



Bachelorarbeit zum Thema:

**Erforschung einer mechanischen Einheit zur Übertragung extern  
eingeleiteter Kräfte im Bereich des Schultergelenks, für die Verwen-  
dung an Exoskeletten**

Zur Erlangung des Grades Bachelor of Engineering

Vorgelegt von:

Timon Eckstein



Matrikelnummer:	60960
Studiengang:	Allgemeiner Maschinenbau - Schwerpunkt Forschung und Entwicklung
Abgabetermin:	24. Juli 2019
Erstgutachter:	Prof. Dr. Matthias Haag
Betreuer:	Johannes Wanner (M. Sc.)

## Abstract:

Obwohl viele Dinge in unserem Alltag inzwischen modernisiert sind und Maschinen uns die lästigsten Arbeiten abnehmen, kann es in vielen Arbeitsbereichen bisher nicht vermieden werden, dass schwere Arbeiten weiterhin von Menschenhand bewegt werden müssen. Aus diesem Grund wird schon seit einiger Zeit an Exoskeletten geforscht, welche hier die Arbeit erleichtern sollen.

Ziel meiner Forschungsarbeit ist es ein nach außen verlagertes mechanisches Schultergelenk zu entwickeln, welches die komplexe Struktur der menschlichen Schulter mechanisch umschließen und stützen kann, ohne den Bewegungsfreiraum stark zu beeinträchtigen. Es galt dabei folgende Forschungsfrage zu beantworten: Ist es möglich das Schultergelenk durch eines oder mehrere nach außen verlagerte Gelenke zu ersetzen, die entstehenden Kräfte abzuleiten und den Bewegungsfreiraum trotzdem zu erhalten?

Um diese Frage zu beantworten wurde in erster Linie das Gespräch mit Physiotherapeuten und Orthopäden gesucht, um ein Basiswissen über den Aufbau und die Bewegungen einer Schulter zu erhalten. Auf Basis der VDI2225 wurden dann systematisch mehrere Lösungen erarbeitet, wie es möglich wäre verschiedene Gelenke miteinander zu kombinieren, um zu einer zielgerichteten Lösung zu kommen. Die hierbei erarbeiteten Lösungsvorschläge wurden dann mit Hilfe einer Nutzwertanalyse und vorher festgelegten Kriterien bewertet.

Das Konzept, welches hierbei das beste Ergebnis erzielte, wurde dann als Prototyp umgesetzt. Die hierfür benötigten Teile wurden weitestgehend über das FDM Verfahren im 3D-Drucker selbst gefertigt. Mithilfe dieses Prototypen wurde dann ein Versuch durchgeführt, wobei nicht nur die Funktion, sondern auch der Komfort beurteilt wurde.

Die Auswertung der Ergebnisse zeigt, es ist möglich das mechanische Schultergelenk auf diese Weise umzusetzen. Trotzdem gibt es am Ende dieser Arbeit weiterhin Punkte, die optimiert werden müssen.

## Vorwort:

Die Ihnen hier vorliegende Forschungsarbeit „Erforschung einer mechanischen Einheit zur Übertragung extern eingeleiteter Kräfte im Bereich des Schultergelenks, für die Verwendung an Exoskeletten“ habe ich als Abschlussarbeit meines Bachelorstudiums des allgemeinen Maschinenbaus an der HS-Aalen geschrieben. Das Ziel war es, wie der Titel bereits verrät, ein mechanisches Schultergelenk zur Verwendung an Exoskeletten zu entwickeln. Von März 2019 bis Juli 2019 beschäftigte ich mich intensiv mit der Erforschung des Themas und dem Schreiben dieser Arbeit.

Da ich in meinem Studium schon früh den Fokus auf die Forschung & Entwicklung gesetzt habe, bin ich sehr froh, dass Prof. Matthias Haag mir die Möglichkeit gegeben hat mit diesem Thema einen weiteren Einblick in die Erforschung neuer Themenfelder zu erhalten. Zusammen mit ihm und meinem Betreuer Johannes Wanner, die mir jederzeit mit tollem Input zur Seite standen und meine Fragen beantwortet haben, konnte ich meine Forschung zu einem zufriedenstellenden Ergebnis führen.

Daher möchte ich Ihnen, sowie allen anderen Mitarbeitern des Robotik Labors der HS-Aalen, für ihre Anleitung und hilfreiche Unterstützung während dieses Prozesses danken.

Ebenso möchte ich mich bei den Mitarbeitern der Firma F. Gottinger Orthopädietechnik GmbH bedanken, die mir die Gelenke für meinen Prototypen zur Verfügung gestellt haben und auch als Projektpartner jederzeit ein offenes Ohr für Probleme und Fragen hatten.

Als letztes gilt der Dank meiner Familie, die mich in dieser Zeit und während meines gesamten Studiums mit allen Ihnen zur Verfügung stehenden Mitteln unterstützt haben.

Ich wünsche Ihnen viel Freude beim Lesen dieser Bachelorarbeit.

Timon Eckstein

Rudersberg, 24. Juli 2019

# Inhaltsverzeichnis

<b>ABSTRACT:</b> .....	<b>I</b>
<b>VORWORT:</b> .....	<b>II</b>
<b>1. EINLEITUNG</b> .....	<b>1</b>
1.1 STAND DER TECHNIK .....	2
1.2 PROBLEMBESCHREIBUNG & THEMATISCHE ABGRENZUNG .....	2
1.3 LASTENHEFT .....	4
1.4 ZEITPLAN .....	6
<b>2. LITERATUR RECHERCHE</b> .....	<b>7</b>
2.1 VORBEREITUNG .....	8
2.2 SUCHBEGRIFFE DEFINIEREN .....	8
2.3 SUCHBEGRIFFE KOMBINIEREN .....	8
2.4 LITERATUR SYSTEMATISCH DURCHSUCHEN .....	8
2.5 ANALYSIEREN & ZUSAMMENFASSEN .....	9
<b>3. BEWEGUNGSFREIHEIT DER SCHULTER</b> .....	<b>10</b>
<i>Das Schultergürtelgelenk</i> .....	11
<i>Das Schultergelenk</i> .....	11
<b>4. ENTWICKLUNG &amp; KONSTRUKTION</b> .....	<b>13</b>
4.1 KLÄREN UND PRÄZISIEREN DER AUFGABENSTELLUNG .....	14
4.2 ERMITTELN VON FUNKTIONEN UND DEREN STRUKTUREN .....	14
4.2.1 Arm nach vorne heben ( <i>Extension / Flexion</i> ) .....	14
4.2.2 Arm seitlich heben ( <i>Abduktion / Adduktion</i> ) .....	14
4.2.3 Ableiten der entstehenden Kräfte an den Rumpf .....	15
4.3 SUCHEN NACH LÖSUNGSPRINZIPIEN UND DEREN STRUKTUR .....	15
4.3.1 Arm nach vorne heben .....	17
4.3.2 Arm seitlich heben .....	19
4.3.3 Anbindung an Rumpf .....	21
4.4 GLIEDERN UND GESTALTEN EINZELNER MODULE .....	23
<i>Möglichkeit 1 (Rot)</i> .....	24
<i>Möglichkeit 2 (grün)</i> .....	24
<i>Möglichkeit 3 (blau)</i> .....	25
<i>Möglichkeit 4 (gelb)</i> .....	26
4.5 BEWERTEN DER EINZELNEN MODULE .....	27
<i>Paarvergleich zum Bewerten (Nach VDI2225)</i> .....	27
<i>Nutzwertanalyse nach VDI2225</i> .....	28
4.6 MEETING BEI DER FIRMA GOTTINGER .....	29
4.7 GESTALTEN DES GESAMTEN PRODUKTS .....	30
4.8 AUSARBEITEN DES ENTWURFS .....	31
<b>5. BERECHNUNGEN &amp; FESTIGKEITS-ANALYSE</b> .....	<b>32</b>
5.1 FESTIGKEITSANALYSE DER GELENKE .....	33
<i>Ermitteln der Grenzwerte</i> .....	34
<i>Biegebelastung in Richtung der Drehachse</i> .....	35
<i>Biegebelastung senkrecht zur Drehachse</i> .....	37
5.2 BERECHNUNG DER AUFTRETENDEN KRÄFTE .....	38
<i>Arm nach vorne ausgestreckt</i> .....	39
<i>Arm seitlich ausgestreckt</i> .....	41
5.3 KRAFTEINLEITUNG DURCH EINEN AKTOR AUF DAS GELENK .....	42
<b>7. BAU DES PROTOTYPEN</b> .....	<b>46</b>



<b>8. TEST DES PROTOTYPEN .....</b>	<b>47</b>
8.1 VERSUCHSAUFBAU UND DURCHFÜHRUNG .....	48
8.2 BEWERTUNG DES KOMFORTS .....	50
8.3 AUSWERTUNG.....	51
<b>9. FAZIT .....</b>	<b>52</b>
<b>10. AUSBLICK.....</b>	<b>53</b>
<b>TABELLENVERZEICHNIS.....</b>	<b>III</b>
<b>ABBILDUNGSVERZEICHNIS.....</b>	<b>III</b>
<b>LITERATURVERZEICHNIS .....</b>	<b>V</b>
<b>NICHT ÖFFENTLICH EINSEHBARE LITERATUR.....</b>	<b>V</b>
<b>EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG.....</b>	<b>VI</b>
<b>ANHANG.....</b>	<b>VII</b>

## 1. Einleitung

Gemessen an der Körpergröße sind Ameisen, so sagt man, die stärksten Tiere der Welt. Eine typische, europäische Waldameise kann um das 30-fache ihres eigenen Körpergewichts stemmen. Auf den Menschen übertragen würde das bedeuten, dass ein europäischer Durchschnittsbürger mit einem Körpergewicht von 85 Kg erstaunliche 2.550 Kg an Masse stemmen könnte. In Bildern gesprochen entspricht dies in etwa dem Gewicht von zwei Kleinwagen.

Dass ein Mensch, und würde er sein Leben lang im Fitness-Studio trainieren, diese Leistung erbringen könnte ist mehr als nur utopisch. Die Evolution hat für uns Menschen zwar keine übernatürlichen Kräfte vorgesehen, doch nach Jahrtausenden von Entwicklungsschritten besitzen wir nun eines der leistungsstärksten Gehirne auf der Welt.

Dennoch wird es auch in Zukunft Arbeitsbereiche geben, bei denen Maschinen die physische Leistung erbringen werden aber die individuelle, menschliche Entscheidung über das Handeln unerlässlich ist. Wenn man es schafft eine Möglichkeit zu finden, diese physische Kraft der Maschinen, mit der Intelligenz des Menschen in einem an den Körper direkt angebundenen System zu vereinen, könnte man somit das Beste aus beiden Welten miteinander vereinen.

Aus diesem Grund wird schon seit längerem untersucht wie Maschinen, in unterschiedlichen Bereichen, Menschen bei Ihrer körperlichen Arbeit direkt unterstützen können. Ob auf eine passive Art und Weise, z.B. durch einfaches Abstützen der Oberarme bei Arbeiten über Kopf, oder aktiv, durch Unterstützen der Muskeln beim Verrichten schwerer Arbeiten. Es gibt verschiedene Ansätze die Arbeiter bestmöglich zu entlasten und zu unterstützen. Diese mechanischen Anzüge, welche den Menschen bei verschiedensten Tätigkeiten unterstützen sollen, nennt man Exoskelette.

## 1.1 Stand der Technik

Ein paar wenige Systeme sind tatsächlich schon auf dem Markt erhältlich (Abbildung 1) und in verschiedensten Bereichen im Einsatz. Ein Beispiel hierfür wäre der Chairless Chair [1], welcher es ermöglicht sich an Ort und Stelle einfach „in die Luft“ zu setzen. Aber auch aktive Exoskelette, wie z.B.: der Robo-Mate [2], sind bereits erhältlich.



Abbildung 1: Beispiele für bestehende Exoskelette: Chairless Chair & Robo-Mate, [1] [2]

Um den Einsatz von Exoskeletten, ob mit oder ohne Unterstützung der Muskulatur, attraktiver für die Industrie zu machen, soll ein System entwickelt werden welches eng am Körper anliegt und zusätzlich einen universellen Einsatz, bei verschiedensten Tätigkeiten, mit Hilfe skalierbarer und modularer Antriebe ermöglicht. Neuartig ist außerdem die direkte Abfrage der Bewegungssignale der Muskulatur, welche es ermöglichen die Konstruktion zeitgleich zur Muskulatur zu bewegen, wodurch der menschliche Körper im Moment der Bewegungseinleitung nicht zuerst gegen das System arbeiten muss. Über diese soll eine sehr direkte Ansteuerung des Exoskeletts, und damit ein sehr präzises Arbeiten, ermöglicht werden.

Um dies zu realisieren wurde ein Verbund von Instituten und Firmen geschlossen, welche an diesem Projekt [Leviaktor] gemeinsam forschen.

## 1.2 Problembeschreibung & Thematische Abgrenzung

Im Rahmen dieser Forschungsarbeit soll die Machbarkeit eines nach außen verlagertes mechanischen Schultergelenks aufgezeigt werden. Es gilt zu erforschen, ob die komplexe Struktur der menschlichen Schulter mechanisch umschlossen und gestützt werden kann, möglichst ohne den Bewegungsfreiraum zu beeinträchtigen. Kernthema der Arbeit ist die Erforschung der Bewegungsfreiheit eines Schultergelenks und die Konstruktion des mechanischen Aufbaus des Exoskeletts in diesem Bereich. Auch wenn der Antrieb der Achsen explizit nicht Teil dieser Arbeit ist, müssen trotzdem Bereiche für Motoren zur Ansteuerung und Möglichkeiten zur Anbindung vorgesehen werden.

Die Schulter ist eines der kompliziertesten Gelenke in unserem Körper. Da bei einer Bewegung des Gelenks nie nur ein Körperteil in Bewegung ist, sondern immer ein Verbund von mehreren Muskeln, Gelenken und Knochen, besteht die Schwierigkeit dieser Arbeit darin einen, oder mehrere Fixpunkte zu finden, an dem das Skelett befestigt werden kann um die zu kompensierenden Kräfte abzuleiten, ohne dabei eine Bewegung einzuschränken, zu blockieren oder gar einen Schaden am Körper zu verursachen. Die größte Herausforderung in dieser Arbeit besteht darin eine Möglichkeit zu finden, Drehgelenke außerhalb der Schulter Mitte anzubringen, welche aber trotzdem die gewohnten Freiheitsgrade des Schultergelenks bieten.

Die grundlegenden Kräfte, Momente & Beschleunigungen wurden von dem gesamten Leviaktor Projektteam in einem Basis Test, außerhalb dieser Arbeit ermittelt. (Anhang S. 3).

Nach Abschluss der Konstruktion ist ein Prototyp, mit Hilfe des FDM 3D-Druck Verfahrens, zu erstellen. Mit diesem soll der Basis Test, (oder ein vergleichbarer Test), nochmals durchgeführt werden und die Ergebnisse mit dem bereits durchgeführten Test ohne Exoskelett verglichen werden. Im Rahmen der Entwicklung wird eine unterstützende Gewichtskraft an der Hand, von bis zu 5 Kg angestrebt. Inwiefern dies möglich ist wird sich mit fortschreitendem Entwicklungsstand zeigen und ist stark abhängig von den sich auf dem Markt befindlichen Antrieben.

### 1.3 Lastenheft

Um die Anforderungen an die Konstruktion übersichtlich und eindeutig festzuhalten, wurde mithilfe des gestellten Projektantrags ein Lastenheft angefertigt. (Tabelle 1)

<b>Anforderungen an den LEVIAKTOR</b>			
<b>01.03.19</b>		<b>Erstellt von Timon Eckstein</b>	
<b>Erstellt anhand des Projektantrags an das Bundesministerium für Bildung und Forschung</b>			
<b>Pflichten:</b>	<b>Adaptivität:</b>	Das System soll sich dem Nutzer in seiner Individualität in Form, Bewegungsabfolge und Intensität der Unterstützung anpassen.	
		Die Kraftausleitung darf beim Werker keine Unannehmlichkeiten oder Schmerzen (geschweige denn Schäden) verursachen.	
		Die Anbindung der Antriebe soll über klar definierte Schnittstellen, möglichst einfach anpassbar und universell abstimmbare gestaltet sein.	
	<b>Robustheit:</b>	Staub, Feuchtigkeit (IP-Klasse) und Überlastsicherung, auch in rauen Arbeitsumgebungen, müssen gegeben sein.	
	<b>Leistungsdichte:</b>	Das System muss leicht, kompakt und somit komfortabel anzulegen und zu tragen sein, jedoch gleichzeitig ausreichend kräftig, um relevante Unterstützung zu leisten.	
<b>Sicherheit:</b>	Verletzungen, vom System ausgehend, müssen ausgeschlossen sein.		
	Nachgiebigkeiten des Systems stellen Energiespeicher dar, es ist daher für Dämpfung zu sorgen.		
<b>Wünsche:</b>	<b>Kraft:</b>	Das System soll mit 5 Kg, eingeleitet an der Hand, den Werker unterstützen können.	
	<b>Ergonomie:</b>	Das System soll den Werker nicht einschränken und angenehm zu tragen sein.	
Das System soll unkompliziert und schnell an- & abzulegen sein.			

Tabelle 1: Lastenheft des LEVIAKTOR [10]

Die hier aufgeführten Anforderungen beziehen sich allerdings auf das gesamte Leviaktor Projekt. Für den Schulterbereich, welcher von mir bearbeitet wurde, wurden diese wie folgt interpretiert, bzw. wurden die einzelnen Konstruktionsvorschläge nach folgenden Kriterien bewertet:

**Sicherheit:** Wie sicher ist die Konstruktion? Können irgendwelche Schäden oder Verletzungen am Träger, beim Benutzen der Konstruktion, auftreten bzw. entstehen? Z.B. durch nicht korrekt übereinstimmende Drehpunkte, Fehlbedienung oder unvorhergesehene Ereignisse wie Stolpern oder stürzen.

**Kosten:** Wie hoch sind die entstehenden Kosten bei der Produktion des Modells? Ist es möglich standardisierte Komponenten zu benutzen, um die Kosten niedrig zu halten? Hierzu kann zum jetzigen Zeitpunkt noch keine Aussage getroffen werden, allerdings sollte man diesen Punkt im Hinterkopf behalten.

**Anzahl der Teile:** Wie viele komplizierte Teile sind in der Konstruktion verbaut? Wird ein Fokus auf einfach zu fertigende Teile bzw. Normteile gelegt?

**Funktion:** Wie weit decken sich die möglichen Funktionen der jeweiligen Version mit den Forderungen? Sind alle geforderten Bewegungen möglich? Wenn ja, in welchem Umfang?

**Ergonomie:** Wie angenehm ist das Gestell zu tragen? Wohin werden die entstehenden Kräfte abgeleitet? Trage ich das Gewicht mit dem Rücken oder kann ich es an der Hüfte aufnehmen?

**Akzeptanz:** Wie hoch ist die wahrscheinliche Akzeptanz des Exoskeletts vom Werker? Wie kompliziert ist es das Gestell an- und abzulegen?

**Modularität:** Kann ich die Konstruktion einfach und schnell an verschiedene Körpertypen anpassen? Sind definierte Schnittstellen zum schnellen und einfachen anbringen und abstimmen der Antriebe vorhanden bzw. umsetzbar?

**Erweiterbar:** Ist es problemlos möglich das Exoskelett vom Oberkörper an den Unterkörper zu erweitern?



## 2. Literatur Recherche

Für wissenschaftlich korrekte Arbeiten ist eine Literaturrecherche unumgänglich. Sinn der Literaturrecherche ist es, möglichst umfassend den Stand der Technik, sowie Forschungs- und Entwicklungsstände zum Thema zu erarbeiten. Dabei zählt nicht nur der aktuelle Stand, sondern auch der Fortschritt, der in den letzten Jahren stattgefunden hat. Durch Nachforschung werden Informationen über bereits bestehende Lösungen von Exoskeletten, der möglichen Ankopplung von Antrieben und einer möglichen Gelenkanordnungen im Schulterbereich gesammelt. Zudem werden die aktuellen Hindernisse und Probleme in Erfahrung gebracht. Hierdurch lässt sich zum Teil auch ein Entwicklungstrend erkennen.

Die Erkenntnisse dienen als Maßstab und Basis für die Erforschung neuer Themenfelder. Es wird verhindert, dass eine bestehende Technologie nochmals „neu entwickelt oder erforscht“ wird und Parallelforschungen betrieben werden. Durch die Basis an Informationen, die durch die Literaturrecherche zusammengetragen werden, ist es möglich bereits vorhandene Ergebnisse in die eigene Forschungsarbeit einzubringen.

Die Literaturrecherche zum Stand der Technik kann in fünf Schritte unterteilt werden. (Abbildung 2)



Abbildung 2: Die fünf Schritte der Literaturrecherche



## 2.1 Vorbereitung

Zu Beginn steht eine klare und präzise Beschreibung der Aufgabe, siehe hierzu Kapitel 4.1. Welche besonderen Merkmale und Eigenschaften das zu untersuchende Thema aufweist, welche Effekte erzielt werden sollen und durch welche Wirkungsweisen oder Mechanismen diese erreicht werden. Als Einstieg in das Thema der Exoskelette und der Antriebstechnik ist es nötig, sich eine gewisse Grundkompetenz als Wissensbasis vor Beginn der eigentlichen Recherche anzueignen. Die hierbei verwendeten Quellen können später auch festgehalten werden, sofern sie auf das Thema zutreffen. Quellen sind alle Texte, Gegenstände oder Tatsachen, aus denen Kenntnis der Vergangenheit gewonnen werden können.

## 2.2 Suchbegriffe definieren

Es werden speziell auf dieses Thema zutreffende Begriffe, vorzugsweise im Expertenteam erarbeitet. Je zutreffender die Begriffe auf die Themengebiete Exoskelett, Antriebstechnik und Biokompatibilität definiert werden, desto präziser und zielführender die Ergebnisse der Recherche. Viele Arbeiten werden nur in Englisch verfasst, daher ist eine korrekte wissenschaftliche Übersetzung erforderlich. Zudem ist eine Synonymenbildung der deutschen und englischen Begriffe durchzuführen. Ein Einblick in die daraus gewonnene Begriffsmatrix liegt der Arbeit bei. (Siehe Anhang S. 1)

## 2.3 Suchbegriffe kombinieren

Um die zu erwartenden Ergebnisse der Recherche im Vorhinein weiter zu präzisieren ist eine systematische Kombination der zuvor erarbeiteten Begriffe nötig. Dies erfolgt hier zum einen durch die Kombination jedes Begriffes mit jedem weiteren sinnvollen Begriff der Matrix, zum anderen durch die Kategorisierung der Begriffe in „Womit“, „Wodurch“ und „Wozu“, welche dann ebenfalls sinnvoll kombiniert werden.

## 2.4 Literatur systematisch durchsuchen

Mit den in 2.3 gewonnenen Begriffen kann nun die Recherche durchgeführt werden. Bei einigen Datenbanken können zusätzlich Konnektoren verwendet werden, mit denen man die Suche spezifizieren kann. Boolesche Operatoren, Trunkierungen bzw. Maskierungen, Abstandoperatoren und Phrasensuche können zu einer weiteren Spezifizierung beitragen.

Folgende Datenbanken wurden zur Recherche verwendet:

- Europäisches Patentregister (EPO)
- Deutsche Nationalbibliothek
- Google Scholar
- Qucosa (Technische Universität Dresden)
- Bibliothek Hochschule Aalen

## 2.5 Analysieren & Zusammenfassen

Bereits während der Sichtung der Literatur ist eine strategische Dokumentation der Quellen und deren Inhalte zu deren späteren zielgerichteten Aufarbeitung nötig.

Exoskelette sind inzwischen Stand der Technik, auch wenn die Nomenklatur nicht einheitlich, geschweige denn standardisiert ist. Abbildung 3 zeigt eine Strukturierungsmöglichkeit des Themas als Gegenüberstellung umfangreicher Literaturstudien.

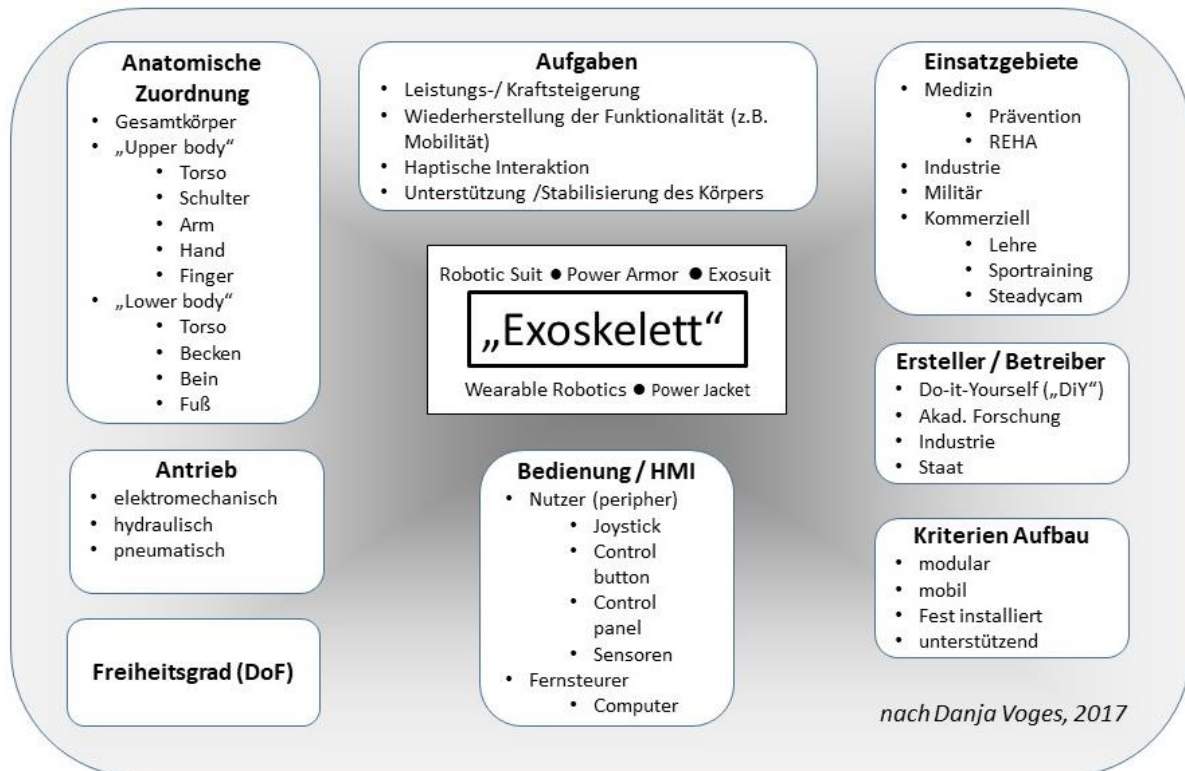


Abbildung 3: Klassifikationskriterien für Exoskelette [10]

Die Ergebnisse, welche anhand des hier beschriebenen Verfahren erarbeitet wurden, sind im Anhang auf Seite 2 einsehbar.

### 3. Bewegungsfreiheit der Schulter

Bevor mit der eigentlichen Aufgabe, der Konstruktion, begonnen werden kann muss zuerst untersucht werden wie beweglich ist so ein Schultergelenk überhaupt. Es gilt herauszufinden welche unterschiedlichen Bewegungen eine menschliche Schulter machen kann und in welchem Umfang. Hierzu werden nicht nur Informationen aus verschiedenen Fachbüchern eingeholt, sondern auch explizit das Gespräch mit verschiedenen Physiotherapeuten und Orthopädietechnikern gesucht. Es ist sehr wichtig hier eine solide Basis an Wissen zu schaffen um jegliche Verletzungsmöglichkeiten, ausgehend von der zu erstellenden Konstruktion, auszuschließen.

Eine Schulter (Abbildung 4) setzt sich im Grunde aus zwei Gelenken zusammen, dem Schultergürtelgelenk und dem eigentlichen Schultergelenk. Wenn man von einer Schulter spricht, meint man umgangssprachlich das reine Schultergelenk, welches für die grundlegenden Bewegungen des Oberarms zuständig ist. Für den kompletten Bewegungsablauf ist das Schultergürtelgelenk allerdings unabdingbar, da dieses nicht nur das Heben und Senken, sondern auch das horizontale Bewegen des Schultergelenks möglich macht. Die einzelnen Gelenke werden im Folgenden im Detail vorgestellt. (Abbildung 5 bis 7) [3]

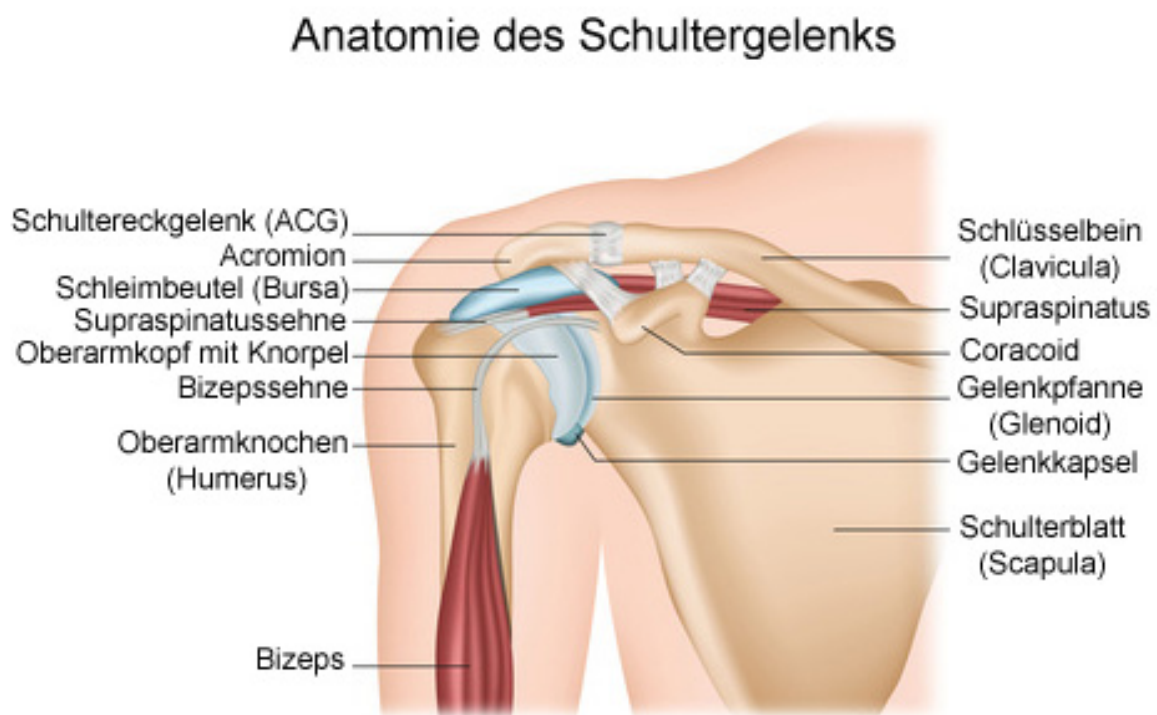


Abbildung 4: Anatomie des Schultergelenks [4]

## Das Schultergürtelgelenk

Art des Gelenks:	funktionelles Kugelgelenk
Anzahl der Freiheitsgrade:	2
Bewegungsrichtungen:	4

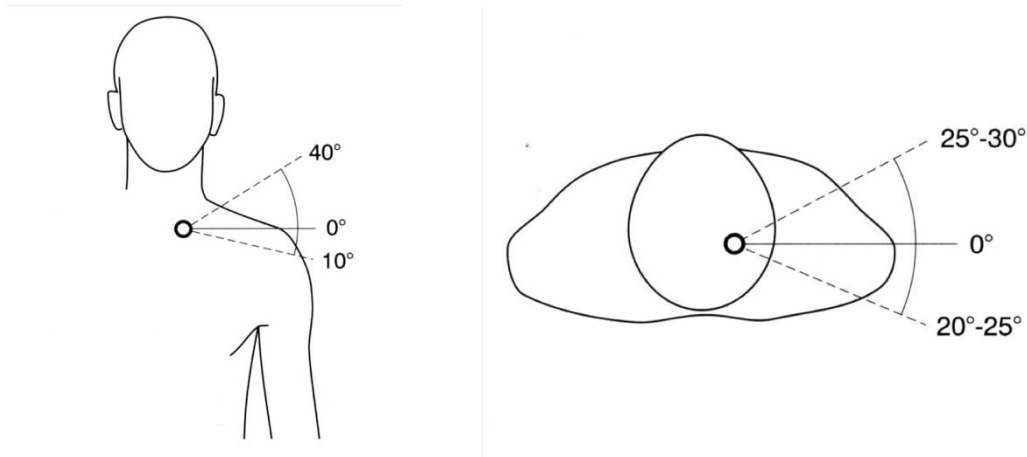


Abbildung 5: Bewegungen des Schultergürtels [3]

Die Elevation (bzw. Depression) beschreibt das Heben und Senken des Schultergelenks, während die Protraktion (bzw. Retraktion) das horizontale Bewegen des Schultergelenks nach vorne und hinten ausdrückt. Diese Bewegungen sollen von dem fertigen Exoskelett zwar nicht unterstützt werden, jedoch soll diese Bewegung natürlich trotzdem weiterhin problemlos und mit möglichst wenig Einschränkungen durchführbar sein.

Mittelpunkt dieser Bewegungen ist dabei das Sternoklavikulargelenk, wobei es sich um die gelenkige Verbindung dem Brustbein (Sternum) und dem Schlüsselbein (Clavicula) handelt.

## Das Schultergelenk

Die Bewegung des Oberarms kann durch Kreisbahnen in alle Richtungen beschrieben werden. Mittelpunkt dieser Bewegung ist dabei stets die Mitte des Humeruskopfes.

Art des Gelenks:	Kugelgelenk
Anzahl der Freiheitsgrade:	3
Bewegungsrichtungen:	6 + Rotation

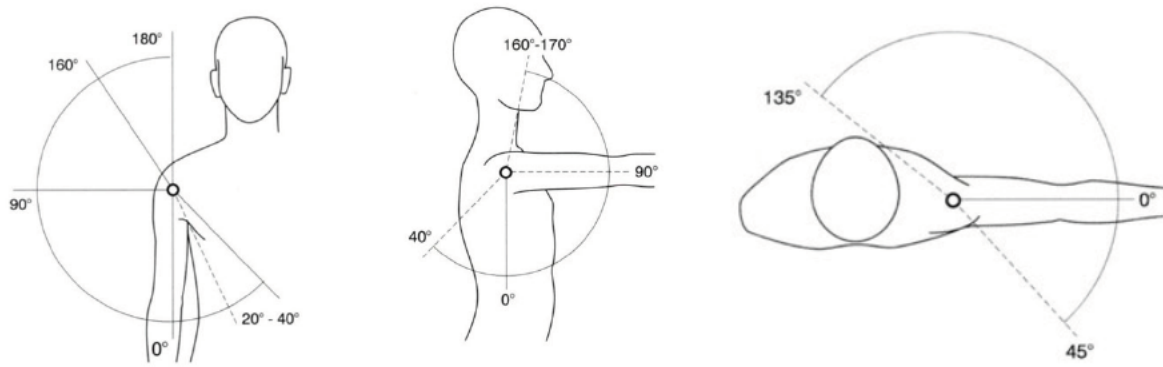


Abbildung 6: Verschiedene Bewegungsrichtungen um Humeruskopf [3]

Wie Abbildung 6 gut veranschaulicht, ist der Oberarm in der Lage drei unterschiedliche, konstante Kreisbahnen, um die Schultermitte zu beschreiben. Möchte man diese auch alle ermöglichen, muss entweder ebenfalls mit einem Kugelgelenk gearbeitet, oder für jede Bewegung ein einzelnes Scharniergelenk verbaut werden.

Als letztmögliche Bewegung ist noch die Rotation des Oberarms zu nennen. (Abbildung 7) Dies ist eine, im ersten Moment vermutlich nicht ersichtliche Bewegung, die für den vollen Bewegungsumfang aber unerlässlich ist.

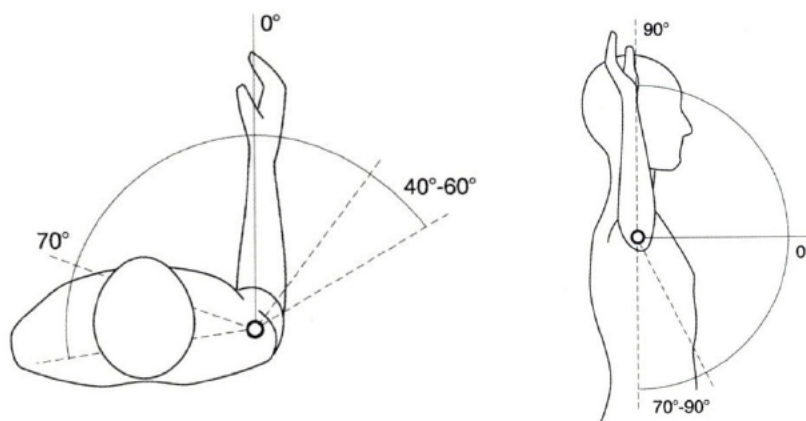


Abbildung 7: Rotation des Oberarms [3]

In unserem Anwendungsfall müssen somit drei Scharniergelenke verbaut werden. Eines, um den Arm nach vorne zu heben, bzw. senken (Extension & Flexion), eines, um den Arm seitlich anzuheben bzw. zu senken (Abduktion & Adduktion) und eines, um den Arm Horizontal vor dem Körper zu bewegen (Transversale Extension & Flexion). Über die Überlagerung dieser einzelner Bewegungen hat der Arm annähernd jede Freiheit, die er naturgemäß auch über das Kugelgelenk hat.

Dies bietet außerdem den Vorteil das man so immer eine definierte Position in jedem Gelenk hat und somit immer die exakte Position des Armes bestimmen kann.

## 4. Entwicklung & Konstruktion

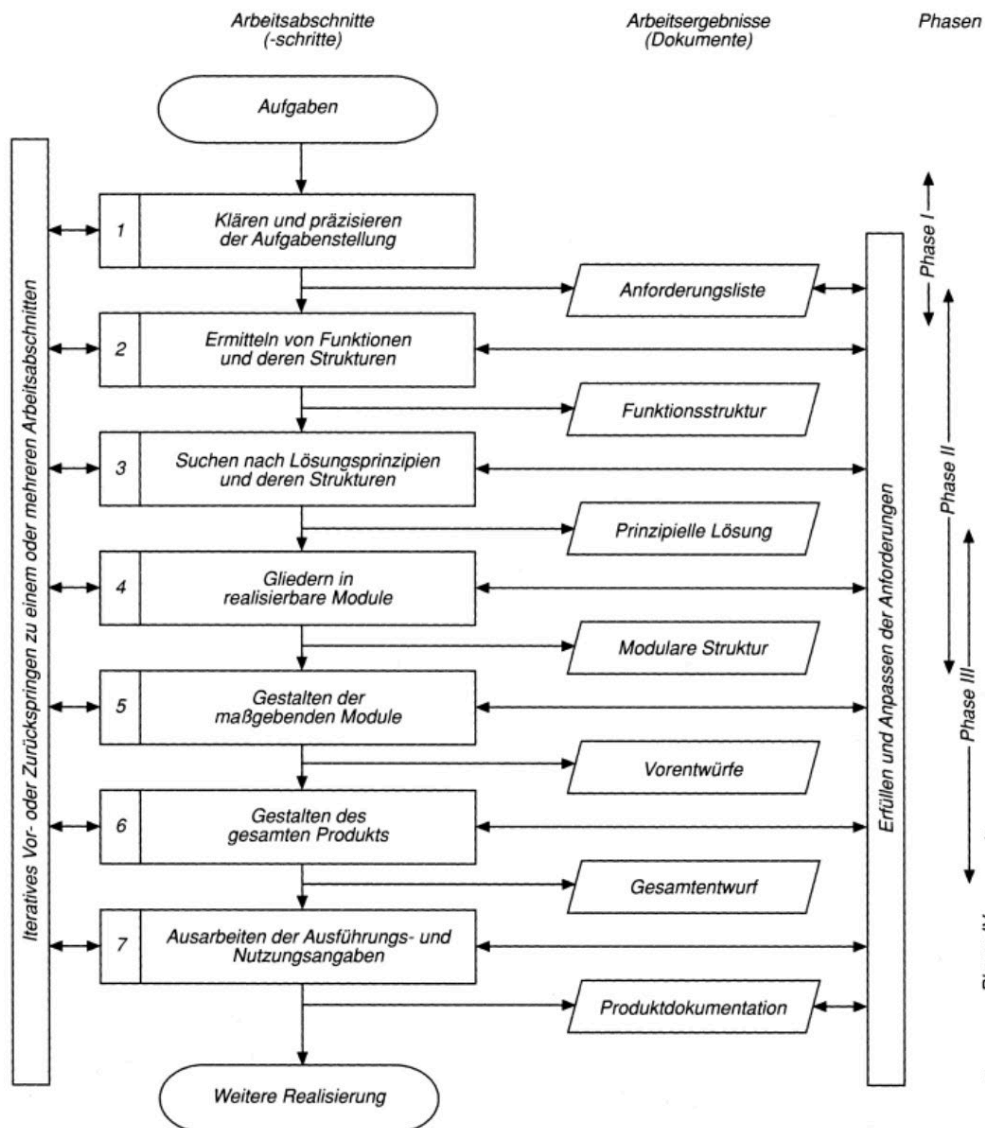


Abbildung 8: Entwickeln nach VDI2221 [5]

Bei der Entwicklung des Prototypen wird als Orientierung die VDI2221 zu Hilfe genommen. (Abbildung 8) Diese Richtlinie unterteilt den Weg zur fertigen Konstruktion in einzelne, kleinere Entwicklungsschritte. Das Gesamtprojekt wird hierbei in vier Phasen eingeteilt, diese sind:

- Planen
- Konzipieren
- Entwerfen
- Ausarbeiten

Diese Phasen haben allerdings keine klaren Übergänge, sondern greifen zum Teil auch ineinander bzw. laufen parallel. Die einzelnen Phasen werden wiederum in einzelne Arbeitsschritte unterteilt, an welchen sich meine folgenden Kapitel orientieren.

## 4.1 Klären und Präzisieren der Aufgabenstellung

Wie in Kapitel 1.2 beschrieben besteht die Aufgabe darin eine mechanische Konstruktion zu erstellen, welche es ermöglicht das menschliche Schultergelenk zu entlasten, hierbei alle Anforderungen aus 1.3 zu erfüllen, trotzdem aber alle Bewegungsfreiheiten beizubehalten.

## 4.2 Ermitteln von Funktionen und deren Strukturen

Um die Gesamtfunktion realisieren zu können, müssen zuerst die unterschiedlichen Unterfunktionen ausgearbeitet werden. Diese gliedern sich in:

- Arm nach vorne heben & senken
- Arm seitlich heben & senken
- Ableiten der entstehenden Kräfte an den Rumpf

Wenn für diese Einzelfunktionen eine Lösung gefunden wurde, kann über unterschiedliche Kombinationen dieser die Gesamtfunktion dargestellt werden.

### 4.2.1 Arm nach vorne heben (Extension / Flexion)

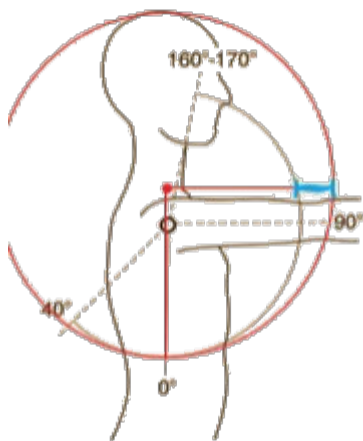


Abbildung 9: Rotation um andere Drehachse

Wie in Kapitel 3 ausgeführt, beschreibt der Arm bei der Extension bzw. Flexion einen weitestgehend konstanten Kreis um den Humeruskopf, also um die Schultermitte (Abbildung 6). Da das entstehende Exoskelett modular für mehrere Leute passend gebaut werden soll, kann nicht immer sichergestellt werden, dass der Drehpunkt der Schulter mit dem Drehpunkt des mechanischen Gelenks exakt übereinstimmt.

Wie Abbildung 9 verdeutlicht ist es nicht möglich die Bewegung mit einem gleichbleibenden Kreis nachzustellen, sollte sich der neue Drehpunkt nicht auf derselben Drehachse wie die des Schultergelenks befinden. Die Schwierigkeit besteht nun darin diese Drehbewegung des Gelenks zu ermöglichen, allerdings um einen anderen Drehpunkt. Um dies zu ermöglichen muss zwingend eine Mechanik eingebaut werden, welche es ermöglicht den Radius des beschriebenen Kreises, um das entsprechende Delta zu verändern.

### 4.2.2 Arm seitlich heben (Abduktion / Adduktion)

Bei dem seitlichen Heben des Arms tritt genau das gleiche Problem auf, allerdings ist es hier einfacher den Rotationspunkt mittig zum Humeruskopf anzubringen, da man ihn vor bzw. hinter dem Schultergelenk platzieren kann. Sollte dies allerdings nicht möglich sein, da er sich dort z.B. im Weg befindet und andere Bewegungen blockiert, muss auch hier eine Flexibilität des Radius berücksichtigt werden.



#### 4.2.3 Ableiten der entstehenden Kräfte an den Rumpf

Beim Bewegen des Oberarms mittels einer externen Mechanik, treten Reaktionskräfte auf, welche entsprechend abgeleitet werden müssen. Auch das Gewicht, welches das Exoskelett später unterstützend heben soll, muss hier mitberücksichtigt und abgeleitet werden. Hier muss eine Möglichkeit gefunden werden entstehenden Kräfte von der Schulter wegzuleiten, woanders aufzunehmen und die Schulter somit zu entlasten.

#### 4.3 Suchen nach Lösungsprinzipien und deren Struktur

Nachdem die einzelnen Funktionen in Kapitel 4.2 nun definiert wurden, wird daran gearbeitet für jede dieser Funktionen unterschiedliche Lösungsansätze zu finden. Dafür werden für jede benötigte Funktion unterschiedliche Lösungsvorschläge ausgearbeitet.

Aus diesem Grund werden zuerst alle Ideen gesammelt und in einfachen Skizzen festgehalten (Abbildung 10). Hierbei handelt es sich sowohl um Lösungen für einzelne Funktionen als auch um Ideen für die Gesamtkonstruktion.

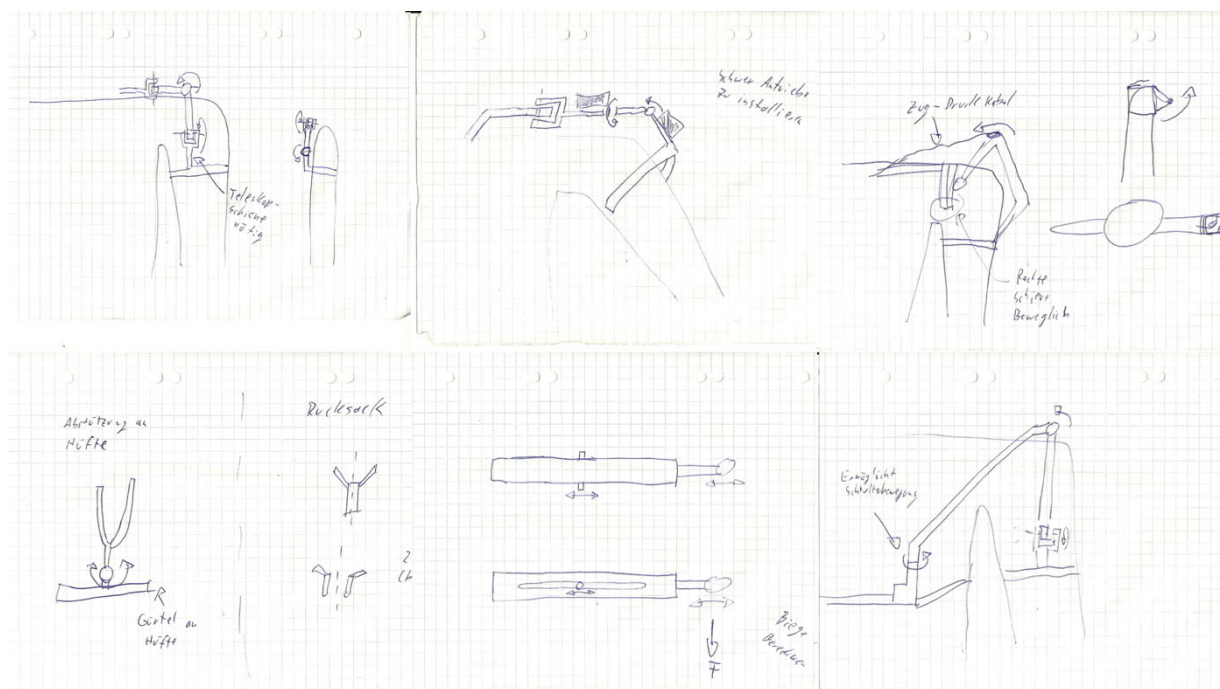


Abbildung 10: Übersicht Skizzen

Nach dem Sammeln der ersten Ideen, wurde versucht die ersten Gesamtentwürfe zu skizzieren, diese sind in Abbildung 11 dargestellt.



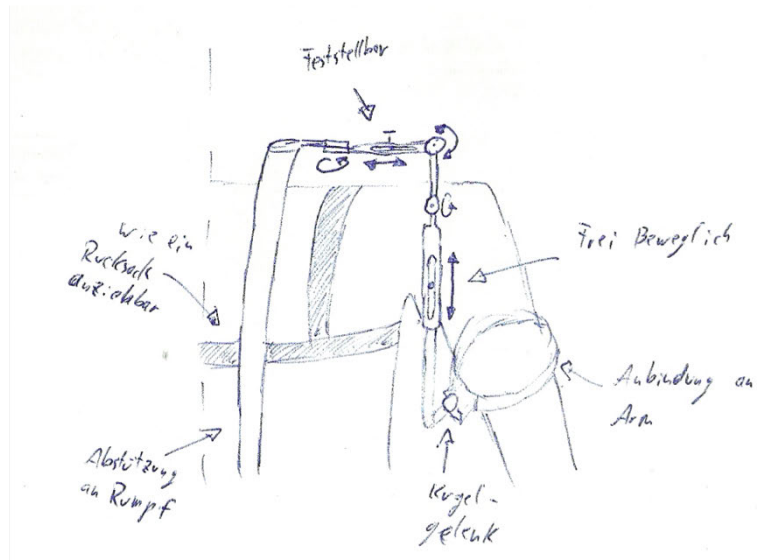
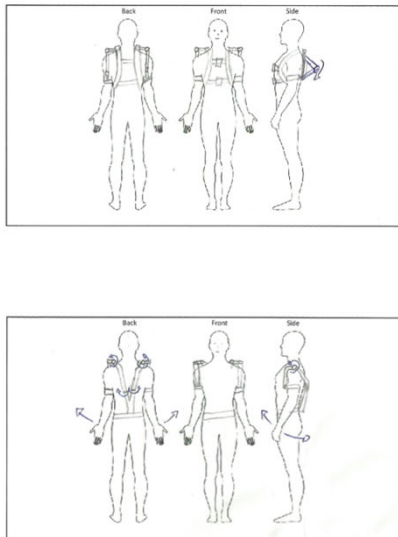


Abbildung 11: Ausgearbeitete Skizzen

Auf Basis der skizzierten Ideen werden nun einfache CAD Konstruktionen erstellt um die Machbarkeit, den Aufwand und die Tauglichkeit der einzelnen Ideen besser bewerten zu können. Diese werden im Folgenden dann miteinander verglichen, um die bestmögliche Lösung für die einzelnen Funktionen zu finden.

Wie Abbildung 11 zeigt soll die Verbindung zwischen dem letzten Drehgelenk und der Anbindung an den Oberarm, als frei bewegliche Schiene gestaltet werden. Zum einen geht man damit der in Kapitel 4.2.1 beschriebenen Problematik der Drehachsenverschiebung aus dem Weg, zum anderen ist es darüber sichergestellt, dass das Exoskelett für mehrere Körpertypen passend ist. Durch die Position dieser Ausgleichsschiene ist es möglich, alle auftretenden Verschiebungen, sollte eines der Gelenke nicht zu 100% korrekt an der gewünschten Position zur Schulter sitzen, auszugleichen.

#### 4.3.1 Arm nach vorne heben

##### 1. Lösungsansatz: Drehachse seitlich zum Schultergelenk

Eine Lösung wäre es, das Drehgelenk mittig zum Humeruskopf zu platzieren. Damit würde man der in Kapitel 4.2.1 beschriebenen Problematik der verschobenen Drehachsen so gut wie möglich aus dem Weg gehen.

Diese Lösung benötigt zwar eine etwas breitere Konstruktion, da das Drehgelenk seitlich, außerhalb der Schulter platziert wird, dafür schränkt sie aber in keiner Weise die Bewegungsfreiheit ein und befindet sich zu keinem Zeitpunkt im Weg, um eventuelle Bewegungen zu blockieren.

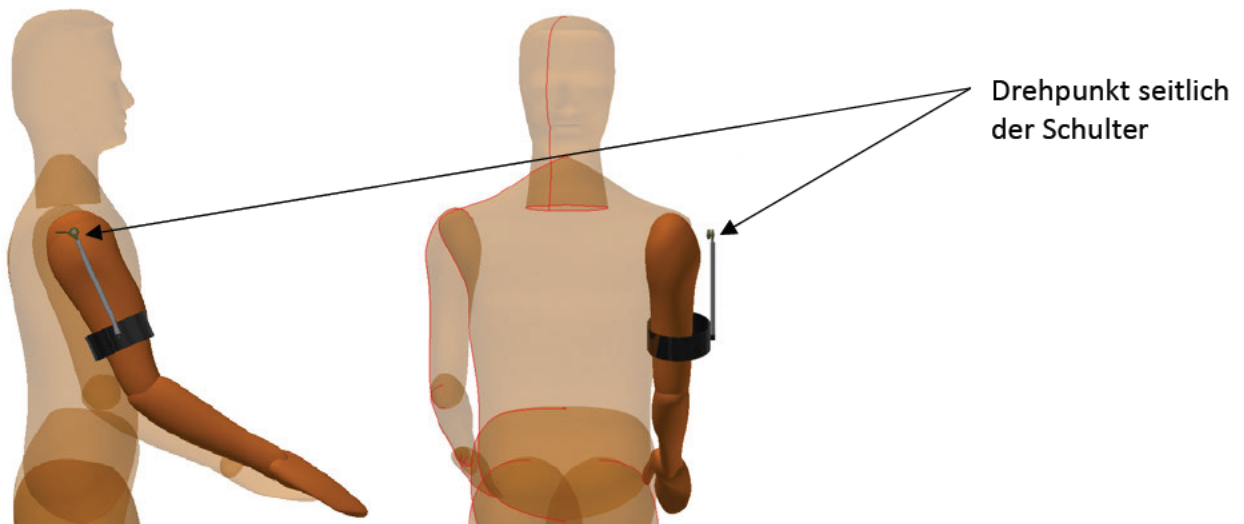


Abbildung 12: Arm nach vorne heben - Variante 1

- + Keine Drehachsenverschiebung
- + Größtmöglicher Bewegungsfreiraum
- Sehr breite Konstruktion

##### 2. Lösungsansatz: Drehachse über Schultergelenk

Die zweite Möglichkeit wäre es das Drehgelenk mittig über der Schulter zu platzieren. Hierbei müsste man zwar eine in der Länge veränderliche Anbindung an den Oberarm gestalten, jedoch wäre die Konstruktion insgesamt nicht so breit, da man das Drehgelenk nicht außerhalb der Schultern platzieren muss.

Beim Konstruieren wurde allerdings schnell festgestellt, dass diese Variante so zwar umsetzbar ist, jedoch nur wenn man starke Abstriche bei der Funktionalität macht. Dies hat den Grund, dass beim Heben des Arms nach vorne, sich die Konstruktion selbst im Weg befindet und ab einem gewissen Winkel die Bewegung blockieren würde.

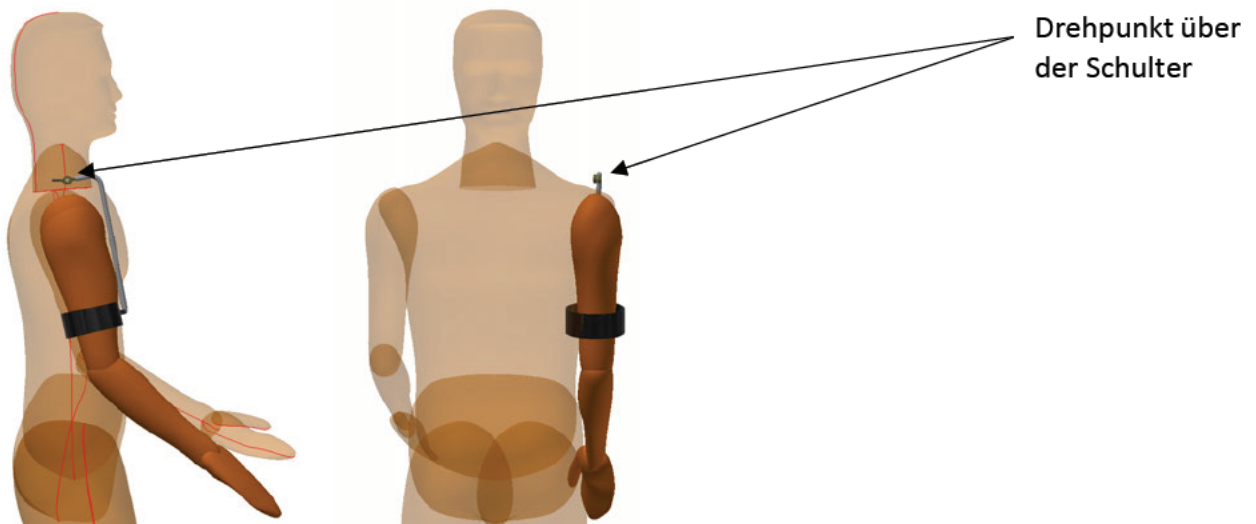


Abbildung 13: Arm nach vorne heben - Variante 2

- + Schmale Konstruktion
- Drehachsen beachten
- Konstruktion bei Bewegung im Weg
- Schwer umsetzbar

### 3. Lösungsansatz: Drehachse hinter Schultergelenk

Als drittes Lösungsprinzip wurde noch überlegt das Drehgelenk hinter und unterhalb der Schulter anzubringen. Hier könnte man die Anbindung an den Oberarm von hinten gestalten und den Arm mechanisch nach vorne bzw. oben drücken. Es müsste zwar ein Zwischengelenk eingebaut werden, um den vollen Bewegungsumfang zu ermöglichen, dann wäre diese Möglichkeit aber absolut umsetzbar.

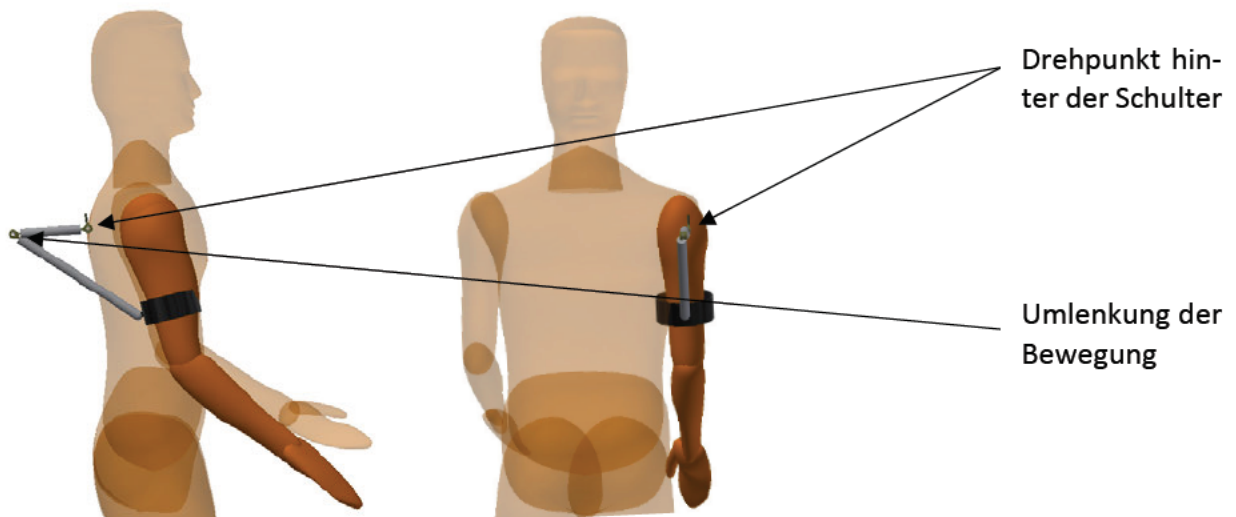


Abbildung 14: Arm nach vorne heben - Variante 3

- + Konstruktion bei Arbeiten vor Körper nicht im Weg
- Braucht sehr viel Platz hinter dem Körper
- Eventuell Schulter zu bestimmten Posen im Weg

### 3.3.2 Arm seitlich heben

#### 1. Lösungsansatz: Drehachse mittig hinter Schultergelenk

Auch hier war der erste Ansatz, das Problem der verschobenen Drehachsen zu vermeiden. Dabei würde das Drehgelenk mittig hinter dem Humeruskopf sitzen, wäre somit beim Arbeiten nicht im Weg und müsste in der Länge nicht variabel gestaltet werden. Da sich die gesamte Konstruktion hinter dem Körper befindet, ist diese beim Arbeiten auch nicht im Weg.

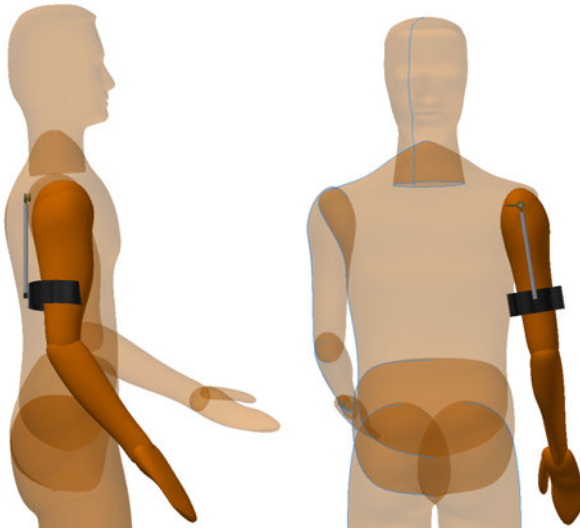


Abbildung 15: Arm seitlich heben - Variante 1

- + Keine Drehachsenverschiebung
- + Beim Arbeiten nicht im Weg
- Anbindung verursacht beim Heben des Arm ein Drehmoment am Oberarm

#### 2. Lösungsansatz: Drehachse mittig vor Schultergelenk

Der zweite Lösungsansatz wäre der, das Drehgelenk vor der Schulter zu platzieren. Auch hier könnte man es wieder mittig zum Schultergelenk platzieren, ähnlich zu Variante 1. Inwieweit es ein Problem darstellt, das sich die Konstruktion vor dem Körper befindet, muss natürlich beachtet werden.

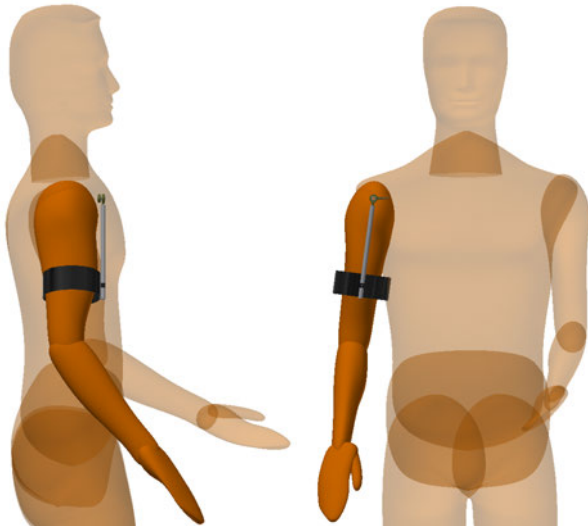


Abbildung 16: Arm seitlich heben - Variante 2

- + Keine Drehachsen Verschiebung
- Konstruktion vor dem Körper
- Anbindung verursacht beim Heben des Arm ein Drehmoment am Oberarm

### 3. Lösungsansatz: Zwei Motoren

Als letztes wurde noch die Möglichkeiten die Drehachse (und somit die Motoranbindung) vor und hinter der Schulter anzubringen durchdacht. Ein starrer Bügel um die Schulter dient als Verbindung zwischen den beiden Gelenken. Hiermit wäre die Möglichkeit gegeben zwei Motoren zu installieren und somit die doppelte Last zu heben. Allerdings könnte der Bügel um die Schulter zu einem Problem der Bewegungsfreiheit werden, da sich der Arm damit nicht mehr gut nach vorne heben lässt.

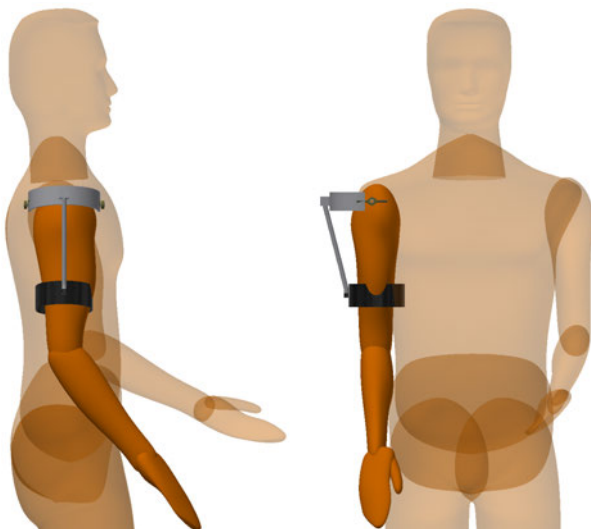


Abbildung 17: Arm seitlich heben - Variante 3

- + Zwei Motoren nutzbar
- Mobilität nach vorne vermutlich eingeschränkt
- Schlecht kombinierbar mit anderen Varianten

### 3.3.3 Anbindung an Rumpf

#### 1. Lösungsansatz: Anbindung nur an Hüfte

Eine Abstützung der Konstruktion an der Hüfte wäre sinnvoll, da so alle Kräfte in der Nähe des Körperschwerpunkts abgeführt werden können und somit keine Belastung des Rückens auftreten sollte. Um die Anbindung der Schulter bis hinunter zur Hüfte zu ermöglichen, ist allerdings eine große Konstruktion nötig, welche eventuell den Bewegungsfreiraum des Oberkörpers wie z.B. drehen, stark einschränkt. Zudem wird das System beim Bücken nicht mitgeführt.

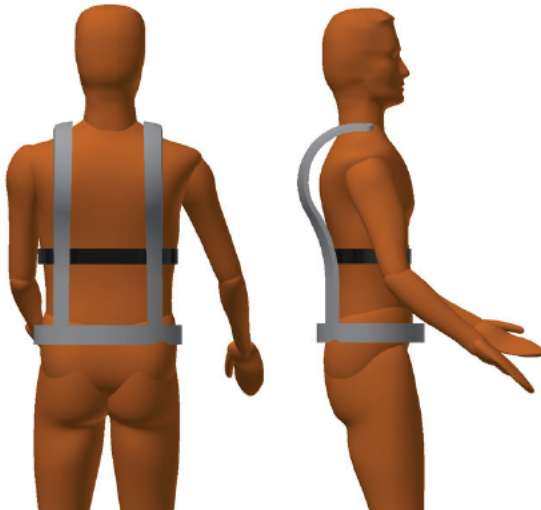


Abbildung 18: Anbindung an Rumpf - Variante 1

- + mäßige Belastung des Rückens
- Hüfte weit weg von Schulter -> Große Konstruktion nötig
- Bewegung des Oberkörpers eventuell eingeschränkt

#### 2. Lösungsansatz: Rucksack Prinzip

Eine weitere Möglichkeit wäre das Prinzip eines Rucksacks. Mit einem Gurtsystem könnte der Anzug schnell an- und ausgezogen werden und wäre passend für (fast) alle Körpertypen. Dies wäre eine sehr leichte Lösung und würde einen sehr großen Bewegungsfreiraum ermöglichen.

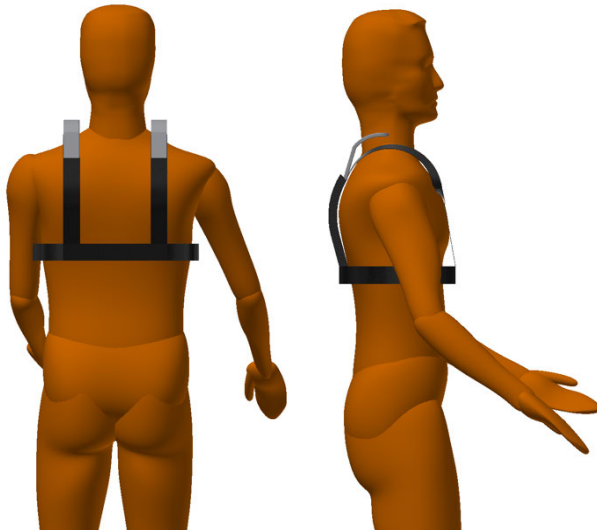


Abbildung 19: Anbindung an Rumpf - Variante 2

- + Einfach an und aus zu ziehen
- + passend für alle
- + voller Bewegungsfreiraum
- Eventuell Belastung des Rückens
- Komplettes Gewicht lastet auf Oberkörper

### 3. Lösungsansatz: Kombinierte Variante

Um die Vorteile beider Varianten zu kombinieren, könnte man das Rucksack Prinzip verwenden und dieses nochmals an der Hüfte abstützen. Damit könnte ein Teil der Kräfte auf den Körperschwerpunkt und auf die Beine abgeleitet werden.

Wenn die Abstützung über ein Kugelgelenk erfolgt, hätte man immer noch einen gewissen Bewegungsfreiraum und wäre nicht ganz so stark eingeschränkt wie in Variante 1.

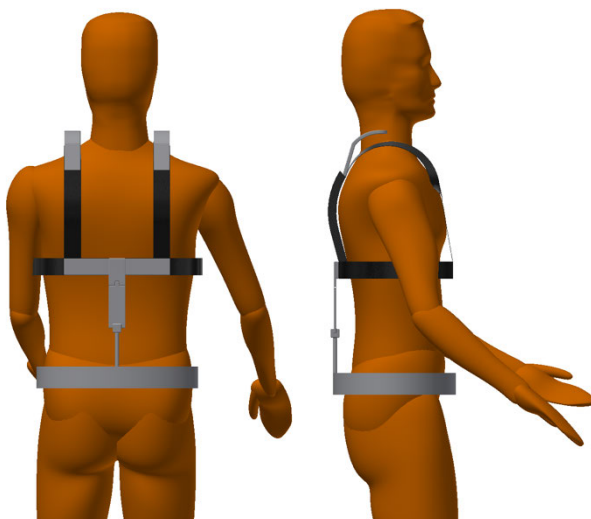


Abbildung 20: Anbindung an Rumpf - Variante 3

- + Modularität weiterhin gegeben
- + Ableitung von Teilkräften auf den Körperschwerpunkt
- Bewegungsfreiheit nicht mehr ganz so hoch wie in Variante 2



#### 4.4 Gliedern und gestalten einzelner Module

Morphologischer Kasten			
	Variante 1	Variante 2	Variante 3
Arm nach vorne heben	Seitlich der Schulter	Über der Schulter	Hinter der Schulter
Arm seitlich heben	Mittig hinter Schulter	Mittig vor Schulter	Vor und hinter Schulter
Anbindung an Rumpf	Anbindung an Hüfte	Rucksack Prinzip	Kombination beider Varianten

Tabelle 3: Morphologischer Kasten zum Verknüpfen einzelner Module

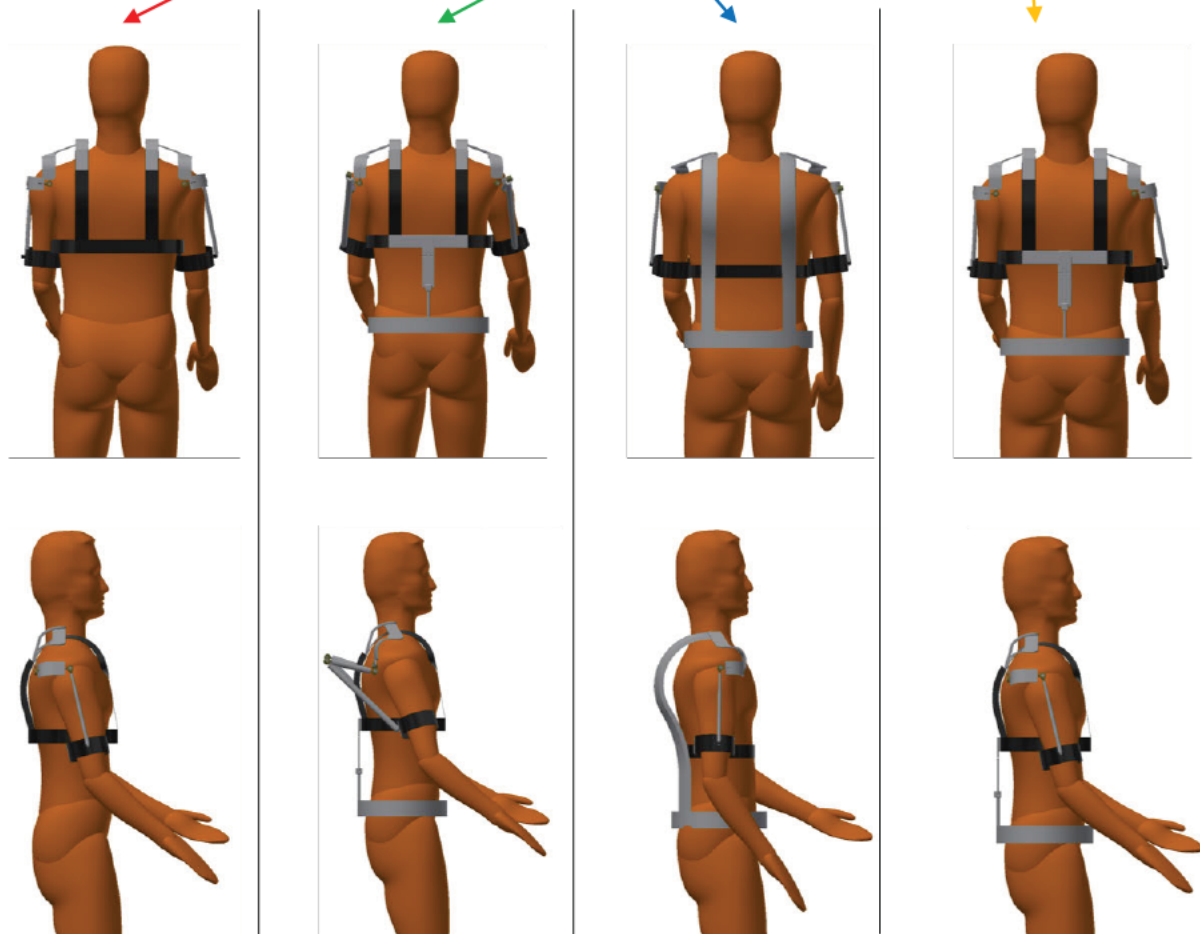


Abbildung 21: Übersicht Konstruktionsvarianten

Mithilfe des Morphologischen Kastens (Tabelle 4) werden nun verschiedene Möglichkeiten ausprobiert die einzelnen Funktionen sinnvoll miteinander zu kombinieren. Über diese Methode können schnell verschiedene Lösungsprinzipien entworfen werden, die es im nachfolgenden nun miteinander zu vergleichen gilt.



### Möglichkeit 1 (Rot)

Bei dieser Version wurde Wert darauf gelegt die Mobilität so wenig wie möglich einzuschränken. Aus diesem Grund wurde das Drehgelenk, um den Arm nach vorne zu heben, seitlich der Schulter platziert. Hier ist es bei keiner Bewegung im Weg und ermöglicht es den Arm nach vorne bis auf Kopfhöhe zu heben. Das zweite Gelenk, um den Arm seitlich zu bewegen, wurde aus derselben Grundüberlegung hinter der Schulter platziert.

Um die Kräfte auf den Rumpf abzuleiten wurde hier das Rucksack Prinzip gewählt. Diese Lösung hat zwar keine Anbindung an die Hüfte, was für eine Kraftkompensation und eine Erweiterung des Exoskeletons an die Beine von Vorteil wäre, jedoch bietet sie genau aus diesem Grund auch den größtmöglichen Bewegungsfreiraum.

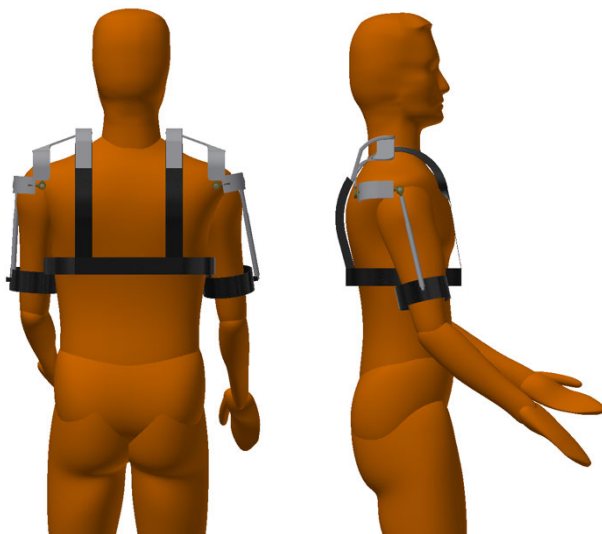


Abbildung 22: Variante 1

- + Sehr kleine Konstruktion
- + Großen Bewegungsfreiraum
- Keine Optimale Anbindung an den Rumpf

### Möglichkeit 2 (grün)

Bei dieser Variante wurde ein wenig mit den anderen Lösungsmöglichkeiten der Einzelfunktionen experimentiert. Um den Arm nach vorne zu heben wurde diesmal das Hebelprinzip gewählt, welches sich im direkten Vergleich zum einfachen Drehgelenk aber als nachteilig herausstellte. Aufgrund der ausladenden Konstruktion ist es bei den meisten Bewegungen irgendwie im Weg und bietet zusätzlich auch keinen so großen Bewegungsfreiraum wie die erste Lösung.

Als Anbindung an den Rumpf wurde dieses Mal das abgestützte Rucksack Prinzip gewählt. Dieses schränkt die Mobilität zwar wieder etwas ein, da man sich damit z.B. schlecht bücken kann, jedoch können die auftretenden Kräfte besser abgeleitet werden, was es auf Dauer angenehmer zu tragen macht.

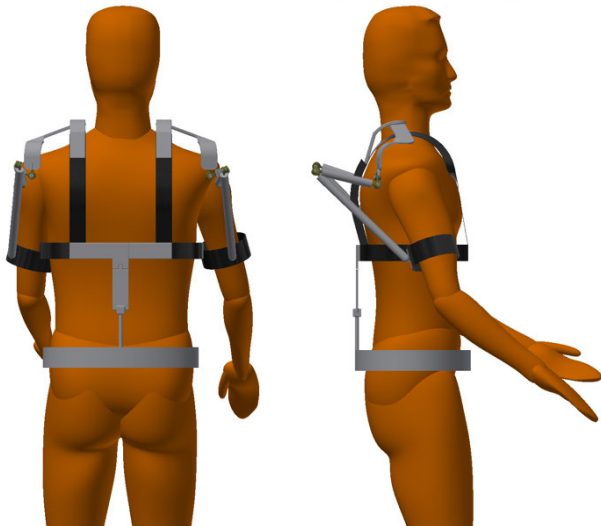


Abbildung 23: Variante 2

- + Anbindung an Beine möglich
- + Besseres Ableiten der Kräfte möglich
- Sehr ausladende Konstruktion
- Bewegungsfreiheit eingeschränkt

#### Möglichkeit 3 (blau)

Bei der nächsten Variante lag der Fokus auf dem guten Ableiten der Kräfte an die Hüfte, und somit einer Entlastung des Rückens. Durch die starre Anbindung der Schulterkonstruktion an die Hüfte, können die Kräfte sauber abgeleitet werden, allerdings wird hierdurch nicht nur der Bewegungsfreiraum des Oberkörpers extrem eingeschränkt, sondern auch die sinnvolle Nutzbarkeit dieser Variante. Auch dass sich ein Drehgelenk vor der Schulter befindet stellt sich hier eher als hinderlich heraus, da so der Arm nicht mehr wirklich gut nach vorne gehoben werden kann.

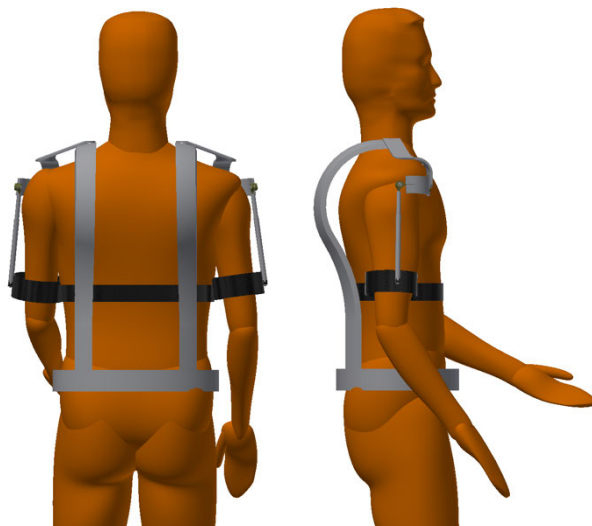


Abbildung 24: Variante 3

- + Gutes Ableiten der Kräfte möglich
- + Konstruktion gut erweiterbar an Beine
- Schlechte Mobilität des Oberkörpers
- Bewegung der Arme eingeschränkt

#### Möglichkeit 4 (gelb)

Bei der letzten Variante wurde versucht alle Vorteile der bisherigen Versionen miteinander zu kombinieren. Es wurde versucht den hohen Bewegungsfreiraum der ersten Variante mit einer besseren Anbindung an den Rumpf zu erreichen. Da die starre Anbindung zwar die beste Ableitung der Kraft ermöglicht, jedoch die Mobilität extrem einschränkt, wurde auf die kombinierte Variante zurückgegriffen. Somit hat man den größtmöglichen Bewegungsfreiraum, kombiniert mit einer bestmöglichen Rumpfanbindung.

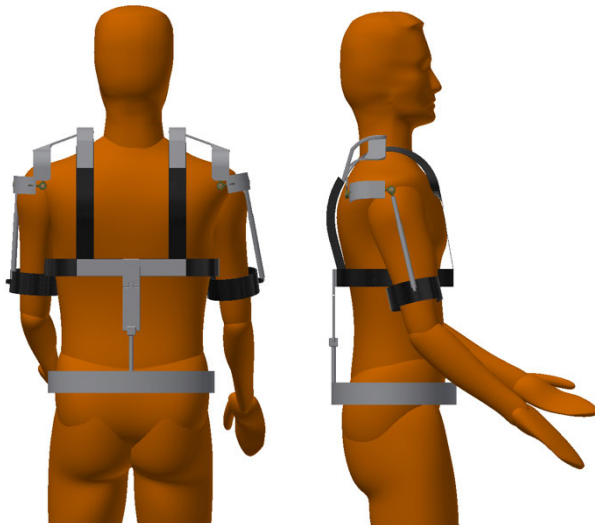


Abbildung 25: Variante 4

- + Hoher Bewegungsfreiraum
- + Anbindung an Beine möglich
- + Kleine Konstruktion

## 4.5 Bewerten der einzelnen Module

### Paarvergleich zum Bewerten (Nach VDI2225)

Der Paarvergleich ist eine Möglichkeit die Gewichtung der einzelnen Bewertungskriterien festzulegen. Dies geschieht über einen direkten Vergleich der einzelnen Kriterien untereinander. Hierzu werden immer zwei Kriterien gegenübergestellt und festgelegt ob Kriterium 1 gegenüber Kriterium 2 als weniger wichtig (0), gleichwichtig (1) oder wichtiger (2) erscheint. Wenn dies für alle Kriterien durchgeführt wurde, kann über die Gesamtpunktzahl die Gewichtungsreihenfolge der Kriterien bestimmt werden.

Berücksichtigt werden die Kriterien, welche in Kapitel 1.3 bereits festgelegt und erläutert wurden.

Paarvergleich zum Bewerten									
	Funktion	Sicherheit	Kosten	Anzahl der Teile	Ergonomie	Akzeptanz	Modularität	Erweiterbarkeit	Summe
Funktion		0	2	2	2	1	2	2	11
Sicherheit	2		2	2	2	2	2	2	14
Kosten	0	0		1	1	0	0	0	2
Anzahl der Teile	0	0	1		0	0	0	0	1
Ergonomie	0	0	1	2		1	0	2	6
Akzeptanz	1	0	2	2	1		2	2	10
Modularität	0	0	2	2	2	0		2	8
Erweiterbar	0	0	2	2	0	0	0		4

Table 4: Paarvergleich nach VDI 2225

Anhand der Tabelle kann man nun erkennen, dass das Hauptaugenmerk beim Bewerten der Konstruktionen auf der Sicherheit, auf der Funktion und auf der Akzeptanz des Werkers liegen sollte. Es muss also gewährleistet sein, dass alle geforderten Funktionen bestmöglich abgedeckt sind, das Exoskelett schnell und unkompliziert an- und abzulegen ist und dass vor allem bei der Verwendung niemals ein Schaden, ausgehend vom Exoskelett, auftritt.

Es ergibt sich folgende Reihenfolge:

1. Sicherheit
2. Funktion
3. Akzeptanz
4. Modularität
5. Ergonomie
6. Erweiterbar
7. Kosten
8. Anzahl der Teile

## Nutzwertanalyse nach VDI2225

Über eine Nutzwertanalyse kann nun bestimmt werden welche der vorgeschlagenen Varianten die beste ist. Dafür werden die bereits festgelegten Kriterien für jeden Lösungsvorschlag untersucht und von 0 – 4 bewertet. Die VDI 2225 gibt hierfür folgendes an:

- 0 = unbefriedigend
- 1 = gerade noch tragbar
- 2 = ausreichend
- 3 = gut
- 4 = sehr gut (ideal)

Nachdem alle Kriterien bewertet wurden, wird die Bewertung mit der jeweiligen Gewichtung, übernommen aus dem Ergebnis des Paarvergleichs, multipliziert. Die sich aus diesen Zwischenrechnungen ergebenden Teilergebnisse, werden nun alle addiert und ergeben so für jeden Lösungsvorschlag ein eigenes Gesamtergebnis. Je höher hier die Gesamtpunktzahl ausfällt, desto besser ist die entsprechende Variante geeignet.

Nutzwertanalyse nach VDI 2225									
Kriterien	Gewichtung	Lösung 1		Lösung 2		Lösung 3		Lösung 4	
		Bewertung	Gesamt	Bewertung	Gesamt	Bewertung	Gesamt	Bewertung	Gesamt
Sicherheit	14	3	42	2	28	3	42	3	42
Funktion	11	4	44	1	11	0	0	4	44
Akzeptanz	10	4	40	1	10	3	30	4	40
Modularität	8	4	32	3	24	3	24	3	24
Ergonomie	6	2	12	2	12	3	18	2	12
Erweiterbar	4	0	0	3	12	3	12	3	12
Kosten	2	0	0	0	0	0	0	0	0
Anzahl der Teile	1	0	0	0	0	0	0	0	0
<b>Ergebnis</b>			<b>170</b>		<b>97</b>		<b>126</b>		<b>174</b>

Tabelle 5: Nutzwertanalyse nach VDI 2225

In unserem konkreten Fall ist also Lösungsvorschlag Nummer 4 der Beste, gefolgt von Lösung Nummer 1. Da beide Lösungsvarianten ähnlich sind verwundert dieses Ergebnis nicht. Der Lösungsvorschlag Nr. 4 hat im direkten Vergleich allerdings den Vorteil, dass die Konstruktion noch an der Hüfte abgestützt werden kann. Dies entlastet bei langem Tragen den Rücken und bietet zusätzlich den Vorteil die Konstruktion, im späteren Verlauf des Projektes, auf den Unterkörper zu erweitern.

Nachdem nun festgelegt wurde welcher Lösungsansatz weiterverfolgt werden sollte, kann damit begonnen werden die Konstruktion nochmal zu überarbeiten, anzupassen und zu verbessern. Dafür werden zum einen die provisorischen Drehgelenke durch jene ersetzt, mit welchen der Prototyp später auch gebaut werden soll, zum anderen wird die Aufhängung der Schulterkonstruktion nochmals überarbeitet. (Abbildung 26)

Anhand des nun vorhandenen Konstruktion Ansatzes kann das ausgearbeitete Prinzip gut erklärt werden. Bevor es nun daran geht die komplette Konstruktion fertigungsgerecht und detailgetreu auszuarbeiten, wird zuerst nochmals der Kontakt zur Firma Gottinger gesucht, mit denen als Projektpartner und Orthopädietechniker hier eng zusammengearbeitet wurde.

#### 4.6 Meeting bei der Firma Gottinger

Um eine zweite Meinung zu dem konstruierten Prototypen zu haben, wird das Treffen mit der Firma Gottinger dazu genutzt die bisherige Konstruktion vorzustellen. Das Ziel ist es, alle aufkommenden Fragen und Probleme gemeinsam zu erörtern, ausdiskutieren und gemeinsam eine zufriedenstellende Lösung zu finden, bevor mit dem Bau des Prototypens begonnen wird. In diesem Rahmen haben die Herren von Gottinger auch einen eigenen Entwurf vorgestellt. So haben wir nun zwei Designs (Abbildung 26), welche wir miteinander vergleichen und die Vor- bzw. Nachteile der einzelnen Varianten besprechen können.

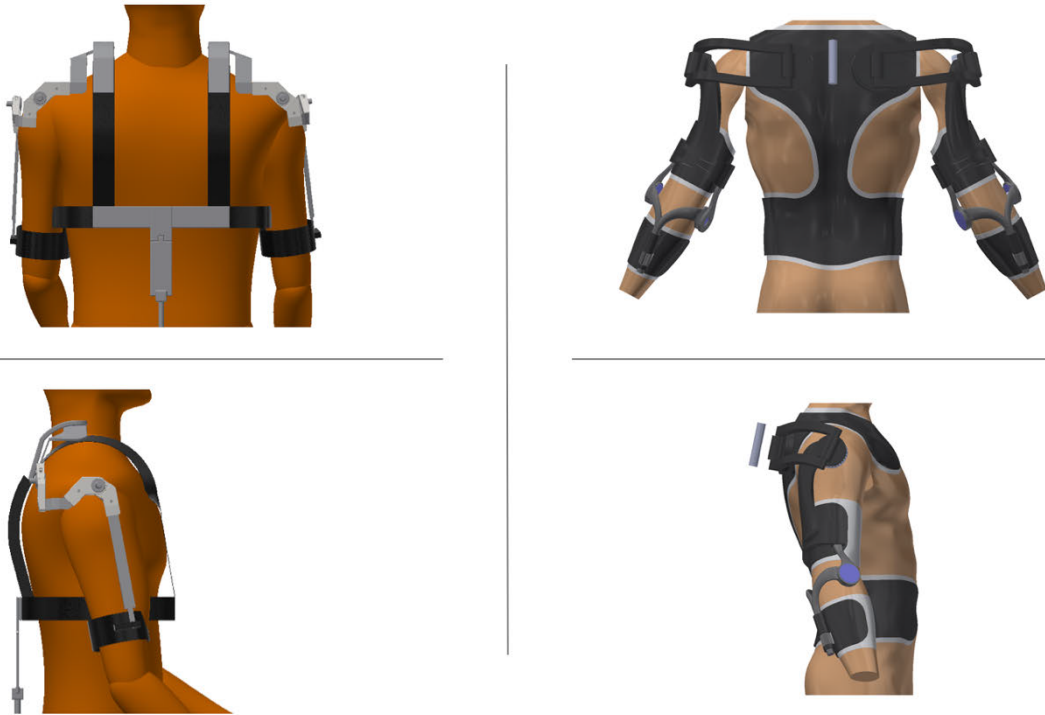


Abbildung 26: Gegenüberstellung meines Designs und dem der Firma Gottinger

Bei der direkten Gegenüberstellung sehen beide Varianten erstmal unterschiedlich aus, bei genauerer Betrachtung ist aber ersichtlich, dass es im Grunde derselbe Lösungsansatz ist und sich lediglich die Positionen der einzelnen Drehgelenke leicht unterscheiden.

Schön zu sehen ist hier auch, die unterschiedliche Herangehensweise. Bei der Firma Gottinger lag der Fokus stark auf dem Design und der Ergonomie, wobei bei mir in erster Line die Funktion im Vordergrund stand.

Mit Hilfe dieser beiden Varianten kann nun das endgültige Design ausgearbeitet werden, um mit dem Bau des Prototypens beginnen zu können.



#### 4.7 Gestalten des gesamten Produkts

Um den Prototypen mit möglichst wenig Aufwand, selbst gefertigten Bauteilen und Kosten realisieren zu können, wird als Anbindung zum Körper auf bereits bestehende Teile zurückgegriffen.

Hierfür wurde eine sogenannte Kraxe gekauft (Abbildung 27), dabei handelt es sich um eine Kindertrage welche wie ein Rucksack getragen werden kann. Das Gurtsystem bietet einen festen Halt am Körper und leitet das zu tragende Gewicht gut zur Hüfte ab.



Abbildung 27: gekaufte Kraxe

Als nächster Schritt werden alle Teile, welche für uns nicht relevant sind, entfernt. Somit bleiben nur das Gurtsystem und ein Metallrahmen am Rücken übrig, an welchem nun alle weiteren Teile befestigt werden können. (Abbildung 28)



Abbildung 28: Gurtsystem mit Rahmen



Dieses Gestell wird nun vermessen und mithilfe eines CAD-Programms nachkonstruiert. Nun kann damit begonnen werden das fertige Modell zu erstellen, welches als Grundlage für den Prototypen dienen soll.

Nachdem die Rahmenkonstruktion übernommen wurde, kann damit begonnen werden die Exoskelett-Teile an dem Rahmen der Kraxe zu befestigen. Hierfür werden Schellen gekauft, welche die selbst konstruierten Teile mit dem bereits bestehenden Rahmen verbinden können.

Abbildung 29: Konstruktion des Prototypen

#### 4.8 Ausarbeiten des Entwurfs

Da die meisten Teile des Prototyps im ersten Schritt per 3D-Druck gefertigt werden sollen, muss natürlich auch der mögliche Bauraum des Druckers beachtet werden. In unserem Fall ist dieser 320 x 132 x 154 mm, demzufolge muss geprüft werden ob alle zu fertigenden Teile diesen Maßen entsprechen.

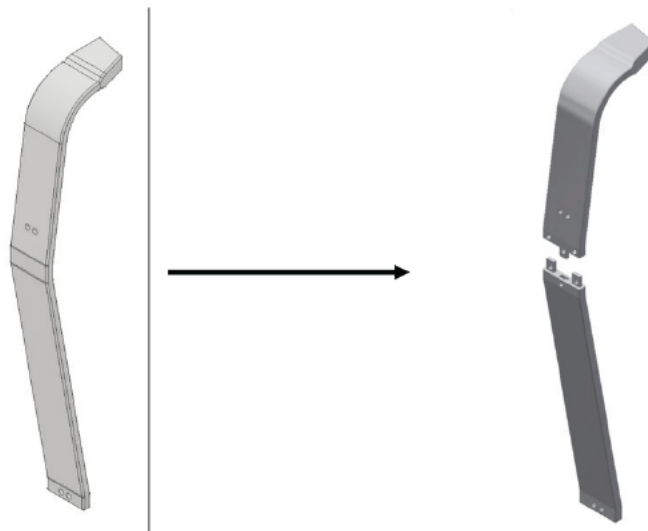


Abbildung 30: Änderung der Bauteile für 3D-Druck

Der Rückenbügel, welcher sich an der Rückseite der Konstruktion befindet und als Bindeglied zwischen den beweglichen Scharnieren im Schulterbereich, sowie der Anbindung an das Gurtsystem fungiert, stellt sich nach Überprüfung als zu groß heraus. Aus diesem Grund wurde beschlossen den Bügel in zwei Teile zu trennen, welche über eine Zapfenverbindung, sowie über Schrauben nach dem Herstellungsprozess wieder miteinander verbunden werden. (Abbildung 30)



## 5. Berechnungen & Festigkeits-Analysen

Moderne CAD-Programme geben einem nicht nur die Möglichkeit neue Teile schnell und einfach virtuell umzusetzen, es kann auch eine erste Modellanalyse zum mechanischen Verhalten durchgeführt werden, welche zeigt wie die auftretenden Belastungen im Bauteil verteilt sind und wo die höchsten Spannungen auftreten.

Um einen Eindruck über die Spannungsverteilung und die somit möglichen Belastungen des konstruierten Modells und der verwendeten Materialien zu bekommen, wird eine FEM-Simulation durchgeführt.

Die Finite-Element-Methode (FEM) ist ein gängiges Verfahren, basierend auf numerischem Lösen eines Systems aus Differentialgleichungen, zur Festigkeits- und Verformungsuntersuchung komplexer Geometrien.

Hierbei wird der zu untersuchende Körper in ein Netz aus endlich vielen Teilkörpern einfacher Form, bestehend aus Dreiecken und Vierecken, aufgeteilt. Das physikalische Verhalten dieser „Finiten Elemente“ ist nun dank ihrer einfachen Geometrie leichter zu berechnen. Durch das Bestimmen des Verhaltens jedes einzelner dieser Elemente, kann das Verhalten des Gesamtkörpers vorhergesagt werden. Hierbei handelt es sich allerdings nur um eine Näherungslösung und nicht um das exakte Ergebnis. Je feiner die Netzstruktur gewählt wird, sprich in je mehr Teilkörper das Gesamtsystem zerlegt wird, desto genauer ist das Ergebnis. [6]

Da es sich bei dem Verfahren nur um eine Näherungslösung handelt, kann es durchaus vorkommen, dass sich bei nur minimal veränderter Position des Bauteils plötzlich ein sehr viel höheres Ergebnis, beim Durchführen der Analyse, ergibt. Dies hat den Hintergrund, dass sich beim Erstellen der Netzstruktur zum Teil Kerben im Bauteil bilden, meist wenn komplizierte Rundungen durch die benötigten Drei- bzw. Vierecke nachgebildet werden. An diesen Kerben, welche im realen Bauteil nicht existieren, entstehen bei der Simulation hohe Kerbspannungen, welche das Simulationsergebnis extrem verfälschen.

Aus diesem Grund wird beim Durchführen jeder Belastungsanalyse das betrachtete Bauteil ein paar Grad mehr oder weniger ausgelenkt und die Analyse in jeder dieser Positionen durchgeführt. Somit betrachtet man nicht nur eine fixe Position, sondern einen Positionsbereich. Über die hierbei erhaltenen Ergebnisse kann nun ausgewertet werden welche Belastung realistisch ist und welche Ergebnisse stark abweichen.

## 5.1 Festigkeitsanalyse der Gelenke

Bei den im Prototypen verwendeten Gelenken handelt es sich um Scharniergelenke aus einer Titanlegierung, welche uns von der Firma Gottinger zur Verfügung gestellt wurden. Da es hierzu aber leider noch keinerlei Belastungsanalysen gibt, muss diese, für die uns relevanten Fälle, selbst durchgeführt werden.

Für die Analyse des Gelenks wird die im Maschinenbau übliche Titanlegierung Ti6Al4V als Material angenommen, welche im Verlauf dieser Arbeit auch für die Berechnungen verwendet wird. Die Materialdaten hierfür werden aus folgender Tabelle entnommen:

Bezeichnung	Festigkeit min. in N/mm <sup>2</sup>	Streckgrenze 0.2% min. in N/mm <sup>2</sup>	Eigenschaften	wichtigste Anwendungen
Reintitan Grade 1	240	170	gute Kaltverformbarkeit, tiefziehfähig	Wärmetauscher, geschweisste Rohre
Reintitan Grade 2	345	275	mittlere Festigkeit	Maschinenbau
Reintitan Grade 4	550	483	höchste Festigkeit für Reintitan, schwierige Kaltverformung	Zahnimplantate
Ti6Al4V	895	828	hohe Festigkeit, gute Schmiedbarkeit	Luftfahrt, Maschinenbau
Ti6Al4V ELI	860	795	tiefer Sauerstoffgehalt	Medizintechnik, Tieftemperatur-Anwendungen
Ti6Al7Nb	900	800	hohe Festigkeit, gute Biokompatibilität	Medizintechnik
BetaC™	793 (ST) 1172 (STA)	759 (ST) 1103 (STA)	gute Federeigenschaften, wärmebehandelbar	Brillengestelle, Federn
TiO.15Pd Grade 7	345	275	höhere Korrosionsbeständigkeit	Petrochemie
Ti3Al2.5V	620	483	bessere Verformbarkeit als Ti6Al4V bei geringerer Festigkeit	nahtlose Rohre für Luftfahrt

Tabelle 6: Materialdaten Titan 6Al4V [7]

Für die durchgeführte Belastungsanalyse sind besonders die Streckspannung von 828 MPa und die Zugfestigkeit von 895 MPa relevant. Würde die auftretende Belastung die Streckspannung überschreiten, würde sich das Gelenk verformen, bei Überschreiten der Zugfestigkeit sogar brechen.

Da sich die auftretenden Belastungen auf die Gelenke aufgrund der unterschiedlichen Bewegungen unterscheiden, wird jede Belastung separat betrachtet. Zudem werden, aus Gründen der Übersichtlichkeit, in diesem Kapitel nur Ausschnitte aus der durchgeführten Analyse gezeigt. Weitere Informationen dazu sind im Anhang einsehbar. (Anhang S. 11)

## Ermitteln der Grenzwerte

Um einen ersten Eindruck davon zu bekommen mit welcher Kraft das Gelenk in entsprechender Richtung belastet werden kann, werden die jeweiligen Grenzwerte per FEM-Analyse ermittelt. Hierfür wird das Gelenk, in ausgelenkter Position, auf einer Seite des Gelenks virtuell fixiert, während auf der anderen Seite eine Kraft auf das Gelenk gegeben wird. (Abbildung 31) Dieses Vorgehen ist zwar nicht hundertprozentig korrekt, da die Einspannung in der Realität niemals über die gesamte Fläche hinweg so fixiert werden kann, jedoch reicht es für diese Analyse aus da hier nur ein Eindruck gewonnen werden soll an welchen Stellen des Bauteils welche Arten von Belastungen auftreten.

Nun wird die Belastungsanalyse von Inventor durchgeführt und im Anschluss die höchsten Belastungen betrachtet. Diese Spannungen sind über eine Skala seitlich, sowie im jeweiligen betrachteten Bauteil, farblich von Blau (geringe Belastung) bis hin zu Rot (höchste Belastung) dargestellt.

Auf Grundlage der Werte aus Tabelle 6, dass die Titanlegierung eine Streckspannung von ca. 828 MPa aufweist, kann die angelegte Kraft nun schrittweise erhöht werden, bis sich diese annähernd mit dem Maximalwert der Streckspannung deckt.

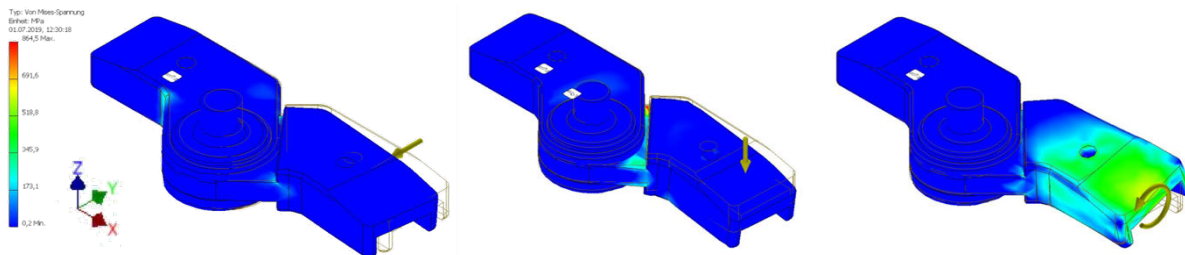


Abbildung 31: Grundbelastungen Gelenk

Die hierbei ermittelten Grenzwerte sind:

- In Y-Richtung: ca. 8500 N
- In Z-Richtung: ca. 3500 N
- Drehmoment um X-Achse: ca. 100 Nm

Die hierbei ermittelten Grenzwerte dienen lediglich als Orientierung um grob abschätzen zu können welchen Belastungen das Bauteil standhalten sollte. Um exakte Ergebnisse zu erhalten, muss eine sehr viel aufwändigere Analyse, meist mit Hilfe anderer Programme, durchgeführt werden.

Die FEM-Analyse zeigt uns aber nicht nur die entstehenden Spannungen an, sondern zeigt uns zusätzlich direkt die entstehende Verformung an, wie in Abbildung 31 gut zu sehen ist. Aber Achtung, hierbei handelt es sich nicht um die tatsächliche Verformung, sondern um eine übertriebene Darstellung um die Art (verdrehen, verbiegen...) und die Richtung der Verformung zu verdeutlichen.

## Biegebelastung in Richtung der Drehachse

Um einen besseren Praxisbezug herzustellen, wird die Analyse nach demselben Prinzip nochmals durchgeführt, dieses Mal allerdings in den Gelenkpositionen, in welchen sie auch tatsächlich verbaut werden sollen.

Als erster Lastfall wird die mögliche Biegebelastung in Richtung der Gelenkdrehachse ermittelt. Durch die Gelenkposition von  $90^\circ$  entsteht sowohl eine Biegebelastung auf der Seite der Last, sowie eine Verdrehung des Gelenks (Torsion) auf der eingespannten Seite. (Siehe Abbildung 32)

Die angelegte Kraft wird auch hier wieder schrittweise erhöht, bis die höchste auftretende Belastung im Bauteil die Streckgrenze (und somit den Grenzwert) von 828 MPa erreicht.

Dies war bei einer angelegten Kraft von ca. 4000 N der Fall.

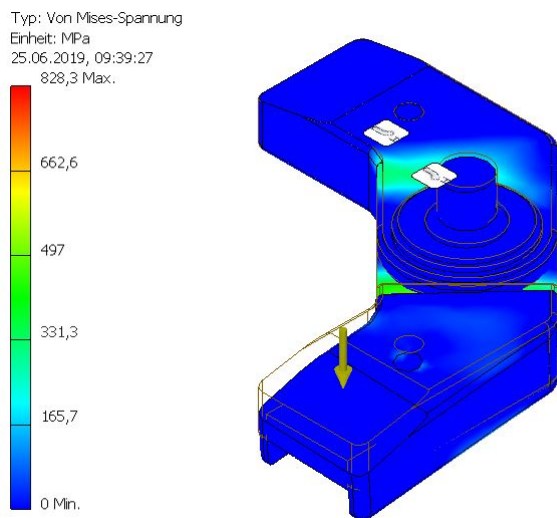


Abbildung 32: Belastungsanalyse Gelenk Biegebelastung & Torsion

Vergleicht man dieses Ergebnis mit den vorher ermittelten Grenzwerten fällt auf, dass das Bauteil in dieser Position, trotz zusätzlich auftretender Torsionsbelastung, einer höheren Belastung standhält als in komplett ausgelenkter Position. Dies liegt unter anderem daran, dass das Gelenk in dieser Position einen besser Kraftfluss aufweist und gleichmäßiger belastet wird, als es in komplett ausgelenkter Position der Fall ist.

Zur Veranschaulichung der beschriebenen Thematik, wird nochmals eine Simulation durchgeführt. Wieder wird eine Seite fixiert und eine Kraft von 4000 N auf das Bauteil gegeben. Unter diesen Bedingungen wird nun jeweils eine Simulation in komplett ausgelenkter Position und einmal in der  $90^\circ$  ausgelenkten Position durchgeführt. Die direkte Gegenüberstellung (Abbildung 33) der Ergebnisse veranschaulicht gut den hierbei auftretenden Unterschied der Spannungsverteilung.

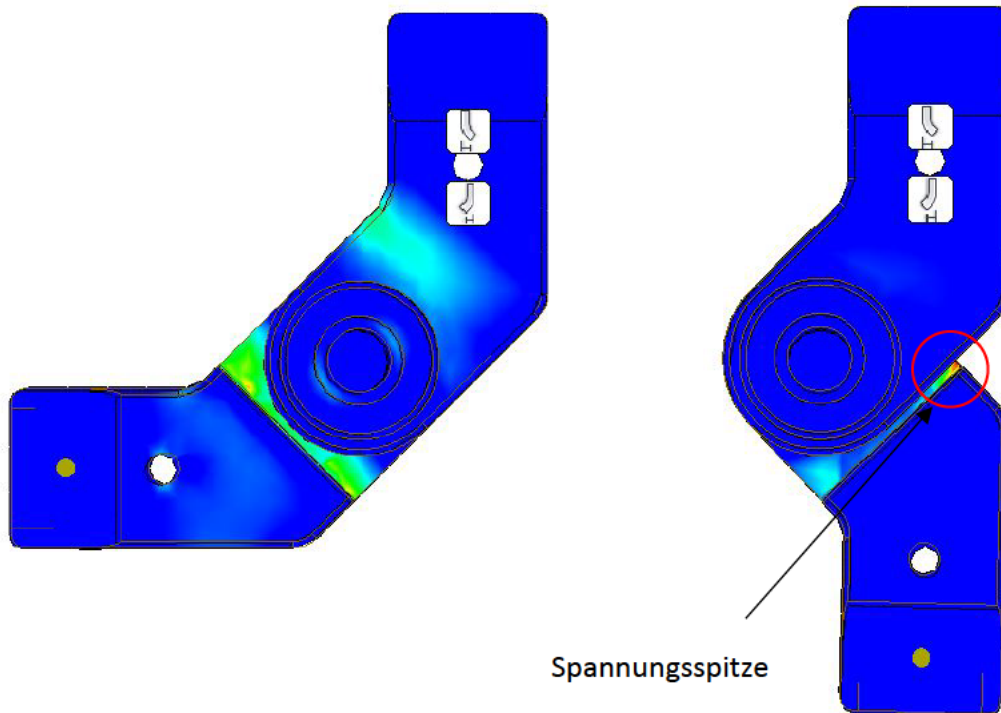


Abbildung 33: Spannungsverteilung in unterschiedlichen Positionen

Wie Abbildung 33 veranschaulicht ergeben sich, aufgrund der unterschiedlichen Auslenkungspositionen der Gelenke, trotz gleicher Belastungen, komplett andere Spannungsverteilungen. Während die Spannungsverteilung bei der  $90^\circ$  Position sehr gleichmäßig ist und auch keine Spannungsspitzen aufweist, zeigt die komplett ausgelenkte Position das genaue Gegenteil. Die Spannungen bündeln sich in einem Punkt, einer sogenannten Spannungsspitze, und sorgen hier für eine extreme Belastung des Bauteils. Dies sorgt dafür, dass das Bauteil nicht mehr so belastbar ist wie in der  $90^\circ$  ausgelenkten Position.

## Biegebelastung senkrecht zur Drehachse

Als weiterer Lastfall wird erneut eine Biegebelastung betrachtet, diesmal allerdings 90° versetzt, also senkrecht zur Gelenkdrehachse. Wie im vorhergehenden Fall wird wieder eine Seite des Gelenks als starr angenommen und eine Kraft auf der anderen Seite des Gelenks angelegt (Abbildung 34).

Aufgrund der drehbaren Lagerung mittig des Gelenks, bewegt sich der Gelenkarm allerdings um den Mittelpunkt des Gelenks, sobald eine Kraft in entsprechender Richtung angelegt wird. Um eine Simulation in dieser Richtung trotzdem möglich zu machen, wurde das simulierte Modell nicht als ein bewegliches Gelenk angenommen, sondern als ein starres, unbewegliches Bauteil. Hierdurch bekommt man nun eine Näherung wie die Kraftverteilung bei diesem Lastfall ist, wenn das Gelenk später von einem Motor oder ähnlichem gehalten wird, trotzdem aber einer Kraft standhalten muss.

Wie in den Lastfällen zuvor lässt sich auch hier wieder auf dieselbe Weise die Maximale Kraft bestimmen, welche an das Bauteil angelegt werden kann, bevor es, anhand den von uns verwendeten Daten, zu Schäden oder Verformungen am Bauteil kommt. Diese findet sich in diesem Fall bei ca. 9000 Newton. Dies ist, verglichen mit dem vorhergehenden Lastfall, ein sehr viel höherer Wert, macht aber durchaus Sinn da das Bauteil in dieser Richtung eine sehr viel größere Materialstärke aufweist und außerdem keine zusätzliche Torsionsbelastung auf das Gelenk wirkt.

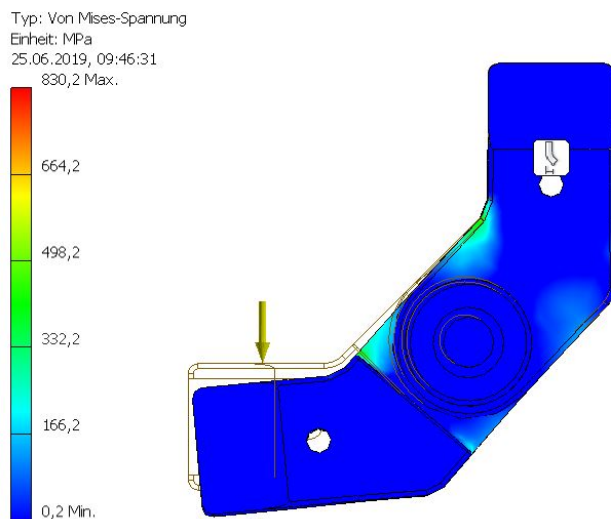


Abbildung 34: Belastungsanalyse des Gelenks senkrecht zur Drehachse

Auch in Abbildung 34 ist wieder ein gleichmäßiger Spannungsverlauf ohne Spannungsspitzen zu erkennen.

## 5.2 Berechnung der auftretenden Kräfte

Nachdem nun alle Maximalkräfte, in den für uns relevanten Richtungen, bestimmt wurden, gilt es als nächsten Schritt die rechnerisch auftretenden Kräfte in der finalen Konstruktion zu ermitteln und diese mit den von uns ermittelten zulässigen Kräften zu vergleichen.

Zur Berechnung der tatsächlich auftretenden Kräfte, wird jeweils die Position der größtmöglichen Belastung gewählt. Diese befindet sich bei einer Auslenkung von  $90^\circ$ , da hier die wirkende Kraft senkrecht auf der Konstruktion steht. Auch hier werden die einzelnen Belastungen, für jedes Gelenk, wieder separat betrachtet.

Da in unterschiedlichen Stellungen des Gelenkes auch andere Hebel zum Rechnen gelten, werden diese, für das Verständnis, in Abbildung 35 einmal für  $90^\circ$  und einmal für die  $180^\circ$  Auslenkung dargestellt.

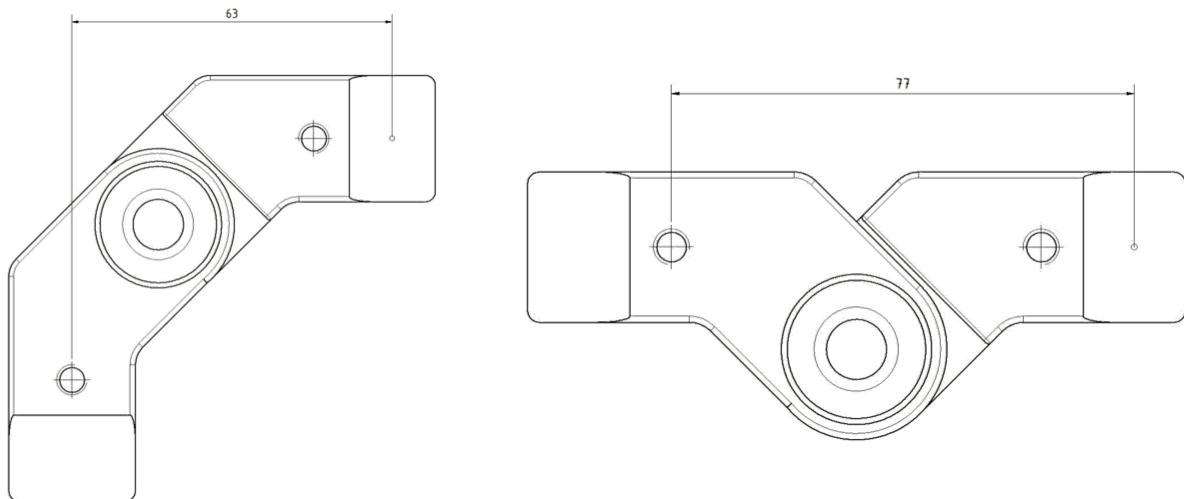


Abbildung 35: Maße des Gelenks zum rechnen

Die angegebenen Maße beziehen sich jeweils auf den Punkt an welchem das Gelenk fixiert wurde, und auf den Punkt, an welchem die Last bei der vorhergegangenen Belastungsanalyse angelegt wurde. Somit können wir die entsprechende Last am selben Punkt ausrechnen und bekommen so ein realistisches Ergebnis, um die beiden Werte zu vergleichen.

Aus Gründen der Übersicht wird im Folgenden das Gelenk seitlich der Schulter als Gelenk 1, das Gelenk hinter der Schulter als Gelenk 2 und das Gelenk über der Schulter als Gelenk 3 bezeichnet.



## Arm nach vorne ausgestreckt

In dieser Position ist Gelenk 1 in erster Linie dafür verantwortlich den Arm nach vorne zu heben. Hierbei lastet die größte Belastung bei einer horizontalen Position, sprich einer Auslenkung von  $90^\circ$ , auf dem Gelenk. Der in Abbildung 35 gewählte Abstand der wirkenden Kraft von 670 mm, ist ein zum Rechnen gewählter Wert, welcher der Länge meines eigenen Armes entspricht. Die 50 N entsprechen der Last von 5 Kg, welche maximal unterstützt werden soll.

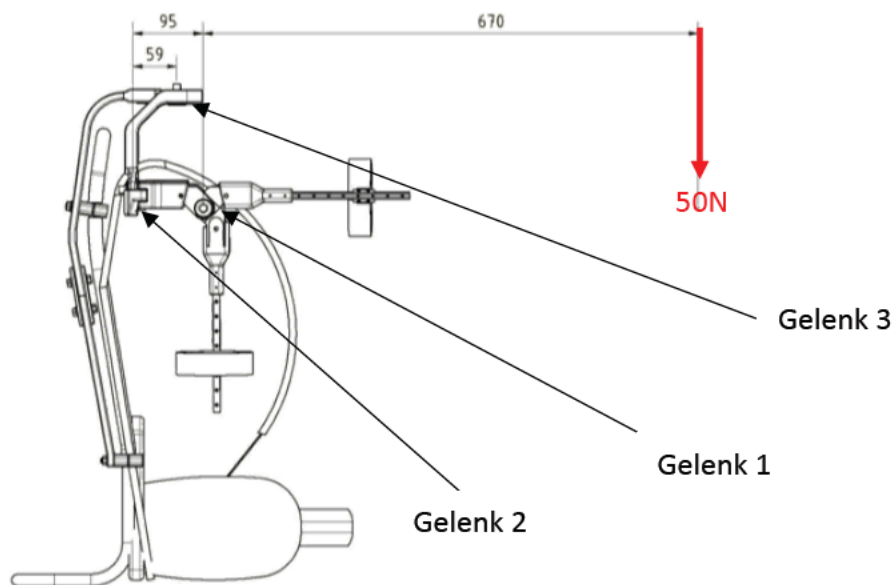


Abbildung 36: Belastung in ausgelenkter Position nach vorne

Über die Rechnung  $M = 0,67 \text{ m} * 50 \text{ N}$ , ergibt sich ein Moment von 33,5 Nm, welches in diesem Beispiel auf unser Gelenk wirkt. Dividieren wir diesen Wert mit 0,077 m, welches dem Abstand entspricht, in welchem die Kraft bei den Belastungsanalysen angesetzt wurde (siehe Abbildung 35), kommen wir auf eine Last von 435 N. Vergleichen wir diesen Wert mit dem von uns in Kapitel 5.1 ermittelten Grenzwert von 9000 N, kann die Konstruktion als stabil angenommen werden.

Aber nicht nur auf Gelenk 1 wirkt in diesem Beispiel eine Kraft, auch Gelenk 2 muss die anliegenden 50 N kompensieren. Da dieses Gelenk hinter der Schulter sitzt, tritt durch den längeren Hebel sogar ein größeres Moment auf als es bei Gelenk 1 der Fall ist.

Dies wird über die Formel  $M = (0,67 \text{ m} + 0,095 \text{ m}) * 50 \text{ N}$  berechnet und liefert ein Ergebnis von 38,25 Nm. Zurückgerechnet auf die entsprechende Kraft, diesmal mit dem Hebel für die  $90^\circ$  Auslenkung,  $F = 38,25 \text{ Nm} / 0,063 \text{ m}$  können wir wieder ermitteln ob die Belastung im festgelegten Belastungsbereich liegt. Dies ist mit 607 N (deutlich kleiner als 9000 N) auch für Gelenk 2 der Fall.

Als letztes wird noch Gelenk 3 betrachtet. Wie die rote Linie in Abbildung 37 zeigt, wird hier nicht nur von einer Richtung ein Biegemoment eingeleitet, sondern von mehreren. Dies muss bei der Berechnung der Gesamtbelastung natürlich berücksichtigt werden.

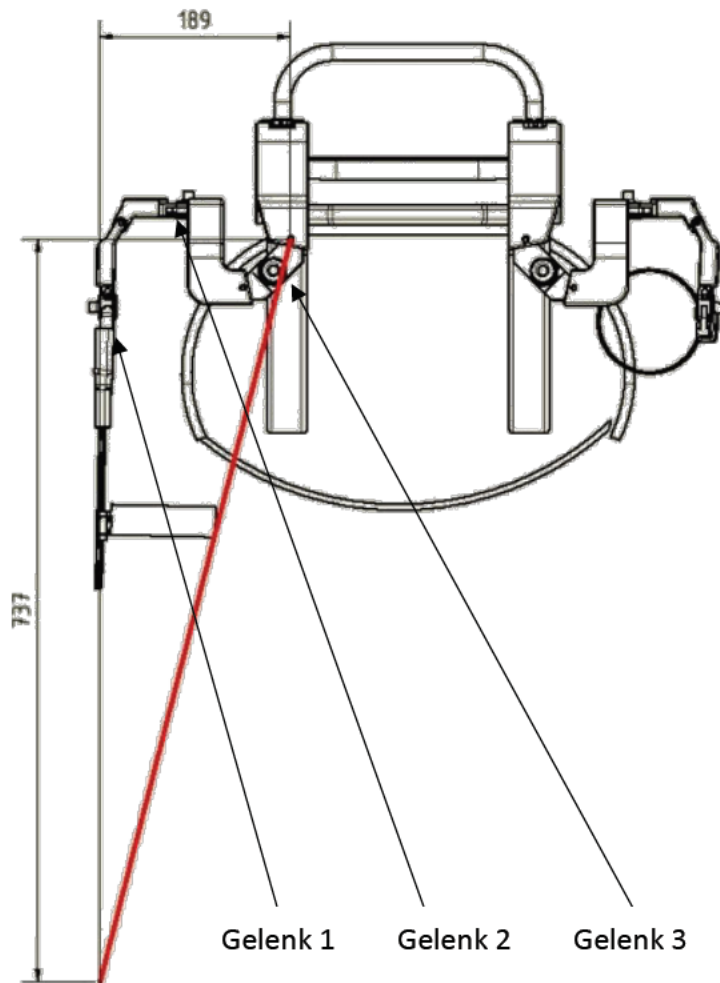


Abbildung 37: Überlagerung der Lasten

Mit  $M = \sqrt{(0,737^2 + 0,189^2)}m * 50 N$  wird wieder das anliegende Moment am Gelenk berechnet. Hierbei handelt es sich um 38 Nm, was einer Kraft von 604 N entspricht.

Diesmal müssen wir allerdings den Grenzwert von 4000 N berücksichtigen, da dieses Gelenk 90° gedreht zu Gelenk 1 & 2 eingebaut wurde (Belastung wie in Abbildung 32). Aber auch die hier auftretende Kraft ist kleiner als der Grenzwert, womit gezeigt wurde, dass alle Gelenke der geforderten Belastung standhalten sollten.

## Arm seitlich ausgestreckt

Die zweite Extremsituation wäre, den Arm 90° seitlich vom Körper ab zu strecken. Auch hier wird wieder im Abstand von 670 mm zur Schultermitte eine Kraft von 50 N in senkrechter Richtung angelegt. (Abbildung 38)

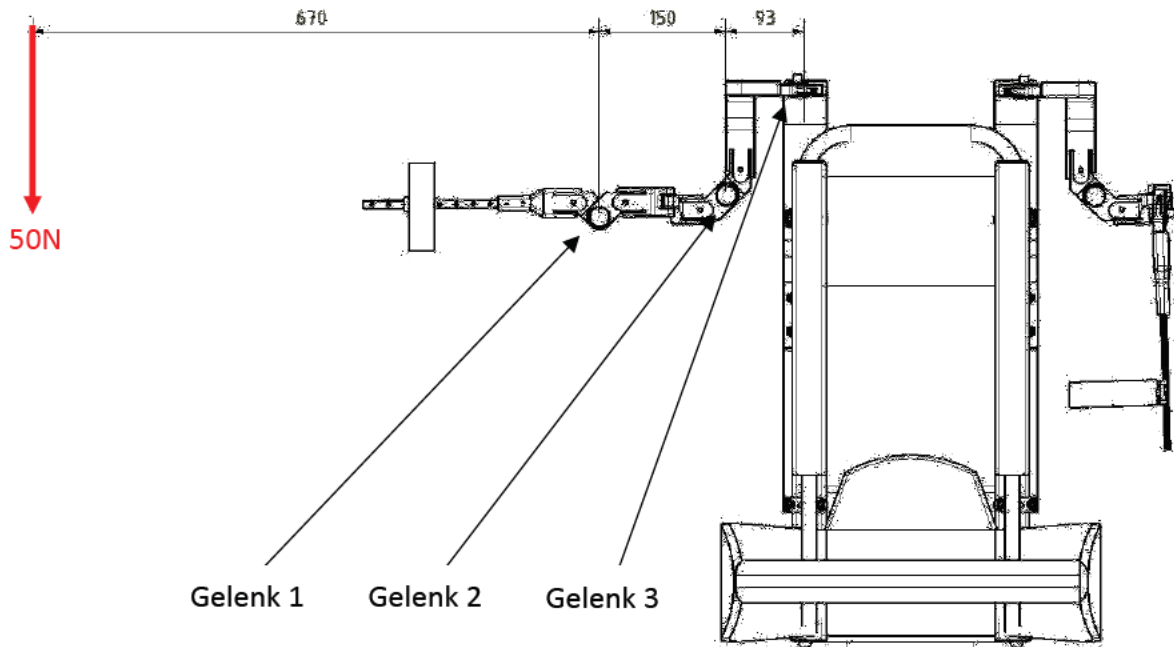


Abbildung 38: Belastung in ausgestreckter Position zur Seite

Die Belastung, die in dieser Position auf Gelenk 1 wirkt, ist dieselbe wie im vorherigen Beispiel, da sich hier nur die Position im Raum ändert, nicht aber der Abstand der Last zum Gelenk. Für Gelenk 2 ändert sich jedoch die Belastung und muss somit neu betrachtet werden.

Wie in den vorhergehenden Rechnungen wird zuerst wieder das anliegende Moment mit  $M = (0,67 \text{ m} + 0,15 \text{ m}) * 50 \text{ N}$  errechnet, (41 Nm) bevor über den entsprechenden Hebel von 0,063 m die entsprechende Kraft von 651 N errechnet werden kann.

Als letzter Schritt wird dasselbe nochmal für Gelenk 3 wiederholt. Hier haben wir ein Anliegendes Moment von 45,65 Nm und erhalten somit eine, auf Gelenk 3 wirkende, Kraft von 725 N.

In beiden Fällen ist die Belastung weit vom entsprechenden Grenzwert entfernt, womit gezeigt wurde, dass die Gelenke allen auftretenden Belastungen standhalten.

### 5.3 Krafteinleitung durch einen Aktor auf das Gelenk

Da im weiteren Verlauf des Projektes das Exoskelett über externe Aktoren bewegt werden soll, wird im Zuge der Festigkeitsanalyse dieser Arbeit auch untersucht, wie das im Prototypen verbaute Gelenk auf eine extern eingeleitete Kraft eines Antriebs reagiert. Hierzu gibt es bereits Überlegungen, die außerhalb dieser Arbeit stattgefunden haben, wie eine Bewegung der Gelenke umgesetzt werden könnte.

Eine Möglichkeit wäre es das Gelenk direkt an der Achse anzutreiben, indem man die bestehende Gelenkachse zur Antriebswelle umfunktioniert und das Antriebsmoment über diese auf das Gelenk einleitet. (Abbildung 39)

Als zweite Möglichkeit wurde überlegt die verlängerte Gelenkachse als drehbare Lagerung für einen Hebel zu nutzen, welcher über einen Bolzen direkt mit einem der Gelenkarme verbunden ist. (Abbildung 41)

Nun gilt es über eine FEM-Simulation zu untersuchen, wie sich die beiden unterschiedlichen Fälle auf das Gelenk auswirken und wo Spannungen auftreten.

Um die Simulation der ersten Variante durchzuführen wird das Gelenk an beiden Seiten virtuell fixiert und ein Drehmoment von 38 Nm direkt an der Gelenkachse angelegt. (Abbildung 39)

Der hier gewählte Wert der Belastung entspricht dem, im vorherigen Kapitel, errechneten Moment, welches an Gelenk 2 angreift. (Siehe Seite 39, letzter Absatz)

Die Drehachse ist hierbei über die Konstruktion fest mit dem rechten Arm des Gelenks verbunden. Die beidseitige Fixierung hat den Hintergrund, dass das Gelenk im späteren Projekt an einer Seite am Exoskelett fest verbaut sein wird und an der anderen Seite, mithilfe des Motors, gegen eine Kraft (in unserem Fall die Gewichtskraft von 50 N) arbeiten muss. Abbildung 36 macht dies nochmal deutlich. Die in dieser Position entstehenden Kräfte, welche durch das eingeleitete Moment ausgeglichen werden sollen, können über die Fixierung des zweiten Gelenkarms simuliert werden.

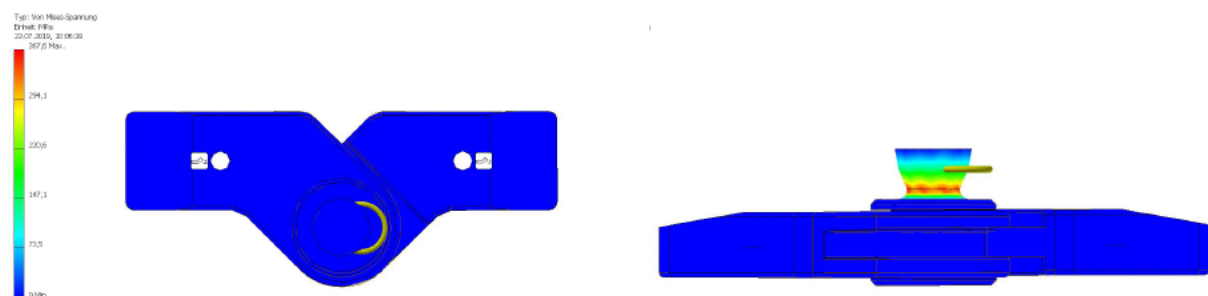


Abbildung 39: Drehmomenteinleitung direkt an Gelenkachse

Wie Abbildung 39 zeigt, erzeugt das eingeleitete Moment lediglich ein Spannungsfeld an der Gelenkachse, das restliche Gelenk ist nahezu spannungsfrei. Aufgrund der Torsion der Achse kommt es zu einer Einschnürung, diese ist in Abbildung 39, zur besseren Visualisierung, allerdings wieder übertrieben dargestellt und entspricht nicht der realen Verformung.

Als zweite Variante wird die Krafteinleitung mithilfe eines Hebels betrachtet. Hierzu wird an das bestehende Drehgelenk ein Hebel hinzu konstruiert, welcher lose an der Drehachse gelagert ist. (Abbildung 40)

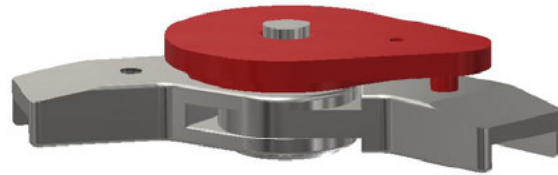


Abbildung 40: Konstruktion des Drehgelenks mit Hebel

Wird nun ein Moment über den Hebel auf das Gelenk eingeleitet, dient die Drehachse, welche im vorherigen Lastfall noch das komplette Moment aufnehmen musste, hier lediglich als Achse, um welches sich der Hebel drehen kann. Somit wird in diesem Fall, mithilfe des Hebels, eigentlich eine Kraft direkt an der Bohrung des Gelenks eingeleitet, in welcher der Bolzen des Hebels befestigt ist.

Wie die anschließende Simulation zeigt, (Abbildung 41) ist der Betrag der Spannung zwar in etwa derselbe, jedoch treten die Spannungen an einer komplett anderen Stelle auf.

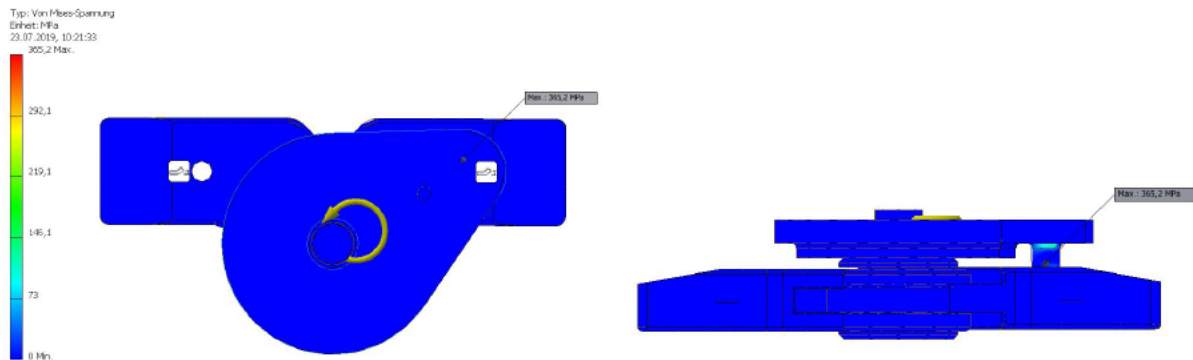


Abbildung 41: Drehmomenteinleitung über Hebel

Während bei der Momenteinleitung direkt über die Achse diese noch hohen Spannungen ausgesetzt war, ist in Abbildung 41 gut zu erkennen, dass die Gelenkachse nun einer deutlich geringeren Belastung ausgesetzt ist. Die höchsten Spannungen treten nun am angesetzten Hebel auf und nicht mehr direkt im Gelenk.

Wenn man das Gelenk etwas genauer betrachtet fällt auf, dass einer der Gelenkarme eine sehr viel dünnere Struktur aufweist als der andere. (Abbildung 42)

Dies ist insofern relevant, da das Gelenk jeweils links und rechts vom Körper verbaut werden soll. Dies hat zur Folge, dass die Gelenke in spiegelverkehrter Position eingebaut werden und somit die Belastungen am jeweils anderen Arm des Gelenks auftreten.

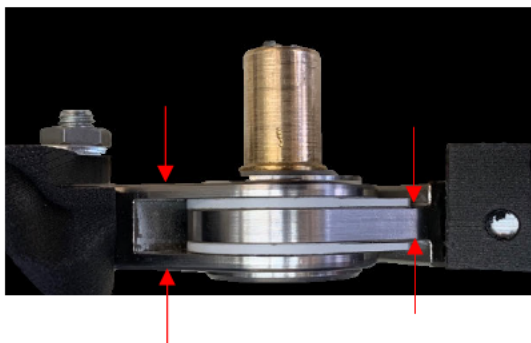


Abbildung 42: Seitenansicht Drehgelenk

Aus diesem Grund wird die Belastungsanalyse nochmals für jeden der beiden Fälle durchgeführt, diesmal mit dem Drehmoment in die andere Richtung. Die Drehachse des Gelenks wird für diesen Lastfall fest mit dem anderen Gelenkarm verbunden.

Die Ergebnisse der Analyse zeigen hierbei jedoch, dass es keine Rolle spielt in welcher Richtung das Drehmoment angelegt wird. Das Spannungsbild und die Werte sind hierbei nahezu identisch. Die Spannungsbilder der einzelnen betrachteten Fälle, so wie die Höhe der entsprechenden Spannung, kann im Anhang auf Seite 22 – 25 eingesehen werden.

Anders verhält es sich beim direkten Vergleich der beiden Arten der Krafteinleitung. Während die Achse des Gelenks starke Spannungen aufweist, sollte das Moment direkt über diese eingeleitet werden, zeigt Variante 2, dass eine Einleitung derselben Kraft über einen Hebel ein sehr viel geringeres Spannungsfeld im Gelenk zur Folge hat. Wird der Hebel hier bei der Konstruktion entsprechend designt, dass er einen guten Kraftfluss ermöglicht, ist diese Variante der Krafteinleitung die vermutlich bessere, da weniger und vor allem niedrigere Spannungen im Gelenk auftreten.



## 6. Herstellungsverfahren 3D-Druck

Zur Fertigung unseres Prototypens wird auf das 3D-Druck Verfahren zurückgegriffen. Beim 3D-Druck handelt es sich um ein additives Fertigungsverfahren, bei dem das Material Schicht für Schicht aufgetragen wird und somit ein dreidimensionales Bauteil erzeugt werden kann. Hierfür wird das zu erstellende Modell in einem beliebigen CAD-Programm generiert und anschließend in der 3D-Druck Software geladen und angepasst.

Es gibt innerhalb des 3D-Drucks unterschiedliche Verfahren wie z.B.

- SLM (Selective Laser Melting)
- SLA (Stereolitografie)
- FDM (Fused Deposition Modeling)

Das FDM Verfahren, welches in unserem Fall verwendet wird, funktioniert vereinfacht ausgedrückt, wie eine bewegliche Heißklebepistole. Das verwendete Material wird in Drahtform zugeführt, aufgeschmolzen und über einen, in jede Richtung, beweglichen Druckkopf in entsprechender Form aufgebracht. Durch das Abkühlen nach Verlassen des Druckkopfs härtet das Material direkt wieder aus und erstarrt in der angebrachten Form. Über dieses Prinzip wird nun Schicht für Schicht des Modells aufgetragen bis Schlussendlich eine fertige dreidimensionale Form entsteht.

Um es möglich zu machen Überhänge zu gestalten, kann an entsprechenden Stellen eine Stützstruktur angebracht werden. Diese muss dann nach dem Druckvorgang in der Nachbereitung entfernt werden.

Da dieses Verfahren zwar eine schnelle und praktische Möglichkeit darstellt Teile für den Prototypen anzufertigen, nicht aber um kostengünstig Teile in großer Stückzahl zu produzieren, was im weiteren Verlauf des Projekts realisiert werden soll, wird in dieser Arbeit nicht weiter auf das verwendete Fertigungsverfahren eingegangen.



## 7. Bau des Prototypen

Nach der Fertigstellung der Druckteile, muss das in Kapitel 6 erwähnte Stützmaterial entfernt werden. Dieses kann einfach herausgebrochen werden und gibt so die eigentliche Form des gedruckten Bauteils frei. (Abbildung 43)



Abbildung 43: Nachbearbeitung der Teile

Nachdem alle Teile gedruckt und von der Stützstruktur befreit wurden, können alle Teile an dem in Abbildung 28 gezeigten Rahmen befestigt werden. Hierdurch hat man nun den ersten Prototypen, welcher als Grundlage für die ersten Tests dient. (Abbildung 40)



Abbildung 44: Erster Prototyp

Abbildung 44 veranschaulicht gut, wie die einzelnen Teile miteinander kombiniert wurden. Das Gurtsystem sitzt fest am Rumpf und verhindert ein Rutschen der Gesamtkonstruktion, trotzdem lässt sich der Arm, über die im Schulterbereich angebrachten Gelenke, immer noch in jede Richtung bewegen.

Hierbei wird der Prototyp vorerst nur für eine Schulter ausgelegt, da dies ausreicht, um die Bewegungsfreiheit zu testen.

## 8. Test des Prototypen

Als Grundlage des durchgeführten Tests dient der bereits zum Start des Projekts abgeschlossene Basis Test des Leviaktor Projektteams. (Siehe Anhang S.3)

Im Labor wird ein eigener Versuch entwickelt, um den Prototypen zu testen, welcher sich stark am Basis Test orientiert. So kann dieser Versuch in Zukunft immer wieder, mit neuen Versionen des Exoskeletts, durchgeführt und die ausgewerteten Daten miteinander verglichen werden.

Bewertet werden hierbei vorrangig die Funktion und anschließend der Komfort des Systems.

Um einen passgenauen Sitz des Prototypens am Oberarm sicher zu stellen, wird hierfür eine Oberarmmanschette verwendet, welche von Bernd Eisenbarth, im Rahmen seiner Abschlussarbeit, speziell für das Exoskelett entwickelt wurde. (Abbildung 45) Diese besteht aus einem flexiblen Inlett, welches für jeden Probanden speziell angefertigt wird, (gelb) und einer harten Außenschale, welche mit der Ausgleichsschiene des Exoskeletts verbunden wird. (rot)

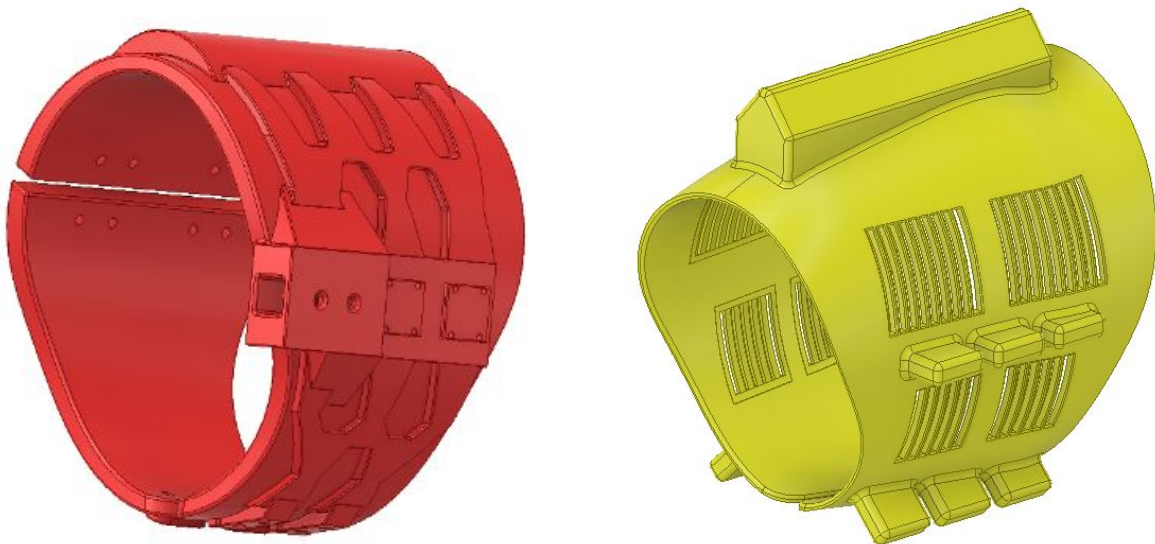


Abbildung 45: Hartschale & Inlett zur Anbindung des Exoskeletts an den Oberarm [8]

## 8.1 Versuchsaufbau und Durchführung

Um die Funktionalität des Prototypens zu überprüfen, werden auf einem Tisch sechs verschiedene Positionen markiert. (Abbildung 46). Diese Positionen sollen nun nacheinander, in festgelegter Reihenfolge, (siehe Versuchsprotokoll im Anhang S. 4) einmal auf Tischhöhe und anschließend in einer Höhe von ca. 30 cm über der Tischplatte, vom Probanden abgefahren werden. Ähnlich wie im Basis Versuch.

Hierfür wird ein Prüfkörper auf die entsprechende Position gestellt. Ist eine dieser Bewegungen nur unter Einschränkungen durchführbar, oder das getragene System drückt, reibt oder blockiert gar, ist dies zu dokumentieren.

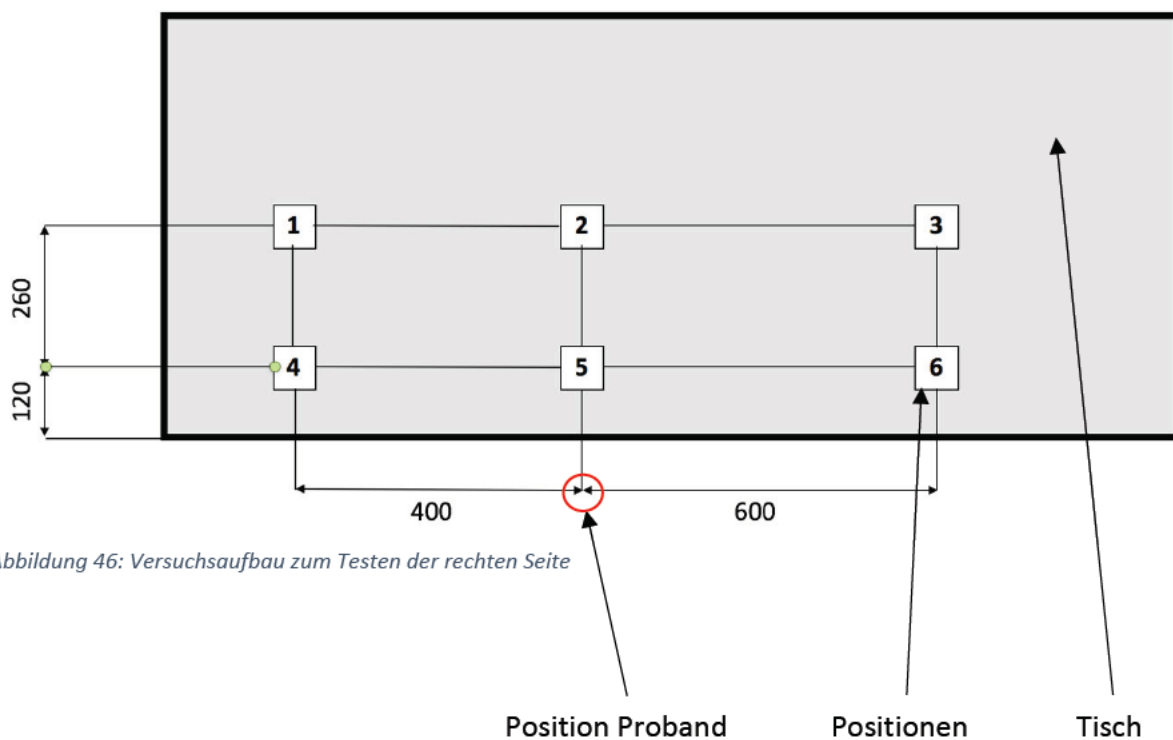


Abbildung 46: Versuchsaufbau zum Testen der rechten Seite

Abbildung 46 veranschaulicht die sechs markierten Positionen auf dem Tisch. Der Proband sitzt mittig vor Position 5. Wie zu erkennen ist befinden sich die Positionen 3 & 6 etwas weiter von der Sitzposition der Testperson entfernt, als die Positionen 1 & 4. Dies liegt daran, dass in diesem Versuch nur die rechte Seite getestet wird und der natürliche Bewegungsradius auf dieser Seite, aufgrund der Anatomie, größer ist als links vom Körper.



Abbildung 47: Test des Bewegungsfreiraums

Nach Abschluss des Bewegungstests soll eine kleine mechanische Baugruppe montiert werden. Dies ist einmal per Hand und einmal mithilfe eines Akkuschaubers durchzuführen. (Abbildung 48)

Zweck dieses Tests ist es, herauszufinden ob alle Bewegungen, die in einem normalen Montageprozess durchgeführt werden, problemlos möglich sind. Hierzu gehören Bewegungen wie z.B.: Anziehen und Lösen von Schrauben in horizontaler Position, Anziehen und Lösen von Schrauben in senkrechter Position, Ansetzen von Schrauben, ... (siehe Prüfprotokoll im Anhang)

Auch hier gilt wieder, sollte eine der Bewegungen nicht problemlos durchführbar sein, ist dies zu dokumentieren.





Abbildung 48: Montagetest einer kleinen mechanischen Einheit

Beide Abläufe werden je einmal im Sitzen und anschließend einmal im Stehen durchgeführt. Hierdurch bekommt man, aufgrund der unterschiedlichen Arbeitshöhe, nochmal andere Auslenkungen der Gelenke und überprüft somit einen größeren Bewegungsradius.

## 8.2 Bewertung des Komforts

Da es nicht nur wichtig ist alle Bewegungen in ihrem größtmöglichen Umfang durchführen zu können, sondern es ebenso wichtig ist, dass der Träger sich dabei auch wohl fühlt, wird nicht nur die Funktion, sondern auch der Komfort des Systems bewertet.

Hierbei wird bewertet ob bei der Durchführung des Funktionstests Druckstellen, Reibungsstellen, Schweißentwicklung oder ähnliches, ausgehend vom Exoskelett, am Körper des Probanden auftreten. (Bewertungsbogen siehe Anhang S. 5)

Leider hatten wir zum Zeitpunkt der Versuchsdurchführung noch kein Inlett aus TPU<sup>1</sup> zur Verfügung, weswegen aus Zeitgründen auf ein Inlett aus ABS<sup>2</sup> zurückgegriffen wurde. Dieses Inlay hat zwar dieselbe Passform bietet allerdings nicht dieselben thermischen und elastischen Eigenschaften, weswegen hier der Komfort nur bedingt beurteilt werden konnte. Da der Fokus in dieser Arbeit aber auf dem Schultergelenk des Exosketts liegt, und eben nicht auf dem Inlett, ist dies für die Auswertung unseres Tests nicht weiter tragisch.

<sup>1</sup> Thermoplastisches Polurethan

<sup>2</sup> Acrylnitril-Butadien-Styrol-Kunststoff

### 8.3 Auswertung

Um eine sinnvolle und nachvollziehbare Auswertung der Testergebnisse zu gewährleisten, wird zur Orientierung auf das Buch „Der Fragebogen: Datenbasis, Konstruktion und Auswertung“ zurückgegriffen, in welchem diese Thematik erläutert wird. [9]

Wie die Testergebnisse zeigen, können alle getesteten Bewegungen durchgeführt werden, dennoch zeigen sich verschiedene Punkte zur Optimierung. Explizit in Position 3, in welcher der Arm komplett gestreckt ist, konnte ein spürbarer Druck der Ausgleichsschiene auf die Manschette war genommen werden.

Hier konnte festgestellt werden, dass sobald ein Torsionsmoment auf die Ausgleichsschiene wirkt, sich diese verklemmt und der Führungsschlitten nicht mehr wie vorgesehen hin und her gleiten kann. Auch konnte bei der zweiten Testperson bemängelt werden, dass die Schiene nicht in der exakt korrekten Position sitzt. Dadurch kam es vor, dass der Führungsschlitten in manchen Fällen am oberen Anschlag der Schiene anstieß und das System somit nicht mehr weiter korrekt arbeiten konnte. Dies ist darauf zurückzuführen, dass der zweite Proband einen anderen Körperbau als Testperson Nr. 1 aufweist und die Gelenke nicht in der perfekten Position hinter der Schulter saßen. Über die Ausgleichsschiene bietet der Prototyp des Exoskeletts zwar bereits eine hohe Modularität für unterschiedliche Körpertypen, allerdings ist es derzeit noch nicht möglich die Schulterbreite zu verstellen. Was in diesem Fall zu der oben angesprochenen Problematik führte, da das Ausgleichssystem umso mehr arbeiten muss je weiter die Gelenkmittelpunkte von der Schultermitte des Anwenders abweichen.

Das größte Problem war es allerdings das Exoskelett selbständig anzulegen. Dies ist zum jetzigen Zeitpunkt, ohne eine zweite Person, nicht möglich. Das liegt daran, dass noch keine Motoren an den entsprechenden Gelenken verbaut sind, welche diese in Ruhestellung festhalten würden.

Optimierungsvorschläge zur Lösung der hier aufgeführten Probleme werden in Kapitel 10 erläutert.

## 9. Fazit

Ziel dieser Bachelorarbeit war es zu erforschen ob die komplexe Struktur der menschlichen Schulter mechanisch umschlossen und gestützt werden kann, ohne den natürlichen Bewegungsfreiraum stark zu beeinträchtigen. Zu diesem Zweck galt es eine Möglichkeit zu entwickeln dieses Vorhaben umzusetzen und anschließend einen Prototyp des Gelenks zu bauen, welches später an einem Exoskelett eingesetzt wird.

Mithilfe eines strukturierten und zielgerichteten Vorgehens, auf Basis der VDI 2225, konnte eine Lösung gefunden werden dies umzusetzen. Angefangen mit einfachen Skizzen der Einzel-funktionen, über die Konstruktion erster Entwürfe bis hin zum Testen des Prototypens, zeigt diese Arbeit das systematische Vorgehen beim Entwickeln neuer Systeme.

Zuerst wurden Lösungen für die unterschiedlichen Einzelfunktionen entwickelt und miteinander verglichen. Mit Hilfe eines Morphologischen Kastens wurden die einzelnen Lösungen der Teilfunktionen anschließend miteinander kombiniert, um Lösungskonzepte für die Gesamtfunktion zu erhalten. Nachdem diese über eine Nutzwertanalyse miteinander verglichen wurden, konnte ein Konzept festgelegt werden welches dann als Prototyp umgesetzt wurde.

Die Schwierigkeit, bei der anschließenden Festigkeitsanalyse der Bauteile, lag daran, ein realistisches Ergebnis zu erhalten, welches nicht durch eine Fehlerhafte Netzstruktur beeinflusst wird. Wie in Kapitel 5 beschrieben, dürfen die Teile zur Analyse nicht nur in einer einzelnen Position betrachtet werden, sondern in einem Positionsbereich.

Für mich war diese Arbeit, besonders im Bereich der Forschung und Entwicklung, eine wertvolle und lehrreiche Erfahrung. Als besonders spannend empfand ich es zu sehen, wie sich die anfänglichen kleinen Skizzen zu einem funktionsfähigen Prototypen entwickelt haben, mit welchem ich letztendlich meine ersten Versuche durchführen konnte.

Zwar ist es bisher noch nicht möglich damit das mehrfache seines Körpergewichts zu heben, dennoch befindet sich die Forschung hier auf einem guten Weg den Menschen, mithilfe von Maschinen, viele Arbeiten in Zukunft einfacher und angenehmer zu gestalten.



## 10. Ausblick

Die Ergebnisse des durchgeführten Versuch zeigen auf, dass es möglich ist die Bewegungsfreiheit in großen Teilen zu erhalten. In einzelnen Punkten konnte verbesserungspotential erkannt werden, welches als Grundlage für weiterführende Arbeiten dienen kann. Diese wären:

### Modularität:

Wie in Kapitel 4.3 beschrieben deckt die verbaute Ausgleichschiene einen Großteil der Modularität ab. Bei dem erstellten Prototypen ist es derzeit allerdings noch nicht möglich die Schulterbreite zu verstellen. Die Tests bestätigten jedoch, dass dies unumgänglich ist, wenn das Exoskelett modular, für mehrere Personen passend, gebaut werden soll. Durch den Fokus auf der Stabilität und der Bewegungsfreiheit, konnte in dieser Arbeit leider nicht weiter auf die Modularität eingegangen werden, weswegen dies in einer weiteren Abschlussarbeit, aufbauend auf diese, behandelt werden wird.

Eine Möglichkeit wäre es, wie in Abbildung 49 dargestellt, die hinteren Bügel, welche derzeit noch direkt am Rahmen der Kraxe befestigt sind, auf eine Art Schiene zu setzen. Hierüber könnte die Konstruktion mühelos und schnell in der Breite verändert und somit an den jeweiligen Benutzer angepasst werden.

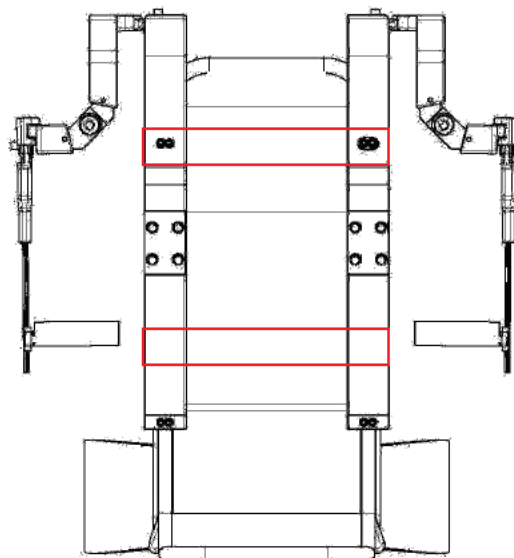


Abbildung 49: Vorschlag zum Einstellen der Schulterbreite

#### Motoren einbinden:

Nachdem nun ein weitgehend funktionierender Prototyp vorliegt, welcher den gewünschten Belastungen, laut FEM-Simulation, standhält und die geforderten Bewegungen zulässt, gilt es nun Motoren an den Gelenken zu verbauen, welche die durchgeführten Bewegungen unterstützen und den Nutzer zukünftig bei den durchgeführten Arbeiten entlasten. Dies war jedoch nicht Fokus dieser Arbeit und wird in folgenden, auf dieser Arbeit aufbauenden, Abschlussarbeiten behandelt werden.

Trotzdem wurde natürlich bei der Entwicklung & Konstruktion des Prototypens beachtet, dass die Motoren im späteren Verlauf des Projekts noch angebunden werden müssen. Aus diesem Grund wurden Bereiche freigehalten, an denen die Motoren an den Prototypen angebaut werden könnten. Diese sind in Abbildung 50 dargestellt.

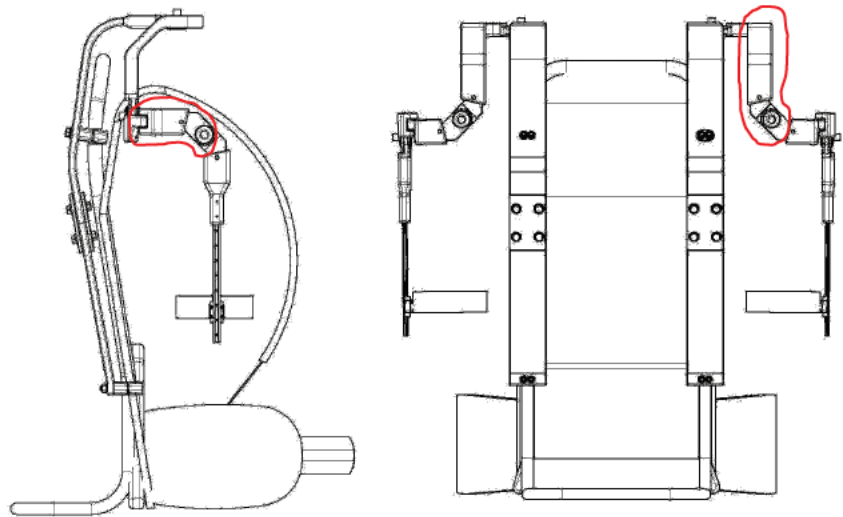


Abbildung 50: Vorschlag zur Positionierung der Motoren

#### Die Ausgleichsschiene:

Wie der durchgeführte Versuch aufzeigte kommt es in Extremsituationen, wie z.B. dem maximalen Strecken und gleichzeitigem Drehen des Armes, zu Blockaden der Ausgleichsschiene. Dies liegt daran, dass der verwendete Umlaufschuh keine Torsionsmomente aufnehmen kann, infolgedessen verkantet und die Längenänderung nicht mehr ausgleichen kann. Hier gilt es in Folgearbeiten andere Lösungen zu finden, um dieses Problem zu lösen. Zum Beispiel mit Hilfe eines Umlaufschuhs welcher für Torsionsbelastung geeignet ist.

## Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Lastenheft des LEVIAKTOR [10] .....	4
Tabelle 2: Zeitplan für die Bachelor Arbeit .....	6
Tabelle 3: Morphologischer Kasten zum verknüpfen einzelner Module .....	23
Tabelle 4: Paarvergleich nach VDI 2225.....	27
Tabelle 5: Nutzwertanalyse nach VDI 2225 .....	28
Tabelle 6: Materialdaten Titan 6Al4V [7].....	33

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Beispiele für bestehende Exoskelette: Chairless Chair & Robo-Mate, [1] [2] .....	2
Abbildung 2: Die fünf Schritte der Literaturrecherche .....	7
Abbildung 3: Klassifikationskriterien für Exoskelette [10] .....	9
Abbildung 4: Anatomie des Schultergelenks [4] .....	10
Abbildung 5: Bewegungen des Schultergürtels [3] .....	11
Abbildung 6: Verschiedene Bewegungsrichtungen um Humeruskopf [3] .....	12
Abbildung 7: Rotation des Oberarms [3] .....	12
Abbildung 8: Entwickeln nach VDI2221 [5] .....	13
Abbildung 9: Rotation um andere Drehachse.....	14
Abbildung 10: Übersicht Skizzen.....	15
Abbildung 11: Ausgearbeitete Skizzen.....	16
Abbildung 12: Arm nach vorne heben - Variante 1 .....	17
Abbildung 13: Arm nach vorne heben - Variante 2 .....	18
Abbildung 14: Arm nach vorne heben - Variante 3 .....	18
Abbildung 15: Arm seitlich heben - Variante 1 .....	19
Abbildung 16: Arm seitlich heben - Variante 2 .....	20
Abbildung 17: Arm seitlich heben - Variante 3 .....	20
Abbildung 18: Anbindung an Rumpf - Variante 1 .....	21
Abbildung 19: Anbindung an Rumpf - Variante 2 .....	22
Abbildung 20: Anbindung an Rumpf - Variante 3 .....	22
Abbildung 21: Übersicht Konstruktionsvarianten.....	23
Abbildung 22: Variante 1 .....	24
Abbildung 23: Variante 2 .....	25
Abbildung 24: Variante 3 .....	25
Abbildung 25: Variante 4 .....	26
Abbildung 26: Gegenüberstellung meines Designs und dem der Firma Gottinger .....	29
Abbildung 27: gekaufte Kraxe.....	30
Abbildung 28: Gurtsystem mit Rahmen.....	30
Abbildung 29: Konstruktion des Prototypen .....	31
Abbildung 30: Änderung der Bauteile für 3D-Druck .....	31
Abbildung 31: Grundbelastungen Gelenk.....	34
Abbildung 32: Belastungsanalyse Gelenk Biegebelastung & Torsion .....	35

Abbildung 33: Spannungsverteilung in unterschiedlichen Positionen.....	36
Abbildung 34: Belastungsanalyse des Gelenks senkrecht zur Drehachse.....	37
Abbildung 35: Maße des Gelenks zum rechnen .....	38
Abbildung 36: Belastung in ausgelenkter Position nach vorne.....	39
Abbildung 37: Überlagerung der Lasten .....	40
Abbildung 38: Belastung in ausgestreckter Position zur Seite.....	41
Abbildung 39: Drehmomenteinleitung direkt an Gelenkachse.....	42
Abbildung 40: Konstruktion des Drehgelenks mit Hebel .....	43
Abbildung 41: Drehmomenteinleitung über Hebel .....	43
Abbildung 42: Seitenansicht Drehgelenk .....	43
Abbildung 43: Nachbearbeitung der Teile .....	46
Abbildung 44: Erster Prototyp .....	46
Abbildung 45: Hartschale & Inlett zur Anbindung des Exoskeletts an den Oberarm [8] .....	47
Abbildung 46: Versuchsaufbau zum Testen der rechten Seite .....	48
Abbildung 47: Test des Bewegungsfreiraums.....	49
Abbildung 48: Montagetest einer kleinen mechanischen Einheit .....	50
Abbildung 49: Vorschlag zum Einstellen der Schulterbreite.....	53
Abbildung 50: Vorschlag zur Positionierung der Motoren .....	54

## Literaturverzeichnis

- [1] M. Murphy, The Sun: Noonee 'Chairless Chair' lets workers sit anywhere without a seat, <https://www.thesun.co.uk/tech/3987426/noonee-chairless-chair-lets-workers-sit-anywhere-without-a-seat-but-would-you-strap-one-onto-your-behind/>, 07.2017 eingesehen am 01.03.2019
- [2] L. Parsyak, Arts: Industrielle Anwendung bionischer Exoskelette, [https://arts.eu/de\\_DE/blog/industrielle-anwendungen-bionischer-exoskelette](https://arts.eu/de_DE/blog/industrielle-anwendungen-bionischer-exoskelette), eingesehen am 01.03.2019
- [3] Hilde Sabine Reichel, Regina Nolte: Physiotherapie Band 1: Theorie und Befunderhebung, 3. Auflage, Thieme Verlag S.208-210
- [4] MVZ Gelenk-Klinik: Schulterschmerzen: Ursache, Diagnose, Übung und Therapie der Schulter, <https://gelenk-doktor.de/schulter/schulterschmerzen-ursache-diagnose-uebungen> , eingesehen am 24.06.2019
- [5] Miriam Bhagwati, Das Wirtschaftslexikon: Konstruktion, <http://www.daswirtschaftslexikon.com/d/konstruktion/konstruktion.htm>, eingesehen am 13.03.2019
- [6] Prof. Dr.-Ing. Markus Merkel, Skript Finite Element Methode (FEM) für Sommersemester 2018
- [7] Signer Titanium AG, Die Wichtigsten Titan Sorten, [http://www.signer-titanium.com/de/titan/popup/t\\_3\\_1.asp](http://www.signer-titanium.com/de/titan/popup/t_3_1.asp) , eingesehen am 24.06.2019
- [8] Bernd Eisenbarth, Bachelorarbeit "Entwicklung einer Oberarmmanschette unter Berücksichtigung der Serientauglichkeit, Individualisierbarkeit und Modularität"
- [9] Sabine Kirchhoff, Sonja Kuhnt, Peter Lipp, Siegfried Schlawin, Der Fragebogen: Datenbasis, Konstruktion und Auswertung, 5. Auflage, VS Verlag für Sozialwissenschaften

## Nicht öffentlich einsehbare Literatur

- [10] Projektantrag für das „Forschungsprogramm zur Mensch-Technik-Interaktion: Technik zum Menschen bringen“ des Bundesministeriums für Bildung und Forschung,

## Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich:

1. Den vorliegenden Praktikumsbericht selbstständig ohne unzulässige fremde Hilfe angefertigt,
2. die Übernahme wörtlicher Zitate sowie die Verwendung von Ideen, Gedanken, Bildern und Algorithmen anderer an den entsprechenden Stellen in der Arbeit gekennzeichnet und
3. außer den angegebenen Quellen keine weiteren Hilfen bzw. Hilfsmittel verwendet habe.

Timon Eckstein



Aalen, den 24. Juli 2019

## Anhang

1.	ANHANG: AUSSCHNITT BEGRIFFSMATRIX.....	1
2.	ANHANG: ERGEBNISSE LITERATURRECHERCHE .....	2
3.	ANHANG: BASISVERSUCH FIRMA SCHUNK.....	3
4.	ANHANG: AUSWERTUNG DER TESTERGEBNISSE .....	5
5.	ANHANG: BELASTUNGSANALYSE GELENK.....	11
6.	ANHANG: KRAFTEINLEITUNG ÜBER GELENKACHSE .....	22
7.	ANHANG: KRAFTEINLEITUNG ÜBER HEBEL.....	24



# 1. Anhang: Ausschnitt Begriffsmatrix

Brainstorming	Übersetzung in de. bzw. eng.		Synonyme
auf Rechtschreibung und auf "doppelt" überprüft	mit Google Übersetzer, Leo.org & linguee.com		Synonyme aus Brainstroming in Woxikon + gefundene Synonyme wieder in Woxikon + Synonyme.de
Leviaktor	Levi Actor		
Obere Gliedmaßen	upper limb		
Verkörperung	embodiment		
Oberkörper	upper body		Obere Extremitäten
Aktor	actuator	torso	Torso
aktiv	active	enabled	dynamisch
betätigen	actuate		antreiben
Exoskelett	exoskeleton		
Myoelektrisch	myoelectric		
Elektromyographie	Electromyography		
Elektromotor	electric motor		
mechanisch	mechanical		
Unterstützung	support	assistance	Assistenz
Bewegungsapparat	musculoskeletal system		Bewegungsinstrument
vorbeugend	preventive	precautionary	präventiv
Entlastung	discharge	relief	Entspannung
anthropomorph	anthropomorphic	unload	
Leichtbau	lightweight construction	lightweigh design	
Teilkörperexoskelett	partial body exoskeleton		
Modulbaukasten	modular system	modular construction kit	Modularbausatz
Exosuits	exosuit		
ergonomisch	ergonomic		
Individualanpassung	individual adaption		
Einheitsgröße	One size		
Standardkomponenten	standard components	standard parts	Standardteile
Standardisierung	standardisation		
elektrisch angetriebene Aktorik	electrically driven actuators		
Einzelmodul	Single module		Einzelement
Systemintegration	system integration		
biokompatible Mechanismen	biocompatible mechanisms		
mechatronische Komponenten	mechatronic components		
Exoskelett-Technologie	Exoskeleton technology		
Antriebssegment	drive units		Antriebsbaugruppe
Freilaufgelenke	Freeheel joints	free-running joint	Struktur
Anatomie	anatomy		Aufbau
Physiologie	physiology		
Biomechanik	biomechanics		

## 2. Anhang: Ergebnisse Literaturrecherche

Suchbegriff	Titel 1	Quelle 1
Exoskelett Leviaktor	Ein Exoskelett im Real Life   Galileo Lunch Break	<a href="https://www.youtube.com/watch?v=-5NgCBVFTVA">https://www.youtube.com/watch?v=-5NgCBVFTVA</a>
Anatomie obere Gliedmaßen	<b>Oberer Extremität - Arterien an Schulter, Oberarm und Ellenbogen - 3D</b>	<a href="https://www.youtube.com/watch?v=H_Lz_g7bozHc">https://www.youtube.com/watch?v=H_Lz_g7bozHc</a>
Exosuits Oberkörper	Multi-joint Personalized Exosuit Breaks New Ground	<a href="https://www.thieme-connect.com/products/journals/html/10.1055/s-0043-120323">https://www.thieme-connect.com/products/journals/html/10.1055/s-0043-120323</a>
elektromechanisch Oberkörper	Therapie mit elektromechanisch-assistierten Geräten: Tipps und Tricks für die praktische Umsetzung	<a href="https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-662-57876-6_8">https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-662-57876-6_8</a>
Exoskelett Aktor	Kognitive Robotik	
antromorph Aktor	Arm-Hand-Koordination eines anthropomorphen Roboters zur Mensch-Roboter Kooperation	<a href="https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-642-16986-3_25">https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-642-16986-3_25</a>
Teilkörperexoskelett Aktor	Design- und Steuerungsaspekte humanoider Roboter	<a href="https://core.ac.uk/download/pdf/51448155.pdf">https://core.ac.uk/download/pdf/51448155.pdf</a>
antromorph Aktuator	Entwurf und Konstruktion eines anthropomorphen Roboters	<a href="https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-642-60904-6_3">https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-642-60904-6_3</a>
Exosuits Aktuator	A lightweight soft exosuit for gait assistance	<a href="https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/6631046/keywords#keywords">https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/6631046/keywords#keywords</a>
Exoskelett aktiv	Arbeitsunterstützende Exoskelette: Anforderung und Umsetzung in den Pionierphasen	<a href="https://www.researchgate.net/profile/Robert_Weidner/publication/329687552_Technische_Unterstuetzungssysteme_die_die_Menschen_wirklich_wollen_Band_zur_dritten_transdisziplinaren_Konferenz_2018/links/5c157b764585157ac1e56b22/Technische-Unterstuetzungssysteme-die-die-Menschen-wirklich-wollen-Band-zur-dritten-transdisziplinaren-Konferenz-2018.pdf#page=427">https://www.researchgate.net/profile/Robert_Weidner/publication/329687552_Technische_Unterstuetzungssysteme_die_die_Menschen_wirklich_wollen_Band_zur_dritten_transdisziplinaren_Konferenz_2018/links/5c157b764585157ac1e56b22/Technische-Unterstuetzungssysteme-die-die-Menschen-wirklich-wollen-Band-zur-dritten-transdisziplinaren-Konferenz-2018.pdf#page=427</a>
Exoskelett dynamisch	Messung von Nutzerinteraktion mit einem Exoskelett durch EMG und Gelenk-Drehmomente	<a href="https://www.degruyter.com/view/Iteme.2018.85.issue-7-8/teme-2017-0133/teme-2017-0133.xml">https://www.degruyter.com/view/Iteme.2018.85.issue-7-8/teme-2017-0133/teme-2017-0133.xml</a>
Leichtbau Exoskelett	Entwicklung einer systematischen Vorgehensweise für bionischen Leichtbau	<a href="https://d-nb.info/1077864302/34">https://d-nb.info/1077864302/34</a>
Leistungssteigerung Exoskelett	Tragbare Assistenzsysteme in der Automobilmontage	<a href="https://www.researchgate.net/profile/Robert_Weidner/publication/311669596_Technische_Unterstuetzungssysteme_die_die_Menschen_wirklich_wollen_Band_zur_zweiten_transdisziplinaren_Konferenz_2016/links/585389be08ae0c0f322284e1/Technische-Unterstuetzungssysteme-die-die-Menschen-wirklich-wollen-Band-zur-zweiten-transdisziplinaren-Konferenz-2016.pdf#page=519">https://www.researchgate.net/profile/Robert_Weidner/publication/311669596_Technische_Unterstuetzungssysteme_die_die_Menschen_wirklich_wollen_Band_zur_zweiten_transdisziplinaren_Konferenz_2016/links/585389be08ae0c0f322284e1/Technische-Unterstuetzungssysteme-die-die-Menschen-wirklich-wollen-Band-zur-zweiten-transdisziplinaren-Konferenz-2016.pdf#page=519</a>
Kraftsteigerung Exoskelett	Technische Unterstützungssysteme	<a href="https://books.google.de/books?hl=de&amp;id=IGYICwAAQBAJ&amp;oi=fnd&amp;pg=PA78&amp;dq=Kraftsteigerung+Exoskelett&amp;ots=G6ZjhjH6n&amp;sig=6FiyQvLEqjvucEFPzwZBqAlislaQ#v=onepage&amp;q=Kraftsteigerung%3AExoskelett&amp;f=false">https://books.google.de/books?hl=de&amp;id=IGYICwAAQBAJ&amp;oi=fnd&amp;pg=PA78&amp;dq=Kraftsteigerung+Exoskelett&amp;ots=G6ZjhjH6n&amp;sig=6FiyQvLEqjvucEFPzwZBqAlislaQ#v=onepage&amp;q=Kraftsteigerung%3AExoskelett&amp;f=false</a>
Adaptivität Exoskelett	Exoskeletts: von der akademischen Vision zur industriellen Anwendung	<a href="https://digitalcollection.zhaw.ch/handle/11475/7093">https://digitalcollection.zhaw.ch/handle/11475/7093</a>
Leistungsdichte Exoskelett	Künstliche Muskeln	<a href="https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-662-48510-1_48">https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-662-48510-1_48</a>
Mobilität Exoskelett	Perspektiven der Mobilität	<a href="https://books.google.de/books?hl=de&amp;id=1UwFDwAAQBAJ&amp;oi=fnd&amp;pg=PA193&amp;dq=Mobilität%3AExoskelett&amp;ots=9vd-%2A4t+Exoskelett&amp;f=false">https://books.google.de/books?hl=de&amp;id=1UwFDwAAQBAJ&amp;oi=fnd&amp;pg=PA193&amp;dq=Mobilität%3AExoskelett&amp;ots=9vd-%2A4t+Exoskelett&amp;f=false</a>
Kraftübertragung Exoskelett	<b>Mechanismenentwicklung eines Assistenzsystems für die oberen Extremitäten</b>	<a href="https://www.bibliothek.tu-chemnitz.de/fois/index.php/aw/IC/article/view/397">https://www.bibliothek.tu-chemnitz.de/fois/index.php/aw/IC/article/view/397</a>

### 3. Anhang: Basisversuch Firma Schunk

#### Versuchsdurchführung Firma Schunk 26.09.18

##### Montageaufgabe 1 (Montieren der Backen):

**Ausgangssituation:** Greiferkörper parallel zur langen Tischkante mittig ausgerichtet. Möglichst nahe am Körper positioniert, Begrenzung durch Druckmessblatten. Montage wird im Stehen durchgeführt. Verwendetes Werkzeug Inbuschlüssel lang mit Kugelkopf. Schrauben, U-Scheiben und Passhülsen in Sortiereinheit links (da Rechtshänder mit rechts Werkzeug geführt) neben Greiferkörper bereitgestellt. Werkzeug rechts neben Greiferkörper bereitgestellt.

##### Montageschritte:

1. Setzen der je Seite 4 Passhülsen von Hand, auf nicht verkanten geachtet.
2. Aufsetzen der Backen links und rechts, leichtes verkanten durch Einwirkung von Handkraft teils gelöst.
3. Schraube mit U-Scheibe bestückt und an Backe angesetzt. Je 4x
  - 3.1 Zuerst Schrauben mit Kugelkopf über Kreuz angelegt, dann mit großem Hebel handfest angezogen. Umgreifen der Backen nötig.
  - 3.2 Bei linker Backe musste die Verkantung mit systematischen Anziehen der Schrauben gelöst werden. Danach mit langem Hebel handfest angezogen. Durch die Verkantung Zeitverlust.

##### Montageaufgabe 2 (Montieren der linken Backe, anziehen der Schrauben rechts mit Akkuschauber):

**Ausgangssituation:** Greiferkörper parallel zur langen Tischkante mittig ausgerichtet. Möglichst nahe am Körper positioniert, Begrenzung durch Druckmessblatten. Montage wird im Stehen durchgeführt. Verwendetes Werkzeug Inbuschlüssel lang mit Kugelkopf, Kunststoffhammer, Akkuschauber mit Drehmomentbegrenzung. Schrauben, U-Scheiben und Passhülsen in Sortiereinheit links (da Rechtshänder mit rechts Werkzeug geführt) neben Greiferkörper bereitgestellt. Werkzeug rechts neben Greiferkörper bereitgestellt.

##### Montageschritte:

1. Setzen der vier Passhülsen linke Seite von Hand, auf nicht verkanten geachtet.
2. 4 Schrauben (ohne U-Scheibe) rechte Seite Greiferkörper angesetzt.
3. Mit rechter Hand und Akkuschauber (Drehmomentbegrenzung 20 Gang 1) auf Blockade angezogen, linke Hand unterstützt Schraubenführung.
4. Setzen der Backe links, Verkanten provoziert. Lösen und Setzen mit Kunststoffhammer gelöst. Dabei auch horizontale Schläge auf Brusthöhe von Körper weg gegen Backe und massive Schläge vertikal auf Backe unten.
5. Schraube mit U-Scheibe bestückt und an linke Backe angesetzt (4x). Zuerst Schrauben mit Kugelkopf über Kreuz angelegt, dann mit großem Hebel handfest angezogen. Beim Anziehen der hinteren Schrauben musste von rechts um die Backe „gegriffen“ werden. Ähnlich auch bei Montageaufgabe 1.



#### 4. Anhang: Auswertung der Testergebnisse

<b>Funktionstest des 1. Prototypen &amp; Arm-Manschette im Sitzen</b>			
<b>Durchgeführt am: 27.06.2019</b>		<b>Durchgeführt von: Bernd Eisenbarth</b>	
<b>Start- / Endzeit: 11:08 Uhr - 11:25 Uhr</b>		<b>Testperson: Timon Eckstein</b>	
<b>Bewegung</b>	<b>i.O.</b>	<b>N.i.O.</b>	<b>Bemerkung</b>
<b>Punkte nacheinander auf Tischhöhe anfahren</b>			
Von Position 1 -> Position 2	x		
Von Position 2 -> Position 3	x		blockiert leicht in ausgestreckter Position (eventuell Schraube an Gelenk 2 oder Ausgleichsschiene)
Von Position 3 -> Position 4	x		Selbes Problem wie bei Position 2 -> 3
Von Position 4 -> Position 5	x		
Von Position 5 -> Position 6	x		
Von Position 6 -> Position 1	x		
Von Position 1 -> Position 4	x		
Von Position 4 -> Position 3	x		Selbes Problem wie bei Position 2 -> 3
Von Position 3 -> Position 6	x		
<b>Punkte nacheinander in ca. 30cm Höhe anfahren</b>			
Von Position 1 -> Position 2	x		Leichter Widerstand an der Manschette Spürbar (Ausgleichsschiene bewegt sich nicht perfekt)
Von Position 2 -> Position 3	x		
Von Position 3 -> Position 4	x		
Von Position 4 -> Position 5	x		
Von Position 5 -> Position 6	x		
Von Position 6 -> Position 1	x		
Von Position 1 -> Position 4	x		
Von Position 4 -> Position 3	x		Ausgleichsschiene läuft nicht korrekt
Von Position 3 -> Position 6	x		
<b>Montage Bauteil in Position 5 stellen</b>			
Schrauben vertikal anziehen - von Hand	x		
Schrauben horizontal anziehen - von Hand	x		
Schrauben vertikal anziehen - mit Akkuschauber	x		Ausgleichsschiene läuft nicht korrekt
Schrauben horizontal anziehen - mit Akkuschauber	x		
Einschlagen von Nägeln mit Hammer	x		

<b>Funktionstest des 1. Prototypen &amp; Arm-Manschette im Stehen</b>			
<b>Durchgeführt am: 27.06.2019</b>		<b>Durchgeführt von: Bernd Eisenbarth</b>	
<b>Start- / Endzeit: 11:25 Uhr - 11:32 Uhr</b>		<b>Testperson: Timon Eckstein</b>	
<b>Bewegung</b>	<b>i.O.</b>	<b>N.i.O.</b>	<b>Bemerkung</b>
<b>Punkte nacheinander auf Tischhöhe anfahren</b>			
Von Position 1 -> Position 2	x		
Von Position 2 -> Position 3	x		
Von Position 3 -> Position 4	x		
Von Position 4 -> Position 5	x		
Von Position 5 -> Position 6	x		
Von Position 6 -> Position 1	x		
Von Position 1 -> Position 4	x		
Von Position 4 -> Position 3	x		
Von Position 3 -> Position 6	x		
<b>Punkte nacheinander in ca. 30cm Höhe anfahren</b>			
Von Position 1 -> Position 2	x		
Von Position 2 -> Position 3	x		
Von Position 3 -> Position 4	x		
Von Position 4 -> Position 5	x		
Von Position 5 -> Position 6	x		
Von Position 6 -> Position 1	x		
Von Position 1 -> Position 4	x		
Von Position 4 -> Position 3	x		
Von Position 3 -> Position 6	x		
<b>Montage Bauteil in Position 5 stellen</b>			
Schrauben vertikal anziehen - von Hand	x		
Schrauben horizontal anziehen - von Hand	x		
Schrauben vertikal anziehen - mit Akkuschauber	x		
Schrauben horizontal anziehen - mit Akkuschauber	x		
Einschlagen von Nägeln mit Hammer	x		

Test liefert selbe Ergebnisse wie im Sitzen. Immer noch die selben Probleme wie im Sitzen, allerdings nicht mehr so stark.

<b>Komfort Test des 1. Prototypen &amp; Arm-Manschette</b>		
<b>Durchgeführt am: 27.06.2019</b>		<b>Durchgeführt von: Bernd Eisenbarth</b>
<b>Beurteiler Zeitraum: ca. 30 min</b>		<b>Testperson: Timon Eckstein</b>
<b>Bewertungskriterium</b>	<b>Note</b>	<b>Bemerkung</b>
Störkonturen im Bereich Kopf / Schulter	1	
Störkonturen im Bereich Oberarm	2	spürbar aber nicht störend
Sonstige Störkonturen? Wenn ja, wo?	3	Bauchgurt sitzt etwas zu hoch
Selbstständiges Anlegen des Exoskeletts	6	Anlegen des Exoskeletts im Armbereich derzeit nicht allein möglich
Selbstständiges Ablegen des Exoskeletts	2	
Gewicht des Anzugs	1	
Wärme- und Schweißentwicklung	3	Schweißentwicklung am Oberarm, da Inlett derzeit noch aus Kunststoff
Gibt es Reibungsstellen? Wenn ja, wo?	2	Im Bereich des Trizeps
Gibt es Druckstellen? Wenn ja, wo?	3	Im Bereich des Bizeps, vor allem beim Anspannen des Arms
Verrutscht das System irgendwo?	2	Das Inlett im Bereich des Oberarms
Tritt das Gefühl einer unnatürlichen Bewegung auf?	1	
Tritt das Gefühl eines Widerstandes, ausgehend vom Exoskelett, auf?	2	In komplett gestreckter Position, (besonders in Position 3)
Sonstige Punkte?		Das Inlett sitzt nicht perfekt in der Hartschale und verrutscht ab und an



<b>Funktionstest des 1. Prototypen &amp; Arm-Manschette im Sitzen</b>			
<b>Durchgeführt am: 27.06.2019</b>		<b>Durchgeführt von: Timon Eckstein</b>	
<b>Start- / Endzeit: 12:06 - 12:21 Uhr</b>		<b>Testperson: Johannes Wanner</b>	
<b>Bewegung</b>	<b>i.O.</b>	<b>N.i.O.</b>	<b>Bemerkung</b>
<b>Punkte nacheinander auf Tischhöhe anfahren</b>			
Von Position 1 -> Position 2	x		
Von Position 2 -> Position 3	x		Ausgleichsschiene blockiert
Von Position 3 -> Position 4	x		
Von Position 4 -> Position 5	x		
Von Position 5 -> Position 6	x		Ausgleichsschiene blockiert
Von Position 6 -> Position 1	x		
Von Position 1 -> Position 4	x		
Von Position 4 -> Position 3	x		
Von Position 3 -> Position 6	x		
<b>Punkte nacheinander in ca. 30cm Höhe anfahren</b>			
Von Position 1 -> Position 2	x		
Von Position 2 -> Position 3	x		
Von Position 3 -> Position 4	x		
Von Position 4 -> Position 5	x		
Von Position 5 -> Position 6	x		
Von Position 6 -> Position 1	x		
Von Position 1 -> Position 4	x		
Von Position 4 -> Position 3	x		
Von Position 3 -> Position 6	x		
<b>Montage Bauteil in Position 5 stellen</b>			
Schrauben vertikal anziehen - von Hand	x		
Schrauben horizontal anziehen - von Hand	x		
Schrauben vertikal anziehen - mit Akkuschauber	x		
Schrauben horizontal anziehen - mit Akkuschauber	x		
Einschlagen von Nägeln mit Hammer	x		

<b>Funktionstest des 1. Prototypen &amp; Arm-Manschette im Stehen</b>			
<b>Durchgeführt am: 27.06.2019</b>		<b>Durchgeführt von: Timon Eckstein</b>	
<b>Start- / Endzeit: 12:21 - 12:33 Uhr</b>		<b>Testperson: Johannes Wanner</b>	
<b>Bewegung</b>	<b>i.O.</b>	<b>N.i.O.</b>	<b>Bemerkung</b>
<b>Punkte nacheinander auf Tischhöhe anfahren</b>			
Von Position 1 -> Position 2	x		
Von Position 2 -> Position 3	x		
Von Position 3 -> Position 4	x		
Von Position 4 -> Position 5	x		
Von Position 5 -> Position 6	x		
Von Position 6 -> Position 1	x		
Von Position 1 -> Position 4	x		
Von Position 4 -> Position 3	x		
Von Position 3 -> Position 6	x		
<b>Punkte nacheinander in ca. 30cm Höhe anfahren</b>			
Von Position 1 -> Position 2	x		
Von Position 2 -> Position 3	x		
Von Position 3 -> Position 4	x		
Von Position 4 -> Position 5	x		
Von Position 5 -> Position 6	x		
Von Position 6 -> Position 1	x		
Von Position 1 -> Position 4	x		
Von Position 4 -> Position 3	x		
Von Position 3 -> Position 6	x		
<b>Montage Bauteil in Position 5 stellen</b>			
Schrauben vertikal anziehen - von Hand	x		
Schrauben horizontal anziehen - von Hand	x		
Schrauben vertikal anziehen - mit Akkuschauber	x		
Schrauben horizontal anziehen - mit Akkuschauber	x		
Einschlagen von Nägeln mit Hammer	x		

<b>Komfort Test des 1. Prototypen &amp; Arm-Manschette</b>		
<b>Durchgeführt am: 26.06.2019</b>		<b>Durchgeführt von: Timon Eckstein</b>
<b>Beurteiler Zeitraum: ca. 30 min</b>		<b>Testperson: Johannes Wanner</b>
<b>Bewertungskriterium</b>	<b>Note</b>	<b>Bemerkung</b>
Störkonturen im Bereich Kopf / Schulter	1	
Störkonturen im Bereich Oberarm	2	
Sonstige Störkonturen? Wenn ja, wo?		
Selbstständiges Anlegen des Exoskeletts	6	
Selbstständiges Ablegen des Exoskeletts	2	
Gewicht des Anzugs	1	
Wärme- und Schweißentwicklung	3	Schweißentwicklung am Arm aber kein Hitzestau
Gibt es Reibungsstellen? Wenn ja, wo?	1	
Gibt es Druckstellen? Wenn ja, wo?	3	Über dem Ellenbogen an der Außenseite
Verrutscht das System irgendwo?	2	Im Bereich des Oberarms
		Gesamtes Gestell rutscht nach oben (mangelndes Gewicht, da noch keine Motoren verbaut sind)
Tritt das Gefühl einer unnatürlichen Bewegung auf?	1	
Tritt das Gefühl eines Widerstandes, ausgehend vom Exoskelett, auf?	2	
Sonstige Punkte?		Ausgleichsschiene zu kurz
		Inlett nicht passend für Testperson

## 5. Anhang: Belastungsanalyse Gelenk

### Belastungsanalyse - Bericht

Analysierte Datei:	Gelenk .iam
Autodesk Inventor-Version:	2019 (Build 230136000, 136)
Erstellungsdatum:	25.06.2019, 09:47
Studienautor:	Timon Eckstein
Übersicht:	

---

#### . Projektinfo (iProperties)

##### . Übersicht

Autor	Timon Eckstein
-------	----------------

##### . Projekt

Bauteilnummer	Gelenk +
Konstrukteur	03286
Kosten	0,00 €

##### . Status

Konstruktionsstatus	InBearbeitung
---------------------	---------------

##### . Physische Eigenschaften

Masse	0,151957 kg
Fläche	16931,7 mm <sup>2</sup>
Volumen	34301,8 mm <sup>3</sup>
Schwerpunkt	x=-2,9481 mm y=-3,20484 mm z=7,66771 mm

Anmerkung: Physikalische Werte können sich von den weiter unten berichteten, von FEM verwendeten physikalischen Werten unterscheiden.

---

## Biegung & Torsion

### Allgemeines Ziel und Einstellungen:

Konstruktionsziel	Einzelner Punkt
Studientyp	Statische Analyse
Letztes Änderungsdatum	25.06.2019, 09:39
Modi für starres Bauteil suchen und entfernen	Nein
Belastungen über Kontaktflächen hinweg separieren	Nein
Analyse der Bewegungsklasten	Nein

### Netzeinstellungen:

Durchschnittl. Elementgröße (als Teil des Modelldurchmessers)	0,1
Min. Elementgröße (als Teil der durchschn. Größe)	0,2
Einteilungsfaktor	1,5
Max. Drehwinkel	60 grad
Kurvenförmige Netzelemente erstellen	Nein
Bauteilbasierte Messung für Baugruppennetz verwenden	Ja

### Material(ien)

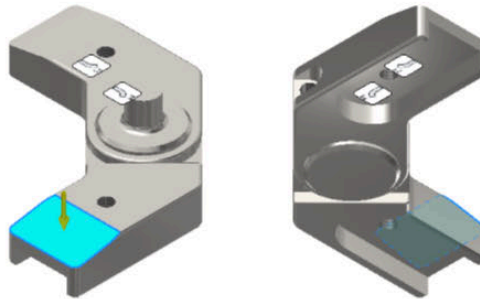
Name	Titan 6Al-4V	
Allgemein	Massendichte	4,43 g/cm <sup>3</sup>
	Streckgrenze	882,528 MPa
	Zugfestigkeit	1034,21 MPa
Spannung	Elastizitätsmodul	113,763 GPa
	Poissonsche Zahl	0,35 oE
	Schubmodul	42,1346 GPa
Bauteilname(n)	Lager Gelenk1 Gelenk2	

### Betriebsbedingungen

#### Kraft:1

Belastungstyp	Kraft
Größe	4000,000 N
Vektor X	0,000 N
Vektor Y	-0,000 N
Vektor Z	-4000,000 N

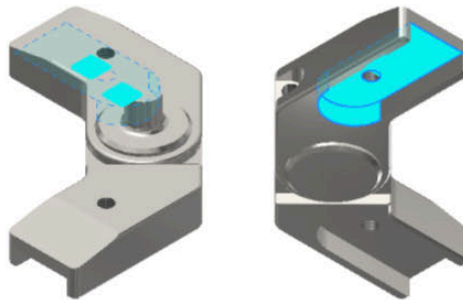
### Ausgewählte Fläche(n)



### Festgelegte Abhängigkeit:1

Abhängigkeitstyp Festgelegte Abhängigkeit

### Ausgewählte Fläche(n)



### Kontakte (Verbunden)

Name	Bauteilname(n)
Verbunden:1	Gelenk1:1 Gelenk2:1
Verbunden:2	Lager:1 Gelenk1:1
Verbunden:3	Lager:1 Gelenk1:1
Verbunden:4	Lager:1 Gelenk2:1

Verbunden:5	Lager:1 Gelenk1:1
Verbunden:6	Lager:1 Gelenk1:1

### Kontakte (Getrennt)

Name	Bauteilname(n)
Getrennt:1	Gelenk1:1 Gelenk2:1

## Ergebnisse

### Rückstoßkraft und -moment an Abhängigkeiten

Name der Abhängigkeit	Rückstoßkraft		Rückstoßmoment	
	Größe	Komponente (X,Y,Z)	Größe	Komponente (X,Y,Z)
Festgelegte Abhängigkeit:1	4000 N	0 N	320,981 N m	-251,736 N m
		0 N		-199,144 N m
		4000 N		0 N m

### Ergebniszusammenfassung

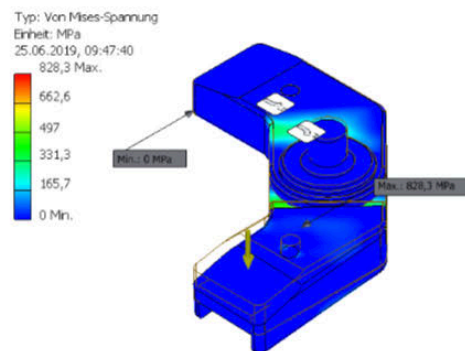
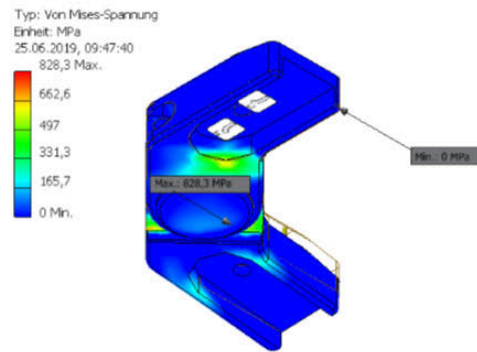
Name	Minimum	Maximum
Volumen	34301,8 mm <sup>3</sup>	
Masse	0,151957 kg	
Von Mises-Spannung	0,0347163 MPa	828,253 MPa
1. Hauptspannung	-225,959 MPa	920,187 MPa
3. Hauptspannung	-1064,92 MPa	281,024 MPa
Verschiebung	0 mm	1,9146 mm
Sicherheitsfaktor	1,06553 oE	15 oE
Spannung XX	-568,394 MPa	540,317 MPa
Spannung XY	-347,446 MPa	369,199 MPa
Spannung XZ	-246,289 MPa	180,492 MPa
Spannung YY	-918,387 MPa	595,513 MPa
Spannung YZ	-191,613 MPa	377,85 MPa
Spannung ZZ	-763,332 MPa	409,905 MPa
X Verschiebung	-0,0708791 mm	0,133146 mm
Y Verschiebung	-0,216221 mm	0,225981 mm
Z Verschiebung	-1,90349 mm	0,0301329 mm
Vergleichsbelastung	0,000000276514 oE	0,00685299 oE
1. Hauptbelastung	0,000000237058 oE	0,0068667 oE
3. Hauptbelastung	-0,00766136 oE	-0,000000229841 oE
Belastung XX	-0,00321807 oE	0,00275256 oE



Belastung XY	-0,00412306 oE	0,00438119 oE
Belastung XZ	-0,00292265 oE	0,00214185 oE
Belastung YY	-0,00629508 oE	0,00413077 oE
Belastung YZ	-0,00227382 oE	0,00448385 oE
Belastung ZZ	-0,00464633 oE	0,00303314 oE
Kontaktdruck	0 MPa	1302,18 MPa
Kontaktdruck X	-295,622 MPa	442,145 MPa
Kontaktdruck Y	-760,364 MPa	467,213 MPa
Kontaktdruck Z	-364,814 MPa	970,562 MPa

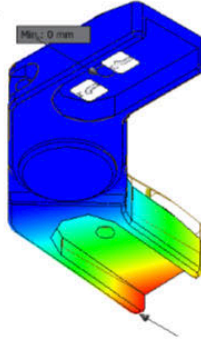
## Zahlen

### . Von Mises-Spannung

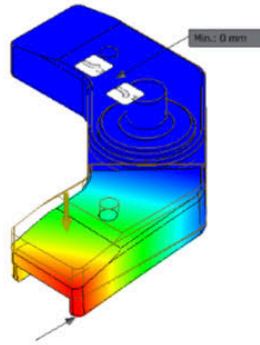


## Verschiebung

Typ: Verschiebung  
Einheit: mm  
25.06.2019, 09:47:41  
1,915 Max.  
1,532  
1,149  
0,766  
0,383  
0 Min.



Typ: Verschiebung  
Einheit: mm  
25.06.2019, 09:47:41  
1,915 Max.  
1,532  
1,149  
0,766  
0,383  
0 Min.



## Biegespannung senkrecht zur Drehachse

### Allgemeines Ziel und Einstellungen:

Konstruktionsziel	Einzelner Punkt
Studientyp	Statische Analyse
Letztes Änderungsdatum	25.06.2019, 09:46
Modi für starres Bauteil suchen und entfernen	Nein
Belastungen über Kontaktflächen hinweg separieren	Nein
Analyse der Bewegungsklasten	Nein

### Netzeinstellungen:

Durchschnittl. Elementgröße (als Teil des Modelldurchmessers)	0,1
Min. Elementgröße (als Teil der durchschn. Größe)	0,2
Einteilungsfaktor	1,5
Max. Drehwinkel	60 grad
Kurvenförmige Netzelemente erstellen	Nein
Bauteilbasierte Messung für Baugruppennetz verwenden	Ja

### Material(ien)

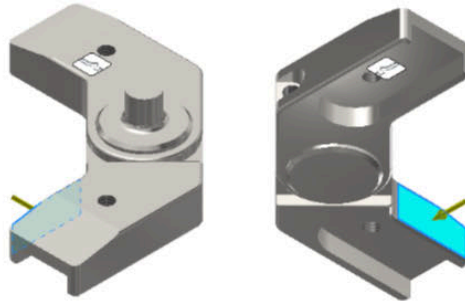
Name	Titan 6Al-4V	
Allgemein	Massendichte	4,43 g/cm <sup>3</sup>
	Streckgrenze	882,528 MPa
	Zugfestigkeit	1034,21 MPa
Spannung	Elastizitätsmodul	113,763 GPa
	Poissonsche Zahl	0,35 oE
	Schubmodul	42,1346 GPa
Bauteilname(n)	Lager Gelenk1 Gelenk2	

### Betriebsbedingungen

#### Kraft: 1

Belastungstyp	Kraft
Größe	9000,000 N
Vektor X	8999,930 N
Vektor Y	35,593 N
Vektor Z	0,000 N

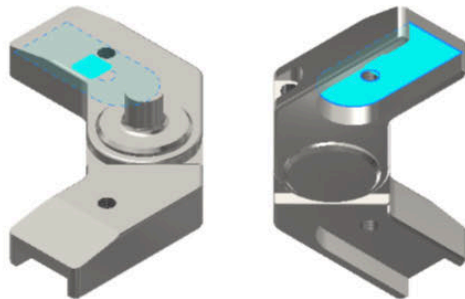
**Ausgewählte Fläche(n)**



**Festgelegte Abhängigkeit:1**

Abhängigkeitstyp Festgelegte Abhängigkeit

**.Ausgewählte Fläche(n)**



**.Kontakte (Verbunden)**

Name	Bauteilname(n)
Verbunden:1	Gelenk1:1 Gelenk2:1
Verbunden:2	Lager:1 Gelenk1:1
Verbunden:3	Lager:1 Gelenk1:1

Verbunden:4	Lager:1 Gelenk2:1
Verbunden:5	Lager:1 Gelenk1:1
Verbunden:6	Lager:1 Gelenk1:1

## Ergebnisse

### Rückstoßkraft und -moment an Abhängigkeiten

Name der Abhängigkeit	Rückstoßkraft		Rückstoßmoment	
	Größe	Komponente (X,Y,Z)	Größe	Komponente (X,Y,Z)
Festgelegte Abhängigkeit:1	9000 N	-8999,93 N	512,324 N m	0 N m
		-35,5934 N		-8,0629 N m
		0 N		-512,26 N m

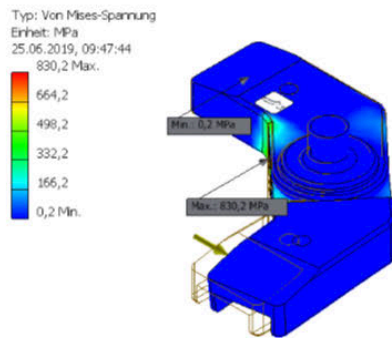
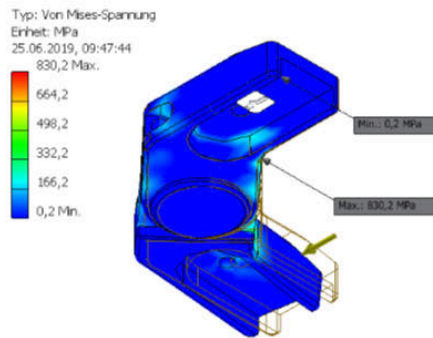
### Ergebniszusammenfassung

Name	Minimum	Maximum
Volumen	34301,8 mm <sup>3</sup>	
Masse	0,151957 kg	
Von Mises-Spannung	0,230346 MPa	830,21 MPa
1. Hauptspannung	-101,756 MPa	850,824 MPa
3. Hauptspannung	-538,216 MPa	76,2999 MPa
Verschiebung	0 mm	0,882 mm
Sicherheitsfaktor	1,06302 oE	15 oE
Spannung XX	-311,352 MPa	551,849 MPa
Spannung XY	-369,197 MPa	218,421 MPa
Spannung XZ	-334,781 MPa	158,656 MPa
Spannung YY	-318,669 MPa	394,562 MPa
Spannung YZ	-143,663 MPa	130,686 MPa
Spannung ZZ	-352,347 MPa	223,444 MPa
X Verschiebung	-0,0433902 mm	0,840434 mm
Y Verschiebung	-0,0347512 mm	0,418574 mm
Z Verschiebung	-0,115935 mm	0,113783 mm
Vergleichsbelastung	0,00000182589 oE	0,00663344 oE
1. Hauptbelastung	0,00000153878 oE	0,00713013 oE
3. Hauptbelastung	-0,00426942 oE	-0,00000121385 oE
Belastung XX	-0,0026925 oE	0,00376756 oE
Belastung XY	-0,00438116 oE	0,00259194 oE
Belastung XZ	-0,00397276 oE	0,00188273 oE
Belastung YY	-0,00253974 oE	0,0024447 oE
Belastung YZ	-0,00170482 oE	0,00155082 oE
Belastung ZZ	-0,00275543 oE	0,00140813 oE

Kontaktdruck	0 MPa	614,285 MPa
Kontaktdruck X	-488,768 MPa	371,435 MPa
Kontaktdruck Y	-439,584 MPa	408,844 MPa
Kontaktdruck Z	-233,235 MPa	149,975 MPa

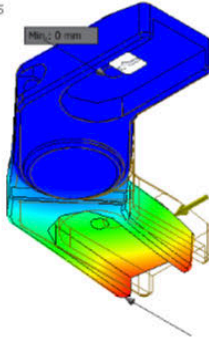
**Zahlen**

**Von Mises-Spannung**

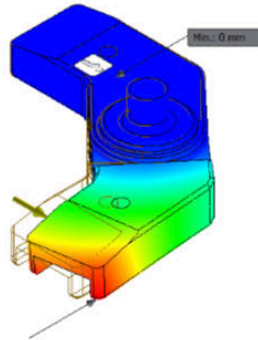


## Verschiebung

Typ: Verschiebung  
Einheit: mm  
25.06.2019, 09:47:45  
0,882 Max.  
0,7056  
0,5292  
0,3528  
0,1764  
0 Min.



Typ: Verschiebung  
Einheit: mm  
25.06.2019, 09:47:45  
0,882 Max.  
0,7056  
0,5292  
0,3528  
0,1764  
0 Min.

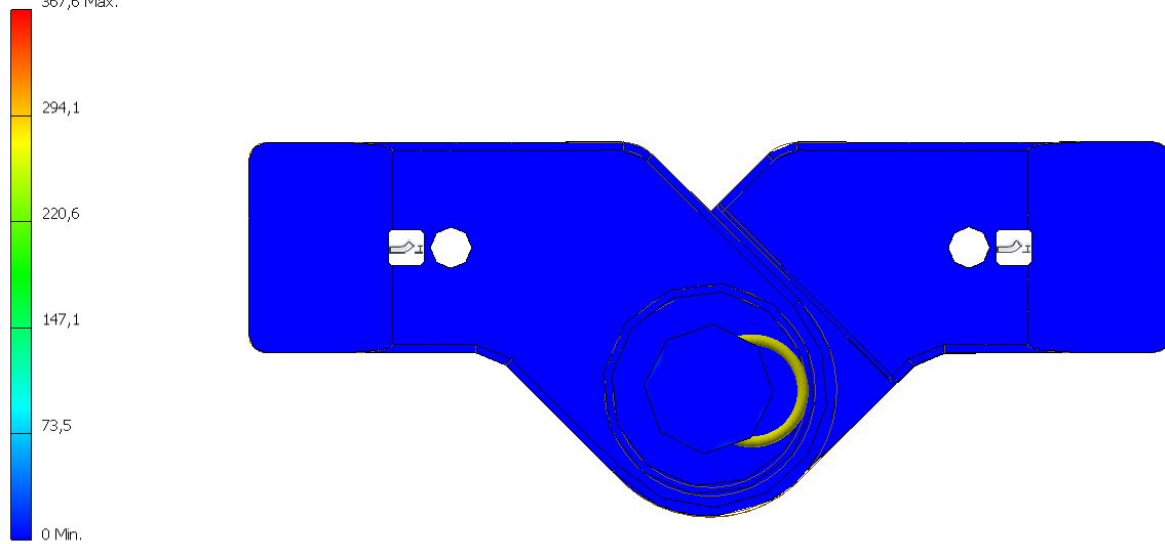




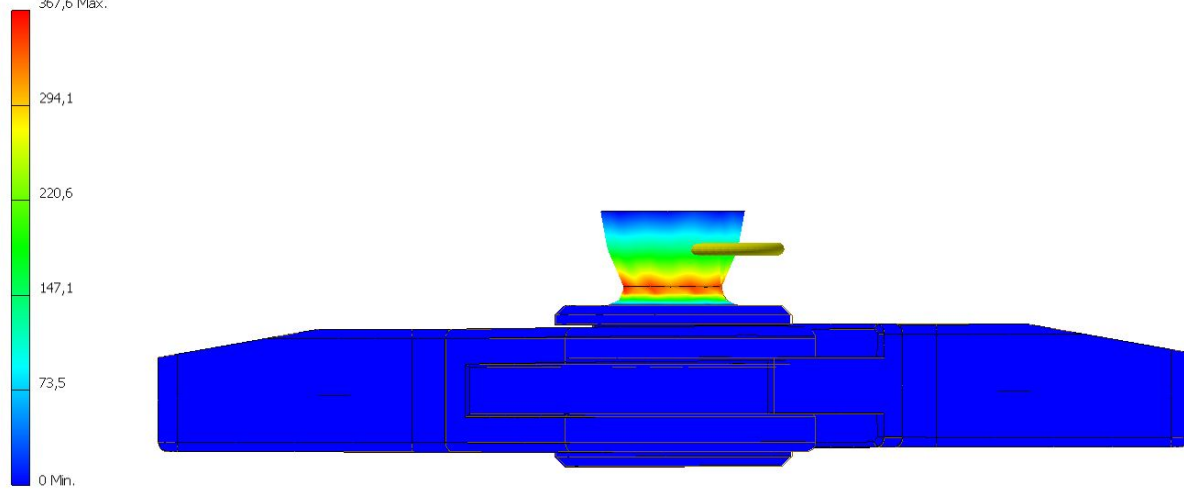
## 6. Anhang: Kräfteinleitung über Gelenkachse

### Drehmoment gegen Uhrzeigersinn

Typ: Von Mises-Spannung  
Einheit: MPa  
23.07.2019, 10:06:38  
367,6 Max.

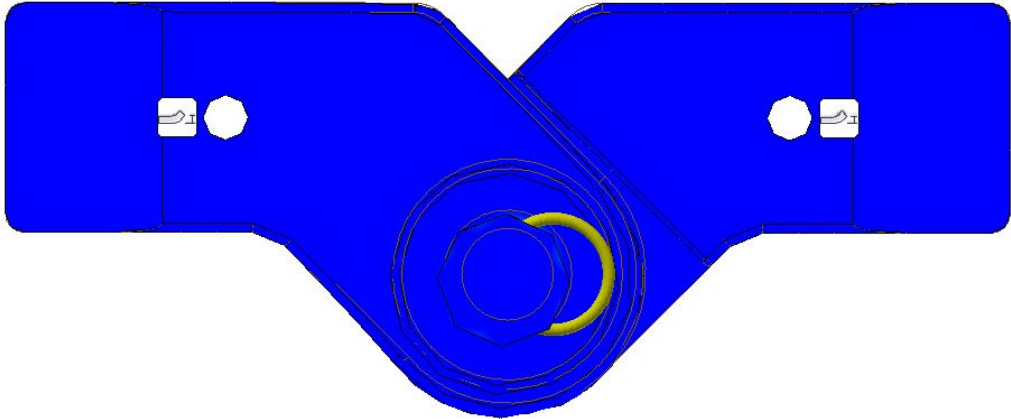
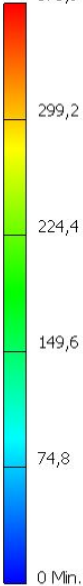


Typ: Von Mises-Spannung  
Einheit: MPa  
23.07.2019, 10:06:38  
367,6 Max.

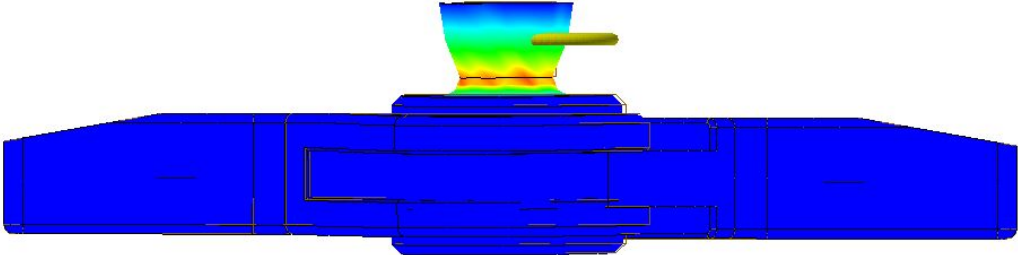
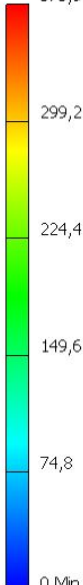


# Drehmoment im Urzeigersinn

Typ: Von Mises-Spannung  
Einheit: MPa  
23.07.2019, 10:10:22  
373,9 Max.



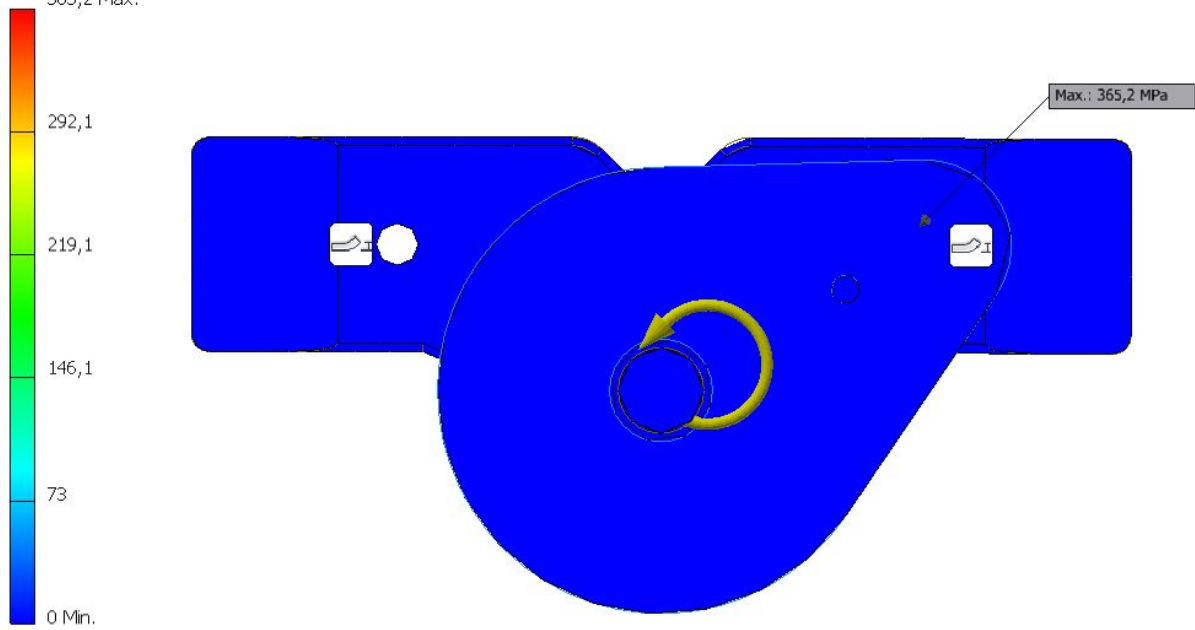
Typ: Von Mises-Spannung  
Einheit: MPa  
23.07.2019, 10:10:22  
373,9 Max.



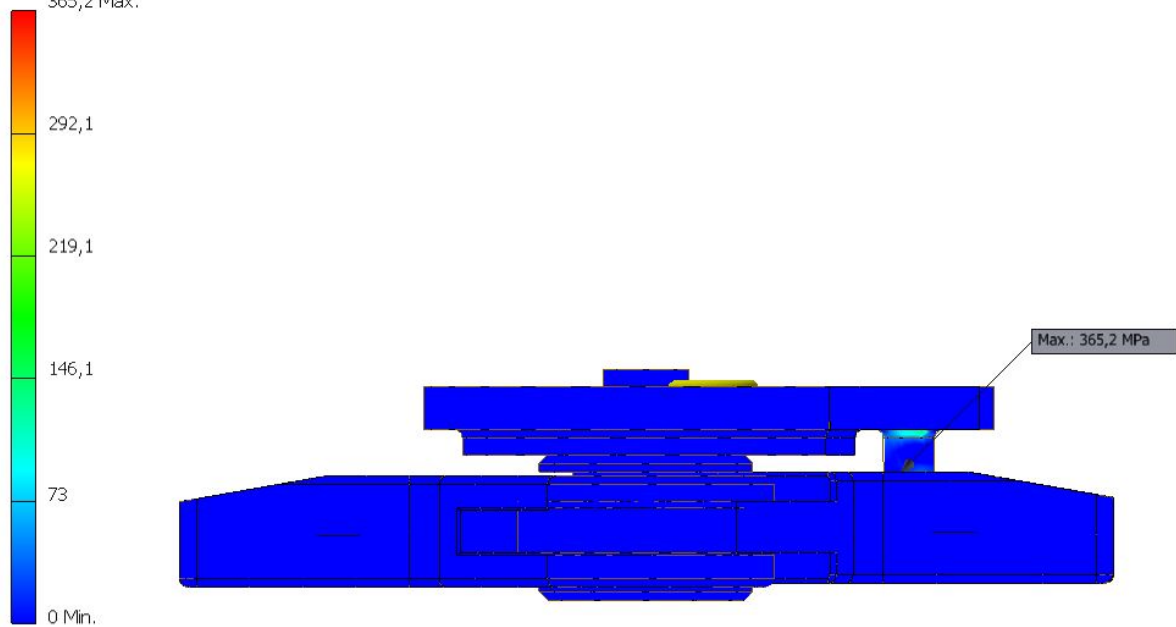
## 7. Anhang: Kräfteinleitung über Hebel

### Drehmoment gegen Uhrzeigersinn

Typ: Von Mises-Spannung  
Einheit: MPa  
23.07.2019, 10:21:33  
365,2 Max.

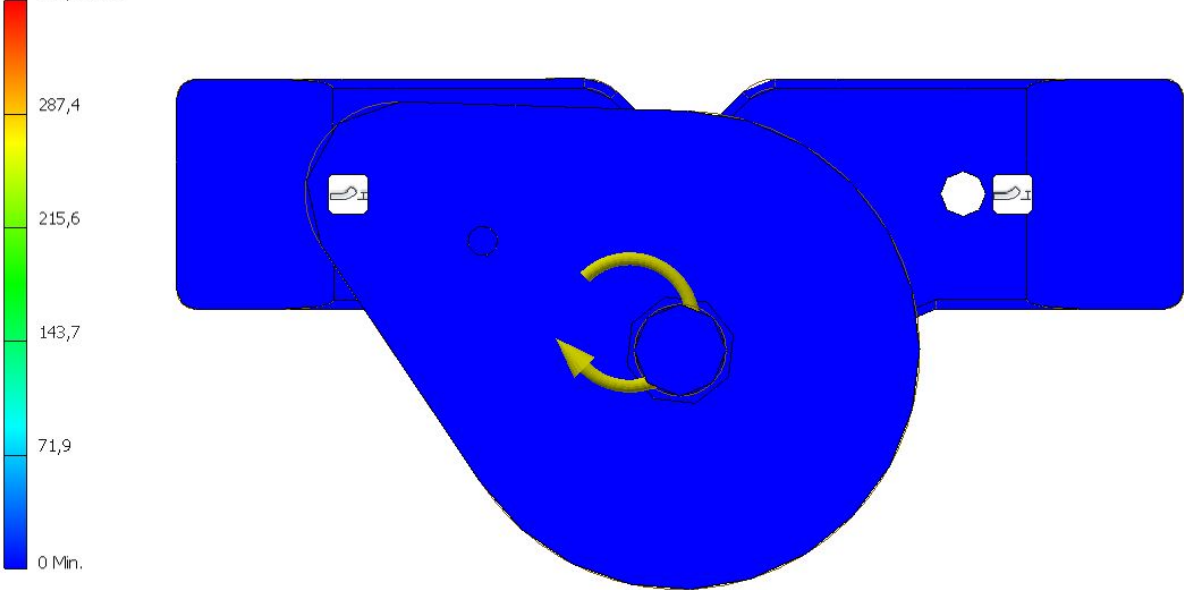


Typ: Von Mises-Spannung  
Einheit: MPa  
23.07.2019, 10:21:33  
365,2 Max.



# Drehmoment im Uhrzeigersinn

Typ: Von Mises-Spannung  
Einheit: MPa  
23.07.2019, 10:28:37  
359,3 Max.



Typ: Von Mises-Spannung  
Einheit: MPa  
23.07.2019, 10:28:37  
359,3 Max.

