *Sicherungsringe*, *Feder*, etc. sind zumeist Normbauteile und werden Großteils direkt von der *Michelangelo® Hand M* übernommen.

In der nachfolgenden Abbildung 53 ist die Werkstoffwahl der sonstigen Hand-Bauteile für den Prototyp dieses Projekts anhand eines farbigen CAD-Modells nochmals bildlich dargestellt.

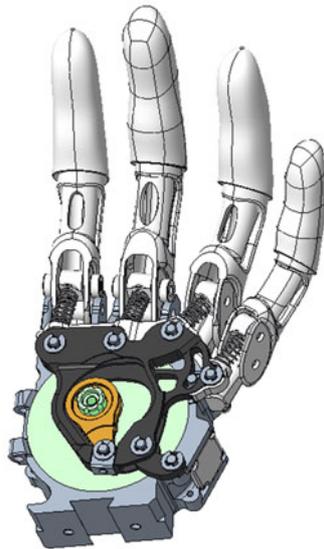


Abbildung 53: Werkstoffwahl der sonstigen Bauteile, am CAD-Modell dargestellt; Gold  $\triangleq$  CW308G, Schwarz  $\triangleq$  ETG100, Weiß  $\triangleq$  PA12, Silber  $\triangleq$  AISi10Mg und Mint  $\triangleq$  Hauptantriebseinheit

## 5.4 FERTIGUNG

### 5.4.1 Fertigungsverfahren

Nach der Auswahl der Werkstoffe werden nun die Fertigungsverfahren für die jeweiligen Bauteile definiert. Dabei wurde zur Erstellung des Prototyps dieses Projektes vermehrt auf additive Fertigungsverfahren gesetzt. Diese sparen einerseits Zeit und sind zumeist bei der Herstellung komplexer Bauteile mit geringen Stückzahlen kostengünstiger als spanende Fertigungsverfahren. In diesem Projekt werden die Kunststoff-Bauteile mit

dem SLS-(selektives Lasersintern) und die Aluminium-Bauteile mit dem SLM-Verfahren (selektives Laserschmelzen) hergestellt. Diese beiden additiven Fertigungsverfahren sind im Prozessablauf gleich [30]. Der wesentliche Unterschied von SLM zu SLS ist, dass das Materialpulver, wie der Name schon sagt, nicht gesintert, sondern lokal aufgeschmolzen wird. Allerdings ist die Genauigkeit der additiven Fertigungsverfahren deutlich geringer als jene der spanenden Verfahren. Um die Genauigkeitsanforderung der Lagerstellen und Bohrungen trotzdem erfüllen zu können, werden im Rahmen dieses Projektes jene Stellen der additiv gefertigten Bauteile mit spanenden Verfahren nachgearbeitet. In der nachfolgenden Tabelle 5 sind die verwendeten Fertigungsverfahren der einzelnen Bauteile der Hand aufgelistet. Dabei ist zu erwähnen, dass bei den spanenden Verfahren die Kategorie Bohren das Bohren selbst, das Reiben mittels Reibahlen sowie das Gewindegewinde schneiden beinhaltet.

Bauteile		Additive Verfahren		Spanende Verfahren			
		SLS	SLM	Drehen	Fräsen	Räumen	Bohren
Daumenmechanismus	<i>Bügel</i>				X		X
	<i>Daumen-Träger</i>		X		X		X
	<i>Kardan</i>				X		X
	<i>Gabel</i>				X		X
	<i>Exzenter-Ring</i>			X	X		X
	<i>Exzenter-Schraube</i>			X			X
	<i>Exzenter</i>				X		X
	<i>Bolzen</i>			X			
	<i>Daumen (Finger I)</i>	X					X
Sonstige Bauteile	<i>Chassis</i>		X			X	X
	<i>Finger II-V</i>	X					X
	<i>Finger-Träger</i>	X					X
	<i>Feder-Terminals</i>	X					X
	<i>Fingerzugplatte</i>				X		X
	<i>Abtriebspleuel</i>				X		X
	<i>Querlenker</i>				X		X

Tabelle 5: Verwendete Fertigungsverfahren für die Herstellung der Bauteile des Prototyps

#### Anmerkung zur Wahl der Übermaß- und Spielpassungen:

Die Übermaßpassungen sowie Spielpassungen der Bolzen-Verbindungen werden bei diesem Prototyp aus Erfahrungswerten von ähnlichen Produkten definiert. Die Übermaßpassungen werden sehr klein gewählt, um ein einfaches Ein- und Ausbauen der Bolzen

gewährleisten zu können. Bei einem möglichen Marktprodukt müssten die Übermaßpassungen genauer bestimmt werden. Mögliche Richtmaße für den genaueren Entwurf der Passungstoleranzen wären beispielsweise für die Spielsitze H7/f7 und die Presssitze H7/s6 [29] (S. 59).

### 5.4.2 Assemblierung und Endprodukt

Nach dem Fertigen der einzelnen Bauteile des Prototyps erfolgt die Assemblierung der Hand. Dabei wird nach folgendem Schema vorangegangen:

1. Zusammenbau des Fingerzugplattensystems inklusive Finger
  - a. Anbindung der Finger mittels *Seile*, *Federn* und *Feder-Endterminals* an die *Fingerzugplatte*
  - b. Befestigung des *Querlenkers* sowie des *Abtriebspleuel* an der *Fingerzugplatte*
2. Einbau des *Hauptantriebes* in das *Chassis*
3. Verbindung des Fingerzugplattensystems mit dem *Hauptantrieb* und Befestigung der Finger am *Chassis* (MCP-Gelenksachsen)
4. Assemblierung des gesamten Daumenmechanismus (siehe Abbildung 52)
5. Befestigung des Daumenmechanismus am *Chassis* über die *Sattel/1*-Achse
6. Kopplung des Daumenmechanismus über den *Exzenter* mit dem *Hauptantrieb*. Die axiale Sicherung erfolgt hier durch eine Schraube und die radiale Sicherung durch Stiftverbindungen ident zur *Michelangelo® Hand M*.

Der fertig assemblierte Prototyp der *Michelangelo® Hand S* dieses Projektes ist in Abbildung 54 zu sehen. Dabei ist die kleine Handprothese über die Schwalbenschwanzverbindungsstelle des *Chassis* mit dem flexiblen Handgelenk der aktuellen *Michelangelo® Hand M* verbunden [2]. Zusätzlich wurden über den Daumen, Zeige- und Mittelfinger aus Silikon gefertigte „Fingerlinge“ gezogen. Einerseits imitieren diese „Fingerlinge“ die Dicke eines bei einem Marktprodukt vorgesehenen Kosmetikhandschuhs und andererseits dienen sie der Erhöhung des Reibwerts. Somit ist es möglich, mit den additiv gefertigten Fingern aus Polyamid auch Gegenstände mit glatter Oberfläche, wie beispielsweise Gläser, zu halten bzw. sicher zu tragen. Der Ringfinger und kleine Finger wurden lediglich in eine Flüssiggummilösung getaucht, da für deren Größe keine „Fingerlinge“ zur Verfügung standen. Der Reibwert der Flüssiggummilösung ist etwas geringer als jener der Silikon-„Fingerlinge“.

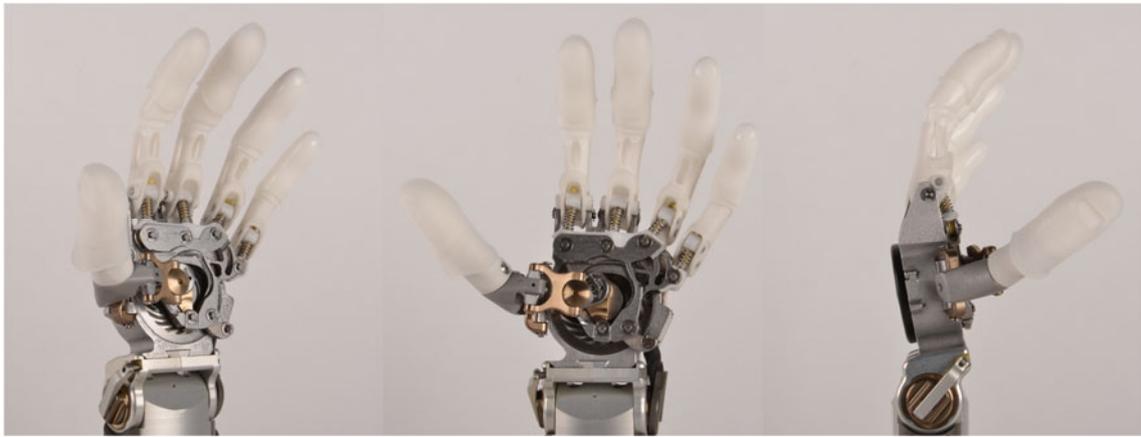


Abbildung 54: Fertiger Prototyp („Open Palm“-Handstellung)

Damit die Hand über den Hauptantrieb angesteuert werden kann, muss im Vergleich zur *Michelangelo® Hand M* aufgrund des nicht mehr vorhandenen Daumenantriebs eine Abänderung der Ansteuerungssoftware erfolgen. Eine vollständige Abänderung der Software konnte im Rahmen dieses Projektes aufgrund des erhöhten zeitlichen Aufwandes nicht mehr umgesetzt werden. Die Ansteuerungssoftware wurde von der Software-Abteilung der Firma *Ottobock* lediglich soweit verändert, dass eine einfache Bedienung der Hand über eine firmeninterne Software mit Hilfe eines Computers möglich ist. Dabei kann über ein einfaches graphisches User-Interface die Geschwindigkeit und Winkelstellung des Hauptantriebes im definierten Betriebsbereich (begrenzt durch die beiden Griffe „Lateral Pinch“ und „Tripod Pinch“ und der maximalen Geschwindigkeit des Hauptantriebs) beliebig verändert werden. Auch die Winkelstellungen des Hauptantriebes für die fünf „statischen Handstellungen“ können abgespeichert und beliebig angesteuert werden.

## 6 BEWERTUNG

Dieses Kapitel beschäftigt sich nun mit der Bewertung des entwickelten Prototyps dieser Arbeit. Dabei wird der Prototyp hinsichtlich des Optimierungsziels, den fünf „statischen Handstellungen“, beurteilt und darauf folgend mit weiteren Handprothesen bezüglich der Größe, dem Gewicht, der Griffkraft, etc. verglichen. Für den Vergleich wurden ausschließlich Produkte der Firma *Ottobock* verwendet.

### 6.1 OPTIMIERUNGSZIEL – „STATISCHE HANDSTELLUNGEN“

Die erreichten „statischen Handstellungen“ mit dem optimierten Prototyp werden ausgehend vom „Lateral Pinch“ bis hin zum „Tripod Pinch“ durch die Rotation des Hauptantriebes im Uhrzeigersinn einzeln abgefahren und bezüglich der Funktion sowie ihrer Ästhetik bewertet.

#### „Lateral Pinch“



Abbildung 55: Endprodukt: „Lateral Pinch“-Handstellung

Die Handstellung „Lateral Pinch“ gehört neben dem „Tripod Pinch“ zu den beiden Grundgriffen dieser Handprothese. Bei diesem Griff befindet sich der Daumen in Adduktionsstellung und berührt den Zeigefinger seitlich im Bereich des IP-Gelenkes. Wie in Abbildung 55 ersichtlich ist, konnte dies mit dem neuen Prototyp sehr gut realisiert werden. Auch die Daumen-Rotation und die Finger-Flexion machen einen sehr natürlichen Eindruck. Weiters konnte durch die Anpassung der Bauteilform des *Daumen-Trägers* die Orientierung des Daumen-Mittelhandknochens bestmöglich nachgebildet werden.

### „Neutral Position“



Abbildung 56: Endprodukt: „Neutral Position“-Handstellung

Die „Neutral Position“ wird, wie bereits erwähnt, von den Anwender/innen meist für inaktive Situation der Hand verwendet. Dabei wird erwünscht, dass die Handprothese keine erhöhte Aufmerksamkeit im Alltag hervorruft. Deshalb ist das äußere Erscheinungsbild, die Ästhetik dieses Griffes sehr wichtig. In Abbildung 56 ist der fertige Prototyp dieser Arbeit in der „Neutral Position“ dargestellt. Wie zu sehen ist, konnte durch die Optimierung eine schöne neutrale Handstellung für die *Michelangelo® Hand S* gefunden werden. Betrachtet man das mittlere Bild, dann könnte der Daumen noch ein wenig mehr flektiert sein. Diese fehlende Flexion konnte schon anhand des optimierten mathematischen Modells in Kapitel 4.5.1 festgestellt werden. Jedoch würde eine stärkere Flexion des Daumens negative Einflüsse auf die Funktion der weiteren Handstellungen haben. Deshalb wurde mit dieser Flexion der beste Kompromiss zwischen dem äußeren Erscheinungsbild dieser Handstellung und der Funktion der anderen vier Handstellungen gefunden. Weiters erwähnenswert ist, dass die Handstellung „Neutral Position“ beim Prototyp des Vorgängerprojekts nicht existiert hat und erst mittels der Optimierung realisiert werden konnte.

### „Open Palm“



Abbildung 57: Endprodukt: „Open Palm“-Handstellung

In Abbildung 57 ist der fertige optimierte Prototyp in der „Open Palm“-Stellung abgebildet. Aufgrund der starren Fingergelenke und der daraus fix vorgegebenen gebeugten Fingergeometrie, ist eine Realisierung einer vollständig flachen Handstellung mit dieser Handprothese nicht möglich. Jedoch befinden sich die fünf Fingerspitzen auch bei fehlender Finger-Extension aufgrund der ebenso fehlenden Daumen-Extension auf etwa selber Höhe (siehe Abbildung 57: rechtes Bild). Dies ermöglicht trotz starren Fingern und fehlender Extension ein sicheres Abstellen von flachen Gegenständen, beispielsweise eines Tellers. Weiters sollte sich der Daumen bei dieser Handstellung im Vergleich mit einer menschlichen Hand deutlich weiter in Adduktionsstellung befinden. Diese Abweichung vom Optimierungsziel hat aber einen positiven Effekt auf die allgemeine Funktion dieser Handstellung. Durch die fehlende Adduktion des Daumens wird die Auflagefläche, gebildet durch die Daumen- und Fingerspitzen, der kleinen *Michelangelo® Hand S* vergrößert. Diese Vergrößerung führt zu einer Erhöhung der Trage-Stabilität und Trage-Sicherheit. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass das erreichte Ergebnis mehr einer „Körbchen-Handstellung“ anstatt einer angestrebten „flachen Handstellung“ entspricht und sie eignet sich daher auch zum Ablegen oder Tragen von größeren sphärischen Objekten.

In Kapitel 4.5.1 wurde kurz diskutiert, ob diese erreichte Handstellung die Anforderungen der „Open Palm“-Stellung aufgrund vorhandener Differenzen zu den erwünschten Optimierungs-Ziel-Positionen der Fingerspitzen erfüllt oder nicht. Anhand des fertigen Prototyps konnte man nun feststellen, dass die erreichte Handstellung die funktionellen Anforderungen der „Open Palm“-Stellung durchaus erfüllt und die Fingerpositionierungen ästhetisch keinen unnatürlichen Eindruck machen. Deshalb wurde entschieden, dass jene Handstellung trotz Abweichungen von der Ziel-Handstellung aus den Fotos als

„Open Palm“-Stellung bezeichnet werden darf und somit eine der fünf „statischen Handstellung“ der optimierten *Michelangelo® Hand S* darstellt.

### **„Opposition Power Grip“**



Abbildung 58: Endprodukt: „Opposition Power Grip“-Handstellung

Der „Opposition Power Grip“ dient grundsätzlich zum Greifen von Gegenständen verschiedenster Formen. Dabei ist die maximale Spannweite zwischen Zeige-/Mittelfinger und Daumen für die Größe der zu greifenden Gegenstände maßgebend. Von ursprünglich erwünschten 90 mm konnten durch die Optimierung lediglich 84 mm erreicht werden. Dieser Kompromiss musste für die Erweiterung der Gesamtanzahl der „statischen Handstellungen“ sowie zur Verbesserungen der Qualität der anderen Handstellungen gemacht werden.

**„Tripod Pinch“**

Abbildung 59: Endprodukt: „Tripod Pinch“-Handstellung

Mit der weiteren Rotation des Hauptantriebs im Uhrzeigersinn verläuft der Wechsel vom „Opposition Power Grip“ kontinuierlich in den „Tripod Pinch“. Dadurch kann jeder beliebige Gegenstand mit einer Größe bzw. einem Durchmesser kleiner gleich 84 mm gegriffen werden. Der „Tripod-Pinch“ zählte bereits zu den möglichen Handstellungen des Vorgängerprojekts. Jedoch konnten durch die Optimierung die Qualität und das äußere Erscheinungsbild dieses Griffes weiter verbessert werden. In Abbildung 59 ist der fertige Prototyp dieser Arbeit in der „Tripod Pinch“-Stellung dargestellt. Dabei ist ein klarer Drei-Finger-Kontakt sowie eine natürlich wirkende Daumenrotation erkennbar. Einzig der *Daumen*-Teil könnte ein wenig länger sein, um die Präzision beim Greifen kleinerer Gegenstände nochmals zu erhöhen.

Hier wurden nur die „statischen Handstellungen“ der Optimierung ausführlich diskutiert. Die Anwender/innen können jedoch bei dem Produkt selbst zwischen den einzelnen diskutierten „statischen Handstellungen“ kontinuierlich hin und her wechseln und bei jeder beliebigen Winkelstellung des Hauptantriebes stoppen. Deshalb resultiert aus jeder beliebigen Winkelstellung des Hauptantriebes im definierten Betriebsbereich von „Lateral Pinch“ bis „Tripod Pinch“ eine aus der Kinematik ergebende Handstellung der *Michelangelo® Hand S*. Die fünf „statischen Handstellungen“ („Lateral Pinch“, „Neutral Position“, „Open Palm“, „Opposition Power Grip“ und „Tripod Pinch“) wurden nur für die Optimierung gewählt, um zumindest jene Stellungen beim fertigen Prototyp letztendlich garantieren zu können. Die Entscheidung, welche Winkelstellung des Hauptantriebes und der daraus ergebenden Handstellung sich zum Halten oder Greifen von verschiedensten Objekten im Alltag als günstig erweist, kann von den Anwender/innen selbst getroffen wer-

den. Bei einem Marktprodukt wäre es dennoch denkbar, dass mit definierten EMG-Signalmustern die fünf „statischen Handstellungen“ der Optimierung von Anwender/innen direkt angesteuert werden können. Dabei handelt es sich aber rein um eine Anpassung der Steuerungssoftware.

## 6.2 VERGLEICH HANDPROTHESEN

In [17] wurde bereits ein ausführlicher Vergleich von den marktführenden Handprothesen aus dem Jahr 2012/2013 gemacht. Allerdings sind diese Werte aufgrund von Verbesserung und Weiterentwicklung dieser Prothesen nicht mehr aktuell. Deshalb wurde im Rahmen dieser Arbeit nur ein direkter Vergleich von *Ottobock*-internen Produkten gemacht. Alle Messwerte in diesem Kapitel beziehen sich auf aktuelle interne Messprotokolle der Firma *Ottobock* [18]. Dabei wird der Prototyp dieser Arbeit mit der *Michelangelo® Hand M* und der kleinen *Bebionic S* verglichen. Einerseits können dadurch die technischen Unterschiede zur großen *Michelangelo® Hand M* hervorgehoben werden und andererseits ein direkter Vergleich mit einem aktuellen Marktprodukt einer kleineren Handprothese gemacht werden.

### 6.2.1 Größe

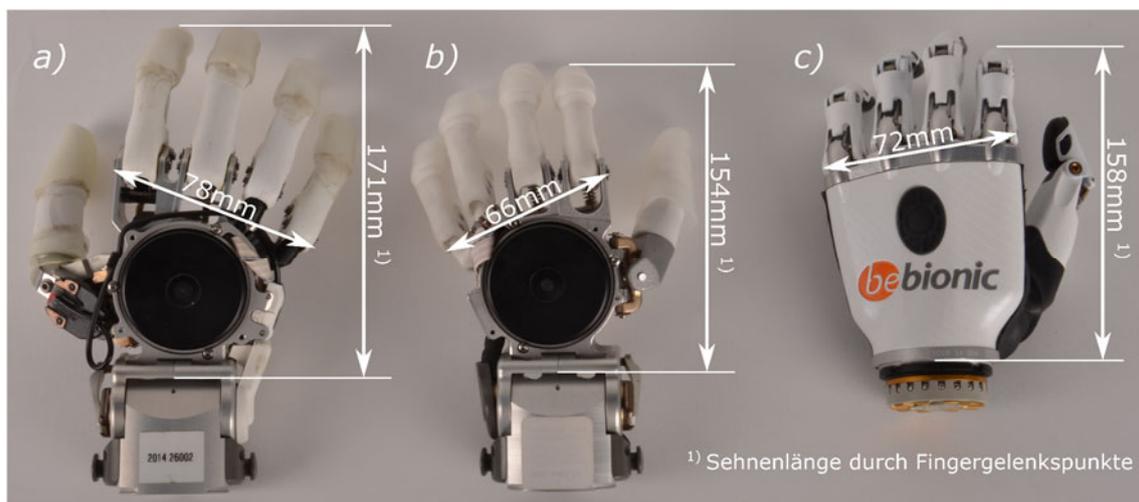


Abbildung 60: Größen-Vergleich der a) *Michelangelo® Hand M*, b) *Michelangelo® Hand S* und c) *Bebionic S*

In Abbildung 60 sind die drei Prothesenhände inklusive deren Hauptabmessungen dargestellt. Als Hauptabmessung wurden die Sehnenlänge durch die Fingergelenkspunkte des Zeigefingers und die Abmessung der Handbreite nach DIN 33402-2 [4] gewählt. Die

entwickelte *Michelangelo® Hand S* ist in beiden Abmessungen deutlich kleiner als die *Michelangelo® Hand M*. Auch im Vergleich mit der *Bebionic S* fällt die *Michelangelo® Hand S* etwas kleiner aus. Jedoch muss hier berücksichtigt werden, dass bei einem möglichen Marktprodukt dieses Prototyps noch ein zusätzlicher formgebender Innenhandschuh und/oder Kosmetik-Handsuh über die Hand gegeben werden muss, der vor dem Eindringen von Schmutz und Wasser schützt sowie der Hand ein schönes äußerliches Erscheinungsbild gibt. Dies wird zu einer Zunahme von 2-4 mm der Handbreite führen.

### 6.2.2 Gewicht

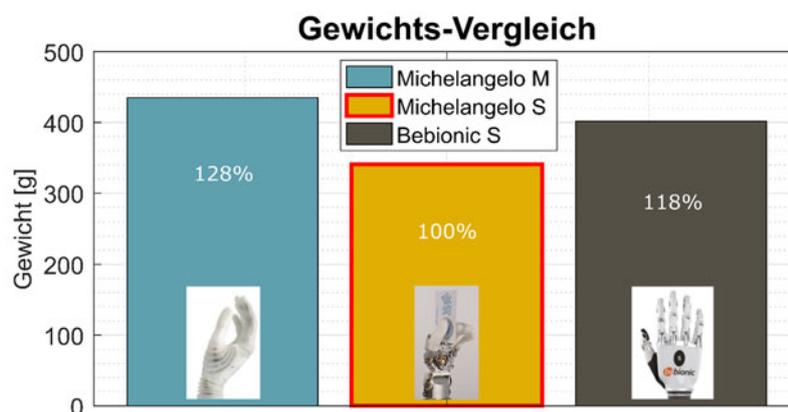


Abbildung 61: Gewichts-Vergleich der *Michelangelo® Hand M*, *Michelangelo® Hand S* und *Bebionic S*

Beim Gewichts-Vergleich der drei Prothesenhände handelt es sich um das Gewicht der Hände ohne die zugehörigen Handgelenke. Das Gewicht der *Michelangelo® Hand M* wurde inklusive dem formgebenden Innenhandschuh bestimmt. Auch bei der *Michelangelo® Hand S* wurde das Gewicht von einem notwendigen Innenhand-/Kosmetikhandschuh bei einem Marktprodukt bereits mit kalkuliert. Dabei ist die *Michelangelo® Hand M* 28% schwerer und die *Bebionic S* 18% schwerer als die *Michelangelo® Hand S*.

Prothesen sollen einerseits das Gewicht der fehlenden Körperteile kompensieren und somit einer asymmetrischen Gesamt-Gewichtserverteilung des Körpers entgegenwirken. Andererseits stellt eine schwerere Prothese eine zusätzliche Stumpfbelastung dar. Weiters wird die Prothese von den Anwender/innen stets als zu tragendes, körperfremdes Objekt empfunden. Deshalb geht der allgemeine Trend in der Prothetik in Richtung leichtere Prothesenprodukte, was für den entwickelten Prototyp dieser Arbeit spricht.

### 6.2.3 Griffkraft

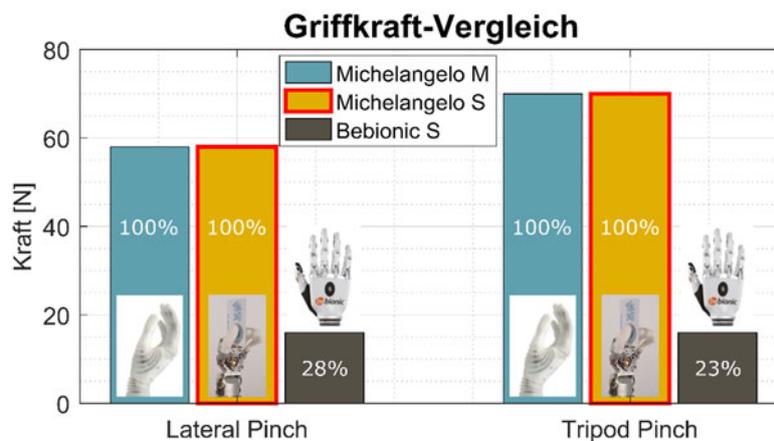


Abbildung 62: Griffkraft-Vergleich der *Michelangelo*<sup>®</sup> Hand M, *Michelangelo*<sup>®</sup> Hand S und *Bebionic* S

In Abbildung 62 ist ein Vergleich der Griffkräfte der drei Hände im „Lateral Pinch“ und „Tripod Pinch“ dargestellt. Hierbei ist zu erwähnen, dass es sich bei den beiden Händen *Michelangelo*<sup>®</sup> Hand M und *Bebionic* S um praktisch gemessene Griffkräfte nach internen *Ottobock*-Standards handelt. Deshalb können die Werte dieser beiden Hände direkt verglichen werden. Rein theoretisch wären auch mit der *Michelangelo*<sup>®</sup> Hand M größere Griffkräfte möglich. Diese werden jedoch aufgrund der Minimierung von Abnützungen und Steigerung der Lebensdauer von den Bauteilkomponenten des Hauptantriebes sowie aus Sicherheitsgründen und aus Vorsichtsmaßnahmen auf die gemessenen Werte von 58 N im „Lateral Pinch“ und 70 N im „Tripod Pinch“ begrenzt.

Bei der *Michelangelo*<sup>®</sup> Hand S wurden bisher keine Griffkraftmessungen durchgeführt. Deshalb ist der oben angeführte Wert ein rein theoretischer Wert, der sich aufgrund physikalischer Überlegungen und Berechnung ergibt. Bei der *Michelangelo*<sup>®</sup> Hand M wird der Daumenantrieb lediglich zur Daumenpositionierung verwendet. Die Griffkraft wird allein durch den Hauptantrieb erzeugt. Da die *Michelangelo*<sup>®</sup> Hand S den identen Hauptantrieb mit demselben maximal möglichen Drehmoment besitzt und zudem sich die Finger- und Daumenhebel im Vergleich zur *Michelangelo*<sup>®</sup> Hand M verkürzt haben, sollte mit der kleineren *Michelangelo*<sup>®</sup> Hand sogar eine größere maximale Griffkraft in beiden Griffen möglich sein. Möchte man in Zukunft auch Griffkraftmessungen an der *Michelangelo*<sup>®</sup> Hand S durchführen, müssten für den Erhalt von aussagekräftigen Resultaten jedenfalls die Bauteile mit alternativer Werkstoffwahl, zumindest mit Bauteilen aus den vorgeschlagenen qualitativ höherwertigen Werkstoffen, die die mechanischen Anforderungen erfüllen, ersetzt werden.

Allerdings ist der Unterschied bei den Griffkräften der beiden kleinen Handprothesen, auch wenn es sich vorerst nur um einen theoretischen Wert handelt, bemerkenswert. Die gemessene Griffkraft der *Bebionic S* entspricht im „Lateral Pinch“ nur 28% und im „Tripod Pinch“ nur 23% der theoretischen Werten der *Michelangelo® Hand S*.

Das theoretisch erforderliche Antriebsmoment zum Erreichen der angenommenen Griffkräfte im „Lateral Pinch“ von 58 N und im „Tripod Pinch“ von 70 N ist für die optimierte *Michelangelo® Hand S* nach Kapitel 3.3 berechnet worden und in Abbildung 63 dargestellt. Das vom Hauptantrieb mögliche Antriebsmoment entspricht 15 Nm und liegt deutlich über dem erforderlichen Wert von 5 Nm zum Aufbringung einer Griffkraft von 70 N im „Tripod Pinch“. Dies belegt die Aussage, dass von Seiten des Hauptantriebes theoretisch auch größere Griffkräfte übertragen werden könnten und bestätigt zugleich die Annahme, dass mit der kleinen *Michelangelo® Hand* die Griffkräfte von 58 N und 70 N auf jeden Fall übertragen werden können.

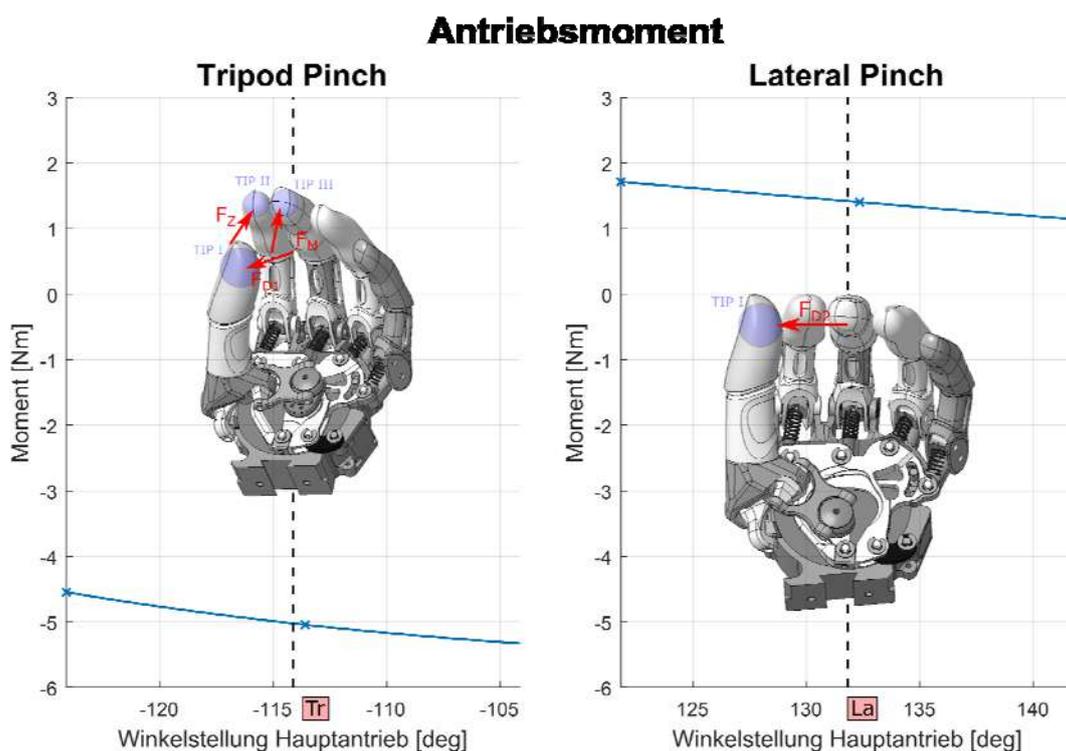


Abbildung 63: Theoretisch erforderliches Antriebsmoment zum Erreichen einer Griffkraft von 70 N im „Tripod Pinch“ (Annahme:  $F_Z = F_M = F_{D1}/2$ ;  $F_{D1} = 70$  N,  $F_Z = F_M = 35$  N) und 58 N im „Lateral Pinch“ ( $F_{D2} = 58$  N) mit der *Michelangelo® Hand S*

### 6.2.4 Freiheitsgrade und „statische Handstellungen“

Handprothese	FHG	Handstellungen
<i>Michelangelo® Hand M</i>	2	7
<i>Michelangelo® Hand S</i>	1	5
<i>Bebionic S</i>	6	14

Tabelle 6: Freiheitsgrade und Anzahl der vordefinierten „statischen Handstellungen“ der *Michelangelo® Hand M*, *Michelangelo® Hand S* und *Bebionic S*

In Tabelle 6 werden die drei Handprothesen bezüglich ihrer Freiheitsgrade und der Anzahl von vordefinierten „statischen Handstellungen“ verglichen. Hier ist deutlich zu erkennen, dass die *Bebionic S* aufgrund der erhöhten Anzahl von Freiheitsgraden die meisten vordefinierten „statischen Handstellungen“ besitzt [14]. Jedoch resultiert ein Freiheitsgrad dieser Hand aus der passiven Daumenpositionierung. Dies bedeutet, dass der Daumen jedes Mal beim Wechseln der Griffart manuell zwischen der Lateral-/Adduktion-Stellung und der Opposition-/Abduktion-Stellung umgestellt werden muss. Dieser manuelle Eingriff kann von Anwender/innen im Alltag durchaus als störend empfunden werden. Die *Michelangelo® Hand M* und die *Michelangelo® Hand S* besitzen trotz verringerter Anzahl von Freiheitsgraden und Aktoren eine aktive Daumenpositionierung. Bei der *Michelangelo® Hand M* wird diese aktive Positionierung durch den Daumenantrieb realisiert, wohingegen bei der *Michelangelo® Hand S* aufgrund der Wegrationalisierung des Daumenantriebs die aktive Daumenpositionierung durch die direkte Kopplung des Daumenmechanismus an den Hauptantrieb und einer optimierten Kinematikabstimmung gewährleistet wird. Dies führt zu einer deutlich vereinfachten Bedienung der Prothese. Ebenso kann aufgrund des fehlenden Umschaltvorgangs schneller zwischen den Griffen in Lateral-/Adduktion-Stellung und in Opposition-/Abduktion-Stellung gewechselt werden.

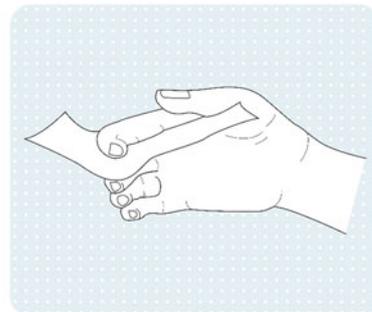
Die reduzierte Anzahl der Freiheitsgrade der kleinen sowie großen *Michelangelo® Hand* erklärt auch die deutlich geringere Anzahl an vordefinierten „statischen Handstellungen“. Die *Michelangelo® Hand M* besitzt im Vergleich zur *Michelangelo® Hand S* zusätzlich die beiden Handstellungen „Lateral Power Grip“ und „Finger Ab-/Adduction“ [2].

Bei der *Michelangelo® Hand M* wird, je nach Daumenstellung (lateral oder oppositionell), welche durch den Daumenantrieb vorgegeben bzw. eingestellt ist, zwischen dem „Lateral Power Grip“ und dem „Opposition Power Grip“ unterschieden. Diese Unterscheidung ist für die *Michelangelo® Hand S* aufgrund der Wegrationalisierung des Daumenantriebes und dem nun kontinuierlichen Übergang des Daumens von der Oppositionsstellung in

die Lateralstellung hinfällig. Ausgehend von der Rotationsrichtung des Hauptantriebes kann entweder ein oppositioneller oder lateraler „Power Grip“ erzeugt werden. Im Alltag machen die Anwender/innen vorwiegend vom oppositionellen „Power Grip“ Gebrauch. Aus diesem Grund wurde die „Power Grip“-Handstellung bei der *Michelangelo® Hand S* als „Opposition Power Grip“ bezeichnet.

Die Handstellung „Finger Ab-/Adduction“ bei der *Michelangelo® Hand M* dient zum Halten bzw. Fixieren von dünnen Objekten zwischen den Fingern. Diese Handstellung ist auch prinzipiell mit der *Michelangelo® Hand S* möglich (siehe Abbildung 64), die Winkelstellung des Hauptantriebes ist dabei aber dieselbe wie im „Lateral Pinch“. Somit kann das Halten bzw. Fixieren von dünnen Gegenständen zwischen den Fingern bei der kleinen *Michelangelo® Hand* mittels der „Lateral Pinch“-Stellung realisiert werden. Aus diesem Grund wird die „Finger Ab-/Adduction“ bei der *Michelangelo® Hand S* nicht als separate „statische Handstellung“ bezeichnet.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass bei der neuen kleinen *Michelangelo® Hand* mit Hilfe einer Kinematikoptimierung die Funktionen sowie die Handstellungen der großen *Michelangelo® Hand* trotz Simplifizierung des Systems beibehalten werden konnten.



#### **Finger Ab-/Adduction**

Durch Spreizen und Schließen der Finger können mehrere flache und dünne Objekte zwischen den Fingern fixiert werden.

Abbildung 64: „Finger Ab-/Adduction“-Handstellung mit der *Michelangelo® Hand S*

# 7 ZUSAMMENFASSUNG UND AUSBLICK

## 7.1 ZUSAMMENFASSUNG

In der vorliegenden Arbeit wurde die Griffkinematik der kleinen *Michelangelo*<sup>®</sup> *Hand* optimiert und das erreichte Ergebnis in einen Prototyp umgesetzt, auf Basis dessen klare Entscheidungen über die Markt- bzw. Konkurrenzfähigkeit dieses Produktes getroffen werden können.

Die Entwicklung dieser kleinen Handprothese begann bereits in einem Vorgängerprojekt. Dort wurden die Abmessungen der Hand definiert und die Daumen-Abduktion und Daumen-Adduktion direkt an den Hauptantrieb gekoppelt. Dadurch kann im Vergleich mit der *Michelangelo*<sup>®</sup> *Hand M* auf den Daumenantrieb vollständig verzichtet werden und eine deutlich schmalere Hand realisiert werden. Jedoch waren mit der Erstausslegung dieses neuen Daumenmechanismus lediglich zwei „statische Handstellungen“, der „Lateral-Pinch“ und der „Tripod-Pinch“, eindeutig definierbar. Deshalb wurde im Rahmen dieser Arbeit mit Hilfe einer Kinematikoptimierung bzw. Parametervariation versucht, die Anzahl der möglichen „statischen Handstellungen“ zu erweitern und das äußere Erscheinungsbild sowie die Griffqualität der vorhandenen Handstellungen zu verbessern.

Dazu wurde zuerst ein mathematisches Modell mit den Abmessungen bzw. Parametern der kleinen *Michelangelo*<sup>®</sup> *Hand* aus dem Vorgängerprojekt erstellt, anhand dessen die nachfolgende Optimierung erfolgen konnte. Als Optimierungsalgorithmus wurde das *Nelder-Mead*-Verfahren ausgewählt. Hierfür mussten neben dem mathematischen Modell auch die erwünschten Ziel-Handstellungen für die kleine Handprothese bekannt sein. Deshalb wurden zuvor firmenintern mit Hilfe der GRASP-Taxonomie und den möglichen „statischen Handstellungen“ der aktuellen *Michelangelo*<sup>®</sup> *Hand M* die fünf gebräuchlichsten und nützlichsten Handstellungen im alltäglichen Leben festgelegt. Um eine realistische Nachbildung der erwünschten Handstellungen zu erreichen, wurden die Fingerpositionen sowie Daumenrotationen aller definierten Handstellungen aus Fotos einer in der jeweiligen Handstellung befindlichen, menschlichen Hand abgeleitet und mittels einer Optimierungsfunktion dem Optimierer übergeben. Bei der Optimierung selbst wurden dann die charakteristischen Bauteilparameter wie Winkel und Längen so verändert, dass

es zu einer maximal möglichen Übereinstimmung mit den abgeleiteten Ziel-Positionen sowie -Rotation der Finger aus den Fotos der menschlichen Hand kam. Die gesamte Optimierung erfolgte in der Softwareumgebung *MATLAB* [20].

Die erreichten Optimierungsergebnisse wurden im Weiteren konstruktiv umgesetzt. Dabei wurden die Abmessungen der Daumenlager, ausgeführt als Bolzen-Verbindungen, anhand firmeninterner Erfahrungen und Dokumente ähnlicher Produkte ausgewählt. Die im Allgemeinen maßgebende theoretisch auftretende radiale Flächenpressung in den Spielsitzen der Bolzen-Verbindung des neuen Daumenmechanismus wurde mit Hilfe der Lagerabmessungen sowie dem mathematischen Modell berechnet und überprüft. Im Rahmen dieser Arbeit wurden aus zeitlichen Gründen keine weiteren Berechnungen der Bolzen-Verbindungen, beispielweise auf Abscherung oder Biegung, durchgeführt.

Nachfolgend wurden anhand der Bestimmung der minimal erforderlichen Flächenpressungen in den Spielpassungen der Lagerstellen die Werkstoffe für den Daumenmechanismus bestmöglich ausgewählt. Bei den Werkstoffen der Daumenbauteile, für die keine erforderlichen Festigkeitswerte bekannt waren, sowie bei den sonstigen Bauteilen der kleinen Handprothese wurde auf firmeninternen Fertigungs-Erfahrungen sowie Berechnungen der *Michelangelo® Hand M* zurückgegriffen. Im nächsten Schritt wurde nach der Fertigung und Assemblierung der einzelnen Bauteile von der Software-Abteilung der Firma *Ottobock* ein kleines PC-Ansteuerungsprogramm zum Bedienen der Handprothese geschrieben.

Letztendlich wurde das erreichte Ergebnis nach den zuvor optimierten „statischen Handstellungen“ bewertet und mit zwei weiteren Produkten der Firma *Ottobock*, der *Michelangelo® Hand M* und der *Bebionic S*, verglichen. Auf Basis dieses Vergleichs kann im Weiteren eine klare Abschätzung der möglichen Markt- bzw. Konkurrenzfähigkeit der entwickelten optimierten *Michelangelo® Hand S* erfolgen.

## 7.2 DISKUSSION UND AUSBLICK

Der Vergleich der drei Prothesenhände von *Ottobock* in Kapitel 6.2 hat gezeigt, dass die optimierte kleine *Michelangelo® Hand* in ihrer Funktion, Größe und Robustheit durchaus mit den aktuell bestehenden Top-Marktprodukten mithalten kann. Mit der Kinematikoptimierung wurde es ermöglicht, dass mit nur einem Aktor theoretisch dieselben „statischen Handstellungen“ wie bei der *Michelangelo® Hand M* erreichbar sind. Weiters ist durch die direkte Kopplung der gesamten Daumenbewegung an den Hauptantrieb und der Beibehaltung der aktiven Daumenpositionierung ein direktes Wechseln zwischen der lateralen und oppositionellen Daumenstellung mit nur einem Bewegungsvorgang mög-

lich. Der Wegfall des sonst erforderlichen manuellen oder maschinellen Umschaltvorgangs führt zu einer Erhöhung der Geschwindigkeit des Systems. Ebenso kann durch die Reduktion der Freiheitsgrade eine deutlich einfachere und benutzerfreundliche Bedienung der Prothese sichergestellt werden. Die modernen Handprothesen werden zumeist mittels zwei EMG-Signalen gesteuert. Diese beiden EMG-Signale könnten somit optimal den beiden Drehrichtungen des Hauptantriebes zugeordnet werden. Weiters könnten beispielsweise die fünf „statischen Handstellungen“ mittels definierter Signalmuster angesteuert werden, wodurch die Anwender/innen sehr einfach zwischen den verschiedenen Handstellungen wechseln können.

Auf der anderen Seite musste aufgrund der verringerten Anzahl der Freiheitsgrade auf die Qualität einzelner Handstellungen verzichtet werden. Bei der „Open Palm“-Stellung ist die Abweichung von der erwünschten Handstellung, definiert aus den Fotos der menschlichen Hand, am größten. Dies lässt sich durch die geringere Gewichtung in der Optimierung erklären. Allerdings konnten die allgemeinen Funktionsanforderungen trotzdem erfüllt werden. Durch die fehlende Finger- sowie Daumen-Extension ist neben dem Abstellen von flachen Gegenständen nun auch das Halten von größeren sphärischen Objekten möglich. Jedoch wurde beim „Opposition Power Grip“ die erwünschte Spannweite von 90 mm um 6 mm unterschritten.

Die mögliche Umsetzbarkeit der erreichten Optimierungsergebnisse konnte im Rahmen dieser Arbeit mit dem gefertigten Prototyp nachgewiesen werden. Der Prototyp macht einen ästhetisch guten Eindruck und belegt auch die Marktfähigkeit dieses Produktes. Allerdings wurden im Rahmen dieser Arbeit die Bolzen-Verbindungen bzw. Lagerungen des Daumenmechanismus lediglich auf die vorhandene Flächenpressung in den Spielsitzen untersucht. Deshalb müssen vor der endgültigen Umsetzung dieser Handprothese in ein Marktprodukt zumindest die an den kritischen Bolzen-Verbindungen beteiligten Bauteile des Daumenmechanismus wie der *Daumen-Träger*, der *Exzenter* und der *Exzenter-Ring* mittels FE-Analysen noch genauer überprüft werden.

Weiters kann noch untersucht werden, wie sich eine Verlängerung des *Daumen*-Bauteils auf die Griffkinematik und Ästhetik der Hand auswirkt. Ein längerer Daumen würde ein präziseres Greifen von kleinen Gegenstände mit dem „Tripod-Pinch“ erleichtern und auch die Spannweite im „Opposition Power Grip“ etwas vergrößern. In der „Open Palm“-Stellung würde sich aber dann die Daumenspitze nicht mehr auf derselben Höhe wie die anderen Fingerspitzen befinden, was das Halten/Tragen von flachen Gegenstände erschwert. Diese Änderung wäre aufgrund des aufsteckbar ausgeführten *Daumen*-Bauteils sehr einfach realisierbar und die Bewertung unterschiedlicher „Daumenlängen“ könnte dabei direkt von Anwender/innen selbst, in sogenannten Anwendertests, erfolgen.

Der aufsteckbare *Daumen*-Bauteil wurde entwickelt, um das Anziehen bzw. das Wechseln eines Kosmetik- und/oder Innenhandschuhs (zumindest eines der beiden ist für ein Marktprodukt erforderlich) zu vereinfachen. Aktuell kann der Kosmetikhandschuh bei der *Michelangelo® Hand M* wegen der hohen erforderlichen Dehnung nur von einem Orthopädietechniker gewechselt werden. Der *Daumen*-Bauteil in diesem Projekt wurde so ausgeführt, dass dieser direkt im Handschuh fixiert werden kann und somit müsste der Handschuh lediglich soweit gedehnt werden, dass er über den *Daumen-Träger*-Bauteil gezogen werden kann. Dadurch könnte eventuell der Handschuh von den Anwender/innen selbst gewechselt werden. Für die axiale Sicherung des *Daumen*-Bauteils würde sich aber dann anstatt der kleinen Schraube wie beim Prototyp dieses Projektes, ein einfacher Schnapp-Mechanismus empfehlen.

Im Rahmen dieser Arbeit konnte im Zusammenhang mit dem firmeninternen Vorgängerprojekt eine durchaus markt- bzw. konkurrenzfähige kleine *Michelangelo® Hand* entwickelt werden. Trotz der Simplifizierung des Systems auf einen Freiheitsgrad ermöglicht eine optimale Abstimmung der Handparameter die Realisierung von fünf verschiedenen „statischen Handstellungen“ sowie die Beibehaltung aller Funktionen der großen *Michelangelo® Hand*. Allerdings sind vor der endgültigen Umsetzung dieser Handprothese in ein Marktprodukt zumindest die zuvor beschriebenen Punkte in einem weiterführenden Projekt noch genauer zu betrachten bzw. zu untersuchen.

# A ANHANG

## Datenblätter Werkstoffe

### 100Cr6



<b>Härte</b>	60...62 HRC 650...700 HV
<b>Dichte</b>	7,83 g/cm <sup>3</sup>
<b>spezifische Wärmekapazität</b>	0,47 kJ/(kg K)
<b>Wärmeleitfähigkeit</b>	46 W/(m K)
<b>elektrischer Widerstandsbeiwert</b>	22 μΩ cm
<b>Wärmeausdehnungskoeffizient</b>	2 · 10 <sup>-6</sup> /K
<b>Elastizitätsmodul</b>	208000 N/mm <sup>2</sup>
<b>Streckgrenze</b>	370 N/mm <sup>2</sup>
<b>Zugfestigkeit</b>	570 N/mm <sup>2</sup>
<b>Bruchdehnung</b>	max. 0,5%
<b>Poisson'sche Zahl</b>	0,3

#### Wärmebehandlung

Die Wälzlagering aus 100Cr6 sind standardmäßig bis zu einer Gebrauchstemperatur von 150 °C maßstab. Darüber hinaus sind für höhere Temperaturen höherwertige Wärmebehandlungen auf Anfrage möglich, sofern alle Komponenten für diese höhere Betriebstemperatur ausgelegt sind.

[https://www.ibt-waelzlager.com/files/IBC\\_Waelzlagerwerkstoffe.pdf](https://www.ibt-waelzlager.com/files/IBC_Waelzlagerwerkstoffe.pdf)

# ETG100

## Mechanische Eigenschaften

Richtwerte

ETG® 88

ETG® 100

Statisch					
<b>Abmessungen</b>		Ø	mm	5,0 – 114,3	6,0 – 70,8
<b>Dehngrenze</b>	gezogen	R <sub>p0,2</sub>	N/mm <sup>2</sup>	> 685	> 865
	geschliffen	R <sub>p0,2</sub>	N/mm <sup>2</sup>	> 685	> 800
<b>Zugfestigkeit</b>		R <sub>m</sub>	N/mm <sup>2</sup>	800 – 950	960 – 1100
<b>Bruchdehnung</b>		A <sub>5</sub>	%	> 7	> 6
<b>Einschnürung</b>		Z	%	ca. 30	ca. 20
<b>E-Modul</b>			N/mm <sup>2</sup>	ca. 200 000	ca. 200 000
<b>Zugfestigkeit (quer)</b>		R <sub>m</sub>	N/mm <sup>2</sup>	ca. 600	ca. 720
<b>Härte</b>					
<b>HRC</b>				ca. 28	ca. 32
<b>HB 30</b>				ca. 280	ca. 320
<b>Scherfestigkeit (quer)</b>		T <sub>s</sub>	N/mm <sup>2</sup>	ca. 510	ca. 590
<b>Torsionsfestigkeit</b>		T <sub>t</sub>	N/mm <sup>2</sup>	ca. 440	ca. 540
<b>Kerbschlagarbeit</b>		AV <sub>RT</sub>	J	ca. 25	ca. 10
Dynamisch					
<b>Wechselspannung Zugdruck</b>		σ <sub>w</sub>	N/mm <sup>2</sup>	ca. 350	ca. 370
<b>Zugschwellfestigkeit</b>		σ <sub>sch</sub>	N/mm <sup>2</sup>	ca. 250	ca. 270
<b>Biegewechselspannung</b>		σ <sub>bw</sub>	N/mm <sup>2</sup>	ca. 390	ca. 420
<b>Torsionswechselspannung</b>		T <sub>tw</sub>	N/mm <sup>2</sup>	ca. 195	ca. 225
<b>Torsionsschwellfestigkeit</b>		T <sub>sch</sub>	N/mm <sup>2</sup>	ca. 345	ca. 390

[http://www.steeltec.ch/fileadmin/files/steeltec.ch/datasheet/ste\\_DB\\_ETG88-100\\_rgb\\_DE.pdf](http://www.steeltec.ch/fileadmin/files/steeltec.ch/datasheet/ste_DB_ETG88-100_rgb_DE.pdf)

STEELTEC  
Providing special steel solutions



# HSX130

## Mechanische Eigenschaften

Richtwerte

HSX® 110   HSX® 130   HSX® Z12

Statisch						
<b>Dehngrenze</b>	R <sub>p0,2</sub>	N/mm <sup>2</sup>	min.	950	1200	800
<b>Zugfestigkeit</b>	R <sub>m</sub>	N/mm <sup>2</sup>	min.	1050	1250	950
		N/mm <sup>2</sup>	max.	1200	1400	1200
<b>Bruchdehnung</b>	A <sub>5</sub>	%	min.	8	6	12
<b>Härte</b>						
<b>HRC</b>				ca. 35	ca. 42	ca. 31
<b>HB</b>				ca. 330	ca. 395	ca. 300
<b>Kerbschlagarbeit</b>	A <sub>VRT</sub>	J	ca.	10	20	40
	A <sub>V-20°C</sub>	J	ca.	8	16	20
Dynamisch						
<b>Wechselfestigkeit Zugdruck</b>	σ <sub>w</sub>	N/mm <sup>2</sup>		ca. 485	ca. 545	ca. 485
<b>Zugschweiffestigkeit</b>	σ <sub>sch</sub>	N/mm <sup>2</sup>		ca. 385	ca. 445	ca. 385
<b>Biegewechselfestigkeit</b>	σ <sub>bw</sub>	N/mm <sup>2</sup>		ca. 515	ca. 585	ca. 525

Die Dauerfestigkeitswerte wurden an glatten Proben ermittelt.

[http://www.steeltec.ch/fileadmin/files/steeltec.ch/datasheet/ste\\_DB\\_HSX\\_rgb\\_DE.pdf](http://www.steeltec.ch/fileadmin/files/steeltec.ch/datasheet/ste_DB_HSX_rgb_DE.pdf)

STEELTEC

Providing special steel solutions



# CW308G

2.0978

CuAl11Fe6Ni6

## Normen

Werkstoff-Nr.	EN Werkstoff-Nr.	EN Werkstoffbezeichnung
2.0978	CW308G	CuAl11Fe6Ni6

## Beschreibung

CuAl11Fe6Ni6 ist eine Kupfer-Aluminium-Legierung mit Zusatz von Eisen und Nickel.

## Besondere Eigenschaften

Gute Korrosions- und Meerwasserbeständigkeit. Keine Gefahr der Spannungsrißkorrosion. Hohe Abrieb- und Verschleißfestigkeit. Hohe Zunderbeständigkeit.

## Chemische Zusammensetzung

Si ≤ %	Mn ≤ %	Ni %	Cu %	Al %
0,20	1,50	5,00-7,00	Rest	10,5-12,5
Fe %	Pb %	Zn %		
5,00-7,00	≤ 0,05	≤ 0,50		

## Mechanische Eigenschaften 20°C

Härte HB 30 ≤ HB	0,2% Streckgrenze R <sub>s</sub> ≥ N/mm <sup>2</sup>	Zugfestigkeit R <sub>m</sub> N/mm <sup>2</sup>	Dehnung A <sub>5</sub> ≥ %	Elastizitätsmodul kN/mm <sup>2</sup>
210	410	740-760	4-6	115

## Physikalische Eigenschaften 20°C

Dichte g/cm <sup>3</sup>	Spezifische Wärme J/kg K	Wärmeleitfähigkeit W/m K	Elektr. Leitfähigkeit MS/m
7,6	450	63	4,6

## Anwendungsgebiete

Lagerteile, Platten, Armaturen, Kolbenstangen, Achsen, Antriebswellen, Rotorkeile, Zahnräder

## Lieferbare Produktformen für 2.0978 / CuAl11Fe6Ni6



© Metalcor GmbH | Heidhauser Str. 89a | D-45239 Essen | Deutschland  
Tel. +49 (201) 310 77 52 | Fax +49 (201) 310 77 47 | info@metalcor.de | www.metalcor.de  
Alle Angaben sind ohne Gewähr und dienen nur der Beratung. Dieses Datenblatt bildet kein vertragliches Dokument.  
Eine Haftung für sämtliche Angaben sowie für Ergebnisse in der Verarbeitung und Anwendung der Produkte ist ausgeschlossen.

**Aluminium AlSi10Mg**

**Stand 01/2013**

**Eigenschaften**

Die Herstellung der Bauteile erfolgt mit dem Laserstrahlschmelzen. Die Bauteile weisen ein homogenes und nahezu porenfreies Gefüge auf. Das Material zeichnet sich durch eine sehr gute Festigkeit, hohe Härte und sehr gute dynamische Belastbarkeit aus. Aufgrund der hohen Abkühlraten während des Bauprozesses sind die mechanischen Eigenschaften der gefertigten Bauteile besser als bei der Herstellung mittels Gießverfahren.

**Verwendung**

Der Werkstoff ist ideal für Anwendungen, die eine Kombination aus guten mechanischen Eigenschaften und niedrigem Gewicht erfordern. Die Bauteile können wärmebehandelt, mechanisch bearbeitet, draht- und senkerodiert, geschweißt, mikro-gestrahlt, poliert und beschichtet werden.

**Wärmebehandlung**

Es ist möglich, die mechanischen Kennwerte der gefertigten Bauteile mit einer Wärmebehandlung nach dem T6 Zyklus zu modifizieren. Die Dehnung der Bauteile wird verbessert. Weiterhin werden die durch den Schichtaufbau anisotropen Eigenschaften reduziert.

**Mechanische Kennwerte**

Materialeigenschaft	Einheit	wie gebaut	wärmebehandelt T6
Zugfestigkeit	MPa	410 ± 40	325 ± 20
Streckgrenze (Rp 0,2%)	MPa	240 ± 40	220 ± 20
Bruchdehnung	%	5 ± 2	9 ± 2
E-Modul	GPa	65 ± 5	65 ± 5
Härte (nach DIN EN ISO 6508-1)	HB	120 + 5	-

*In diesem Datenausdruck sind Richtwerte angegeben. Diese Werte sind beeinflussbar durch Bauteilgeometrie, Werkstoffzusätze und Umgebungseinflüsse. Sie sind aufgrund der gegenwärtigen Erfahrungen und Kenntnisse zusammengestellt. Eine rechtlich verbindliche Zusicherung bestimmter Eigenschaften oder die Eignung für einen konkreten Einsatzzweck kann aus unseren Angaben nicht abgeleitet werden.*

**Kontakt:**  
 citim GmbH, Steinfeldstraße 5, 39179 Barleben  
[www.citim.de](http://www.citim.de)

Tel. 039203 / 5106- 0  
 Fax 039203 / 5106-99  
 E-Mail: [info@citim.de](mailto:info@citim.de)

**PA12**

**Stand 02/2017**

**Eigenschaften**

Die Bauteile werden additiv aus einem Polyamid-12-Pulver gefertigt. Die Materialeigenschaften sind gekennzeichnet durch:

- hohe Festigkeit und Steifigkeit
- sehr gute Detailtreue und Kantenschärfe
- gute Chemikalienbeständigkeit
- biokompatibel nach EN ISO 10993-1
- guter Langzeitstabilität

Durch vielfältige Nachbehandlungsmöglichkeiten (z. B. Gleitschleifen, Metallisieren, Färben, Beflocken, Bekleben, Lackieren) ist dieses Material in sehr vielen Anwendungsbereichen einsetzbar.

**Verwendung**

Typische Einsatzbereiche von Bauteilen aus PA12 sind funktionsfähige Bauteile im Bereich der Prototypen, Kleinserien und Endprodukte, die sich mittels konventioneller mechanischer oder gießtechnischer Fertigung nicht herstellen lassen (beliebige dreidimensionale Geometrien).

**Mechanische Kennwerte**

Materialeigenschaft	Einheit	Wert
Zugfestigkeit	MPa	45 ± 2
Härte	Shore D	73± 2
Bruchdehnung	%	25 ± 2
Zug-E-Modul (X,Y -Richtung)	MPa	1700
Zug-E-Modul (Z-Richtung)	MPa	1650
Biege-E-Modul (23°C)	MPa	1500
Charpy-Schlagzähigkeit	kJ/m <sup>2</sup>	51 ± 2
Charpy-Kerbschlagzähigkeit	kJ/m <sup>2</sup>	4,8
Dichte (lasergesintert)	g/cm <sup>3</sup>	0,93

**Kontakt:**  
citim GmbH, Steinfeldstraße 7, 39179 Barleben  
[www.citim.de](http://www.citim.de)

Tel. 039203 / 5106 - 0  
Fax 039203 / 5106 -99  
E-Mail: [info@citim.de](mailto:info@citim.de)

**PA12-CF**

**Stand 02/2017**

**Eigenschaften**

Die Bauteile werden aus einem karbonfasergefüllten Polyamid-12-Pulver, das durch seinen Füllstoffanteil eine sehr hohe Steifigkeit bei vergleichbar geringer Dichte aufweist, gefertigt. Die Eigenschaften entsprechen in etwa denen eines PA6-GF30, wie es aus dem Spritzguss bekannt ist. Die Materialeigenschaften sind gekennzeichnet durch:

- gute Oberflächenqualität und Detailauflösung
- sehr gute thermische Belastbarkeit
- hohe Steifigkeit
- geringer spez. elektrischer Widerstand und geringer Oberflächenwiderstand

**Verwendung**

Typische Einsatzbereiche von Bauteilen aus PA12-CF sind Endprodukte im Bereich des Automobilbaues bzw. funktionsfähige Bauteile im Prototypen-/Kleinserienbereich, wo es auf eine besonders hohe Steifigkeit und Warmformbeständigkeit ankommt. Weiterhin ist dieser Werkstoff sehr gut für Bauteile, die eine Antistatik gewährleisten müssen, geeignet. Dies qualifiziert ihn auch besonders für luftführende Elemente und Bauteile, die im Umgang mit leichtentzündlichen Stoffen eingesetzt werden. Weiterhin hat das PA12-CF einen sehr geringen Wärmeausdehnungskoeffizienten im Vergleich zum Standardmaterial (viermal geringer). Damit eignet er sich besonders gut für Bauteile im Motorraum, in dem normalerweise Temperaturen von um die 100°C herrschen. Denn selbst bei diesen Temperaturen beweist der Werkstoff noch eine gute Wärmeformbeständigkeit.

**Mechanische Kennwerte**

Materialeigenschaft	Einheit	Längs zur Faser	Quer zur Faser
Zugfestigkeit	MPa	72 ± 2	52 ± 2
Bruchdehnung	%	2 ± 1	2 ± 1
Zug-E-Modul (X,Y -Richtung)	MPa	6600-7100	3400-3900
Biege-E-Modul (23°C)	MPa	5800-6300	2800-3300
Spez. Oberflächenwiderstand (DIN IEC 60093)	Ω	10 <sup>3</sup> -10 <sup>5</sup>	
Spez. elektrischer Widerstand (DIN IEC 60093)	Ωm	10 <sup>5</sup> -10 <sup>7</sup>	
Therm. Ausdehnungskoeffizient	1/k	1,4*10 <sup>-5</sup>	
Dichte (lasergesintert)	g/cm <sup>3</sup>	1,11-1,13	

**Thermische Eigenschaften**

Materialeigenschaft	Einheit	Längs zur Faser	Quer zur Faser
HDT / A	°C	165-170	130-135

*In diesem Datenausdruck sind Richtwerte angegeben. Diese Werte sind beeinflussbar durch Bauteilgeometrie, Werkstoffzusätze und Umgebungseinflüsse. Sie sind aufgrund der gegenwärtigen Erfahrungen und Kenntnisse zusammengestellt. Eine rechtlich verbindliche Zusicherung bestimmter Eigenschaften oder die Eignung für einen konkreten Einsatzzweck kann aus unseren Angaben nicht abgeleitet werden.*

**Kontakt:**  
citim GmbH, Steinfeldstraße 7, 39179 Barleben  
[www.citim.de](http://www.citim.de)

Tel. 039203 / 5106 - 0  
Fax 039203 / 5106 -99  
E-Mail: [info@citim.de](mailto:info@citim.de)

**PA12-GB****Stand 02/2017****Eigenschaften**

Die Bauteile werden aus einem glaskugelgefüllten Polyamid-12-Pulver, das durch seinen Füllstoffanteil eine hohe Steifigkeit bei gleichzeitig guter Bruchdehnung aufweist, gefertigt. Die Materialeigenschaften sind gekennzeichnet durch:

- gute Oberflächenqualität und Detailauflösung
- gute thermische Belastbarkeit
- hohe Steifigkeit

Durch vielfältige Nachbehandlungsmöglichkeiten (z. B. Gleitschleifen, Metallisieren, Färben, Beflocken, Bekleben, Lackieren) ist dieses Material in sehr vielen Anwendungsbereichen einsetzbar.

**Verwendung**

Typische Einsatzbereiche von Bauteilen aus PA12-GB sind Endprodukte im Bereich des Automobilbaues (Motorenbereich) bzw. funktionsfähige Bauteile im Prototypen und Kleinserienbereich, wo es auf eine besondere Steifigkeit und Warmformbeständigkeit ankommt.

**Mechanische Kennwerte**

Materialeigenschaft	Einheit	Wert
Zugfestigkeit	MPa	48 ± 2
Härte	Shore D	80 ± 2
Bruchdehnung	%	9 ± 2
Zug-E-Modul (X,Y -Richtung)	MPa	3200
Zug-E-Modul (Z-Richtung)	MPa	3200
Biege-E-Modul (23°C)	MPa	2500
Charpy-Schlagzähigkeit	kJ/m <sup>2</sup>	35 ± 2
Charpy-Kerbschlagzähigkeit	kJ/m <sup>2</sup>	5,4 ± 0,6
Dichte (lasergesintert)	g/cm <sup>3</sup>	1,22

**Thermische Eigenschaften**

Materialeigenschaft	Einheit	Wert
Schmelzpunkt	°C	176
VICAT-Erweichungstemperatur B/50	°C	166

*In diesem Datenausdruck sind Richtwerte angegeben. Diese Werte sind beeinflussbar durch Bauteilgeometrie, Werkstoffzusätze und Umgebungseinflüsse. Sie sind aufgrund der gegenwärtigen Erfahrungen und Kenntnisse zusammengestellt. Eine rechtlich verbindliche Zusicherung bestimmter Eigenschaften oder die Eignung für einen konkreten Einsatzzweck kann aus unseren Angaben nicht abgeleitet werden.*

**Kontakt:**  
citim GmbH, Steinfeldstraße 7, 39179 Barleben  
[www.citim.de](http://www.citim.de)

Tel. 039203 / 5106 - 0  
Fax 039203 / 5106 -99  
E-Mail: [info@citim.de](mailto:info@citim.de)

## Kevlar-Seil (Emmakites)

100~2000lb Braided Kevlar Line  
Utility Cord (Small Roll-50~200Ft)



### SPECIFICATION

**Material:** 100% Kevlar Fiber of natural yellow from Dupont

**Construction:** braided

**Fusion point:** 800~900 °F / 427~482 °C

Kevlar doesn't melt like nylon or polyester. It decomposes at high temperature.

**Strength - Diameter - Weight:**

Strength	100Lb	150Lb	250Lb	380Lb	500Lb	750Lb	1000Lb	1500Lb	2000Lb
<b>Diameter</b>	0.8mm	1mm	1.1mm	1.3mm	1.5mm	2mm	2.5mm	3mm	3.5mm
<b>Weight per 100Ft</b>	0.35Oz	0.59Oz	0.92Oz	1.08Oz	1.94Oz	2.9Oz	4.15Oz	6.2Oz	8.63Oz
<b>Weight per Meter</b>	0.33g	0.55g	0.86g	1g	1.8g	2.7g	3.86g	5.77g	8.03g

Approximately ±2~3% deviation exists in measurement.

**Packaging:** On Spool

**Recommended safe working strength: 20% of its original strength.**

[http://www.emmakites.com/index.php?main\\_page=product\\_info&cPath=336\\_365&products\\_id=304&zenid=f6e7pk2gc8n843ecs6n1goft20](http://www.emmakites.com/index.php?main_page=product_info&cPath=336_365&products_id=304&zenid=f6e7pk2gc8n843ecs6n1goft20)

# LITERATURVERZEICHNIS

- [1] **K. Ziegler-Graham, E.J. MacKenzie, P.L. Ephraim, T.G. Trivison, R. Brookmeyer.** Estimating the prevalence of limb loss in the United States: 2005 to 2050. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2008, vol: 89(3), pp: 400-429.
- [2] **Ottobock.** Fascinated with Michelangelo [Technical Manual]. *Duderstadt, Deutschland*. 2014.
- [3] **Deutsches Institut für Normierung e.V.** DIN EN 420 (2010-03-00): Schutzhandschuhe - Allgemeine Anforderungen und Prüfverfahren; Deutsche Fassung EN 420:2003+A1:2009. *Beuth Verlag GmbH, Berlin, Deutschland*. 2010, pp: 9-12.
- [4] **Deutsches Institut für Normierung e.V.** DIN 33402-2 (2005-12-00): Ergonomie-Körpermaße des Menschen-Teil2: Werte. *Beuth Verlag GmbH, Berlin, Deutschland*. 2005, pp: 58-62.
- [5] **PTC.** CREO 4.0 [Software]. *Needham, Massachusetts, USA*. 2016.
- [6] **A. Gustus, G. Stillfried, J. Visser, H. Jörntell, P. van der Smagt.** Human hand modelling: kinematics, dynamics, applications. *Biological Cybernetics*. 2012, vol: 106, pp: 741-755.
- [7] **I. A. Kapandji.** Hand. In: Funktionelle Anatomie der GelenkeThe Physiology of the Joints: Obere Extremität. 5. Aufl.: *Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart, Deutschland*. 1984, pp: 164-236.
- [8] **L. A. Jones, S. J. Lederman.** Evolutionary Development and Anatomy of the Hand. In: Human Hand Function. 1st ed.: *Oxford University Press, New York, USA*. 2006, pp: 10-23.
- [9] **T. Feix.** Anatomy of the Hand. In: Anthropomorphic hand optimization based on a latent space analysis. *Dissertation, Technische Universität Wien, Österreich*. 2011, pp: 4-9.

- [10] **T. Feix, J. Romero, H.-B. Schmiedmayer.** The GRASP Taxonomy of Human Grasp Types. *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*. 2016, vol: 46(1), pp: 66-77.
- [11] **T. Feix, R. Pawlik, H.-B. Schmiedmayer, J. Romero, D. Kragic.** A comprehensive grasp taxonomy. *In Robotics Science and Systems-RSS, Workshop on Understanding the Human Hand for Advancing Robotic Manipulation*. 2009.
- [12] **N. Kamakura, M. Matsuo, H. Ishii, F. Mitsuboshi, Y. Miura.** Patterns of static prehension in normal hands. *The American Journal of Occupational Therapy*. 1980, vol: 34(7), pp: 437-445.
- [13] **M. R. Cutkosky.** On Grasp Choice, Grasp Models, and the Design of Hands for Manufacturing Tasks. *IEEE Transaction on Robotics and Automation*. 1989, vol: 5(3), pp: 269-279.
- [14] **RSL Steeper.** Bebionic Small [Technical Manual]. *Steeper, Leed, Großbritannien*. 2015, RSLIT373 Issue 2 2015.
- [15] **Vincent Systems .** Vincent Evolution 3 [Technical Manual] [Online-Zugriff: 19.09.2018]. *Weingarten, Deutschland*. <https://vincentsystems.de/prothetik/vincent-evolution-3/>.
- [16] **Össur.** Prosthetic Solutions Catalog Upper Extremity [Technical Manual]. *Touch Bionics by Össur, Reykjavik, Island*. 2017.
- [17] **J.T. Belter, J.L. Segil, A.M. Dollar, R.F. Weir.** Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: A review. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 2013, vol: 50(5), pp: 599-618.
- [18] **Ottobock.** Interne Firmen-Datenbank. *Wien, Österreich*. 2018.
- [19] **Ottobock.** Greifeinrichtung, Patentanmeldung DE102018100173.8. *Deutsches Patent- und Markenamt, München, Deutschland*. Anmeldetag 05.01.2018.
- [20] **The MathWorks.** MATLAB R2016b [Software]. *Natick, Massachusetts, USA*. 2016.
- [21] **M. Plöchl.** Grundlagen der Mehrkörpersystemdynamik. *TU Wien, Institut Mechanik und Mechatronik*. 2017.
- [22] **H. Wittel, D. Muhs, D. Jannasch, J. Voßiek.** Bolzen-, Stiftverbindungen und Sicherungselemente. In: Roloff/Matek Maschinenelemente: Normung Berechnung Gestaltung. 21. Aufl.: *Springer Vieweg, Wiesbaden, Deutschland*. 2013, ISBN 978-3-658-02326-3, pp: 281-306.
- [23] **J. A. Nelder, R. Mead.** A simplex method for function minimization. *Computer Journal*. 1965, vol: 7, pp: 308-313.

- [24] **S. Singer, J. A. Nelder.** Nelder-Mead algorithm. *Scholarpedia*. 2009, vol: 4(7), pp: 2928.
- [25] **J. C. Lagarias, J. A. Reeds, M. H. Wright, P. Wright.** Convergence properties of the Nelder-Mead simplex algorithm in low dimensions. *Society for Industrial and Applied Mathematics*. 1998, vol: 9(1), pp: 112-147.
- [26] **F. Gao, L. Han.** Implementing the Nelder-Mead simplex algorithm with adaptive parameters. *Computational Optimization and Applications*. 2013, vol: 51(1), pp: 259–277.
- [27] **J. E. Dennis Jr., D. J. Woods.** Optimization on microcomputers: The Nelder-Mead simplex algorithm. *New Computing Enviroments: Microcumptuers in Large-Scale Computing, A Wouk, Ed. Philadelphia: SIAM*. 1987, pp: 116-122.
- [28] **A. Kielbasiński, H. Schwetlick.** Orthogonalisierungsverfahren nach Gram-Schmidt. In: Numerische lineare Algebra. Eine computerorientierte Einführung. *Deutscher Verlag der Wissenschaften, Berlin, Deutschland*. 1988, ISBN 3-326-00194-0, pp: 277-284.
- [29] **H. Wittel, D. Jannasch, J. Voßiek, C. Spura.** Roloff/Matek Maschinenelemente Tabellenbuch. *23. Aufl.: Springer Vieweg, Wiesbaden, Deutschland*. 2017, ISBN: 978-3-658-17895-6.
- [30] **T. G. Spears, S. A. Gold.** In-process sensing in selective laser melting (SLM) additive manufacturing. *Integrating Materials and Manufacturing Innovation, Springer*. 2016, DOI 10.1186/s40192-016-0045-4, pp: 1-4.