

Lehrstuhl für Ergonomie  
Technische Universität München

# Belastungsreduzierung für das Hand-Arm-System bei manuellen Montagetätigkeiten

Christin Hölzel

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Maschinenwesen  
der Technischen Universität München  
zur Erlangung des akademischen Grades eines  
Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.) genehmigten Dissertation.

Vorsitzender:	Prof. Dr.-Ing. Veit Senner
Prüfer der Dissertation:	1. Prof. Dr. phil. Klaus Bengler
	2. Prof. Dr.-Ing. Martin Schmauder

Die Dissertation wurde am 19.08.2016 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Maschinenwesen am 11.12.2016 angenommen.



## Danksagung

Mein herzlicher Dank gilt allen, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben. In erster Linie möchte ich mich bei meinem Doktorvater Prof. Klaus Bengler für die langjährige Betreuung meiner Promotion, für die fruchtbaren Diskussionen und dafür, dass er meine Leidenschaft für die Ergonomie geweckt hat bedanken. Ihm und Prof. Senner dafür, dass sie mir die Betreuung meiner Dissertation am Lehrstuhl in den immer spannenden, und durchwegs schönen Jahre erst ermöglicht haben. Bei Prof. Senner möchte ich mich zudem speziell für die Diskussionen zum biomechanischen Teil der Arbeit bedanken, vor allem für die andauernde Unterstützung obwohl er nicht mein offizieller Betreuer war. Ebenso danke ich Prof. Schmauder, dass er die Aufgabe des zweiten Prüfers übernommen hat.

Meiner Betreuerin bei der BMW Group Elisabeth Wolf gebührt ebenfalls besonderer Dank für die Unterstützung während meiner dreijährigen Promotionszeit im Unternehmen. Ebenso meinem Teamleiter Frank Woellecke, der insbesondere gegen Ende der Arbeit immer Zeit für die wissenschaftliche Diskussion und wichtige Anmerkungen zum Erstellen der Arbeit hatte. Meinen Doktorandenkollegen und inzwischen wichtigen Freunden danke ich für die konstruktiven Gespräche sowie die Offenheit bei der Diskussion fachfremder Themen. An dieser Stelle könnte ich noch viele weitere Kollegen der BMW Group aufzählen ohne deren Hilfe und Unterstützung diese Arbeit nicht so problemlos verlaufen wäre, allen voran Boris Bevc. Ihm und vielen weiteren Kollegen gilt gesamthaft mein Dank.

Den Universitätskollegen Franz Höchtl und Michaela Nusser danke ich für die freundliche Aufnahme und die wertvolle Starthilfe, zuerst am Fachgebiet und dann am Lehrstuhl. Zudem fand ich in Jürgen Mitternacht, Fabian Günzkofer, Verena Knott und Jonas Schmidler wertvolle Diskussionspartner und tatkräftige Unterstützung. Carsten Dlugosch, Severina Popova, Uwe Herbst, Annika Ulherr, Paul Stuke und Marius Janta danke ich für die tollen Freitage am Lehrstuhl, die Kaffeerunden und die gute Zusammenarbeit. Herzlich bedanken möchte ich mich auch bei meinen Studierenden Aldo, Tim, Daniel, Michael, Nadya, Augusto und Ramona, die mit großem Engagement und zum Teil über Jahre hinweg einen großen Teil der experimentellen Arbeiten im Projekt sowie für diese Arbeit geleistet haben. Mein Dank gilt auch allen Probanden, ohne deren Leidensbereitschaft die Durchführung der Versuche nicht möglich gewesen wäre. Außerdem danke ich Prof. John Rasmussen, der mir den Forschungsaufenthalt an der Aalborg University ermöglicht hat, was meine Arbeit während meines kurzen Besuchs einen großen Schritt vorangebracht hat sowie Michael Skipper Andersen, der immer einen Vorschlag zur Lösung meiner Modellierungsfragen gemacht hat. In diesem Zusammenhang gilt mein Dank außerdem Alexander Nolte.

Zuletzt danke ich ganz besonders meinen Eltern und meiner Schwester für ihre langjährige Unterstützung und die Aufmunterung in schwierigen Zeiten. Außerdem vor allem meinen Freunden, die mir durch ihre Liebe und Unterstützung die Kraft gegeben haben, diese Arbeit zu vollenden.

Ich danke der BMW Group für die Möglichkeit zu einem praxisrelevanten Thema zu promovieren sowie für die Finanzierung meiner Promotion und meines Auslandsaufenthaltes in Spartanburg.



## **Zusammenfassung**

Das in dieser Arbeit erarbeitete methodische Konzept beschreibt einen methodischen Prozess, mit dem ein individuell angepasstes körpergetragenes Hilfsmittel zur Belastungsreduzierung entwickelt werden kann. Eine umfassende Analyse der Krankenstatistiken und Literatur, sowie ergänzende Befragungen bildeten die Basis zur Durchführung gezielter Bewegungs- und Belastungsanalysen. Die objektive Quantifizierung täglich auftretender Belastungen wurde mit Bewegungs- und Kraftdaten, sowie unter Zuhilfenahme eines digitalen Menschmodells bewerkstelligt. Basierend darauf konnte ein belastungsreduzierendes Konzept erarbeitet werden, welches eine ergonomische Gestaltung der Produktionsarbeitsplätze sowie der Arbeitstätigkeiten ermöglicht hat. Die iterative Evaluierung von Prototypen des Daumenunterstützers sowie die zeitlich gestaffelten Versuchszeiträume ermöglichten laufend eine optimale Weiterentwicklung und Verbesserung. Die abschließende Evaluierung des Daumenunterstützers zeigte sowohl objektiv, mit Hilfe der erfassten Kraftdaten und des digitalen Handmodells, als auch subjektiv den Nutzen der Unterstützung.



## **Abstract**

Physiological load reduction for the hand-arm-system during manual assembly

The concept developed within this thesis describes a method to individually adjust a body worn aid to reduce strain. An extensive analysis of injury data as well as literature and subjective questionnaires were the fundamental input to execute specific motion and load analyses. With the help of a digital human model, the captured motion and force data were used to objectively quantify the daily occurring loads on the hand-arm-system. Subsequently a load reducing concept was developed which enabled the ergonomic design of production work places and production tasks. A scheduling of trials and the iterative evaluation of the functional assembly aid allowed optimal improvement and further development of the thumb support. Force data and the results from the biomechanical modelling were discussed for the objective evaluation whereas BORG-values and questionnaires considered the subjective opinion of the workers. The final evaluation of the thumb support showed objectively as well as subjectively the benefit of the support.





# Inhalt

1	Einleitung.....	1
1.1	Belastungen durch manuelle Montageprozesse.....	1
1.2	Prinzipien ergonomischer Arbeitsplatzgestaltung.....	2
2	Grundlagen .....	6
2.1	Anatomie und Physiologie des Hand-Arm-Systems .....	6
2.1.1	Knochen und Gelenke .....	6
2.1.2	Muskeln und Sehnen .....	8
2.1.3	Freiheitsgrade und Bewegungsumfänge des Hand-Arm-Systems .....	10
2.2	Arbeitsbezogene Muskel-Skelett-Erkrankungen.....	12
2.2.1	Risikofaktoren arbeitsbezogener M-S-E .....	15
2.2.2	Muskel-Skelett-Erkrankungen am Daumen .....	20
2.3	Biomechanische Messmethoden .....	21
2.3.1	Bewegungserfassungssysteme.....	22
2.3.2	Systeme zur Erfassung von Aktionskräften.....	23
2.4	Ergonomische Bewertung von Hand-Finger-Kräften.....	28
2.4.1	Empfohlene Verbaukräfte für das H-A-S.....	29
2.4.2	Akzeptierte Verbaukräfte für das H-A-S.....	31
2.5	Digitale Menschmodelle.....	34
2.5.1	Biomechanische Handmodelle .....	37
2.5.2	Biomechanische (Hand-) Modelle als Forschungs- und Bewertungswerkzeug .....	40
2.6	Problemstellung und Ziel der Arbeit .....	43
3	Methodischer Ansatz .....	45
4	Analytischer Teil .....	47
4.1	Tätigkeitsanalyse .....	47
4.2	Erste Probandenstudie .....	51
4.2.1	Versuchsdesign.....	51
4.2.2	Probandenkollektiv.....	57
4.2.3	Versuchsdurchführung und Datenanalyse .....	57
4.2.4	Hypothesen.....	59
4.2.5	Ergebnisse der ersten Probandenstudie .....	59
4.3	Aufbau AnyBody™ Modell .....	71
4.3.1	Durchführung der Analyse mit dem Handmodell .....	74
4.3.2	Ergebnisse aus der Simulation mit dem Handmodell.....	77
4.4	Schlussfolgerung des analytischen Teils .....	86
5	Konstruktiver Teil.....	89
5.1	Anforderungen an ein körpergetragenes Konzept.....	90
5.1.1	Konzepterstellung.....	91

5.1.2	Bewertung und Auswahl der Konzepte .....	93
5.2	Entwicklung des Daumenunterstützers .....	95
5.3	Fertigung des Daumenunterstützers .....	98
5.4	Auswahl des finalen Konzeptes.....	99
5.5	Verbesserungen des finalen Konzeptes .....	101
6	Evaluierender Teil .....	104
6.1	Subjektive Evaluierung .....	104
6.1.1	Analyse und Diskussion der Ergebnisse der Fragebogenstudie .....	104
6.2	Objektive Evaluierung.....	113
6.2.1	Mechanische Prüfung .....	114
6.2.2	Versuchsdesign der zweiten Probandenstudie.....	117
6.2.3	Analyse und Diskussion der Ergebnisse der zweiten Probandenstudie.....	119
6.3	Biomechanische Evaluierung .....	139
6.3.1	Analyse und Diskussion der Ergebnisse der Simulation - Beanspruchung im Daumen mit Daumenunterstützer.....	140
6.4	Finales Konstruktions- und Handhabungskonzept .....	142
7	Diskussion .....	146
8	Ausblick.....	154

## Abkürzungsverzeichnis

Abd	Abduktion
Add	Adduktion
AK	Aktionskraft
AP	Arbeitsplätze
AAU	Aalborg University
BGIA	Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung
CMC	Daumensattelgelenk (Karpometakarpalgelenk – CMC-Gelenk)
CTD	cummulative trauma disorder
DoF	degree of freedom (Freiheitsgrad)
DU	Daumenunterstützer
Ext	Extension
EB	Ellenbogen
F	Kraft
F <sub>A</sub>	Aktionskraft
F <sub>gef</sub>	Geforderte, notwendige Kraft
F <sub>res</sub>	Resultierende Kraft
Flex	Flexion
H-A-S	Hand-Arm-System
HG	Handgelenk
iDU	individualisierter Daumenunterstützer
IP	Daumenendgelenk (distales Daumengelenk, Interphalangealgelenk – IP-Gelenk)
kf	körperfern
kf g	körperfern gerade
kf s	körperfern seitlich
KH	Körperhaltung
KMD	Kraftmessdose
kn	körpernah
kn g	körpernah gerade
kn s	körpernah seitlich
KOS	Koordinatensystem
MA	Mitarbeiter

MAF	maximal akzeptierte Kraft
MCP	Daumengrundgelenk (Metakarpalgelenk – MCP-Gelenk)
M-R-K	Mensch-Roboter-Kooperationen
MVC	maximum voluntary contraction (Maximalkraft)
NGM	Nettogelenkmoment
NPMA	Mitarbeiter ohne Produktionserfahrung
OA	Oberarm
P	Proband
PMA	Produktionsmitarbeiter
SP	Startpunkt
SS	Sehnenscheiden
SSE	Sehnenscheidenentzündung
TPU	Thermoplastisches Polyurethan
UA	Unterarm
uDU	unpersonalisierter, nicht angepasster Daumenunterstützer
ULD	upper limb disorder
VBP	Verbauposition
VP	Versuchsperson
WRD	work related disorder

# 1 Einleitung

## 1.1 Belastungen durch manuelle Montageprozesse

Trotz hohem Automatisierungsgrad in der produzierenden Industrie sind die Tätigkeiten in der Montage überwiegend durch manuelle Vorgänge gekennzeichnet, die mit der Hand durchgeführt werden (Schaub, Caragnano, Britzke, & Bruder, 2013). Manuelle Montageprozesse können anhand von vier Faktoren eingeteilt werden. Entscheidend für eine grundlegende Klassifikation sind die aufgebrachte Kraft, die Entfernung der Tätigkeit vom Körper, die Häufigkeit der Ausübung und die Anforderung an die Genauigkeit (Länderausschuss für Arbeitsschutz und Sicherheitstechnik, 2013). Die durch manuelle Montageprozesse auf den Körper wirkenden Belastungen begünstigen das Auftreten arbeitsbezogener Muskel-Skelett-Erkrankungen (M-S-E), welche für den größten Anteil von 22 % der Arbeitsunfähigkeitstage (AU-Tage) über alle Wirtschaftszweige verantwortlich sind. Für das produzierende Gewerbe liegen die anteiligen AU-Tage pro Arbeitnehmer mit 17,3 AU-Tagen sogar über dem Durchschnitt. Eine erhöhte Wahrscheinlichkeit des Auftretens von M-S-E zeigt sich für manuelle Tätigkeiten in der Automobilindustrie (Landau et al., 2008; Spallek, Kuhn, Uibel, van Mark, & Quarcoo, 2010). Die am häufigsten betroffenen Körperbereiche sind der Rücken, der Nacken, die Schultern sowie die Handgelenke (HG) und Hände (Diaz, Weichel, & Frieling, 2012; Hussain, 2004). Die Hand ist das komplexeste Organ des menschlichen Körpers und dient der Wahrnehmung von Informationen aus der Umwelt. Zum anderen ist die Hand das primäre Kontaktwerkzeug zur Bewerkstelligung manipulativer Tätigkeiten (Gustus, Stillfried, Visser, Jörntell, & van der Smagt, 2012). Schmerzen in den Händen führen zu Produktivitäts- und Qualitätsverlusten im Hinblick auf die ausgeübten Tätigkeiten und nicht zuletzt zu einer enormen Einschränkung des Alltags des Betroffenen (Armstrong et al., 1993). Verschiedene Faktoren, wie hohe Kräfte, viele Wiederholungen und das Arbeiten in ungünstigen Gelenkwinkeln wirken sich positiv auf die Entstehung von M-S-E des Hand-Arm-Systems (H-A-S) aus (Putz-Anderson et al., 1997). Allerdings resultieren manuelle Arbeitsprozesse nur dann in einer gesundheitlichen Schädigung, wenn die motorischen Anforderungen (Intensität, Dauer, Wiederholung) das aktuelle, individuelle Leistungsvermögen überschreiten. Besonders problematisch bei Erkrankungen im Bereich der Hand sind, neben den individuellen und sozialen Einschränkungen für den Mitarbeiter (MA), die betriebswirtschaftlichen Kosten (Trippler, 2011). In den letzten zehn Jahren sind die Kosten von Produktionsausfällen aufgrund von M-S-E um 22 % auf 13 Mrd. Euro gestiegen (Bundesministerium für Arbeit und Soziales, 2014). Aufgrund dessen gewann die Thematik der ergonomischen Arbeitsplatzgestaltung in den letzten Jahren zunehmend an Bedeutung (Lawaczek, 2000). Zur Klassifizierung von Belastungen durch manuelle Montageprozesse, existieren diverse Arbeitsplatzbewertungsverfahren, die nicht nur an bestehenden Arbeitsplätzen sondern bereits in der Planung zukünftiger Arbeitsplätze eingesetzt werden (Lawaczek, 2000; Moore & Garg, 1995; Winter, 2011). Zudem helfen experimentell ermittelte Grenzwerte, Richtlinien und Gestaltungsempfehlungen die Arbeitsplätze so zu gestalten, dass bestimmte Risikofaktoren, die zur Entstehung von Muskel-Skelett-Erkrankungen führen, verringert werden (Nussbaum & Johnson, 2002; Wakula, 2009).

## 1.2 Prinzipien ergonomischer Arbeitsplatzgestaltung

Die ergonomische Gestaltung von Arbeitsplätzen wird aus einer Vielzahl von Gründen zunehmend wichtiger (Lawaczek, 2000). Einen grundlegenden Einfluss haben:

- die in den letzten Jahren gestiegenen M-S-E und die daraus resultierende höhere Anzahl an AU-Tagen, die Kosten verursachen,
- der demografische Wandel der Gesellschaft und die damit einhergehenden körperlichen Veränderungen der Belegschaft,
- eine Zunahme der Risikofaktoren durch verkürzte Taktzeiten und vereinfachte Aufgaben,
- eine Zunahme der Derivateanzahl- und Varianten,
- eine sinkende Produktqualität, die zu schlechteren Verkaufszahlen führt,
- sinkende Arbeitsmotivationen und damit einhergehend eine sinkende Arbeitgeberattraktivität, sowie
- der Wegfall von Pausenzeiten aufgrund von Wegstrecken oder Wartezeiten, durch die generelle Produktivitätssteigerung, bedingt durch Taktverdichtungen und gestiegene Stückzahlanforderungen.

Eine ergonomische Arbeitsplatzgestaltung bezieht sich nicht nur auf die Reduzierung physischer Belastungen, sondern muss ebenfalls die möglichen psychischen Belastungen, hervorgerufen z. B. durch Stress und Über- oder Unterbelastung, adressieren (Winter, 2011).

Als Belastung werden von außen auf den Körper wirkende Faktoren verstanden, die, in einem identischen Umfeld und bei einer identischen Tätigkeit für jeden Menschen gleich sind. Je nach Trainingszustand, körperlicher Konstitution und anderen individuellen Eigenschaften wirken sich Belastungen im Körper des Menschen unterschiedlich aus. Dieselbe Belastung kann demzufolge in unterschiedlichen Beanspruchungen für individuelle Mitarbeiter resultieren.

Auch der Bezug zu weiteren Beurteilungskriterien, wie z. B. visuellen Anforderungen, Anforderungen an die Arbeitsumgebung (soziale Faktoren und Umweltfaktoren) und Arbeitsorganisation sowie der mögliche Einfluss von Störfaktoren sollten in einem umfassenden Konzept einer ergonomischen Arbeitsplatzgestaltung beachtet werden (Kusserow, Ellegast, & Zieschang, 2007). Laut Kusserow et al. (2007) sind vor allem im Bereich der ergonomischen, nach ihr auch als „menschengerechter“ bezeichneten Arbeitsplatzgestaltung gravierende Mängel zu finden. Frieling (2014) beschreibt es als problematisch, dass in vielen Bewertungsverfahren nur auf für die Arbeitstätigkeit spezifische Kriterien Bezug genommen wird, wobei eine Reduzierung des Beschäftigten auf seine anthropometrischen, biomechanischen und bewegungstechnischen Parameter erfolgt. Die Tatsache, dass Mitarbeiter Tätigkeiten aufgrund sozialer und psychologischer Einflussfaktoren besser bewerten, als Tätigkeiten die belastender für das Muskel-Skelett-System (M-S-S) sind, bestätigt Frielings Aussage. Dabei spielen vor allem das Arbeiten in Teams, die Möglichkeit zur individuellen Weiterentwicklung sowie zur Kommunikation am Arbeitsplatz entscheidende Rollen. Die vorhandenen Methoden für eine ergonomische Arbeitsplatzgestaltung sind vielfältig und können aus Sicht der Autorin in vier hauptsächliche Ansätze unterteilt werden (Abbildung 1).

Der konstruktive Ansatz beinhaltet die Umgestaltung von Bauteilen und Komponenten nach verschiedenen Kriterien wie z. B. eine bessere Erreichbarkeit der Verbaustellen, eine weniger aufwendige Montage, eine kleinere Anzahl von Clips- oder Steckverbindungen, oder eine Reduzierung der erforderlichen Verbaukraft. Konstruktive Änderungen können durch eine Anpassung der Geometrie oder auch durch Anpassung der Materialien und Bauteiltoleranzen erfolgen und erforderliche Verbaukräfte reduzieren. Die Neukonstruktion von Bauteilen ist jedoch teuer und in laufenden Produktionssystemen schwierig umzusetzen (Schmidtler, Hölzel, Knott, & Bengler, 2014).

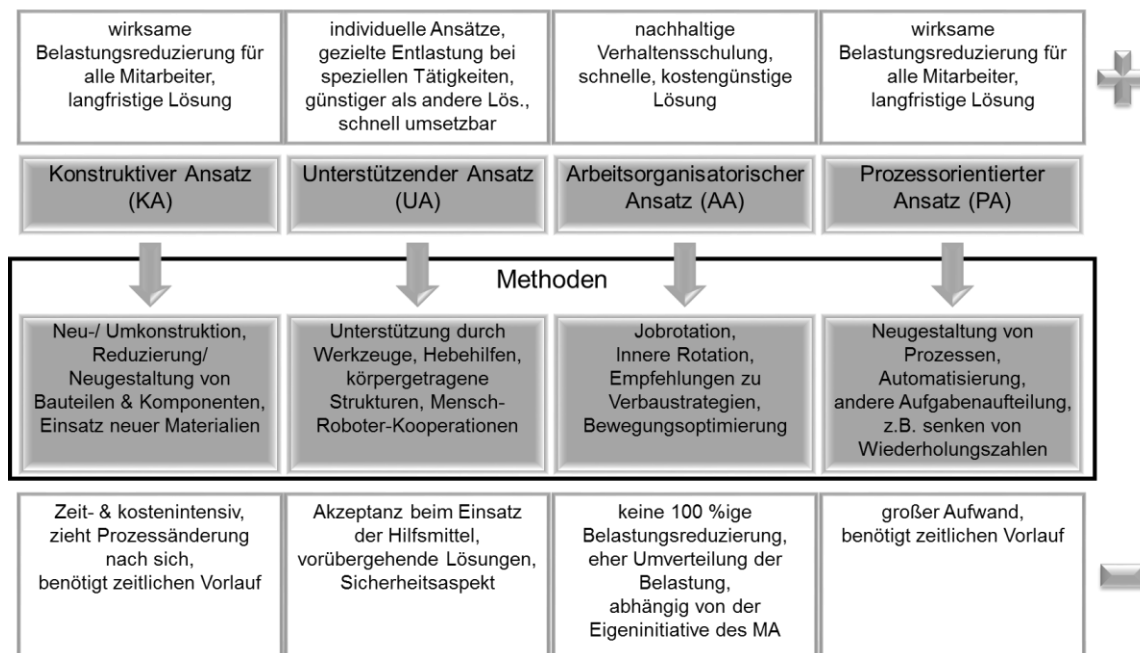


Abbildung 1: Ansätze zur Belastungsreduzierung

Der unterstützende Ansatz verändert die Grundstruktur eines Arbeitsplatzes (AP) nicht, sondern fokussiert den Einsatz von Hilfsmitteln zur Bewältigung der Arbeitsaufgabe. Im Vergleich zum prozessorientierten und konstruktiven Ansatz sind zeitnahe und kostengünstigere Änderungen möglich. Durch den Einsatz von Werkzeugen können Krafteinleitungspunkte in den Körper, sowie der Verlauf der Kraft durch den Körper optimiert werden, wodurch eine Belastungsumverteilung auf andere Strukturen erfolgt (Hölzel, Knott, Schmidtler, & Bengler, 2014). In Bezug auf das H-A-S führt die daraus resultierende bessere Ausnutzung der kinematischen Kette zu einer Erhöhung der Kraft. Zudem sind proximaler liegende Muskel-Skelett-Strukturen in der Lage größere Kräfte aufzunehmen, was eine Erhöhung der akzeptierten Verbaukräfte zur Folge hat. Neben Werkzeugen können individualisierte, körpergetragene Hilfsmittel eingesetzt werden. Exoskelette oder Hebehilfen, die direkt mit dem Körper in Verbindung stehen, bewirken eine Verstärkung der natürlichen Kraft. Die Individualisierung körpergetragener Hilfsmittel stellt zum einen die optimale Funktion der Unterstützung durch Anpassung an die jeweilige Anthropometrie sicher (Hölzel, Schmidtler, Knott, & Bengler, 2015), zum anderen befähigt eine Individualisierung Lösungen, die speziell auf die Tätigkeit abgestimmt sind. Auch der Einsatz von Mensch-Roboter-Kooperationen (M-R-K), sowie anderen teilautomatisierten Systemen ist Bestandteil des unterstützenden Ansatzes. M-R-K nutzen die Stärken beider Partner optimal aus, indem der Roboter einfache,

monotone und das M-S-S belastende Hebe-, Trage- und Positioniervorgänge übernimmt. Der menschliche Partner wird dadurch physisch entlastet und kann seine Flexibilität und Erfahrung optimal in den Produktionsprozess einbringen. Eine große Herausforderung bei der Gestaltung von M-R-K ist es, das richtige Maß zwischen Über- und Unterforderung des Mitarbeiters zu finden (Schmidtler et al., 2014). Einfache, teilautomatisierte Systeme in Form fest installierter Hebehilfen oder kraft- und momentunterstützender Hebearme schaffen ebenfalls physische Entlastung für den MA. Zusätzlich bietet ein unterstützendes System durch die geschickte Integration von Feedback die Möglichkeit dem MA Rückmeldung über die aufgebrauchte Kraft zu geben, um eine nachhaltige Reduzierung der tatsächlich aufgebrauchten Kraft zu realisieren. Neben unterstützenden Systemen die eine physiologische Reduzierung der Belastung fokussieren, gibt es zunehmend Ansätze die den MA kognitiv unterstützen. In psychischer Hinsicht unterstützende Systeme zielen auf die Reduzierung von Stress und die Zunahme der Prozess- und Bauteilqualität ab (Schmidtler, Knott, Hölzel, & Bengler, 2015). Schmidtler et al. untersuchen Kollaborative Roboter (Cobots) zur Unterstützung des Mitarbeiters. Durch die Vorgabe von definierten Bewegungspfaden und virtuellen Oberflächen können Cobots zu einer Effizienzsteigerung im Prozess, sowie zur Verbesserung der Produktqualität beitragen und den MA gleichzeitig entlasten (Schmidtler et al., 2015).

Der arbeitsorganisatorische Ansatz zielt ebenfalls auf die Reduzierung psychischer und physiologischer Belastungsfaktoren ab. Aus Sicht des Mitarbeiters ist ein Arbeitsplatz ergonomisch, wenn der Tätigkeitsinhalt erfüllend ist und bestimmte sozioökonomische Umfeldfaktoren berücksichtigt werden. Frieling (2014) beschreibt die Tätigkeiten eines „grünen“ Arbeitsplatzes, als von Frauen und Männern unterschiedlicher Anthropometrien gleichermaßen auszuüben, lernförderlich sowie geprägt durch soziale Interaktionen und durch die Beteiligung der MA an Entscheidungsprozessen. Zudem bietet ein solcher Arbeitsplatz genügend Handlungs- und Tätigkeitsspielräume und führt nicht zur Überforderung der MA (Schmidtler et al., 2015). Viele dieser Anforderungen lassen sich durch den Einsatz arbeitsorganisatorischer Methoden erfüllen. Klassische Ansätze hierbei sind die Jobrotation oder auch der bisher wenig bekannte Ansatz der inneren Rotation. Die Jobrotation beschreibt den systematischen Wechsel von Arbeitsplätzen während eines Tages und trägt zur Belastungsumverteilung im M-S-S bei. Der Ansatz der inneren Rotation zielt auf Veränderungen im Bewegungsmuster bei Ausübung derselben Tätigkeit ab. Der Nachteil dieser Ansätze besteht darin, dass Belastungen nicht reduziert, sondern lediglich anders verteilt werden. Wichtig ist jedoch, dass durch diese Methoden eine nachhaltige Verhaltensschulung der MA, durch schnell umsetzbare und kostengünstige Lösungen möglich ist.

Die Neugestaltung von Prozessen bei laufender Produktion gestaltet sich schwierig. Mit großem zeitlichem Vorlauf ist es möglich, Prozessänderungen z. B. durch den Einsatz neuer Technologien zu implementieren. Der prozessorientierte Ansatz setzt analog zum konstruktiven Ansatz bei einer Optimierung der durch den MA aufzubringenden, erforderlichen Kraft an. Ein Teil des prozessorientierten Ansatzes ist die Automatisierung oder Teilautomatisierung von Produktionsprozessen. Die Automatisierung von Prozessen durch Roboter oder Maschinen trägt zur Reduzierung physischer Belastungen für den MA bei. Im Gegensatz zur Teilautomatisierung beim unterstützenden Ansatz wird der MA jedoch aus dem Prozess ausgeschlossen. Die Aufgabenumverteilung hat zur Folge, dass die verbleibenden Tätigkeiten zu einer Über- oder Unterforderung des Mitarbeiters führen können. Der Nachteil dieser Lösungen liegt



zudem in den hohen Kosten und in der derzeit noch eingeschränkten Flexibilität. Zusammenfassend ist zu sagen, dass Belastungen für den MA durch die Umsetzung ergonomischer Arbeitsplatzprinzipien reduziert werden können. Der Erfolg einer nachhaltigen Umsetzung hängt nicht zuletzt davon ab, wie gut MA in die Gestaltung von Konzepten sowie in den Entscheidungsprozess eingebunden wurden. Eine ganzheitliche ergonomische Arbeitsplatzgestaltung muss alle der diskutierten Punkte einbeziehen.

## 2 Grundlagen

### 2.1 Anatomie und Physiologie des Hand-Arm-Systems

Prof. Dr. -Ing. Martin Schmauder beschreibt das Hand-Arm-System treffend in wenigen Worten:

*„Das ausführende Organ des Hand-Arm-Systems ist die Hand. Die Hand ist ein höchst differenziertes Bewegungsorgan. Sie besteht aus einem komplizierten Knochensystem mit 27 Einzelknochen, welche in ein dichtes Geflecht von Muskeln, Bändern und Nervenbahnen eingebettet sind. Durch über 30 Einzelmuskeln wird eine große Bewegungsfreiheit und präzise Bewegungssteuerung ermöglicht. Die Kraft, welche die Hand als feingliedriges Greif- und Tastorgan benötigt, bezieht sie aus der Muskulatur des Vorderarms.“<sup>1</sup>*

Die folgenden Kapitel beschreiben die Knochen, Gelenke und Freiheitsgrade (degrees of freedom – DoF) des H-A-S. Dabei steht nicht das Zusammenspiel der kompletten kinematischen Kette im Vordergrund, sondern die Anatomie von den proximalen Fingergliedern ausgehend bis zum Ellenbogen (EB). Die an der Bewegung beteiligten Muskeln werden dargestellt. Zuletzt werden die komplexen Bewegungen des Daumens im Detail diskutiert.

#### 2.1.1 Knochen und Gelenke

Bestandteile der vollständigen kinematischen Kette des Hand-Arm-Systems sind der Oberarmknochen (Humerus), die Unterarmknochen bestehend aus Elle (Ulna) und Speiche (Radius), sowie die Handwurzelknochen und die Fingerknochen. Der Humerus ist über das Schultergelenk mit dem Oberkörper und über das Ellenbogengelenk (EB-Gelenk) mit dem Unterarm (UA) verbunden. Das EB-Gelenk ermöglicht die Flexion (Flex) und Extension (Ext) des Unterarms (Abbildung 4, links). Der UA besteht aus dem lateral liegenden Radius und der medial liegenden Ulna, die über die Membrana interossea kontinuierlich verbunden sind. Durch die Drehbewegung des Radius um die Ulna, die ebenfalls vom Ellenbogengelenk ausgeht, ist eine Pro- und Supination des Unterarms möglich (Abbildung 4, rechts). Während bei der Supination Radius und Ulna parallel zueinander liegen, ist bei der Pronation der Radius über die Ulna gedreht. Die Verbindung der Unterarmknochen zu den Karpalknochen der Hand ist das Handgelenk. Von der Mittelstellung ausgehend lassen sich Rand- und Flächenbewegungen des Handgelenks unterscheiden. Randbewegungen bezeichnen die Radial- und Ulnarabduktion, Flächenbewegungen die Extension (Dorsiflexion) und Flexion (Volarflexion) (Abbildung 5). Die Karpal- oder auch Handwurzelknochen sind in eine proximale und distale Reihe unterteilt. Die Knochen der proximalen

---

<sup>1</sup> Schmauder, M. Prof. Dr.-Ing. (2011)

Reihe besitzen eine gewisse Beweglichkeit untereinander. Die Knochen der distalen Reihe sind miteinander und mit den Metakarpalknochen durch straffe Bänder verbunden und dadurch zueinander nicht beweglich (Abbildung 2). Distale Handwurzelknochen und Metakarpalknochen der Finger bilden durch die als Karpometakarpalgelenke (CMC-Gelenke) bezeichnete Verbindung eine funktionelle Einheit.

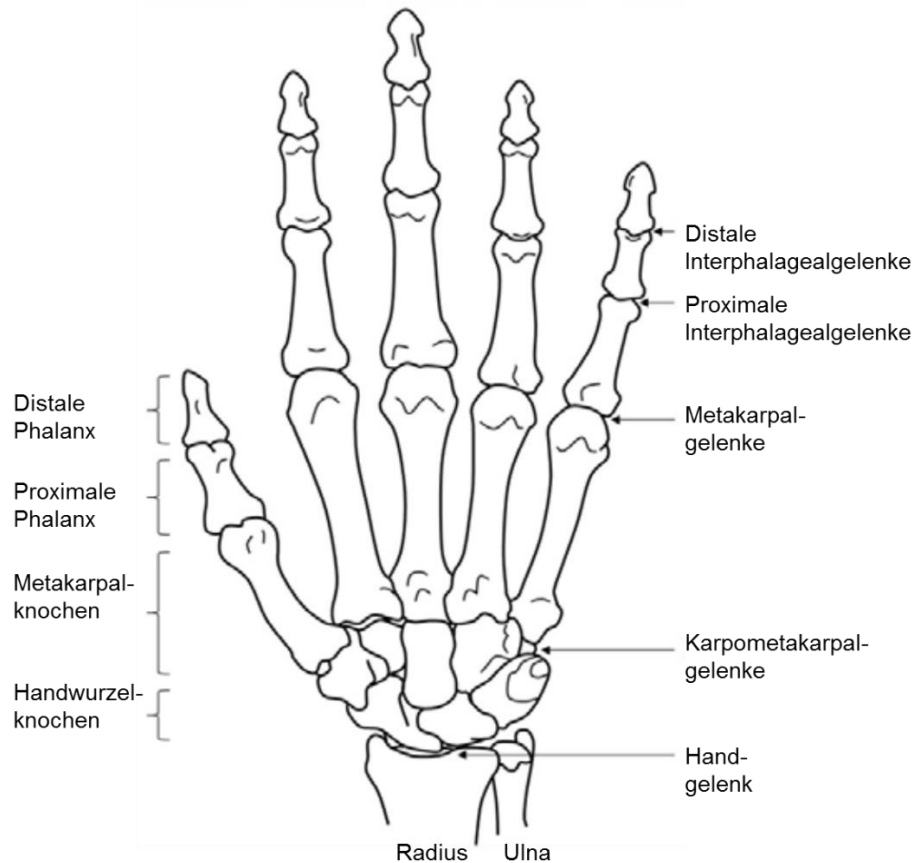


Abbildung 2: Knochen der rechten Hand in der Ansicht von dorsal

Die Karpometakarpalgelenke, mit Ausnahme des Daumensattelgelenks (DSG) sind kaum beweglich. Das DSG wird vom Trapezium und Metakarpalknochen des Daumens gebildet und ermöglicht durch seine spezielle Anatomie die Opposition des Daumens. Es besitzt zwei Gelenkflächen und kann somit in zwei Achsen bewegt werden. Die Kombination der Achsen stellt eine ähnliche Beweglichkeit wie die eines Kugelgelenkes her. Über die Metakarpalgelenke (MCP-Gelenke), die überwiegend die Flexion und Extension des Daumens, aber auch die Radial- und Ulnarabduktion erlauben, sind die Metakarpalknochen mit den Fingerknochen verbunden. Die Beweglichkeit der MCP-Gelenke ist eingeschränkt. Vor allem bei stärkerer Beugung der Finger, sind Abduktionsbewegungen durch die entstehende Spannung fast unmöglich. Mit Ausnahme des Daumens, bestehen die Finger aus drei Gliedern (Phalangen), der phalanx proximalis, medialis und distalis. Der Daumen besteht nur aus der Phalanx proximalis und distalis. Die Verbindungen zwischen den Fingergliedern werden als proximale und distale Interphalangealgelenke (IP-Gelenke) bezeichnet (Abbildung 2). Die IP-Gelenke sind Scharniergelenke, die eine reine Flexion und Extension erlauben (Frotscher et al., 2005).

## 2.1.2 Muskeln und Sehnen

Aufgrund der großen Anzahl der Muskeln im H-A-S, allein 39 sind es in der Hand, und der Komplexität des Zusammenspiels dieser, geht dieses Kapitel nur auf die für Handgelenks- und Daumenbewegungen relevante Muskulatur ein. Der Großteil der Muskeln des Handgelenks und der Hand entspringt im UA und zieht durch lange Sehnen über das HG in die Knochen- und Bandstrukturen der Hand (Taylor & Schwarz, 1955). Eine Übersicht der extrinsischen und intrinsischen Muskeln des Daumens und des HGs, sortiert nach funktionellen Gruppen, gibt Tabelle 1.

Tabelle 1: Muskeln des Handgelenkes und des Daumens (grau hinterlegt) sortiert nach funktionellen Gruppen und extrinsischer sowie intrinsischer Handmuskulatur

	<b>Extrinsische Handmuskulatur</b>	<b>Intrinsische Handmuskulatur</b>
Flexoren	Flex carpi radialis Flex carpi ulnaris Flex digitorum profundus Flex palmaris longus Flex digitorum superficialis Flex pollicis longus (FPL)	Flex pollicis brevis (FPB)
Extensoren	Ext carpi radialis brevis Ext carpi radialis longus Ext carpi ulnaris Ext digitorum (communis) Ext pollicis longus (EPL) Ext pollicis brevis (EPB) Abd pollicis longus (APL)	
Adduktoren		Add pollicis (obliquus, transversus) (AddP)
Abduktoren		Opponens pollicis (OP) Abd pollicis brevis (APB)

In der Regel haben die Flexoren, die hauptsächlich für die Beugung des HGs verantwortlich sind, ihren Ursprung am medialen Epicondylus des Humeruskopfes oder volarseitig an Radius und Ulna. Die Sehnen der Flexoren ziehen durch den Karpaltunnel (Abbildung 3 rechts). Die Extensoren entspringen vom lateralen Epicondylus sowie Teilen der Ulna und verlaufen dorsalseitig über den UA (Abbildung 3 links). Neben der Hauptaufgabe das HG zu strecken, unterstützen sie die Pronationsbewegung des UA. Neben der funktionellen Einordnung werden die Muskeln in zwei Gruppen eingeteilt. Die extrinsischen Handmuskeln haben ihren Ursprung im Unterarm (Abbildung 3 links). Der Ursprung intrinsischer Handmuskeln befindet sich im Bereich der Karpal- oder Metakarpalknochen. Beide Muskelgruppen unterscheiden sich sowohl in ihrer Funktion als auch in ihrer Architektur (Jacobson et al., 1992; Lieber, Fazeli, & Botte, 1990). Die Architektur eines Muskels bestimmt sich unter anderem über dessen Mus-

kelfaserlänge, den Fiederungswinkel sowie den physiologischen Muskelquerschnitt (PCSA) und ist primär abhängig von der Muskelfunktion (Lieber & Friden, 2000). Zudem haben Faktoren wie z. B. Training, Alter und Genetik einen Einfluss auf die Architektur eines Muskels. Es ist nachgewiesen, dass Unterschiede in der Architektur eines Muskels einen größeren Einfluss auf die Funktion, die der Muskel ausübt, haben, als unterschiedliche Muskelfaserzusammensetzungen (Lieber et al., 1990). Die architektonischen Unterschiede der funktionellen Gruppen – Handgelenksstrecker, Handgelenksbeuger, Fingerstrecker, Fingerbeuger, Pronatoren und brachioradiale Muskelgruppen – weisen auf deren hohe Spezialisierung zur Erfüllung ihrer jeweiligen Funktion hin (Lieber, Jacobson, Fazeli, Abrams, & Botte, 1992). Während die extrinsische Handmuskulatur den Hauptteil der kraftaufwendigen Tätigkeiten übernimmt, ist die intrinsische Handmuskulatur bei Aufgaben mit hohen Anforderungen an Geschicklichkeit gefordert (Lieber et al., 1992). In Bezug auf den Daumen bedeutet das vor allem die Steuerung der Oppositionsbewegung, für die der Opponens pollicis, der Flex pollicis brevis und der Adduktor pollicis zuständig sind (Taylor & Schwarz, 1955) (Abbildung 3, rechts).

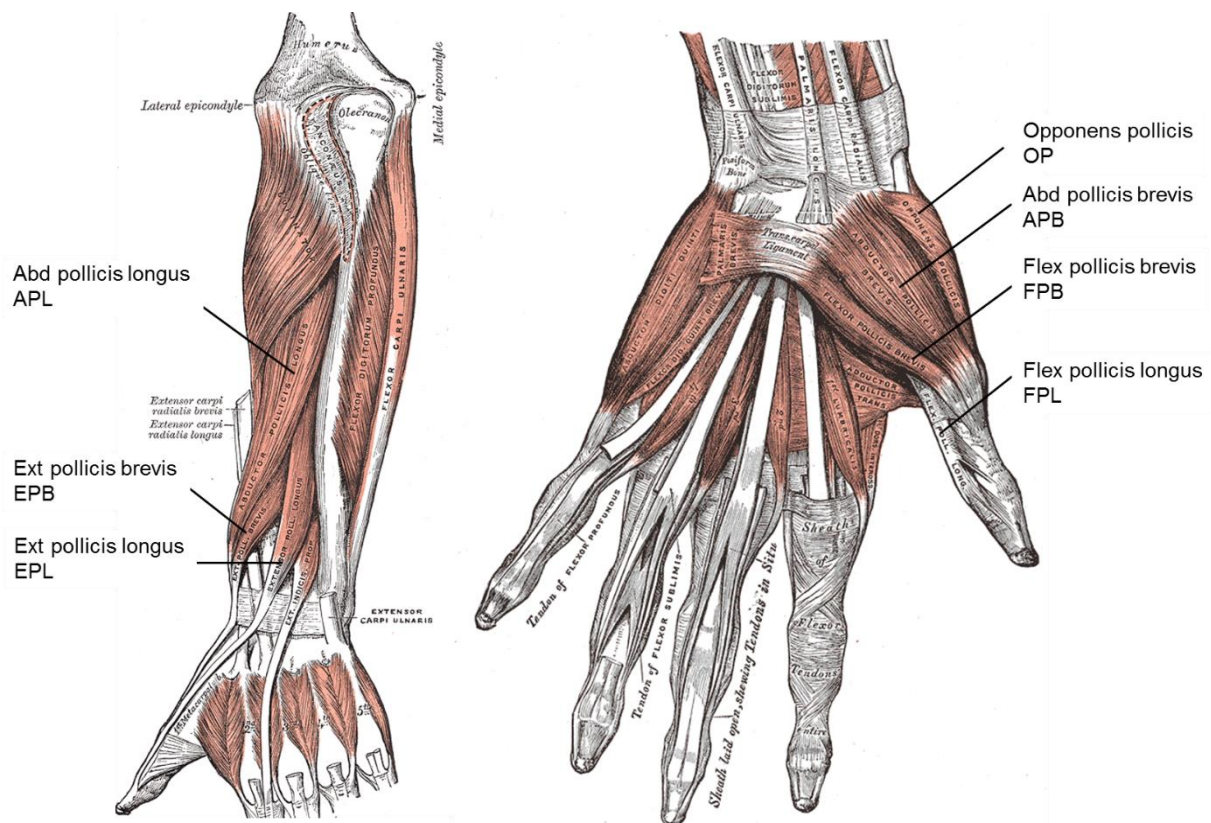


Abbildung 3: links: Ansicht von dorsal, Extensoren des HG und des Daumens, rechts: Ansicht von palmar, Flexoren und Abduktoren des HGs und Daumens

Die langen Muskeln, die an der Dorsalseite des Armes verlaufen (Abduktor pollicis longus, Extensor pollicis brevis und Extensor pollicis longus) ermöglichen die Streckung des Daumens (Abbildung 3). Für die Streckung des distalen Daumengelenkes ist lediglich der Extensor pollicis longus zuständig, da dieser an der distalen Phalanx ansetzt und somit den gesamten Daumen dorsalseitig überläuft. Auf der Palmarseite des Armes befindet sich der lange Daumenbeuger, Flexor pollicis longus, der ebenfalls alle

Gelenke des Daumens überspannt und für die Beugung vom DSG bis zum distalen Daumengelenk zuständig ist.

Der Wirkungsgrad der Muskulatur hängt von der Position der Körperteile zueinander ab. Die Kraftentwicklung der Hand wird maßgeblich durch die Handgelenkstellung beeinflusst. In Neutral-Null bzw. Normalstellung können deutlich höhere Kräfte aufgebracht werden, als bei einer Streckung des Handgelenks. Das liegt an der Verkürzung der Sehnen bei abgewinkelter Hand, durch die sich die aufbringbare Muskelkraft reduziert (Bullinger & Solf, 1979; Mogk & Keir, 2003).

### **2.1.3 Freiheitsgrade und Bewegungsumfänge des Hand-Arm-Systems**

Bedingt durch die Anordnung der Knochen, Muskeln und Bänder können für jedes Gelenk definierte Bewegungsumfänge und Freiheitsgrade vorgegeben werden. Die Hand ist mit 30 DoF das komplexeste System des menschlichen Körpers (Braido & Zhang, 2004; Favetto et al., 2011). Fünf dieser DoF entfallen allein auf den Daumen, der im Daumensattel- und Daumengrundgelenk jeweils zwei DoF und im Interphalangealgelenk einen DoF hat (Kapandji, 2009). Die absoluten Bewegungsumfänge werden durch die Lage der Körperteile der kinematischen Kette zueinander beeinflusst, sind jedoch individuell leicht unterschiedlich (Kapandji, 2009). Im Folgenden werden allgemein gültige Bewegungsumfänge für das Ellenbogen- und Handgelenk sowie für den Daumen angegeben. Im EB-Gelenk gibt es keine eigentliche Extension, eine relative Streckung ist jedoch aus jeder Beugstellung möglich. Der Bewegungsumfang bei Beuge- und Streckbewegungen reicht von  $0^\circ$  bis zu  $145^\circ$  aktiver Flexion. Durch passive Flexion können  $160^\circ$  erreicht werden. In einigen Fällen ist eine Hyperextension des EB-Gelenkes um  $5 - 10^\circ$  möglich. Die Pro- und Supinationsbewegungen sind nur exakt definierbar wenn der  $90^\circ$  gebeugte UA am Oberkörper anliegt (Abbildung 4 links), da bei gestrecktem Arm zur Längsrotation des UA die des Oberarms (OA), durch die Außen- und Innenrotation im Schultergelenk dazukommt (Kapandji, 2009). Bei gebeugtem Arm kann die Hand um  $180^\circ$ , bei gestrecktem Arm fast um  $360^\circ$  rotieren (Taylor & Schwarz, 1955). Abhängig von den Bewegungen im Schultergelenk sind verschiedene Zwischenstufen möglich (Kapandji, 2009). Als Neutral-Nullstellung (Gelenkwinkel  $0^\circ$ ) wird die Lage der Hand mit nach oben zeigendem Daumen bei  $90^\circ$  EB-Winkel bezeichnet (Abbildung 4 rechts). Die Supinationsstellung mit einer Amplitude von  $90^\circ$  ist erreicht, wenn bei rechtwinklig gebeugtem EB-Gelenk die Handinnenfläche nach oben und der Daumen nach außen zeigen. Die Pronation des UA ist bei  $85^\circ$  begrenzt, sodass die Hand keine vollständige horizontale Stellung, bei der die Handinnenfläche nach unten zeigt, erreicht.

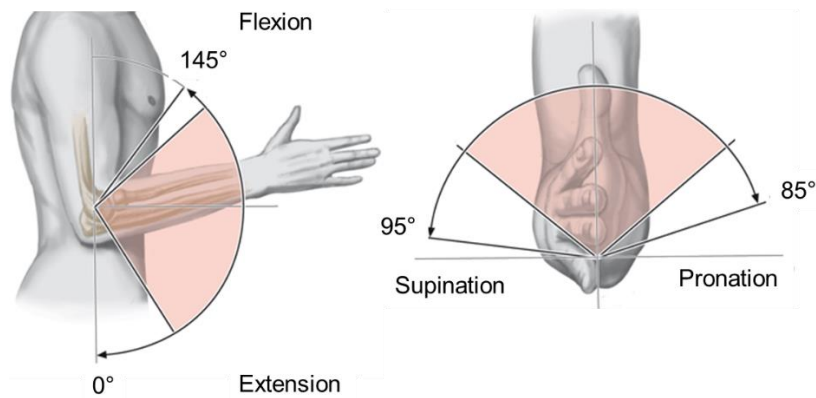


Abbildung 4: Bewegungsumfang im Ellenbogengelenk (Abbildung abgewandelt aus Seitz & Rütther, 2013)

Im Handgelenk wird die Bewegungsamplitude der Radial- und Ulnarabduktion anatomisch korrekt von der Neutral-Null-Stellung aus gemessen (Frotscher et al., 2005). Dabei bildet die Längsachse des dritten Fingers eine Achse mit dem UA (Abbildung 5 rechts). Die radiale Abduktion, die ca. 15° beträgt ist geringer als die ulnare mit 40 - 45°, wobei diese Werte in reiner Supinationsstellung gelten (Frotscher et al., 2005). Bei ausgeprägter Flexion oder Extension nehmen die radiale und ulnare Abduktionsfähigkeit ab (Kapandji, 2009). Der Bewegungsumfang des Handgelenkes in Beuge und Streckrichtung wird mit 85° Dorsalextension und 85° Volarflexion beschrieben. Dieser Bewegungsumfang ändert sich jedoch in Abhängigkeit der Griffhaltung der Hand (Bullinger & Solf, 1979). Im Bereich des Hand-Arm-Systems ist vor allem die Sehneninsuffizienz zu beachten, welche dazu führt, dass bei geschlossener Hand die Volarflexion halbiert wird.

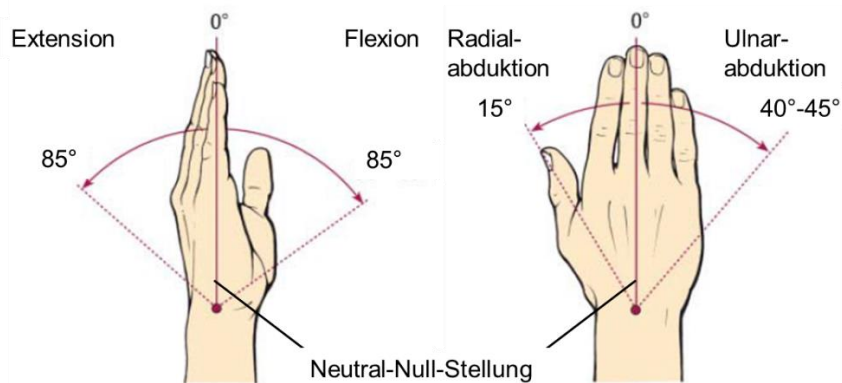


Abbildung 5: Bewegungsumfang im Handgelenk (Abbildung abgewandelt aus Niethard, Pfeil, & Biberthaler, 2009)

Die Daumenopposition ist die wohl wichtigste Bewegung der Hand da sie das Greifen von Gegenständen ermöglicht (Aumüller, Engele, Kirsch, & Mense, 2014). Durch die Summierung von Einzelbewegungen mehrerer Gelenke zu einer Komplexbewegung reichen fünf DoF für die Opposition aus (Kapandji, 2009). Die im DSG möglichen Bewegungen sind die Abduktions-Adduktionsbewegung, die Extensions-Flexionsbewegung und die Rotationsbewegung im Sinne der Pro- und Supination. Das Bewegungsausmaß von Flexion und Extension beträgt 50 - 70°, dabei kann der Daumen von einer neutralen Gelenkstellung aus gesehen, um 30 - 45° gestreckt und um 20 - 25° gebeugt werden (Kapandji, 2009).

Während die Ext-Flex Achse durch das Trapezium verläuft, liegt die Abd-Add Achse in der Basis des ersten Metakarpalkopfes. Die Hauptgelenkachsen stehen dadurch nicht senkrecht zueinander und liegen auch nicht in den bekannten anatomischen Ebenen (Hollister, Buford, Myers, Giurintano, & Novick, 1992). Im Daumengrundgelenk ist eine aktive Adduktion von 10 - 20°, in geringerem Maße auch eine Abduktion und Rotation möglich. Die aktive Beugung beträgt 60 - 70°, passiv kann der Daumen auf bis zu 80° oder 90° gebeugt werden. Im Daumenendgelenk beträgt das Bewegungsausmaß der Beugung aktiv 75 - 80°, passiv können bis zu 90° Beugung erreicht werden. Besonders bemerkenswert ist die Fähigkeit des distalen Daumengelenkes zur passiven Überstreckung, die bis zu 30° betragen kann. Aktiv kann der Daumen auf 5 - 10° gestreckt werden (Kapandji, 2009).

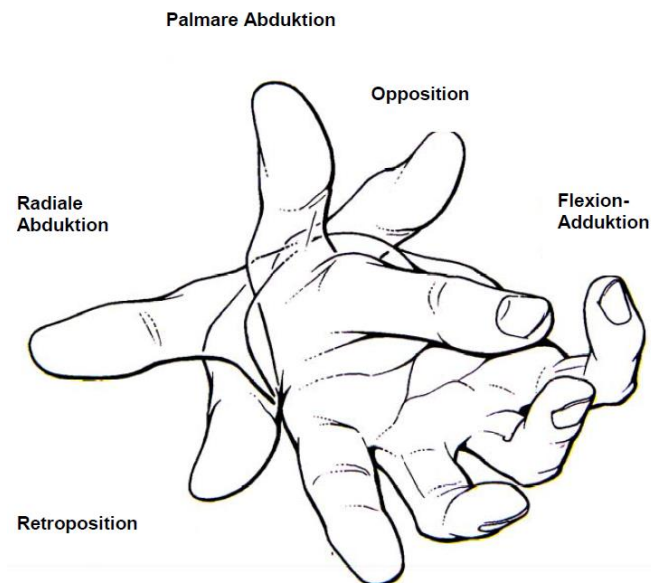


Abbildung 6: Daumenstellungen in der Frontalansicht (Abbildung aus Klenner, 2004)

Entscheidend für das Bewegungsausmaß des gesamten Daumens, die Zirkumduktion, sind nicht die einzelnen Achsen, sondern die Kombination von Abduktion, Adduktion, Flexion und Extension zu komplexen Bewegungen. Die Zirkumduktion ist in den Endstellungen durch die Retroposition und die Flexion-Adduktion begrenzt (Abbildung 6) (Klenner, 2004). Die Retroposition bewegt den Daumen nach dorsal bis zu einem Winkel von 60° (Abstand von Zeigefinger (ZF)). Die entgegengesetzte Bewegung wird Anteposition (in Abbildung 6 als palmare Abduktion bezeichnet) genannt und bringt den Daumen nach palmar (Winkel von 40°), sodass er nahezu rechtwinklig zur Handflächenebene ausgerichtet ist (Kapandji, 2009). Dazwischen durchläuft der Daumenstrahl die radiale und palmare Abduktion sowie die Opposition (Abbildung 6). Für diese drei Bewegungen sind Kombinationsbewegungen des DSG um die beiden Hauptachsen erforderlich.

## 2.2 Arbeitsbezogene Muskel-Skelett-Erkrankungen

Die am häufigsten verwendeten englischsprachigen Begriffe zur Beschreibung von M-S-E sind: upper limb disorders (ULDs), cumulative trauma disorders (CTDs), occupational diseases and work related



disorders (WRDs). Der Begriff ULDs fasst alle M-S-E die den Oberkörper betreffen zusammen. CTDs werden oft auch als „repetitive strain injuries“, „over use syndroms“ oder „repetitive motion injuries“ bezeichnet. Als CTDs werden demnach Erkrankungen des M-S-S verstanden, die durch die Aufsummierung von Traumata entstanden sind. Diese Definition ist laut Moore und Garg (1995) nicht für alle im Bereich der oberen Extremitäten entstehenden M-S-E korrekt, da nicht immer ein traumatisches Ereignis als Ursache einer Erkrankung vorliegen muss. Der Begriff occupational disease stellt einen konkreten Ursache-Wirkung Zusammenhang zwischen Gefährdung und Erkrankung her und sollte deswegen laut Armstrong et al. (1993) nicht zur Charakterisierung von M-S-E genutzt werden. Sinnvoller scheint die Verwendung des Begriffes WRD (Bernard, 1997; Leclerc et al., 2001; Radwin, Marras, & Lavender, 2001; Silverstein & Clark, 2004; Spallek et al., 2010). Unter WRDs werden M-S-E zusammengefasst, die aufgrund einer Vielzahl, in Zusammenhang mit der Arbeitsumgebung und dem Arbeitsplatz stehenden Faktoren, entstehen (Armstrong et al., 1993). Neben den physiologischen Risikofaktoren tragen auch soziale und persönliche Faktoren zur Entstehung von WRDs bei. WRDs beziehen sich hauptsächlich auf den Bereich der oberen Extremitäten und des Nackens. Unfälle die das M-S-S betreffen sind nicht in der Definition eingeschlossen (Bruder et al., 2007). Im deutschsprachigen Raum wird in diesem Zusammenhang, nach WHO-Definition, von arbeitsbezogenen M-S-E gesprochen (Bruder et al., 2007). Dabei ist vor allem der Unterschied zu Berufskrankheiten deutlich herauszustellen. Während für arbeitsbezogene M-S-E die Arbeitswelt als verursachender oder verstärkender Faktor eine Rolle spielt, muss eine Berufskrankheit ihre Ursache in der beruflichen Tätigkeit des Erkrankten haben (Bundesministerium für Arbeit und Soziales, 2014). In dieser Arbeit wird in Bezug auf M-S-E immer von arbeitsbezogenen M-S-E (WRDs) gesprochen, da ein starker Zusammenhang zwischen der physiologischen Belastung durch die Arbeit und berichteten M-S-E besteht. Viele Studien zeigten eine erhöhte Wahrscheinlichkeit des Auftretens von M-S-E bei exponierten Gruppen im Vergleich zu Kontrollgruppen (Byström, Hall, Welander, & Kilbom, 1995; Spallek et al., 2010).

M-S-E verursachen den größten Anteil der Arbeitsunfähigkeitstage über alle Wirtschaftszweige. Für das Jahr 2013 wurden insgesamt 567,7 Millionen AU-Tage erfasst. Das sind durchschnittlich 15 AU-Tage pro Arbeitnehmer. Für 22 % aller AU-Tage sind M-S-E die Ursache (Bundesministerium für Arbeit und Soziales, 2014). Die Klassifizierung nach Wirtschaftszweigen zeigt, dass die AU-Tage pro Arbeitnehmer des produzierenden Gewerbes mit 17,3 über dem Durchschnittswert von 15 liegen. Die Zahlen des Gesundheitsberichtes der BMW BKK von 2014 zeigen ein noch höheres Auftreten von M-S-E für die Automobilindustrie. Laut diesem Gesundheitsbericht lösten Erkrankungen des M-S-Systems 39 % aller AU Tage aus. In der manuellen Automobilmontage treten 7,5 AU-Tage aufgrund von M-S-E auf (BMW AG, 2014). Die erhöhte Wahrscheinlichkeit für das Auftreten von M-S-E bei manuellen Montagetätigkeiten in der Automobilindustrie wird auch in verschiedenen wissenschaftlichen Studien belegt (Byström et al., 1995; Fransson-Hall, Byström, & Kilbom, 1995; Hussain, 2004; Landau et al., 2008; Spallek et al., 2010). Hussain (2004) beschreibt für 79 % der befragten Montagearbeiter, in den letzten zwölf Monaten, Probleme in mindestens einer der zehn definierten Körperregionen.

Die bei Montagemitarbeitern der Automobilindustrie am häufigsten durch WRDs betroffenen Körperbereiche sind der Rücken, der Nacken, die Schultern sowie die Hände und Handgelenke (Diaz et al., 2012; Hussain, 2004; Kusserow et al., 2007; Winter, 2011). Bei Diaz et al. (2012) gaben 67 % der MA

Schmerzen im Bereich des unteren Rückens, 40 % im Bereich des Nackens und der Schulter und 41 % im Bereich der Hände an. Punnett (1998) zeigte, dass Schmerzen im Bereich der Hände und Handgelenke mit höheren Belastungsindizes korrelierten und 22 % der MA betrafen. Schmerzen treten hauptsächlich aufgrund von zwei Hauptursachen auf und können häufig nicht mit einem detaillierten Krankheitsbild in Zusammenhang gebracht werden (Armstrong et al., 1993). Sowohl die lokale, muskuläre Ermüdung, als auch das Auftreten von Mikroverletzungen in Kombination mit unzureichenden Erholungszeiten können zur Entstehung von WRDs führen (Länderausschuss für Arbeitsschutz und Sicherheitstechnik, 2013; Tichauer & Gage, 1977). Der genaue Zusammenhang zwischen WRDs und Muskelermüdung ist bisher noch nicht geklärt (Garg & Kapellusch, 2009), aber einige Studien belegen, dass ein bereits ermüdeter Muskel bei andauernder Belastung anfällig für detailliert diagnostizierbare M-S-E ist (Kuorinka et al., 1995). Über welche Zeiträume M-S-E tatsächlich entstehen, ist nicht klar. Die Spannweite reicht von Stunden bis zu Monaten ausgesetzter Exposition (Kuorinka et al., 1995). Muskel-Sehnen-Erkrankungen, wie z. B. Sehnen- oder Sehnencheidenentzündungen (SSE) treten deutlich häufiger auf, als Erkrankungen der Nerven (Moore, 1992). SSE im Bereich des HG und des UA, aber auch des EB und der Schulter zählen deshalb zu den am häufigsten auftretenden M-S-E bei Industriearbeitern (Armstrong et al., 1993; Leclerc et al., 2001; Silverstein, Fine, & Armstrong, 1986). Die Entstehung von SSE wird in Kapitel 2.2.2 besprochen. Fransson-Hall et al. (1995) zeigten, dass die wiederholte Ausübung beanspruchender Tätigkeiten die Entstehung von Sehnencheidenentzündungen begünstigt (13 - 25 %). Im Vergleich dazu liegt das Risiko für Sehnencheidenentzündungen bei nicht beanspruchenden Tätigkeiten unter 1 % (Fransson-Hall et al., 1995). Spezielle SSE im Bereich der Hand sind die Quervains disease, erklärt in Kapitel 2.2.2, und der Triggerfinger (Kapellusch, Garg, Hegmann, Thiese, & Malloy, 2014). Besonders oft wird auch das Karpaltunnelsyndrom, ein Kompressionssyndrom des Nervus Medianus im Zusammenhang mit beanspruchenden Tätigkeiten untersucht. Speziell für manuelle Montagetätigkeiten zeigt sich eine erhöhte Wahrscheinlichkeit für das Auftreten dieser Erkrankung (Jantree, Bunternghit, Tapechum, & Vijitpornk, 2010; Loslever & Ranavosoa, 1993; Trippler, 2011).

Steigendes Alter korreliert positiv mit dem Auftreten von M-S-E (Hussain, 2004; Nöring et al., 2007). Bei unerfahrenen sowie untrainierten Mitarbeitern oder durch das Ausüben neuer Arbeitstätigkeiten treten WRDs ebenfalls häufiger auf (Spallek et al., 2010, p. 3). Um Arbeitsausfälle zu vermeiden, sollten neue MA eingearbeitet, zusätzlich durch erfahrene MA unterstützt sowie Rehabilitationsprogramme angeboten werden (Spallek et al., 2010, p. 4).

Neben den für den Arbeitnehmer aufgrund von M-S-E entstehenden Folgen, wie z. B. enormen Einschränkungen des Alltags (Byström et al., 1995), sind die resultierenden volkswirtschaftlichen Folgen, in Form der anfallenden Kosten, entscheidend. Dabei werden direkte, z. B. durch Behandlung und indirekte Kosten, z. B. durch Qualitätsverluste, unterschieden (Lindqvist & Skogsberg, 2008). Produktionsausfallkosten zählen ebenfalls zu den indirekten Kosten und sind in den letzten zehn Jahren um 22 % gestiegen (Bundesministerium für Arbeit und Soziales, 2014).

Das folgende Kapitel beschreibt die zur Entstehung arbeitsbezogener M-S-E beitragenden Risikofaktoren.

### 2.2.1 Risikofaktoren arbeitsbezogener M-S-E

Eine umfassende Zusammenfassung über die Einflussfaktoren die zur Entstehung von WRDs führen, geben Radwin et al. (2001). Sie definieren den Zusammenhang, den verschiedene Einflussfaktoren auf die Entstehung von WRDs haben und unterteilen dabei in Faktoren, die basierend auf den unterschiedlichen Eigenschaften und anthropometrischen Voraussetzungen individueller Personen wirken und Faktoren, die am Arbeitsplatz auftreten. Das Modell in Abbildung 7 bildet die vielfältigen Wechselwirkungen zwischen individuellen sowie externen, organisatorischen und sozialen Einflussfaktoren ab. Zudem bestärkt es die Wichtigkeit des in Kapitel 1.2 diskutierten ganzheitlichen Ansatz einer ergonomischen Arbeitsplatzgestaltung.

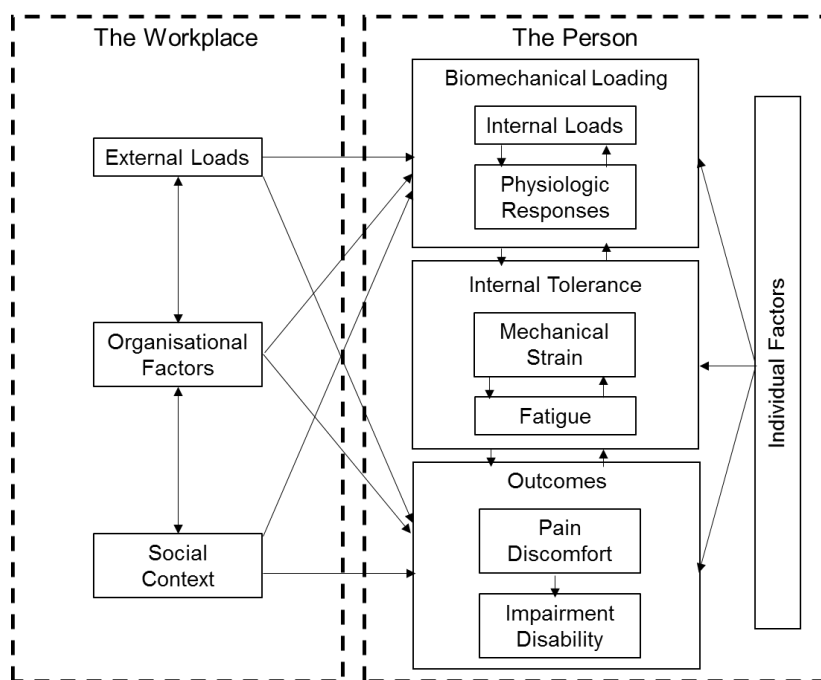


Abbildung 7: Modell zur Darstellung der Einflussfaktoren sowie ihrer Zusammenhänge auf die Entstehung von WRDs (Abbildung aus Radwin et al., 2001)

Bei der Entstehung von WRDs spielen, wie bereits in der Einleitung angesprochen, nicht nur physiologische Belastungen sondern auch psychologische, organisatorische und soziale Komponenten eine wichtige Rolle. Fredriksson, Bildt, Hägg und Kilbom (2001) bestätigten, wie wichtig es ist die Gestaltung psychosozialer Faktoren zur Vermeidung von M-S-E einzubeziehen, indem sie physikalische und psychosoziale Eigenschaften von Arbeitsplätzen veränderten. Obwohl der Zeitanteil belastender Tätigkeiten reduziert wurde, empfanden die MA eine subjektiv stärkere physiologische Belastung. Fredriksson et al. (2001) begründen das damit, dass sich die MA durch die Verringerung der Taktzeiten „robotisiert“ fühlten und keinen Einfluss auf die Gestaltung der Tätigkeit nehmen konnten.

Die Analyse der Literatur ergab einen Schwerpunkt bezogen auf die Evaluierung von Risikofaktoren, die am Arbeitsplatz oder durch die Arbeitsumgebung auftreten (Fransson-Hall, Byström, & Kilbom, 1996; Heo, Gu, Lee, Rhee, & Kim, 2012; Spallek et al., 2010). Im Folgenden werden die wichtigsten

Risikofaktoren, die zur Entstehung der im vorherigen Kapitel beschriebenen WRDs bei manuellen Montagetätigkeiten führen, beschrieben. Eine ausführliche Übersicht der Risikofaktoren, die das Auftreten der häufigsten M-S-E im Bereich der Arme und Hände begünstigen, geben Putz-Anderson et al. (1997). Die Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (2011) bezeichnet kraftvolle, über einen längeren Zeitraum ausgeübte und einseitige Bewegungen als Ursache für Fehlbeanspruchungen des M-S-Systems. Gleichartige Freizeitbelastungen und unzureichende Erholung können den Prozess der Entstehung von M-S-E beschleunigen (Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, 2011). Als wichtigste Risikofaktoren werden demnach hohe Kräfte, viele Wiederholungen, eingeschränkte oder extreme Gelenkwinkel, zu geringe Erholungszeiten, die Arbeit mit Elektrowerkzeugen sowie eine Kombination der Faktoren genannt (Armstrong & Silverstein, 1987; Fransson-Hall et al., 1996; Gudehus, 2008; Hansson et al., 2009; Trippler, 2013). Die genannten Risikofaktoren charakterisieren Tätigkeiten in nahezu allen Industriezweigen, prägen jedoch besonders stark die manuellen Montagetätigkeiten (Franzblau, Armstrong, Werner, & Ulin, 2005). Zum Beispiel erfordert das Schließen, Stecken und Verbinden von Bauteilen hohe Kräfte, die meist nicht in neutralen Handgelenkspositionen aufgebracht werden (Deal & Bernard, 2014). Der Pathomechanismus, der aufgrund hoher Kräfte, vieler Wiederholungen oder extremer Gelenkstellungen zu Über- und Fehlbeanspruchungen sowie langfristig zu Erkrankungen führt, wird kontrovers diskutiert. Sowohl andauernde Belastungen als auch mechanische Überlastungen können die Gründe für Überbeanspruchungen sein (Höhne-Hückstädt et al., 2007a).

Nach Silverstein et al. (1986) lassen sich Tätigkeiten, bei denen mit der Hand mehr als 4 kg bzw. 40 N aufgebracht werden, als high force jobs und Tätigkeiten mit unter 1 kg durch die Hand aufgebrachte Last als low force jobs einordnen. Eine detaillierte Diskussion des Risikofaktors Kraft erfolgt in Kapitel 2.4.

Die Klassifizierung repetitiver Tätigkeiten erfolgt entweder über Zyklusdauern (Silverstein et al., 1986) oder über die Angabe konkreter Grenzwerte pro Minute (Kilbom, 1994a, 1994b). Eine erste Einteilung des Risikofaktors Repetition (viele Wiederholungen) geht auf Silverstein et al. (1986) zurück. Hoch repetitive Arbeit liegt demnach bei Zyklusdauern  $< 30$  s oder bei Arbeitszyklen beliebiger Dauer, bei denen 50 % der Zeit durch einen fundamentalen Arbeitszyklus ausgefüllt sind, vor (Silverstein et al., 1986). Zusätzlich hat Kilbom (1994) anhand von Literaturrecherchen eine detaillierte Klassifizierung angefertigt, in der, bezogen auf bestimmte Körperbereiche, Richtwerte für Kontraktionen pro Minute angegeben sind. Zur Bewertung der Kontraktionen pro Minute muss zunächst die Einordnung einer Tätigkeit als repetitiv nach Silverstein et al. (1986) erfolgt sein, dann gelten die, in Tabelle 2 dargestellten Werte. Höhne-Hückstädt, Barrot, Ellegast und Hartmann (2010) beschreiben die Bewertung des Faktors Repetition nach den Verfahren von Silverstein und Kilbom. Neben den Richtwerten führen Sie an, dass eine Kombination des Faktors Repetition mit einem der weiteren in Tabelle 2 dargestellten Faktoren eine Risikoerhöhung bezogen auf die Entstehung von M-S-E bedingt. Zudem führen Höhne-Hückstädt et al. (2010) die visuell-analoge Skala von Latko et al. (1997) zur Bewertung von repetitiven manuellen Tätigkeiten an. Mit Hilfe der Latko-Skala kann die Handaktivität bei manuellen Tätigkeiten mit einem Punktwert zwischen null und zehn eingeordnet werden (Höhne-Hückstädt et al., 2010). Die Punktwerte sind dazu mit Beschreibungen repetitiver Tätigkeiten hinterlegt (Abbildung 8).

Tabelle 2: Empfehlungen zur Risikobewertung repetitiver Tätigkeiten nach Kilbom, (1994) (Tabelle aus (Hoehne-Hückstädt et al., 2007d))

Körperregion	Richtwerte für hohe Repetition (hohes Risiko); Frequenz der Bewegung/ Kontraktion	Risikoerhöhung durch <i>einen</i> der folgenden Faktoren
Schulter	>2,5/ min	hohe Kraftanforderung hohe Geschwindigkeit
Oberarm, Ellenbogen	>10/ min	hohe Belastung durch statische Hal- tungen extreme Haltungen
Unterarm, Handgelenk	>10/ min	mangelndes Training Monotonie
Finger	>200/ min	hohe Anforderung an Produktivität mangelnde Arbeitskontrolle lange Dauer der repetitiven Tätigkeit

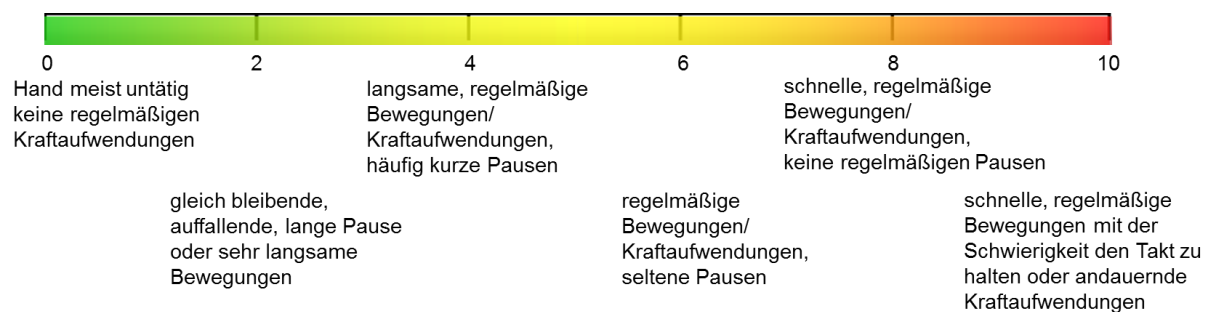


Abbildung 8: Visuell-Analoge Latko-Skala zur Bewertung der Handaktivität nach Latko et al. (1997)

Richtwerte für die kombinierte Bewertung der Risikofaktoren Kraft und Repetition geben die Hand Activity Level Threshold Limit Values (HAL TLVs), die von der American Conference of Governmental Industrial Hygienists erarbeitet wurden (ACGIH Worldwide, 2001). In die Bewertung gehen die durch die Hand aufgebrachte Spitzenkraft und die durchschnittliche Aktivität der Hand ein (Abbildung 9). Die Ermittlung der Werte ist in Hoehne-Hückstädt et al. (2007c) erklärt. Franzblau et al. (2005) werteten für 985 MA aus sieben verschiedenen Unternehmen die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten von WRDs bei der Ausübung ihrer Tätigkeiten aus und ordnen die verschiedenen Tätigkeiten anhand der TLVs ein. Dabei wurde deutlich, dass sich eine Vielzahl der untersuchten Arbeitsplätze die manuelle Tätigkeiten beinhalten, oberhalb des Schwellenlimits (gekennzeichnet in Abbildung 9) befindet (Franzblau et al., 2005). Um Arbeit ohne gesundheitliche Schädigungen durchzuführen, sollten die Werte unterhalb des Aktionslimits liegen (Hoehne-Hückstädt et al., 2007c) (Abbildung 9).

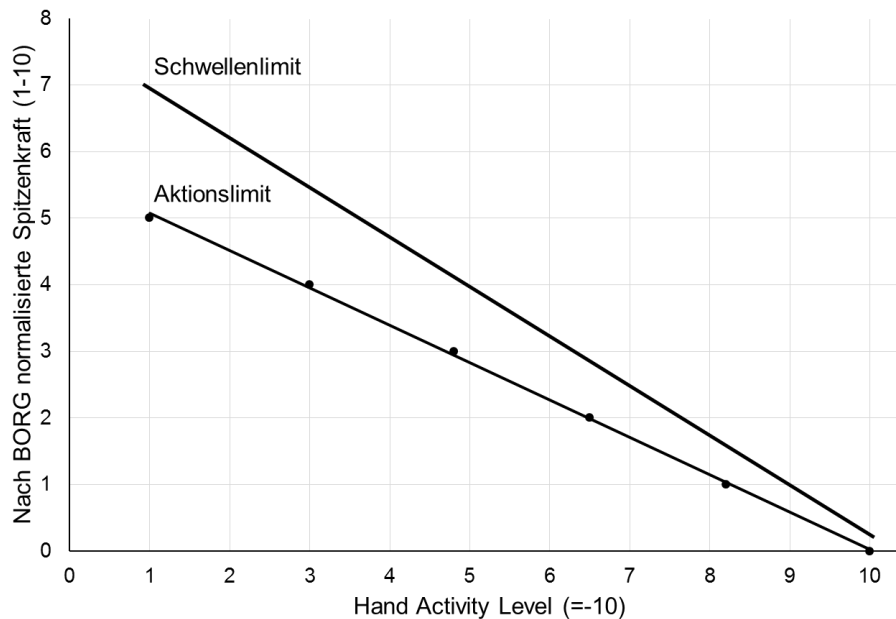


Abbildung 9: Aktions- und Schwellenlimit zur Bewertung von Tätigkeiten in Bezug auf die aufgebracht, normalisierten Spitzenkräfte und die Hand Aktivität

Der Länderausschuss für Arbeitsschutz und Sicherheitstechnik (2013) definiert das Arbeiten in extremen Gelenkwinkeln wie folgt. Wenn das Bewegungsausmaß in einem Gelenk während eines normalen Arbeitstages regelmäßig größer als die Hälfte des Bewegungsumfanges ist, oder die Tätigkeit überwiegend in Gelenkendstellungen erfolgt, wird von Arbeiten in extremen Gelenkwinkeln gesprochen (Glitsch, Hoehne-Hückstädt, & Ellegast, 2012; Hansson et al., 2009; Länderausschuss für Arbeitsschutz und Sicherheitstechnik, 2013; Silverstein et al., 1986). Besonders die ulnare Ab spreizung des HGs wird als Risikofaktor angesehen (Hägg, Oster, & Byström, 1997; Schoenmarklin, Marras, & Leurgans, 1994; Tichauer & Gage, 1977). Hägg et al. (1997) untersuchten Gelenkwinkelpositionen des Handgelenkes für Arbeitsplätze an denen mit hoher und mit niedriger Wahrscheinlichkeit M-S-E der HG und Hände auftraten. Die Ergebnisse zeigten eine häufigere und extremere ulnare Ab spreizung des Handgelenkes für AP mit hoher Wahrscheinlichkeit für das Auftreten von M-S-E im Gegensatz zu AP mit niedriger Wahrscheinlichkeit (Hägg et al., 1997). Auch Schönmarklin et al. (1994) identifizierten die ulnare Ab spreizung als Risiko bei der Entstehung von WRDs im Bereich des HG. Das Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (BGIA) gibt eine umfassende Risikobewertung verschiedener Körperteile in Bezug auf Gelenkwinkel an (Hoehne-Hückstädt et al., 2007b). Die Winkel werden in neutrale, mittelgradige und endgradige Bereiche unterteilt und mit den Farben grün, gelb und rot gekennzeichnet. Für das Handgelenk werden in Flex-Ext-Richtung Gelenkwinkel zwischen 25° Extension und 20° Flexion als neutrale Winkel eingestuft (Hoehne-Hückstädt et al., 2007b)(Abbildung 10). Die Winkel für Radial- und Ulnarabduktion sind ebenfalls in Abbildung 10 dargestellt.

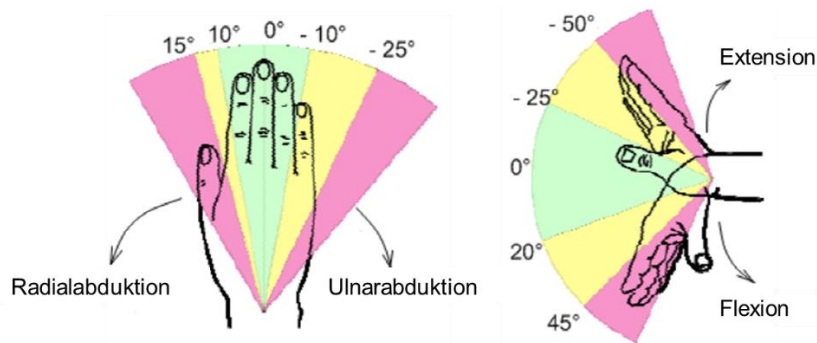


Abbildung 10: Bewertung des Risikofaktors Gelenkwinkel für das Handgelenk (Abbildung abgewandelt aus (Hoehne-Hückstädt et al., 2007b))

Zusammenfassend lässt sich herausstellen, dass Risikofaktoren, die zur Entstehung von WRDs führen, intensiv erforscht wurden. Die wichtigsten Risikofaktoren in Bezug auf M-S-E der Unterarme und der Hände sind:

- das Arbeiten mit hohen Kraftanforderungen,
- häufige Wiederholungen und
- das Arbeiten in extremen oder statischen Haltungen/ Gelenkwinkeln (Fredriksson et al., 2001).

Die Angaben ab wann einzelne Faktoren als Risikofaktor gelten und deren Wirkung in Kombination variieren je nach Studiendesign, untersuchter Tätigkeit und Probandenkollektiv. Konkrete Zusammenhänge wie sich z. B. eine doppelte Kraft bei reduzierter Wiederholungszahl auf das M-S-S auswirkt, sind in der Literatur selten zu finden und noch nicht umfassend untersucht (Moore, Wells, & Ranney, 1991). Nussbaum und Johnson (2002) entwickelten ein erstes Modell nach dem die maximal akzeptierten Belastungen eher von der Kraft als von der Wiederholungszahl abhängen. Erfolgt z. B. eine Verdoppelung der Kraft muss die Frequenz auf 1/16 der Originalfrequenz reduziert werden. Eine doppelte Frequenz hingegen bedingt lediglich eine Reduzierung der Kraft um 1/6. Das Modell bezieht sich auf eine Studie, in der maximal akzeptierte Kräfte (MAF) für Kontaktgriffe des Daumens und des Zeigefingers erfasst wurden und wird durch Formel (1) beschrieben. Nussbaum und Johnson (2002) begründen ihr Modell damit, dass sensorische und wahrnehmende Systeme des Körpers eher in der Lage sind, sich an statische anstatt an kumulative Belastungen anzupassen, merken jedoch auch an, dass dieses Modell noch weiterer Evaluierung bedarf.

$$K = F^{0,5} * MAF(\%)^2 \quad (1)$$

Mit:

$K$  = einer ermittelten Konstante für den Daumen (3300) bzw. Zeigefinger (5100)

$F$  = Frequenz/ min

$MAF$  = maximum acceptable force (maximal akzeptierte Kraft) in % des MVC (maximum voluntary contraction – Maximalkraft)

Die diskutierten Studien basieren zum einen auf einer quantitativen Einstufung, zum anderen auf einer subjektiven Einschätzung der Risikofaktoren (vgl. Tabelle 2, Abbildung 8). Entsprechend variabel fällt

die Beurteilung bzw. Einschätzung der Risikofaktoren in Bezug auf die Entstehung von M-S-E aus. Zudem bedürfen Wechselwirkungen zwischen den Risikofaktoren, wie im oberen Abschnitt diskutiert, weiterer Evaluierung. Sicher ist jedoch, dass die Reduktion eines oder mehrerer Risikofaktoren die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten von M-S-E vermindert.

### 2.2.2 Muskel-Skelett-Erkrankungen am Daumen

Da der Großteil der Muskeln zur Bewegung des Daumens ihren Ursprung im UA hat, führen M-S-E, die den Daumen betreffen, nicht nur zu lokalen Schmerzen sondern größtenteils zu Schmerzen im radialen Bereich des HG und des UA (Moore, 1997). Im UA treten SSE der Flexoren fast dreimal so häufig auf wie die der Extensoren (Spallek et al., 2010). SSE entstehen durch die Anhäufung von Mikroverletzungen als Folgen mechanischer Dehnung, z. B. der Muskulatur, durch ständige mechanische Reibung der Sehnen an den Sehnenscheiden (SS) und durch mechanische Kompression (Länderausschuss für Arbeitsschutz und Sicherheitstechnik, 2013). Wenn Bewegungen des HG oder der Finger unter Kraft ausgeführt werden, entsteht ein Moment zwischen Sehnen und SS. Dadurch entsteht Reibung und die SS oder Sehnen entzünden sich. In Kombination mit abgespreizten HG-Haltungen werden die Momente vergrößert und die Reibungen verstärken sich (Moore et al., 1991). Als Folge dieser Reibungen treten entweder mechanische, in Form elastischer Deformationen, oder auch rein physiologische Änderungen, in Form einer Adaption der Sehnen an die erhöhte Last, an Sehne und SS auf (Armstrong et al., 1993).

Am Daumen tritt bei manuellen Montagetätigkeiten eine spezielle Art der SSE, die Quervain's disease, auf (Grieco, Molteni, Vito, & Sias, 1998). Besonders häufig betreffen die Symptome Montagemitarbeiter der Automobilindustrie (Byström et al., 1995). Schmerzen auf der radialen Seite des Daumens und des Handgelenks kennzeichnen die Krankheit und führen zu einer eingeschränkten Daumenfunktion (Byström et al., 1995). Die Schmerzen entstehen, bedingt durch die Schwellung des retinaculum musculorum extensorum, welche das Einklemmen der Sehnen von Extensor pollicis brevis und Abductor pollicis longus (Moore, 1997) zu Folge hat (Abbildung 11).

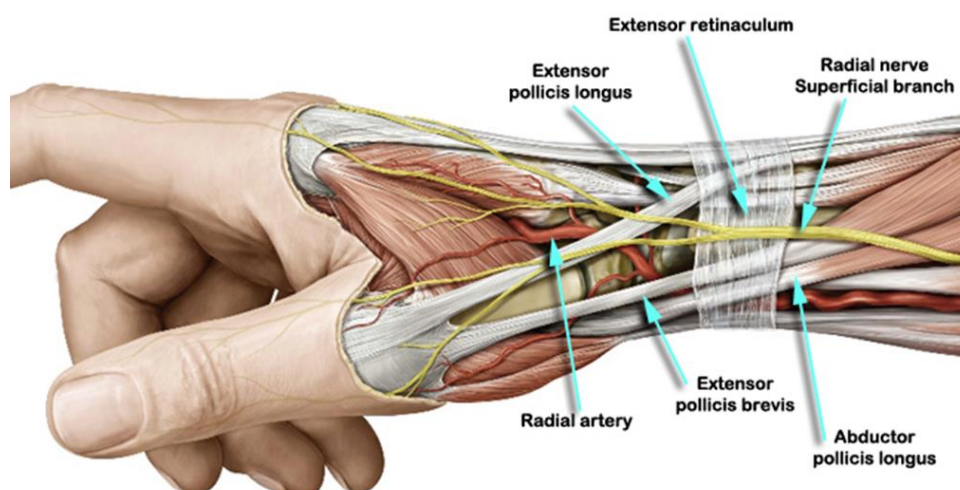


Abbildung 11: Anatomie des Daumens und HG auf der radialen Seite mit Fokus auf die an der Quervain's Disease beteiligten Strukturen (Abbildung aus physioindia.blogspot.com)



Neben den muskulären Erkrankungen können, infolge langandauernder Belastungen, Veränderungen an den Knochenstrukturen auftreten. Die Rhizarthrose, eine Arthrose des Daumensattelgelenkes, ist gekennzeichnet durch den Verschleiß des Knorpels. Während der Knorpel in seiner vollständigen Form einen Puffer zwischen den Knochen bildet, auf dem diese gleiten können, reiben bei Abnutzung des Knorpels die Endflächen der Knochen direkt aufeinander, was zu Schmerzen auf der radialen Daumen- seite führt. Rhizarthrosen haben mit 35,5 eine besonders hohe Rate an AU-Tagen pro Erkrankung zur Folge (Daten des Jahres 2008, Robert Koch-Institut, 2008). Keine der besprochenen M-S-E am Daumen ist als Berufskrankheit anerkannt.

M-S-E am Daumen sind deswegen so bedeutend, da der Daumen eine herausragende Stellung unter dem Fingern der Hand einnimmt. Nur durch den Daumen kann das Greifen von Gegenständen erfolgen. Eine Erkrankung des Daumens ist mit erheblichen beruflichen und Alltagseinschränkungen verbunden.

### **2.3 Biomechanische Messmethoden**

Die Möglichkeiten Belastungen zu evaluieren sind vielfältig und reichen von Fragebogenstudien und Interviews bis hin zu objektiven Messmethoden mit denen Kräfte oder Bewegungen erfasst werden können (Wells et al., 1997). Der Großteil der in Kapitel 2.2.1 vorgestellten Studien erfasst den Zusammenhang zwischen Risikofaktoren und auftretenden WRDs mit Hilfe detaillierter Fragebogenstudien (Fransson-Hall et al., 1995). Die Validität der Ergebnisse wird dabei aufgrund der fehlenden Objektivität kontrovers diskutiert (Mei & Radwin, 1997; Radwin et al., 2001). Eine instrumentierte Erfassung von Belastungen wird bevorzugt, da sie eine präzise, quantitative Untersuchung der Belastungsfaktoren ermöglicht (Silverstein & Clark, 2004). Sie ist jedoch teilweise aufgrund zu hoher Kosten oder ungünstiger Bedingungen, wie z. B. der eingeschränkten Zugänglichkeit von Messstellen oder der Unterbrechung der Produktion für Messungen, wenig praktikabel (Wells et al., 1997). Ergänzend können psychophysische Methoden zur Ermittlung von Belastungen eingesetzt werden. Studien belegen eine erhöhte Wahrscheinlichkeit für das Auftreten von M-S-E bei der Überschreitung psychophysischer Akzeptanzlevel (Snook & Ciriello, 1974; Snook & Ciriello, 1991). Deswegen können in Kombination mit der Durchführung psychophysischer Studien Grenzen und Richtwerte zur Arbeitsplatz- und Produktgestaltung ermittelt werden (Andrews et al., 2008; Potvin, Chiang, Mckean, & Stephens, 2000).

Biomechanische Messmethoden werden zunehmend in Kombination mit Fragebögen, klinischen Untersuchungen und visuell bewertenden Methoden zur Quantifizierung der, an Arbeitsplätzen wirkenden, Belastung eingesetzt (Hansson et al., 2009; Hansson, Balogh, Ohlsson, Rylander, & Skerfving, 1996; Radwin et al., 2001). Besonders die Entwicklung allgemeiner Metriken, um erfasste Daten vergleichbar zu machen, nimmt zu (Mei & Radwin, 1997; Wells et al., 1997). Wells et al. (1997) beschreiben für eine biomechanische Metrik zur Analyse von Belastungen die folgenden Punkte als besonders wichtig:

- der Punkt/ das Körperteil an dem die Belastung wirkt
- die Intensität bzw. Magnitude einer Belastung (gleichbedeutend mit der Kraftspitze, dem Kraftmaximum während einer Tätigkeit)
- die Variation der Belastung über die Zeit (in Bezug auf unterschiedliche Intensitäten) und

- die Gesamtdauer, während der eine Belastung wirkt.

Durch den Einsatz objektiver, biomechanischer Messmethoden und allgemeingültiger Metriken ist es möglich das Ausmaß der einwirkenden Risikofaktoren zu bestimmen (Mei & Radwin, 1997). Im Folgenden wird ein kurzer Überblick der relevanten biomechanischen Messmethoden zur objektiven Erfassung von Bewegungen und Kräften gegeben.

### 2.3.1 Bewegungserfassungssysteme

Bewegungserfassungssysteme, oft auch als Motion Capturing Systeme bezeichnet, verfolgen das Ziel kinematische Daten von Personen objektiv zu erfassen. Der Begriff Kinematik umfasst alle Faktoren (Position, Geschwindigkeit, Beschleunigungen sowie Winkelgeschwindigkeiten, und -beschleunigungen), die dazu beitragen die Bewegungen eines Individuums zu beschreiben (Gustus et al., 2012). Die Erfassung von Kräften findet keine Beachtung (Winter, 2009). Eine grobe Einteilung von Bewegungserfassungsverfahren kann nach der Art der erfassten Daten erfolgen. Analoge Verfahren waren die ersten zur Aufzeichnung von Bewegungen eingesetzten Verfahren. Die Bewegung wurde entweder mit photographischen Kameras in einzelnen Bildern festgehalten oder mit Hilfe von Filmkameras und später Hochgeschwindigkeitskameras aufgezeichnet. Der Nachteil dieser Systeme lag darin, dass die Position eines Punktes oder Körpers im Raum bzw. die Haltung verschiedener Körperteile zueinander nicht direkt gemessen werden konnte (Gudehus, 2008). Die analogen Verfahren wurden deshalb von optisch basierten Verfahren, insbesondere von optoelektronischen Verfahren, die eine oder mehrere Kameras zur Datenaufnahme verwenden, abgelöst. Die Position der Körper im Raum wird entweder direkt oder mit Hilfe sogenannter optischer Marker (retroreflektierend oder Licht aussendend) erkannt. Die Berechnung der Position erfolgt, sobald mindestens zwei Kameras ein Körperteil oder Marker erkennen. Die Rohdaten liegen in Form von 3D-Koordinaten innerhalb eines kalibrierten Raums vor (Gudehus, 2008). Körperhaltungen (KH) und Gelenkwinkel können erst indirekt aus den Markerdaten berechnet werden. Bekannte optisch basierte Systeme sind Vicon, OptiTrack, und SIMI®. Die Nachteile optisch basierter Verfahren sind die intensive Vorbereitung der Aufnahmen, die Einschränkung des Bewegungsraumes auf das kalibrierte Volumen sowie resultierende Sichtverdeckungen. Neben den optisch basierten Verfahren finden die nach Winter (2009) als direkte Verfahren bezeichneten Systeme Anwendung. Direkte Systeme umfassen den Einsatz von Beschleunigungssensoren und Goniometern zur Erfassung der Bewegungen (Winter, 2009). Beide Sensoren haben den Vorteil, dass sie von Sichtverdeckungen unbeeinträchtigt bleiben und nicht auf einen bestimmten Raum eingeschränkt sind. Die Nachteile der Messung mit einzelnen Sensoren sind, dass keine Erfassung des ganzen Körper stattfindet (Chaffin, Andersson, & Martin, 1999). Inertialsensoren kombinieren die Vorteile der direkten Sensoren indem sie drei verschiedene Sensortypen, Gyroskope, Beschleunigungssensoren und Magnetmesser, in einem System integrieren. Gyroskope oder auch Drehratensensoren messen die Geschwindigkeit einer Rotationsbewegung in Bezug auf eine festgelegte Achse. Magnetsensoren berechnen, anhand des magnetischen Flusses, die Position und Orientierung im Raum. Inertialsensoren werden direkt an den Segmenten des Körpers angebracht und erfassen die translatorischen und die rotatorischen Bewegungen eines Objektes. Als

Ergebnis stehen sowohl die Rohdaten der einzelnen Sensoren als auch die direkt berechneten Gelenkwinkel, Positionen der Segmente zueinander sowie Winkelgeschwindigkeiten und -beschleunigungen zur Verfügung. Inertialsensoren haben den Vorteil, nicht von Sichtverdeckungen betroffen, schnell und variabel einsetzbar und nicht auf einen bestimmten Bewegungsraum beschränkt zu sein. Die Nachteile sind eine mögliche Verzerrung der Signale durch Objekte aus ferromagnetischen Materialien sowie die fehlende Information über die genaue Position der Körperteile im Raum (Gudehus, 2008).

Ein allgemeines Problem bei der Bewegungserfassung ist der Einfluss von Schwabbel- und Muskelmasse, der für Artefakte in den Signalen sorgt und je nach Auswertalgorithmus einen mehr oder weniger starken Einfluss hat. Hoelzel et al. (2014) verglichen in einer Studie zur Evaluierung der Bewegungen des Oberkörpers das inertialsensorbasierte System Noraxon MyoMotion der Firma velamed mit dem optoelektronischen System Vicon hinsichtlich des Einsatzes an einem Arbeitsplatz in der Automobilindustrie. Die Ergebnisse der Studie zeigten, dass sich beide Systeme zur Erfassung und anschließenden Weiterverwendung der Daten für eine ergonomische Bewertung eignen (Hölzel, Bengler, & Dressel, 2014). Aufgrund der höheren Validität wird der Großteil der wissenschaftlichen Studien mit optisch basierten Systemen zur Erfassung der Bewegungen durchgeführt (Braido & Zhang, 2004; Metcalf, Notley, Chappell, Burridge, & Yule, 2008; Wu et al., 2014). Besonders bei der Erfassung von Hand-Arm-Bewegungen haben optisch basierte Systeme, aufgrund ihrer Genauigkeit sowie der anpassbaren Markergrößen und -sets, Vorteile gegenüber Inertialsensoren, die eine bestimmte Baugröße haben (Metcalf & Notley, 2011). Metcalf et al. (2008), Wu et al. (2014) und Braido & Zhang (2004) setzten Vicon zur Erfassung der Bewegungen der Hand erfolgreich ein.

Im Folgenden wird das markerbasierte System Vicon näher beschrieben, da es in dieser Arbeit, aufgrund der beschriebenen Vorteile bei einer kinematischen Analyse der Hand angewendet wird. Vicon verwendet hochauflösende Infrarotkameras zur Detektion der Bewegungen. Die Kameras besitzen sowohl Infrarotsensoren, als auch einen Sensor zur Erfassung der von den Markern reflektierten Impulse. Die zweidimensionalen Koordinaten des retroreflektiven Markers können über einen, in der Kamera integrierten Chip, in Echtzeit erfasst werden. Sobald ein Marker von mindestens zwei Kameras erkannt wird, erfolgt durch die Überlagerung der einzelnen Kamerasignale die Bestimmung der Markerposition im Raum. Basierend auf den Markerpositionen werden anschließend Bewegungstrajektorien berechnet (Seitz, 2003). Die Kalibrierung des Systems erfolgt mit dem standardisierten L-Wand, bei dem die genauen Abstände der Marker zueinander bekannt sind. Nach erfolgreich abgeschlossener Kalibrierung erfolgt die Festlegung des Koordinatenursprungs. Alle Markerpositionen, mit Ausnahme der durch Verdeckungen nicht erkennbaren Marker, werden in Relation zum Koordinatenursprung berechnet.

### **2.3.2 Systeme zur Erfassung von Aktionskräften**

Kraftmessungen werden entweder zur Erfassung von maximalen isometrischen Körperkräften z. B. bei Peebles & Norris (2003) oder zur Ermittlung der tatsächlichen Aktionskräfte (AK) z. B. in Wang, Black, Duprey, & Roybin (2014) durchgeführt. Während zur Messung der isometrischen Körperkraft vielfältige, standardisierte Metriken vorliegen (Caldwell et al., 1974; Kroemer, 1970; Mital & Kumar, 1998),

gibt es in der Regel keine systematische Vorgehensweise bei der Ermittlung von AK (Walther & Gerhard, 2014).

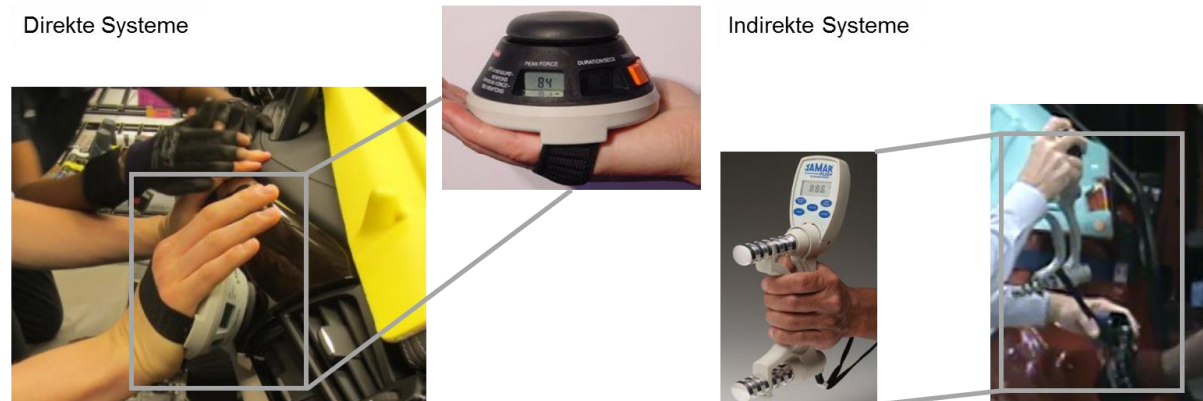


Abbildung 12: Direkte (links) und indirekte Systeme (rechts) zur direkten Kraftmessung

Die Systeme zur Erfassung von AK lassen sich in indirekte und direkte Systeme unterteilen. Direkte Systeme sind in der Lage extern aufgebrachte Kräfte während der Ausübung der Tätigkeit zu erfassen und direkt als Vektor in der Einheit [N] auszugeben (Winter, 2009) (Abbildung 12 links). Zu dieser Systemkategorie zählen:

- Kraftmessdosen,
- Kraftmessplatten,
- Kraftmessgriffe,
- Dehnmessstreifen und sonstige Kraftaufnehmer,
- Druckmessmatten und -folien, sowie
- Datenhandschuhe mit integrierter Drucksensorik.

Dabei werden sowohl handelsübliche Systeme (Hölzel, Bengler, & Senner, 2014; Wakula, 2009), als auch individuelle Anfertigungen eingesetzt (Andrews et al., 2008; Duprey, Savonnet, Black, & Wang, 2015; Jensen, Radwin, & Webster, 1991; Wang et al., 2014). Mit indirekten Systemen werden die Kräfte nicht während der Ausübung der Tätigkeit, sondern erst im Nachhinein erfasst. Dabei kommen sogenannte Nachahmungsverfahren zum Einsatz. Der MA montiert in diesem Verfahren das Bauteil in der realen Arbeitsumgebung und ist danach dazu aufgefordert dieselbe Kraft z. B. auf einem Hand-Dynamometer aufzubringen (Abbildung 12 rechts). Auch bei diesen Systemen wird die Kraft direkt als Vektor ausgegeben. Die beschriebenen Kraftmessungen werden deshalb als direkte Kraftmessungen bezeichnet (Kroemer, 1977). Als indirekte Kraftmessung wird nach Kroemer (1977) die Erfassung physiologischer Parameter, wie z. B. der muskulären Haltezeit oder der Muskelaktivität beschrieben. Da aus diesen Messungen keine Ausgabe der Kraft als Vektor erfolgt, sondern erst im Nachhinein Rückschlüsse auf die aufgebrachte Kraft möglich sind, gelten diese Messungen als indirekt (Kroemer, 1977). Im Folgenden wird aufgrund ihrer Bedeutung für die Arbeit lediglich auf die direkten Kraftmessungen eingegangen.

Die zur direkten Kraftmessung verwendeten Sensoren wandeln die mechanische Kraft in eine elektrische Größe um, die gemessen werden kann. Durch Einwirken der Kraft werden im Sensor befindliche

Materialien verformt. Im Idealfall ist der Zusammenhang zwischen Verformung und der auf einen Sensor einwirkenden Kraft linear. In jedem Fall muss der Zusammenhang klar definiert sein (Seitz, 2012). Die Sensoren unterscheiden sich in erster Linie in der Technologie, die zur Messung der Kraft eingesetzt wird. Die gebräuchlichsten Sensoren arbeiten anhand piezoresistiver, kapazitiver oder resistiver Technologien. Piezoresistive Sensoren haben den Vorteil, dass die Hysterese nahezu bei null liegt. Der Sensor kehrt in seine exakte Ausgangsform zurück und die gewonnenen Daten sind sehr genau (Seitz, 2012). Zudem arbeiten die verwendeten Quarzkristalle schnell und linear. Der einzige Nachteil dieser Sensoren ist die flüchtige Ladungsverschiebung, die jedoch mit aufwendigen Ladungsverstärkern stabil gehalten werden kann. Kapazitive Sensoren arbeiten mit Hilfe eines Dielektrikums, das unter Krafteinwirkung verformt wird (Lemerle, Klinger, Cristalli, & Geuder, 2008). Durch die resultierende Annäherung der Kondensatorplatten ändert sich die gemessene Spannung. Kapazitive Sensoren haben den Vorteil, dass auch statische Kräfte erfassbar sind, da die Änderung der Kapazität unter Last konstant bleibt (Seitz, 2012). Resistive Sensoren kommen in Folien zum Einsatz. Dadurch sind sie flexibel verbau- und einsetzbar, haben jedoch den Nachteil, dass sie kein wirkliches Federelement besitzen. Die resistiven Carbonpartikel die eine Kraftänderung erfassen, nutzen sich schnell durch die entstehende Reibung ab. Außerdem sind resistive Sensoren sehr temperaturempfindlich (Chaffin et al., 1999).

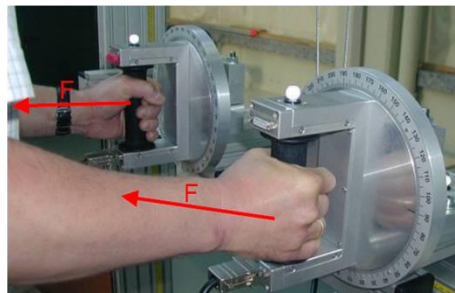
Eindimensionale Kraftaufnehmer



Analoge Datenerf.

Digitale Datenerf.

Dreidimensionale Kraft- und Momentmessung



Digitale Datenerf. durch Kraftgriffe der Firma Kistler

Abbildung 13: Handelsübliche Kraftaufnehmer zur analogen oder digitalen Erfassung von Kräften

Abbildung 13 zeigt verschiedene handelsübliche Kraftaufnehmer. Im linken Teil der Abbildung sind eindimensionale, handgehaltene Kraftaufnehmer dargestellt, mit denen einfach und schnell Körperkräfte beim Verbau von Bauteilen erfasst werden können. Diese Kraftaufnehmer haben den Nachteil, dass sie keine Aussage über den zeitlichen Verlauf der Kraft, die jeweiligen Kraftkomponenten sowie der Lage des Kraftangriffspunktes relativ zum Körper machen (Hartmann, Spallek, & Ellegast, 2013). Zudem werden Montagevorgänge stark abstrahiert (Hölzel, Bengler, & Senner, 2014). Messwertverfälschungen aufgrund geänderter Körperpositionen und Handhaltungen sind die Folge (Drinkaus, Armstrong, Foulke, & Malone, 2010). Da manuell aufgebrachte Verbaukräfte nach Van der Beek & Frings-Dresen (1998) mittels Selbsteinschätzung der Betroffenen, Beobachtung oder direkter technischer Messung erfasst werden können, ist die eindimensionale Aufzeichnung von Kräften bereits ein Vorteil gegenüber einschätzenden Verfahren. Eindimensionale Kraftaufnehmer wurden von Walther et al. (2013) und Hoelzel et al. (2014) erfolgreich zur Ermittlung von AK in der Automobilindustrie eingesetzt. Hoelzel (2014) untersuchten den Verbau von Clipsverbindungen im Bereich der Kabelbaummontage, mit einer

eindimensionalen Zug- und Druckkraftmessdose. Die ermittelten Kräfte lagen in vergleichbaren Bereichen zu in der Literatur angegebenen Aktionskräften im Hand- und Fingerbereich. Walther et al. (2013) führten Kraftmessungen an Schnappverbindungen durch und konnte mit Hilfe eines Zug- Druckmessgerätes realitätsnahe Kraft-Zeit-Verläufe (K-Z-V) aufzeichnen. Nach beiden Autoren haben die stark abstrahierten Bewegungsvorgänge sowie die, durch die zwischengeschalteten Kraftaufnehmer reduzierte Rückmeldung über den Verbauzustand des Bauteils einen Einfluss auf die K-Z-V. Diese Art der Kraftmessung ist deswegen als ungünstig anzusehen und erfordert eine kritische Diskussion der ermittelten K-Z-V. Zudem muss eine Validierung der Kraftwerte durch andere Messverfahren erfolgen, um Belastungen nicht zu über- oder unterschätzen und verfälschte Richtwerte anzugeben.

Die in Abbildung 13 rechts dargestellten Kraftgriffe ermöglichen die multidirektionale Erfassung der Kraft sowie der aufgebrauchten Momente (Ullrich, 2010). Mit Hilfe des Systems können Kraft- und Momentverläufe über die Zeit, maximale Kräfte und Momente in drei Richtungen sowie der Center of Pressure erfasst werden. Die Kraftmessungen sind demnach deutlich detaillierter im Vergleich zu eindimensionalen Systemen (Winter, 2009). Das System zählt, genau wie das in Abbildung 12 rechts dargestellte Dynamometer zu den direkten Messsystemen. Mit diesen Systemen kann jedoch nur die indirekte Erfassung von Verbaukräften erfolgen. Die Messwerte unterliegen demnach zum einen der natürlichen Variabilität von Körperkräften zum anderen der subjektiven Einschätzung des Mitarbeiters über die zuvor am Bauteil aufgebrauchte Kraft. Die indirekte Messung von Verbaukräften ist weniger genau als die direkte Messung, jedoch besser als selbsteinschätzende oder beobachtende Verfahren. Um die Vorteile beider Systemklassen zu nutzen und mehrdimensionale AK direkt zu erfassen, werden Laboruntersuchungen entweder mit festen Kraftaufnehmern (Salman Zadeh, 2011; Schmidler et al., 2015; Wakula, 2009) oder individuell angefertigten Sensoren durchgeführt (Deal & Bernard, 2014; Drinkaus et al., 2010; Jensen et al., 1991; Kong, Kim, Lee, & Jung, 2012). Die beliebige Anordnung von Kraftsensoren in Laboruntersuchungen ermöglicht detaillierte und spezielle Aussagen hinsichtlich der aufgebrauchten Kraft bei den untersuchten Tätigkeiten. So können nicht nur der Einfluss der Normalkraft, sondern auch die aufgebrauchten Scherkräfte und Momente untersucht werden. Der Nachteil standardisierter Laboruntersuchungen ist die Abstraktion von Arbeitstätigkeiten und Arbeitsumfeld. Ungenauigkeiten können z. B. auftreten durch:

- veränderte Bauteiltoleranzen im Vergleich zur Realität,
- veränderte ausführungsbezogene Einflussgrößen oder
- veränderte Verhaltensweisen der Probanden<sup>2</sup>, in Form von Motivationsänderungen (Walther & Gerhard, 2014).

Eine Überschätzung der Verbaukräfte in Laborversuchen im Gegensatz zum realen Arbeitsumfeld kann die Folge sein (Hölzel, Bengler, & Senner, 2014). Ein mögliches Verfahren, das zum Abgleich der Werte aus standardisierten Laborverfahren mit realen Arbeitsplätzen eingesetzt werden kann, sind Druckverteilungsmesssensoren, die auf der Handfläche angebracht werden (Jung, You, & Kwon; Komi, Roberts,

---

<sup>2</sup> Unter den Wörtern Proband und Probanden werden in dieser Arbeit sowohl männliche als auch weibliche Versuchsteilnehmer verstanden.

& Rothberg, 2007). Diese Systeme ermöglichen die, während der Arbeitstätigkeit direkte, Erfassung des Druckes basierend auf resistiven oder kapazitiven Technologien. Die bekanntesten Modelle sind pliance® der Firma novel und I-Scan® der Firma Tekscan®.

Walther & Gerhard (2014) untersuchten den Einsatz des Druckmesshandschuhs Grip™ der Firma Tekscan® (Technologie I-Scan®) an einem typischen manuellen Arbeitsplatz der Automobilmontage (Abbildung 14). Als Referenzmessmittel setzten sie eine Kraftmessplattform der Firma Kistler ein. Die Ergebnisse der beiden Systeme wiesen eine gute Übereinstimmung auf, nachdem die Ergebnisse des Handschuhs mit einem konstanten Faktor korrigiert wurden. Als Nachteile stellten sich die limitierte Größe der Sensorfläche sowie der limitierte Messbereich heraus (Walther & Gerhard, 2014). Zudem haben resistive Sensoren den Nachteil, dass der Druck, sobald er in Randbereichen des Sensors aufgebracht wird, stark schwankt. Zur Amplitude der Schwankung machen die Autoren keine Angabe. Diese schränkt jedoch die Wiederholbarkeit der Messungen ein, wodurch sich das Messsystem als ungeeignet für die zuverlässige Erfassung von Kräften erweist.



Abbildung 14: Einsatz des Druckmesshandschuhs Grip™ der Firma Tekscan® zur Ermittlung der Aktionskräfte beim Verbau von Stopfen (Abbildung aus Walther & Gerhard, 2014)

Bei den Druckverteilungsmesssystemen von novel wird die Kraft mit Hilfe kapazitiver Sensoren gemessen. Die aufgebrachten Kräfte können effektiv und mit entsprechender Genauigkeit gemessen werden (Welcome, Rakheja, Dong, Wu, & Schopper, 2004). Abbildung 15 zeigt den Einsatz des von novel entwickelten Druckmesshandschuhs zur Erfassung von Griffkräften beim Halten von Elektrowerkzeugen (Lemerle et al., 2008). Auf der rechten Seite der Abbildung ist ein typisches Druckbild der Hand beim Greifen dargestellt. Der generelle Einsatz dieser Technologie zur Erfassung der Kräfte im realen Arbeitsumfeld wurde bewiesen (Lemerle et al., 2008).

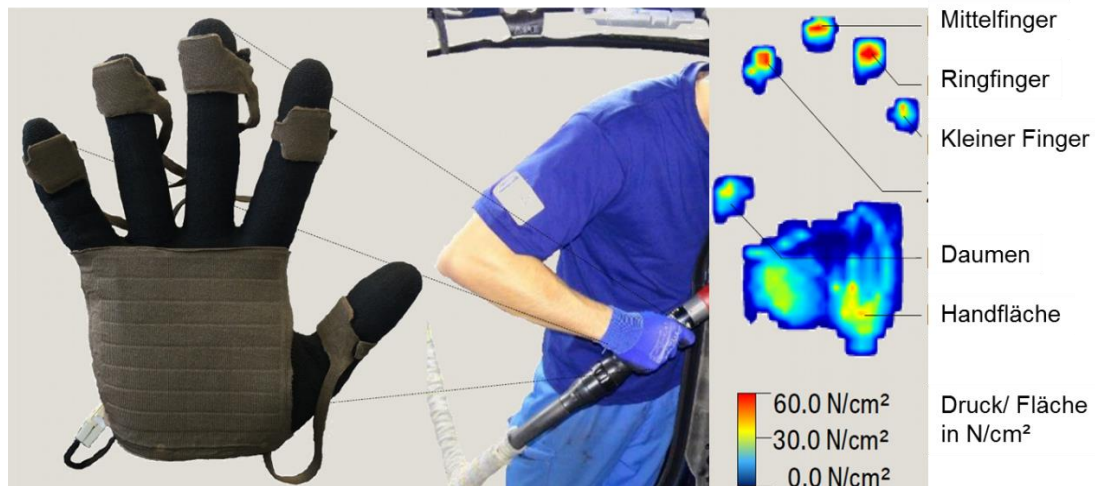


Abbildung 15: Exemplarisches Druckverteilungsbild beim Einsatz des kapazitiven Druckmesshandschuhs der Firma novel zur Erfassung von Griffkräften beim Halten von Elektrowerkzeugen

Im Folgenden wird das Funktionsprinzip eines dreiachsigen Piezokraftelements näher erklärt, weil es, aufgrund der oben beschriebenen Vor- und Nachteile der übrigen Systeme, in dieser Arbeit Anwendung findet. Das Quarz-Kraftmesselement erfasst drei orthogonale Komponenten einer beliebig gerichteten, dynamischen oder quasistatischen Kraft durch eine zur wirkenden Kraft proportionalen elektrischen Ladung. Durch den Einbau des Kraftsensors unter Vorspannung, zwischen Grund- und Deckenplatte können sowohl Zug- als auch Druckkräfte erfasst werden. Messbereiche und Empfindlichkeiten des Kraftmesselements werden in einer Kalibrierung bestimmt und sind im Datenblatt angegeben.

Laut Garg und Kapellusch (2009) gab es bisher keine zuverlässige Methode zur Erfassung von Handkräften an Arbeitsplätzen. Die Vielfalt der in den letzten Jahren untersuchten Messmethoden verdeutlicht, dass zum Zeitpunkt dieser Arbeit kein standardisiertes Verfahren zur Erfassung von Hand- und Fingerkräften existiert. Trotz der vielfältigen Messmöglichkeiten werden noch immer, vor allem in Zusammenhang mit dem Faktor Repetition, Videoanalysen der Tätigkeiten durchgeführt. In der Praxis werden Kräfte selten gemessen sondern subjektiv eingeschätzt, die Frequenz und Dauer der Kraftausübung mühsam überschlagen und Körperhaltungen anhand des Videos vom Untersucher bestimmt. Diese Verfahren sind aufgrund der Ungenauigkeit und der Variabilität verschiedener Untersucher fehlerbehaftet. Die Notwendigkeit für standardisierte Messverfahren zur Untersuchung der Auswirkungen von Faktoren auf WRDs ist demzufolge weiterhin sehr hoch.

## 2.4 Ergonomische Bewertung von Hand-Finger-Kräften

Ergonomische Daten sind die Basis für die Gestaltung sicherer und nutzerfreundlicher Produkte (Norris & Wilson, 1997). Aufgrund der in Kapitel 2.2 beschriebenen, erhöhten Wahrscheinlichkeit für das Auftreten von M-S-E bei der Ausübung manueller Montagetätigkeiten wird eine ergonomische Arbeitsplatzgestaltung zunehmend wichtiger (Diaz et al., 2012; Lawaczek, 2000). Eine Möglichkeit Belastungen zu reduzieren, ist die Verringerung der, durch den Werker aufzubringenden AK. Dazu muss bekannt



sein, in welcher Höhe Kräfte aufgebracht werden können ohne zu Überlastungs- und Fehlbeanspruchungen des M-S-Systems zu führen. Zur Gestaltung und Bewertung von Kräften nach ergonomischen Kriterien existiert eine Vielzahl an Richtlinien, Grenzwerten und Normen (z. B. DIN 33411-1; DIN 33411-5; Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, 2011; Potvin, Christy Calder, Cort, Agnew, & Stephens, 2006; Wakula, 2009). Die Ermittlung der angegebenen Kraftgrenzwerte basiert auf unterschiedlichen Methoden. Zum einen erfolgt die Festlegung empfohlener Verbaukräfte, basierend auf ermittelten isometrischen Maximalkräften (die Methoden der Krafterfassung wurden in Kapitel 2.3.2 ausführlich diskutiert), mit Hilfe spezieller Formeln und Algorithmen, oder durch Angabe anthropometrischer Perzentile (Peebles & Norris, 2003; Wakula, 2009). Zum anderen werden maximal akzeptierte Kräfte mit Hilfe psychophysischer Methoden in Probandenstudien ermittelt (Nussbaum & Johnson, 2002; Potvin, 2012). Die Unterschiede in der Erfassung und anschließenden Bewertung von Kräften werden in den folgenden beiden Kapiteln beschrieben und diskutiert. Der Fokus liegt auf der Bestimmung empfohlener und akzeptierter Kräfte für den Verbau von Bauteilen (Stopfen, Clipse, Kabel, Stecker) mit den Fingern. Zu anderen durch das H-A-S aufgebrachten Kräften, z. B. bei der Ausübung verschiedener Griffarten oder bei Druck- und Schiebevorgängen, existieren ebenfalls Studien (Andrews et al., 2008; Ciriello, Snook, Buck, & Wilkinson, 1990; Cort, Stephens, & Potvin, 2006; Potvin et al., 2006; Snook & Ciriello, 1991). Diese sind jedoch für das Thema dieser Arbeit nicht relevant.

#### **2.4.1 Empfohlene Verbaukräfte für das H-A-S**

Die Ermittlung empfohlener Verbaukräfte basiert auf maximalen, isometrischen Körperkraftmessungen. Aufgrund der vielen Freiheitsgrade in der menschlichen Hand, die eine Vielzahl an Positionen und Bewegungen bedingen und der unterschiedlichen Methoden Kraftdaten zu erfassen, gibt es keine universelle Datenbasis für maximale Körper- und Fingerkräfte (Kroemer, 1970). Je nach Studiendesign und Erfassungsmethode können die Daten deutlich variieren. Einfluss hat z. B. die Beschaffenheit der Kontaktfläche auf die gedrückt wird, sowie die Gelenkwinkel, Körperhaltungen und Verbaupositionen (VBP) in denen die Kraft aufgebracht wird (Daams, 1994; Peebles & Norris, 2003). Maximale Hand- und Fingerkräfte wurden aus diesem Grund bereits in einer Vielzahl von Studien ermittelt (Kanis, 1993; Mital & Channaveeraiah, 1988; Mital & Sanghavi, 1986; Peebles & Norris, 2003; Salman Zadeh, 2011; Wakula, 2009). Peebles und Norris (2003) publizierten eine umfassende Datenbasis mit isometrischen, maximalen Hand- und Fingerkräften, die in verschiedenen Griffarten und nahezu allen Altersgruppen ermittelt wurden. Die Daten sollen die Entwicklung sicherer und komfortabler Produkte befähigen, indem sie Aufschluss über die variierenden Fähigkeiten der möglichen Benutzergruppen geben. Salman Zadeh untersuchte den Einfluss von verschiedenen Greif- und Kontaktbedingungen auf die Maximalkraft und stellte signifikante Unterschiede zwischen verschiedenen Griffen fest (Salman Zadeh, 2011). Der Kraftatlas bietet eine umfangreiche Datenbasis von statischen Maximalkräften des ganzen Körpers, sowie der Hände und Finger. Die Daten wurden in Laborversuchen mit Hilfe spezieller Kraftgriffe und Kraftaufnehmer (z.B. dreidimensionale Kraftgriffe in Abbildung 13, Kapitel 2.3.2) in verschiedenen Körperpositionen ermittelt (Wakula, 2009). In der folgenden Tabelle ist ein Ausschnitt der maximalen Hand- und Fingerkräfte für verschiedene Kopplungsarten dargestellt (Wakula, 2009).

Montagespezifischer Kraftatlas						
Korrekturfaktor für Frauenwerte: 0,65						
Kraftfall	Handkraft		Fingerkraft		Fingerringkraft	
	Sitzen	Stehen	Sitzen	Stehen	Sitzen	Stehen
15. Perzentil	175	335	100	125	65	70
40. Perzentil	235	420	135	155	80	85

Abbildung 16: Ausschnitt der Hand- und Fingerkräfte aus dem Montagespezifischem Kraftatlas (Abbildung abgewandelt aus Wakula, 2009)

Zusätzlich beschreibt der Kraftatlas, im Gegensatz zu den anderen angegebenen Studien, ein Berechnungsverfahren zur Bestimmung empfohlener Verbaukräfte auf Basis der ermittelten Maximalkräfte. Es ist wichtig empfohlene Verbaukräfte, die von verschiedenen Faktoren abhängen, aufgaben- und personenspezifisch zu ermitteln. Faktoren, die empfohlene Verbaukräfte beeinflussen, sind (Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, 2011; Peebles & Norris, 2003; Wakula, 2009):

- die Tätigkeit/ Arbeitsaufgabe,
- individuelle Faktoren, wie
  - das Geschlecht,
  - das Alter und
  - der Trainingszustand,
- die Form, die Richtung und der Verlauf der Kraftübertragung,
- die Körperhaltung und -position,
- das für den Arbeitsplatz erforderliche Kraftperzentil, sowie
- die Häufigkeit und Dauer der Kraftausübungen.

Eine nähere Charakterisierung der Tätigkeit umfasst folgende Fragestellungen:

- Werden Werkzeuge genutzt?
- Wie sind die genutzten Werkzeuge, z. B. in Bezug auf die Griffhaltung gestaltet?
- Sind kleinere oder größere Muskelgruppen an der Ausübung der Tätigkeit beteiligt?

Unter Zuhilfenahme einer Formel (2), welche die Faktoren Kraftperzentil, Geschlecht und Häufigkeit der Kraftausübung beinhaltet, kann eine für den jeweiligen Anwendungsfall empfohlene Verbaukraft für Hand-Finger-Kräfte ermittelt werden. Die zur Berechnung der Kraft notwendigen Häufigkeitsfaktoren T1 sind an Burandt & Schultetus (1978) angelehnt.

$$F_{\text{max empfohlen}} = F_{\text{max}}(PP) * P2 * T1 \quad (2)$$

Mit:

$F_{\text{max}}$  = maximale statische Finger-Hand-Greifkraft oder Aktionskraft

PP = Kraft-Perzentilwert (P 15 für Planungs-, P 40 für Ist-Analysen)

P2 = Einfluss des Geschlechts (1,0 für Männer; 0,65 für Frauen)

T1 = Häufigkeit der Kraftausübung

Je nach Arbeitsplatzanforderungen variieren die empfohlenen Verbaukräfte. Nichtsdestotrotz hat die Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (2011) in der Broschüre „Manuelle Arbeit ohne Schaden“ eine allgemeingültige Faustformel angegeben:

*“Als Faustformel für andauernde Handarbeit mit Beteiligung kleiner Muskelgruppen gilt, dass 5 bis 8 % der isometrischen Maximalkraft nicht überschritten werden dürfen.”<sup>3</sup>*

Für die Druckkraft mit dem Daumen wird für 85 % aller Beschäftigten eine Maximalkraft von 70 N und eine Kraft von 10 N für Daueranwendungen angegeben (Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, 2011). Die angegebenen Kräfte unterscheiden sich für andere Griffarten. Eine genauere Spezifizierung des Begriffes Daueranwendung ist nicht gegeben.

Zusammengefasst existieren neben diesen allgemeingültigen Angaben in Deutschland mehrere Verfahren (REFA, VDI, Bullinger, Montagespezifischer Kraftatlas) zur Ermittlung von empfohlenen Kraftgrenzen. Im Wesentlichen greifen die Verfahren in jeweils leicht modifizierter Form alle auf das von Burandt und Schultetus bei Siemens entwickelte Verfahren zurück (Burandt, 1978; Burandt & Schultetus, 1978).

#### **2.4.2 Akzeptierte Verbaukräfte für das H-A-S**

Akzeptierte Verbaukräfte dürfen nicht mit sicherheitsrelevanten Werten verglichen werden, weil, im Gegensatz zu empfohlenen Verbaukräften, kein Sicherheitsfaktor eingerechnet ist. Beim Kraftatlas wird beispielsweise nach dem Verfahren von Schultetus bereits bei einer Kraftausübung pro Minute nur 72 % der maximalen isometrischen Kraft als empfohlene Verbaukraft angegeben, um ein sicheres Arbeiten zu gewährleisten (Wakula, 2009, S. 196).

Akzeptierte Verbaukräfte sind jedoch eine gute Basis zur alternativen Ermittlung von Grenzwerten für die Arbeitsplatzgestaltung und -bewertung (Buckle, Stubbs, Randle, & Nicholson, 1992; Karwowski et al., 1999; Nussbaum & Johnson, 2002). Die Psychophysik stellt Methoden zur Verfügung, um maximale Beanspruchungen bei manuellen Tätigkeiten zu ermitteln (Kingdom & Prins, 2010; Potvin et al., 2006). Die Probanden sind dazu aufgefordert, die aus ihrer Sicht maximale Kraft aufzubringen, die sie für eine achtstündige Schicht als akzeptabel ansehen (Potvin et al., 2006). Die Tätigkeit darf weder übermäßig ermüdend sein noch Schmerzen oder Unbehagen verursachen (Cort et al., 2006). Mit Hilfe spezieller Versuchsaufbauten kann die Kraft, bei Vorgabe bestimmter Frequenzen, eigenständig vom Probanden eingestellt werden (Andrews et al., 2008; Longo, Potvin, & Stephens, 2002; Nussbaum & Johnson,

---

<sup>3</sup> Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (2011, p. 10)

2002; Potvin et al., 2000). Es gibt aber auch Studien, in denen die Kraft vorgegeben ist und die maximal akzeptierte Frequenz ermittelt wird (Cort et al., 2006; Deal & Bernard, 2014). Die realistische Nachbildung von Arbeitsplätzen ermöglicht das Erfassen valider Werte für manuelle Tätigkeiten (Putz-Ander-son & Grant, 1994). Die folgende Tabelle fasst Daten aus vier Studien zusammen, die basierend auf psychophysischer Methodik maximal akzeptierte Kräfte für den Kontaktgriff mit Zeigefinger oder Dau-men ermittelten (Deal & Bernard, 2014; Longo et al., 2002; Nussbaum & Johnson, 2002; Potvin et al., 2006). Die Werte schwanken deutlich zwischen den Studien. Zudem wird in Tabelle 3 die derzeit noch unvollständige Datengrundlage deutlich, für die der enorme Aufwand bei der Durchführung psychophy-sischer Studien ein Grund sein könnte.

Deal & Bernard (2014) ermittelten maximal akzeptierte Verbaufrequenzen für sechs repräsentative Griffarten bei zwei verschiedenen Kräften und Verbindungsdistanzen. Mit den untersuchten Griffarten können 95 % aller Steckverbindungen montiert werden. Am häufigsten wurde der pulp pinch angewen-det (31 %). An dritter Stelle stand der Kontaktgriff mit dem Daumen, der für 19 % aller Griffe verwendet wurde (Deal & Bernard, 2014). Die maximal akzeptierten Frequenzen wurden für den Kontaktgriff mit dem Daumen lediglich für eine Kraft von 78 N ermittelt und betragen knapp sechs Wiederholungen pro Minute. Zusätzlich fand die Aufzeichnung von Maximalkräften statt. Der über alle Probanden gemittelte MVC für den Kontaktgriff mit dem Daumen beträgt 157 N.

Tabelle 3: Übersicht über maximal akzeptierte Kräfte (MAF) in % des MVC für das Eindrücken mit Zeigefinger oder Daumen, der Index (b) gibt an, dass die Werte basierend auf veröffentlichten Daten selbst be-rechnet sind

	<b>Parameter Frequenz</b>	<b>Deal &amp; Bernard</b>	<b>Nussbaum &amp; Johnson</b>	<b>Potvin et al. 2006</b>	<b>Longo et al.</b>
Druckkraft Zeigefin- ger	MAF bei 7/ min			25,3 N 50 - 60 %	
	MAF bei 12/ min			23,7 N 50 - 60 %	
Druckkraft Daumen	MAF bei 3/ min		64,7 N (b) 42 %		
	MAF bei 6/ min	78 N 50 %	53,9 N (b) 35 %		
	MAF bei 7/ min				53 %
	MAF bei 9/ min		43,12 N (b) 28 %		

Nussbaum und Johnson (2002) führten eine Studie zur Erfassung der Maximalkräfte sowie der MAF bei drei Frequenzen für den Kontaktgriff mit Daumen und ZF durch. Die MVCs unterschieden sich signifikant zwischen beiden Griffen und Geschlechtern. Männer erzielten um 28 % höhere MVCs als Frauen, mit Mittelwerten (MW) von 136 N und 106 N. Der MW für den MVC lag am Daumen bei 154 N und am ZF bei 93 N. Die mittleren MVC der Männer für den Daumen betragen 171 N, für die

Frauen 131 N. Auch die maximal akzeptierten Kräfte waren für den Daumen höher als für den ZF. Eine Abhängigkeit der MAF von der Frequenz wurde ebenfalls ermittelt. Über Daumen und ZF gemittelte akzeptierte Kräfte lagen bei 54 N, 46 N und 42 N für drei, sechs und neun Verbauvorgänge pro Minute. Mit Hilfe des MVCs erfolgte die Normalisierung der MAFs, um eine Vergleichbarkeit zu anderen Studien zu gewährleisten. Im Mittel betragen die MAF/ MVC Verhältnisse bei drei, sechs und neun pro Minute 46 %, 39 % und 36 %. Die Werte der in Tabelle 3 angegebenen MAF/ MVC Verhältnisse für den Daumen sind aus Abbildung 8 in Nussbaums und Johnsons Veröffentlichung entnommen (Nussbaum & Johnson, 2002). Die Tabelle gibt außerdem die für den Daumen berechneten akzeptierten Verbaukräfte für alle drei Frequenzen, basierend auf der Angabe des MVC an.

Potvin et al. (2006) ermittelten MAFs und Impulse (Integral des Kraft-Zeit-Verlaufs) für drei verschiedene Griffarten und Handgelenkspositionen bei verschiedenen Verbaufrequenzen. Zusätzlich wurden Maximalkräfte für jede Griffart aufgezeichnet. Die gemittelte akzeptierte Kraft sowie der Impuls nahmen mit zunehmender Frequenz ab. Die über alle Probanden gemittelte Maximalkraft lag für den Kontaktgriff mit dem Zeigefinger bei 57 N. Die MAF über alle Frequenzen für betrug 32 N, der maximal akzeptierte Impuls 4,8 Ns. Die Kräfte variierten je nach Verbaufrequenz zwischen 25 und 40 N bzw. 50 – 60 % des MVCs der Probanden (Potvin et al., 2006). Basierend auf den ermittelten Werten machen Potvin et al. Vorschläge für Grenzwerte für das 75. Kraftperzentil (siehe Tabelle 3).

Die beschriebenen Studien zeigen, dass sich akzeptierte Verbaukräfte abhängig von Studiendesign und Probandenkollektiv unterscheiden (Tabelle 3). Zudem sind im Vergleich zu den im vorherigen Kapitel beschriebenen, empfohlenen Verbaukräften für höhere Frequenzen deutliche Unterschiede zwischen akzeptierter und empfohlener Kraft feststellbar. Im Folgenden wurden mit Hilfe des montagespezifischen Kraftatlases empfohlene Verbaukräfte für das 40. Perzentil weiblich, für einen mit dem Daumen im Stehen ausgeübten Kontaktgriff ermittelt und mit den von Nussbaum und Johnson ermittelten MAF verglichen. Die Basis für die Ermittlung der empfohlenen Verbaukraft ist die maximale Daumendruckkraft von 155 N, ermittelt für das 40. Kraftperzentil im Stehen (Wakula, 2009, siehe Abbildung 16).

Tabelle 4: Vergleich von basierend auf dem montagespezifischen Kraftatlas ermittelten empfohlenen Kräften (Wakula, 2009) und maximal akzeptierten Kräften (Nussbaum & Johnson, 2002)

	<b>montagespezifischer Kraftatlas</b>	<b>Nussbaum &amp; Johnson 2002</b>
Maximalkraft	155 N	154 N
3 Wdh/ min	$F_{\max \text{ empfohlen}} = 155\text{N} \times 0,65 \times 0,66 = 66,5 \text{ N}$	64,7 N
6 Wdh/ min	$F_{\max \text{ empfohlen}} = 155\text{N} \times 0,65 \times 0,58 = 58,4 \text{ N}$	53,9 N
9 Wdh/ min	$F_{\max \text{ empfohlen}} = 155\text{N} \times 0,65 \times 0,54 = 54,4 \text{ N}$	43,12 N

Während die Maximalkräfte aus beiden Studien sich nicht unterscheiden (155 N und 154 N) und auch bei geringen Frequenzen von 3/ min die empfohlenen Werte mit den MAF übereinstimmen, weichen die Werte bei höheren Frequenzen zunehmend stark voneinander ab. Obwohl die Grenzwerte bei beiden Studien mit steigender Frequenz sinken, ist der Abfall der Kraft unterschiedlich hoch. Bei den empfoh-

lenen Werten nimmt die Kraft von der niedrigen zur hohen Frequenz lediglich um 19 % ab. Im Gegensatz dazu verringern sich die MAF um 35 %. Die maximal akzeptierten Kräfte werden demzufolge um 16 % mehr reduziert als die empfohlenen Verbaukräfte. Die deutliche Diskrepanz der Abnahme sollte bei der Vorgabe von Grenzwerten beachtet werden. Eine logische Schlussfolgerung wäre zudem die Überprüfung der im Kraftatlas verwendeten Formel zur Bestimmung von maximal empfohlenen Hand-Finger-Kräften, vor allem für höhere Wiederholungszahlen, mit umfangreichen Daten aus psychophysischen Studien zu validieren.

## 2.5 Digitale Menschmodelle

Digitale Menschmodelle bezeichnen Softwaresysteme oder Teile davon, welche in der Lage sind Eigenschaften und Fähigkeiten des menschlichen Organismus abzubilden (Mühlstedt, 2012). Sie können abhängig von ihrem Einsatz- und Anwendungsgebiet unterschieden werden. Nach Bubb & Fritzsche (2009) existieren die folgenden Modellgruppen:

- anthropometrische Modelle
- Modelle in der Produktionsergonomie
- biomechanische Modelle
- anatomische Modelle
- kognitive Modelle

Die Fähigkeiten und Unterschiede der Modellgruppen werden in Fritzsche (2010) beschrieben. Insbesondere biomechanische Modelle eröffnen neue Perspektiven im Hinblick auf die Arbeitsplatz- und Produktgestaltung, indem sie den Anspruch erheben, auf den Körper wirkende, mechanische Belastungen gezielt zu untersuchen, sowie die Interaktionen zwischen Mensch und Umgebung im Detail abzubilden (Graichen, Stein, & Deml, 2015). Weltweit gibt es insgesamt über 150 Menschmodelle, die in vielfältigen Anwendungsszenarien bereits heute als Standardtools zur Planung moderner Arbeitsplätze eingesetzt werden (Bubb & Fritzsche, 2009; Graichen & Deml, 2014). Die bekanntesten Beispiele sind RAMSIS, Jack, Human Builder, Santos, alaska/Dynamicus, AnyBody™, OpenSim und Simpack (Abbildung 17) (Mühlstedt, Kaußler, & Spanner-Ulmer, 2008). Die vier erstgenannten Modelle fokussieren die Interaktion des Menschen mit der Umwelt und bestehen aus starren Körpersegmenten, die über Koppelpunkte zu einer kinematischen Struktur verbunden sind (Engstler, 2012). Der Vorteil dieser Menschmodelle liegt in der Simulation physikalisch-geometrischer Eigenschaften. Keines dieser Modelle ist in der Lage die menschliche Physiologie durch eine Repräsentation der Muskulatur exakt abzubilden. Dafür existieren sogenannte muskuloskeletale Modelle wie OpenSim (Delp et al., 2007), Simpack und AnyBody™ (Damsgaard, Rasmussen, Christensen, Surma, & Zee, 2006), die eine detaillierte Kenntnis muskulärer Zusammenhänge voraussetzen. Eine Schnittstelle zwischen den vier erstgenannten und den detaillierten muskuloskeletalen Modellen bildet das Modell alaska/Dynamicus. Mit Hilfe des Modells ist es möglich Gelenkwinkel und -drehungen über der Zeit, unter Beachtung bestimmter anthropometrischer Eigenschaften, wie z. B. Trägheitsmomente und Masseschwerpunkte, zu bestimmen. Im Vergleich zu den Modellen OpenSim, Simpack und AnyBody™ bietet Dynamicus keine Möglichkeit die Bewegungen auf Muskel-Skelett-Ebene zu analysieren.

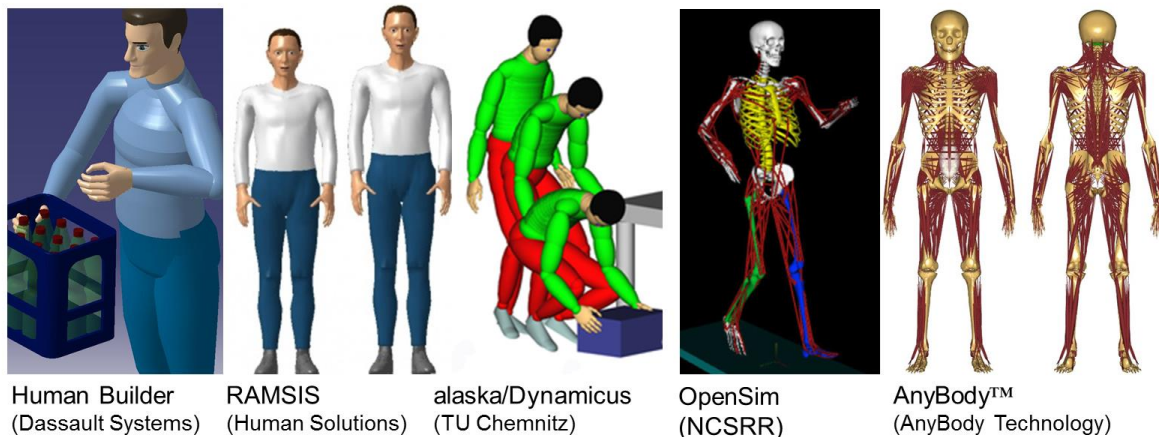


Abbildung 17: Bekannteste digitale Menschmodelle

Wie bereits in Kapitel 2.2 beschrieben, entstehen arbeitsbezogene M-S-E aufgrund verschiedener Einfluss- und Risikofaktoren. Bisher bleiben komplexe Zusammenhänge von Faktoren und deren direkte Wirkung auf Muskel-Skelett-Strukturen jedoch unklar. Muskuloskeletale Menschmodelle ermöglichen die Untersuchung dieser Zusammenhänge, ohne aufwendige in vivo Versuche durchführen zu müssen. Sowohl OpenSim, Simpack als auch AnyBody™ sind Modelle, die einen hohen Detaillierungsgrad bei der Abbildung des menschlichen Körpers, durch die Modellierung von Muskeln, Sehnen, Bändern und Knochen aufweisen. Sie enthalten detaillierte Modelle zur Abbildung der menschlichen Muskeln (Mühlstedt et al., 2008) und können Informationen zur muskulären Beanspruchung basierend auf dem Grad der jeweiligen Aktivierung eines Muskels liefern (Damsgaard et al., 2006). Der Grad der muskulären Beanspruchung sowie andere physiologische Faktoren, wie z. B. die Verlagerung der Sehnen bei Bewegung, sind wichtige Indizien bei der Entstehung von M-S-E (Gerard, Armstrong, Franzblau, Martin, & Rempel, 1999; Wu et al., 2013). In dieser Arbeit wird das Ende 1990 an der Aalborg University entwickelte Menschmodell AnyBody™ verwendet (Damsgaard, Rasmussen, Christensen, Surma, & Zee, 2001). Das AnyBody™ Modeling System basiert auf einer skriptbasierten Programmierung von Modellen. Das Programm beinhaltet eine Bibliothek in der verschiedene Ganz- und Teilkörpermodelle des menschlichen Körpers enthalten sind. Die Modelle bieten die Möglichkeit sowohl kinematische Analysen, als auch inverse dynamische Berechnungen der internen Kräfte, basierend auf Bewegungen durchzuführen (Damsgaard et al., 2006). Bewegungen können dabei entweder über sogenannte Gelenk Treiber oder durch Einbindung aufgezeichneter Bewegungsdaten generiert werden. In einem ersten Schritt werden, mit Hilfe der kinematischen Analyse, die Positionen, Geschwindigkeiten und Beschleunigungen jedes Segments für jeden Zeitschritt bestimmt. Durch das Hinzufügen von Kräften können basierend auf diesen Ergebnissen Kräftegleichgewichte aufgestellt und unter speziellen Optimierungskriterien gelöst werden. Als Output stehen Muskelkräfte und -aktivitäten, Gelenkmomente, Reaktionskräfte in Gelenken, die notwendige mechanische Arbeit zur Durchführung der Bewegungen, die metabolische Energie, sowie in Sehnen auftretende Kräfte und weitere Faktoren zur Verfügung (Rasmussen, Damsgaard, Christensen, & Surma, 2002). Die Grundlage für nahezu alle in der Bibliothek enthaltenen

Modelle bildet das Ganzkörpermodell AAU Human (entwickelt von der Aalborg University, Dänemark), welches aus starren Körpersegmenten in Form von Knochen, beweglichen Gelenken und Muskeln besteht. Die bestehenden Strukturen sind basierend auf realen physiologischen Eigenschaften aufgebaut (Cutlip, Nimbarte, Chowdhury, & Jaridi, 2015). Das AAU Human beinhaltet bis heute nicht alle Körperteile im Detail.

Für die Hand existieren zwei Modelle, deren Strukturen stark vereinfacht sind. Das einfache Handmodell besteht aus einem einzelnen Segment, welches alle Knochen der Hand enthält. Das detaillierte Handmodell enthält den Großteil der Skelettstrukturen der Hand als einzelne Segmente, wobei die Carpalknochen weiterhin als ein Körper modelliert sind. Die integrierten Muskeln laufen von ihren Ursprüngen am Unterarm oder Ellenbogen, über das Handgelenk zu den Metacarpalknochen der Hand. Intrinsische Handmuskeln sind noch gar nicht integriert. Damit ist in beiden Modellen bisher lediglich die extrinsische Handmuskulatur implementiert, mit der Einschränkung, dass die Ansatzpunkte der Muskulatur nicht anatomisch korrekt modelliert sind. Mit dem einfachen Handmodell sind Bewegungen im Bereich der Hand aufgrund der stark vereinfachten Struktur nicht möglich. Im detaillierten Handmodell wird die Position der Finger durch vordefinierte Gelenkmomente stabil gehalten. Invers dynamische Berechnungen der Fingerbewegungen sind nicht möglich, lediglich die Flexion und Extension sowie die Radial- und Ulnarabduktion im Handgelenk können invers dynamisch analysiert werden.

Zur Integration von Muskeln existieren drei verschiedene Modelle, die sich in ihrem Aufbau und ihrer Komplexität unterscheiden (Damsgaard et al., 2006). Beim einfachen Muskelmodell ist lediglich die isometrische Maximalkraft des Muskels einstellbar. Im Gegensatz dazu beinhaltet das zweite Muskelmodell die Abhängigkeit der Muskelkraft von der Länge des Muskels sowie der Kontraktionsgeschwindigkeit. Der Aufbau des detailliertesten Muskelmodells AnyMuscleModel3E basiert auf dem Hillschen Muskelmodell (Hill, 1938; Zajac, Neptune, & Kautz, 2002). In diesem Modell kann eine Vielzahl an Parametern, wie z. B. die Muskelfaserlänge, der Fiederungswinkel und die Zusammensetzung der Muskelfasern definiert werden (Andersen, 2009). Da ein komplexes M-S-S wie der menschliche Körper mehr Muskeln beinhaltet als notwendig, um die vorhandene Anzahl an Freiheitsgraden zu steuern, ist eine Vielzahl an Rekrutierungs-Strategien verfügbar. Zur Lösung des Muskel-Rekrutierungs-Problems gibt es verschiedene Optimierungsalgorithmen (Rasmussen, Damsgaard, & Voigt, 2001). Im Mittelpunkt jedes Algorithmus steht die Minimierung der Funktion  $G$  (3) in Abhängigkeit aller unbekanntem Muskel- und Gelenkreaktionskräfte (Damsgaard et al., 2006).

$$\text{Minimiere } G(\mathbf{f}^{(M)}) \quad (3)$$

$$\text{in Abhängigkeit von } \mathbf{C}\mathbf{f} = \mathbf{d} \quad (4)$$

$$0 \leq f_i^{(M)} \leq N_i \quad i \in \{1, \dots, n^{(M)}\} \quad (5)$$

Das dazu aufgestellte dynamische Kräftegleichgewicht (4) beinhaltet die Koeffizientenmatrix der unbekanntem Muskelkräfte und Gelenkreaktionskräfte  $\mathbf{C}$ , sowie alle bekannten Kräfte und Momente  $\mathbf{d}$ . Zudem beschreibt die zweite Nebenbedingung (5), dass alle Muskelkräfte positiv sind, was zur Folge hat, dass Muskeln ausschließlich Zug- und keine Druckkräfte aufbringen können. Die aufgebrachte Zugkraft



ist beschränkt durch die jeweilige maximale Kraft des Muskels. Neben der Wahl des Optimierungsalgorithmus stellen die Parameter der Muskelzusammensetzung und -architektur, für den Aufbau eines biomechanischen Menschmodells, einen wichtigen Inputfaktor dar. Aufgrund der das H-A-S betreffenden Fragestellungen werden im folgenden Kapitel nur die biomechanischen Handmodelle näher diskutiert.

### **2.5.1 Biomechanische Handmodelle**

Grundsätzlich lassen sich biomechanische Handmodelle in zwei Gruppen unterteilen. Die kinematischen Modelle, mit denen sich ausschließlich die Bewegungen der Hand untersuchen lassen, und die M-S-Modelle, mit denen sich Aussagen hinsichtlich der in den Gelenken und Muskeln wirkenden Kräfte und Momente treffen lassen (Gustus et al., 2012). Für den Aufbau kinematischer Handmodelle werden entweder Daten aus Kadaverstudien oder mit Hilfe optischer Marker generierte Daten verwendet (Gustus et al., 2012; Stillfried, Hillenbrand, Settles, & van der Smagt, 2014). Beide Vorgehensweisen eignen sich laut Stillfried et al. nur eingeschränkt für die detaillierte Erstellung kinematischer Modelle. Aus Kadaverstudien ermittelte Daten repräsentieren nicht die aktive Kinematik der Hand. Der Nachteil bei der Datengenerierung mit optischen Markern sind Ungenauigkeiten als Folge der Haut- und Schwabbelmassenartefakte.

Besonders die kinematisch korrekte Abbildung des Daumens in biomechanischen Modellen stellt eine Herausforderung dar, da diese bisher noch in keinem Modell eindeutig evaluiert wurde (Valero-Cuevas, Johanson, & Towles, 2003; Vigouroux, Domalain, & Berton, 2009).

Die Gruppe der M-S-Modelle ist komplexer. Sie bildet neben der Kinematik zusätzlich die Anatomie der Hand, in Form der exakten Orientierung der Fingerglieder sowie der exakten Ansätze der Sehnen ab, um plausible Werte für generierte Kräfte zu erhalten (Chao, Opgrande, & Axmear, 1976). Zudem ist die Implementierung von Trägheitsmomenten und passiv generierten Kräften durch Muskel- und Bandstrukturen für die Validität der berechneten Werte entscheidend (Sancho-Bru, Pérez-González, Vergara-Monedero, & Giurintano, 2001).

Bereits 1962 publizierte Landsmeer ein erstes quantitatives mechanisches Modell der Hand. Landsmeer (1962) untersuchte Finger-Bewegungen in Abhängigkeit kombinierter Aktivierungsmechanismen agonistischer und antagonistischer Muskulatur, mit einem 2D-Modell. Seitdem haben biomechanische Handmodelle fortwährend an Komplexität zugenommen (An, Chao, Cooney, & Linscheid, 1979, 1985; Fowler & Nicol, 2000; Spoor, 1983; Tsotsis, 1987; Valero-Cuevas, Zajac, & Burgar, 1998). Viele der frühen Modelle analysieren die Kinematik einzelner Finger basierend auf mathematischen, nicht simulierten 2D-Modellen (Chao et al., 1976; Spoor, 1983). Andere Modelle sind sehr detailliert und beinhalten alle bekannten extrinsischen und intrinsischen Muskeln der Hand (An et al., 1979; Chao et al., 1976; Li, Zatsiorsky, & Latash, 2001; Sancho-Bru et al., 2001). Der Großteil der Analysen im Bereich der Hand wird zum jetzigen Stand durch einfache Berechnungen mit mathematischen 2D-Modellen durchgeführt (Kuo & Deshpande, 2012; Roloff, Schöffl, Vigouroux, & Quaine, 2006). Die rein theoretischen

Modelle können die reale Situation nicht immer exakt genug nachbilden (Schöffl et al., 2009). Deswegen gibt es zunehmend digitale, dreidimensionale biomechanische Modelle des H-A-S (Gustus et al., 2012; Holzbaur, Murray, & Delp, 2005; Sancho-Bru et al., 2001; Stillfried et al., 2014). Mit diesen können zum Beispiel die, während spezifischer Tätigkeiten oder in Interaktion mit Werkzeugen und Produkten, entstehenden Beanspruchungen für die Finger untersucht werden.

Eine wichtige Grundlage für viele digitale Modelle ist das von An et al. (1983) entwickelte normative Handmodell. Das normative Handmodell ist ein mathematisches Modell zur Beschreibung der Kinematik der menschlichen Hand. Es ist das erste dreidimensionale Modell, welches die intrinsische Muskulatur integriert. Das Modell wurde zur Untersuchung der Muskel- und Gelenkkkräfte der Finger entwickelt. Um eine allgemeingültige Referenz für die Ansatzpunkte der Muskulatur und Sehnen zu schaffen wurden sechs kartesische Koordinatensysteme (KOS) definiert (Abbildung 18). Alle im Modell angegebenen Referenzpunkte der Sehnen beziehen sich auf dieses KOS. Das Modell wurde normalisiert, um anthropometrische Variationen zu vermeiden. Details zur Entstehung des normativen Handmodells, zur Datenerfassung sowie zur Analyse sind in An et al. (1979), (1985) sowie Chao et al. (1976) und (1989) nachzulesen.

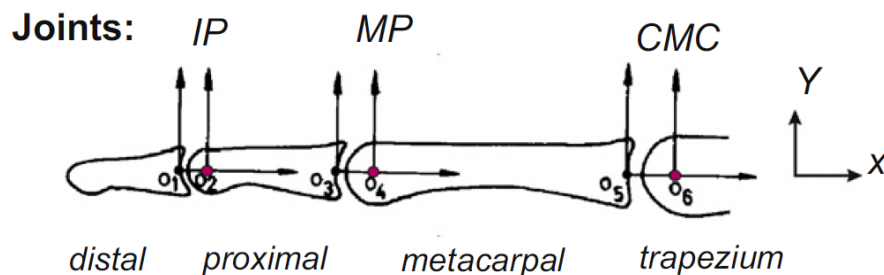


Abbildung 18: Normatives Handmodell nach An et al. (1979) (Abbildung aus Wu, An, Cutlip, Andrew, & Dong, 2009)

Eine zweite, wichtige Grundlagenstudie wurde von Smutz et al. (1998) veröffentlicht. Die Forschergruppe untersuchte die wirkenden Momentarme der acht Daumenmuskeln über alle drei Daumengelenke (IP, MCP, CMC) bei definierten Bewegungen. Die Momentarme wurden für die Flexions-, Extensionsbewegungen des IP-Gelenks, sowie für die Flexions-, Extensionsbewegungen und Adduktions-, Abduktionsbewegungen des MCP und des CMC-Gelenkes gemessen (Smutz et al., 1998).

Basierend auf den in Grundlagenstudien ermittelten Daten erfolgte der Aufbau verschiedener dreidimensionaler Hand- und Fingermodelle (Valero-Cuevas et al., 2003; Vigouroux et al., 2009; Wu et al., 2009). Wu et al. (2009) entwickelten, basierend auf dem Menschmodell AnyBody™, ein Detailmodell des Daumens mit dem Ziel, mechanische Belastungen des M-S-Systems des Daumens zu untersuchen. Das Modell besteht aus vier Knochen (Trapezium, Metakarpalknochen, proximale und distale Phalanx), welche über drei Gelenke (IP, MCP, CMC) verbunden sind. Zusätzlich fand die Integration von neun Muskeln statt (Wu et al., 2009)(siehe Abbildung 19). Die theoretisch berechneten Momentarme der Sehnen wurden mit den experimentell ermittelten Daten von Smutz et al. (1998) verglichen. Während eine Übereinstimmung der Daten für die mittleren Bewegungsräume bewiesen wurde, traten in der Nähe der Gelenkendstellungen Abweichungen auf.

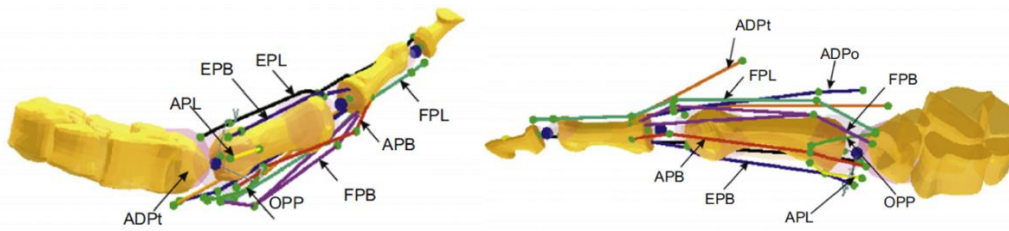


Abbildung 19: Detailmodell des Daumens von Wu, bestehend aus vier Segmenten (fixiertes Trapezium), drei Gelenken und neun Muskeln (Abbildung aus Wu et al., 2009)

Wu et al. (2012, 2013 und 2014) untersuchten die Belastungen am Daumen bei Pipettiervorgängen. Zur Quantifizierung der Belastungen wurde die Verlagerung/ Verschiebung der Sehnen analysiert, die ein wichtiges Merkmal bei der Evaluierung mechanischer Belastungen des Daumens darstellt (Wu et al., 2013). Neben dem Daumenmodell veröffentlichten Wu et al. (2008) eine Studie zur Analyse der Beanspruchungen des Zeigefingers während des Tippens auf einer Tastatur. Aufgrund der realistischen Knochengometrien, der nicht-linearen Eigenschaften von Bändern und Sehnen sowie der Verwendung physiologischer Muskelmodelle liefern die entwickelten Modelle einen wertvollen Beitrag bei der Analyse von M-S-E der oberen Extremitäten.

Dennoch sind die detaillierten Fingermodelle nur eingeschränkt für die Analyse komplexerer Tätigkeiten nutzbar. Ein Einsatz der Modelle für komplexe Anwendungen ist durch den vereinfachten Aufbau der MCP und CMC-Gelenke des Daumens sowie der eingeschränkten Skalierbarkeit der Fingermodelle begrenzt. Trotz der herausragenden Stellung des Daumens in der Hand gibt es bisher nur wenige biomechanische Modelle des Daumens (Valero-Cuevas et al., 2003; Vigouroux et al., 2009; Wu et al., 2009). Mögliche Gründe dafür sind die schwierige kinematische Analyse des Karpometakarpalgelenkes (Hollister et al., 1992) sowie die unzureichend untersuchten, anthropometrischen Daten der Momentarme der Sehnen. Diese wurden bisher lediglich in zwei Studien publiziert, deren Datensätze sich unterschieden (Chao, 1989; Smutz et al., 1998). Vigouroux et al. (2009) führten einen Vergleich der Modelle, basierend auf Daten von Greifbewegungen, durch. Die Berechnung der Gelenkmomente sowie der Momentarme der Sehnen stimmen nur für vier der neun modellierten Muskeln überein. Für den Opponens pollicis und den Abductor pollicis longus konnten weder mit dem Modell nach Chao (1989) noch mit dem nach Smutz et al. (1998) plausible Werte vorhergesagt werden. In Bezug auf den Adductor pollicis wurden ebenfalls Unterschiede festgestellt (Vigouroux et al., 2009). Die unterschiedlichen Ergebnisse kommen vor allem durch die zwischen den Modellen variierenden Momentarme der Sehnen sowie Ungenauigkeiten in der Kinematik, speziell des CMC-Gelenkes, zustande. Beide Faktoren limitieren die Erstellung realistischer Daumenmodelle. Valero-Cuevas et al. (2003) ermittelten deswegen, in Bezug auf die weitere Entwicklung von Daumenmodellen, als am kritischsten anzusehenden Faktor. Die Ergebnisse der Studie zeigten, dass in erster Linie die kinematische Beschreibung des Daumens limitierend zur Vorhersage korrekter Kräfte und muskulärer Koordinationsmuster ist (Valero-Cuevas et al., 2003).

Die Studien von Vigouroux et al. (2003) und Valero-Cuevas et al. (2009) zeigen deutlich, dass plausible Werte für ein biomechanisches Daumenmodell nur durch die exakte Modellierung der Sehnenansätze

und der muskuloskeletalen Parameter am Daumen, sowie einer detaillierten Abbildung der Kinematik, zu erreichen sind.

Bisher gibt es kein komplettes M-S-Modell der Hand, in dem sowohl die anatomisch korrekten Muskel-Sehnenansätze der ex- und intrinsischen Muskulatur, als auch die korrekten Gelenkachsen und die Trägheit der Segmente implementiert sind (Gustus et al., 2012). Da sowohl Zeigefinger als auch Daumen in den vorgestellten Studien isoliert betrachtet werden, sind in der Hand, z. B. zwischen den Fingern, auftretende Wechselwirkungen nicht berücksichtigt. Zudem entsprechen die Sehnenursprünge der extrinsischen Muskulatur in den meisten Modellen nicht den anatomisch korrekten Ursprüngen, da diese im Bereich des Unterarms liegen.

Bisher wurden lediglich Zu- oder Umfassungsgriffe oder einfache axiale Bewegungen in normalen Bewegungsräumen untersucht. Die Vorhersage der Werte in extremen Bewegungsräumen (z. B. Streckung oder Überstreckung eines Gelenkes) konnte noch nicht plausibel realisiert werden. Da die Stabilität der Finger durch die Balance ex- und intrinsischer Handmuskulatur sichergestellt wird (Chao et al., 1976), müssen Handmodelle zur Untersuchung komplexer Tätigkeiten alle Finger sowie das HG und den UA enthalten. Aktuell wird ein komplettes Hand-Arm-Modell, bestehend aus 22 starren Segmenten und 45 Muskeln von der TU Delft entwickelt. Das Modell ist jedoch noch nicht publiziert und wurde bisher nur für eine einfache Flexionsbewegung in den MCP-Gelenken der Finger und einen pinch grip angewendet (Gustus et al., 2012).

### **2.5.2 Biomechanische (Hand-) Modelle als Forschungs- und Bewertungswerkzeug**

Wie in Kapitel 2.2 beschrieben haben M-S-E verschiedene Ursachen und Risikofaktoren. Viele wissenschaftliche Studien stellen den Zusammenhang zwischen M-S-E und arbeitsbezogenen Tätigkeiten her (Byström et al., 1995; Fransson-Hall et al., 1995; Landau et al., 2008; Spallek et al., 2010). Zur Evaluierung der physiologischen Belastung an Arbeitsplätzen werden bisher hauptsächlich Screening Verfahren wie z. B. OWAS, EAWS oder ABA-Tech eingesetzt (Hoehne-Hückstädt et al., 2007a; Lawaczek, 2000; Winter, 2011). Arbeitsplatzbewertungen werden entweder präventiv oder korrektiv eingesetzt (Graichen et al., 2015), erlauben lediglich etwaige Abschätzungen der Belastungen und betrachten die Entstehung der Krankheiten zum Großteil aus makroskopischer Sicht. Konkrete Untersuchungen wie sich Risikofaktoren, in Form hoher Wiederholungszahlen, extremer Gelenkwinkel und hoher Aktionskräfte auf die muskulären Strukturen auswirken, sind bisher kaum vorhanden, da die mechanische Belastung der Muskeln, Sehnen und Gelenke nicht ohne weiteres in vivo gemessen werden kann und experimentelle Aufbauten in den meisten Fällen zu teuer oder nicht zielführend sind (Moore et al., 1991). Biomechanische Modelle stellen deshalb eine interessante Möglichkeit zur Untersuchung der Auswirkung der Risikofaktoren dar (Graichen et al., 2015). Sie leisten einen wesentlichen Beitrag für eine ergonomische und nachhaltige Arbeitsplatzgestaltung (Graichen & Deml, 2014), weil es möglich ist, basierend auf Bewegungsdaten, Vorhersagen über die im Körper auftretenden Beanspruchungen zu machen (Duprey et al., 2015; Graichen et al., 2015; Stillfried et al., 2014). Durch die Anwendung biomechanischer Modelle können MA besser in Produktionssysteme eingebunden werden (Brecher, 2011). Die optimale Einbindung des Menschen (human centered approach) hat eine Produktivitätssteigerung

zur Folge (Brecher, 2011; Hölzel, Knott et al., 2014). Auch für Untersuchungen zum Design von Produkten sowie im Orthopädiebereich werden vor allem biomechanische Muskel-Skelett-Modelle immer häufiger eingesetzt (Lund, Zee, & Rasmussen, 2011).

Insbesondere Handmodelle sind als Forschungs- und Bewertungswerkzeug wichtig, da die Hand das ausführende Organ des Körpers ist, mit dem manipulative Aufgaben bewerkstelligt werden. Die Bewegungen der Hand sind in Bezug auf die Kraftverteilung in den Fingern optimal abgestimmt (Stillfried et al., 2014). Biomechanische Modelle der Hand helfen diese Abstimmung zu verstehen und stellen eine Möglichkeit dar, mit der das Greifen sowie sonstige manipulative Tätigkeiten untersucht werden können (Gustus et al., 2012). Der überwiegende Teil der publizierten Modelle beschäftigt sich mit der Analyse verschiedener Zufassungs- oder Umfassungsgriffe. Häufig werden der Zeigefinger oder die Finger drei bis fünf modelliert (Chao et al., 1976; Gustus et al., 2012; Irwin & Radwin, 2008; Sancho-Bru et al., 2001).

Kontaktgriffe, die für einen Großteil manueller Tätigkeiten verwendet werden (Deal & Bernard, 2014), wurden bisher noch nicht untersucht. Armstrong (1976) untersuchte lediglich das Greifen großer Objekte, bei dem eine Aufbringung der Kraft durch Herunterdrücken des Fingers erfolgt. Diese Untersuchung ist jedoch nicht mit der Ausübung des nach Bullinger & Solf (1979) definierten Kontaktgriffes vergleichbar.

Der Vorteil eines biomechanischen M-S-Modells der Hand besteht darin, dass auftretende Beanspruchungen systematisch untersucht werden können (Rasmussen, Boocock, & Paul, 2012). Dadurch sind Rückschlüsse von den einwirkenden Belastungen auf die tatsächlich im M-S-S auftretenden Beanspruchungen möglich. Eine konkrete Aussage der Wechselwirkung von Risikofaktoren kann ebenso untersucht werden wie die durch Wechselwirkung mit Werkzeugen, Hilfsmitteln oder sonstigen Produkten entstehenden Belastungen (Schmidtler et al., 2014). Wichtig bei der Verwendung biomechanischer Handmodelle als Forschungswerkzeug ist, dass die Komplexität des Modells nur so hoch ist, dass eine Erklärung der zu untersuchenden Daten erfolgen kann (Valero-Cuevas, 2005). Bei zunehmender Komplexität wird es schwierig, Modelle in der Praxis anzuwenden, da sie als Input Parameter erfordern, die nur schwer zu messen sind (Irwin & Radwin, 2008). Demnach können komplexere Modelle, obwohl sie eine höhere anatomische Genauigkeit aufweisen, für den Untersuchungszweck ungenauere Ergebnisse produzieren, da Annahmen hinsichtlich Muskelrekrutierung und -optimierung getroffen werden müssen (Dennerlein, Diao, Mote Jr & Rempel, 1998).

Ein wichtiger Punkt, um Handmodelle als plausibles Forschungs- und Bewertungswerkzeug zu nutzen, ist die Validierung von Modellen (Lund, Zee, Andersen, & Rasmussen, 2012; Lund et al., 2011). Der Begriff Validierung beschreibt den Vergleich von empirisch ermittelten Versuchsdaten mit berechneten Modellvorhersagen. Nahezu jedes M-S-Modell wird entweder in Bezug auf seine Verwendung für eine spezifische Forschungsfrage oder zur Beantwortung der Frage, ob plausible Werte ermittelt werden können, validiert. Die zur Validierung verwendeten Methoden variieren deutlich. Es gibt sowohl qualitative als auch quantitative Methoden. Quantitative Methoden finden nur dann Anwendung wenn ein konkretes Vergleichskriterium bestimmt werden kann. Kurvenverläufe, wie z.B. der Verlauf der Muskelkraft

über die Zeit, lassen sich quantitativ nur eingeschränkt vergleichen (Lund et al., 2011). Deswegen werden zur Validierung von M-S-Modellen oft qualitative Methoden angewendet. Diese verwenden lediglich subjektive Aussagen, wie „gut“, „okay“ oder „schlecht“ zur Beschreibung der Validität der Ergebnisse eines Modells (Lund et al., 2011). Die Validität von Modellen wird zusehends wichtiger, da biomechanische Menschmodelle vielseitig zur Evaluierung von Arbeitsplätzen oder Produkten eingesetzt werden (Graichen & Deml, 2014; Lund et al., 2012). Im Gegensatz zu anderen Modellen besitzen biomechanische Menschmodelle noch immer eine geringe Modellvalidität (Graichen & Deml, 2014). Lund et al. (2012) beschreiben vier Ebenen der Modellvalidierung. Die Ebene der Submodelle und die Ebene der Modellstrukturen und -methoden befassen sich mit der Validierung von Muskelmodellen, d.h. der Modellierung der Muskulatur und Muskelrekrutierung (Lund et al., 2012). Die dafür herangezogenen Daten werden empirisch, in vitro, oder aus Kadaverstudien ermittelt. Auf der Ebene der Subsysteme werden Teilkörpermodelle im Hinblick auf spezielle Untersuchungsszenarien validiert. Die erste Ebene ist laut Lund et al. (2012) die der Ganzkörpermodelle. Auf dieser Ebene sind Modellvalidierungen aufgrund der Komplexität der Modelle nur eingeschränkt möglich. Die Validierung erfolgt deshalb indirekt, mit Hilfe physiologischer Parameter. Graichen & Deml (2014) nutzten beispielsweise empirisch ermittelte Maximalkräfte zur Validierung der mit dem Ganzkörpermodell in AnyBody™ berechneten Maximalkräfte. Trotz einer teilweise guten Übereinstimmung der Werte konnte keine externe Modellvalidität sondern lediglich eine Modell-intern valide Funktionsweise belegt werden (Graichen & Deml, 2014).

Zur Untersuchung einer Belastungsreduzierung im H-A-S sind vor allem die Validierung des in AnyBody™ vorhandenen Oberkörpermodells sowie die des detaillierten Handmodells von Bedeutung. Da das detaillierte Handmodell, des AAU Human Modells, bisher nicht vollständig implementiert ist, liegen dazu keine Validierungsstudien vor. Das Modell des Oberkörpers wurde bereits für verschiedene Tätigkeiten validiert und zur erfolgreichen Berechnung plausibler Beanspruchungen im H-A-S eingesetzt (Duprey et al., 2015; Günzkofer, Bubb, & Bengler, 2013; Pontonnier, Zee, Samani, Dumont, & Madeline, 2014). Pontonnier et al. (2014) fanden akkurate Vorhersagen der Muskelaktivität für manuelle Fleisch-Schneide-Tätigkeiten. Duprey et al. (2015) befassten sich mit der Frage ob Vorhersagen mit dem Muskel-Skelett-Modell des Oberkörpers für das Montieren von Schläuchen auf einem Rohr valide sind. Die Ergebnisse ergaben eine 70%ige Korrelation zwischen den errechneten und vorhergesagten Muskelaktivitäten der hauptsächlich an der Bewegung beteiligten Muskelgruppen. Die Validität des Modells für diese Muskelgruppen konnte demzufolge nachgewiesen werden. Mit dem Oberkörpermodell des AAU Human Modells sind demnach plausible Vorhersagen möglich.

Während biomechanische (Hand)Modelle bisher der Wissenschaft und Forschung vorbehalten waren, werden sie inzwischen in der Industrie und Praxis zielführend eingesetzt, um WRDs zu verstehen und zu vermeiden (Garg & Kapellusch, 2009). In diesem Zusammenhang sind weitere Forschungsergebnisse in Bezug auf:

- die detaillierte Quantifizierung von Belastungen auf den Körper,
- die Integration dieser Belastungen in Risikobewertungen für verschiedene Arbeitstätigkeiten und Arbeitsbedingungen,

- eine bessere Messtechnik zur Erfassung und Analyse der Daten in der Industrie und in Bezug auf
- eine besseres Verständnis der Toleranz von M-S-Strukturen gegenüber physiologischen Schädigungen

zu erarbeiten (Garg & Kapellusch, 2009).

## 2.6 Problemstellung und Ziel der Arbeit

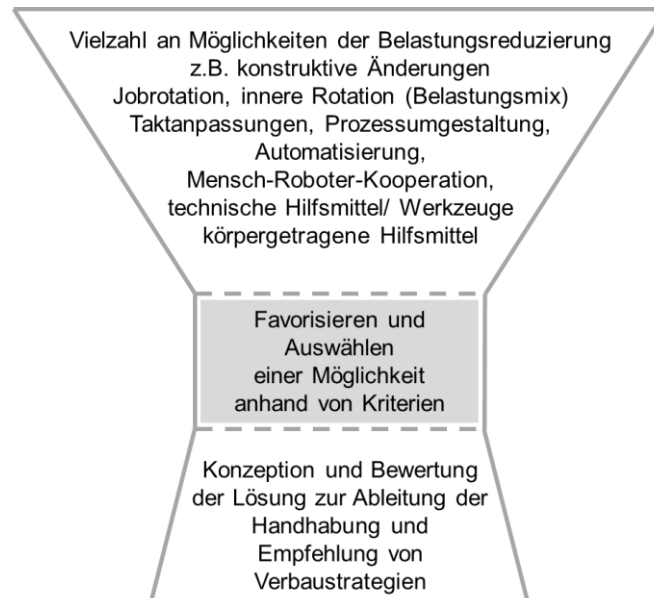


Abbildung 20: Zielsetzung der Dissertation

Um die in den letzten Jahren durch die Zunahme von Clips- und Steckverbindungen erhöhte Belastung für das H-A-S zu reduzieren, verfolgt diese Arbeit das Ziel eine Methode zur Belastungsreduzierung im H-A-S bei manuellen Montagetätigkeiten zu entwickeln und zu evaluieren. Die existierenden Methoden der Belastungsreduzierung sind vielfältig und reichen von konstruktiven Änderungen der Arbeitsumgebung über arbeitsorganisatorische Methoden, wie z. B. die Jobrotation oder die innere Rotation, bis hin zum Einsatz von Assistenzsystemen in Form von Hebehilfen, M-R-K oder dem Einsatz optimierter Werkzeuge (Abbildung 20). Aus der großen Vielzahl belastungsreduzierender Möglichkeiten soll, basierend auf einer Analyse der am meisten beanspruchenden Tätigkeiten und mit Hilfe einer konkreten Anforderungsliste, ein Konzept favorisiert und umgesetzt werden. In diesem Zusammenhang sind eine detaillierte Quantifizierung der auf den Körper wirkenden Belastungen sowie eine aus den Daten abgeleitete Risikobewertung von Interesse (Garg & Kapellusch, 2009). Die folgende Frage soll mit Hilfe geeigneter Messverfahren beantwortet werden:

Wie sehen konkrete Belastungen für das H-A-S bei den ausgewählten manuellen Montagetätigkeiten aus?

Da es bisher keine zuverlässige Methode zur Erfassung von Handkräften an Arbeitsplätzen gibt, wird eine Möglichkeit vorgestellt Hand- und Fingerkräfte im Detail zu erfassen. Das Verfahren wird zur Erfassung der Daten in zwei Probandenversuchen eingesetzt. Zur Integration der Daten in eine Risikobewertung sollen die aufgezeichneten Hand-Finger-Kräfte anhand bestehender Kraftgrenzen und Richtlinien zur Arbeitsplatzgestaltung eingeordnet werden. Dafür ist ein Verständnis über die konkreten Zusammenhänge zwischen erforderlichen, empfohlenen und tatsächlich aufgebrauchten Kräften zu generieren. Für die Entwicklung eines belastungsreduzierenden Konzeptes für das H-A-S ist nicht nur die Analyse der aufgebrauchten Kräfte, sondern auch die Kombination mit den Faktoren Repetition und Haltung entscheidend. Ungünstige Bewegungsstrategien bei der Ausübung manueller Montagetätigkeiten bedingen das Arbeiten in extremen Gelenkwinkeln. Um die Kombination der Faktoren hinsichtlich ihrer Auswirkung auf das M-S-System zu untersuchen, wird ein modellbasierter Ansatz verfolgt. Die Untersuchungen mit Hilfe eines biomechanischen Modells der Hand und des Oberkörpers laufen parallel zur Auswertung der physiologischen Parameter. Mit Hilfe der Analysen soll die folgende Frage beantwortet werden:

Welche Strukturen des H-A-S sind bei manuellen Montagetätigkeiten überwiegend belastet?

Die Ergebnisse bilden die Grundlage für die Entwicklung sinnvoller, belastungsreduzierender Konzepte. Für die finale Lösung soll ein Handhabungskonzept mit Handlungsempfehlungen und Empfehlungen zu Verbaustrategien entwickelt werden, um eine optimale Belastungsreduzierung an manuellen Montagearbeitsplätzen zu erzielen.



### 3 Methodischer Ansatz

Das folgende Kapitel beschreibt den für diese Arbeit gewählten methodischen Ansatz und leitet zugleich den Hauptteil der Arbeit ein. Dieser untergliedert sich in drei übergeordnete Abschnitte, den analytischen, konstruktiven und evaluierenden Teil (siehe Abbildung 21).

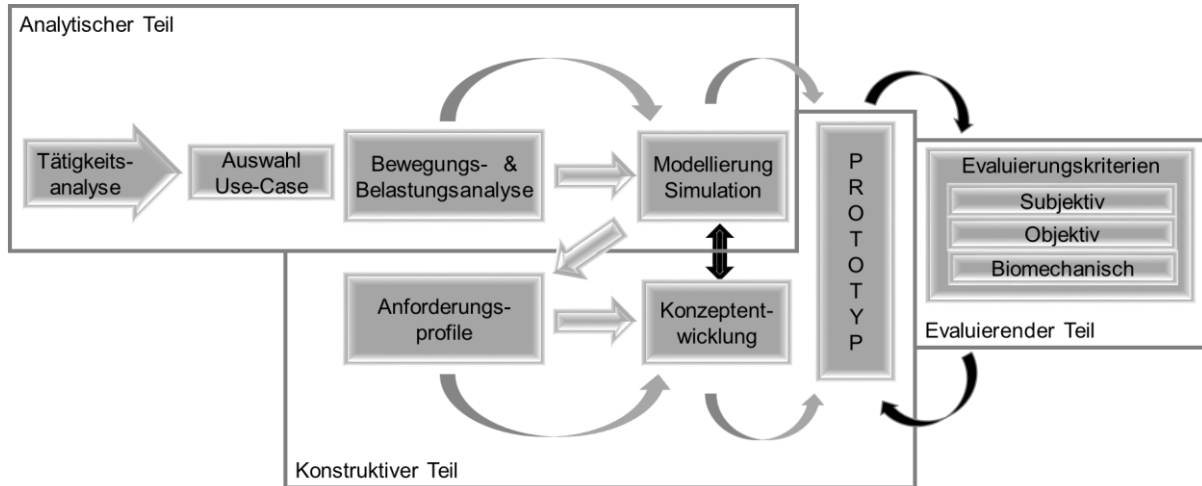


Abbildung 21: Methodischer Ansatz der Dissertation

Der analytische Teil beginnt mit der Durchführung der Tätigkeitsanalyse. Der Fokus liegt auf Tätigkeiten die besonders belastend für das H-A-S sind. Methodische Bausteine der Tätigkeitsanalyse sind Interviews, Screeningverfahren und das Arbeitsplatzbewertungsverfahren ABA-Tech. Zudem erfolgt die Auswertung von Krankenstatistiken. Der auf dieser Basis ausgewählte Use-Case wird im zweiten Abschnitt des analytischen Teils mit Hilfe biomechanischer Messmethoden analysiert. Die Ergebnisse der durchgeführten Probandenstudie dienen zum einen als Input für die Analyse der Beanspruchungen. Zum anderen schaffen die Ergebnisse die Voraussetzung für die Entwicklung eines Lösungskonzeptes. Obwohl es viele epidemiologische Studien zur Entstehung von M-S-E gibt, wurde der Mechanismus des manuellen Verbau von Stopfen und Clipsen in Bezug auf die Entstehung von M-S-E bisher nicht untersucht. Deswegen schließt der analytische Teil mit einer detaillierten Betrachtung der im H-A-S auftretenden Beanspruchungen ab. Dazu wird das biomechanische Menschmodell AnyBody™ verwendet. Der folgende konstruktive Teil der Arbeit beschreibt die Entwicklung eines Lösungskonzeptes zur Belastungsreduzierung im H-A-S. Basierend auf einer, aus den Ergebnissen des Analyseteils abgeleiteten, Anforderungsliste erfolgen die Ausarbeitung, anschließende Konstruktion und Fertigung verschiedener Konzepte. In einer zwischengeschalteten Evaluierungsstufe wird einer der entstandenen Prototypen finalisiert. Die Evaluierung des finalen Prototyps findet im dritten Hauptabschnitt statt. Der erste Schritt ist eine fragebogenbasierte subjektive Evaluation zur iterativen Verbesserung des Lösungskonzeptes. Die objektive Evaluierung ist unterteilt in die mechanische Prüfung des Materials zur Gewährleistung der Handhabungssicherheit sowie in eine Probandenstudie, in der objektive Messgrößen erfasst werden. Abschließend erfolgt eine biomechanische Evaluierung. Das bereits im analytischen Teil der Arbeit verwendete digitale Handmodell wird dabei erneut genutzt, um die Reduzierung der Beanspruchung durch das entwickelte Lösungskonzept zu untersuchen. Ein wichtiges Ergebnis dieser Untersuchung ist

zudem die Beantwortung der Frage, ob eine Verschiebung der Beanspruchung weg vom Punkt der Krafteinwirkung (Daumenspitze) stattfindet und inwiefern sich diese auf das M-S-System auswirkt.

## 4 Analytischer Teil

### 4.1 Tätigkeitsanalyse

Physische Belastungen treten in der Produktion grundsätzlich in allen Organisationsbereichen auf. Repräsentativ für die produzierende Industrie werden im Folgenden die Tätigkeiten der Automobilproduktion näher untersucht. Besonders hoch sind die Belastungen in der manuellen Montage (Fransson-Hall et al., 1996), weswegen Fertigungsbereiche wie die Lackiererei, der Karosseriebau und das Presswerk bei dieser Betrachtung außer Acht gelassen wurden. Die Automobilmontage ist in sechs verschiedene Bereiche unterteilt (Abbildung 22). Die Arbeitsinhalte sind zeitlich genau auf den vorgegebenen Takt abgestimmt. Die zeitlichen Vorgaben variieren von 30 s z. B. in der Motorfertigungsmontage über 60 s in der Fahrzeugmontage bis zu mehreren Minuten. Um die Zeitvorgaben zu erfüllen, ist zügiges und sicheres Arbeiten erforderlich. Je nach Montageaufgabe variieren die Tätigkeiten eines Taktes mehr oder weniger stark. Das hat eine hohe Repetition der Aufgaben zur Folge.



Abbildung 22: Flussdiagramm der Montagebereiche

Die bei manuellen Montagetätigkeiten auftretenden Belastungen lassen sich in physische und psychische unterteilen, wobei der Fokus in dieser Arbeit auf den physischen Belastungen liegt. Ursachen für physische Belastungen sind kurze, hohe Überlasten, kognitive Belastungen in Form von Stress oder dauerhaft hohe Belastungen. Letztere resultieren in Überlastungssymptomen der Muskulatur und Sehnen (siehe Abbildung 23). Durch manuelle Tätigkeiten besonders belastet sind laut Hussain (2004) die Bereiche Rücken, Nacken und Schulter.

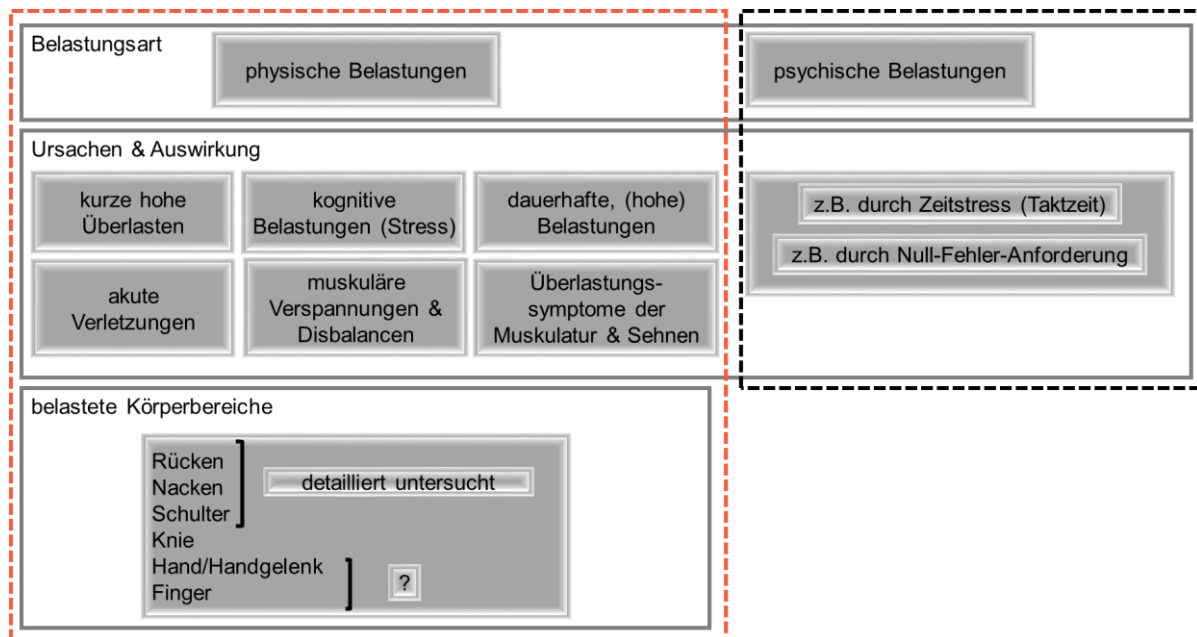


Abbildung 23: Klassifizierung der in der produzierenden Industrie, für diese Arbeit relevanten, auftretenden Belastungen

Auffällig oft treten bei manuellen Montagetätigkeiten auch Hand- und Handgelenksbeschwerden auf (Jantree et al., 2010; Silverstein et al., 1986). Das bestätigen auch die Ergebnisse der folgenden Statistiken, die Daten von BMW BKK versicherten Produktionsmitarbeitern aller Standorte der BMW Group in Deutschland von Januar 2008 bis Ende Juni 2013 enthalten (Abbildung 24 und Abbildung 25). Abbildung 24 zeigt, dass 20 % aller auftretenden M-S-E das Hand-Arm-System betreffen.

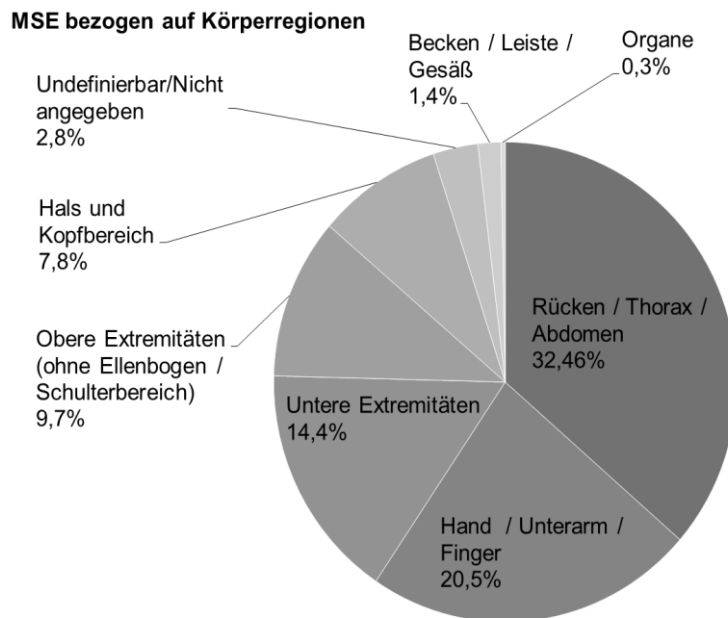


Abbildung 24: M-S-E bezogen auf die Körperregionen in denen sie auftreten (Untersuchungszeitraum 2008-2013)

Der Fokus für die Tätigkeitsanalyse lag demzufolge auf Tätigkeiten, die das H-A-S belasten. Zur anfänglichen Eingrenzung der Tätigkeiten wurden mit Hilfe der, bei der BMW Group eingesetzten, ABA-Tech Analyse die für die Belastung von Hand und Fingern charakteristischen Merkmale ausgewertet. Die ABA-Tech Analyse ist ein Tool zur Bewertung der Ergonomie von Arbeitsplätzen (Schäfer, Buch, Pahls, & Pfitzmann, 2007). Anhand von 19 Merkmalen, welche die Körperhaltung sowie zu handhabende Belastungen und Umgebungsbedingungen bewerten, wird eine Gefährdungsbeurteilung für den jeweiligen Arbeitsplatz durchgeführt. Die Analyse von 4946 Arbeitsplätzen verschiedener Produktionsstandorte zeigt, dass die größere Anzahl roter Arbeitsplätze das Merkmal „Finger“ und nicht das Merkmal „Handgelenke und Unterarme“ betrifft. Die Detailanalyse für das Werk München ergab, dass  $\frac{3}{4}$  der Arbeitsplätze mit gelber oder roter Belastung für die Finger auf die Bereiche der Kabelbaum-, Schwenk-, und Vormontage (Teile der Karosseriemontage eins und der Schwenkmontage siehe Abbildung 22) entfallen. In diesen Bereichen befinden sich überwiegend:

- Schrauberarbeitsplätze,
- die Sitzfertigung,
- die Motorfertigmontage und
- die Stopfen- und Kabelbaummontage.

Die Auswertung von Interviews ergab besonders für die zuletzt genannten Arbeitsplätze Probleme. Die Analyse der Statistik bestätigt eine gesteigerte Wahrscheinlichkeit für das Auftreten von M-S-E aufgrund der erhöhten Fingerbelastung in der Kabelbaum- Schwenk- und Vormontage. Abbildung 25 zeigt die von Hand-Arm Erkrankungen am häufigsten betroffenen Bereiche. Abgebildet sind, der Übersichtlichkeit halber, nur die ersten 21 von insgesamt 144 Tätigkeitsbereichen. Das entspricht nur den Bereichen in denen mindestens 0,85 % der pro Bereich erfassten M-S-E im H-A-S auftraten.

**Muskel-Skelett-Erkrankungen des Hand-Arm-Systems nach Tätigkeitsbereichen**

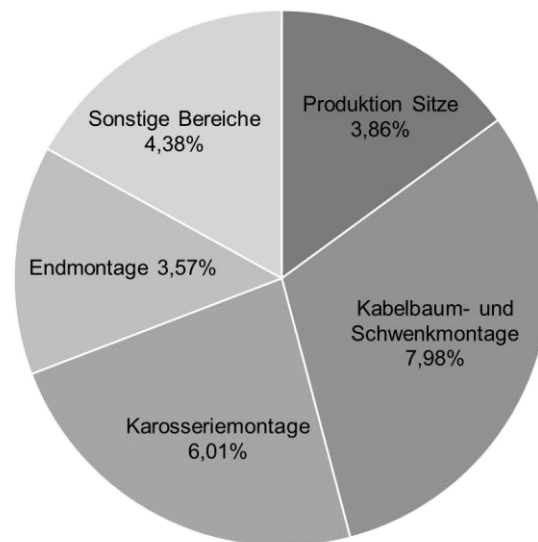


Abbildung 25: M-S-E des Hand-Arm Bereichs aufgeschlüsselt nach Tätigkeitsbereichen (Untersuchungszeitraum 2008-2013)

Die Montagearbeiten in der Kabelbaum- und Schwenkmontage, die mit 8 % an erster Stelle stehen, umfassen das Eindrücken von Kleinteilen, wie Clipsen und Stopfen, das Verbinden von Steckern sowie das Befestigen von Kabeln (Hannemann & Krüger, 2013). 95 % der dabei angewendeten Griffe können durch sechs Griffarten definiert werden (Deal & Bernard, 2014). Die am häufigsten angewendeten Griffe sind, die nach Bullinger & Solf (1979) definierten Zufassungsgriffe mit Daumen und Zeigefinger, bei dem der Daumen entweder gegenüber oder quergestellt wird. An dritter Stelle steht der Kontaktgriff mit dem Daumen (Deal & Bernard, 2014). Die in sieben Produktionsstandorten durchgeführte Fragebogenstudie, von der die Antworten von 97 Mitarbeitern ausgewertet werden konnten, bestätigt die Bedeutung des Daumens für die Montage. Die Frage welche Teile der Hand bzw. der Finger zum Eindrücken von Bauteilen verwendet werden, beantworteten 95 % der MA mit dem Daumen. Nur 38 von 97 Mitarbeitern nutzen den ZF, wobei 35 MA diesen zusätzlich zum Daumen benutzen, um einen Belastungsausgleich zu schaffen. Dass der Kontaktgriff mit dem Daumen eine der am häufigsten verwendeten Griffarten für die hauptsächlichen Arbeitsaufgaben in den oben beschriebenen Bereichen ist, zeigt die detaillierte Analyse der die Finger betreffenden M-S-E. Demnach ist der Daumen bis zu sechsmal häufiger von M-S-E betroffen als die übrigen vier Finger zusammen. In den letzten vier Jahren blieb die Anzahl der Erkrankungen am Daumen, für die dargestellten Daten der Montagebereiche von vier Standorten, mit Ausnahme des Jahres 2011 konstant (Abbildung 26). Der Einbruch der Kurve 2011 kann anhand der vorliegenden Daten

nicht begründet werden. Mögliche Gründe sind die unvollständige Datenerfassung oder schwankende MA-Zahlen. Der deutlich erkennbare Anstieg der M-S-E am Daumen von 2008 auf 2009, könnte z.B. durch den, ab 2007, vermehrten Einsatz von Clips- anstelle von Schraubverbindungen in der Automobilmontage begründet sein (Stumpp Barbara, 2007). In jedem Fall sind mit dem Daumen durchgeführte Tätigkeiten auch in Zukunft als problematisch in Bezug auf die Entstehung von M-S-E einzustufen. Im Schnitt treten 1/3 aller am Daumen erfassten M-S-E (Summe von 2008 bis 2013: 774) in manuellen Montagebereichen (Summe von 2008 bis 2013: 260) auf.

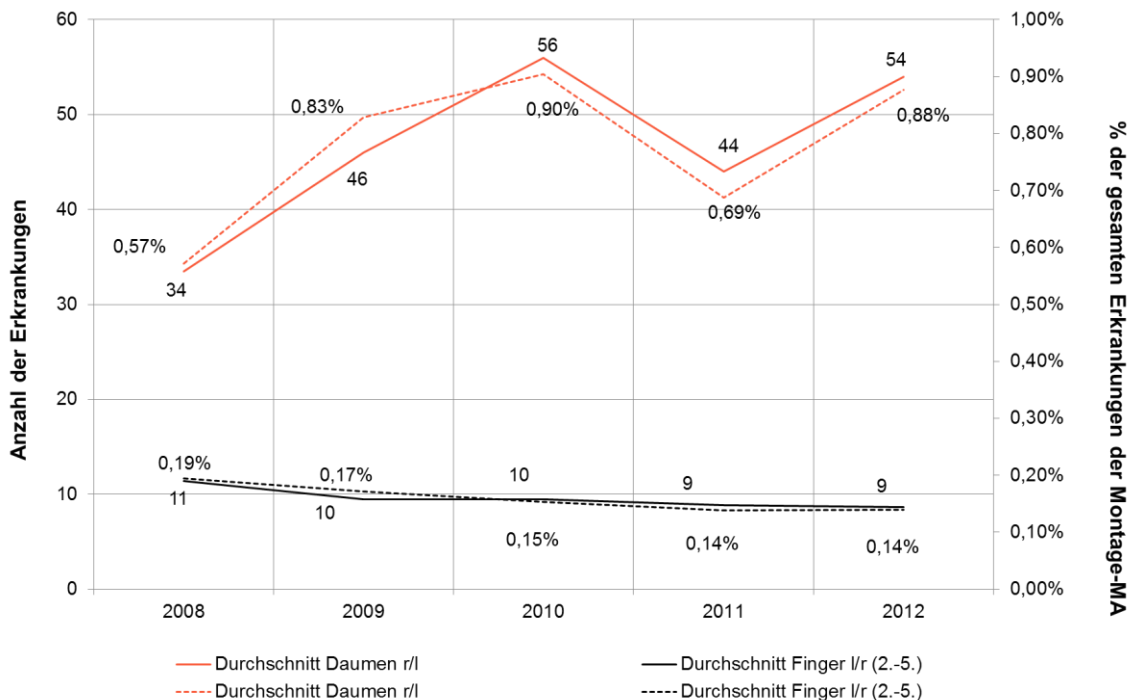


Abbildung 26: M-S-E des Daumens im Vergleich zu den restlichen Fingern ausgewertet von 2008 bis Juni 2013 für die Montagebereiche

Da zur Auswertung der Statistik gezielt die Daten von BMW BKK versicherten Mitarbeitern aus den Montagebereichen von vier Produktionsstandorten verwendet wurden, ist anzunehmen, dass die Zahlen in der Realität höher sind. Deswegen wurden die MA in der Fragebogenstudie nach Problemen am Daumen gefragt. Anhand einer Bodymap (Abbildung 27) sollten die MA alle Bereiche des Körpers ankreuzen, in denen sie seit der Ausübung manueller Tätigkeiten in der Produktion Probleme oder Schmerzen bemerkten. Die Auswertung zeigt, dass bereits 55 % der MA Probleme mit dem Daumen hatten. Auf die detaillierte Nachfrage bezüglich der Ursachen für diese Probleme gaben 83 % der MA die täglichen Belastungen in der Arbeit an. Die erfassten Probleme fallen demnach in die Kategorie arbeitsbezogene M-S-Beschwerden (Kapitel 2.2, S. 13).

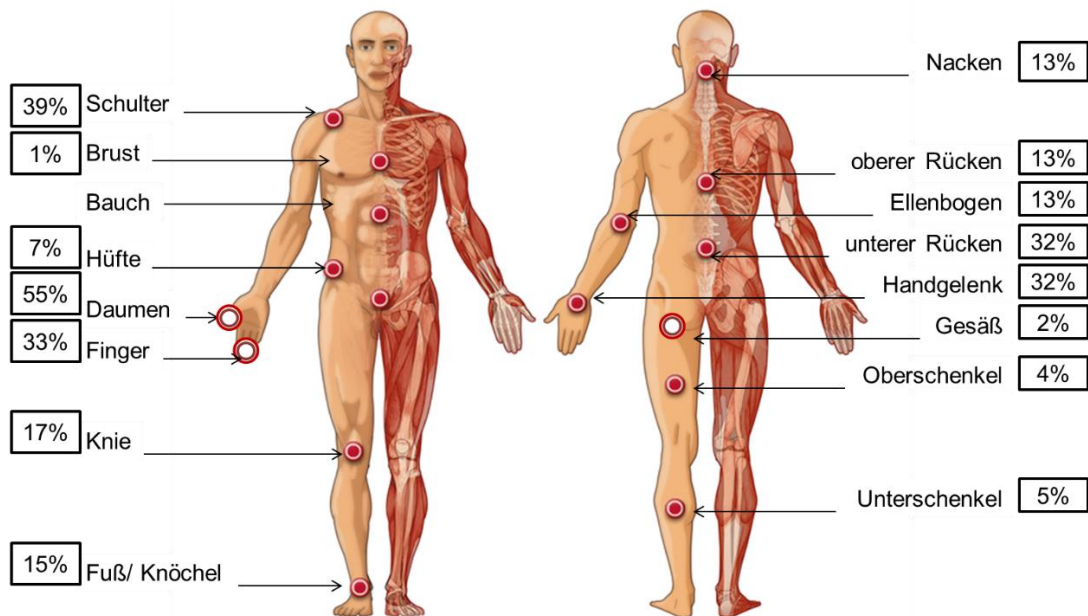


Abbildung 27: Durch Schmerzen oder Probleme aufgefallene Körperbereiche, prozentualer Anteil von 97 Mitarbeitern aus verschiedenen Standorten

Beim Großteil der MA zeigten sich die Probleme in Form von Schmerzen (65 %). Lediglich 21 % konnten die Ursache detaillierter als Zerrung bzw. Überdehnung einordnen. Diese Einordnung scheint zunächst nicht sehr genau. Sie lässt sich jedoch mit der Aussage, dass Mikroverletzungen bereits nach kurzen Expositionszeiten auftreten und sich in Kombination mit unzureichenden Erholungszeiten eine Anhäufung von Entzündungsmediatoren ergibt, die Schmerzen verursachen, relativieren (Länderaus-schuss für Arbeitsschutz und Sicherheitstechnik, 2013). Erst bei andauernder Belastung kann eine Reihe von spezifischen, klar abgrenzbaren Krankheitsbildern diagnostiziert werden.

Sowohl die Statistiken als auch die Ergebnisse der durchgeführten Befragung zeigen den deutlichen Handlungsbedarf für eine Belastungsreduzierung im Bereich des Daumens. Das Ziel einer Belastungsreduzierung für das H-A-S sollte eine Reduzierung der in Kapitel 2.2.1 herausgestellten Risikofaktoren sein.

## 4.2 Erste Probandenstudie

### 4.2.1 Versuchsdesign

Im folgenden Kapitel wird das Versuchsdesign der ersten Probandenstudie beschrieben. Dazu wird zuerst basierend auf der vorher beschriebenen Tätigkeitsanalyse ein Use-Case ausgewählt, mit dem die für den Versuch definierte Forschungsfrage beantwortet werden kann.

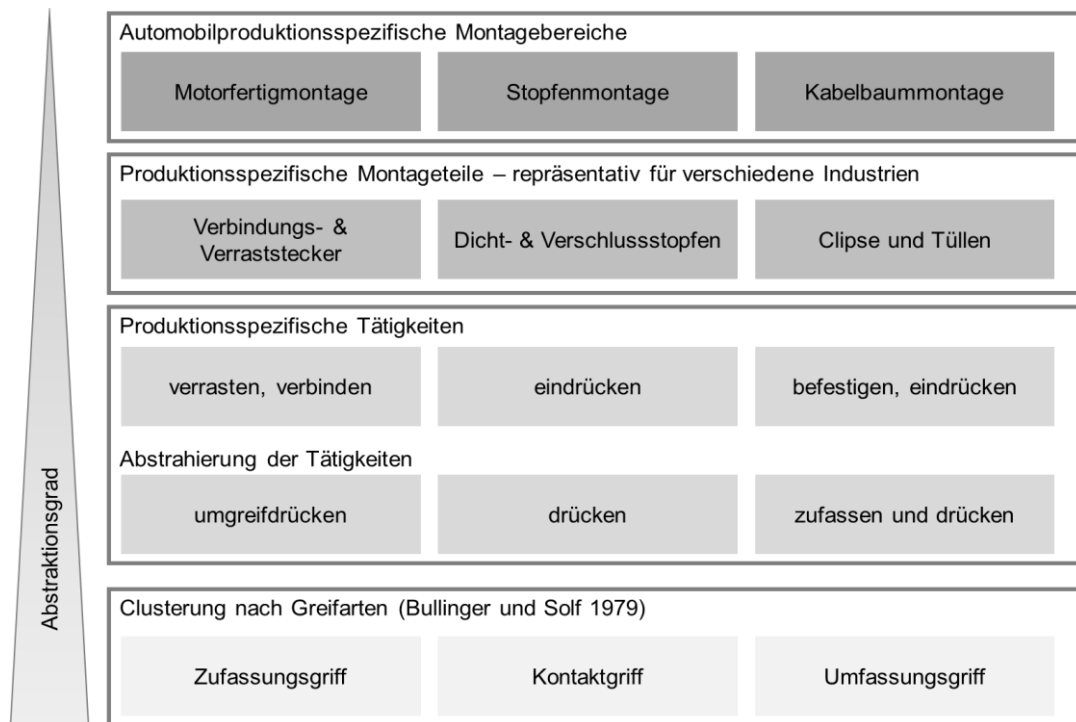


Abbildung 28: Auswahl der Use-Cases auf Basis verschiedener Abstraktionsgrade

Als Use-Case für den ersten Versuch wurde die Ausübung einer manuellen Montagetätigkeit mit Hilfe des nach Bullinger & Solf (1979) charakterisierten Kontaktgriffes gewählt. Der Kontaktgriff ist ein offener Griff, bei dem die Kopplungsglieder auf dem Objekt aufliegen (Bullinger & Solf, 1979; Schmidtko, 1989). Mit dieser Griffart werden überwiegend Eindrücktätigkeiten absolviert. Dieser Griff kommt z. B. beim Stopfenverbau im Bodenblech der Karosserie zum Einsatz. Durch die Wahl des Use-Cases auf biomechanischer Ebene bleibt der Transfer der Ergebnisse auf andere Bereiche möglich. Abbildung 28 zeigt die verschiedenen Abstraktionsebenen zur Auswahl der Use-Cases.

Das Ziel des Versuches ist die Ermittlung von Aktionskräften, die bei typischen Montagetätigkeiten mit den Fingern oder der Hand aufgebracht werden. Die ermittelten Kräfte dienen als Basis für eine Belastungs- und Beanspruchungsklassifizierung (Schmidtko et al., 2014). Bisher erfolgte die Erfassung von AK nicht systematisch, sie ist jedoch ein wesentlicher Bestandteil der ergonomischen Bewertung von Arbeitsplätzen in der Automobilproduktion (Walther & Gerhard, 2014). In der Regel gehen mit den aus Schnapp-, Clips- und Fügeverbindungen auftretenden, hohen Montagekräften, Belastungen für das H-A-S des Mitarbeiters einher, die zu den in Kapitel 2.2 beschriebenen upper limb disorders führen können (Walther et al., 2013). Da im Zusammenhang mit der Entstehung von ULD nicht nur die aufgebrauchten Kräfte sondern auch die Körperpositionen, in denen die Kräfte aufgebracht werden interessant sind, wurde zur Beantwortung der hier dargestellten Forschungsfrage folgendes Grundkonzept (Abbildung 29) für den ersten Probandenversuch erstellt.



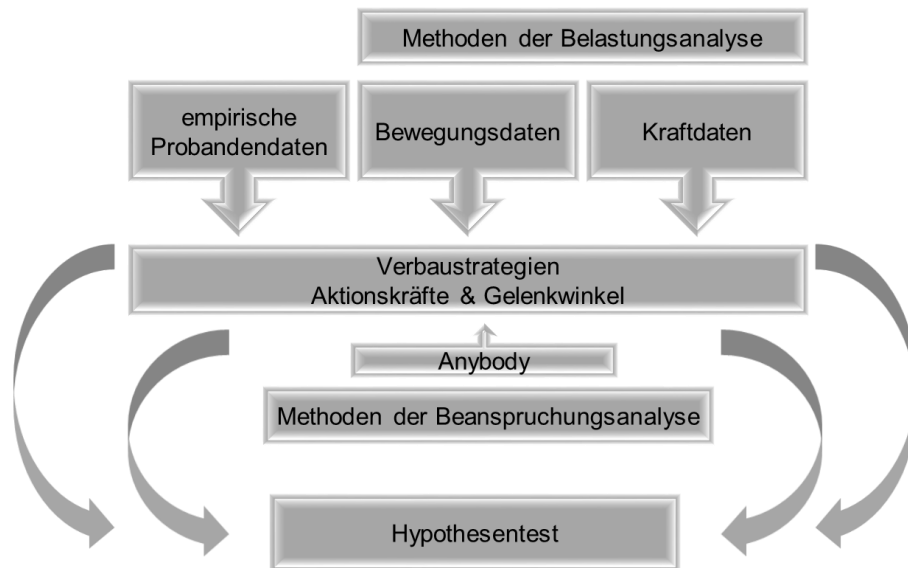


Abbildung 29: Grundkonzept des Probandenversuches

Aus logistischen Gründen konnte der Versuch nicht am Band bei laufender Produktion stattfinden. Deswegen erfolgte der Nachbau des die Stopfenmontage repräsentierenden Arbeitsplatzes aus ITEM-Profilen (Abbildung 30). Das hatte den Vorteil, dass zur Erfassung der Kräfte ein mehrachsiger Kraftsensor eingesetzt werden konnte.

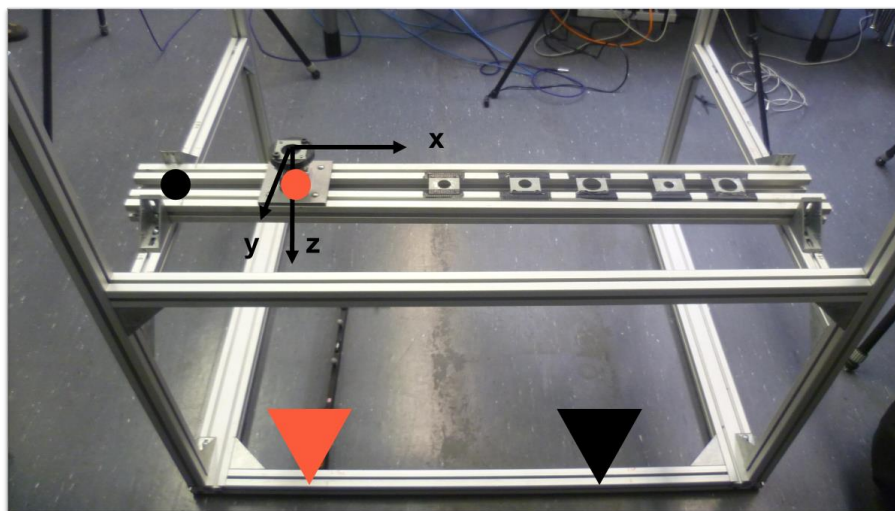


Abbildung 30: Nachbildung des Arbeitsplatzes Stopfenmontage Bodenblech

Der Versuchsaufbau bestand aus einem rechteckigen Grundgerüst von 120,5 cm auf 100,5 cm, mit jeweils auf den Ecken aufgesetzten senkrechten Profilen, welche die A- und B-Säulen der Karosse abbildeten. Zusätzlich waren beide A-Säulen sowie beide B-Säulen über einen Querbalken verbunden. An der dem Probanden zugewandten Seite befand sich ein weiterer Querbalken, der die Bodenleiste des Türeinstieges nachbildete und verhindern sollte, dass sich der Proband weiter als in der Produktion möglich zur Verbaustelle des Stopfen hinbewegen bzw. hinlehnen konnte. Die Querbalken zwischen A- und

B-Säulen verband ein, in y-Richtung bewegliches Konstrukt. Auf dieser Konstruktion waren die Kraftmessdose (KMD), in x-Richtung beweglich, sowie fünf weitere einzelne Stopfenbleche, in x-Richtung unbeweglich, befestigt. Die Montagehöhe des Stopfens, der auf der KMD befestigt war, betrug 71,6 cm. Diese Höhe entspricht der Montagehöhe von Stopfen im Bodenblech der Karosse. Die Höhe der direkt auf dem Querbalken angebrachten Stopfen betrug 63 cm.

Die Bewegungsdaten wurden mit dem optoelektronisch, markerbasierten System Vicon MX T10 erfasst und mit Hilfe eines MX Giganet an das dazugehörige User Interface Vicon Nexus 1.8.5 gesendet. Optische Marker sowie Hilfsmittel für die Kalibrierung (L-Wand) komplettierten das Zubehör.

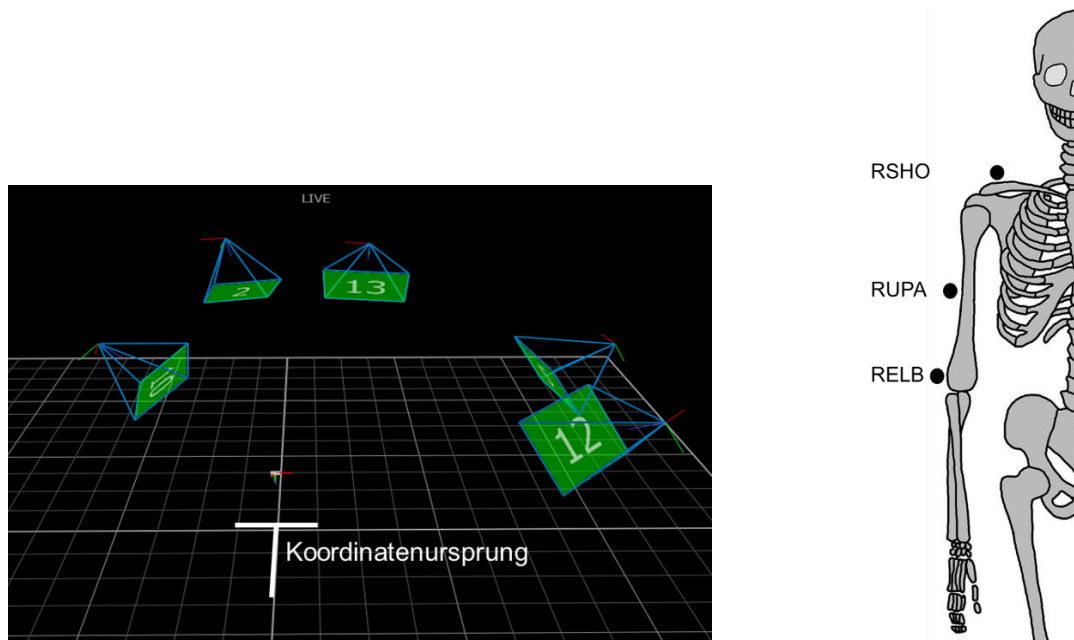


Abbildung 31 links: Aufbau der Kameras um das Aufnahmevervolumen und Lage des Koordinatenursprungs; rechts: Markerpositionen am Oberarm

Das System wurde zu Beginn jedes Versuchstages neu kalibriert. Die Details der Kalibrierung sind in Kapitel 2.3.1 erläutert. Für diesen Versuch wurden fünf hochauflösende Infrarotkameras auf Stativen unterschiedlicher Höhe um das Aufnahmevervolumen positioniert (Abbildung 31 links). Die Aufzeichnung der Daten erfolgte mit einer Messfrequenz von 100 Hz. Zur Erfassung der Bewegungsdaten wurden Teile des standardisierten Plug-in-Gait Markersets durch ein eigenes Markerset nach Metcalf et al. (2008) ergänzt. Das Markerset bestand aus insgesamt 28 Markern, von denen sich 23 an der Hand befanden. Aufgrund der Anatomie des H-A-Systems wurden unterschiedliche Markergrößen gewählt. Die Marker an der Hand waren vier Millimeter groß, die Marker am Arm sechs Millimeter. Die Befestigung der Marker erfolgte mit einem doppelseitigen, hautfreundlichen Klebeband. Abbildung 31 rechts zeigt die Marker, die aus dem Plug-in-Gait Markerset übernommen wurden. RSHO bezeichnet den Marker an der Schulter, RUPA den Oberarmmarker und RELB den Marker am rechten Ellenbogen. Der Oberkörper des Probanden wurde, zugunsten eines detaillierteren Aufnahmevervolumens nicht mit Markern versehen. Abbildung 32 zeigt die Positionierung der Marker auf der Dorsalseite der Hand und des Unterarms.

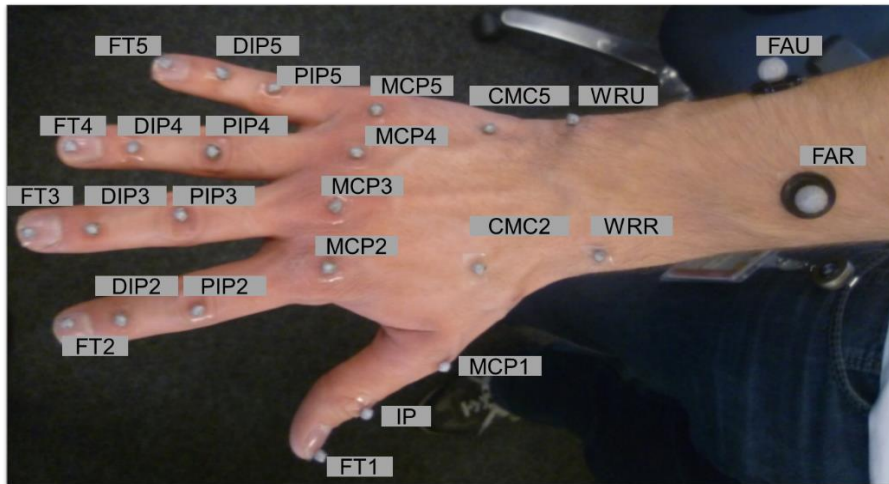


Abbildung 32: Detailaufnahme des Markersets an der Hand

Von den 25 Markern befanden sich zwei Marker am UA:

- FAR – forearm radial: radiale Seite des UA
- FAU – forearm ulnar: ulnare Seite des UA

Vier weitere Marker wurden im Bereich des Handgelenkes befestigt:

- WRU – wrist ulnar: ulnare Seite des HG
- CMC 5 – carpometacarpal 5: Karpometakarpalgelenk des kleinen Fingers
- CMC 2 – carpometacarpal 2: Karpometakarpalgelenk des Zeigefingers
- WRR – wrist radial: radiale Seite des HG

Am Daumen waren drei Marker befestigt:

- MCP 1 – metacarpal 1: Metakarpalkopf des Daumens (Daumengrundgelenk)
- IP – interphalange: Interphalangealgelenk (Distales Daumengelenk)
- FT 1 – finger tip 1: Fingerspitze des Daumens

An jedem der übrigen Finger befanden sich vier weitere Marker, gekennzeichnet mit den Indizes 2 - 5 für Zeigefinger, Mittelfinger, Ringfinger und kleiner Finger:

- MCP 2 - 5 – metacarpal 2 - 5: zweiter bis fünfter Metakarpalkopf
- PIP 2 - 5 – proximal interphalange 2 - 5: zweites bis fünftes proximales Fingergelenk
- DIP 2 - 5 – distal interphalange 2 - 5: zweites bis fünftes distales Fingergelenk
- FT 2 - 5 – finger tip 2 - 5: Fingerspitzen von zweitem bis fünftem Finger

Die Erfassung der dynamischen Druckkräfte erfolgte mit einem 3-Komponenten-Kraftmeselement (Typ 9347 B) der Firma Kistler. Das System wurde basierend auf dem in Kapitel 2.3.2 beschriebenen Stand der Technik ausgewählt, aus dem sich die folgenden Vorteile ergaben:

- Die Möglichkeit der Erfassung dreidimensionaler Kräfte und nicht nur einer Normalkraftkomponente.
- Eine hohe Genauigkeit und keine Hysterese durch Verwendung eines Quarzkristalles als Messtechnologie.

- Die Möglichkeit der Integration des Sensors im realitätsnahen Messaufbau, um direkte Kraftwerte während der Ausübung der Tätigkeit erfassen zu können.

Trotz der Nachteile, die aus der Abstraktion des Arbeitsvorgangs entstehen können, wurde zugunsten der detaillierteren und genaueren Erfassung der Normal- und Querkräfte auf die Verwendung eines Druckmesshandschuhs, mit dem die Erfassung der Kräfte im realen Arbeitsumfeld möglich gewesen wäre, verzichtet. Messbereiche und Empfindlichkeiten der verwendeten KMD können der folgenden Tabelle entnommen werden. Die Funktionsweise des piezoresistiven Kraftsensors wurde bereits in Kapitel 2.3.2 erklärt.

Tabelle 5: Technische Daten des Kraftsensors (Typ 9347 B)

	$F_x, F_y$	$F_z$
Messbereich (Kraftangriffspunkt für $F_z$ zentrisch, für $F_x$ und $F_y$ 25 mm oberhalb der Deckenplatte)	-2,5 kN bis 2,5 kN	-20 kN bis 20 kN
Empfindlichkeit	-7,9 pc/N	-3,8 pc/N
Ansprehschwelle	< 0,01 N	< 0,01 N

Abbildung 33 zeigt die Lage des KOS, der x, y und z Kraftkomponenten, in dem die Kräfte ausgewertet wurden. Zur Synchronisation von Bewegungs- und Kraftdaten wurde die Kraftmessdose an das MX Giganet des Vicon Systems angeschlossen. Die Aufzeichnung der Kraftwerte erfolgte in der Software Vicon Nexus mit einer Messrate von 1000 Hz.

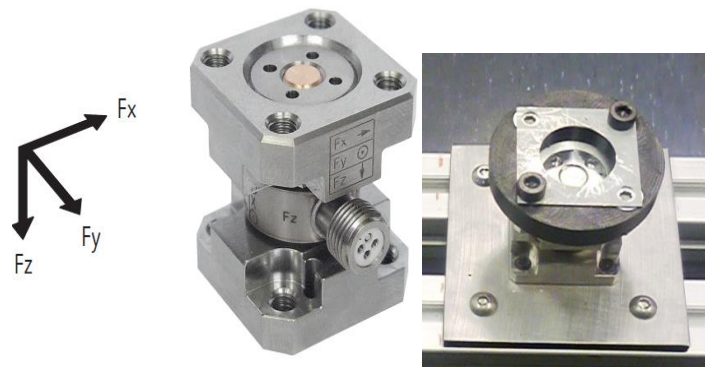


Abbildung 33: links: KOS des Kraftmeselements; rechts: Gesamtaufbau

Das Kraftmeselement wurde mit der Unterseite auf einer quadratischen Grundplatte mit den Maßen 130 x 130 mm befestigt. Die Grundplatte konnte auf dem Querträger in x-Richtung einfach über Schrauben und Nutensteine verschoben werden (Abbildung 30). Auf der Oberseite befand sich ein Montagering zur Aufnahme der definierten Stopfenbleche. Die Stopfenbleche bestanden aus zwei unterschiedlichen Werkstoffen (Stahl des Typs CR 700 Y 980 T-TP und des Typs HC 700 X) und hatten eine Dicke von 1,2 mm. Die Bleche waren nicht lackiert, um eine Mehrfachanwendung zu gewährleisten und Lackabnutzungen zu vermeiden. Die Innendurchmesser der Stopfenbleche variierten von 20 über 25 bis auf 30 mm. Abbildung 33 rechts zeigt den Gesamtaufbau des Systems, bestehend aus KMD, Montagering

und Stopfenblech. Durch eine Schraubverbindung konnten die verschiedenen Stopfenbleche während des Versuches schnell und einfach getauscht werden.

#### **4.2.2 Probandenkollektiv**

20 Probanden, 3 weibliche, 17 männliche (Alter: MW 35 Jahre, SA 14 Jahre; Größe: MW 176 cm, SA 6 cm) partizipierten in der Studie. Sieben der Probanden, eine weibliche und sechs männliche arbeiteten zum Zeitpunkt der Studie in der Automobilproduktion im Bereich der Stopfen- oder Kabelbaummontage. Diese Probanden werden im Folgenden als Produktionsmitarbeiter (PMA) bezeichnet. Die Berufserfahrung betrug im Mittel 55 Monate, mit Variationen zwischen 6 Monaten und 20 Jahren. Die übrigen 13 Probanden hatten gar keine oder wenig Produktionserfahrung, aus Praktika, Ausbildungen oder kurzzeitigen Produktionseinsätzen vorzuweisen und werden als Nicht-Produktionsmitarbeiter (NPMA) bezeichnet. Mit Ausnahme eines Probanden waren alle Rechtshänder. Keiner der Probanden hatte in den letzten fünf Jahren Vorerkrankungen im Hand-Arm-Bereich. Die Auswahl der Probanden erfolgte nicht basierend auf deren Fähigkeit eine isometrische Maximalkraft in einem bestimmten Bereich aufzubringen.

#### **4.2.3 Versuchsdurchführung und Datenanalyse**

Der Versuch gliederte sich in drei Teile. Vor Versuchsbeginn fand eine Aufwärmphase statt. Im Folgenden werden die einzelnen Versuchsteile sowie die an die Probanden vermittelten Instruktionen beschrieben.

Den Probanden wurde ausdrücklich erklärt, dass während des Versuches nicht die Geschwindigkeit, sondern eine realitätsnahe Bewegungsdurchführung beim Verbau von Stopfen entscheidend ist. Da ein Abstützen des Körpers an der Karosse üblich ist, war es erlaubt sich am vorderen Querbalken oder an den senkrechten Profilen abzustützen. Die Probanden durften ihr Körpergewicht zum Verbau der Stopfen einsetzen und die Stopfen mit jedem beliebigen Finger oder einem anderen Teil der Hand (z. B. Handballen) eindrücken. Während der Aufwärmphase fiel auf, dass einige der Probanden durch die Möglichkeit unter das Stopfenblech zu fassen über Zeige-, Mittel-, und Ringfinger, einen Gegendruck aufbauten. Diese Art der Kraftaufbringung wurde für die Hauptversuche untersagt, da eine solche Bewegung lediglich aufgrund des nachgebauten Arbeitsplatzes möglich war.

Vor Versuchsbeginn verbauten die Probanden jeweils 18 Stopfen. Für den Versuch wurden standardisierte Montagestopfen verwendet. Diese wurden nicht vermessen, sodass keine Aussage hinsichtlich der Vergleichbarkeit der Materialkennwerte getroffen werden kann. Die Stopfen wurden auf der KMD sowie auf den einzeln befestigten Stopfenblechen verbaut (immer sechs Stopfen am Stück, vgl. Abbildung 30). Die Aufwärmphase sollte den Probanden ein Gefühl für die richtige Ausübung der Tätigkeit geben und war vor allem für die NPMA wichtig.

Im Folgenden werden die drei Teilversuche, der Aktionskraft-, der Bewegungs-, und der Maximalkraftversuch beschrieben.

Im Aktionskraftversuch wurden die Stopfen ausschließlich auf der Kraftmessdose verbaut. Der Verbau von Stopfen erfolgte in drei verschiedenen Verbaupositionen (VBP), körpernah (kn) gerade, körperfern (kf) gerade und kn seitlich. Bei der kn sowie der kf geraden Verbauposition stand der Proband gerade, in einer frei wählbaren Körperhaltung, vor der Kraftmessdose. Auf dem rechteckigen Grundprofil am Boden war zur Standardisierung der Ausgangsposition eine entsprechende Markierung angebracht (rotes Dreieck in Abbildung 30). Die kn und kf gerade VBP unterschieden sich durch ihre Abstände zum Probanden, in y-Richtung. Die 74 cm Entfernung, der kf Position, entsprachen dem maximalen Montageabstand in der Produktion (von der Einstiegsleiste bis zur Mittelkonsole). Bei der kn seitlichen Position stand der Proband in einem Abstand von 100 cm nach rechts von der KMD versetzt (schwarzes Dreieck in Abbildung 30). Adäquat zur kn geraden Position befand sich der Querträger in einem Abstand von 34 cm auf der y-Achse zum Probanden. Der Proband war dazu aufgefordert den Stopfen durch seitliches Hinüberlehnen einzudrücken. Diese Position repräsentierte das seitliche Hineinlehnen in die Karosse. In jeder Position wurden jeweils drei Stopfen pro Durchmesser (20 und 35 mm) verbaut. Insgesamt montierten die Probanden im zweiten Versuchsteil 18 Stopfen. Die Aufzeichnung der Verbauvorgänge erfolgte einzeln, um die Aufnahmesequenzen möglichst kurz zu halten. Aus den Bewegungsdaten wurden die relevanten Gelenkwinkel am Daumen extrahiert. Außerdem dienten die Daten als Input für die Analyse der Beanspruchungen im M-S-S. Diese wurden mit Hilfe des Menschmodells AnyBody™ vorhergesagt und werden in Kapitel 4.2.5 präsentiert. Aus den drei Kraftkomponenten x, y und z erfolgte die Berechnung einer resultierenden Kraft ( $F_{res}$ ). Die verschiedenen Stopfengrößen wurden zunächst getrennt betrachtet, um den Einfluss der Stopfengröße auf die Verbaukräfte zu ermitteln. Ein Signifikanztest sollte zeigen, ob die Stopfen bei der Auswertung gemeinsam betrachtet werden können. Die maximalen Peaks der Kräfte in allen drei Richtungen, sowie der resultierenden AK wurden analysiert. Aus den maximalen Peaks der resultierenden AK konnten Mittelwerte und Standardabweichungen berechnet werden, welche für die unterschiedlichen Verbaupositionen verglichen wurden (Signifikanzniveau  $\alpha = 0,05$ ). Um den Einfluss des zeitlichen Verlaufes zu untersuchen, erfolgte die Analyse des Impulses, der definiert nach Potvin et al. (2006) das Integral der Kraft über der Zeit ist.

Der Bewegungsversuch beinhaltete den Verbau von sechs Stopfen am Stück. Dabei blieben sowohl die Reihenfolge der zu verbauenden Stopfen, als auch die Wahl der Bewegungsstrategie (z. B. mitlaufen oder stehen bleiben) die Entscheidung der Probanden. Der Abstand des Querträgers zu den Probanden betrug 34 cm. Das entspricht einer kn VBP an der Karosse. Die beim Bewegungsversuch verbauten Stopfen wurden aus logistischen Gründen mehrfach verwendet, da die AK, die beim mehrfachen Verbau eines Stopfens reduziert wird, nicht gemessen wurde. Das war möglich, weil es bei diesem Versuch in erster Linie um das Erfassen von Bewegungstrajektorien und das Erkennen von unterschiedlichen Bewegungsmustern und -strategien ging. Die Bewegungsversuche wurden für die Probanden, bei denen im Aktionskraftversuch die höchsten und niedrigsten Kräfte auftraten, ausgewertet.

Die Aufzeichnung der Maximalkraftversuche fand jeweils am Ende der Versuchsreihe statt, um einen Einfluss auf die AK auszuschließen. Die KMD inklusive eines bereits montierten Stopfens befand sich in der geraden körpernahen Position. Zur Aufzeichnung von Maximalkräften existieren drei anerkannte und validierte Verfahren, das Plateauverfahren, das Rampenverfahren und das Impulsverfahren, die unterschiedliche Vor- und Nachteile aufweisen. Die Kraft sollte auf dem Stopfen kontinuierlich bis zum

Maximum (Max) gesteigert und für ca. 3 s gehalten werden (Plateauverfahren). Diese Methode orientiert sich an den Versuchen von Caldwell et al. (1974) und Kroemer (1970). Der Vorteil des Plateauverfahrens ist, dass impulsartig aufgebrachte Kraftspitzen durch die Mittelung des Wertes über das Plateau ausgeschlossen werden. Während der Ausführung standen die Probanden, in frei wählbarer KH, am Punkt der geraden Startposition (siehe Abbildung 30). Der Einsatz des Körpergewichtes war, angelehnt an Peebles und Norris (2003), erlaubt. Die Probanden führten die Maximalkraftversuche mit dem Finger oder Teil der Hand durch, der auch bei der Ermittlung der AK verwendet wurde. Die Pause zwischen den fünf Versuchen betrug jeweils 30 s - 60 s. Da, bedingt durch Ungeübtheit, nicht jeder Proband in der Lage war, die maximale Kraft über 3 s zu halten, war die Bildung des Mittelwertes über das Zeitintervall des Plateaus nicht möglich. Angelehnt an Peebles und Norris (2003) wurden deswegen die Peaks der Maximalkräfte analysiert. Von allen Maximalkraftversuchen wurde der höchste Peak der resultierenden Kraft für die weitere Auswertung herangezogen. Mit Hilfe der Maximalkräfte erfolgte für jeden Probanden die Abschätzung der individuellen Beanspruchung beim Stopfenverbau durch den Abgleich von Maximal- und Aktionskräften.

#### 4.2.4 Hypothesen

Für den Versuch wurden die folgenden Hypothesen aufgestellt:

##### Hypothese 1:

Die vom Werker aufgebrachte Aktionskraft  $F_A$  liegt über der für den Stopfenverbau notwendigen Kraft  $F_{gef}$ .  $F_{gef}$  beschreibt die zum Verbau von Stopfen erforderlichen Kräfte. Diese basieren auf konstruktiven Vorgaben.

##### Hypothese 2:

Unterschiedliche Verbaupositionen beeinflussen den Betrag, d.h. die Höhe der resultierenden Kraft.

In der körpernahen, geraden VBP werden niedrigere Kräfte als in den anderen beiden VBP erwartet. Die Gründe dafür sind:

- niedrigere in x und y wirkende Querkräfte als bei den anderen VBP
- eine bessere Kontrolle der Kraft, aufgrund des Abstands nahe zum Körper

#### 4.2.5 Ergebnisse der ersten Probandenstudie

##### Aktionskraftversuche

Die maximalen Peaks der resultierenden AK unterschieden sich für die beiden Stopfengrößen 20 und 35 mm nicht signifikant (bei einem Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$ , im T-Test mit  $p = 0,332$ , nach vorher durchgeführtem Levene-Test der Varianzgleichheit). Die Stopfendurchmesser konnten demnach bei den Analysen zusammengefasst werden. Die Kräfte aus den Aktionskraftversuchen variieren stark, sowohl zwischen den Probanden als auch innerhalb der Versuchsreihen. Auch Nussbaum und Johnson (2002) beschrieben eine hohe Variabilität der mit dem Daumen aufgebrachten Kräfte für ihre Versuche.

Die Höhe der Boxplots in Abbildung 34 links zeigt die Variation der Verbaukraft zwischen den Probanden für die drei unterschiedlichen VBP und die zwei verschiedenen Stopfengrößen (detaillierte Abbildung im Anhang: Abbildung 89).

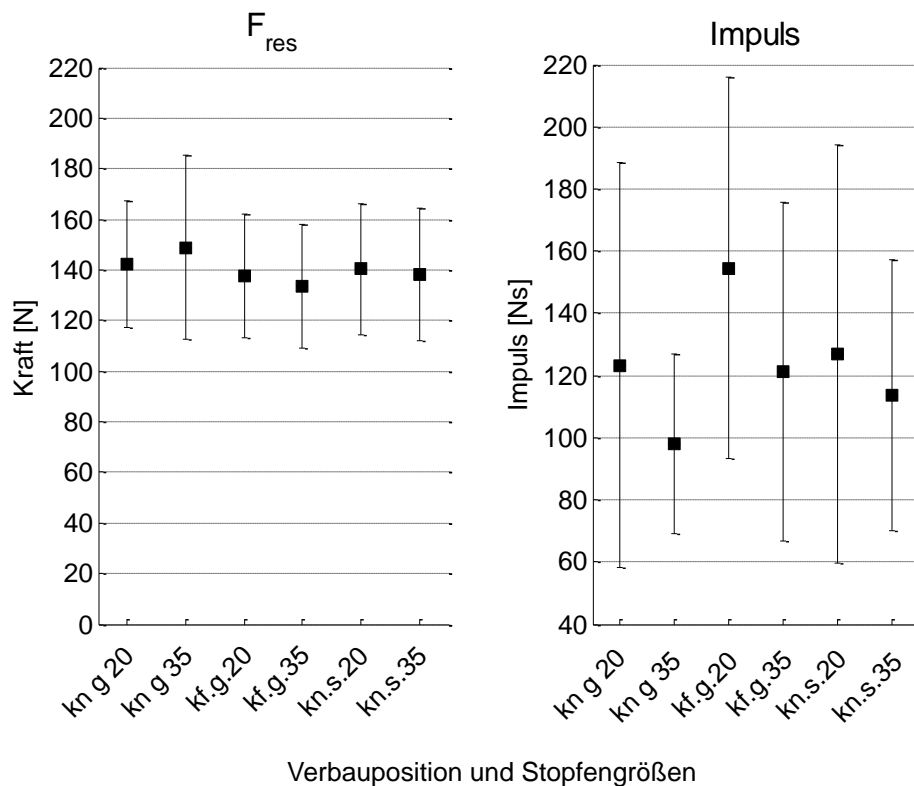


Abbildung 34: Boxplots der resultierenden Kraft und des Impulses für alle Verbaupositionen

Bei der kn geraden VBP war eine Tendenz zu höheren resultierenden AK erkennbar. Die tendenziell niedrigsten resultierenden AK traten bei der kf geraden VBP auf. Der Mittelwert der resultierenden AK der kf geraden VBP ist demzufolge am niedrigsten (Tabelle 6). Es traten keine signifikanten Unterschiede in der  $F_{res}$  zwischen den VBP auf. In Tabelle 6 sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der resultierenden AK für alle VBP dargestellt. Die geringste (Proband 3, 81 N) und höchste (Proband 2, 214 N) AK über alle VBP wurden in der kn geraden VBP aufgebracht. Die hohen Standardabweichungen sind ein Indikator für die Variation der Werte innerhalb der Versuchsreihe. Zudem variiert der Abstand zwischen Minimum (Min) und Maximum in der Versuchsreihe eines Probanden, probandenspezifisch, zwischen 13,2 N und 81,6 N. Neben den hohen Standardabweichungen spricht auch dieser Wert für starke Variationen der Kräfte innerhalb der Versuchsreihe eines Probanden. Die Verbaukräfte schwanken für PMA und NPMA gleichermaßen stark. Einen Unterschied zwischen Produktions- und Nicht-Produktionsmitarbeitern gibt es jedoch in der aufgebrachten AK. PMA bringen in der kn geraden VBP im Mittel (159,6 N) signifikant höhere Kräfte als NPMA (141,6 N) auf (bei einem Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$ , im T-Test mit  $p = 0,018$ ). Für die anderen VBP ist kein signifikanter Unterschied



erkennbar. Die fehlende Erfahrung der NPMA führt demnach nicht, wie ursprünglich angenommen, zu einer Erhöhung der AK beim Stopfenverbau. Bei der Betrachtung des Impulses fällt auf, dass die Werte in der kf geraden VBP tendenziell am höchsten sind (Abbildung 34 rechts). Obwohl in dieser Verbau- position im Mittel die geringsten resultierenden Kräfte auftraten, ist der Impuls hoch. Gründe dafür können zum einen längere Verbauezeiten, zum anderen ein mehrmaliges Aufbringen der Kraft, bis zum endgültigen Verbau, sein.

Tabelle 6: Mittelwerte und Standardabweichungen der resultierenden Kraft für alle VBP, aller Probanden, die Bezeichnungen S 1 - S 20 stehen für Proband 1 bis Proband 20 (die Min-Werte sind hellgrau, die Max-Werte dunkelgrau hinterlegt)

	körpernah		körperfern		seitlich	
	MW [N]	SA [N]	MW [N]	SA [N]	MW [N]	SA [N]
P 1	168	26,3	132	17,5	162	18,5
P 2	214	25,3	184	10,3	163	25,3
P 3	81	9,6	120	15,5	85	12,7
P 4	152	19,5	140	9,6	136	10,1
P 5	199	30,5	135	18,1	166	9,7
P 6	133	11,8	82	10,1	141	19,7
P 7	130	19,2	118	24,7	114	20,7
P 8	143	12,2	140	7,7	154	21,8
P 9	124	14,4	106	15,8	104	18,0
P 10	155	11,1	167	7,7	161	11,2
P 11	147	20,3	135	8,4	156	15,0
P 12	158	10,0	153	23,8	168	19,1
P 13	148	18,4	145	17,1	156	9,2
P 14	135	13,2	152	10,6	137	4,6
P 15	157	15,6	142	17,3	143	10,3
P 16	137	6,6	145	17,2	152	10,0
P 17	117	14,3	130	8,3	128	4,7
P 18	120	4,9	95	10,2	93	10,8
P 19	133	14,7	136	13,2	132	7,6
P 20	165	28,9	154	20,0	162	19,3
<b>Gesamt</b>	<b>148</b>	<b>31,3</b>	<b>137</b>	<b>26,2</b>	<b>139</b>	<b>28,0</b>

Betrachtung von Hypothese 1:

Die resultierenden AK zeigen, dass es möglich ist, Stopfen mit einer Kraft von 80 N - 85 N zu verbauen. Dieser Wert entspricht der niedrigsten, im Versuch ermittelten, Verbaukraft. Bis auf drei Ausnahmen liegen die MW aller Probanden, in jeder VBP, über diesem Wert. Die gemittelten, maximalen Peaks der AK aller Probanden und Verbaupositionen liegen bei 141 N (SA 28,9 N). Dadurch lässt sich bereits ohne die Betrachtung objektiv gemessener, geforderter Verbaukräfte annehmen, dass die vom Werker aufgebrauchte AK über der geforderten Kraft liegt (Inhalt Hypothese 1).

Konstruktiv geforderte Verbaukräfte variieren je nach Prüfprotokoll bzw. Prüfvorschrift stark, was an den folgenden drei Vergleichsstudien sichtbar wird. Die im BMW Group Standard 97056 festgelegten Einpress- bzw. Montagekräfte für Verschlussstopfen, Montagestopfen und andere Stopfen sollten für Stopfen mit einem Durchmesser unter 25 mm kleiner als 65 N und für Stopfen mit einem Durchmesser über 25 mm kleiner als 85 N sein (Rademacher, 2004). Die mittlere resultierende AK liegt demnach deutlich über den, im BMW Group Standard, geforderten Verbaukräften. Als zweite Vergleichsstudie wird ein Prüfprotokoll für 25 und 35 mm Stopfen herangezogen. In diesem sind Ergebnisse des Verbaus von Stopfen mit einer Druckprüfmaschine mit den folgenden Parametern festgehalten:

- 10 N Vorkraft,
- 10 mm/ min Vorkraftgeschwindigkeit und
- 1 mm/ min Prüfgeschwindigkeit.

Die mittleren Kräfte liegen bei 142 N für 35 mm Stopfen und bei 160 N für 25 mm Stopfen und damit über den, im Group Standard, angegebenen Grenzwerten. Im Vergleich zu diesen MW liegen die mittleren resultierenden Kräfte aus dem Versuch (141 N) auf einem ähnlichen Level.

Aufgrund der Diskrepanz der Werte in verschiedenen Prüfprotokollen, sowie der teilweise ungenauen Dokumentation der Stopfendurchmesser und Blechmaterialien, wurden eigene Messungen mit einer größeren Anzahl an Stopfen durchgeführt. Für die Messungen wurde die Universalprüfmaschine Inspekt table verwendet (Hegewald & Peschke). Die Datenaufzeichnung erfolgte mit einer Messrate von 50 Hz. Drei verschiedene Stopfengrößen (20, 25 und 35 mm) sowie die beiden Blechdicken, die im Probandenversuch zum Einsatz kamen, wurden untersucht. Die Positionierung des Stopfens erfolgte mittig unter dem Stempel. Weitere Parameter der Prüfung sind in unten stehender Tabelle aufgelistet.

Tabelle 7: Parameter der objektiven Ermittlung von Stopfenverbaukräften mit der Inspekt table

<b>Parameter</b>	<b>Erste Versuchsreihe (verschiedene Stopfengrößen und Blechdicken)</b>	<b>Zweite Versuchsreihe (eine Stopfengröße und Blech- dicke)</b>
getestete Stopfen Ø	20, 25, 35 mm	25 mm
Anzahl getesteter Stopfen	jeweils 20 pro Ø & Blechdicke	jeweils 10 pro Geschwindigkeit
Prüfstempel	Ø 13 mm	Ø 13 mm
Prüfgeschwindigkeit	100 mm/ min	200, 400, 600 mm/ min
Vorkraftgeschwindigkeit	10 mm/ min	10 mm/ min
Vorkraft	5 N	5 N
Abbruchkriterien	Kraft von 300 N oder Weg von 8 mm	Kraft von 300 N oder Weg von 8 mm

Tabelle 8 zeigt die gemessenen MW für jede Stopfen- Blechkombination. Diese betragen je nach Durchmesser zwischen 76 N und 131 N. Die statistische Prüfung der Werte ergab für die 20 mm Montagestopfen signifikant niedrigere Verbaukräfte als für die 35 mm Stopfen (bei einem Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,01$ , im T-Test für unabhängige Stichproben mit  $p = 0,00$ ). Die unterschiedlichen Prüfgeschwindigkeiten der zweiten Versuchsreihe (Tabelle 7, rechte Spalte) hatten keinen Einfluss auf die Verbaukräfte.

Trotz der Unterschiede der Werte in den beschriebenen Studien liegen die erforderlichen Kräfte in einem für Steckerverbindungen repräsentativen Bereich (Deal & Bernard, 2014). Deal & Bernard (2014) ermittelten mittlere Verbaukräfte von 112 N (SA 34 N), im Bereich von 35 N - 178 N, für 47 verschiedene Verbindungen. Während die Unterschiede in der Studie auf Material- und Bauteilunterschiede der Verbindungen zurückzuführen sind, müssen die Unterschiede der Vergleichsstudien andere Gründe haben, da immer die gleichen Bauteile untersucht wurden. Gründe für die Unterschiede der Vergleichsstudien können sowohl variierende Prüfvorschriften als auch Bauteilqualitäten und -toleranzen sein.

Tabelle 8: mit der Druckprüfmaschine objektiv ermittelte, geforderte Verbaukräfte

<b>Variable</b>	<b>N</b>	<b>MW [N]</b>	<b>SA [N]</b>	<b>Min [N]</b>	<b>Max [N]</b>
dünnes Blech 25 mm Ø	20	102,9	10,63	87,1	118,9
dickes Blech 25 mm Ø	20	105,1	8,93	89,3	120,7
dünnes Blech 20 mm Ø	20	86,6	9,6	62,1	99,4
dickes Blech 20 mm Ø	20	75,8	8,44	59,3	86,6
dünnes Blech 35 mm Ø	20	130,8	21,16	108,8	176,9
dickes Blech 35 mm Ø	20	129,7	16,54	112,2	172,8

Die Ermittlung der bisher beschriebenen, erforderlichen Verbaukräfte erfolgte unter standardisierten Laborbedingungen, die den Vorgang des Stopfenverbaus stark abstrahierten. Deswegen wurde zur finalen Absicherung von Hypothese 1 eine Validierungsmessung mit dem Druck-Messsystem I-Scan® der Firma Tekscan® durchgeführt. Dieses System hat den Vorteil, dass die Montagekraft während des Verbbaus mit dem Finger, direkt am Stopfen unter realistischen Umgebungsbedingungen gemessen werden kann. Für 25 mm Stopfen ergaben die Messungen mittlere Montagekräfte von 93,3 N (Werte zwischen 80 N und 100 N). Bei den Messungen wurde zudem deutlich, dass die maximal aufgebrachte Kraft ca. 20 N - 30 N über der tatsächlich benötigten Montagekraft liegt. Diese Erkenntnis bestätigt die Versuchsergebnisse des Probandenversuches.

Zusammengefasst ist die im Probandenversuch ermittelte mittlere AK deutlich höher, als die in den Vergleichsstudien ermittelten geforderten Kräfte. Der Unterschied zeigt sich besonders für 20 mm Stopfen. Obwohl die erforderlichen Kräfte für 20 mm deutlich geringer als die für 35 mm Stopfen sind (Tabelle 8), differenzierten die Probanden die Kraft nicht zwischen den Stopfengrößen. Mögliche Gründe dafür könnten eine unzureichende Rückmeldung über den Verbauzustand des Stopfens oder der in der Montage vorhandene Zeitdruck sein.

Hypothese 1 wird angenommen. Die mittlere aufgebrauchte AK über alle Probanden liegt über der geforderten Kraft.

Betrachtung von Hypothese 2:

Entgegen der ursprünglichen Annahmen ist eine Tendenz zu höheren Verbaukräften in der kn VBP zu erkennen, was durch die Betrachtung der einzelnen Kraftkomponenten in x, y und z erklärt werden kann. Die Mittelwerte der Querkraft in x sind für alle VBP annähernd gleich (Werte zwischen 16 N und 22 N, Abbildung 35 links). Die Höhe der einzelnen Querkräfte in x variiert zwischen 10 N und 50 N. In der kn geraden VBP entspricht das im Mittel einem Anteil an der Gesamtkraft von 15 % (3 % - 37 %), in der seitlichen VBP von 17 % (4 % - 50 %). In der kf geraden VBP werden bis zu 56 % (Min 3 %) der resultierenden Kraft durch die Querkraftkomponente in x aufgebracht. Im Mittel liegt der Wert bei 16 %. Demzufolge ist der Einfluss der Querkraftkomponente in x in der kf geraden und in der kn seitlichen VBP nur geringfügig größer als in der kn geraden Verbauposition.

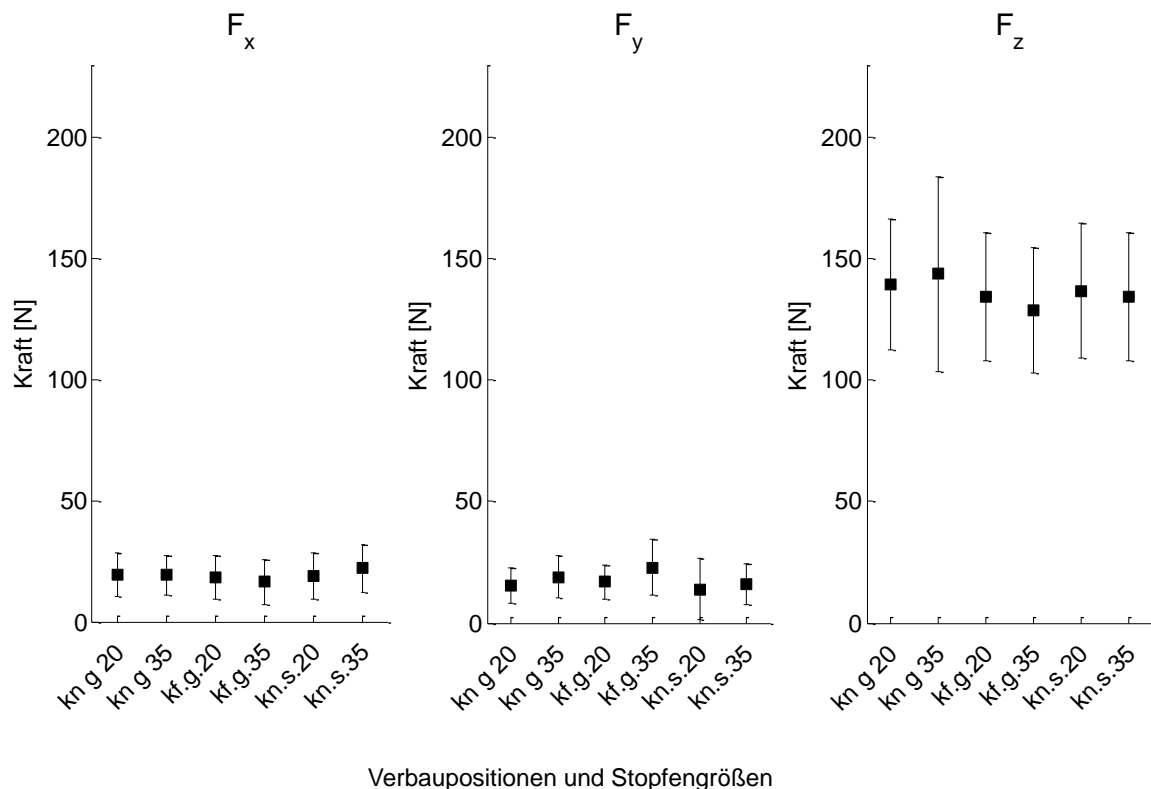


Abbildung 35: Boxplots in x, y und z-Richtung für alle Verbaupositionen

In y schwanken die Querkräfte zwischen den VBP deutlicher, aber auch hier liegen die Querkräfte aller VBP in vergleichbaren Bereichen (Abbildung 35 Mitte). Die anteilig höchsten Querkräfte in y wurden in der kn seitlichen VBP aufgebracht (bis zu 60 % der resultierenden AK). Den entscheidenden Einfluss auf die tendenziell höheren resultierenden AK in der kn geraden VBP hat die vertikale Kraftkomponente z. Abbildung 35 rechts zeigt, dass die Streuung der Kräfte in vertikaler Krafrichtung für die kn gerade VBP am größten ist. Zudem wurden in dieser VBP die höchsten, individuellen Kraftwerte gemessen

(Abbildung 90 im Anhang). Die resultierende Kraft wird also maßgeblich durch den Einfluss von  $F_z$  bestimmt. Ein Grund könnte der Einsatz des Körpergewichtes sein. Das Körpergewicht kann in der kn VBP deutlich effektiver eingesetzt werden, als in einer vom Körper gerade oder seitlich entfernten Position.

Die Entfernung des Krafteinleitungspunktes zum Körper hat keinen Einfluss auf die Höhe der aufgebrauchten Kraft. Die Annahme, dass die Kraft in kn Verbaupositionen besser zu kontrollieren ist, bestätigte sich nicht. Faktoren wie der zeitliche Druck und der Einsatz des Körpergewichtes können sich beeinflussend auf die resultierende AK auswirken, wobei der Einfluss keine signifikante Änderung der resultierenden AK zwischen den verschiedenen VBP zu Folge hat. Hypothese 2 wird demzufolge abgelehnt.

### Bewegungsversuche

Die Ergebnisse der Aktionskraftversuche zeigen, dass im Mittel deutlich höhere Kräfte aufgebracht werden als erforderlich. Während der Großteil der Probanden überhöhte Kräfte aufbringt, gelingt es einigen Probanden die Kräfte im Bereich der geforderten Verbaukraft zu kontrollieren. Die Bewegungsversuche wurden für zwei Probanden in der kn geraden VBP ausgewertet, da in dieser Position die höchsten AK gemessen wurden. Da sich die AK der ausgewählten Probanden deutlich unterschieden, wurden verschiedene Trajektorien und Verbaustrategien erwartet. Beide Probanden haben ähnliche Körpergrößen, 1,70 m und 1,72 m, sowie Anthropometrien und sind Rechtshänder. Sie haben daher im Hinblick auf die erreichbaren Greifräume vergleichbare Voraussetzungen für die Erfüllung der Arbeitsaufgabe. Während Proband 2 bereits 8 Jahre in der Produktion, 3 davon in der Stopfenmontage, arbeitet, hat Proband 3 nur 1,5 Jahre Berufserfahrung im Gesamten und in der Stopfenmontage. Proband 3 erzielte konstant niedrige AK von maximal 89 N (MW 81 N). Proband 2 brachte die höchsten AK von maximal 246 N auf (MW 214 N), wobei das Delta zur geforderten Kraft zwischen 100 N und 160 N schwankte. Die Betrachtung der einzelnen Kraftkomponenten zeigt verschiedene Verbaustrategien der Probanden. Obwohl bei beiden Probanden die dorsale Seite der Hand vom Körper weg zeigt, bringt P 3 eine Kraft in positiver y-Richtung und P 2 eine Kraft in negativer y-Richtung auf. P 2 positioniert den Stopfen mit fast gestrecktem Ellenbogengelenk. Der Winkel zwischen UA und verlängerter OA-Achse beträgt  $18^\circ$  (siehe Abbildung 4 für Definition der Achsen und Bewegungen). Beim Einbau des Stopfens erfolgt eine leichte Abspreizung des Handgelenkes nach außen, in ulnare Richtung, der Daumen wird dabei stark überstreckt. Der Flexionswinkel im EB-Gelenk bleibt während des Verbaus nahezu gleich (Winkeländerung von  $14^\circ$ ). P 3 verbaut den Stopfen mit gerader Hand durch eine Streckung des Ellenbogengelenks. Die Positionierung des Stopfens erfolgt mit im EB-Gelenk gebeugtem Arm ( $60^\circ$  zwischen UA und verlängerter OA-Achse) und leicht gestrecktem HG ( $17^\circ$  Extension). Um die Kraft aufzubringen, wird der EB gestreckt und das HG gebeugt. Die Winkel in EB-Gelenk und HG werden kleiner. Der EB wird von einer deutlichen Flexion in die fast komplette Streckung geführt, während das HG in Verlängerung des Unterarms aus einer leichten Streckung heraus gebeugt wird. Das HG wird zudem, einhergehend mit der Beugung in radiale Richtung, abduziert (siehe Abbildung 5 für Definition der Achsen und Bewegungen). Diese Bewegung gleicht einem Abrollen bzw. einer Vorwärtsrotation der Hand wodurch der Stopfen zuerst am vorderen Rand und danach am hinteren Rand verbaut wird. Dadurch

kann der Stopfen mit einer in Richtung des Körpers zeigenden Kraft verbaut werden. Durch diese Richtungsänderung gelingt es P 3 den Stopfen mit einer geringen resultierenden Kraft einzudrücken. Die folgenden Abbildungen zeigen den Einfluss der Extension des EB-Gelenkes, die der Auslöser für die Änderung der Kraftrichtung ist, auf die Höhe der resultierenden AK. Im ersten Versuch wird der Ellenbogen von  $56^\circ$  auf  $15^\circ$  gestreckt. Die resultierende AK beträgt 83 N.

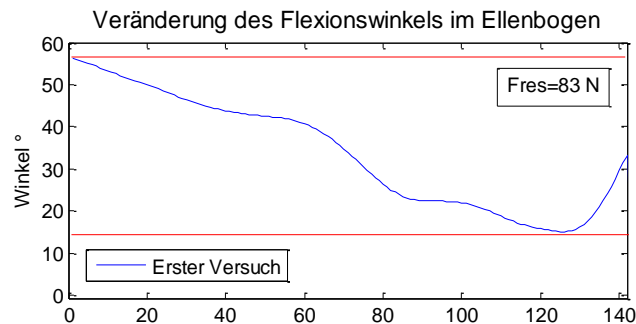


Abbildung 36: Veränderung des Flexionswinkels im Ellenbogen im ersten Versuch von Proband 3

Im zweiten Versuch ist die Streckung viel geringer. Der EB wird lediglich von  $56^\circ$  auf  $41^\circ$  gestreckt. Die resultierende AK ist höher und beträgt 89 N.

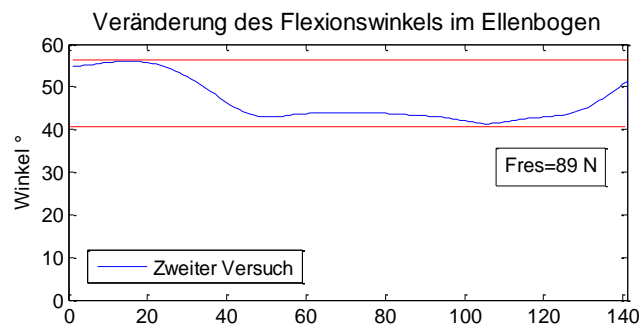


Abbildung 37: Veränderung des Flexionswinkels im Ellenbogen im zweiten Versuch von Proband 3

Im dritten Versuch ist das Delta der Streckung am größten und verändert sich von  $59^\circ$  auf  $16^\circ$ . Die resultierende AK ist in diesem Versuch mit 70 N am niedrigsten.

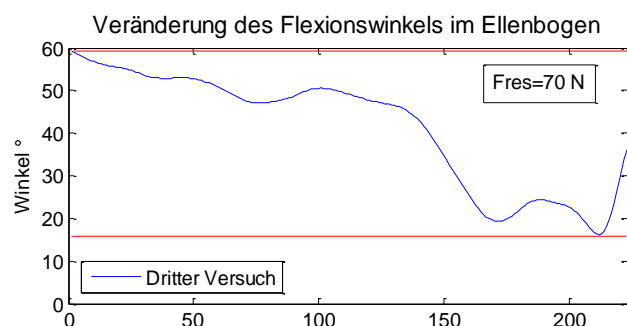


Abbildung 38: Veränderung des Flexionswinkels im Ellenbogen im dritten Versuch von Proband 3

Bis auf zwei weitere Probanden zeigt bei allen Probanden die resultierende AK vom Körper weg. Die Ausnahmen sind P 8 und P 10. P 8 verbaut vier von sechs Stopfen mit einer positiven y-Komponente, P

10 zwei von sechs Stopfen. Die resultierenden AK liegen bei P 8 zwischen 135 N und 143 N. Damit wird deutlich, dass für die konstant niedrigen AK von P 3 nicht ausschließlich die geänderte Krafrichtung den Ausschlag gibt.

Neben der Richtung hat der prozentuale Anteil der Kraftkomponente an der Gesamtkraft einen entscheidenden Einfluss. P 3 gelingt es, aufgrund des oben beschriebenen Trajektorienunterschiedes, den Stopfen mit einer, anteilig an der Gesamtkraft, höheren Kraft in y zu verbauen (Tabelle 9). Der höhere Anteil der Kraft in y-Richtung wird möglich, da die Kraft durch die gerade Handhaltung entlang der Achse des Daumens aufgebracht wird. Bei P 2 greift die Kraft in y-Richtung durch die Verdrehung der Hand seitlich am Daumen an. Der Anteil der y-Komponente an der resultierenden Gesamtkraft ist bei P 3, mit 35 % im Mittel bedeutend höher als bei P 2 mit 13 % (Tabelle 9), obwohl die absoluten Werte, bis auf den Unterschied der Krafrichtung gleich sind.

Der Vergleich der Daten mit P 8 zeigt, dass weder die alleinige Änderung der Krafrichtung noch die der Höhe der Querkraftkomponente eine geringe resultierende AK bewirken. Obwohl P 8 eine positive Kraft in y-Richtung aufbringt, gelingt keine Reduzierung der AK, da die Höhe der Kraft in Relation zur Gesamtkraft mit 4,9 % zu niedrig ist.

Tabelle 9: Höhe der Kraft in y-Richtung & Anteil der Kraft in y-Richtung an der resultierenden Gesamtkraft

	<b>Fy in [N]</b>	<b>Fy in % von Fres max</b>	<b>Fres max in [N]</b>
P 2	-30,8	13,6	226,2
P 3	28,7	35,5	81,0
P 8	6,9	4,9	138,7

Die anteilig geringe y-Komponente resultiert bei P 2 in einem fast senkrechten Verbau des vorpositionierten Stopfens, wohingegen der Winkel der Kraft bei S 3 fast 45° zur Oberfläche des Stopfens beträgt. Die gelbe Linie in Abbildung 39 und Abbildung 40 zeigt die Richtung der Kraft an. Auf der rechten Seite der Abbildungen ist zudem der Zeit-Verlauf der Kraftkomponenten in x, y, z und der resultierenden Kraft dargestellt. An diesen Verläufen ist erkennbar, dass P 3 sich deutlich mehr Zeit nimmt den Stopfen zu positionieren. Während die mittlere Verbauzeit bei P 2 0,87 s bis zum Zeitpunkt der maximalen, resultierenden AK beträgt, ist die mittlere Verbauzeit bei P 3 mit 1,6 s deutlich länger. Eine bessere Positionierung des Stopfens könnte demnach Einfluss auf die Verbaukraft haben. Die Bewegungsstrategie von P 3 zeigt nicht nur in der kn geraden VBP, sondern auch bei den seitlichen Verbaupositionen Erfolg. Tabelle 10 zeigt die anteilig an der gesamten Verbaukraft aufgebrauchte Querkraft für P 3 über alle VBP. In den VBP wo der Anteil größer als 30 % ist, gelingt der Stopfenverbau mit einer geringen resultierenden AK (grau hinterlegte Spalten in Tabelle 10).

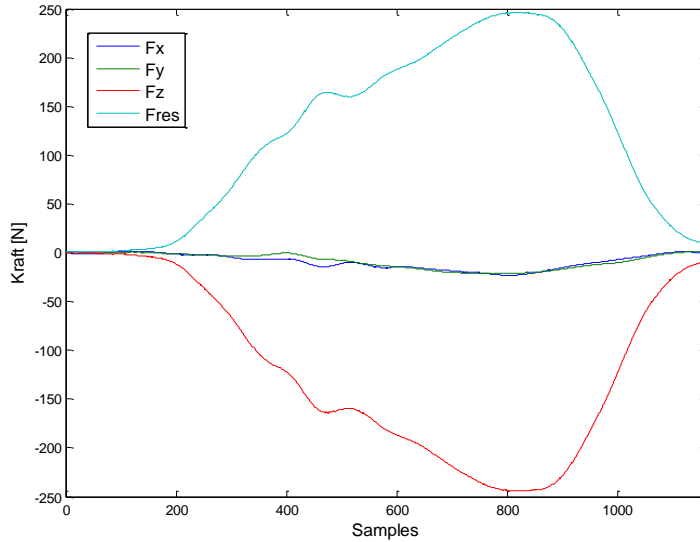
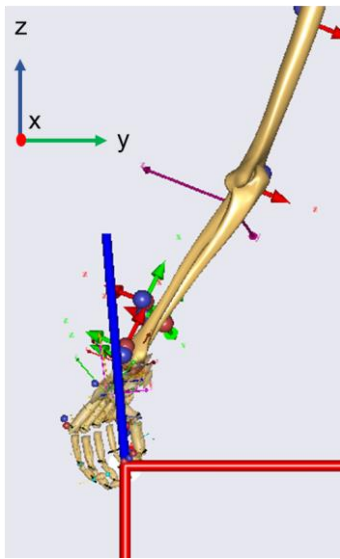


Abbildung 39: Richtung und Betrag der resultierenden Kraft (gelb) bei P 2 während des Eindrückens eines 35 mm Stopfens

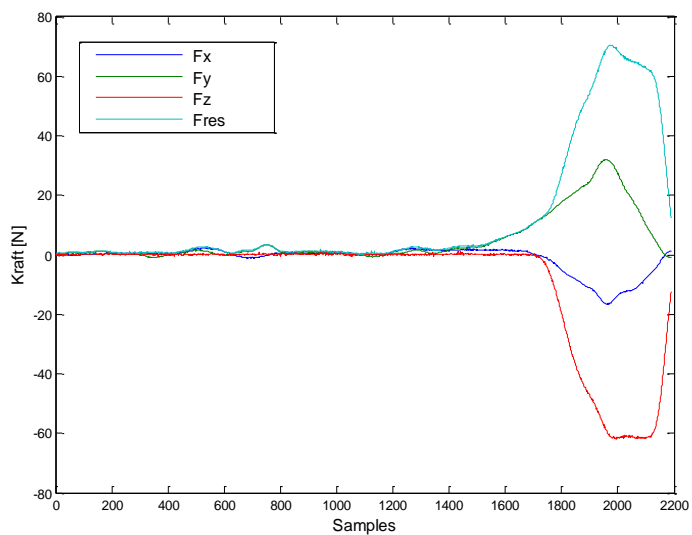


Abbildung 40: Richtung und Betrag der resultierenden Kraft (grün) bei P 3 während des Eindrückens eines 35 mm Stopfens

Tabelle 10: Mittelwerte der resultierenden Verbaukraft von P 3 über fünf Verbaupositionen mit der anteiligen Querkraft in y-Richtung

	MW kn g 35	MW kf g 20	MW kf g 35	MW kn seitl 20	MW kn seitl 35
Fres in [N]	81,0	134,4	109,9	89,3	80,4
Fy in [%] von Fres max	35,5	15,6	20,2	46,4	38,8



Ein möglicher Grund für die optimierte Verbastrategie könnte die geringere Maximalkraft von P 3 sein. Während P 2 eine Maximalkraft von 254 N aufbrachte, erreichte P 3 nur 162 N. Da die Stopfen, bedingt durch Bauteilvarianzen, Kräfte von 80 N - 130 N (Tabelle 8) zum sicheren Verbau erfordern, ergibt sich für P 3 die Notwendigkeit die Verbastrategie anzupassen, um die individuelle Beanspruchung durch das Aufbringen geringerer Verbakräfte zu reduzieren und dennoch einen sicheren Verbau zu gewährleisten.

Die Kombination aus einer:

- deutlichen Streckung des EB-Gelenks,
- der in Richtung des Körpers zeigenden Kraft sowie
- der anteilig höheren y-Komponente an der Gesamtkraft

führt, in Bezug auf die resultierenden Verbakräfte, zu einer optimierten Verbastrategie. P 3 bringt im Mittel über alle VBP eine resultierende AK von 95 N auf. Bei den übrigen Probanden liegen die Mittelwerte bei 143 N. Da diese Verbastrategie ausschließlich bei P 3 beobachtet wurde, können keine abgesicherten Empfehlungen für eine Verbastrategie gegeben werden. Die Annahmen, dass höhere Anteile der y-Kraftkomponente in Kombination mit einer positiven Richtung der y-Kraftkomponente sowie einer besseren Positionierung des Stopfens den Verbau erleichtern, müssen weiter untersucht werden.

#### Maximum Voluntary Contraction

Die hier dargestellten Maximalkräfte wurden ausschließlich mit dem Daumen aufgebracht. Die Maximalkräfte variieren stark zwischen den Probanden und sind abhängig von Geschlecht, Alter und Trainingszustand (hellrote Balken Abbildung 41).

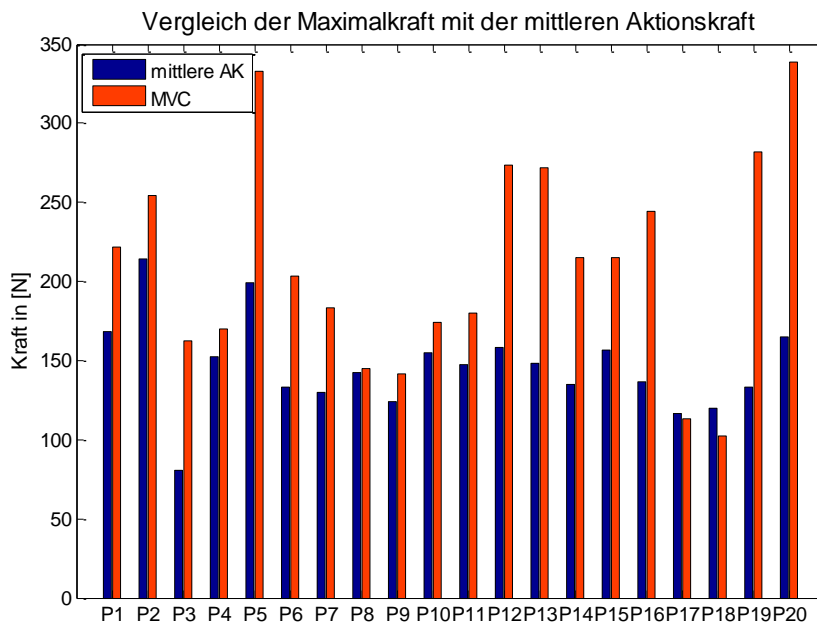


Abbildung 41: Maximalkräfte und mittlere Aktionskräfte aller Probanden

Die maximalen Kraftwerte der männlichen Probanden variieren zwischen 142 N und 339 N. Der Mittelwert der Maximalkraft für die Männer liegt bei 226 N (SA 59,6 N). Bei den weiblichen Probanden liegt der Mittelwert bei 126 N (SA 32,2 N, Min 102,6 N, Max 162,8 N). Es gibt keinen signifikanten Unterschied zwischen Produktions- und Nicht-Produktionsmitarbeitern für die Maximalkraft. Der gesamte Mittelwert beträgt 211 N (SA 66,7 N). Auch Peebles und Norris (2003) fanden für Frauen deutlich geringere maximale Druckkräfte als für Männer (ca. 55 % - 75 %) und beschrieben zudem eine starke Variation der Maximalkräfte bei mehreren Versuchen. Laut Peebles und Norris (2003) liegen die Werte für 21 - 30 jährige Männer im Bereich von 109 N bis 290 N (MW 184 N) und für 31 - 50 jährige Männer im Bereich von 174 N bis 242 N (MW 201 N). Damit sind die in dieser Studie gemessenen Werte für Männer etwas höher. Für 21 - 30 jährige Frauen wurden von Peebles und Norris (2003) Werte zwischen 85 N und 181 N (MW 135 N) und für 31 - 50 jährige von 87 N bis 187 N (MW 133 N) ermittelt. Die Werte der weiblichen Probanden aus der Studie liegen leicht unter den in der Literatur beschriebenen Werten, wobei die geringe Anzahl von nur drei weiblichen Probanden nur wenig repräsentativ ist. Zudem ist der Vergleich von Maximalkräften verschiedener Studien aufgrund unterschiedlicher Untersuchungsdesigns sowie verschiedener Mess- und Auswertemethodiken schwierig. Der Hauptunterschied zwischen der Studie nach Peebles und Norris (2003) und den hier präsentierten Ergebnisse ist der Einfluss der Massekraft auf die maximale Daumendruckkraft. Peebles und Norris (2003) standardisierten für jeden Probanden die Höhe der Kraftmessdose auf individueller Ellenbogenhöhe. Beim Stopfenverbau in der Produktion ändert sich die Montagehöhe nicht. Es gibt keine Anpassung auf die individuellen, körperlichen Voraussetzungen. Die Maximalkräfte wurden deswegen unter realistischen Bedingungen auf Montagehöhe ermittelt, was größeren Probanden einen anderen Einsatz ihres Körpergewichts ermöglichte, als kleineren Probanden. Das könnte die im Vergleich zu Peebles und Norris (2003) festgestellten Unterschiede zwischen Männern und Frauen erklären. Da die Messungen dennoch in einem vergleichbaren Bereich liegen, können die Werte als Grundlage für eine individuelle Beanspruchungsklassifizierung beim Stopfenverbau genutzt werden.

Mit Hilfe der Maximalkraft wurde die individuelle Beanspruchung für jeden Probanden basierend auf den Mittelwerten der aufgebrachten AK berechnet. In folgender Abbildung sind die individuellen Beanspruchungen in der körpernahen geraden VBP dargestellt. Zwischen den Verbaupositionen wurde kein signifikanter Unterschied in der Beanspruchung ermittelt. Die niedrigste individuelle Beanspruchung liegt bei 47 %, die höchste bei 117 %.

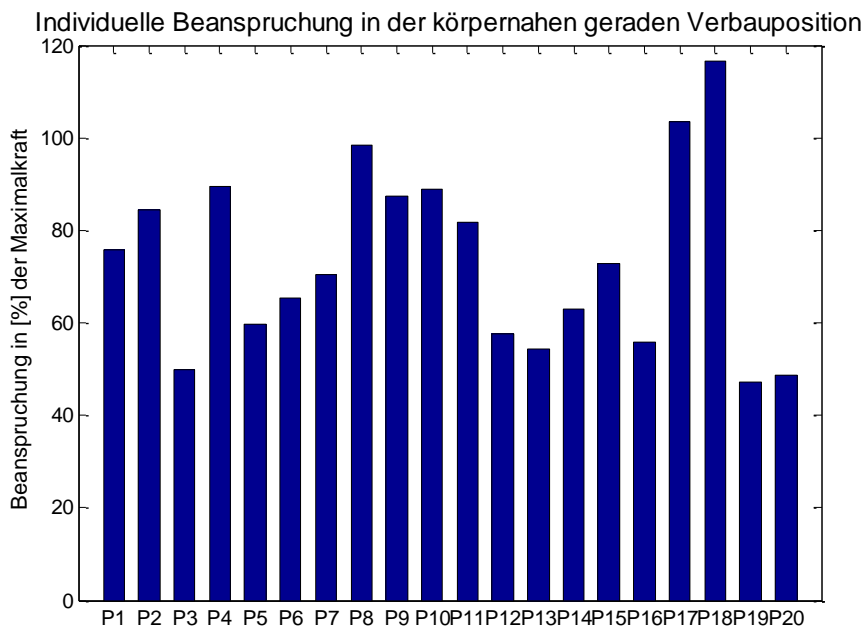


Abbildung 42: Individuelle Beanspruchung beim Stopfenverbau pro Proband

Die Werte werden am Ende des Kapitels in einem zusammenfassenden Diskussionsteil besprochen.

### 4.3 Aufbau AnyBody™ Modell

Um die im Versuch ermittelten Belastungen objektiv untersuchen zu können und Beanspruchungen zu quantifizieren, erfolgte der Aufbau eines Muskel-Skelett-Modells in AnyBody™ (Kapitel 2.5.1). Das folgende Kapitel beschreibt den Aufbau des verwendeten Modells im Detail. Als Grundlage für die Modellierung in AnyBody™ wurde das Ganzkörpermodell AAU Human auf Motion Capture Basis verwendet. Basierend auf Bewegungsdaten sowie einer extern angreifenden Kraft können Reaktionskräfte und -momente in Gelenken sowie Muskelkräfte vorhergesagt werden. Zur Vereinfachung erfolgte eine Reduzierung des Ganzkörpermodells auf den Oberkörper und den rechten Arm (Abbildung 43). Für den Oberkörper lagen, aufgrund der Fokussierung der Marker auf den Arm und die Hand (Kapitel 4.2.1), keine Bewegungsdaten vor. Da die Bewegungen im Oberkörper für den gewählten Zeitabschnitt minimal ausfielen, ermöglicht die Einführung folgender Restriktionen dennoch eine realistische Position des Oberkörpers:

- Fixierung der Pelvis-Rotation für alle drei Freiheitsgrade
- Fixierung aller Freiheitsgrade der Scapula-Thorax, Sterno-Clavicular sowie der Pelvis-Thorax Verbindung und des Nackens in den vorgegebenen Initialpositionen (entspricht einer leicht vorgelegten Position des Oberkörpers (Abbildung 43 rechts))
- Fixierung der Rotation im Schultergelenk in einer leicht nach innen rotierten Initialposition

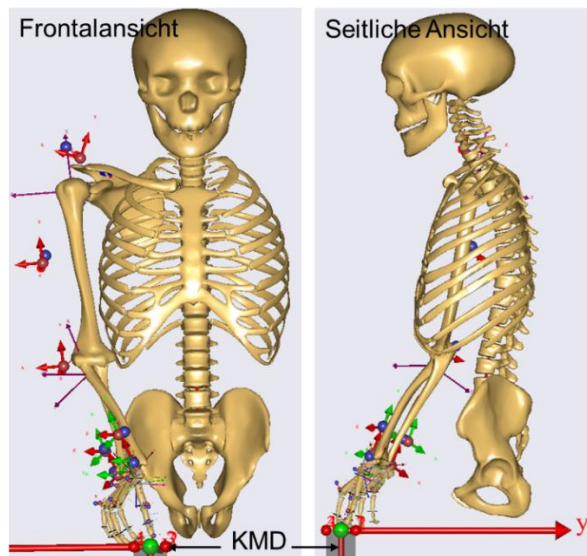


Abbildung 43: AnyBody™-Teilkörpermodell des Oberkörpers und rechten Arms mit Motion Capture Markern

Wie bereits in Kapitel 2.5.1 beschrieben, existieren die Skelett- und Muskelstrukturen eines Handmodells im Ganzkörpermodell bisher nur unvollständig. Da die Entwicklung eines vollständigen Handmodells den Umfang dieser Arbeit übersteigen würde, wurde das im Repository existierende detaillierte Handmodell (S. 36) erweitert. Die Skelettstruktur des Modells wurde beibehalten, da im Gegensatz zu dem im Kapitel 2.5.1 vorgestellten Daumenmodell von Wu et al. (2009) im AAU Human bereits die richtigen Gelenktypen am CMC-Gelenk des Daumens integriert sind. Wu et al. (2009) verwendeten in ihrem Daumenmodell ein Gelenk mit zwei senkrecht zueinander stehenden Achsen. Diese Modellierung war für den einfachen Pipettiervorgang ausreichend, würde jedoch bei der Analyse komplexerer Tätigkeiten eine unrealistische Kinematik erzeugen. Im AAU Human werden deswegen für das CMC-Gelenk zwei Revolute Joints anstelle eines Universal Joints verwendet. Das ermöglicht eine nicht senkrechte und somit anatomisch korrekte Gestaltung der Gelenkachsen des CMC-Gelenkes (Hollister et al., 1992). Zur Integration der Muskeln wurde zunächst die Erweiterung der extrinsischen Handmuskulatur vorgenommen. Dazu fand die Modifizierung der bereits vorhandenen Muskeln, Extensor pollicis longus, Flexor pollicis longus, Extensor pollicis brevis und Abductor pollicis longus statt. Die Ansätze der Muskeln endeten im Bereich der Metakarpalknochen, neu eingefügte Verlaufs- und Ansatzpunkte modellieren die Muskeln anatomisch korrekt. Die von An et al. (1979) ermittelten, normierten Ansatzpunkte der Muskeln und Sehnen wurden übernommen. Zur Sicherstellung der im AAU Human vorhandenen automatischen Skalierbarkeit erfolgte, basierend auf dem normativen Handmodell, die Integration einer Vektornorm, die die automatische Anpassung der Sehnenansätze an verschiedene Anthropometrien ermöglichte. Da mit Hilfe des Modells in erster Linie durch den Daumen aufgebrachte Druckkräfte untersucht werden sollten, wurde die intrinsische Handmuskulatur nicht modelliert, da diese überwiegend bei Aufgaben mit hohen Anforderungen an Geschicklichkeit gefordert ist (Lieber et al., 1992).

Aufgrund der Fixierung der Ansatzpunkte der Muskulatur und Sehnen im Modell verändern sich die Momentarme der Muskeln nicht über die Zeit. Das widerspricht dem physiologischen Verhalten von

Momentarmen, die sich aufgrund der Bewegung der Segmente zueinander verändern (An, 2007). Sehnen, deren Längen sich während einer Bewegung nicht signifikant ändern, nehmen wenig Einfluss auf die Bewegung (Youm, Thambyrajah, & Flatt, 1984). Fixierte Ansatzpunkte sind deswegen für isometrische Bewegungen realistisch, bei zunehmend dynamischeren Analysen werden die Ergebnisse jedoch ungenauer. Eine erste Validierungsstudie, mit dem bis dahin aufgebauten Handmodell, zeigte, dass bedingt durch die unvollständig integrierten Strukturen und des fehlenden Zusammenwirkens von extrinsischer und intrinsischer Muskulatur keine plausiblen Werte berechnet werden konnten. Aufgrund des komplexen Zusammenspiels der Strukturen der Hand bei manuellen Montagetätigkeiten macht eine detaillierte Analyse der Muskelkräfte und -aktivitäten mit einem nicht validierten Modell keinen Sinn. Die Bedeutung der Modellvalidierung wurde in Kapitel 2.5.2 im Detail beschrieben. Da das M-S-Modell lediglich als Analysetool verwendet werden sollte und nicht die Entwicklung eines detaillierten M-S-Modells des Daumens im Vordergrund stand, wurde auf eine Weiterentwicklung des Modells verzichtet und eine Alternativvariante gewählt.

Das alternative Modell verzichtet auf die Integration anatomisch und physiologisch korrekter Muskeln und verwendet stattdessen die im AnyBody™ Modell vorhandenen General Muscles (AnyBody™ Technology, 2015). Der General Muscle kann, abhängig von den Eigenschaften des an ihn gekoppelten Körpers, eine Kraft oder ein Moment generieren. Jeder Gelenkfreiheitsgrad wird in diesem Modell über einen sogenannten Joint Muscle gesteuert. Die Joint Muscles verwenden als Muskelmodell den General Muscle. Die maximale Muskelkraft variiert je nach Muskel. Das Momentpotential (MP) für die drei Daumengelenke wurde basierend auf dem jeweiligen PCSA in N/cm<sup>2</sup>, einem Skalierungsfaktor von 35 N/cm<sup>2</sup> und dem Momentarm des jeweiligen Muskels berechnet. Für die Finger sind die Werte im AnyBody™ Modell nach Smutz et al. (1998), Lieber et al. (1992) und Jacobson et al. (1992) festgelegt. Die Joint Muscles generieren sogenannte Nettogelenkmomente (NGM), die alle für die Bewegung eines Gelenkes notwendigen Kräfte und Momente aufsummieren. Die aufsummierten Momentpotentiale für das MCP und das CMC-Gelenk wurden im AnyBody™ Modell mit Hilfe der in Smutz et al. (1998) abgebildeten einzelnen Momentpotentiale der Muskeln gebildet. Für das Interphalangealgelenk waren im Modell bisher nur Schätzwerte angegeben. Die Werte wurden basierend auf den Studien von Wu et al. (2014), Holzbaur et al. (2005) und Valero-Cuevas et al. (2003) angepasst. Sowohl für das Flexions- als auch für das Extensionsmoment wurde der Mittelwert aus den Studien gebildet, da die Angaben der PCSAs variierten. Zudem wurde das Momentpotential für Momentarme in neutraler Position, 10° Hyperextension im IP-Gelenk und 20° Hyperextension bestimmt, da der Daumen bei der Montage von Stopfen häufig überstreckt wird. Die finalen Momentpotentiale können der folgenden Tabelle entnommen werden.

Tabelle 11: Momentpotentiale [Nm] für das CMC und MCP-Gelenk aufsummiert aus Abbildung 2 von Smutz et al. (Smutz et al., 1998), Momentpotentiale [Nm] für das IP-Gelenk näherungsweise berechnet

	<b>MP Flexion</b>	<b>MP Extension</b>	<b>MP Adduktion</b>	<b>MP Abduktion</b>
CMC-Gelenk	8,9	2,0	3,23	3,45
MCP-Gelenk	3,55	0,9	1,03	1,18
IP-Gelenk	0,9	0,25	-	-

Diese Art der Analyse liefert zwar weniger detaillierte aber dennoch wichtige Informationen über die Funktion von Körpersegmenten und Gelenken, und ist zudem numerisch bedeutend effizienter als die Berechnung spezifischer Muskelkräfte (AnyBody™ Technology, 2015). Im Gegensatz zum ursprünglichen Modell können durch die Vereinfachung plausiblere Werte berechnet werden, da der Einsatz von General Muscles zur Berechnung von Nettogelenkmomenten bereits validiert ist. Neben der Grundstruktur des Modells, bestehend aus Skelett und Muskeln, mussten verschiedene Eigenschaften des Motion Capture Modells angepasst werden.

Die Bewegungen des Arms basieren auf den 3D-Koordinaten der in der C3D-Datei aufgezeichneten Motion Capture Daten. Wie im Versuch beschrieben, wurde zur Erfassung der Bewegung ein Markersset von 28 Markern an Arm und Hand gewählt und in das Motion Capture Modell von AnyBody™ übertragen. Für bereits bestehende Marker wurden die Positionen im Modell angepasst. Die Marker an der Hand und am Unterarm wurden neu implementiert und anschließend in Bezug auf ihre Position am Körper mit Hilfe von Videodaten optimiert. Die Marker sind in Bezug auf das jeweilige Körpersegment am Modell fixiert. Da bei einem Großteil der Versuche Probleme durch Verdeckungen im Bereich der Finger auftraten, weisen die Markerdaten teilweise erhebliche Lücken auf. Um dennoch eine repräsentative Anzahl an Versuchen analysieren zu können, wurde das Modell weiter vereinfacht. Die Steuerung der Fingerbewegungen, mit Ausnahme des Daumens, erfolgte nicht über Markerdaten sondern mit Hilfe von Treibern. Treiber spezifizieren die zeitabhängige Bewegung eines ausgewählten DoF des Gelenkes. Treiber Position, Geschwindigkeit und Beschleunigung sind frei einstellbar. Diese Annahme war möglich, da die Bewegungen lediglich vom Zeitpunkt der ersten Kraftaufbringung bis zum vollständigen Verbau des Stopfens analysiert, wurden. Während dieses kurzen Ausschnittes fand keine übermäßige Bewegung von Zeige-, Mittel-, Ring- und kleinem Finger statt. Für jeden Finger wurde ein Treiber implementiert, der eine leichte Krümmung der Finger über den Zeitverlauf vorgibt. Diese Position kommt der realen Handhaltung sehr nahe. Das finale Markersset in AnyBody™ enthielt nach dieser Reduzierung 14 Marker (RSHO, RUPA, RELB, FAR, FAU, WRR, WRU, CMC 2, CMC 5, MCP 1, MCP 2, MCP 5, IP, FT 1, Erläuterung der Marker auf Seite 36).

#### **4.3.1 Durchführung der Analyse mit dem Handmodell**

Die zur Skalierung des Modells verwendeten anthropometrischen Daten wie Gewicht, Körpergröße, Handbreite und Handlänge sind für jeden Probanden in einer spezifischen Datei festgehalten, wurden vor der Analyse einmal angegeben und in jedem Versuch des betreffenden Probanden beachtet (Tabelle 12). Neben der probandenspezifischen Datei gibt es eine spezifische Versuchsdatei für jeden Versuch eines Probanden. In dieser wird die Initialposition des Modells gewählt. Die Anpassung der initialen Position verfolgt das Ziel, eine möglichst gute Überlagerung der aufgezeichneten und modellierten Marker zu erreichen. Die Wahl der Initialposition erfolgte für jeden Probanden angepasst an die Körperhaltung für jeden Versuch. Die Analyse der Bewegungs- und Kraftdaten aus dem ersten Probandenversuch lief dreistufig ab (Abbildung 44).

Tabelle 12: Probandenspezifische Daten für das AnyBody™ Menschmodell

Probanden- nummer	Geschlecht	Größe [m]	Gewicht [kg]	Handbreite [m]	Handlänge [m]
1	m	1,86	88	0,0945	0,1821
2	m	1,7	72	0,1072	0,1627
3	w	1,72	68	0,0954	0,1765
4	m	1,75	78	0,1015	0,1704
5	m	1,82	78	0,1029	0,1636
6	m	1,71	74	0,0992	0,1608
7	m	1,74	76	0,0886	0,1698
8	m	1,83	82	0,0994	0,1724
9	m	1,72	65	0,0864	0,1758
11	m	1,77	78	0,0919	0,1769
12	m	1,86	87	0,104	0,1739
13	m	1,89	88	0,1093	0,1773
14	m	1,85	90	0,1033	0,1747
15	m	1,83	84	0,1168	0,1862
16	m	1,98	94	0,102	0,2018
17	w	1,73	68	0,0896	0,1699
19	m	1,73	70	0,0913	0,1711
20	m	1,86	85	0,1034	0,1892

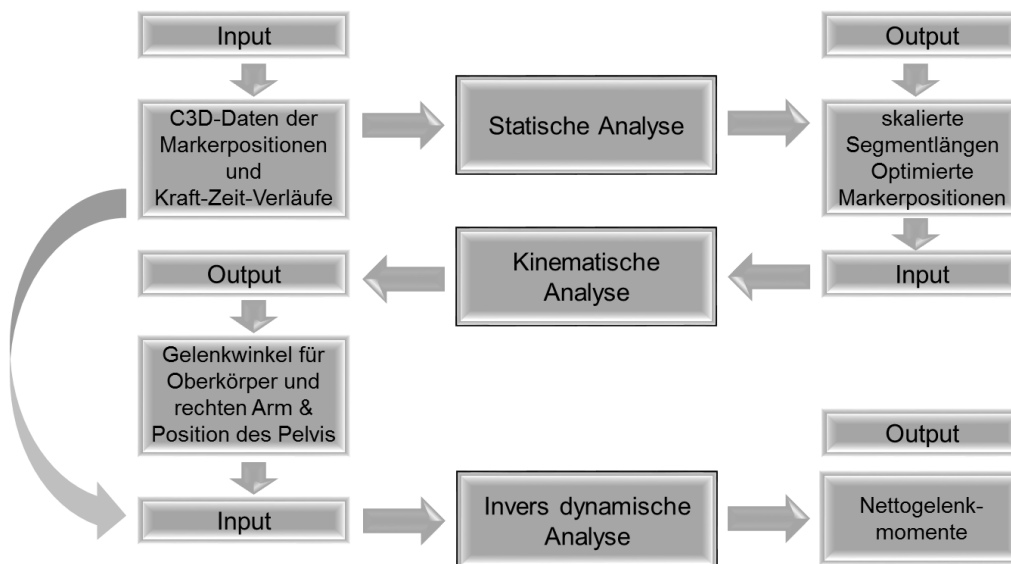


Abbildung 44: Schematischer Ablauf der Analyse in AnyBody™

In der statischen Analyse erfolgte, basierend auf den C3D-Daten der Marker, die Optimierung der Markerpositionen am Modell sowie der zuvor festgelegten anthropometrischen Parameter des Modells

(Tabelle 12). Die C3D-Daten für die statische Analyse wurden in einer definierten, statischen Körperposition aufgezeichnet (Abbildung 45). Für die Analyse wurde ein sehr kleiner Zeitausschnitt gewählt, um unwillkürliche Bewegungen des Probanden, wie z. B. einen leichten Tremor zu minimieren. Die statische Körperposition war für jeden Probanden wie folgt standardisiert:

- aufrechter Stand
- der Arm liegt am Körper an
- der Ellenbogen ist auf  $90^\circ$  angewinkelt
- die Handfläche zeigt nach unten

Es wurden nur die Marker optimiert, bei denen die Positionierung nicht eindeutig anhand anatomischer Landmarken identifizierbar war. Dabei wurde die Lage der roten Modellmarker in Bezug auf die blauen Marker aus den C3D-Daten optimiert, sodass die Marker möglichst nahe aufeinander lagen. Abbildung 45 zeigt das Modell vor (links) und nach (rechts) der Optimierung von Markern und anthropometrischen Parametern. Die optimierten Daten aus der statischen Analyse wurden in einer Datei gespeichert und in jedem Versuch der kinematischen Analyse geladen, um die identische Skalierung des Modells über alle Versuche eines Probanden sicherzustellen.

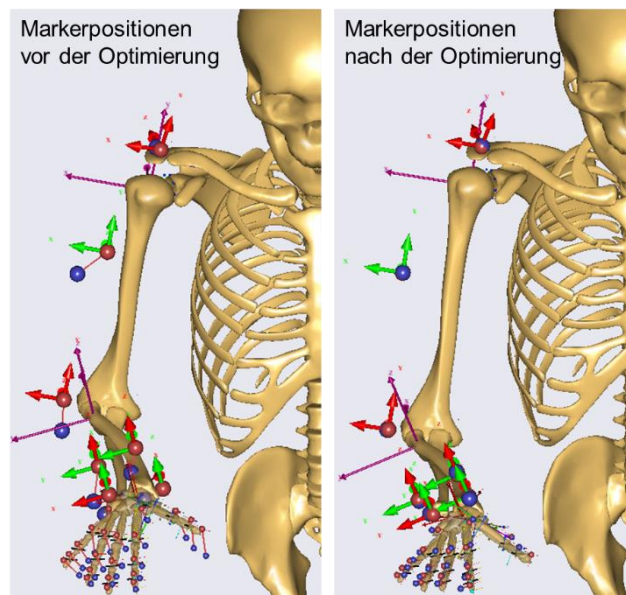


Abbildung 45: Definierte Körperposition zur Optimierung der Markerpositionen am Modell sowie der anthropometrischen Parameter des Modells

Zu Beginn der kinematischen Analyse wurde die Initialposition des Modells neu eingestellt, da sich die Auswertung der Daten auf die Zeitabschnitte beschränkte, in denen Kraft aufgebracht wurde. Demnach unterscheidet sich die Initialposition für die kinematische Analyse deutlich von der für die statische Analyse. Der Arm ist nahezu gestreckt und der Daumen berührt die KMD (Abbildung 43). Die kinematische Analyse gibt, basierend auf den C3D-Daten der Aktionskraftversuche, die Gelenkwinkel des Oberkörpers und des rechten Arms aus. In der kinematischen Analyse können zudem Bewegungsgeschwindigkeiten, Beschleunigungen, Gelenkpositionen und Gelenkwinkelgeschwindigkeiten ermittelt



werden (Gustus et al., 2012). Tabelle 36 und Tabelle 37 im Anhang enthalten die optimierten Markerpositionen und Segmentlängen aus der statischen Analyse sowie die Gelenkwinkel aus der kinematischen Analyse.

Im dritten Schritt erfolgte die invers dynamische Analyse der Daten. Analog zur kinematischen Analyse wurden für die invers dynamische Analyse die optimierten Markerpositionen und Anthropometrien übernommen. Die Analyse erfolgte mit Hilfe der in Schritt zwei errechneten Gelenkwinkel und der gemessenen Kräfte. Die, in drei Vektoren ( $x, y, z$ ) unterteilte, Kraft wurde an einem an der Daumenspitze definierten Punkt eingeleitet. Die Kraftmessdose ist im Umgebungsmodell modelliert und unter dem Daumen positioniert (grauer Block in Abbildung 43). Die Kraftkurven wurden vor der Analyse mit einem Butterworth Filter mit einer Cut off Frequency von zwölf gefiltert. Das Polynom Kriterium, welches die Muskelaktivität mit einer variablen Ordnungszahl minimiert, wurde als Optimierungskriterium zur Berechnung der NGM eingesetzt. Dabei wurde eine Ordnungszahl von drei gewählt, da diese ein möglichst synergistisches Arbeiten von Muskeln, aus physiologischer Sicht, ermöglicht.

### **4.3.2 Ergebnisse aus der Simulation mit dem Handmodell**

Für 14 der 20 Probanden konnten mit Hilfe des Modells Gelenkwinkel und Beanspruchungen bestimmt werden. Zwei Probanden, Proband 10 und 18, wurden von vornherein ausgeschlossen. Proband 10 ist Linkshänder. Das Modell wurde jedoch lediglich für die Analyse der Beanspruchungen des rechten Arms aufgebaut. Für Proband 18 konnten keine verwertbaren Markerdaten generiert werden, da während der Versuche das distale Daumengelenk stark überstreckt wurde. Der am Interphalangealgelenk befestigte Marker wurde dadurch vom Marker an der Fingerspitze (FS 1) und dem am Metakarpalgelenk überdeckt. Weitere vier Probanden wurden aufgrund unrealistischer Haltungen des Daumens nach der Analyse der Kinematik aussortiert. Es wurden fünf Gelenkwinkel sowie fünf Nettogelenkmomente für den Daumen ausgewertet. Für das Daumensattel- und das Daumengrundgelenk wurden Flexions-, Extensions-, Abduktions- und Adduktionswinkel sowie die für die Winkelveränderung erforderlichen NGM analysiert. Für das distale Gelenk erfolgte die Analyse für den Freiheitsgrad der Flexion und Extension.

#### **Auswertung der Gelenkwinkel**

Alle Probanden montierten die Stopfen mit deutlicher Streckung im Ellenbogengelenk. Beim Großteil trat, während der ausgewerteten Zeitabschnitte, keine große Änderung des EB-Winkels auf. Die individuelle Verbastrategie von Proband 3, bei dem das EB-Gelenk von einer Beugung in eine deutliche Streckung geführt wurde, wurde bereits in Kapitel 4.2.5 diskutiert.

Bis auf eine Ausnahme haben alle Probanden das Handgelenk beim Stopfenverbau gestreckt. Der Extensionswinkel liegt im Mittel bei  $34^\circ$ . Maximal wurde das HG auf bis zu  $77^\circ$  gestreckt und bis zu  $17^\circ$  gebeugt. Eine Beugung des Handgelenkes trat lediglich bei Proband 3 auf. Die extreme Streckung des Handgelenkes von bis zu  $77^\circ$  wurde nur bei dem Probanden beobachtet, der zum Stopfenverbau nicht den Daumen sondern den Handballen benutzte. Durch das Aufbringen der Kraft mit dem Handballen wurde das HG überstreckt, um einen guten Hebel zu erreichen. Der Großteil der Probanden arbeitete

mit einem zwischen  $30^\circ$  und  $50^\circ$  gestrecktem Handgelenk. Diese Gelenkwinkel werden als mittelgradige Gelenkwinkel eingestuft (Hoehne-Hückstädt et al., 2007b) (Abbildung 10 rechts). In seitlicher Richtung wurde das HG beim Stopfenverbau ulnar abduziert, d.h. in Richtung des kleinen Fingers abgelenkt. Im Mittel liegt der minimale Abduktionswinkel bei  $-20^\circ$ . Die individuellen Winkel schwanken zwischen  $-10^\circ$  und  $-27^\circ$ , wobei bis auf einen Probanden alle unterhalb der  $25^\circ$  Grenze bleiben, die laut Höhne-Hückstädt et al. (2007b) als mittelgradiger Bewegungsbereich eingestuft wird (Abbildung 10 links).

Der Flexionswinkel im Daumensattelgelenk ist bei allen Probanden positiv und liegt im Mittel bei  $61^\circ$  Flexion. Das heißt, der Daumen steht fast senkrecht zur Ebene der Handfläche. Physiologisch korrekt ist diese Bewegung keine reine Flexion im CMC-Gelenk, sondern entspricht einer Anteponation des Daumes. Kapandji (1992) beschreibt für eine Anteponation Gelenkwinkel bis zu  $65^\circ$  zwischen der Achse des Zeigefingers und des Daumens. Die reine Flexion im CMC ist vom Bewegungsumfang sehr gering (Kapandji, 1992). Im Modell wird die Anteponation jedoch über den Flexionswinkel im CMC-Gelenk beschrieben. Zwischen den Probanden variieren die mittleren Gelenkwinkel zwischen  $45^\circ$  und  $75^\circ$  (Abbildung 46), wobei  $75^\circ$  einer extrem senkrechten Haltung des Daumens und  $45^\circ$  einer eher flacheren Haltung des Daumens entsprechen (Abbildung 47). Bei nahezu allen Probanden, z.B. P 11 und P 20 in Abbildung 46, streuen die mittleren Gelenkwinkel zwischen den einzelnen Versuchen um ca.  $10^\circ$ . Eine Abhängigkeit der Streuung von der Höhe der Winkel – flache ( $45^\circ$ ) oder senkrechte ( $75^\circ$ ) Daumenhaltung – ist nicht erkennbar.

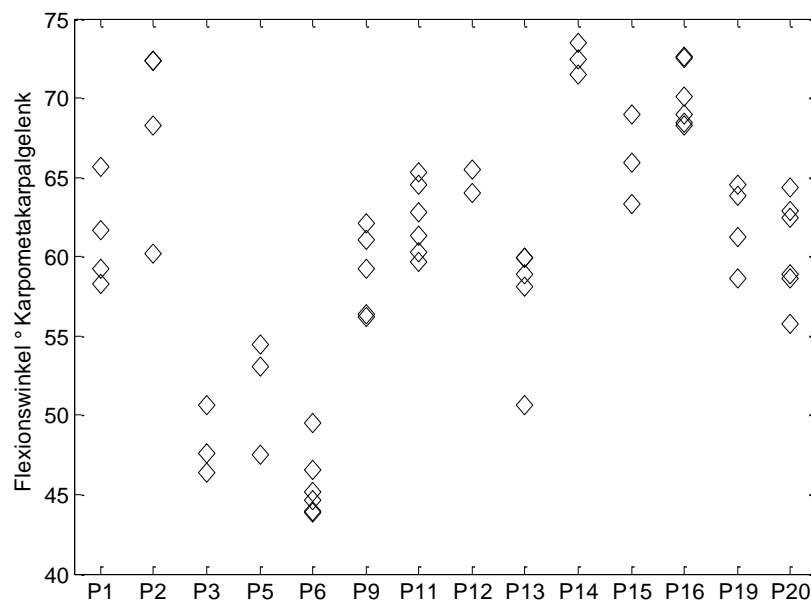


Abbildung 46: Mittlere Flexionswinkel im Karpometakarpalgelenk pro Proband

In Abbildung 47 rechts ist erkennbar, dass ein flacherer Flexionswinkel (Daumen auf Ebene der Finger) in Kombination mit einem größeren Abduktionswinkel des Daumens auftritt. Der Daumen wird demnach stärker in seitlicher Richtung vom Zeigefinger abgespreizt, der Abduktionswinkel wird negativer (siehe P 3 und P 6 in Abbildung 46 und Abbildung 48).

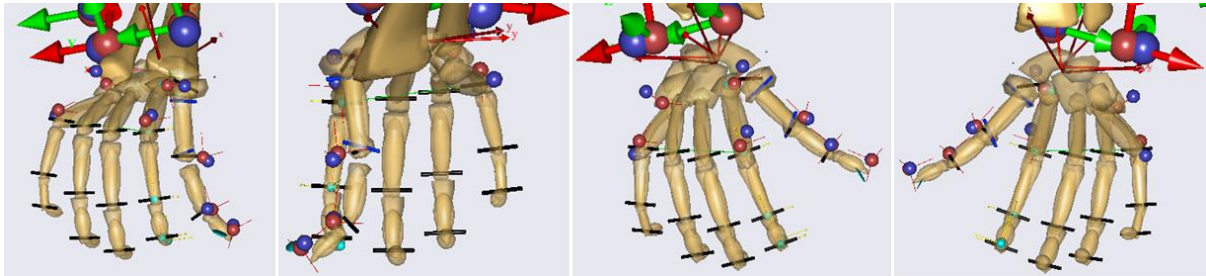


Abbildung 47: Unterschiedliche Flexionswinkel des Daumens im CMC-Gelenk beim Stopfenverbau, Ansicht von dorsal und palmar (links Winkel ca. 70°, rechts Winkel ca. 40°)

Der Abduktionswinkel ist bei allen Probanden negativ, das heißt der Daumen wird immer vom Zeigefinger weg abgespreizt. Der mittlere Abduktionswinkel beträgt  $-26^\circ$ . Die Abduktionswinkel im CMC-Gelenk variierten zwischen den Probanden von  $-5^\circ$  bis  $-50^\circ$  (Abbildung 48). Analog zu den Flexionswinkeln im Karpometakarpalgelenk ist auch hier bei einigen Probanden eine Streuung der Winkel um ca.  $10^\circ$ , z. B. P 6 und P 20, zwischen den Versuchen erkennbar. Insgesamt scheinen die Streuungen jedoch geringer als bei der Flexion im CMC-Gelenk (z. B. P 1, P 5, P 11, P 13, P 14, P 16 und P 19). Unterschiedliche Abduktionswinkel sind in Abbildung 49 dargestellt. Während Proband 1 (Abbildung 49 rechts) den Daumen kaum abspreizt, ist der Daumen bei Proband 16 (Abbildung 49 links) deutlich vom Zeigefinger abgespreizt.

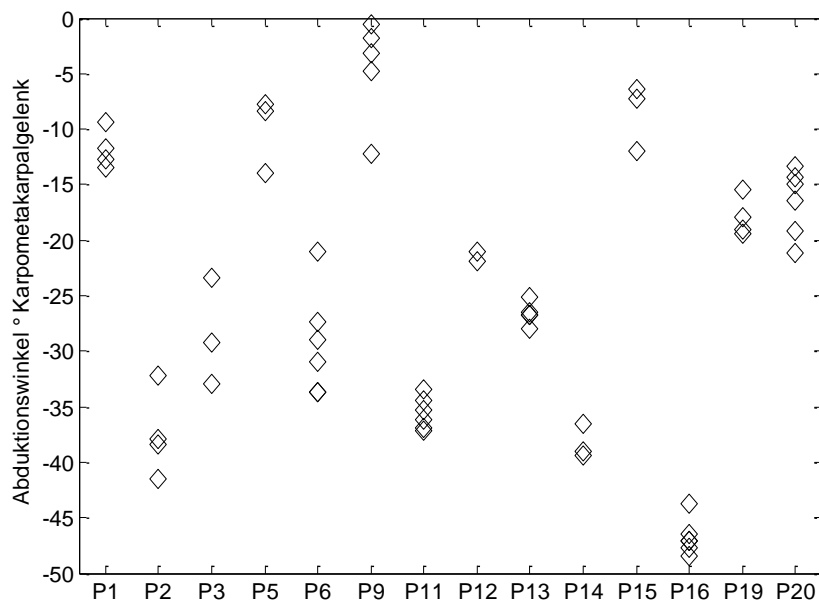


Abbildung 48: Mittlere Abduktionswinkel im Karpometakarpalgelenk pro Proband

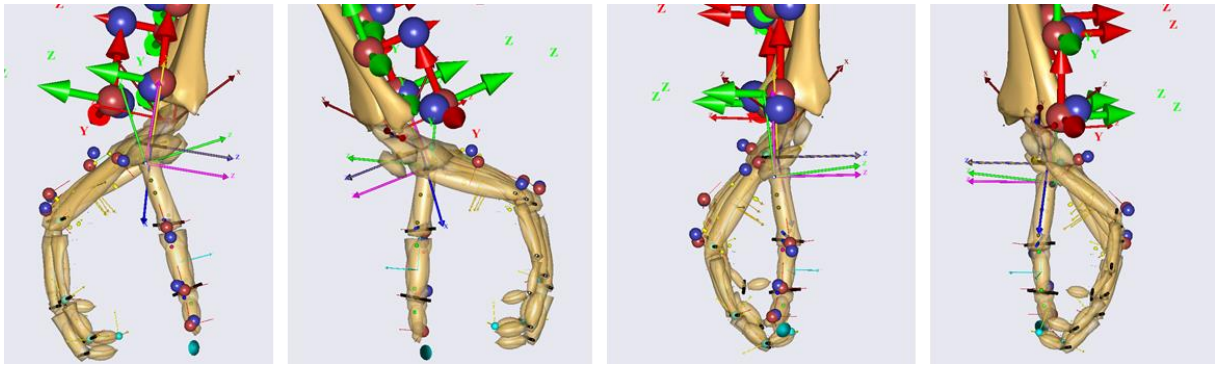


Abbildung 49: Unterschiedliche Abduktionswinkel des Daumens im CMC-Gelenk beim Stopfenverbau, Ansicht von medial und lateral (links Winkel ca.  $-47^\circ$ , rechts Winkel ca.  $-8^\circ$ )

Für die gesamte Abduktionsbewegung des Daumens, d.h. eine kombinierte Abduktion im Karpometakarpal- und Metakarpalgelenk werden Bewegungsumfänge bis zu  $70^\circ$  -  $90^\circ$  Abduktion beschrieben (Niethard et al., 2009). Die Auswertung der Winkel für das Daumensattelgelenk zeigte, vor allem für die Flexion, dass der Großteil der Probanden in extremen Gelenkwinkeln, nahe der Gelenkendstellungen, arbeitet. Die Bewegung im Gelenk ist immer eine kombinierte Bewegung aus Flexion und Abduktion, die eine Ante- bzw. Retroposition des Daumens ermöglichen (Abbildung 6). Zusammenfassend konnte im Karpometakarpalgelenk sowohl in der Sagittalebene (Abduktion) als auch in der Frontalebene (Flexion) eine starke Abspreizung des Daumens vom Zeigefinger weg beobachtet werden.

Der Flexionswinkel im Metakarpalgelenk ist überwiegend negativ, was einer Überstreckung des Gelenkes entspricht und liegt im Mittel bei  $-12^\circ$  Extension. Das MCP-Gelenk wurde von einigen Probanden sehr stark überstreckt. Die Fähigkeit zur Überstreckung eines Gelenkes hängt von der individuellen Anatomie ab. Während einige Probanden in der Lage sind das Gelenk in einer neutralen Position zu halten (P 3, P 13, P 19), überstreckten andere den Daumen sehr deutlich (Abbildung 50). Im MCP-Gelenk traten demzufolge Extensionen bis zu  $30^\circ$  auf. Die extremen Werte sollten aufgrund der teilweise auftretenden Markerartefakte, wie z. B. kleinere Markersprünge, nicht überbewertet werden. Deutlich wird jedoch, dass Extensionen bis zu  $15^\circ$  keine Seltenheit sind. Da das MCP-Gelenk, aus der Neutralposition (Metakarpalknochen und proximale Phalanx bilden eine Linie) heraus keine aktive Fähigkeit zur Streckung besitzt (Kapandji, 1992), entsprechen Überstreckungen von  $5^\circ$  bis  $15^\circ$  bereits extremen Bewegungsumfängen.

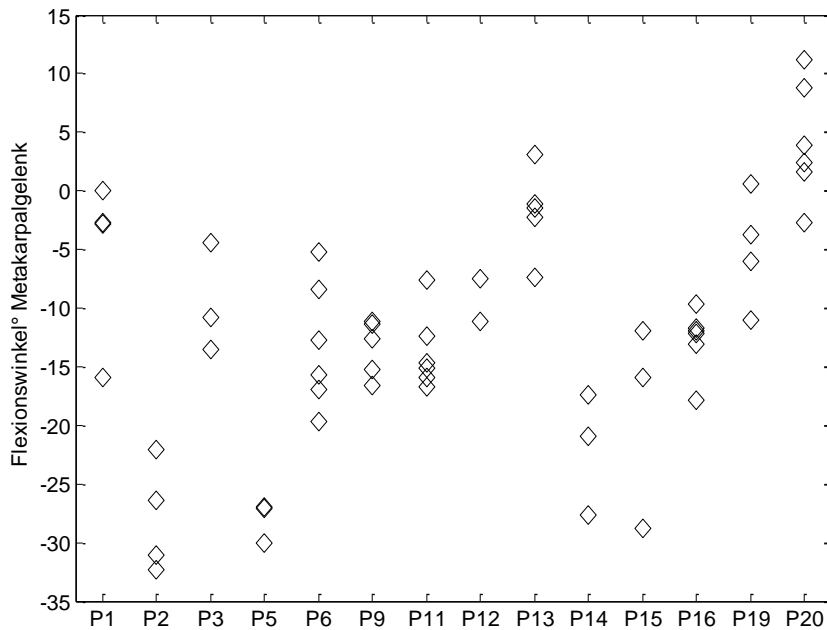


Abbildung 50: Minimale Flexionswinkel im Metakarpalgelenk pro Proband

Die Abduktion im Metakarpalgelenk konnte nicht für alle Probanden ausgewertet werden, da bei der Analyse des Abduktionswinkels bereits minimale Markerartefakte einen Einfluss hatten. Der Abduktionswinkel wurde für zwölf Probanden analysiert. Es traten sowohl positive (Adduktion, Daumen bewegt sich zum Zeigefinger) als auch negative (Abduktion, Daumen bewegt sich vom ZF weg) Winkel auf. Bei sechs von zwölf Probanden betrug der Abduktionswinkel  $-5^{\circ}$  bis  $-20^{\circ}$  (überwiegend  $-10^{\circ}$ ). Bei den übrigen Probanden wurde der Daumen in einem vergleichbaren Gelenkwinkelbereich adduziert. Im MCP-Gelenk sind nach Kapandji (1992) durch aktives Bewegen Adduktionswinkel zwischen  $10^{\circ}$  und  $20^{\circ}$  möglich. Bei der Abduktionsbewegung können durch aktives Abspreizen lediglich Winkel in geringerem Maße erreicht werden (S. 12, Kapandji, 1992). Die mit dem Modell ermittelten Abduktionswinkel bis zu  $-20^{\circ}$  sind durch eine zusätzlich passive Abduktion erklärbar. Diese tritt aufgrund der hohen, auf den Daumen wirkenden Kräfte auf.

Im distalen Daumengelenk sind die Winkel ausschließlich negativ. Der Daumen wird überstreckt. Laut Kapandji (1992) kann das Interphalangealgelenk passiv um bis zu  $30^{\circ}$  extendiert werden (siehe gestrichelte Linie Abbildung 51). Die beim Verbau von Stopfen auftretende Extension wird passiv erzeugt. Demnach wurden negative Winkel erwartet. Der Extensionswinkel im distalen DG liegt im Mittel bei  $-28^{\circ}$ . Individuell konnten deutlich niedrigere Winkel ermittelt werden. Abbildung 51 stellt die minimalen Extensionswinkel für 14 Probanden dar. Ungefähr 50 % der Probanden überstreckten ihren Daumen während des Stopfenverbau auffallend stark, zwischen  $30^{\circ}$  und  $50^{\circ}$  Extension. Häufig traten die minimalen Winkel zum Zeitpunkt des Kraftmaximums auf. Abbildung 52 zeigt die Verläufe der AK sowie die Gelenkwinkelverläufe im distalen Daumengelenk an einem Beispiel. Die Pfeile kennzeichnen die jeweiligen Kraftmaxima und die dazugehörigen Gelenkwinkel, die häufig den minimalen Gelenkwinkel wiedergeben.

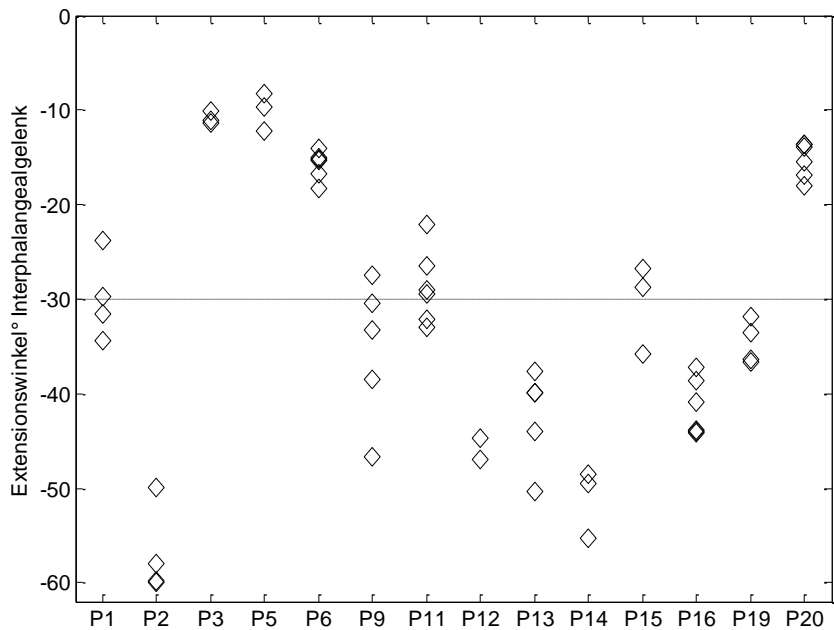


Abbildung 51: Minimale Extensionswinkel im distalen Daumengelenk pro Proband

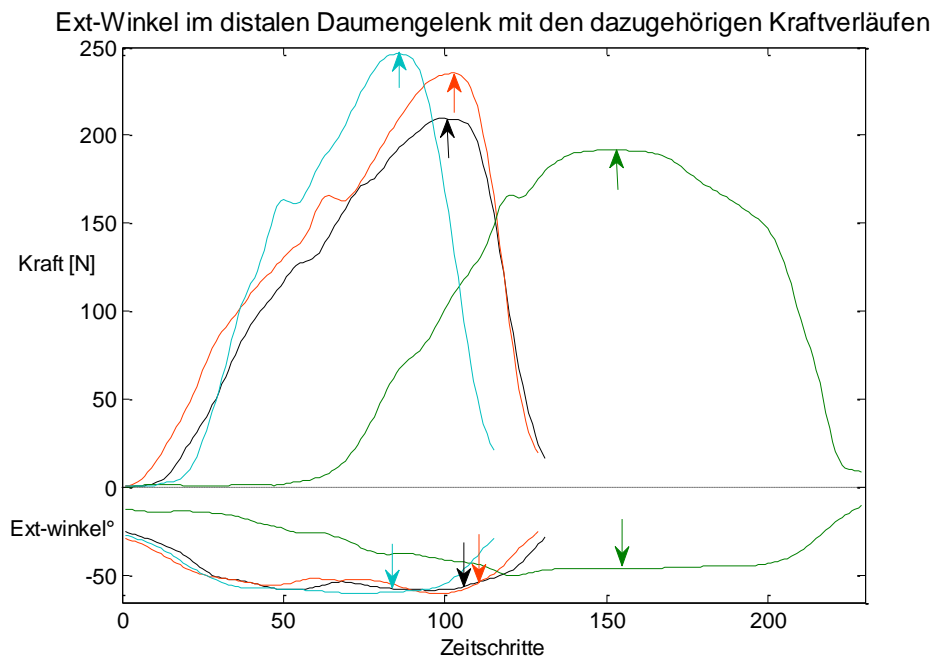


Abbildung 52: Darstellung des Extensionswinkel im distalen Daumengelenk sowie der dazugehörigen Aktionskraftverläufe über die Zeit am Beispiel von Proband 2

Zusammenfassend können mit Hilfe des aufgebauten Modells physiologisch nachvollziehbare Gelenkwinkel ermittelt werden. Da Bewegungs- und Markerartefakte einen sensiblen Einfluss auf die Gelenkwinkel haben, wurde eine Vorauswahl der aufgezeichneten Daten getroffen. Besonders in Bezug auf

den Ab- und Adduktionswinkel im MCP-Gelenk sowie den Extensionswinkel im distalen Daumengelenk müssen extreme Werte mit Vorsicht diskutiert werden. Bei letzterem kann es durch ein Verrutschen des Markers an der Fingerspitze zu überhöhten prädiagnostizierten Winkeln kommen.

In Bezug auf die Handgelenkwinkel wurden während des Stopfenverbau keine extremen, sondern lediglich mittelgradige Gelenkwinkel eingenommen. Im Gegensatz dazu wird der Daumen zum Verbau von Stopfen in extreme Gelenkwinkel gebracht. Das häufige Arbeiten in Gelenkendstellungen wird als Risikofaktor für M-S-E eingestuft (S. 18). Besonders in Bezug auf die Extensionswinkel im MCP- und IP-Gelenk wird überwiegend in Bewegungsräumen nahe der Gelenkendstellungen gearbeitet. Zudem treten minimale Winkel in Kombination mit maximalen Kraftspitzen auf, was das Risiko für die Entstehung von M-S-E zusätzlich erhöht.

#### Auswertung der Nettogelenkmomente

Die im Folgenden analysierten Nettogelenkmomente wurden basierend auf den Ergebnissen der kinematischen Analyse mit dem Handmodell berechnet.

Beim Verbau von Stopfen treten erkennbare NGM an folgenden Gelenken auf:

- am EB in Extensionsrichtung
- am HG, je nach Handhaltung, in Flexions- und Extensionsrichtung
- am HG in Adduktionsrichtung (entspricht einer ulnaren Abduktion des HG)
- am CMC-Gelenk in Flexions- und Adduktionsrichtung
- am MCP-Gelenk in Flexions- und Adduktionsrichtung
- am IP-Gelenk in Flexionsrichtung

Eine Übersicht der relevanten, mittleren sowie maximalen und minimalen NGM gibt Tabelle 13.

Tabelle 13: Mittlere, maximale und minimale Nettogelenkmomente beim Stopfenverbau

<b>Gelenkfreiheitsgrad</b>	<b>gemittelt NGM [Nm]</b>	<b>maximales NGM [Nm]</b>	<b>minimales NGM [Nm]</b>
EB-Extension	26,1	54,2	4,5
HG-Flexion	2,2	5,7	0
HG-Extension	2,4	13,7	0
HG-Abduktion	0,6	14,1	0
HG-Adduktion	7	13,4	0,2
CMC-Flexion	5,6	10,6	0,6
CMC-Adduktion	3,9	9,3	0
MCP-Flexion	3,8	7	0,2
MCP-Adduktion	3,8	10,6	0
IP-Flexion	2,4	4,6	0,1

Bei allen Probanden traten höhere NGM in Extensionsrichtung des EB-Gelenkes auf. Die für die Streckung des Ellenbogens verantwortlichen Muskeln sind stärker beansprucht, weil die Probanden hauptsächlich mit nahezu gestrecktem EB die Kraft aufbrachten. In einer gestreckten Position stabilisieren

die EB-Strecker das Gelenk, die Beuger sind kaum aktiviert. Das mittlere, um den Ellenbogen wirkende NGM beträgt 26 Nm.

In Bezug auf die Flexions- und Extensionsbewegung im HG sind die NGM in etwa gleich hoch. Der Großteil der Probanden hatte das HG beim Verbau leicht gestreckt. In dieser Handgelenksposition traten sowohl höhere Flexions- als auch Extensionsmomente auf. Bei einer Beugung des Handgelenkes nahmen die Flexions- bei einer Streckung die Extensionsmomente zu. Es konnte keine konkrete Abhängigkeit festgestellt werden welches der Momente für die, überwiegend auftretenden, mittleren Extensionswinkel, zwischen  $20^\circ$  -  $30^\circ$ , höher ist. Bei einer stärkeren Streckung wurde das Extensionsmoment zunehmend größer während das Flexionsmoment gegen null tendierte. Bei Winkeln zwischen  $60^\circ$  -  $75^\circ$  Streckung stieg das Extensionsmoment auf ein, in dieser Studie ermitteltes, Maximum von 14 Nm an. Dies war lediglich bei dem Probanden der Fall, der die Stopfen mit dem Handballen verbaute, für alle anderen Probanden waren die maximalen NGM deutlich geringer. Da die Probanden überwiegend mit ulnar abduziertem HG arbeiten, sind die NGM in Adduktionsrichtung des Handgelenkes deutlich höher als in Abduktionsrichtung. Das heißt die Muskeln, die für die ulnare Abspreizung des Handgelenkes zuständig sind, werden stärker aktiviert und demnach stärker beansprucht als die für die radiale Abduktion zuständige Muskulatur. Das mittlere NGM in Adduktionsrichtung beträgt 7 Nm. In einzelnen Fällen traten hohe Momente in Abduktionsrichtung auf. Das war dann der Fall, wenn das HG während der Bewegung in Richtung des Daumens abduziert wurde.

Am CMC-Gelenk sind die Flexions- und Adduktionsmomente höher als die Extensions- und Abduktionsmomente. Da der Daumen immer vom ZF weg abgespreizt wird (negative Abduktionswinkel), sind die Muskeln die eine Adduktion des Daumens, im CMC-Gelenk bewirken, stärker beansprucht. Dasselbe trifft für die Muskeln zu die für die Flexion des CMC-Gelenkes verantwortlich sind da alle Probanden, während der Aufbringung der Kraft, den Daumen nahezu senkrecht zur Handfläche stellen. Die Flexions- sind im Vergleich zu den Adduktionsmomenten höher, da der Daumen deutlich stärker gebeugt als adduziert ist (Abbildung 46 und Abbildung 48).

Da der Großteil der Daumenmuskeln das CMC- und MCP-Gelenk überspannt, sind die Momente am MCP-Gelenk vergleichbar mit denen des CMC-Gelenkes. Im Gegensatz zum CMC-Gelenk haben die Adduktions- und Flexionsmomente am MCP-Gelenk die gleiche Höhe. Da der Daumen im MCP-Gelenk größtenteils gestreckt und teilweise überstreckt ist, ist die Beanspruchung der Flexoren, die einer Extension des Gelenkes entgegen wirken, deutlich größer als die der Extensoren.

Dasselbe gilt für das distale Daumengelenk, das während der Montage deutlich überstreckt wird. Durch die Überstreckung ist der Flexor pollicis longus an der palmaren Seite des Daumens stärker beansprucht als der Extensor pollicis longus auf der dorsalen Seite. Da lediglich diese zwei Muskeln zur Generierung des NGM am IP-Gelenk beitragen, ist das mittlere Flexionsmoment von 2,4 Nm deutlich höher als das Extensionsmoment. Das maximale NGM am IP-Gelenk betrug 4,6 Nm. Hohe Gelenkmomente traten vor allem dann auf, wenn die Kraft an der FS in einem Winkel angriff. Bei nahezu senkrecht aufgebrachten Kräften war das Flexionsmoment trotz teilweise hoher Extensionswinkel gering. Neben dem Gelenkwinkel hat demnach die Richtung der Kraft einen Einfluss auf die Höhe des Momentes am IP-Gelenk.



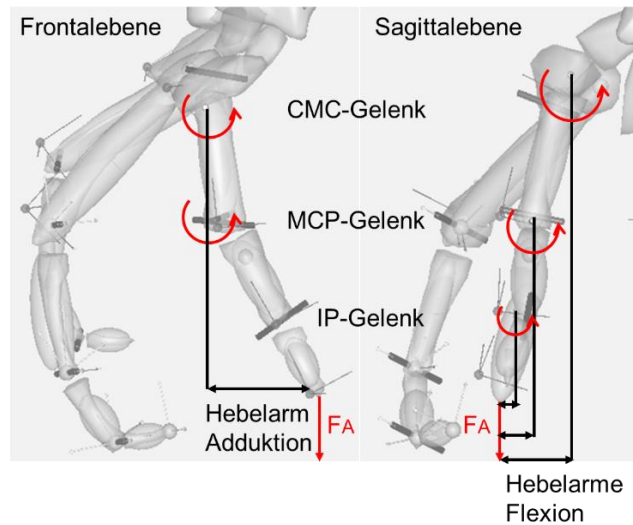


Abbildung 53: Vereinfachte Darstellung des Kräfte- und Momentengleichgewichts an den Daumengelenken

Aufgrund des geringeren Hebelarms ist das Moment am IP-Gelenk kleiner als an den proximaleren Daumengelenken (Abbildung 53). Das insgesamt größte Moment am Daumen trat am CMC-Gelenk in Flexionsrichtung auf. Dieses Ergebnis lässt sich durch eine einfache Veranschaulichung der Hebelarme verdeutlichen. Für die Flexionsbewegung ist der Hebel am CMC-Gelenk im Vergleich zum MCP- und IP-Gelenk am größten (Abbildung 53, Ansicht aus der Sagittalebene). Der in etwa gleich große Hebelarm der Adduktion im CMC- und MCP-Gelenk (Abbildung 53, Ansicht aus Frontalebene) bewirkt ein vergleichbares Adduktionsmoment an beiden Gelenken (Tabelle 13).

Die Höhe der NGM wird durch die Höhe der aufgebrachtten AK und den Gelenkwinkel beeinflusst. Hohe NGM traten bei hohen Aktionskräften, extremen Gelenkwinkeln oder einer Änderung des Gelenkwinkels zum Zeitpunkt der Kraftausübung auf. Abbildung 54 zeigt am Beispiel des Handgelenkes die Auswirkung der AK sowie einer Gelenkwinkeländerung auf den Gelenkmomentverlauf. Das Moment in Flexionsrichtung des Handgelenkes (mittleres Bild) nimmt, sobald das HG aus einer Streckung heraus gebeugt wird (ca. bei 300 Samples im unteren Bild) zu. Obwohl die zweite Kraftspitze deutlich geringer ist als die Erste (oberes Bild) ist das Moment am HG gleichhoch. Hohe NGM traten demzufolge nicht nur bei hohen sondern auch bei niedrigeren Aktionskräften auf, wenn zum Zeitpunkt der Kraftaufbringung der Gelenkwinkel geändert wurde. Am IP-Gelenk hatte zusätzlich zur Höhe die Richtung der AK eine Auswirkung auf das NGM.

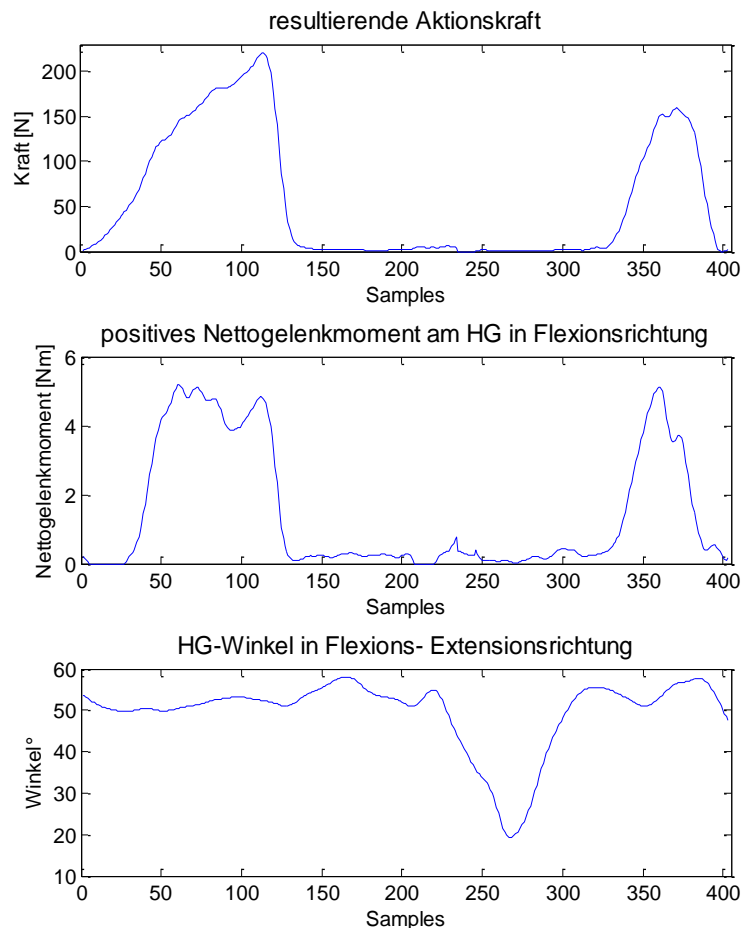


Abbildung 54: Darstellung des Nettogelenkmomentes am HG (Mitte) in Abhängigkeit von der aufgebracht Kraft (oben) und vom Flexions- Extensionswinkel im HG (unten)

#### 4.4 Schlussfolgerung des analytischen Teils

In der Stopfenmontage werden je nach Takt zwischen fünf und siebzehn Stopfen pro Minute montiert. Bei der Durchführung objektiver Kraftmessungen zeigte sich, dass die zum qualitativ sicheren Verbau von Stopfen benötigte Kraft stark streut (Standardabweichungen je nach Stopfendurchmesser zwischen 9 N und 21 N). Aus diesem Grund sollten Materialtoleranzen und Konstruktionsrichtlinien von Montagestopfen überdacht werden.

Die Streuung der aufgebracht Kräfte wird zudem durch die natürliche Variabilität in den Bewegungen der Probanden verstärkt. Die Ergebnisse der Aktionskraftversuche zeigen, dass die Probanden deutlich mehr Kraft aufbringen als zum Stopfenverbau erforderlich. Das kann zum einen an der starken Variation der geforderten Kraft, an einem ungenügenden Feedback über den Verbauzustand des Stopfens oder an dem durch die hohe Wiederholungszahl generierten Zeitdruck liegen. Die Höhe der aufgebracht Kräfte ist vor allem in Bezug auf die in Kapitel 2.4.1 und 2.4.2 diskutierten, empfohlenen und akzeptierten Druckkräfte für den Daumen interessant. Basierend auf dem Kraftatlas wurden, für repräsentative Wiederholungszahlen der Stopfenmontage, die folgenden Verbaukräfte für den Kraftfall Druck mit dem

Daumen berechnet (Wakula, 2009). Die Werte beziehen sich auf das 40. Kraftperzentil weiblich, da Stopfenarbeitsplätze dem Planstand entsprechen und Frauen an den Arbeitsplätzen tätig sind. Die Vorgehensweise zur Berechnung der Werte wurde in Kapitel 2.4.1 beschrieben.

Maximaler Wert:  $F_{\max \text{ empfohlen}} = 155\text{N} \times 0,65 \times 0,8 = 80,6 \text{ N}$

Fünf Wiederholungen pro Minute:  $F_{\max \text{ empfohlen}} = 155\text{N} \times 0,65 \times 0,61 = 61,5 \text{ N}$

Sieben Wiederholungen pro Minute:  $F_{\max \text{ empfohlen}} = 155\text{N} \times 0,65 \times 0,57 = 57,4 \text{ N}$

Es wird schnell deutlich, dass die in dieser Studie aufgebrachten, mittleren AK (im Bereich von 81 N - 240 N, siehe Abbildung 41) bis zu viermal Mal so hoch sind, wie die empfohlenen Verbaukräfte, wenn pro Takt sieben Stopfen montiert werden. Sogar die im Mittel kleinste, gemessene AK von Proband 3 liegt um das 1,4fache über den empfohlenen Grenzwerten. Vergleiche mit anderen Richtwerten bestätigen diese Ergebnisse. In Tabelle 3 und Kapitel 2.4.2 sind die in verschiedenen Studien ermittelten maximal, akzeptierten Verbaukräfte aufgelistet. Die gemessenen AK überschreiten die laut Potvin et al. (2006) empfohlenen, absoluten Werte deutlich, mit der Einschränkung, dass diese aufgrund der unterschiedlichen Fingerhaltungen nicht 100%ig vergleichbar sind. Potvin et al. (2006) untersuchte die Druckkraft mit dem Zeigefinger. Die maximale Druckkraft am Zeigefinger beträgt nur 55 % der maximalen Druckkraft am Daumen (Wakula, 2009). Die akzeptierten Werte, für das Drücken mit dem Daumen, liegen demnach wahrscheinlich höher als die für eine Verbaufrequenz von 12/ min angegebenen 40 N. Auch die ermittelten Impulse (zwischen 100 Ns und 150 Ns) sind um ein vielfaches höher als die von Potvin et al. (2006) ermittelten akzeptierten Impulse, die bei einer Frequenz von 12/ min lediglich bei ca. 6 Ns liegen. Diese großen Unterschiede kommen zum einen durch die deutlich höheren Kräfte, akzeptierte Kraft von 40 N im Vergleich zu aufgebrachter Kraft zwischen 130 N und 150 N, als auch durch die deutlich längere Belastungszeit zustande. Während bei Potvin et al. (2006) die Kraft im Mittel lediglich über 0,25 s aufgebracht wurde, lag die mittlere zum Verbau von Stopfen benötigte Zeit in diesem Versuch bei 1,15 s.

Bei Betrachtung der individuellen Beanspruchung liegen acht der zwanzig Probanden in dem von Potvin et al. (2006) angegebenen Bereich von 50 % - 60 % der Maximalkraft. Abbildung 42 stellt die ermittelte, individuelle Beanspruchung der Probanden für alle Versuche dar. Während zwölf Probanden die angegebenen Grenzwerte von 50 % - 60 % des MVC überschreiten, arbeiten die übrigen acht mit 47 % - 60 % ihrer maximalen Kraft (Abbildung 42). Auffällig ist, dass der Großteil dieser Probanden (P 3, P 5, P 6, P 12, P 13, P 16, P 19 und P 20) einen sehr hohen MVC hat (Abbildung 41). Trotz unverändert hoher AK resultiert das in einer niedrigeren Beanspruchung. Die mit Hilfe des MVC ermittelten Beanspruchungen sollten deswegen mit Vorsicht interpretiert und verglichen werden.

Im Vergleich zu den von Nussbaum und Johnson (2002) ermittelten akzeptierten Daumendruckkräften bei einer Frequenz von 9/ min (43 N), liegen die mittleren AK um das 1,8 - 5fache höher. Die basierend auf dem MVC ermittelte Beanspruchung ist individuell 1,7 - 4fach so hoch wie die angegebenen akzeptierten Werte (28 % bei einer Frequenz von 9/ min) (Nussbaum & Johnson, 2002). Lediglich die von Deal & Bernard (2014) ermittelten Werte sind zum Teil vergleichbar. Für Frequenzen von 6/ min liegen

die akzeptierten Kräfte bei 78 N. Damit würden einzelne AK einiger Probanden im akzeptierten Bereich liegen. Die mittlere AK ist lediglich für Proband 3 vergleichbar.

Die Ergebnisse zeigen, dass die aufgebrachten AK in der Stopfenmontage deutlich über den geforderten, empfohlenen und akzeptierten Kräften liegen. Es besteht demnach sowohl in Bezug auf die konstruktiv geforderten als auch in Bezug auf die individuell aufgebrachten Kräfte klarer Optimierungsbedarf.

Neben der Auswertung der Kräfte wurden die Beanspruchungen mit Hilfe eines Handmodells ermittelt. Die Ergebnisse zeigen eine starke Überstreckung des Metakarpal- sowie des Interphalangealgelenkes des Daumens beim Verbau der Stopfen. Der Großteil der Probanden führt Bewegungen nahe der Gelenkendbereiche durch. Durch die Abduktion des Daumens im CMC- und MCP-Gelenk und dem daraus resultierenden höheren NGM in Adduktions- als in Abduktionsrichtung sind insbesondere die Adduktoren des Daumens (Add pollicis, Opponens pollicis und Flexor pollicis brevis) beim Stopfenverbau beansprucht. Außerdem sind aufgrund der Streckung im MCP- und IP-Gelenk die Flexions- deutlich höher als die Extensionsmomente. Das führt zu einer erhöhten Beanspruchung der Flexoren des Daumens (Flexor pollicis longus und Flexor pollicis brevis), während die Extensoren beim Stopfenverbau kaum beansprucht sind.

In Kombination mit den hohen Aktionskräften und Wiederholungszahlen führen extreme Gelenkwinkel zum vermehrten Auftreten von Muskel-Skelett-Beschwerden. Der Bedarf für die Optimierung der, mit Hilfe des Kontaktgriffes durchgeführten, manuellen Montagetätigkeiten ist deutlich erkennbar.

## 5 Konstruktiver Teil

Basierend auf den Erkenntnissen des analytischen Teils wurde im folgenden Teil der Arbeit ein Konzept mit dem Ziel einer Belastungsreduzierung am Daumen bei Ausübung des Kontaktgriffes entwickelt. Grundsätzlich gibt es zur Reduzierung von Belastungen verschiedene Ansätze (Abbildung 1), die in Kapitel 1.2 bereits ausführlich beschrieben wurden. Während der konstruktive und prozessorientierte Ansatz an der Veränderung der erforderlichen Verbaukraft ansetzen, kann mit dem unterstützenden Ansatz die akzeptierte und tatsächlich aufgebrachte Kraft beeinflusst werden. Lediglich der arbeitsorganisatorische Ansatz hat keinen direkten Einfluss auf die Verbaukraft, kann jedoch in Bezug auf die Belastungswahrnehmung eine nachhaltige Verhaltensschulung der MA bewirken. Bedingt durch eine bewussteren Wahrnehmung des Körpers und Ausführung der Tätigkeiten, ist die indirekte Reduzierung der aufgebrauchten Kraft möglich. Die effektivste und nachhaltigste Art der Belastungsreduzierung ist eine Kombination der verschiedenen Ansätze, da nur dann sowohl auf die erforderlichen, als auch auf die akzeptierten und tatsächlich aufgebrauchten Kräfte Einfluss genommen werden kann. Das bestätigen die Ergebnisse einer von Garg und Kapellusch (2009) publizierten Studie, in der die kombinierte Umsetzung verschiedener Interventionen erfolgte. Während die, durch M-S-E bedingten, Kosten vor Durchführung der Interventionen ca. US\$ 460.000 betragen, fielen vier Jahre später nur noch ca. US\$ 8.600 an Kosten an (Garg & Kapellusch, 2009). Deswegen wird hier, am Beispiel der Stopfenmontage, ein konkretes Konzept für einen ganzheitlichen Ansatz unter Berücksichtigung der variierenden Zeithorizonte bei der Umsetzung, mit dem Ziel der Reduzierung der Gesamtbelastung, vorgestellt (Abbildung 55).

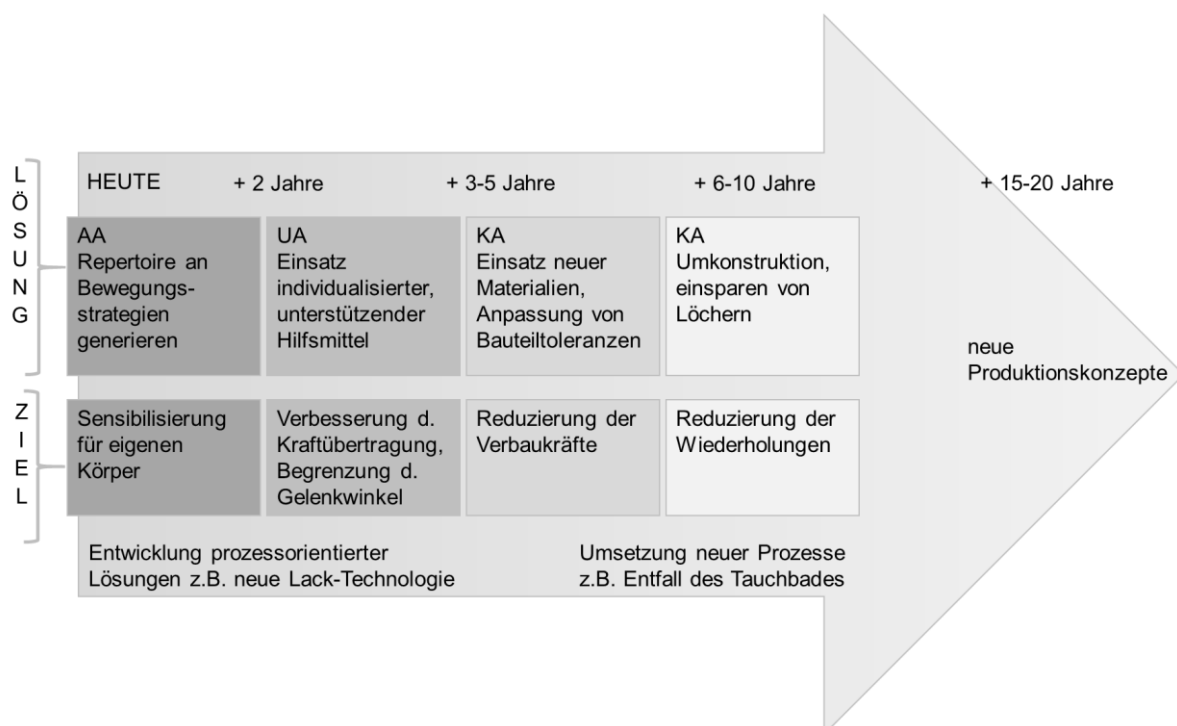


Abbildung 55: Ganzheitlicher Ansatz zur Belastungsreduzierung

Prozessorientierte sowie konstruktive Ansätze beeinflussen sich gegenseitig, müssen intensiv geplant werden und können am besten beim Anlauf neuer Produkte integriert werden. Diese Konzepte bilden den umfassenden Rahmen und ermöglichen eine dauerhafte Belastungsreduzierung für alle MA. Für die Stopfenmontage könnte ein neuer Lackierungsprozess eine wirksame Reduzierung der Wiederholungszahlen bewirken. Zudem sollten Bauteiltoleranzen angepasst und neue Materialien eingesetzt werden.

Arbeitsorganisatorische Änderungen sind von Tag zu Tag möglich und sensibilisieren den MA für die am Arbeitsplatz auftretenden Belastungen. Da solche Maßnahmen in ihrer Durchführung der Eigeninitiative des Mitarbeiters bedürfen, werden Beanspruchungen nur dann reduziert, wenn der MA sich entsprechend der Empfehlungen verhält. Vor allem die Umsetzung verschiedener Bewegungsstrategien für eine Tätigkeit sollte bei diesem Ansatz im Fokus stehen.

Werkzeuge, Hebehilfen und M-R-K können nach heutigem Stand der Technik zeitnah umgesetzt werden. Sie bieten Unterstützung bei verschiedenen Montagetätigkeiten und reduzieren physische Belastungen durch eine Veränderung des Hebels oder der Krafteinleitungsfläche. Die geringe Akzeptanz dieser Konzepte durch den MA, z. B. aufgrund des zusätzlichen Zeitaufwandes der zum Greifen der Werkzeuge benötigt wird, ist jedoch ein großer Nachteil.

Aus organisatorischen und zeitlichen Gründen konnte nicht das gesamte ganzheitliche Konzept umgesetzt werden. Aufgrund der in den letzten Jahren gestiegenen M-S-E lag der Fokus auf einer zeitnahen Lösung mit möglichst hoher Akzeptanz. Komplexe Steckverbindungen oder Montagevorgänge sind aufgrund der eingeschränkten Erreichbarkeiten und teilweise ungünstigen Einbausituationen schwierig mit Hilfe eines Werkzeugs zu realisieren (Hannemann & Krüger, 2013). Deswegen wurde in dieser Arbeit ein unterstützendes, körpergetragenes Konzept erarbeitet, das in die Gruppe der „Human Centered Assistance Applications (HCAA)“ eingeordnet werden kann. „Human Centered Assistance Applications“ sind ein von Hölzel et al. (2014) geprägter Begriff, der der Gruppe der Assistenzsysteme zugeordnet werden kann. HCAs haben die Belastungsreduzierung bei gleichzeitiger Optimierung der Effizienz zum Ziel, wobei der Mensch bei der Entwicklung der Assistenzsysteme im Mittelpunkt steht (Hölzel, Knott et al., 2014). Die Vorteile eines körpergetragenen Konzeptes sind:

- dass der MA nicht ersetzt werden muss und seine Fähigkeiten und Erfahrungen in den zunehmend komplexer werdenden Tätigkeiten weiterhin einbringen kann und,
- dass keine zusätzliche Zeit zum Greifen eines Werkzeuges benötigt wird (Hölzel et al., 2015).

## **5.1 Anforderungen an ein körpergetragenes Konzept**

Der Hauptfokus bei der Entwicklung verschiedener körpergetragener Konzepte lag auf einer Belastungsreduzierung für den Daumen. Konkret spezifizierbare M-S-E wurden dabei nicht betrachtet, da das System zukünftig, vor dem Auftreten expliziter Symptome, in einer frühen Phase eingesetzt werden sollte. Es kommt in diesem Zusammenhang nicht darauf an, ob der vom MA empfundene Schmerz oder Diskomfort auf einer muskulären Ursache, einer Entzündung oder Deformation der Sehnen oder auf einer knöchernen Ursache beruht. Jegliche Ursachen die Schmerzen hervorrufen, führen zu einer Ver-

ringerung der vom MA aufzubringenden Qualität und Arbeitsintensität (Armstrong et al., 1993). Deswegen ist es sinnvoll die Reduzierung der Belastungen, nicht in Bezug auf eine konkrete M-S-E, sondern in Bezug auf die Reduzierung von Schmerzen und Problemen anzugehen. Die wichtigsten, funktionalen Anforderungen an ein körpergetragenes Konzept sind im Folgenden aufgelistet. Diese wurden basierend auf Diskussionen und Gesprächen mit den Mitarbeitern, sowie den Erkenntnissen des ersten Probandenversuches erstellt.

- Das Eindrücken von Bauteilen soll erleichtert werden.
- Der Daumen soll in einer neutralen Gelenkposition (Neutral-Null-Stellung der Gelenke) gehalten werden. Dafür muss eine Einschränkung der Extension (gekennzeichnet durch rote Pfeile in Abbildung 57) bei geringer Einschränkung der Flexibilität und Bewegung (weiterhin erlaubte Flexion (gekennzeichnet durch grüne Pfeile in Abbildung 57) erfolgen, um eine geringe Beeinflussung des zeitlichen Ablaufs der Montagetätigkeit sicherzustellen und das Greifen von Bauteilen weiterhin zu ermöglichen.
- Die auf den Daumen wirkende Kraft soll reduziert werden.
- Die Kraftübertragung am Daumen soll verbessert werden.
- Das Konzept soll eine Stützfunktion bieten.

Zusätzlich zu den oben genannten priorisierten Punkten, die eine Reduktion der in Kapitel 2.2.1 diskutierten Risikofaktoren von M-S-E bewirken sollen, wurde eine konkrete Anforderungsliste erstellt, in der die Ausprägung der folgenden Merkmale festgelegt wurde:

- Funktion
- Geometrie und Masse
- Ergonomie
- Usability
- Qualitätssicherung und
- Sicherheit

Die Anforderungsliste befindet sich im Anhang B der Arbeit.

### **5.1.1 Konzepterstellung**

Körpergetragene Hilfsmittel bilden eine Gruppe der existierenden, technischen Assistenzsysteme zur physiologischen Unterstützung ab. Die Bandbreite der Lösungen zum Schutz der Hand reicht von einfachen Arbeitshandschuhen bis hin zu hoch technologisierten Exoskeletten (Hölzel, Knott et al., 2014). Für den konkreten Anwendungsfall einer Daumenunterstützung wurden, orientiert am Stand der Technik, verschiedene aktive und passive Konzepte ausgearbeitet. Aktive Systeme verstärken die körpereigene Kraft des Menschen. Sie bestehen aus einer externen Energieversorgung und Aktuatoren, die die Energie in mechanische Arbeit umwandeln, um Bewegungen zu unterstützen. Passive Systeme können die Haltung der Finger und Hände beeinflussen, extreme Gelenkwinkel verhindern und dadurch Belastungen reduzieren (Heo et al., 2012). Außerdem können solche Systeme zur Stärkung des M-S-S der Hand beitragen, indem die Bewegung gegen einen durch das System aufgebrachten Widerstand erfolgt.

Passive Systeme haben keinen aktiven Antrieb und arbeiten ohne Energiezuführung (Hefferle, 2014). Widerstände oder ähnliches werden z. B. über Federn erzeugt. Bewegungs- oder Gelenkwinkelbegrenzungen werden strukturell gelöst. Der Großteil der passiven Systeme wird als Orthese bezeichnet und im Bereich der Rehabilitation oder im Sport eingesetzt. Ersteres mit dem Ziel Bewegungen zu verhindern, um die Heilung zu beschleunigen. Im Bereich des Sports gibt es zusätzlich Systeme die unterstützend wirken, die muskuläre Aktivierung erhöhen und die Propriozeption verbessern (Northumbria University, 2010). Heo et al. (2012) gibt einen Überblick zu bestehenden aktiven und passiven Konzepten für den Bereich der Hand.

Im Rahmen der Arbeit wurden zwei aktive und drei passive Konzepte entwickelt (Abbildung 56). Das erste aktive Konzept verbindet das proximale und distale Segment des Daumens über eine exoskelettartige Struktur mit Hilfe eines Gelenks. Ein zweiter Teil des Exoskeletts befindet sich an der ulnaren Seite der Hand, auf Höhe des Hypothenars. Beide Teile sind über einen, im Bereich der Handwurzel umgelenkten Seilzug, der die Bewegungen des Daumens unterstützt, miteinander verbunden. Das zweite aktive Konzept arbeitet mit Hilfe eines pneumatischen Unterstützers. Ein elastischer, schlauchförmiger Überzug wird nach Handschuhprinzip über den Daumen gezogen. Der pneumatische Muskel sitzt auf der dorsalen Seite des Daumens und wird durch das elastische Material eng am Daumen gehalten. Die Flexion des Daumens wird, bei gleichzeitiger Einschränkung der Extensionsbewegung, unterstützt. Die detaillierte Ausarbeitung der Konzepte ist in Hefferle (2014) nachzulesen.

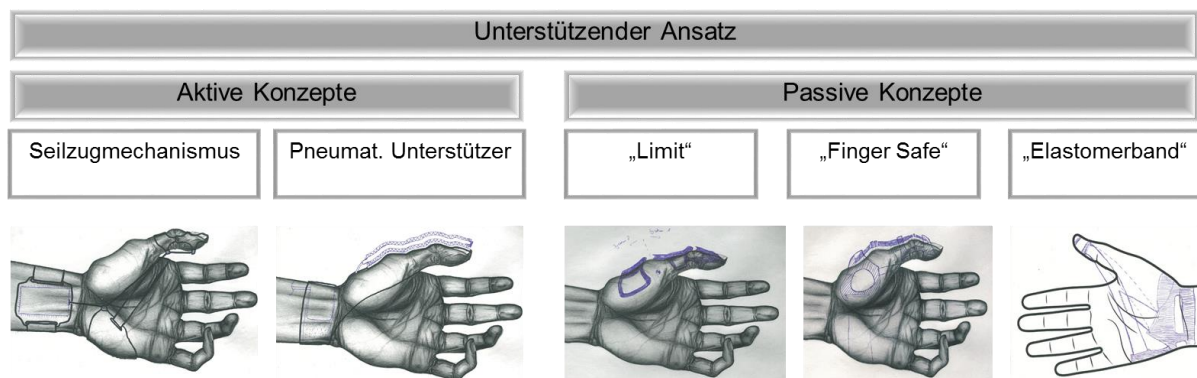


Abbildung 56: Im Rahmen der Arbeit entwickelte aktive und passive Konzepte zur Unterstützung des Daumens

Die passiven Konzepte erzeugen keine zusätzliche Kraft. Die Funktion basiert auf einer Kraftumlenkung und -umverteilung, einer Begrenzung der Gelenkwinkel in Extensionsrichtung und einer Stützfunktion für den Daumen. Das erste passive Konzept besteht aus einer den Daumen umgebenden Hülle (exoskelettartige Struktur), bei der belastungsspezifisch verschiedene Bereiche strukturell verstärkt sind (Abbildung 57 links). Die Verstärkung der Struktur befindet sich auf der dorsalen Seite des Daumens. Bei Erreichen einer neutralen Gelenkposition schlagen die verstärkten Strukturen aneinander. Dadurch wird eine weitere Extension des Daumens verhindert. Durch direkt über den Daumengelenken positionierte Einschnitte bleibt die Flexion weiterhin möglich. Das in der Konzeptphase als Limit bezeichnete System liegt an der palmarischen Seite der Hand am Thenar und an der dorsalen Seite der Hand zwischen Daumen und Zeigefinger an. Über einen um das Handgelenk positionierten Klett wird die Kraftschlüssigkeit



gewährleistet und eine Einleitung der Kraft im Bereich der Daumenwurzel, proximal des CMC-Gelenkes, ermöglicht.

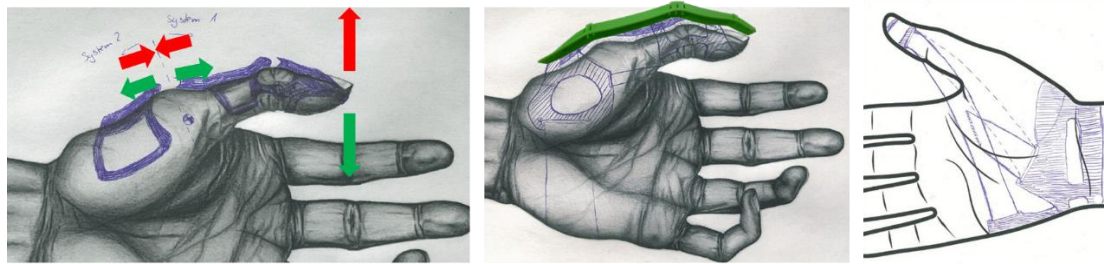


Abbildung 57: Konzeptskizzen der passiven Systeme (von links nach rechts: System Limit, System Finger Safe, rechts: System Elastomerband)

Das zweite passive Konzept funktioniert nach dem gleichen Prinzip. Die Begrenzung der Bewegung in einer neutralen Gelenkstellung wird hier jedoch nicht über strukturelle und konstruktive Maßnahmen, sondern durch die Integration einer Zusatzkomponente erreicht. Das den Finger umgebende Exoskelett ist analog zum ersten Konzept gestaltet. Die Zusatzkomponente basiert auf der im Torwarthandschuh der Firma adidas integrierten FINGERSAFE® Technologie. Dieses Konzept wird deswegen auch als Finger Safe Konzept bezeichnet (siehe Abbildung 57 Mitte). Die Komponente aus Kunststoff wurde aus dem Handschuh extrahiert und in die Struktur des zweiten Konzeptes eingebunden. Das FINGERSAFE® Element ist im unbelasteten Zustand leicht gebeugt und verfügt an den Gelenkpunkten über drei Einkerbungen pro Gelenk. Diese Einkerbungen ermöglichen die Bewegung der Finger in Flexionsrichtung sowie bis zu einer definierten Gelenkstellung in Extensionsrichtung, bevor die Struktur durch das Schließen der Zwischenräume blockiert. Das dritte passive Konzept basiert auf einem gänzlich anderen Prinzip, als die ersten beiden. Es besteht aus zwei Kunststoffteilen. Ein Fingerling, der kurz unterhalb des distalen Daumengelenkes endet, bedeckt die Daumenspitze. Das zweite Kunststoffteil umschließt den Hypothenar der Hand. Ein elastisches Band, an den dafür vorgesehenen Laschen der Teile fixiert, verbindet die beiden Kunststoffteile. Dabei sind unterschiedliche Bandverläufe denkbar. Das Band wird in einer neutralen Position des Daumens, unter leichter Vorspannung stehend, integriert. Dieses Konzept ist in Abbildung 57 auf der rechten Seite zu sehen und wird als Elastomerband bezeichnet. Die aktive Streckung des Fingers gegen das Elastomerband erzeugt eine Spannung, die durch die Dehnung des Bandes einer Hyperextension des Daumens entgegenwirken soll. Bei den drei passiven Konzepten bleibt die palmare Seite der Daumenspitze zunächst offen, um das Greifen und Handling von kleinen Bauteilen weiterhin zu ermöglichen.

### 5.1.2 Bewertung und Auswahl der Konzepte

Die vorgestellten aktiven und passiven Konzepte wurden anhand der Anforderungsliste bewertet, um zunächst eine grundlegende Entscheidung hinsichtlich der Umsetzung zu treffen. Die wichtigsten Bewertungspunkte werden in diesem Kapitel kurz diskutiert. Eine aktive Unterstützung gestaltet sich aufgrund der komplexen Anatomie der Hand schwierig. Besonders herausfordernd ist die Unterstützung des Daumens, da die Möglichkeit einer Opposition des Daumens zu den restlichen Fingern gewährleistet

bleiben muss (Favetto et al., 2011). Die Regelung eines aktiven Systems müsste entsprechend flexibel und anpassbar gestaltet sein und wird dadurch schnell komplex. Aktive Systeme benötigen einen Energiespeicher, um eine mechanische Unterstützung aufzubringen. Dieser wird entweder ortsgebunden verbaut, was die Beweglichkeit des Mitarbeiters erheblich beeinflusst oder er ist mobil am Körper des Mitarbeiters befestigt. Die zweite Variante bringt eine Belastung des Mitarbeiters durch ein zusätzliches Gewicht mit sich. Vor allem unter den Gesichtspunkten die Unterstützung leicht, flexibel und klein zu halten, haben passive Konzepte einen Vorteil gegenüber aktiven. Ein enorm wichtiger Aspekt bei aktiven Konzepten ist die Sicherheit, weil eine Fehlfunktion zu ernsthaften Verletzungen für den Nutzer führen kann (Heo et al., 2012). Die zu ergreifenden Sicherheitsvorkehrungen sind ein nicht unerheblicher Kostentreiber. Passive Konzepte sind im Hinblick auf Sicherheitsanforderungen deutlich einfacher umzusetzen. Fehlfunktionen können lediglich dazu führen, dass die körpereigene Kraft, aufgrund einer Schädigung der unterstützenden Struktur, innerhalb kurzer Zeit schlagartig auf den unvorbereiteten (keine Vorspannung der Muskulatur) Körper einwirkt. Die im Falle einer Fehlfunktion einwirkende Kraft wird jedoch nie die körpereigene Kraft überschreiten. Ein passives Konzept lässt sich dadurch im gesamten Aufbau einfacher umsetzen. Die Materialauswahl für aktive Konzepte ist deutlich eingeschränkter, da sichergestellt werden muss, dass Kräfte generiert und umgeleitet werden können. Harte Werkstoffe, wie z. B. Metall, kommen deshalb zwangsweise zum Einsatz. Der Einsatz unflexibler Materialien schränkt sowohl die Beweglichkeit als auch die Auswahl der Fertigungsverfahren zur Herstellung ein und birgt die Gefahr von Verletzungen für den MA. Bei der Konstruktion passiver Konzepte erweitert sich die Materialauswahl deutlich, weil leichte und flexible aber dennoch kraftübertragende Materialien, z. B. in Form spezieller Kunststoffe oder Textilien, eingesetzt werden können. Die damit einhergehende Erweiterung der möglichen Fertigungsverfahren ist ein zusätzlicher Vorteil. Bei der Fertigung passiver Systeme ist dadurch der Einsatz von additiven Technologien möglich. Diese Technologien begünstigen die Fertigung kleiner Stückzahlen und befähigen die Individualisierung von Produkten. Eine Individualisierung ist gerade im Bereich der Hand, aufgrund der Vielfältigkeit der Anthropometrie sowie der Feinheit der Anatomie, ein großer Vorteil. Zudem kann es durch nicht passende Systeme zu einer ungünstigen Einleitung der Kräfte in die Hand kommen. Daraus können im schlimmsten Fall Verletzungen resultieren. Das eigentliche Ziel, die Hand vor einer Überbelastung zu schützen, wäre dadurch nicht nur verfehlt, die Ausgangssituation würde sogar erheblich verschlechtert werden. Die individuelle Anpassung ist demnach ein wichtiger Punkt für die Gewährleistung der Funktion. Nicht zuletzt spielt der Aspekt einer erhöhten Akzeptanz sowie der Anwenderfreundlichkeit – passive Systeme bedürfen im Idealfall keiner Sicherheitsunterweisung und Gebrauchsanweisung – zugunsten einfacher Konzepte eine wichtige Rolle bei der Auswahl. Die zusätzlich im Vergleich deutlich höheren Entwicklungs- und Fertigungskosten von aktiven Systemen geben den finalen Ausschlag zugunsten der Entscheidung für passive Konzepte.

Die Konstruktion der aktiven Konzepte erfolgte in dieser Arbeit aus Gründen einer zum Zeitpunkt der Arbeit geringeren Akzeptanz, höheren Kosten bei der Umsetzung sowie einer eingeschränkten Materialauswahl nicht. Vor allem in Bezug auf die zu erwartenden technologischen Fortschritte in den nächsten fünf bis zehn Jahren sollten aktive Systeme jedoch weiter verfolgt werden.

Alle drei im vorherigen Kapitel vorgestellten passiven Konzepte wurden konstruktiv ausgearbeitet und umgesetzt. Die Vorgehensweise folgte einem vergleichbaren Prinzip für jedes der Konzepte und wird im folgenden Kapitel beschrieben.

## 5.2 Entwicklung des Daumenunterstützers

Im vorherigen Kapitel wurde der Aspekt der Individualisierung als wichtiger Punkt herausgestellt. Die Ausarbeitung der drei Konzepte erfolgte deswegen individuell angepasst auf ausgewählte MA. Die Entwicklung der im Folgenden als Daumenunterstützer (DU) bezeichneten Systeme gliedert sich in vier übergeordnete Punkte (Hefferle & Hölzel, 2015):

- Scan des Daumens zur Erfassung der individuellen Anthropometrie
- individuelle Konstruktion des Prototypen basierend auf dem spezifischen Scan
- Fertigung des Prototypen durch additive Fertigungsverfahren
- Zusammenbau und Befestigung der Zusatzkomponenten



Abbildung 58: Entwicklungsstufen des Daumenunterstützers

Der Scan wird mit Hilfe des portablen Scanners GO!SCAN 3D™ der Firma Creaform durchgeführt. Zur Erfassung des Scans wird die Software VXelements genutzt. Technische Angaben sowie funktionelle Details sind auf der Internetseite des Herstellers zu finden (Creaform, 2015).

Zur Durchführung des Scans wurde die Hand des Mitarbeiters mit runden, im Zentrum reflektierenden, Targets beklebt, die es dem Scanner ermöglichen die Position der Hand im Raum einfacher zu detektieren (siehe Abbildung 58 links oben). Die Targets sollten auf schwierig erkennbaren Stellen positioniert

und von mindestens 0,5 cm Haut umgeben sein. Eine gute Positionierung der Targets erleichtert den Scan und verkürzt die benötigte Zeit. Das Wichtigste ist, dass der Daumen während des Scans in einer neutralen Gelenkposition (Neutral-Null-Stellung) gehalten wird (siehe Abbildung 58 links oben). Der gesamte Arm muss während des Scans für 2 - 3 Minuten ruhig gehalten werden, um Bewegungsartefakte und Fehlstellen zu vermeiden. Aufgrund der individuellen, anatomischen Voraussetzungen waren einige Personen nicht in der Lage den Daumen in einer geraden Position zu halten. Gründe dafür können z. B. eine zurückliegende Verletzung oder die angeborene Fähigkeit zur Hyperextension im distalen Daumengelenk sein. Diese Personen wurden dazu aufgefordert den Daumen in einer leicht gebeugten Position zu halten. Daumen und Daumenballen müssen auf dem Scan komplett sichtbar sein. Abbildung 59 zeigt auf der linken Seite ein Beispiel für einen Scan in guter Qualität. Die, im Bereich der Finger, erkennbaren Fehlstellen sind für die Konstruktion nicht interessant. Da alle relevanten Bereiche in ausreichender Qualität abgebildet sind, ist die Nachbearbeitungszeit für Scans dieser Qualität gering. Die rechte Seite der Abbildung zeigt einen Scan mit Artefakten. Solche Scans waren nicht oder nur mit aufwendiger Nachbearbeitung verwendbar und mussten möglicherweise wiederholt werden.

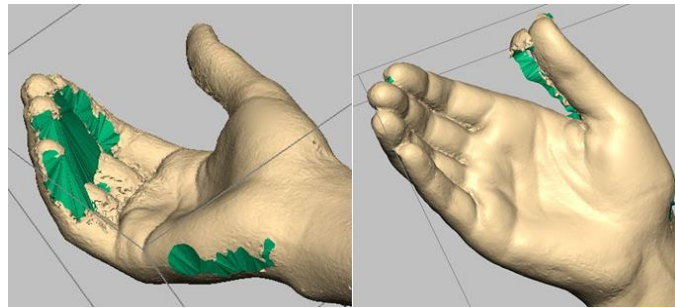


Abbildung 59: links: Scan in guter Qualität, rechts: Scan in schlechter Qualität

Eine erste Nachbearbeitung der Scanoberfläche erfolgte in der Software VXelements. Kleinere Fehlstellen wurden geschlossen, unabhängig von der Hand im Raum befindliche Artefakte beseitigt und die Oberfläche geglättet. Aufwendigere Nachbearbeitungen fanden, falls notwendig, in der Konstruktionssoftware Geomagic® Freeform® statt, in der auch die individuelle Konstruktion angefertigt wurde. Geomagic® ermöglicht das Anfertigen angepasster Konstruktionen durch das Zeichnen von Freiformkurven auf der Scanoberfläche (vergleiche Abbildung 60 erstes und zweites Bild von links).

In einem ersten Schritt wurde ein Offset von 1,5 mm auf den Scan aufgeschlagen. Dieses Offset symbolisiert den unter dem Unterstützer getragenen Montagehandschuh. Ein zweites Offset von 3 mm für die Grundstruktur des jeweiligen Prototyps wurde darüber gelegt. Auf dieser wurden die verschiedenen Außenkonturen aufgezeichnet (Abbildung 60 links). Das Konzept Limit und das Konzept Finger Safe sehen eine komplette Umhüllung des Daumens vor, die im Bereich des Thenars auf der palmaren und dorsalen Seite der Hand mit einem Radius ausläuft. Für das Konzept Elastomer wurden zwei getrennte Teile, eines für die Daumenspitze und eines für den Bereich des Hypothenars, konstruiert. Mit Hilfe von Innenkonturen erfolgte anschließend die Gestaltung von Ausschnitten auf der Innenseite des Daumens, z. B. im Bereich der Fingerspitze (Abbildung 60 zweites Bild von links).

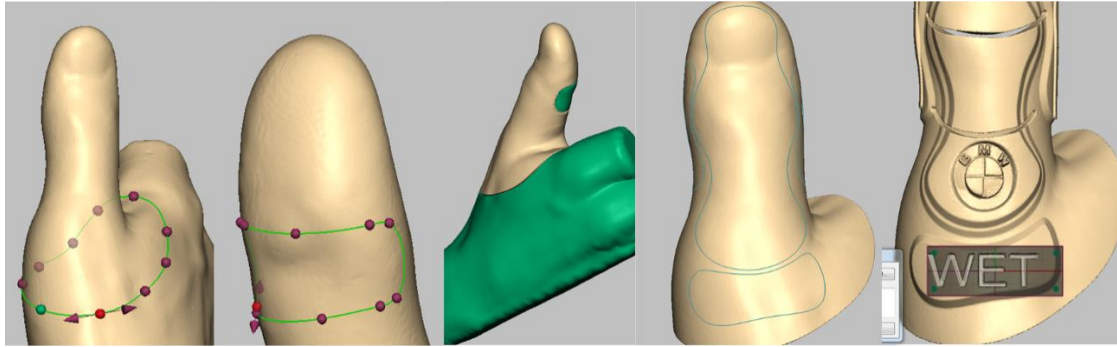


Abbildung 60: Schritte zur Konstruktion des Daumenunterstützers, mit Hilfe der Software Geomagic® von Freeform®, am Beispiel des Konzeptes Limit

Die weitere Vorgehensweise war ebenfalls konzeptspezifisch. Für das Konzept Limit wurde die Verstärkung auf der dorsalen Seite des Daumens konstruiert (Abbildung 60 zweites Bild von rechts). Die im Bereich der Gelenke angelegten Einschnitte sollten die Beweglichkeit in Flexionsrichtung garantieren. Das Konzept Finger Safe erhielt eine, an das FINGERSAFE® Element angepasste Struktur an der Oberseite des Daumens, die eine Integration der Schiene in den Kunststoff ermöglichte. Sowohl Konzept 1 als auch Konzept 2 erhielten Laschen im Bereich der Rundungen, die am Thenar anliegen, um eine Fixierung des Daumenunterstützers mit Hilfe eines Klettbandes zu ermöglichen. Für das Konzept Elastomerband wurden der Fingerling sowie das Teil im Bereich des Hypothenars mit Laschen für die Befestigung des Elastomerbandes versehen. Den Abschluss der Konstruktion bildete die Implementierung des BMW Logos sowie der Initialen des Mitarbeiters (Abbildung 60 rechts). Dies sollte eine erhöhte Akzeptanz und Identifikation mit dem Produkt schaffen. Außerdem ermöglichte die Kennzeichnung durch die Initialen eine Zuordnung der individuellen Unterstüzer zu den jeweiligen Mitarbeitern. Die fertigen Konstruktionen sind in Abbildung 58 in der Mitte zu sehen.

Nach Abschluss der Konstruktion wurden die Oberflächen bearbeitet und die 3D-Daten für die additive Fertigung aufbereitet. Da die Funktion des Daumenunterstützers über eine optimale Anpassung sichergestellt wird, ist die Herstellung mittels additiver Fertigung ein großer Vorteil, weil eine Individualisierung von Produkten einfach umsetzbar ist. Der konkrete Ablauf der Fertigung mit Hilfe des ausgewählten Lasersinterverfahrens wird im nächsten Kapitel beschrieben. Zuletzt erfolgte der finale Zusammenbau der Prototypen. Im Fall von Konzept 1 und 2 bedeutet das die Implementierung des Klettbandes. Dieses wird an den dafür vorgesehenen Laschen befestigt und umschließt das Handgelenk, um den Unterstüzer in Position zu halten und die Kraftübertragung im Bereich des Thenars zu unterstützen. Für die Fertigstellung des dritten Konzeptes wurde das elastische Band zunächst am Fingerling und anschließend am Hypothenar befestigt. Es zeigte sich, dass das am Hypothenar befindliche Teil nicht zwingend für die Funktion des Konzeptes benötigt wird. Das Elastomerband wurde demnach lediglich vom Fingerling ausgehend, über den Handrücken um das Handgelenk herum führend, befestigt. Die Befestigung erfolgte bei leichter Vordehnung des Bandes. Abbildung 58 rechts unten zeigt die fertigen Konzepte. Eine komplette Übersicht der bei der Entwicklung der DU durchlaufenen Prozesse, inklusive der dafür benötigten Zeitanteile, befindet sich im Anhang (Abbildung 92).

### 5.3 Fertigung des Daumenunterstützers

Additive Fertigungsverfahren zeichnen sich durch die kostengünstige Herstellung von Kleinst- und Kleinserien aus. Bei diesen Verfahren wird aus formlosen oder formneutralen Materialien schichtweise ein Bauteil erzeugt (Gebhardt, 2007). Die Fertigung der Bauteile basierend auf einem 3D-Modell erfolgt durchgehend automatisiert (Lobeck, 2004). Gebhardt (2007) gibt einen umfassenden Überblick zu den verschiedenen Technologien und Details. Die wichtigsten generativen Verfahren sind:

- Stereolithographie
- (Selektives) Lasersintern
- Schicht-(Laminat-)Verfahren
- Extrusions-Verfahren: Fused Layer Modeling
- Schmelzschicht-Verfahren: Fused Deposition Modeling
- 3D-Printing

In dieser Arbeit kommt das Verfahren des Selektiven Lasersinterns zum Einsatz. Exner (2008) beschreibt das Verfahren wie folgt:

*„Das Selektive Lasersintern (SLS) hat sich seit nunmehr 20 Jahren zu einem industriell etablierten Verfahren entwickelt. Mit ihm lassen sich schnell und präzise Bauteile aus verschiedensten Materialien generieren. Kunststoff und Metall werden bereits in großer Vielfalt verarbeitet.“<sup>4</sup>*

Die Vorteile des Verfahrens sind die, durch die verwendeten Materialien relativ niedrigen Kosten und die Möglichkeit der „supportfreien“ Fertigung von Bauteilen. Das Bauteil wird bei der supportfreien Fertigung allein durch das umliegende Pulver getragen. Stützstrukturen müssen daher nicht mitgedruckt und im Nachhinein aufwendig entfernt werden. Ein weiterer Vorteil ist die einfache Nachbearbeitung. Die Bauteile werden lediglich entpackt, sandgestrahlt und druckluftgereinigt. Beim Selektiven Lasersintern wird Kunststoff in einer sehr feinen Schicht gleichmäßig auf eine Trägerplattform aufgetragen und an den Stellen, wo das Werkstück entstehen soll, durch einen Laser aufgeschmolzen. Die Schichtbauweise ermöglicht die Realisierung beliebig komplizierter Geometrien inklusive Hinterschneidungen. Details zum Vorgang des Selektiven Lasersinterns wurden von Exner (2008) publiziert. Ein wesentlicher Unterschied des Verfahrens zu den anderen additiven Fertigungsverfahren ist der Einsatz verschiedener Materialien. Als Ausgangsmaterial können thermoplastische Kunststoffe, Metallpulver oder Formsand eingesetzt werden. In dieser Arbeit wird ein speziell entwickeltes Thermoplastisches Polyurethan (TPU) eingesetzt, um die gleichzeitig hohen Anforderungen an Flexibilität und Festigkeit abzudecken. Thermoplastische Polyurethane haben den Vorteil, dass sie keine Weichmacher benötigen, daher gut hautverträglich sind und sich recyceln lassen. Sie haben eine hohe Verschleiß-, Knick- und Reißfestigkeit und sind zudem Öl-, Fett- und Lösungsmittelbeständig. Das begünstigt einen Einsatz in der Produktion.

---

<sup>4</sup> Exner (2008)

Die charakteristischen Werkstoffkennwerte, E-Modul, Reißdehnung und Zugfestigkeit des in dieser Arbeit verwendeten TPU Rolaserit® variieren je nach Belichtungsintensität und -dauer (Tabelle 40 im Anhang). Zur Fertigung wird eine DTM Sinterstation 2500 verwendet. Die folgende Tabelle enthält die wichtigsten Prozessparameter zur Fertigung der DU.

Tabelle 14: Prozessparameter zur Fertigung der Daumenunterstützer auf der DTM Sinterstation 2500

<b>Parameter</b>	<b>Ausprägung</b>
Hatch-Abstand	0,1 mm
Pulvervorheiztemperatur	106°
Schmelztemperatur	120°
Laserenergie	9 W [max. 50 W]
Laserstrahldurchmesser	0,4 mm

Sowohl das Gewicht als auch die Herstellungskosten variieren für die drei Prototypen. Beides hängt vom Einsatz der Materialmenge sowie von der spezifischen Daumengröße ab. Die größte Gewichts- und Kostenspanne trat beim dritten Konzept auf, da je nach Passform und Komfort das den Hypothenar umschließende Teil entfallen kann.

Tabelle 15: Kosten und Gewicht der verschiedenen Prototypen

	<b>Prototyp Limit</b>	<b>Prototyp Finger Safe</b>	<b>Prototyp Elastomerband</b>
Kosten	ca. 18 Euro	ca. 15 Euro	zw. 12-30 Euro
Gewicht	20 - 28 g	27 - 28 g	16 - 17 g

#### 5.4 Auswahl des finalen Konzeptes

Zur Bewertung der ersten Prototypen wurden drei MA der Kabelbaum- und Stopfenmontage aus dem BMW Group Werk München ausgewählt. Die Anfertigung der DU erfolgte nach dem oben beschriebenen Vorgehen. Jeder MA testete zwei verschiedene, speziell für ihn gefertigte Prototypen, sodass jedes Konzept in dieser ersten Versuchsphase zweimal evaluiert wurde. Der Versuchszeitraum betrug jeweils eine Woche. Die DU wurden am Takt „Stopfenmontage im Bodenblech“ eingesetzt. In diesem Takt werden bis zu zwölf Stopfen montiert. Zur Bewertung stand ein Fragebogen (FB) zur Verfügung (siehe Anhang B). Zusätzlich durften eigene Verbesserungsvorschläge eingebracht werden. Vor Versuchsbeginn wurde den Mitarbeitern das Konzept erklärt und die Möglichkeit gegeben die DU an einer Trainingskarosse, ohne Zeitdruck, zu testen (Abbildung 61). Das erste Feedback floss neben der Auswertung des Fragebogens in die Bewertung ein. Während des ersten Test des Konzeptes Limit fiel auf, dass die Konstruktion im Bereich der Laschen für das Klettband zu schwach ausgelegt war. Die Anpassung der Maße sowie die Fertigung des optimierten Konzeptes erfolgten innerhalb weniger Tage. Nach der Konstruktionsoptimierung traten keine weiteren Probleme auf. Die MA nahmen beim Tragen des Daumenunterstützers eine deutliche Erleichterung beim Eindrücken der Stopfen wahr. Zudem gaben sie an, weniger Kraft zum Verbau, bei einer gleichzeitig geringeren Belastung des Daumens, zu benötigen. Als Nachteile wurden eine erhöhte Schweißbildung, sowie das Hängenbleiben der Stopfen an der Lasche

der offenen Fingerspitze, beschrieben (siehe Detailbild in Abbildung 61 unten links). Als Verbesserungsvorschläge nannten die MA eine Reduzierung der Grundstruktur auf den distalen Bereich des Daumens, sowie das Schließen der Fingerkuppe, um das Hängenbleiben von Stopfen zu vermeiden. Die Verkleinerung der Struktur macht aus funktioneller Sicht keinen Sinn, weil weder die Unterstützung des Daumens noch das Halten des Daumens in einer neutralen Gelenkposition realisiert werden könnten. Die Fingerspitze wurde bei den nachfolgenden Konzepten geschlossen.



Abbildung 61: Test der drei passiven Konzepte an der Trainingskarosse (von links nach rechts: Konzepte „Limit“, „Finger Safe“, „Elastomerband“)

Für das Konzept Finger Safe fielen bereits bei den ersten Tests an der Trainingskarosse Verschleißerscheinungen am Klebeband auf, mit dem die Schiene provisorisch befestigt war. Das regelmäßige Herausrutschen der Schiene aus der Grundstruktur war die Folge (siehe Detailbild Abbildung 61 oben Mitte). Durch die Schiene entstand ein Druckschmerz im Nagelbereich und an der Daumenspitze. Zudem schnitt die Schiene im Bereich der Daumenwurzel in die Haut ein und verursachte auch in diesem Bereich Druckschmerzen. Eine Erleichterung des Eindrückens oder eine subjektive Belastungsreduzierung wurden nicht beschrieben. Als Vorteil dieses Konzeptes stellten die MA lediglich die geringere Schweißbildung heraus. Verbesserungsvorschläge seitens der MA gab es nicht. Eine mögliche Verbesserung wäre die vollständige Einbettung der Schiene in den Kunststoff, um ein Einschneiden und Herausrutschen zu verhindern. Das Konzept Elastomerband wurde sofort beim Anlegen negativ bewertet. Bereits in der neutralen Gelenkstellung nahm der MA, bedingt durch die Vordehnung des Bandes, einen starken Zug auf den Daumen wahr. Das unangenehme Gefühl verbesserte sich beim Verbau der Stopfen nicht. Das Eindrücken erforderte mehr Kraft, da das elastische Band den Daumen während des Verbauvorganges zurückzog. Eine Funktionsunterstützung bzw. ein Nutzen des Systems schienen nicht gegeben. Ein MA beschrieb zwar eine kurzfristige Erleichterung der Tätigkeit in den ersten Stunden. Auftretende Schmerzen und Beschwerden nach zwei Stunden führten jedoch zum Versuchsabbruch. Die beiden Vorteile, keine zusätzliche Schweißbildung sowie eine hohe Bewegungsfreiheit des Daumens, konnten die Nachteile des Systems nicht aufwiegen. Aufgrund der insgesamt wenig vielversprechenden Bewertung des dritten Konzeptes erfolgte keine Optimierung. Die Entscheidung für ein finales Konzept fiel, basierend auf der Auswertung des Fragebogens, zwischen dem ersten und zweiten Konzept. Im



Folgenden sind stichpunktartig einige ausgewählte Antworten, inklusive der angegebenen Begründungen aufgelistet.

Tabelle 16: Ausgewählte Antworten des Fragebogens zur subjektiven Evaluierung der Konzepte 1 und 2, in Klammern steht die Anzahl der gegebenen Antworten

	<b>Prototyp Limit</b>	<b>Prototyp Finger Safe</b>
Bewegungsfreiheit und Flexibilität	positiv bewertet (2)	positiv bewertet (1) Schiene ist etwas zu steif (1)
Druckstellen	nein (2)	ja (2)
Verstellbarkeit	ausreichend (2)	ausreichend (2)
Schweißbildung	ja (2) an der dorsalen Seite des Daumens	ja (1) an den Bereichen mit verstärktem Material nein (1)
Hautreizungen	nein (2)	nein (2)
dauerhaftes Tragen	ja (2)	ja (1) nein (1) schmerzende Druckstelle an der DS
Usability beim Greifen von Stopfen	greifen behindert (2) Verbesserung über Testzeit- raum angemerkt	greifen behindert (1) greifen nicht behindert (1)
Eindrücken erleichtert	ja (2)	ja (1) nein (1)
Belastung reduziert	ja (2)	ja (1) nein (1)
Schmerzen durch das Tragen	nein (2)	ja (2)

Die wichtigsten Punkte bei der Bewertung waren die Erleichterung des Eindrückens, die Reduzierung der Belastung sowie die Bewegungsfreiheit und Flexibilität. Die übrigen Merkmale lassen sich in einer zweiten Entwicklungsstufe durch konstruktive Änderungen verbessern. Sie flossen deshalb nur anteilig in die Bewertung ein. Während das Konzept Finger Safe für jeden der priorisierten Punkte eine gute und eine schlechte Bewertung erhielt, fiel die Bewertung des ersten Konzeptes durch beide Mitarbeiter positiv aus. Das Konzept Limit wurde demnach favorisiert und weiter verfolgt. Die Umsetzung der gesammelten Erfahrungen sowie der Verbesserungsvorschläge der MA erfolgte in einer zweiten Entwicklungsstufe.

## 5.5 Verbesserungen des finalen Konzeptes

Die ersten Ergebnisse zeigten, dass der Daumenunterstützer das Eindrücken von Stopfen erleichtert, die Belastung am Daumen spürbar reduziert und die Hyperextension des Daumens in den Gelenken verringert. Zur Gewährleistung des dauerhaften Einsatzes sind jedoch auch andere Punkte, welche die Usability und Akzeptanz betreffen entscheidend.

Die MA bemängelten in den ersten Versuchen:

- eine vermehrte Schweißbildung,
- die Position des Klettbandes, welches die Bewegungsfreiheit im HG einschränkte,
- das Hängenbleiben der Stopfen beim Greifen, durch die Öffnung an der palmaren Seite der Fingerspitze sowie
- die bei längerer Nutzung auftretenden Druckpunkte.

Vor allem der erschwerte Greif- und Positioniervorgang führte zu Zeitverlusten, die sich negativ auf die Akzeptanz und die dauerhafte Nutzung des Daumenunterstützers auswirkten. Zur Verbesserung der oben genannten Punkte wurde die Konstruktion des Daumenunterstützers geändert und angepasst. Die Veränderungen umfassten:

- das Schließen der Fingerspitze (Abbildung 62 Mitte oben),
- eine Verringerung der Wandstärke, um die Schweißbildung durch weniger Material zu reduzieren (Abbildung 62 Mitte mittig),
- eine Veränderung der Position des Klettbandes, von proximal nach distal (Abbildung 62 links),
- die Integration eines Schaums an der Innenseite der Fingerspitze, zur Erhöhung des Komforts (Abbildung 62 rechts),
- eine Verstärkung im Bereich der Laschen, um das Ausreißen des Klettbandes beim An- und Ausziehen zu vermeiden (Abbildung 63 links: Verstärkung palmar, rechts: Verstärkung dorsal),
- den Einsatz einer geringeren Materialmenge, einhergehend mit einer Änderung der Prozessparameter, um dünnere DU bei gleichbleibenden Festigkeitseigenschaften zu bauen und
- die Abrundung der inneren Kanten der Gelenkspalte, da so ein Einklemmen des Handschuhs, bzw. der Haut verhindert werden kann, ohne die Funktion der Gelenkwinkelbegrenzung zu beeinträchtigen.

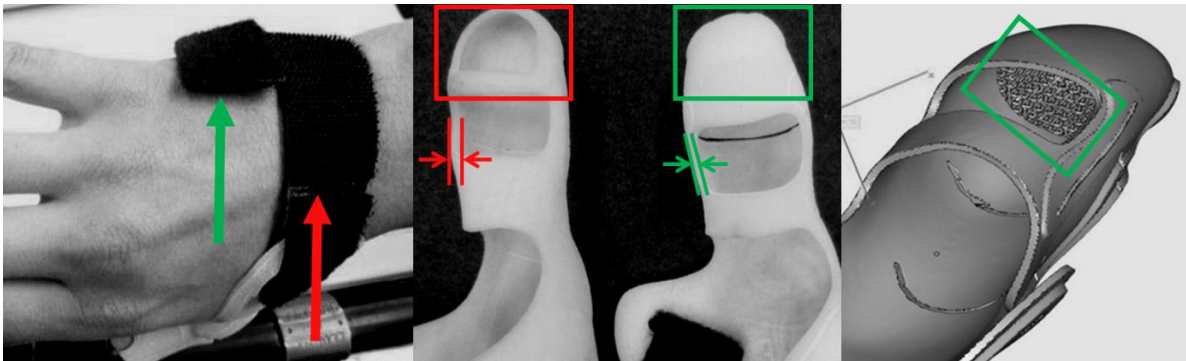


Abbildung 62: Konstruktive Änderungen am Daumenunterstützer Teil 1

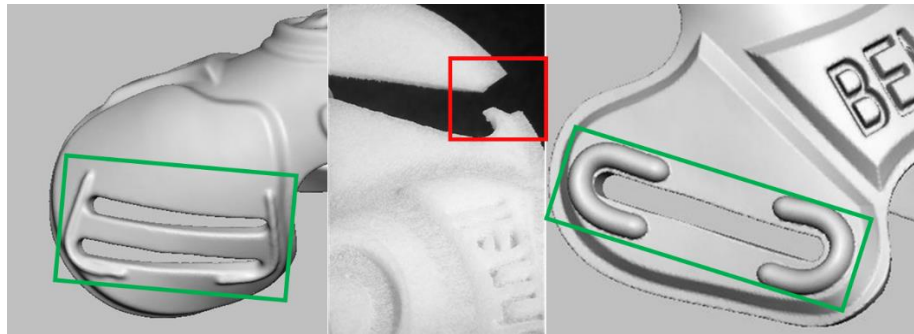


Abbildung 63: Konstruktive Änderungen am Daumenunterstützer Teil 2

Die Bewertung des verbesserten Konzeptes erfolgte in der, im folgenden Kapitel beschriebenen, zweiten Evaluierungsstufe.

## 6 Evaluierender Teil

### 6.1 Subjektive Evaluierung

149 MA aus sieben verschiedenen Werken erhielten einen individuell angefertigten DU, den sie über einen Zeitraum von mindestens vier Wochen testen und bewerten sollten. Wenn möglich wurde den Mitarbeitern zu Beginn des Testzeitraumes das Konzept und die Handhabung des Daumenunterstützers erklärt. Bedingt durch kapazitative und logistische Einschränkungen bestand nicht die Möglichkeit einer Trainings- oder Gewöhnungsphase. Die MA testeten die DU am Band bei laufender Produktion. Die Rückläuferquote der verteilten Fragebögen betrug 65 %. Die Studie bestand aus einem dreiteiligen FB. Im Grundlagenfragebogen wurden allgemeine demografische Angaben, körperliche Probleme und Verbastrategien erhoben. Die Beantwortung dieses Fragebogens erfolgte vor Beginn der Studie. Der zweite und dritte FB beinhalteten Fragen zu Usability, Komfort, Akzeptanz, Dauer der Nutzung und Funktion des Daumenunterstützers. Der zweite FB wurde nach den ersten drei Tagen, zur Erfassung eines ersten Meinungsbildes, beantwortet. Da der dritte FB, dessen Beantwortung nach vier Wochen erfolgte, bis auf eine Frage identisch aufgebaut war, konnten Veränderungen in Bezug auf die Bewertung nach einer Gewöhnung an den DU erfasst werden. Insgesamt wurden 13 Fragen im Grundlagenfragebogen, 19 im zweiten FB und 20 im dritten FB beantwortet. Für die Auswertung erfolgte die Zusammenfassung einiger Fragen. Da in einigen Fragebögen Antworten fehlten, werden die Ergebnisse im Folgenden in Prozent und nicht in absoluten Zahlen angegeben. Die zweite Evaluierungsstufe wurde in bis zu zwei Werken gleichzeitig ansonsten zeitlich nacheinander in den verschiedenen Werken gestartet. Dadurch konnten Verbesserungen des Daumenunterstützers iterativ in den Prozess eingebunden werden. Die finalen Maße des Daumenunterstützers sind in Tabelle 39 im Anhang dargestellt. Eine gemeinsame Bewertungsbasis der FB ist dennoch gegeben, weil keine grundlegenden Verbesserungen erfolgten.

#### 6.1.1 Analyse und Diskussion der Ergebnisse der Fragebogenstudie

78 männliche und 19 weibliche MA aus sieben Produktionsstandorten (München, Dingolfing, Regensburg, Leipzig, Oxford, Goodwood und Spartanburg) nahmen an der Befragung teil. Die MA waren zwischen 25 und 55 Jahren alt. Der Großteil (89 MA) war Rechtshänder. Insgesamt 95 % der MA nutzen den Daumen zur Durchführung ihrer Tätigkeiten. Es wurden lediglich Tätigkeiten betrachtet, die eine erhöhte Belastung des Daumens hervorrufen. Im Folgenden sind die Tätigkeitsbereiche, in denen der DU getestet wurde, aufgelistet:

- Stopfenmontage (sowohl in der Montage, als auch in der Lackiererei)
- Kabelbaummontage
- Getriebevormontage
- Montage des Cabrio-Verdecks
- Schwellermontage
- Radhausmontage
- Motorfertigmontage

- Schwenkmontage
- Unterflurmontage

Alle Tätigkeiten beinhalten das Verbauen von Stopfen, das Setzen von Clipsen, Spreiznieten und Tüllen sowie das Befestigen von Kabeln im Innen-, Motor- oder Außenraum des Fahrzeuges. Abbildung 64 zeigt einige der typischen Montagetätigkeiten.

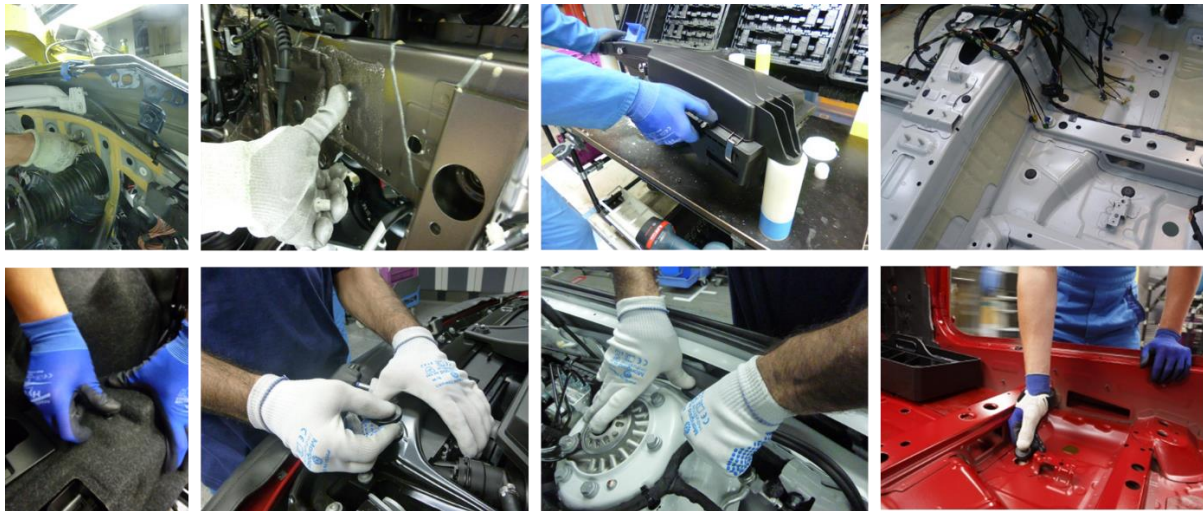


Abbildung 64: Typische Tätigkeiten in der manuellen Montage

Obwohl 61 % der MA angaben, ihre Tätigkeiten überwiegend mit beiden Händen auszuführen, wurden die DU jeweils für die dominante Hand gefertigt. Die Anfertigung von einem DU pro MA sollte den Mitarbeitern die Chance geben den direkten Vergleich zu spüren und sich zunächst mit einer Hand an den DU zu gewöhnen. Neben der Bewertung der individualisierten Daumenunterstützer (iDU) testeten insgesamt 14 MA einen nicht auf sie angepassten, unpersonalisierten DU (uDU). Sechs weitere MA evaluierten eine kürzere Variante des Daumenunterstützers. Das Hauptproblem dieser Variante, die kurz unterhalb des Daumengrundgelenkes endete und sich formschlüssig als eine Art Kegel um den Daumen legte, war, dass die Belastungen direkt in das Daumensattelgelenk eingeleitet wurden. Aus diesem Grund stellte sich die Weiterentwicklung als nicht zielführend heraus. Die Ergebnisse werden nicht präsentiert.

Von den insgesamt 149 Fragebögen konnten 97 Grundlagenfragebögen ausgewertet werden. Ein Teil der Ergebnisse des Grundlagenfragebogens wurde in Kürze bereits in Kapitel 4.1 diskutiert. Die in Abbildung 27 dargestellte Bodymap gibt Aufschluss darüber, welche Körperbereiche bei manuellen Montagetätigkeiten am stärksten belastet sind. 55 % der MA gaben an Probleme mit dem Daumen zu haben. An zweiter Stelle standen die im Bereich der Schulter auftretenden Probleme, die ebenfalls eine Folge von hohen Belastungen des Hand-Arm-Systems sind. Nahezu 50 % der MA gaben Stopfen mit einem Durchmesser kleiner 20 mm als am schwierigsten zu verbauen an. Das widerspricht zunächst den Ergebnissen aus der Untersuchung der geforderten Verbaukraft, bei der für die 20 mm Stopfen signifikant geringere Verbaukräfte gemessen wurden als für größere Stopfen (Kapitel 4.2.5). Eine Erklärung für die subjektiv höher empfundene Beanspruchung beim Verbau kleinerer Stopfen, könnte die reduzierte Auflagefläche des Fingers sein, durch die ein größerer Druck die Fingerspitze wirkt.

Der zweite FB konnte für insgesamt 82 MA ausgewertet werden, 13 davon testeten uDU. Die folgenden Tabellen beinhalten die Antworten aus den Fragebögen unterteilt in die Bewertung der Usability (Tabelle 19), der Funktion (Tabelle 20) und der weiteren Nutzung (Tabelle 21). Die Fragen zur Funktion, Akzeptanz und weiteren Nutzung bewerteten die MA auf einer sechsstufigen Skala (Tabelle 17 und Tabelle 18). Für die Auswertung wurden, mit Ausnahme des Merkmals Belastungsreduzierung, Angaben von 6 bis 4 positiv und von 3 bis 1 negativ gewertet. Für das Merkmal Belastungsreduzierung sind Werte von 6 bis 2 unter einer reduzierenden Wirkung zusammengefasst. Tabelle 20 und Tabelle 21 stellen die Merkmale entsprechend zusammengefasst dar. Die wichtigsten Erkenntnisse werden im Folgenden diskutiert.

Für den dritten FB wurden individualisierte und unpersonalisierte DU zusammengefasst, da lediglich drei MA einen uDU über vier Wochen testeten.

Tabelle 17: Funktions- und Akzeptanzmerkmale des Daumenunterstützers

<b>Merkmal (M)</b>
A) am Daumen empfundene Belastungsreduzierung
B) am Daumen empfundene Müdigkeit
C) Komfort des Daumenunterstützers
D) Weiterempfehlung des Daumenunterstützers
E) arbeiten mit oder ohne Daumenunterstützer
F) weitere Nutzung nach der Studie

Tabelle 18: Sechsstufige Skala zur Einstufung der Funktions- und Akzeptanzmerkmale des Daumenunterstützers

<b>M</b>	<b>6</b>	<b>5</b>	<b>4</b>	<b>3</b>	<b>2</b>	<b>1</b>
A	stark reduziert					gar nicht reduziert
B	weniger müde					mehr müde
C	sehr komfortabel					gar nicht komfortabel
D	auf jeden Fall					auf gar keinen Fall
E	arbeiten mit DU					arbeiten ohne DU
F	auf jeden Fall					auf gar keinen Fall

Tabelle 19: Prozentualer Anteil der mit Ja beantworteten Fragen zur Usability individualisierter (iDU) und unpersonalisierter (uDU) Daumenunterstützer

<b>Fragen zu Usability &amp; Komfort</b>	<b>2. FB</b>		<b>3. FB</b>
	<b>iDU</b>	<b>uDU</b>	<b>iDU und uDU</b>
Anlegen ohne fremde Hilfe?	93	100	94
Anlegen unter 15 s?	75	100	91
Flexibel genug?	46	54	59
Ausreichende Verstellbarkeit?	69	77	73
Schweißbildung?	20	15	23
Wenn ja, wo? (häufigste Stelle)	12 DS	7,5 DS	20 DS
(zweithäufigste Stelle)	9 Oberseite	7,5 Oberseite	
Hautreizungen?	16	23	18
Wenn ja, wo? (häufigste Stelle)	7 DS	23 DS	15 DS
(zweithäufigste Stelle)	6 HG	8 Oberseite	
Dauerhaft getragen?	25	17	41
% der getragenen Zeit?	1 - 80	1 - 70	5 - 50
Stopfenverbau mit DU länger?	75	62	55
Greifen behindert?	78	85	61
Ist der DU komfortabel?	41	33	57
Schmerzen durch das Tragen?	25	54	24

Tabelle 20: Prozentualer Anteil der mit Ja beantworteten Fragen zur Funktion individualisierter (iDU) und unpersonalisierter (uDU) Daumenunterstützer

<b>Fragen zur Funktion</b>	<b>2. FB</b>		<b>3. FB</b>
	<b>iDU</b>	<b>uDU</b>	<b>iDU und uDU</b>
Eindrücken erleichtert?	70	75	79
Belastung reduziert?	84	92	85
Weniger Müdigkeit im Daumen?	54	63	77

Tabelle 21: Prozentualer Anteil der mit Ja beantworteten Fragen zur weiteren Nutzung individualisierter (iDU) und unpersonalisierter (uDU) Daumenunterstützer

<b>Fragen zu weiterer Nutzung &amp; Akzeptanz</b>	<b>2. FB</b>		<b>3. FB</b>
	<b>iDU</b>	<b>uDU</b>	<b>iDU und uDU</b>
DU weiterempfehlen?	47	22	58
Arbeit mit oder ohne DU?	37	31	51
Weitere Nutzung nach Studienende?			47

## Auswertung des zweiten Fragebogens für individualisierte und unpersonalisierte DU

Fast alle MA konnten den DU in weniger als 15 s ohne fremde Hilfe anziehen. Nur knapp die Hälfte aller MA gab an, dass der DU flexibel genug ist. Die MA bemerkten die unzureichende Flexibilität in Bezug:

- auf das Greifen,
- auf die zu harte Spitze des Daumenunterstützers,
- auf eine ungünstige Befestigung des Kletts und
- in Bezug auf die ungenügende Fähigkeit zur Beugung des Daumens an.

Hinsichtlich der Verstellbarkeit wurde vor allem eine ausreichende Länge des Klettbandes positiv bewertet. Eine Verlängerung des Bandes erfolgte zeitnah nach den ersten Tests. Da zu Beginn des Versuchszeitraumes lediglich individualisierte DU getestet wurden, fiel die Bewertung der Verstellbarkeit bei den unpersonalisierten Daumenunterstützern bereits besser aus. Ein deutlicher Unterschied zwischen individualisierten und unpersonalisierten Daumenunterstützern zeigte sich in Bezug auf die Druckstellen. 68 % der MA die iDU testeten, gaben an, keine Druckstellen am Daumen zu haben. Im Gegensatz dazu gaben 62 % der MA die uDU testeten an, Druckstellen am Daumen zu haben. Druckstellen traten demnach um 30 % häufiger auf, wenn der DU nicht personalisiert war. Am häufigsten traten Druckstellen im oberen Bereich der Daumenspitze, am zweithäufigsten am oberen Ende der dorsalen Verstärkungsstruktur, im Bereich des Daumennagels auf (Abbildung 65). Die vermehrt auftretenden Druckstellen resultierten in einer schlechten Bewertung des Komforts. 22 % (iDU) bzw. 33 % (uDU) der MA bewerteten den DU als gar nicht komfortabel. Lediglich ein Mitarbeiter bewertete ihn als sehr komfortabel. Die restlichen MA mit einem individualisierten DU gaben überwiegend Bewertungen im oberen bis mittleren Komfortbereich ab, während die Bewertungen bei den Mitarbeitern mit unpersonalisierten Daumenunterstützern im mittleren bis unteren Bereich der Komfortbewertung lagen.

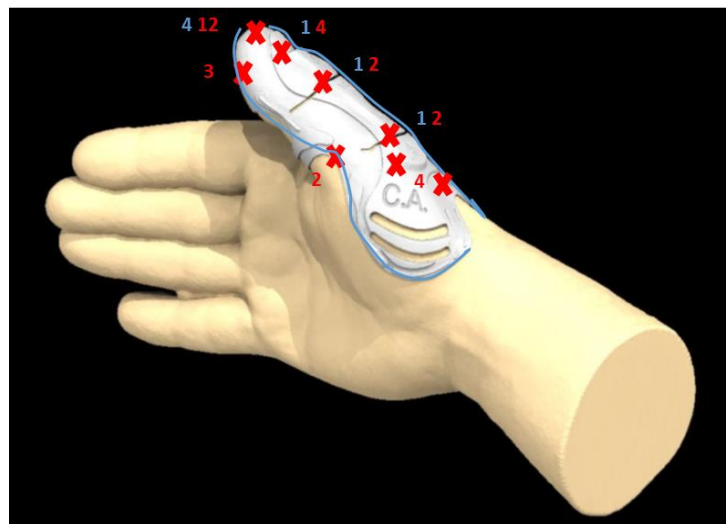


Abbildung 65: Durch den Daumenunterstützer auftretende Druckstellen, Angaben aus dem zweiten Fragebogen für individualisierte Daumenunterstützer in rot, für unpersonalisierte in blau



Nur 25 % (iDU) bzw. 17 % (uDU) der MA trugen den DU regelmäßig. Die übrigen 61 MA, iDU und uDU zusammengefasst, nutzen den DU nicht regelmäßig. Von diesen Mitarbeitern gaben 18 keine Nutzungsdauer an und 12 MA (15 %) arbeiteten weniger als 5 % der ersten drei Tage mit dem DU. Ein Drittel der 61 MA nutzte den DU zwischen 6 und 50 % der Zeit (Abbildung 66 blaue Balken).

Das bedeutet, dass 49 % der MA den DU in den ersten drei Tagen weniger als 50 % ihrer Arbeitszeit trugen.

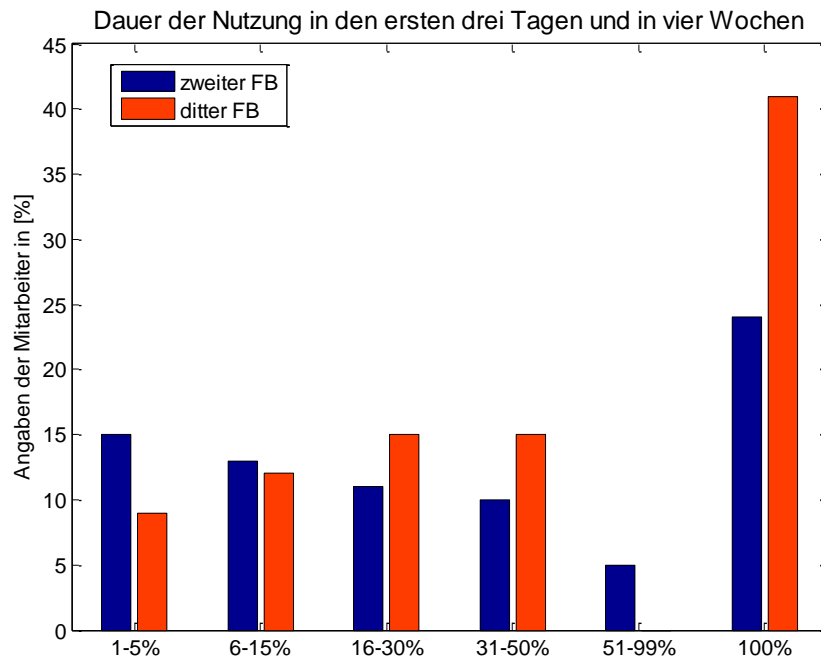


Abbildung 66: Prozent der Zeit, die der Daumenunterstützer getragen wurde, Angaben aus dem zweiten und dritten Fragebogen für individuelle und nicht angepasste Daumenunterstützer zusammengefasst

Die hauptsächlichsten, von den Mitarbeitern genannten, Gründe für die geringe Nutzung, sind:

- arbeitsorganisatorische Gründe, z. B. durch Taktrotation bedingte Tätigkeiten in Bereichen, wo ein Einsatz des Daumenunterstützers nicht notwendig ist,
- der Zeitverlust bei den Montagevorgängen,
- das erschwerte Greifen und Handhaben von Teilen,
- durch den DU auftretende Behinderungen an einigen Takten,
- ein auftretender Druck oder Schmerz am Daumen durch das Tragen,
- keine ausreichende Bewegungsfreiheit,
- die Unerreichbarkeit schwieriger Verbaupositionen, sowie
- ein zu kurzes oder kratzendes Klettband.

Jeweils über 60 % der MA gaben an, durch das erschwerte Greifen der Teile, eine längere Zeit für den Stopfenverbau zu benötigen und jeweils mehr als 80 % fühlten sich durch den DU beim Greifen von Teilen behindert (Tabelle 19). Diese Zahlen bestätigen die oben genannten Gründe für die geringe Nutzung des Daumenunterstützers.

Die bisher präsentierten Merkmale haben Einfluss auf die Akzeptanz und Nutzung des Daumenunterstützers (Tabelle 21). Lediglich 47 % (iDU) bzw. 22 % (uDU) der MA würden den Daumenunterstützer nach drei Tagen Nutzung weiterempfehlen. Die übrigen bewerteten die Weiterempfehlung eingeschränkt oder befürworteten diese gar nicht. Dementsprechend schlecht wurde auch die weitere Nutzung des Daumenunterstützers bewertet. 38 % (iDU) bzw. 44 % (uDU) der MA gaben an den DU nach der Studie nicht mehr zu nutzen. Nur elf MA gaben an den DU auf jeden Fall weiter zu nutzen. Alle MA, die diese Angabe machten, arbeiteten mit einem iDU.

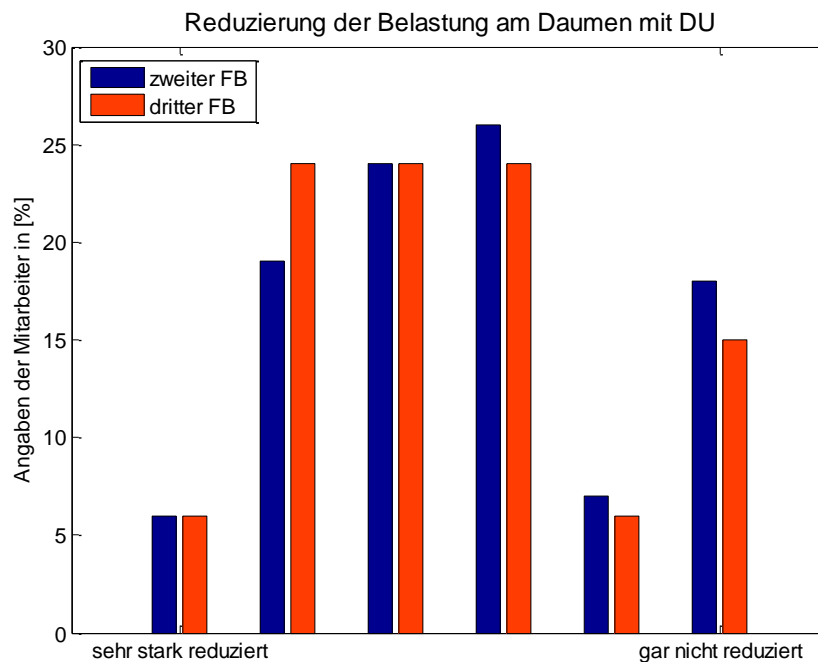


Abbildung 67: Angaben der Mitarbeiter zur Stärke der, mit dem Daumenunterstützer, empfundenen Belastungsreduzierung nach drei Tagen und vier Wochen

Sehr positiv wurden die Erleichterung des Eindrückens der Bauteile sowie die empfundene Belastungsreduzierung durch den DU bewertet. Das Eindrücken von Stopfen und Clipsen fiel 70 % der MA mit dem DU leichter als ohne (Tabelle 20). Eine Ausnahme bildeten die MA der Lackiererei. Es stellte sich heraus, dass das Verbauen von Hartstopfen mit dem DU nicht erleichtert, sondern teilweise sogar erschwert wurde.

Insgesamt 84 % (iDU) bzw. 92 % (uDU) empfanden eine Belastungsreduzierung. Wie stark die Belastungsreduzierung empfunden wurde, war individuell sehr unterschiedlich. Die blauen Balken in Abbildung 67 stellen die Belastungsreduzierung nach drei Tagen auf der sechsstufigen Skala dar. Es ist zu sehen, dass der Großteil der MA eine starke bis mittlere Reduzierung der Belastung empfand. Dennoch gab es auch MA aus deren Sicht die Belastung gar nicht reduziert wurde. Die meisten zu dieser Gruppe gehörenden MA nutzten den DU während der ersten drei Tage lediglich weniger als 5 %.

## Auswertung des dritten Fragebogens für individualisierte und unpersonalisierte DU

Der dritte FB kam lediglich von 41 Mitarbeitern, d.h. von knapp über 50 % der Mitarbeiter die den zweiten FB ausgefüllt hatten, zurück. Sieben Fragebögen konnten nicht ausgewertet werden, da die MA den DU nach den ersten drei Tagen nicht mehr oder nur noch sehr kurz nutzten. Als Begründung wurden die folgenden Punkte angegeben:

- arbeitsorganisatorische Gründe
- Zeitverluste bei der Montage
- ein lästiges, störendes Gefühl durch den DU
- eine schlechte Passform

Lediglich drei MA nutzten einen uDU während des vierwöchigen Versuchszeitraumes. Die Ergebnisse des dritten Fragebogens sind deshalb für individualisierte und unpersonalisierte Daumenunterstützer zusammengefasst. Im Folgenden werden gezielt die Punkte diskutiert, in denen sich die Bewertung nach vier Wochen von der nach drei Tagen unterscheidet.

Insgesamt 41 % der MA nutzen den DU über den vierwöchigen Versuchszeitraum dauerhaft (Tabelle 19). Das ist ein deutlich höherer Anteil als bei der ersten Bewertung. 59 %, d. h. 20 MA nutzen den DU nicht dauerhaft, gaben aber im Vergleich zum zweiten FB an, den DU über längere Zeiteile der Arbeitstätigkeit getragen zu haben (Abbildung 66). Ein Drittel der MA trug den DU zwischen 16 % und 50 % der Arbeitszeit, 20 % gaben geringere Nutzungsdauern an. Die bei der zweiten Befragung angeführten Gründe gegen eine dauerhafte Nutzung sind auch bei dieser Evaluierung gültig. Zusätzlich wurde im dritten FB angemerkt, dass der DU nicht für den gesamten Tätigkeitsprozess eingesetzt werden kann, da er bei einigen Tätigkeiten zu Behinderungen führt. Zudem merkten die MA an, dass der Unterstüztzer sich nicht schnell genug an- und ausziehen lässt.

Im Vergleich zum zweiten FB positiv entwickelt haben sich:

- die Bewertung des Greifens,
- die zum Stopfenverbau benötigte Zeit sowie
- die Bewertung der Druckstellen und
- die Reduzierung der Müdigkeit am Daumen.

Zwar beschrieben immer noch 61 % der MA Behinderungen beim Greifen und 55 % eine verlängerte Zeit beim Stopfenverbau. Diese Zahlen liegen jedoch ca. 20 - 25 % unter den vorherigen.

Nur 30 % der MA und damit deutlich weniger als beim zweiten FB gaben an Druckstellen zu haben. Die Daumenspitze war weiterhin am häufigsten betroffen. Zudem fiel eine kreisförmige, um die Daumenspitze verlaufende Druckstelle auf, die dort entstand, wo der intergierete Schaumstoff aufhörte (Abbildung 68).

Die am Daumen entstehende Müdigkeit wurde nach dem vierwöchigen Versuchszeitraum als deutlich reduziert bewertet. Während nach drei Tagen lediglich 60 % der MA eine Reduzierung der Müdigkeit

am Daumen empfanden, waren es nach vier Wochen 77 % (beide Werte beziehen sich nur auf die MA, die sowohl den zweiten als auch den dritten FB ausgefüllt haben) (Tabelle 20).

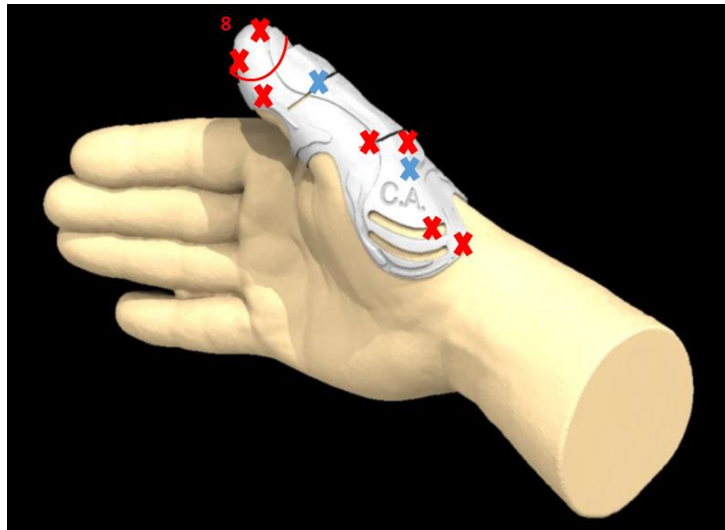


Abbildung 68: Durch den Daumenunterstützer auftretende Druckstellen (Angaben aus dem dritten Fragebogen)

Die bereits im zweiten FB positiv bewertete Belastungsreduzierung sowie die Erleichterung des Eindrückens von Teilen wurden erneut positiv gewertet.

Da die Reduzierung der Belastung das wichtigste Bewertungsmerkmal ist, wurde diese für eine detailliertere Auswertung in unterschiedliche Stufen unterteilt. Nach drei Tagen empfanden 49 % der MA eine starke Belastungsreduzierung (Bewertung von 6 - 4 auf der Skala in Tabelle 17), 34 % eine schwache (Bewertung von 3 - 2) und 17 % gar keine (Bewertung von 1). Im dritten FB verbesserte sich der Anteil der MA, die eine starke Belastungsreduzierung empfanden um 6 %, während die anderen beiden Werte um 4 % und 2 % sanken. Dabei stellte sich heraus, dass MA, die nach vier Wochen eine stärkere Belastungsreduzierung angaben, nach drei Tagen zum Großteil eine schwache Belastungsreduzierung empfanden.

#### Zusammenfassende Diskussion der Ergebnisse des zweiten und dritten Fragebogens

Nach drei Tagen gaben elf MA an, den DU weiter zu nutzen. Alle elf MA trugen einen iDU (S. 110). Zudem sank die Zahl der MA, die über vier Wochen einen uDU trugen auf 3 im Vergleich zu 13 Mitarbeitern die anfangs einen unpersonalisierten DU nutzten. Das zeigt wie wichtig die individuelle Anpassung in Bezug auf die Akzeptanz und damit die weitere Nutzung der Daumenunterstützer ist. Zudem spielt die Passform in Bezug auf auftretende Schmerzen eine Rolle. Während Schmerzen bei allen Mitarbeitern auftraten die uDU testeten, verspürten nur 7 von 29 Mitarbeitern mit angepassten Daumenunterstützern einen Schmerz. Dieser kam vor allem durch die nach vier Wochen auffallende Druckstelle um die Daumenspitze (Abbildung 68) zustande, welche in erster Linie durch Qualitätsprobleme bei der Fertigung der Schaumstruktur im Inneren der DU bedingt war. Um den Komfort zu erhöhen und Druckstellen auch bei angepassten Daumenunterstützern zu vermeiden, muss die Schaumstruktur bei zukünftigen Konstruktionen deutlich weicher sein. Auch bei der Bewertung des Greifens spielt die Passform eine entscheidende Rolle. MA mit individualisierten Daumenunterstützern bewerteten das Greifen von

Teilen besser als MA mit unpersonalisierten Daumenunterstützern. Das heißt, den Mitarbeitern fällt es leichter sich an eine neue Unterstützung zu gewöhnen und damit zu arbeiten, wenn diese richtig passt.

Wichtige Punkte in Bezug auf die Akzeptanz des Daumenunterstützers sind die zum Stopfenverbau benötigte längere Zeit sowie der Effekt der Belastungsreduzierung. Bei beiden Merkmalen verbesserte sich die Bewertung nach vier Wochen.

Obwohl weiterhin 55 % der MA mit dem DU eine längere Zeit zum Verbau der Stopfen benötigen als ohne ist die Zahl im Vergleich zu der Angabe nach drei Tagen gesunken (S. 111). Das legt nahe, dass mit zunehmender Gewöhnung an den DU der zum Stopfenverbau benötigte Mehraufwand reduzierbar ist. Eine zu diesem Zweck an der Trainingskarosse durchgeführte Kleinstudie zeigte signifikante Zeitreduzierungen bereits nach 25 Fahrzeugen (Mtir, 2014). Bei der Bewertung der Belastungsreduzierung zeigt sich der Effekt einer Gewöhnungs- und Trainingsphase noch deutlicher. MA aus deren Sicht die Belastung gar nicht reduziert wurde, nutzen den DU während der ersten drei Tage weniger als 5 % ihrer Arbeitszeit (S. 110). Laut Callinan (1999) kann die Nutzung neuer Hilfsmittel anfangs in einem Mehraufwand an Kraft resultieren. Eine Gewöhnungs- bzw. Trainingsphase, die den Mitarbeitern am Band nicht zur Verfügung gestellt werden konnte, neutralisiert diese anfänglichen Probleme (Callinan, 1999). Es ist demnach anzunehmen, dass die MA bei längerer Nutzung des Daumenunterstützers eine Belastungsreduzierung erfahren hätten. Bestätigt wird diese Aussage bei Betrachtung der Ergebnisse in Abbildung 67. Nach vier Wochen erfuhren weniger MA gar keine Belastungsreduzierung durch den Daumenunterstützer als nach drei Tagen. Eine Eingewöhnung und längere Nutzung des Daumenunterstützers haben demnach Einfluss auf die Stärke der empfundenen Verbesserung.

Der Daumenunterstützer erfüllt das primäre Ziel einer Belastungsreduzierung und erleichtert das Eindringen von Stopfen und Clipsen. Außerdem konnte die Hautverträglichkeit des Materials bestätigt werden. Die generelle Bewertung der Usability und des Komforts war jedoch überwiegend negativ. Für eine dauerhafte Nutzung und Akzeptanz sind Verbesserungen in Bezug auf die Handhabung und das Greifen von Teilen, sowie in Bezug auf den Komfort und auftretende Druckstellen bei der Arbeit mit dem DU erforderlich. Mögliche Lösungen wurden in den oben stehenden Absätzen angesprochen und müssen in zukünftigen Arbeiten im Detail ausgearbeitet und umgesetzt werden. Zudem hat sich deutlich gezeigt, dass der DU nicht für alle Tätigkeiten die das Eindringen von Teilen beinhalten, eingesetzt werden kann. Je kleiner die Teile werden, desto schwieriger wird ein Einsatz des Daumenunterstützers. Dasselbe gilt für eine zunehmende Komplexität der Tätigkeiten. Eine umfassende Handhabungsempfehlung für welche Bauteile und Prozessvorgänge der Daumenunterstützer sinnvoll eingesetzt werden kann, wird in Kapitel 6.4 gegeben.

Für Takte, an denen der Verbau von Stopfen oder einfach zu greifenden Clipsen überwiegt, wurde eine Belastungsreduzierung sowie eine Erleichterung des Verbauvorganges bewiesen.

## **6.2 Objektive Evaluierung**

Die objektive Evaluierung des Daumenunterstützers besteht aus zwei Teilen, der mechanischen Prüfung und einer Probandenstudie. Zunächst werden die Ergebnisse der mechanischen Prüfung vorgestellt.

Diese verfolgte das Ziel eine entsprechende Sicherheit gegen ein mögliches Materialversagen bei der Arbeit mit dem DU nachzuweisen. Im zweiten Teil des Kapitels wird der DU in einem Probandenversuch durch das Erfassen von Kräften und Beanspruchungen bewertet.

### **6.2.1 Mechanische Prüfung**

Um die Funktion des Daumenunterstützers über einen definierten Zeitraum sicherzustellen und Unfälle auszuschließen, wurden Betriebsfestigkeitsuntersuchungen durchgeführt. Die Anforderungen an die zu diesem Zweck durchgeführte Druck- und Biegeprüfung sind in Tabelle 22 aufgelistet. Die nach DIN genormten Biege- und Druckprüfungen z. B. DIN EN ISO 178 und DIN EN ISO 604 für Kunststoffe eigneten sich nicht, da diese zur Ermittlung reiner Werkstoffkennwerte dienen und den Werkstoff quasistatisch belasten. In der manuellen Montage sind jedoch in erster Linie die hohen Wiederholungszahlen von bis zu 17 Wiederholungen pro Minute entscheidend. Deswegen wurde zur Prüfung der Betriebsfestigkeit eine dynamische Prüfung mit möglichst realistischen Parametern konzipiert. Diese orientiert sich an der ISO 6721-1, die dynamische, mechanische Eigenschaften von Kunststoffen ermittelt.

Für die Druckprüfung wurde ein kraftgesteuerter Pneumatikzylinder an einem Lastrahmen befestigt. Ein speziell angefertigtes Daumeninlay aus Aluminium wurde über eine Kraftmessdose mit dem Zylinder verbunden. Der Kontakt zum Stopfen erfolgte durch einen auf das Daumeninlay aufgesetzten Prüfkörper. Das Stopfenblech wurde in eine Auflage aus Aluminium eingelegt und durch Einspannen gegen Verrutschen gesichert (Abbildung 69).

Die Biegeprüfung erfolgte mit Hilfe eines weggesteuerten Pneumatikzylinders, der Druck auf die Daumenspitze ausübte. Der DU wurde dazu in eine Vierkantform eingebettet, um die realistische Form des Daumenunterstützers am Finger abzubilden (Abbildung 70).

Die Lastwechselanzahl von 130.000 simulierte das schadenfreie Arbeiten mit dem DU für mindestens einen Monat. Ein Takt, in dem 17 Stopfen pro Minute verbaut werden, wurde als Berechnungsgrundlage gewählt. Für geringere Wiederholungszahlen verlängert sich die Lebensdauer proportional. Die Analyse der geprüften Bauteile erfolgte rein qualitativ auf visueller Basis.

Bei keinem der Bauteile, welche die Druckprüfung durchliefen, waren Schädigungen erkennbar. Das zuletzt geprüfte Bauteil absolvierte anstatt der 130.000 sogar 820.000 Lastwechsel wobei ebenfalls keine Schädigung erkennbar war. Das entspricht ca. sechs Monaten schadenfreiem Arbeiten beim Verbau von 17 Stopfen pro Minute. Die zwei Zusatzeile, mit in der Fingerspitze integriertem Schaum zeigten einen leichten Abrieb der Schaumstruktur.

Die Analyse der auf Biegung geprüften Teile ergab eine Aufweitung des proximalen Gelenkspalts, wodurch eine Rissbildung eingeleitet wurde. Zudem waren auf Höhe des Karpometakarpalgelenkes Delaminationen an den Bauteilen erkennbar. Keines der Bauteile versagte.

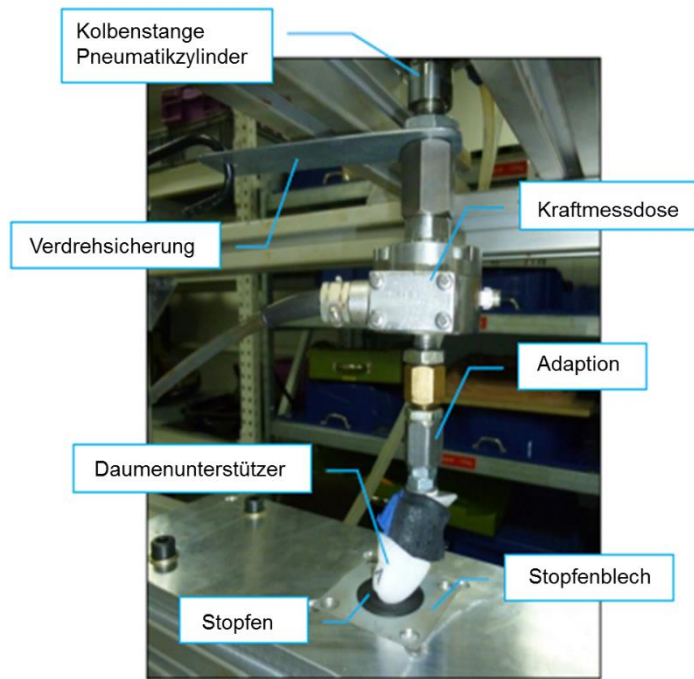


Abbildung 69: Aufbau der Druckprüfung

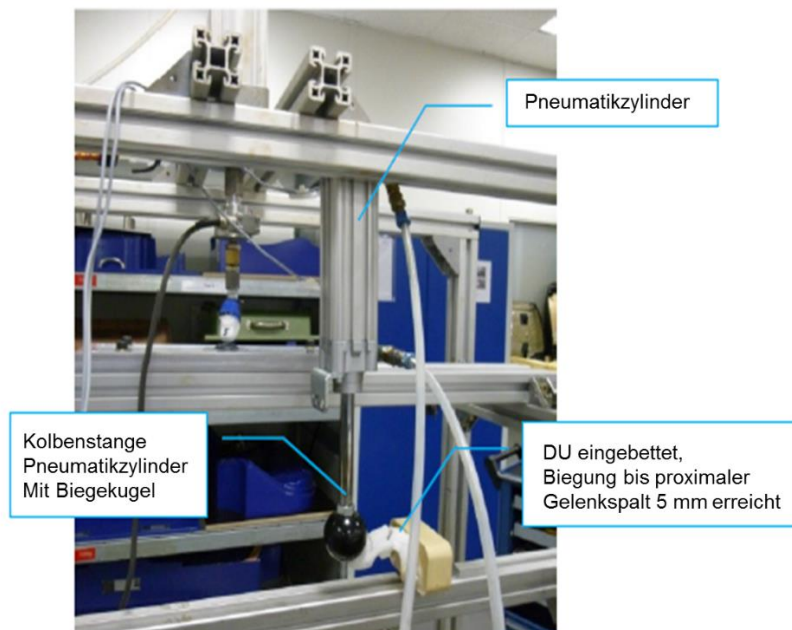


Abbildung 70: Aufbau der Biegeprüfung

Tabelle 22: Parameter der Biege- und Druckprüfung

	<b>Biegeprüfung</b>	<b>Druckprüfung</b>
Prüfequipment	weggesteuerter Pneumatikzylinder Vierkantprofil zur Einbettung des Daumenunterstützers, die bis knapp unterhalb des BMW Logos erfolgt	kraftgesteuerter Pneumatikzylinder Kraftmessdose Aluminiumblock als Aufnahme für Stopfenblech
Ansatzpunkt für Zylinder (Kraftan- griffspunkt)	an der Daumenspitze, auf Höhe des Daumennagels, dorsal	Der Daumenunterstützer setzte mit der DS leicht schräg, in einem Winkel von 70° auf dem Stopfen auf.
Kraftgrenzen		untere Kraftgrenze und drei verschie- dene obere Kraftgrenzen (a, b, c) untere Kraftgrenze 1 N obere Kraftgrenzen: a = 120 N b = 160 N c = 200 N
Prüfkörper	drei Teile	fünf Teile (zwei mit 120 und 160 N, eins mit 200N) zwei Zusatzteile mit Schaum in der Fingerspitze (je eins mit 120 und 160 N)
Prüfgeschwindig- keit		Prüfgeschwindigkeit 50 - 100 mm/ s Es werden 5,5 mm Weg benötigt, um einen 20 mm Stopfen zu verbauen.
Zeit bis $F_{max}$ Weggrenze	Der Pneumatikzylinder sollte in der Endposition sein, wenn der proxi- male, körpernahe Gelenkspalt 5 mm geöffnet ist.	ca. 1,2 s bis $F_{max}$ aufgebracht ist
Zeit bis Weg max	ca. 1 s	
Frequenz	0,5 Hz	0,5 Hz ca. 1 - 1,2 s Kraftaufbringung, dann 1 s Pause
Pause	1 s Pause vor nächster Biegung	Pause zwischen zwei Druckversuchen 1 s
Lastwechsel	mind. 130.000 Lastwechsel Wenn die Soll-Lastwechselanzahl erreicht war, sollte bis zum Versa- gen (Rissbildung) weitergefahren werden.	mind. 130.000 Lastwechsel Wenn die Soll-Lastwechselanzahl er- reicht war, sollte bis zum Versagen (Materialdeformation/ Lochbildung) weitergefahren werden.



### 6.2.2 Versuchsdesign der zweiten Probandenstudie

Das Ziel der zweiten Probandenstudie war die objektive Evaluierung des Daumenunterstützers durch die Untersuchung der aufgebrachten Aktionskräfte beim Verbau von Stopfen mit und ohne DU. Zur Vorbereitung des Versuches wurde zunächst der dominante Daumen jedes Probanden gescannt, um einen optimal passenden DU anzufertigen. Die Konstruktion und Fertigung der DU erfolgte nach dem in Kapitel 5.2 und 5.3 beschriebenen Vorgehen. Der Versuchsaufbau entsprach dem der ersten Probandenstudie (Kapitel 4.2.1). Alle Versuche wurden in der körpernahen, geraden Verbauposition durchgeführt. Es wurden lediglich Kräfte aufgezeichnet. Eine Aufzeichnung der Bewegungsdaten erfolgte nicht. Zur Versuchsdokumentation war eine Kamera von vorne, leicht seitlich, auf die Hand gerichtet. Die Erfassung der Kraft erfolgte mit der bereits im ersten Probandenversuch verwendeten Kraftmessdose (Kistler Typ 9347 B), die über einen Verstärker und Analog-Digital-Wandler mit dem Computer (HBMCX22) verbunden war. Die Messdaten wurden mit einer Messrate von 1200 Hz in der Software catman Easy erfasst.

Zwölf Probanden, zehn männliche und zwei weibliche (Alter: MW 30,41 Jahre, SA 3,15 Jahre; Größe: MW 182 cm, SA 5,2 cm) nahmen an der Studie teil. Zwei Probanden waren Linkshänder. Keiner der Probanden hatte Vorerkrankungen oder Produktionserfahrung. Die Aufgabe der Probanden war es, Stopfen in einer vorgegebenen Frequenz auf der KMD zu verbauen. Der Ausbau der Stopfen erfolgte durch den Versuchsleiter. Die Probanden trugen typische Montagehandschuhe. Für die Versuche mit DU wurde der Handschuh unter dem DU getragen. Um die fehlende Produktionserfahrung auszugleichen, absolvierten die Probanden insgesamt 3 h Training, je 1,5 h mit und ohne DU. Die Wahl der Trainingsdauer orientierte sich an psychophysischen Studien, bei denen ein Vergleich der Ergebnisse von Probanden mit und ohne Produktionserfahrung erfolgte (Potvin et al., 2000; Potvin et al., 2006). Das Training diente zusätzlich der Gewöhnung an den Daumenunterstützer. Callinan (1999) zeigte, dass eine bestimmte Zeit zur Gewöhnung an ein Hilfsmittel notwendig ist, bevor ein Vorteil aus der Nutzung gezogen werden kann. Demnach kann es durch den neuen Einsatz eines körpergetragenen Hilfsmittels zunächst dazu kommen, dass der Träger aufgrund des beeinflussten Bewegungsumfanges, einer veränderten Bewegungsstrategie oder eines veränderten Gefühls mehr Kraft aufbringt. Durch eine ausreichende Eingewöhnungsphase kann dieses Phänomen reduziert werden (Callinan, 1999). Da die subjektive Fragebogenstudie (Kapitel 6.1.1) eine Tendenz zu einer zunehmend stärker empfundenen Belastungsreduzierung mit längerer Nutzungsdauer zeigte, sollte das von Callinan (1999) beschriebene Phänomen überprüft werden. Das Training erfolgte verteilt auf fünf Tage in insgesamt neun Einheiten. An den ersten vier Tagen absolvierten die Probanden jeweils zwei 15-minütige Trainings, mit mindestens 2 h Pause zwischen den Einheiten. Jeden Tag wurde, in wechselnder Reihenfolge, einmal mit und einmal ohne DU trainiert. Das fünfte Training bestand aus zwei mal 30 Minuten Montagetätigkeit, die am Stück mit maximal 2 Minuten Pause zwischen den Einheiten absolviert wurden. Es erfolgte, vom ersten bis zum fünften Training, eine Frequenzsteigerung von 6, über 8 und 10 auf 12/ min. Im fünften Training variierte die Frequenz zwischen 10 und 12/ min. Die Frequenz wurde durch ein Metronom vorgegeben. Die Aufteilung des Trainings in kleine Einheiten und die niedrige Startfrequenz sollten den Probanden die Möglichkeit geben, sich an die körperliche Belastung zu gewöhnen. Da die Belastungen während des Stopfenverbaus im H-A-S und besonders am Daumen hoch, und die Probanden keine manuelle

Tätigkeit gewöhnt sind, wurde durch die Verteilung der Trainings eine mögliche Überlastung des M-S-S vermieden. Die Anfangs geringe Frequenz half zudem mit dem DU zurecht zu kommen und diesen ohne Zeitdruck ausprobieren zu können. Die Trainings mussten nicht an aufeinanderfolgenden Tagen absolviert werden. Zwischen dem letzten Training eines Tages und dem ersten eines neuen Tages sollten mindestens 12 h Pause liegen, um die benötigten Erholungszeiten zu garantieren. Abbildung 71 stellt exemplarisch den Ablauf der Trainings, inklusive der Trainingsdauern und -frequenzen dar.



Abbildung 71: Versuchsdesign des zweiten Probandenversuches, Verteilung der Trainings und des Versuches sowie Angabe der Verbrauchfrequenzen

Nach Abschluss des fünften Trainings wurde der Versuch durchgeführt. Im Versuch verbauten die Probanden Stopfen mit einer Frequenz von 12/ min für 15 Minuten pro Szenario, in randomisierter Reihenfolge. Am Ende des Versuches führte jeder Proband zwei Maximalkraftmessungen mit und zwei ohne DU durch. Zur Erfassung der maximalen Druckkraft des Daumens wurden zwei verschiedene Verfahren eingesetzt. Basierend auf den Erfahrungen des ersten Probandenversuches, in dem die Probanden kaum dazu in der Lage waren die maximale Kraft über eine konstante Zeit von 3 s zu halten, wurde als Alternative zum Plateauverfahren zusätzlich der Rampenversuch durchgeführt. Dabei sollten die Probanden die maximale Kraft kontinuierlich über 3 s bis zur Erschöpfung aufbringen (Verfahren analog zu Nussbaum & Johnson, 2002). Ungeübten Probanden fällt dieses Versuchsdesign leichter. Die Aussagekraft der Werte bleibt dennoch bestehen, vor allem da beim Verbau von Stopfen die Kraft impulsartig, über einen kurzen Zeitraum, aufgebracht und nicht konstant gehalten, wird. Zwischen den einzelnen Maximalkraftversuchen lagen mindestens zwei Minuten Pause. Die Erfassung der Kraft beschränkte sich auf das Abschlusstraining (fünftes Training) und den Versuch. Im Abschlusstraining erfolgte die Datenaufzeichnung in sechs dreiminütigen Blöcken (Abbildung 72).

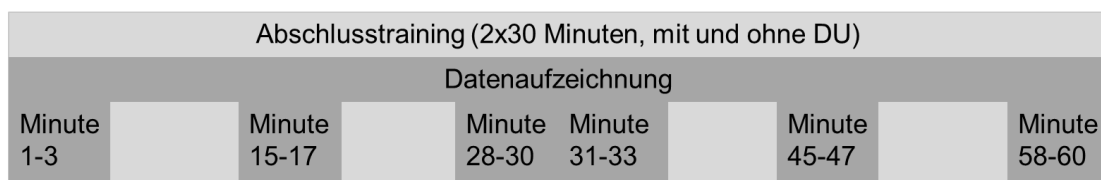


Abbildung 72: Schematischer Ablauf der Datenaufzeichnung während des Abschlusstrainings

In einem 30 Minuten Block wurden die ersten 3 Minuten, Minute 15 - 17 und 28 - 30 aufgezeichnet. Die Verbrauchfrequenz lag in der aufgezeichneten Zeit bei 12/ min in der übrigen Zeit, die als Training

genutzt wurde, bei 10/ min. Im Versuch wurden Kraftdaten über die komplette Zeit erfasst. Die hohe Verbrauchsfrequenz sollte sicherstellen, dass die Probanden in leichten Zeitdruck gerieten und sich nicht auf die Rückmeldung über den Verbrauchszustand konzentrieren konnten. Durch das Schaffen möglichst realistischer Bedingungen sollte eine Verfälschung der Kraftwerte vermieden werden. Nach jeder Trainingseinheit erfolgte die Abfrage der subjektiven Beanspruchung mit Hilfe der BORG-Skala (CR-10). Im Abschlussstraining wurde die BORG-Skala nach jedem aufgezeichneten Kraftzyklus, das heißt nach 3, 17, 30, 33, 47 und 60 Minuten, abgefragt, im Versuch nach den absolvierten 15 Minuten beider Szenarien. Die verwendete, 10-stufige BORG-Skala ist im Anhang dargestellt (Abbildung 94). Im Versuch erfolgte, mit Hilfe einer detaillierten Handmap, zusätzlich die Erfassung der Beanspruchung, mit und ohne DU, in den Gelenken und der Haut. Der Daumen wurde zur Kategorisierung der Beanspruchung der Haut in 15 Zonen unterteilt (siehe Abbildung 93 im Anhang).

Zur Auswertung der Daten erfolgte die Berechnung der resultierenden Kraft. Von dieser wurden der maximale Peak und die Zeit bis zum maximalen Peak ausgewertet. Zusätzlich fand die Analyse des Impulses statt (Potvin et al., 2006). Die Kräfte wurden zunächst für Training und Versuch getrennt betrachtet, um mögliche Lerneffekte zu ermitteln. Ein T-Test sollte die Daten auf Signifikanz testen. Für die Maximalkraft wurde, analog zu Nussbaum und Johnson (2002) der maximale Peak aus beiden Versuchen ausgewertet.

Die für den Versuch aufgestellten Hypothesen lauteten wie folgt:

#### Hypothese 1:

Die Probanden bringen mit DU höhere Aktionskräfte auf als ohne DU.

Diese Annahme wurde getroffen, da sich aus der subjektiven Evaluierung des Daumenunterstützers ein eingeschränktes Gefühl an der Daumenspitze ergab. Durch die veränderte Rückmeldung, als Folge der geringeren Sensitivität, wurden höhere Kräfte erwartet.

#### Hypothese 2:

Mit dem DU erhöht sich die von den Probanden aufgebrauchte Maximalkraft.

Diese Annahme wurde getroffen, da das distale Gelenk durch die Unterstützung des DU stabilisiert werden kann. Durch die Unterstützung des distalen Gelenkes und der damit einhergehenden höheren Stabilität kann mehr Kraft mobilisiert werden.

#### Hypothese 3:

Die subjektiv empfundene Beanspruchung ist mit dem DU geringer als ohne DU.

### **6.2.3 Analyse und Diskussion der Ergebnisse der zweiten Probandenstudie**

Ergebnisse des Trainings:

Die während des Abschlussstrainings aufgezeichneten AK variierten stark zwischen den Probanden. Abbildung 73 zeigt in einem Boxplot die einzelnen AK aller Probanden aus dem Training. Links sind die

Kräfte mit DU und rechts die Kräfte ohne DU dargestellt. Die Spanne innerhalb der die Werte schwanken, ist nahezu gleich. Die einzelnen Werte schwanken mit und ohne DU in einem Delta von 177 N bzw. 158 N (Min 88 N, Max 265 N bzw. Min 101 N, Max 260 N). Damit wurden sowohl die geringste, als auch die höchste, gemessene AK mit DU aufgebracht.

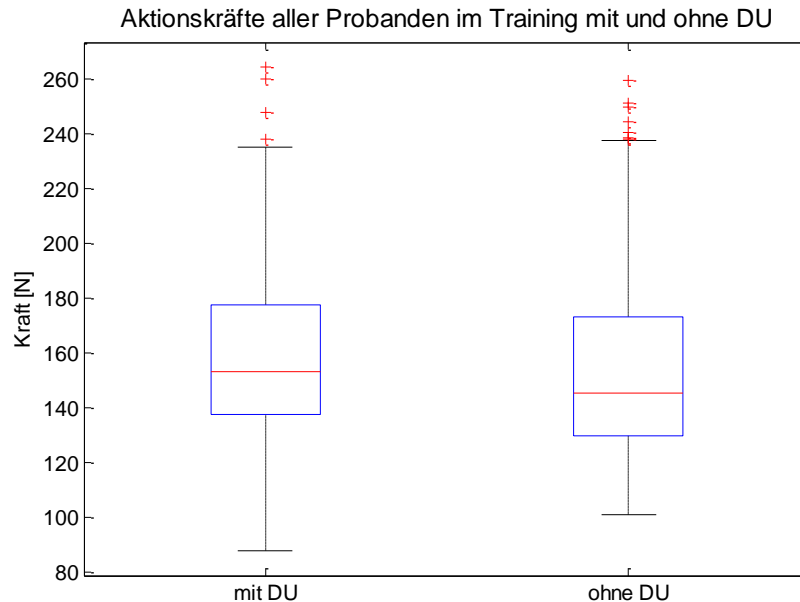


Abbildung 73: Boxplot der einzelnen Aktionskräfte aller Probanden im Training: links mit DU, rechts ohne DU

Die Zusammenfassung der einzelnen Werte zu einem Mittelwert für jeden Probanden ergibt Werte zwischen 118 N und 206 N mit DU sowie 119 N und 203 N ohne DU (Tabelle 24: Minima hellgrau, Maxima dunkelgrau markiert). Drei von zwölf Probanden brachten mit dem Daumenunterstützer geringere Kräfte auf als ohne (Tabelle 24: P 3, P 9, P 12). Die Differenz schwankt zwischen 4 N und 10 N. Zwei der Probanden brachten nahezu die gleiche Kraft auf (Tabelle 24: P 4, P 5). Die übrigen Probanden brachten im Mittel zwischen 3 N und 31 N höhere Kräfte mit dem DU auf. 31 N mehr Kraft brachte lediglich Proband 6 auf. Die sechs verbleibenden Probanden brachten maximal 18,6 N mehr Kraft auf. Die mittlere AK liegt für die Montagevorgänge mit DU bei 159 N (SA 26,5 N) und ohne DU bei 153 N (SA 27 N). Die statistische Prüfung ergab keinen signifikanten Unterschied in den Mittelwerten. Das heißt, die mit dem DU aufgebrachten Aktionskräfte waren im Training nicht signifikant höher. Außerdem zeigten die Ergebnisse keinen signifikanten Unterschied für:

- den mittleren Impuls,
- die Zeit bis zum maximalen Peak sowie
- die gesamte Verbauzeit (Tabelle 23).

Tabelle 23: Mittelwerte und Standardabweichung, letztere in Klammern, für den Impuls, die Zeit bis zum maximalen Peak und die gesamte Verbauzeit mit und ohne Daumenunterstützer

	<b>mit DU</b>	<b>ohne DU</b>
Impuls	79 Ns [16,7 Ns]	83 Ns [19,6 Ns]
Zeit bis zum maximalen Peak	0,86 s	0,88 s
gesamte Verbauzeit	1,13 s	1,17 s

Tabelle 24: Mittelwerte und Standardabweichungen der Aktionskräfte mit und ohne Daumenunterstützer für alle Probanden aus dem Training (die Min-Werte sind hellgrau, die Max-Werte dunkelgrau hinterlegt)

	<i>F<sub>res</sub></i> mit DU			<i>F<sub>res</sub></i> ohne DU			Diffe- renz
	An- zahl	MW [N]	SA [N]	An- zahl	MW [N]	SA [N]	
P 1	107	137,85	11,14	108	119,2	8,07	18,65
P 2	108	151	20,45	108	137,09	18,63	13,91
P 3	109	118,05	13,03	109	121,9	9,33	-3,85
P 4	95	141,49	10,13	108	141,21	9,49	0,28
P 5	107	169,9	16,56	108	169,19	21,98	0,71
P 6	108	172,12	16,75	108	141,18	12,65	30,94
P 7	108	137,03	14,73	107	132,07	12,45	4,96
P 8	111	151,87	12,6	114	138,92	12,72	12,95
P 9	107	176,42	18,05	107	186,08	15,61	-9,66
P 10	109	200,68	17,31	107	182,1	10,63	18,58
P 11	71	206,28	20,46	108	203,19	20,64	3,09
P 12	107	148,94	11,88	108	159,28	10,39	-10,34
<b>Ge- samt</b>	<b>1247</b>	<b>158,08</b>	<b>28,93</b>	<b>1300</b>	<b>152,5</b>	<b>29,48</b>	<b>5,58</b>

Da die Datenaufzeichnung während des Trainings in drei Blöcken erfolgte (Kapitel 6.2.2), konnte bei der Auswertung der resultierenden AK eine zeitliche Abhängigkeit der Daten untersucht werden (Abbildung 74).

Die Ergebnisse zeigen, dass es in Bezug auf die aufgebrauchten Kräfte, drei verschiedene Gruppen gibt:

- Die Kräfte wurden in einem konstanten Bereich, der der natürlichen Streuung entspricht, aufgebracht (Tabelle 41 im Anhang: P 1, P 3 ohne DU, P 10, P 12).
- Die Kräfte reduzierten oder erhöhten sich über die Zeit signifikant (P 3, P 6, P 8, P 9 mit DU, P 4, P 7 ohne und mit DU, P 5 ohne DU in Abbildung 74).
- Die Kräfte wurden relativ konstant, jedoch mit Ausreißern nach oben aufgebracht, die nicht mehr in einen Bereich natürlicher Streuung fallen (P 2, P 9 ohne DU, P 11).

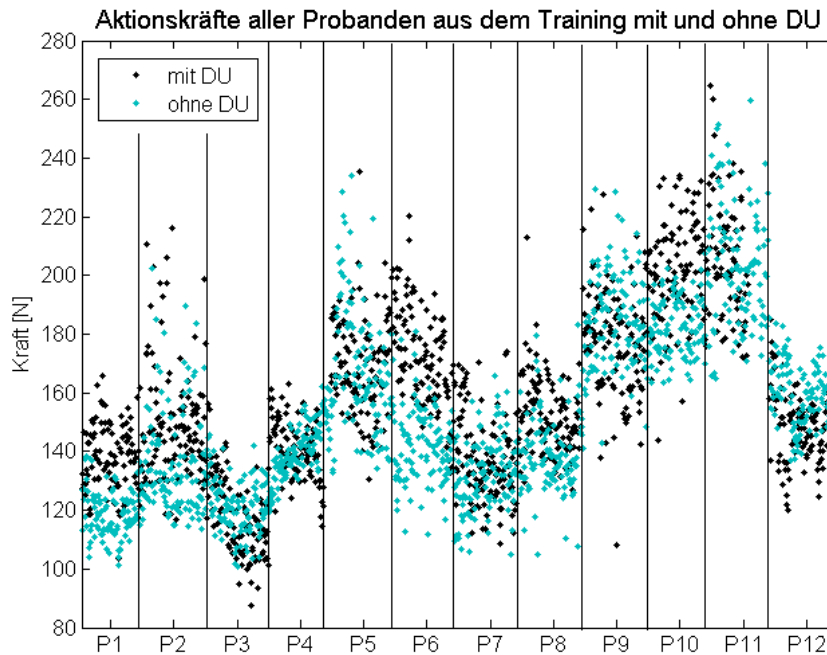


Abbildung 74: Einzelne Aktionskräfte aller Probanden im Training mit DU und ohne DU im Vergleich

Während im Mittel für das Training ohne DU kein zeitlicher Effekt erkennbar ist, kann dieser statistisch signifikant für die Versuche mit DU nachgewiesen werden. Die Verbaukraft sinkt von 164 N im ersten Block auf 152 N im dritten Block (Tabelle 25).

Tabelle 25: Einfluss des zeitlichen Verlaufes auf die Verbaukräfte im Training

	<b>MW Block 1 [N]</b> <b>(SA [N])</b>	<b>MW Block 2 [N]</b> <b>(SA [N])</b>	<b>MW Block 3 [N]</b> <b>(SA [N])</b>
mit DU	164 (28,5)	157 (29,7)	152 (27,2)
ohne DU	154 (31,4)	152 (29,2)	152 (27,8)

Ergebnisse des Versuchs:

Analog zum Training variierten die AK im Versuch stark zwischen den Probanden (Tabelle 26). Die Spanne innerhalb der die Werte liegen, ist mit und ohne DU nahezu gleich (Abbildung 75). Im Mittel ergaben sich für den Versuch mit und ohne DU Werte zwischen 111 N und 235 N bzw. zwischen 122 N und 216 N (Tabelle 26: Min hellgrau, Max dunkelgrau markiert). Es gibt keinen Unterschied in der mittleren AK mit DU (MW 163 N, SA 31,1 N) und ohne DU (MW 162 N, SA 30,8 N).

Tabelle 26: Mittelwerte und Standardabweichungen der Aktionskräfte mit und ohne Daumenunterstützer für alle Probanden aus dem Versuch (die Min-Werte sind hellgrau, die Max-Werte dunkelgrau hinterlegt)

	$F_{res}$ mit DU			$F_{res}$ ohne DU			Diffe- renz
	Anzahl	MW [N]	SA [N]	Anzahl	MW [N]	SA [N]	
P 1	183	148	12,1	180	134	11,5	14
P 2	180	165	23,4	180	131	16,5	34
P 3	180	111	7,4	176	122	7,1	-11
P 4	180	145	10,8	180	138	9,0	7
P 5	175	158	18,5	180	174	15,2	-16
P 6	178	156	10,8	181	175	27,8	-19
P 7	180	141	11,0	180	126	11,0	15
P 8	180	162	18,2	182	160	21,1	2
P 9	179	186	16,1	182	194	16,9	-8
P 10	180	194	15,0	181	185	13,5	9
P 11	181	235	20,6	181	216	24,5	19
P 12	180	151	11,2	183	185	11,0	-34
<b>Gesamt</b>	<b>2156</b>	<b>163</b>	<b>33,5</b>	<b>2166</b>	<b>162</b>	<b>33,8</b>	<b>4</b>

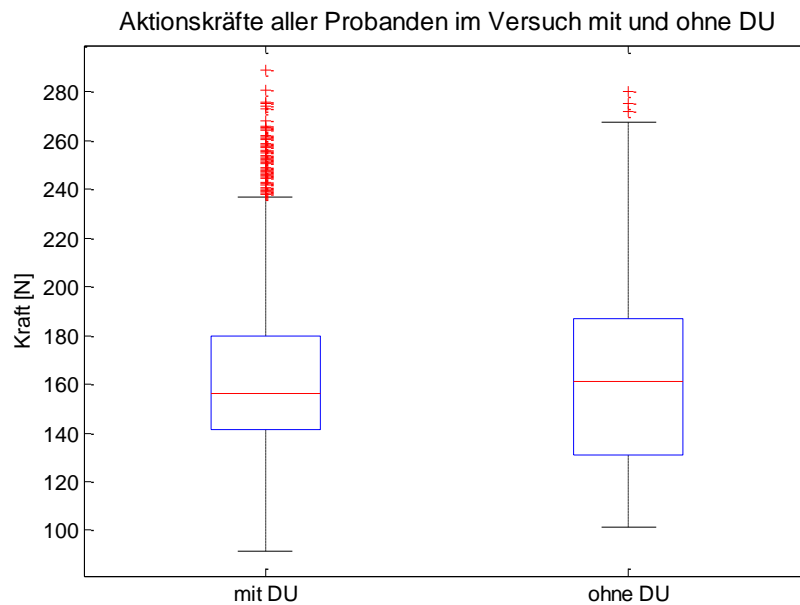


Abbildung 75: Boxplot der einzelnen Aktionskräfte aller Probanden im Versuch mit und ohne Daumenunterstützer

Die Ergebnisse für den Impuls und die benötigte Zeit zeigen ebenfalls keine signifikanten Unterschiede für die Montage der Stopfen mit und ohne DU. Der mittlere Impuls war ohne DU (MW 86 Ns, SA 18,1 Ns) etwas höher als mit DU (MW 80 Ns, SA 16,8 Ns). Für die zum Stopfenverbau benötigte Zeit gab es im Versuch keinen Unterschied für die Montagevorgänge mit und ohne DU.

In Abbildung 75 links fällt auf, dass während des Versuches ein Teil der AK mit DU deutlich höher als die restlichen Kräfte ist. Diese Kräfte wurden lediglich von einem Probanden aufgebracht (Abbildung 76). Proband 11 brachte im Mittel Kräfte von 235 N auf.

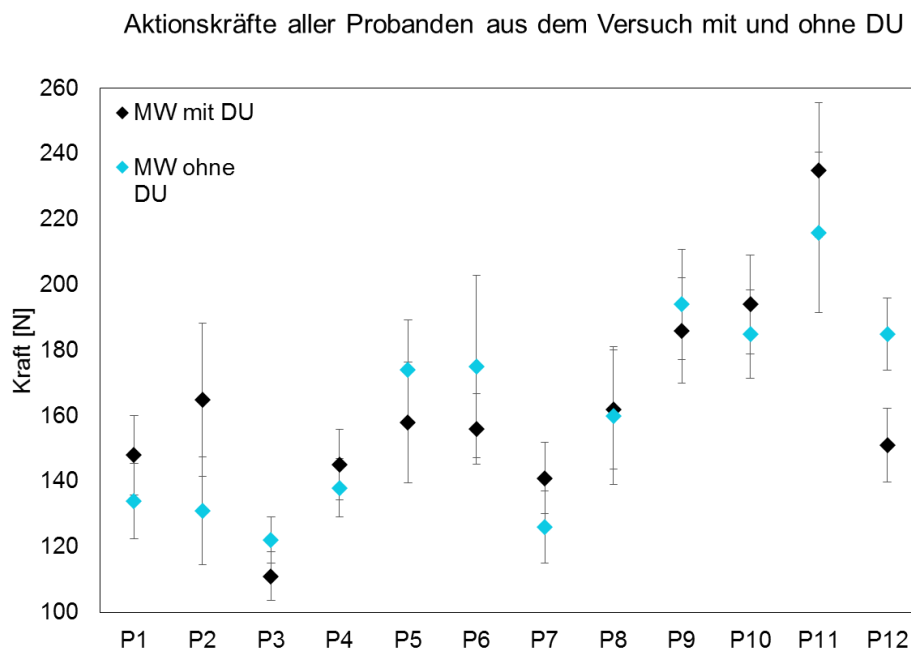


Abbildung 76: Aktionskräfte aller Probanden (dargestellt als MW mit SA) im Versuch mit DU und ohne DU

Im Training wurde eine signifikante Kraftabnahme für die Versuche mit DU über den Verlauf der drei Blöcke festgestellt. Deswegen erfolgte für die Daten des Versuches die Überprüfung, ob die Trainingszeit tatsächlich ausreichend war, um die Probanden im Umgang mit dem DU zu schulen. Die Analyse der Ergebnisse mit DU über drei 5-minütige Blöcke, ergab konstante Verbaukräfte (Tabelle 27).

Tabelle 27: Einfluss des zeitlichen Verlaufes auf die Verbaukräfte im Versuch

	MW Block 1 [N] (SA[N])	MW Block 2 [N] (SA[N])	MW Block 3 [N] (SA[N])
mit DU	164 (34,0)	163 (33,8)	161 (32,6)
ohne DU	166 (34,1)	162 (33,4)	157 (33,2)

Statistischer Vergleich der Daten aus Training und Versuch:

Um Veränderungen der Kraft zwischen Training (hellblaue Markierungen in Abbildung 77) und Versuch (schwarze Markierungen in Abbildung 77) zu ermitteln, wurden die AK mit einem gepaarten T-Test auf signifikante Unterschiede geprüft (Abbildung 77). In Abbildung 77 sind die mittleren Aktionskräfte mit DU mit einem Quadrat und ohne DU mit einer Raute dargestellt.



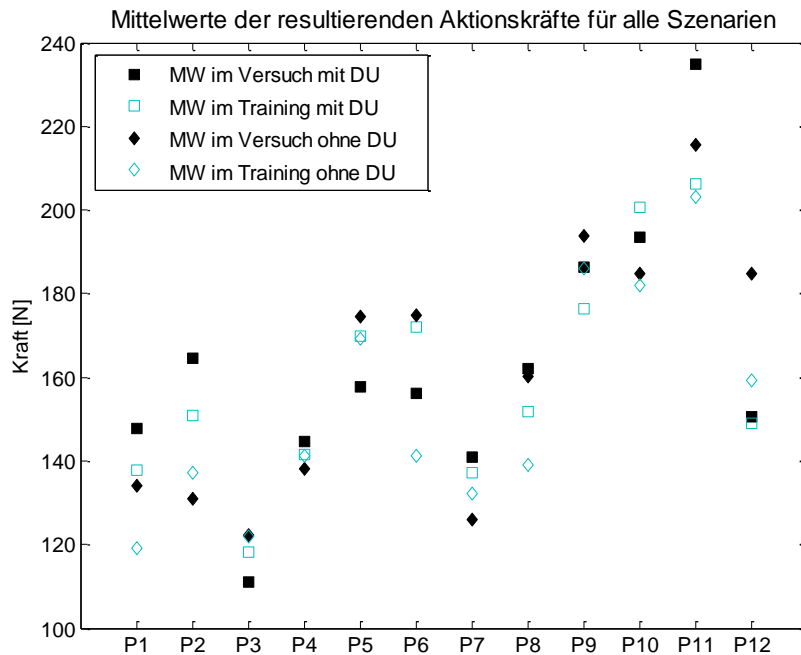


Abbildung 77: Mittlere Aktionskräfte aus Versuch und Training mit und ohne Daumenunterstützer

Für einzelne Probanden sind zwischen Training und Versuch deutliche Unterschiede in der AK für die Montagevorgänge mit DU erkennbar (z.B. Proband 11 und Proband 6 in Abbildung 77). Im Mittel unterscheiden sich die Aktionskräfte jedoch nicht signifikant zwischen Versuch und Training (Tabelle 28). Ohne DU sind die im Versuch aufgebrauchten Kräfte (MW 162 N) signifikant höher, als die während des Trainings aufgebrauchten Kräfte (MW 153 N).

Tabelle 28: Mittelwerte und Standardabweichungen der mittleren resultierenden Aktionskraft für Training und Versuch mit und ohne Daumenunterstützer

	mit DU		ohne DU	
	Kraft [N] Training	Kraft [N] Versuch	Kraft [N] Training	Kraft [N] Versuch
MW	159	163,0	153,0	162,0
SA	26,5	31,1	27,0	30,8

Die mittleren Aktionskräfte schwanken ohne DU (Abbildung 78 rechte Seite) stärker als mit DU (Abbildung 78 linke Seite). Zudem konnte mit DU kein signifikanter Unterschied in der Spannweite der Kräfte zwischen Training (83 N) und Versuch (79 N) festgestellt werden. Ohne DU war der Unterschied signifikant (68 N im Training, 84 N im Versuch).

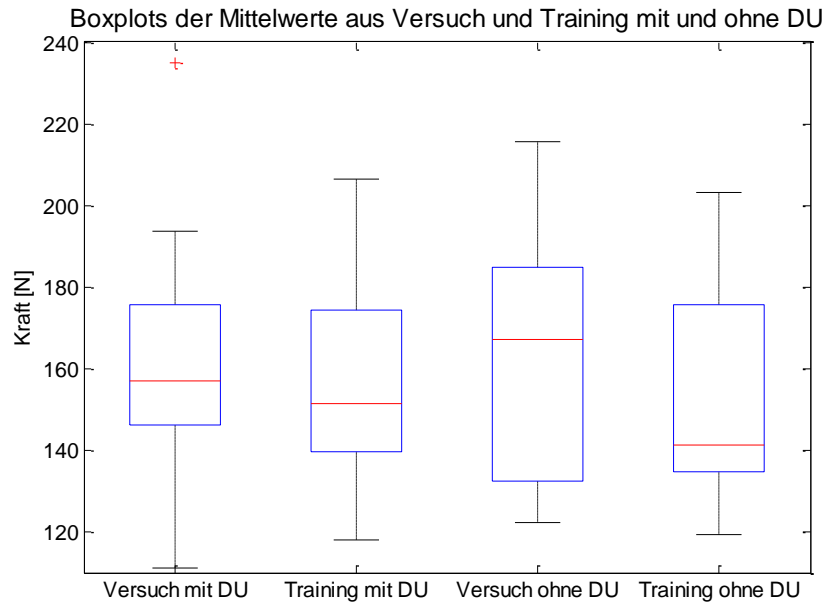


Abbildung 78: Boxplots der Mittelwerte der resultierenden Aktionskraft pro Proband aus dem Versuch und dem Training mit Daumenunterstützer und ohne

Um einen Lerneffekt zu überprüfen, wurde die Differenz zwischen den Mittelwerten der AK mit und ohne DU für das Training und den Versuch gebildet (Tabelle 29). Im Training brachten drei Probanden mit dem DU niedrigere Aktionskräfte auf. Im Versuch waren es bereits fünf Probanden, die mit DU niedrigere Kräfte aufbrachten. Die übrigen Probanden brachten weiterhin höhere Kräfte mit dem DU auf, wobei sich bei drei Probanden das Delta reduzierte.

Tabelle 29: Differenz der Mittelwerte der resultierenden Aktionskraft mit und ohne DU für Training und Versuch, alle Angaben in [N]

	<b>Differenz im Training</b>	<b>Differenz im Versuch</b>
P1	18,7	13,6
P2	13,9	33,8
P3	-3,9	-11,2
P4	0,3	6,2
P5	0,7	-16,8
P6	30,9	-18,5
P7	5,0	14,8
P8	13,0	2,0
P9	-9,7	-7,3
P10	18,6	8,7
P11	3,1	19,2
P12	-10,3	-34,1

Diskussion der Daten aus Training und Versuch:

Anhand der während des Trainings aufgezeichneten Aktionskräfte konnten die Probanden in drei Gruppen unterteilt werden. Eine Gruppe, die konstante Kräfte über die drei Zeitblöcke aufbrachte, eine andere, bei der die Kräfte über die Zeit anstiegen oder abfielen und eine dritte, der es gelang Kräfte nur eingeschränkt konstant, mit Ausreißern nach oben aufzubringen (Abbildung 74). Die individuellen Unterschiede weisen auf verschiedene Lern- und Gewöhnungseffekte hin. Im Mittel zeigten die Kraftdaten mit DU aus dem Abschlusstraining sinkende Verbaukräfte über die Zeitdauer des Trainings (Tabelle 25). Das deutet daraufhin, dass auch während des letzten Trainings noch eine Gewöhnung an den DU erfolgte. Die Gewöhnung war gegen Ende des Trainings abgeschlossen, da sich die mit dem DU aufgebrachte Kraft an den konstanten Wert der Kraft ohne DU annäherte. Diese Ergebnisse bestätigen die von Callinan (1999) aufgestellte Hypothese, nach der zu Beginn der Nutzung eines neuen Hilfsmittels höhere Kräfte aufgebracht werden als notwendig. Es ist zu vermuten, dass dieser im Abschlusstraining erkennbare Effekt zu Beginn der Trainings deutlich größer war. Da jedoch in den ersten vier Trainings keine Kräfte aufgezeichnet wurden, kann diese Schlussfolgerung nicht belegt werden. Für den Versuch ergaben sich über die drei 5-minütigen Blöcke konstante Verbaukräfte (vgl. Tabelle 27), d.h. die Probanden waren im Versuch ausreichend an die Nutzung des Daumenunterstützers gewöhnt.

Um einen konkreten Lerneffekt zwischen Training und Versuch nachzuweisen, wurden zudem die Differenzen der Aktionskräfte mit und ohne DU für das Training und den Versuch analysiert. Im Vergleich zum Training stieg im Versuch die Zahl der Probanden, die mit dem DU geringere Aktionskräfte als ohne DU aufbrachten. Zudem reduzierte sich bei drei Probanden das Delta zwischen ohne DU und mit DU aufgebrachter Kraft vom Training zum Versuch (Tabelle 29). Bei konstanten Varianzkoeffizienten über alle Szenarien kann mit diesen Ergebnissen ein Lerneffekt als Folge der Trainings nachgewiesen werden.

Außerdem lassen die in Training und Versuch im Mittel nicht signifikant unterschiedlichen Verbaukräfte mit DU (Tabelle 28) die Schlussfolgerung zu, dass die Probanden mit Hilfe des Daumenunterstützers in der Lage sind, konstantere Kräfte aufzubringen als ohne DU. Abbildung 78 sowie die Analyse der Spannweite der Kräfte, bei der kein signifikanter Unterschied für die Kräfte mit DU aber ein signifikanter Unterschied für die Kräfte ohne DU erkennbar war, bestätigen diese Vermutung. Das zeigt, dass die Probanden in der Lage sind, mit dem DU Kräfte konstanter aufzubringen als ohne DU. Bei der Kraftaufbringung mit dem DU verformt sich die mit dem Stopfen in Kontakt stehende Oberfläche kaum. Im Gegensatz dazu sind ohne DU deutliche Deformationen der Fingerspitze beim Druck auf den Stopfen spürbar. Die stabilere Auflage auf der Oberfläche könnte eine Ursache dafür sein, dass es den Probanden gelingt, die zum Stopfenverbau notwendige Kraft mit dem DU besser abzuschätzen als ohne DU.

Bei der Analyse der Kraftdaten des Versuches fiel auf, dass ein Proband mit dem DU deutlich höhere Kräfte aufbrachte als die übrigen Probanden (Abbildung 76). Obwohl Proband 11 auch während des Trainings die höchsten AK aufbrachte, war der Unterschied zu den anderen Probanden im Training deutlich geringer. Zudem fiel für diesen Probanden im Versuch ein deutlicher Unterschied in den Aktionskräften auf (Tabelle 26), während im Training kein Unterschied festgestellt werden konnte (Tabelle 24). Das deutet darauf hin, dass die Reihenfolge in der Stopfen mit bzw. ohne DU verbaut wurden, einen

Einfluss auf die aufgebrauchten Aktionskräfte hatte. Mögliche Gründe für diesen Effekt könnten die, durch das Tragen des Daumenunterstützers, reduzierte Haptik, bzw. das beeinflusste Feingefühl sein. Im Training konnte der Proband, durch eine zu Beginn uneingeschränkte Haptik zunächst ein Gefühl für die erforderliche Kraft entwickeln. Diese Möglichkeit war im Versuch durch den Verbau der ersten Stopfen mit dem DU nicht gegeben. Da sich ein Effekt in dieser Auswirkung bei keinem der anderen Probanden zeigte, müssen weitere Versuche zur Überprüfung der Annahme, mit einem umfassenderen Probandenkollektiv, folgen.

Weder im Training noch im Versuch ergaben sich signifikante Unterschiede für die Kenngrößen Impuls und benötigte Zeit. Während einige Probanden zu Beginn der Trainings, trotz niedriger Verbaufrequenzen, Probleme mit der Handhabung der Bauteile hatten und den Takt nicht einhalten konnten, war bereits ab dem dritten Training jeder in der Lage die Verbaufrequenzen einzuhalten. Anfängliche Schwierigkeiten konnten demnach durch das absolvierte Training ausgeglichen werden. Einige Probanden veränderten im Laufe der Trainings ihre Greif- und Verbaustrategien und testeten verschiedene Bewegungsabläufe, um den DU optimal nutzen zu können. Dadurch stellte die Handhabung, vor allem das Greifen und Positionieren der Stopfen, mit zunehmender Trainingsdauer kein Problem mehr dar. Das zeigte sich sowohl in den Probandenaussagen als auch in den analysierten Verbauezeiten. Die in den Interviews beschriebenen Zeitverluste (Kapitel 6.1.1) können damit statistisch widerlegt werden.

Die ausgewerteten Ergebnisse zeigen, dass sich gezieltes Training zum einen positiv auf die aufgebrauchten Kräfte und zum anderen positiv auf die Nutzung des Daumenunterstützers auswirkt. Die initiale Vermutung, dass höhere Verbaufkräfte aufgrund einer reduzierten Haptik auftreten, bestätigte sich nicht. Hypothese 1 wird abgelehnt. Mit dem Daumenunterstützer wird nicht signifikant mehr Kraft aufgebracht. Für einen Teil des Probandenkollektivs konnte sogar das Gegenteil belegt werden, da mit dem DU konstant niedrigere Kräfte aufgebracht wurden.

Ergebnisse der Maximalkraftversuche:

Die Maximalkräfte der Probanden unterscheiden sich deutlich. Abbildung 79 zeigt die maximalen Daumendruckkräfte für jeden Probanden mit und ohne DU. Bei zehn von zwölf Probanden sind die maximalen Kräfte mit DU deutlich höher. Die Erhöhung der Maximalkraft mit DU schwankt zwischen den Probanden von 14 % bis 100 %. Die maximalen Kraftwerte ohne DU liegen im Mittel bei 234 N (SA 92,5 N, Bereich von 77 N - 389 N, Abbildung 80). Die maximalen Kraftwerte mit DU liegen im Mittel bei 288,8 N (SA 100,5 N, Bereich von 148 N - 488 N, Abbildung 80). Der Unterschied in den Mittelwerten ist hoch signifikant (bei einem Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,01$ , im T-Test mit  $p = 0,003$ ). Die Probanden sind in der Lage mit dem DU eine signifikant höhere Kraft aufzubringen (29 % Steigerung im Mittel).

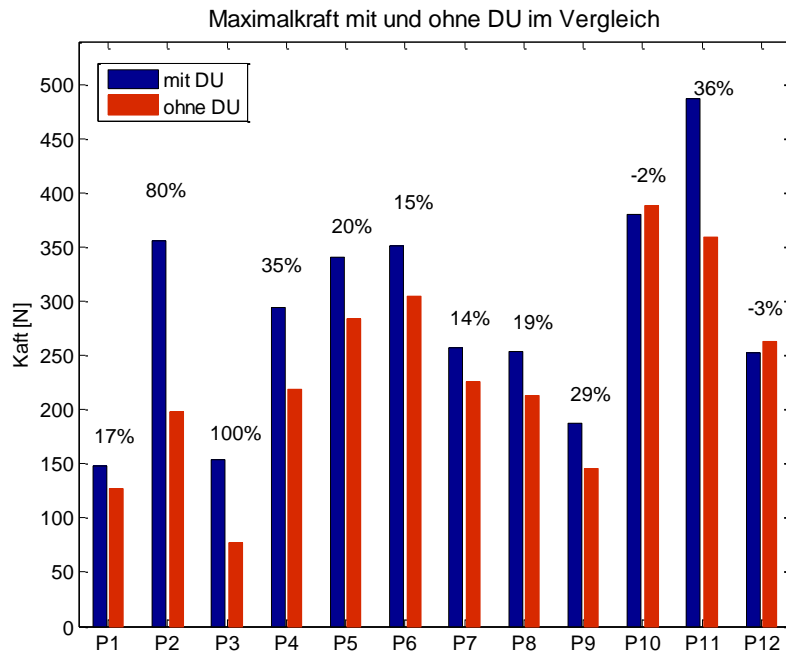


Abbildung 79: Maximale Daumendruckkräfte mit und ohne Daumenunterstützer

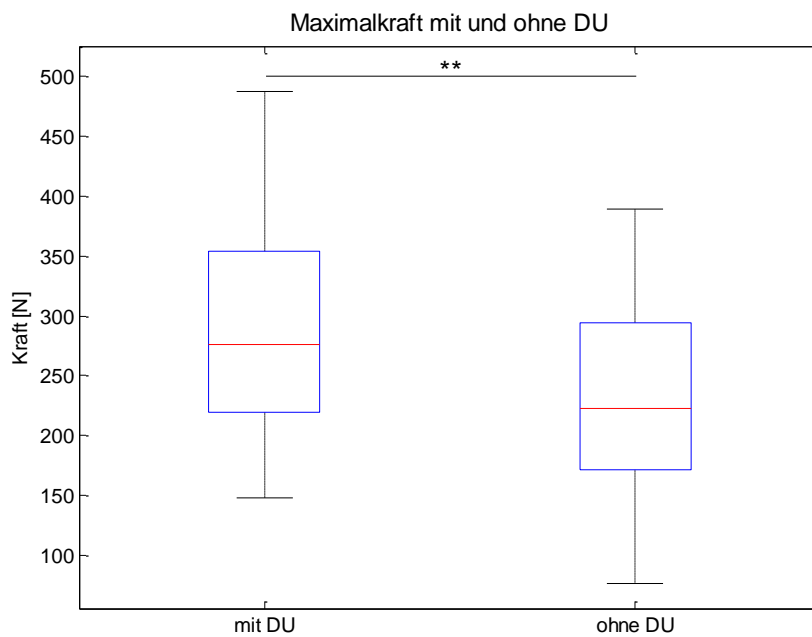


Abbildung 80: Boxplot der Maximalkräfte mit und ohne Daumenunterstützer

#### Diskussion der Maximalkräfte:

Die Probanden gaben an, dass die Maximalkraftversuche mit dem DU deutlich angenehmer durchzuführen waren. Viele beschrieben Schmerzen bei der Erfassung der maximalen Kraft ohne DU, die bei

der Nutzung des Daumenunterstützers verringert wurden. Dadurch konnten mit dem DU deutlich höhere Maximalkräfte als ohne DU aufgebracht werden. Zudem ist durch die Begrenzung der Gelenkwinkel in einer neutralen Gelenkstellung das Aufbringen höherer Kräfte möglich, denn laut der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin sind in der Mittelstellung der Gelenke die möglichen, aufzubringenden Kräfte am höchsten. Am Ende des Bewegungsbereiches reduzieren sich die Kräfte erheblich (Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, 2011). Für die Erhöhung der Maximalkraft spielt außerdem die durch den DU erzeugte Stabilisierung der Gelenke eine Rolle. Die Stabilisierung wirkt sich insbesondere auf das distale Gelenk aus, da dieses deutlich schwächer ist als das proximale. Während der Großteil der Probanden im Maximalkraftversuch ohne DU nicht in der Lage war, den Daumen im distalen Gelenk zu stabilisieren und deswegen in diesem Gelenk Schmerzen verspürte, wird durch den DU das Gelenk stabilisiert und die Kraft auf den gesamten Daumen übertragen. Dadurch kann ein größerer Anteil der Maximalkraft mobilisiert werden, da proximaler liegende Daumengelenke aufgrund der Bandstruktur stabiler sind und größere Kräfte aufnehmen können.

Analyse der individuellen Beanspruchung:

Zur Gestaltung von Arbeitstätigkeiten werden entweder Empfehlungen in Form von Richtlinien und Grenzen oder in Form psychophysisch akzeptierter Limits angegeben (Kapitel 2.4.1 und 2.4.2). Eine Angabe der absoluten Werte scheint in diesem Zusammenhang nicht immer sinnvoll, da sich die auftretenden Belastungen je nach körperlichen Voraussetzungen, individueller Leistungsfähigkeit und diversen anderen Faktoren unterschiedlich auf die Personen auswirken (Johnson & Nussbaum, 2003). Akzeptierte Limits werden deswegen oft normiert auf die individuelle Maximalkraft, in % des MVC, angegeben (Johnson & Nussbaum, 2003). Durch diese Normierung wird die Belastung, anhand der individuellen Maximalkräfte, auf die für jeden Probanden spezifische Beanspruchung transferiert. Bisher erfolgte die Auswertung der Versuche lediglich in Bezug auf die absoluten Werte. Deswegen werden im Folgenden die aufgebrachten AK aus dem Versuch in Bezug auf die individuelle Maximalkraft normiert. Es werden lediglich die Daten aus dem Versuch genutzt, weil der Versuch am ehesten einer repetitiven Tätigkeit entspricht und während des Versuches die meisten Wiederholungen am Stück mit Kraftaufzeichnungen durchgeführt wurden. Zudem zeigen die Daten, dass die Probanden nach den erfolgreich absolvierten Trainings im Versuch in der Lage sind, Kräfte, sowohl mit als auch ohne DU, in relativ konstanten Bereichen aufzubringen (Abbildung 78 & Tabelle 28).

Die individuelle Beanspruchung, in % des MVC, ist stark unterschiedlich für die einzelnen Probanden. Im Mittel liegt die individuelle Beanspruchung mit und ohne DU bei 61 % bzw. 80 %. Die niedrigste individuelle Beanspruchung von 44 % konnte mit dem DU, die höchste individuelle Beanspruchung von 159 % ohne DU ermittelt werden (Tabelle 30). Bis auf eine Ausnahme (P 10) sind die Beanspruchungen mit DU geringer als ohne DU.

Durch den 30%igen Anstieg der Maximalkraft beim Tragen des Daumenunterstützers kann die Beanspruchung beim Stopfenverbau reduziert werden, da die aufgebrachte AK in beiden Szenarien gleich hoch ist (Tabelle 30). Die individuelle Reduzierung der Beanspruchung, berechnet aus der Differenz von % MVC ohne DU zu % MVC mit DU, schwankt zwischen 87 % und 1 %. Bei einem Probanden (P 19) erhöhte sich die Beanspruchung leicht (Abbildung 81). Die Erhöhung kommt zustande, weil bei

Proband 10 im Mittel eine um 10 N höhere Aktionskraft beim Verbau von Stopfen mit dem DU und zudem ohne den DU eine leicht höhere Maximalkraft gemessen wurde (Tabelle 30). Über alle Probanden gemittelt, wurde die Beanspruchung durch den DU um 19 % reduziert.

Tabelle 30: Individuelle Beanspruchung, in % des MVC, basierend auf den Mittelwerten der Aktionskräfte des Versuches (die Min-Werte sind hellgrau, die Max-Werte dunkelgrau hinterlegt)

	mit DU			ohne DU		
	Kraft [N]	MVC [N]	% MVC	Kraft [N]	MVC [N]	% MVC
P 1	147,62	148,17	99,63	134,06	126,95	105,60
P 2	164,7	356,17	46,24	130,87	198,11	66,06
P 3	111,17	153,58	72,39	122,36	76,77	159,39
P 4	144,5	294,66	49,04	138,26	219,01	63,13
P 5	157,68	341,14	46,22	174,45	284,20	61,38
P 6	156,26	351,83	44,41	174,73	304,32	57,42
P 7	140,86	257,51	54,70	126,11	225,76	55,86
P 8	162,15	253,55	63,95	160,12	212,84	75,23
P 9	186,38	187,24	99,54	193,72	145,70	132,95
P 10	193,54	380,89	50,81	184,88	388,89	47,54
P 11	234,89	487,64	48,17	215,72	359,86	59,95
P 12	150,61	253,05	59,52	184,74	263,46	70,12
<b>Gesamt</b>	<b>162,53</b>	<b>288,78</b>	<b>61,22</b>	<b>161,67</b>	<b>233,82</b>	<b>79,55</b>

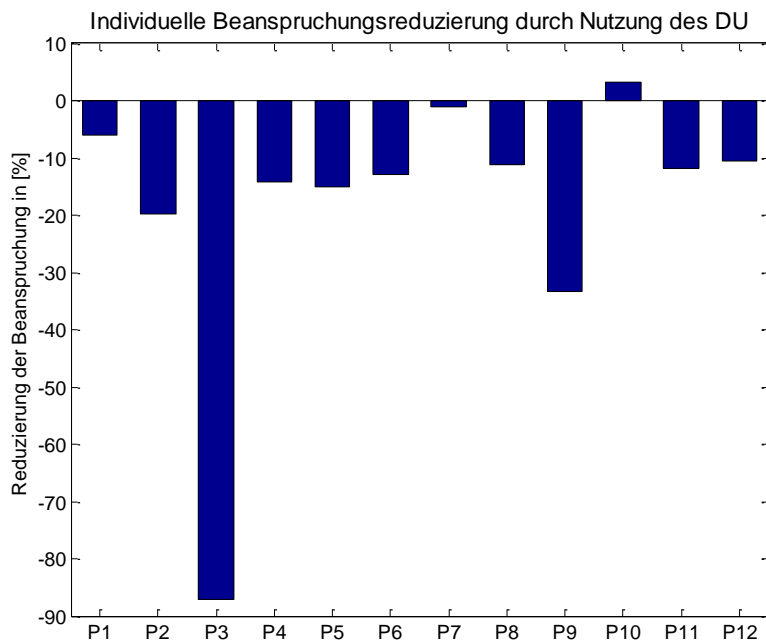


Abbildung 81: Individuelle Reduzierung der Beanspruchung mit dem Daumenunterstützer berechnet aus der Differenz von % MVC ohne DU zu % MVC mit DU

Die Analyse der subjektiven BORG-Werte auf einer Skala von 1 bis 10 bestätigte die Reduzierung der individuellen Beanspruchung. Ein BORG-Wert von 10 beschreibt eine sehr starke Beanspruchung, ein BORG-Wert von 1 beschreibt nahezu keine Beanspruchung (detaillierte Beschreibung der Werte der BORG-Skala in Abbildung 94 im Anhang). Im ersten Training wurden, im Vergleich zu den restlichen Trainings, ohne DU (BORG-Wert 5) und mit DU (BORG-Wert 4) die höchsten Beanspruchungen wahrgenommen (Tabelle 31).

Tabelle 31: Subjektive Beanspruchung anhand von Werten auf der BORG-CR-10-Skala für die ersten acht Trainings der Probanden (grau hinterlegte Werte, sind die jeweils zuerst am Tag ermittelten BORG-Werte)

VP	Erster Tag		Zweiter Tag		Dritter Tag		Vierter Tag	
	ohne DU	mit DU	ohne DU	mit DU	ohne DU	mit DU	ohne DU	mit DU
P1	5	3	4	2	3	2	3	2
P2	3	4	3	2	2	2	2	3
P3	11	10	7	4	3	2	4	3
P4	5	3	5	3	4	3	4	4
P5	4	4	5	2	5	6	3	7
P6	3	2	3	3	2	2	5	2
P7	3	3	4	3	3	2	3	2
P8	4	1	3	1	3	1	3	1
P9	4	5	7	5	6	4	7	5
P10	4	4	4	3	4	3	5	3
P11	4	3	4	3	6	3	4	3
P12	5	3	3	2	2	3	4	3
<b>MW</b>	<b>5</b>	<b>4</b>	<b>4</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>3</b>

Alle Probanden starteten das Training ohne Unterstützung, um die neue Tätigkeit ohne Einschränkungen der Haptik zu erlernen. Durch die ungewohnte Belastung für den Daumen gab ein Großteil bereits nach wenigen Minuten einen leichten Belastungsschmerz am Daumen an. Bei einigen Probanden war der BORG-Wert im zweiten Training, trotz der Unterstützung durch den DU, gleichhoch oder höher. Die folgenden Gründe wurden angegeben:

- die noch spürbare Belastung des ersten Trainings
- das, durch den DU, ungewohnte Handling der Teile
- eine leichte Erhöhung der Schwierigkeit der Tätigkeit, durch ein eingeschränktes Gefühl am Daumen

Vom ersten zum zweiten Trainingstag reduzierte sich der BORG-Wert ohne und mit DU um jeweils einen Punkt auf 4 und 3. Viele Probanden berichteten von einem deutlich angenehmeren Gefühl beim Stopfenverbau und einer leicht reduzierten Beanspruchung gegenüber dem Vortag. Am dritten und vierten Trainingstag blieben die Werte, trotz gesteigerter Verbaufrequenzen, konstant (Tabelle 31). Der mittlere BORG-Wert ohne DU liegt in jedem Training einen Punkt über dem mit DU.



Die individuell höchsten Werte traten am ersten Trainingstag auf (Wert > 10 ohne DU, 10 mit DU). An diesem Tag musste Proband 3 das Training aufgrund zu starker Schmerzen abbrechen. Am nächsten Tag war der Proband, bedingt durch den Start des Trainings mit dem DU, in der Lage die komplette Dauer zu absolvieren. Die zu Beginn des zweiten Tages durch den DU reduzierte Beanspruchung, befähigte den Probanden auch die Stopfen ohne DU über die geforderte Dauer zu verbauen.

Die individuell niedrigsten Werte wurden am zweiten, dritten und vierten Tag jeweils mit DU wahrgenommen (Proband 8, BORG-Wert 1).

Tabelle 32: Subjektive Beanspruchung anhand von Werten auf der BORG-CR-10-Skala für das Abschlusstraining und den Versuch der Probanden (grau hinterlegte Werte, sind die jeweils zuerst am Tag ermittelten BORG-Werte)

VP	Abschlusstraining ohne DU			Abschlusstraining mit DU			Versuch	
	Block 1	Block 2	Block 3	Block 1	Block 2	Block 3	ohne DU	mit DU
P1	4	5	3	2	2	2	7	4
P2	4	3	4	1	1	2	4	1
P3	7	9	10	2	3	5	10	3
P4	4	4	4	1	2	3	6	4
P5	2	5	5	4	4	7	7	3
P6	5	6	6	3	3	3	6	3
P7	3	3	5	4	4	4	4	2
P8	6	5	5	2	2	1	8	5
P9	6	6	6	4	5	6	6	5
P10	4	6	7	4	4	5	7	4
P11	4	5	5	4	4	4	5	4
P12	2	3	5	4	4	7	2	2
<b>MW</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>5</b>	<b>3</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>6</b>	<b>3</b>

Im Abschlusstraining berichteten die Probanden sowohl mit als auch ohne DU von einer Erhöhung der Beanspruchung über die Zeit. Während die mittlere Beanspruchung für das Szenario ohne DU bereits nach dem ersten Block von etwas schwierig (BORG-Wert 4) auf schwierig (BORG-Wert 5) ansteigt und dann bis zum Ende des Szenarios auf dem Level bleibt, wird die Beanspruchung mit DU bis zum Ende des zweiten Blocks als moderat eingestuft bevor sie auf etwas schwierig ansteigt (BORG-Werte 3, 3, 4) (Tabelle 32).

Die gesamte, mittlere Beanspruchung mit DU (BORG-Wert 3) ist im Abschlusstraining niedriger als ohne DU (BORG-Wert 5) und wird im Gegensatz zu der als schwierig eingestuften Beanspruchung ohne DU als moderat empfunden (Tabelle 32). Vom ersten Training bis zum Abschlusstraining hat sich der Wert ohne DU nicht reduziert, da aber die Belastung, aufgrund der längeren Dauer und höheren Frequenz, gestiegen ist, kann von einer Gewöhnung an die Tätigkeit und Beanspruchung gesprochen werden (Abbildung 82). Die mündlichen Anmerkungen der Probanden bestätigen die mit zunehmender Anzahl der Trainings reduzierte Beanspruchung. Die drei häufigsten Anmerkungen konnten folgendermaßen zusammengefasst werden:

- „Die Tätigkeit fühlt sich deutlich besser an als gestern“
- „Die Tätigkeit ist deutlich angenehmer als gestern.“
- „Die Tätigkeit fühlt sich nochmal besser an als letzte Woche.“

Mit Unterstützung ist der BORG-Wert im Abschlusstraining niedriger als im ersten Training. Es kann also von einer Beanspruchungsreduzierung, trotz erhöhter Belastung gesprochen werden (Abbildung 82). Die Werte zeigen den positiven Einfluss des Daumenunterstützers in Bezug auf die Gewöhnung an die Tätigkeit und Belastung.

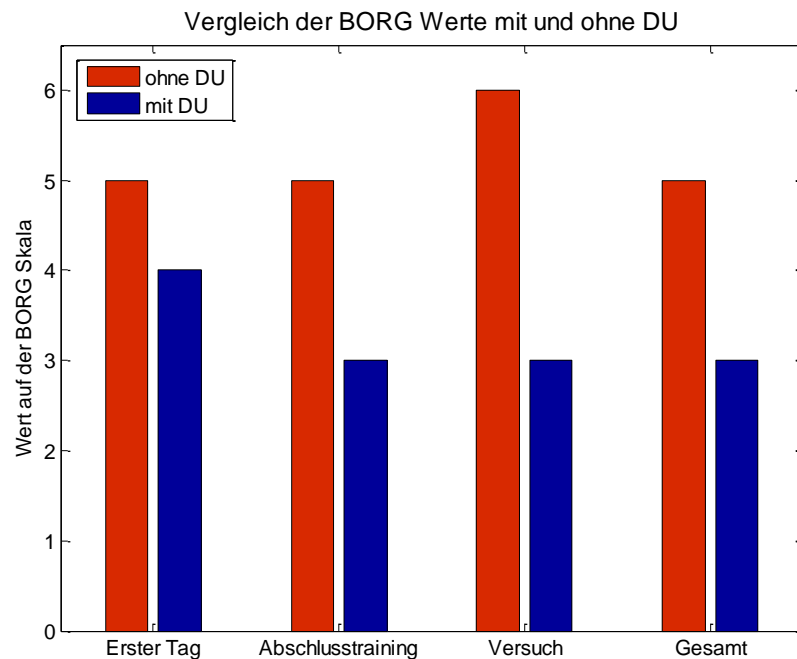


Abbildung 82: Gemittelte Beanspruchungswerte für das erste Training, das Abschlusstraining und den Versuch

Im Versuch wurde ohne DU ein mittlerer BORG-Wert von 6 angegeben (Tabelle 32). Dieser Wert ist der höchste, ohne Unterstützung ermittelte Wert. Die während des Versuches höhere Belastung, durch die dauerhaft hohe Verbrauchsfrequenz von 12/ min über 15 Minuten, erklärt diesen Wert. Einige Probanden beschrieben zudem eine fühlbare Vorbelastung des Daumens aufgrund des Abschlusstrainings am Vortag. Durch eine längere Pause zwischen Abschlusstraining und Versuch, hätte diese reduziert werden können. Da in der Produktion an mindestens vier aufeinanderfolgenden Tagen Belastungen auf das M-S-S des Mitarbeiters einwirken, wurden die Vorbelastungen als realistisch angenommen. Die durch den DU wahrgenommene Beanspruchungsreduzierung war im Versuch am deutlichsten erkennbar. Der BORG-Wert lag im Mittel bei 3 und damit drei Punkte niedriger als der BORG-Wert ohne DU, was einer moderaten Beanspruchung entspricht (Abbildung 82).

Die Reduzierung der Beanspruchung wird sehr unterschiedlich empfunden (Abbildung 83). Die Probanden empfanden:

- eine sehr starke Reduzierung der Beanspruchung durch den DU (z. B. P 3, P 8, P 6).
- eine gleichbleibende Beanspruchung (z. B. P 5).
- eine erhöhte Beanspruchung durch den DU (z. B. P 12).

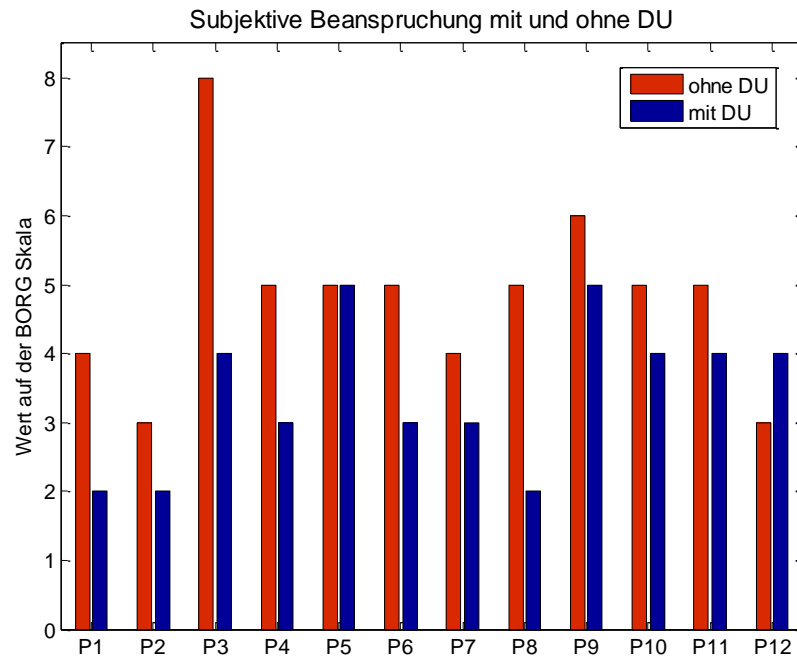


Abbildung 83: Für jeden Probanden gemittelte BORG-Werte aus den Trainings und dem Versuch mit und ohne Daumenunterstützer

Da sich bei 83 % der Probanden die Beanspruchung mit dem DU reduzierte, wurden die Daten mit gleichbleibender bzw. erhöhter Beanspruchung im Hinblick auf Reihenfolgeeffekte untersucht (Abbildung 83). Die jeweiligen Startszenerarien sind in Tabelle 31 und Tabelle 32 grau hinterlegt. Bei Proband 5 ist der zweite Wert fast ausschließlich höher als der erste (Tabelle 31 und Tabelle 32). Er gab während der Versuche an, dass er im zweiten Training des Tages, bedingt durch die Vorbelastung vom Vormittagstraining, eine erhöhte Beanspruchung empfindet. Auch bei Proband 12 ist ein Effekt durch die Reihenfolge erkennbar. Bei beiden Probanden kann der mit DU gleichhohe bzw. höhere Beanspruchungswert durch die zunehmende Belastungsdauer begründet werden. Für die übrigen Probanden gibt es keinen Reihenfolgeeffekt. In erster Linie wirkt sich der Effekt, den das Arbeiten mit DU auf die Beanspruchung hat, auf die BORG-Werte aus. Das heißt für diese Probanden reduzierte sich die mit dem DU empfundene Beanspruchung selbst bei steigender Belastungsdauer.

Um die subjektive Beanspruchung in Bezug auf deren Art zu definieren, wurde im Versuch nach dem jeweiligen Szenario die für Haut und Gelenke empfundene Beanspruchung erfragt. Die Beanspruchung der Haut ist mit und ohne DU vergleichbar, verlagert sich jedoch leicht (Abbildung 84). Durch das

Tragen des Daumenunterstützers wurde die Haut an der Daumenspitze und ohne den Unterstützer die Haut an der Innenseite des Daumens am häufigsten beansprucht.

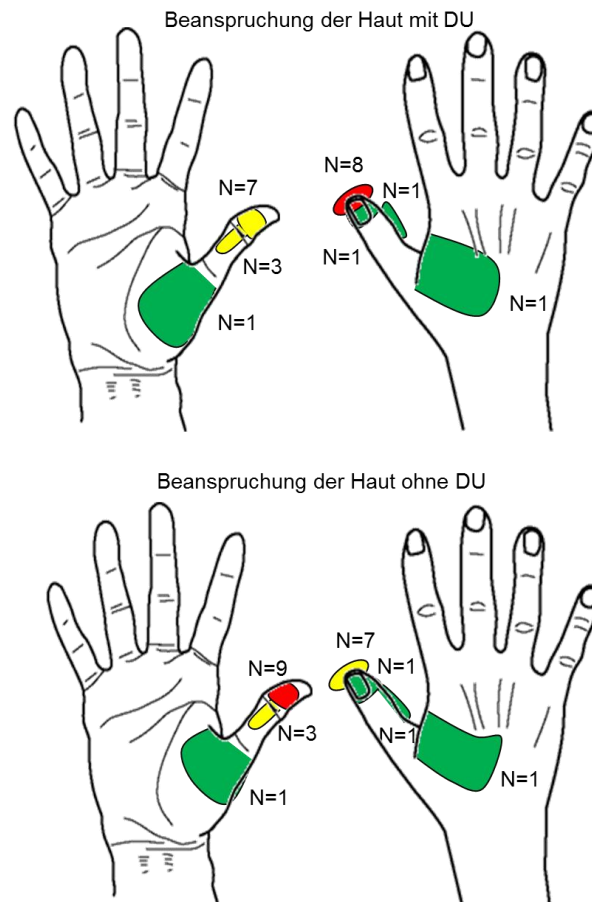


Abbildung 84: In Bezug auf die Haut aufsummierte Beanspruchung am Daumen

Die Beanspruchung der Gelenke wird durch das Tragen des Daumenunterstützers deutlich reduziert (Abbildung 85). Ohne DU wurde das distale Daumengelenk am stärksten beansprucht. Am zweitstärksten wurde das Daumengrundgelenk beansprucht. Gering beansprucht waren das Daumensattelgelenk und das Handgelenk. Mit DU blieb das distale Daumengelenk am stärksten beansprucht, allerdings war die Beanspruchungsintensität deutlich geringer. Im Metakarpal- und Karpometakarpalgelenk empfanden die Probanden keine Beanspruchungen. Eine leichte Beanspruchung im Handgelenk gab ein Einzelner an. Die von den Probanden empfundenen Beanspruchungsmuster unterschieden sich teilweise deutlich. Mit dem DU wurde:

- eine Verlagerung der Beanspruchung vom distalen Daumengelenk auf den gesamten Daumen sowie die proximaleren Gelenke wahrgenommen.
- eine Verlagerung der Beanspruchung zum distalen Daumengelenk hin wahrgenommen.
- keine Beanspruchung der Gelenke wahrgenommen.

Ohne Daumenunterstützer empfand ein Teil der Probanden:

- höhere Beanspruchungen im Daumengrund- als im distalen Daumengelenk.
- höhere Beanspruchungen im distalen Daumen- als im Daumengrundgelenk.

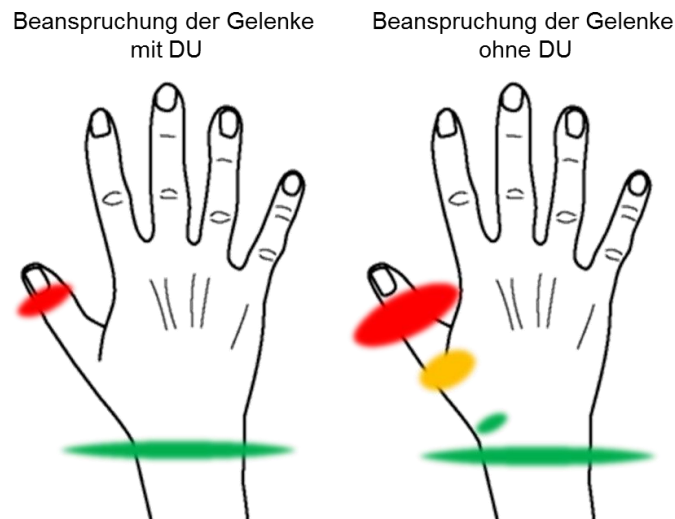


Abbildung 85: In Bezug auf die Gelenke aufsummierte Beanspruchung am Daumen

Die Beanspruchung änderte sich demnach äußerst individuell und hängt überwiegend von der individuellen Anatomie und der gewählten Verbastrategie ab. Alle Probanden gaben eine geringere Intensität der Beanspruchung mit als ohne DU an. Zusammengefasst wurde mit dem DU die Beanspruchung für die Gelenke sowohl in Bezug auf die Beanspruchungsintensität als auch in Bezug auf die Häufigkeit der Nennungen reduziert.

Diskussion der individuellen Beanspruchung:

Der positive Effekt des Daumenunterstützers ist über alle Trainings und den Versuch erkennbar. Insgesamt reduzierte sich die Beanspruchung durch das Tragen des Daumenunterstützers um zwei Punkte auf der BORG-Skala, von 5 auf 3 (Abbildung 82). Die bereits im ersten Training um einen Punkt reduzierte Beanspruchung zeigt den Erfolg des Konzeptes. Obwohl das Hilfsmittel für die Probanden ungewohnt und neu war, wurde eine subjektiv niedrigere Beanspruchung empfunden. Der Effekt verstärkte sich mit zunehmender Gewöhnung. Während in den ersten vier Trainings eine Reduzierung des BORG-Wertes um einen Punkt erfolgte, erhöhte sich die Reduzierung im Abschlusstraining auf zwei und im Versuch auf drei Punkte (Abbildung 82).

Abschließend werden einige Aussagen zusammengefasst, die die subjektiv niedriger eingestuften Beanspruchungen am Daumen bekräftigen:

- Der Stopfenverbau mit DU wurde als deutlich angenehmer wahrgenommen.
- Das Tragen des Daumenunterstützers befähigte dazu die Stopfen mit einem Finger zu verbauen, während ohne den DU teilweise zwei Finger benötigt wurden.
- Der nach dem ersten Training ohne Unterstützung, für den Nachmittag erwartete Schmerz am Daumen blieb, aufgrund des Unterstützers, aus. Das Training am Nachmittag konnte deutlich besser absolviert werden als erwartet. Auch am nächsten Tag war der Effekt der Beanspruchungsreduzierung vom Vortag noch spürbar und die Tätigkeit konnte ohne Probleme ausgeführt werden.

- Die Belastung verlagerte sich vom distalen Daumengelenk auf das Daumensattelgelenk, was als deutlich angenehmer beschrieben wurde. Am distalen Daumengelenk war gar keine Belastung mehr zu spüren.
- Der lokal auf die Daumenspitze wirkende, unangenehme Druck beim Verbau der Stopfen ohne DU, wurde durch das Tragen des Daumenunterstützers deutlich reduziert. Die Belastung wurde auf den kompletten Daumen verteilt, wodurch eine reduzierte Beanspruchung empfunden wurde.

Um eine detaillierte Aussage hinsichtlich der Beanspruchung für Haut und Gelenk treffen zu können, wurden die Probanden nach dem Versuch gebeten, auf einer Handmap die am stärksten beanspruchten Bereiche einzuzeichnen (Abbildung 84, Abbildung 85). Für die Haut ergab sich eine geringfügige Verlagerung der Beanspruchung von der Daumeninnenseite zur Daumenspitze. Diese Verlagerung kommt durch teilweise veränderte Bewegungsmuster und Verbaustrategien zustande. Ohne DU brachten die Probanden den Druck auf den Stopfen häufig mit dem Großteil der palmaren Fläche des ersten Daumensegments auf (Abbildung 86 Mitte), da sie nicht in der Lage waren das Gelenk entsprechend zu stabilisieren und es demzufolge überstreckten. Dadurch wirkte der Druck, erkennbar durch die weißliche Verfärbung der Haut, auf den Großteil der palmaren Fläche des ersten Segmentes (Abbildung 86 rechts).

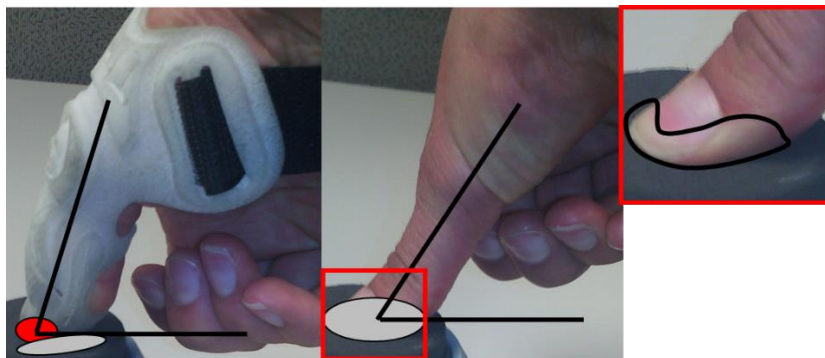


Abbildung 86: Vergleich des veränderten Bewegungsmusters mit und ohne DU

Dagegen ermöglichte das Tragen des Daumenunterstützers, durch die Stabilisierung des distalen Daumengelenkes, eine senkrechtere Haltung des Daumens auf dem Stopfen (Daumen nahezu  $90^\circ$  zur Stopfenoberfläche, Abbildung 86 links). Die Druckfläche zwischen DU und Daumen wurde auf die Fingerspitze reduziert (Abbildung 86 rote Ellipse). Daraufhin erhöhte sich der lokal wahrgenommene Druck im Inneren des Daumenunterstützers. Da die äußere, in Kontakt mit dem Stopfen stehende Fläche jedoch weiterhin groß blieb (graue Ellipse links im Bild), wurde das Eindrücken mit DU als weniger beanspruchend und leichter empfunden.

Trotz der Reduzierung zeigt der Vergleich mit akzeptierten Limits, dass die Beanspruchungen weiterhin deutlich zu hoch sind. Abhängig von Studiendesign und Probandenkollektiv werden zwischen 40 % und 60 % des individuellen Maximalkraftwertes für maximal akzeptierte Limits angegeben (Deal & Bernard, 2014; Longo et al., 2002; Nussbaum & Johnson, 2002; Potvin et al., 2006). Acht von zwölf Probanden würden durch die Nutzung des Daumenunterstützers innerhalb dieses Limits liegen. Ohne DU liegt die Beanspruchung lediglich für vier Probanden im angegebenen Bereich (Tabelle 30). In diesem Zusammenhang sollte die Analyse der absoluten Werte nicht außer Acht gelassen werden, obwohl diese

laut Nussbaum und Johnson (2003), aufgrund der geringen Vergleichbarkeit, weniger aussagekräftig sind. Da die mittleren AK knapp über 160 N liegen, während in den oben genannten Studien Werte zwischen 24 N und 78 N als akzeptiert angegeben werden, ist die Belastung durch die Höhe der Kraft auf Dauer viel zu hoch. Die in den akzeptierten Grenzen liegenden individuellen Beanspruchungen mit DU, kommen vor allem durch die Erhöhung des individuellen Maximalkraftwertes durch den DU, bei gleichbleibender AK zustande. Zudem sind die ermittelten maximalen Daumendruckkräfte im Vergleich zu anderen Studien deutlich höher (Tabelle 33), was sich ebenfalls positiv auf die, auf den MVC, normierte Beanspruchung auswirkt.

Tabelle 33: Über Männer und Frauen gemittelte Maximalkraftwerte für den Daumen ermittelt in verschiedenen Studien

<b>Studie</b>	<b>MVC Daumen [N]</b>	<b>SA [N]</b>
Nussbaum & Johnson 2002	154	41
Deal & Bernard 2014	157	n. a.
Peebles und Norris 2003 (MW berechnet für m/w, Alter 21 - 50)	164	34,5
Kraftatlas (Wakula, 2009)	155	n. a.
Erste eigene Studie (Kapitel 4.2.5)	211	66,7
Zweite eigene Studie (6.2.3)	234	92,5

Die BORG-Werte bestätigen die auf Dauer zu hohe Beanspruchung beim Stopfenverbau, die ohne Unterstützung als hart/ schwierig eingestuft wird. Dennoch zeigt die während des Tragens des Daumenunterstützers nur noch als moderat eingestufte Beanspruchung den Erfolg und Nutzen des Konzeptes. Der DU erfüllt die initial gestellten Anforderungen:

- der Beanspruchungsreduzierung,
- des Arbeitens in einer neutralen Gelenkstellung und
- des Erleichterns des Eindrückens von Stopfen.

Um die Belastungen jedoch dauerhaft zu reduzieren und M-S-E zu vermeiden, ist die Kombination des individuellen Ansatzes mit anderen in Kapitel 5 beschriebenen Ansätzen zwingend erforderlich. Außerdem zeigen die Ergebnisse die Bedeutung einer Trainings- bzw. Einarbeitungsphase, um die Vorteile einer Unterstützung nutzen zu können. Zusätzlich zu einem ganzheitlichen, belastungsreduzierenden Konzept (vorgestellt in Kapitel 5) wurde deswegen eine Handhabungsempfehlung, welche die effektive und optimale Nutzung des Daumenunterstützers beschreibt, erstellt. Diese wird in Kapitel 6.4 vorgestellt.

### **6.3 Biomechanische Evaluierung**

Die biomechanische Evaluierung des Daumenunterstützers erfolgte mit Hilfe des in Kapitel 4.3 beschriebenen Modells in AnyBody™. Mit Hilfe des Modells sollen die folgenden Forschungsfragen beantwortet werden.

### Forschungsfrage 1

Werden durch den Daumenunterstützer die Beanspruchungen im Daumengrund- sowie im distalen Daumengelenk reduziert?

### Forschungsfrage 2

Findet eine Verlagerung der Belastung vom distalen Daumengelenk auf proximaler liegende Gelenke des Daumens oder andere Gelenke, z. B. Handgelenk oder Ellenbogen statt?

Aus biomechanischer Sicht müsste bei der Verlagerung der Beanspruchung ebenfalls das Schultergelenk betrachtet werden. Aufgrund des gewählten Markersets ist das mit den vorliegenden Daten nicht möglich. Eine höhere Beanspruchung des Schultergelenkes kann demnach nicht ausgeschlossen werden und muss in weiteren Probandenstudien sowohl subjektiv als auch objektiv untersucht werden.

Die in den Probandenstudien nachgewiesenen Effekte des Daumenunterstützers wurden im Modell durch zwei Änderungen abgebildet.

- Die Freiheitsgrade im distalen Daumen- sowie im Daumengrundgelenk wurden, einer neutralen Gelenkstellung entsprechend, eingeschränkt. Eingefügte Treiber reduzierten den Gelenkwinkel in Flexions-, Extensionsrichtung am IP-Gelenk, sowie in Flexions-, Extensions- und Abduktions-, Adduktionsrichtung am MCP-Gelenk auf  $0^\circ$ .
- Die Übertragung der Kraft von der Fingerspitze auf den gesamten Daumen wurde durch die einfache Modellierung eines starren Körpers abgebildet. Dieser Vereinfachung lag die Annahme zugrunde, dass der DU, aufgrund des Aufeinanderstoßens der verstärkten Struktur auf der dorsalen Seite, zum Zeitpunkt der Kraftereinwirkung ein starrer, nicht verformbarer Körper ist.

Für die Änderung der Gelenkwinkel fand eine Neuberechnung der Kinematik statt. Der zusätzlich modellierte Körper wurde in die invers dynamische Analyse integriert. Über am Daumen integrierte Knotenpunkte erfolgte die Verbindung zwischen der Skelettstruktur des Modells und dem Segment. Dazu wurden an der dorsalen Seite des Metakarpalknochens ein Revolute Joint und an der palmaren Seite der distalen Phalanx eine Reaktionskraft in x-Richtung implementiert. Die Reaktionskraft greift als Normale mittig auf der palmaren Fläche des distalen Segmentes an.

#### **6.3.1 Analyse und Diskussion der Ergebnisse der Simulation - Beanspruchung im Daumen mit Daumenunterstützer**

In Kapitel 4.3.2 wurden Gelenkwinkel und Gelenkmomente mit Hilfe des Handmodells, für typische Bewegungen beim Stopfenverbau ohne Daumenunterstützer analysiert. Um die Veränderung der Beanspruchung im Daumen durch das Tragen des Daumenunterstützers zu untersuchen, erfolgte die Auswertung der Gelenkmomente mit dem angepassten, im vorherigen Kapitel beschriebenen, Modell. Die Gelenkwinkel wurden nicht analysiert, da sich an den Bewegungsdaten bis auf die Anpassung der Winkel im Daumengrund- und distalen Daumengelenk nichts änderte.



Die mit DU ermittelten NGM unterschieden sich in Bezug auf die Richtung in der relevante Momente auftraten nicht zu den NGM ohne Unterstützung. Es konnten jedoch Änderungen in der Höhe der NGM festgestellt werden. Eine leichte Erhöhung zeigte sich für:

- das Extensionsmoment am EB-Gelenk und
- das Flexionsmoment am CMC-Gelenk.

Nahezu unveränderte NGM wurden für:

- das HG in Flexions-, Extensions-, Adduktions- und Abduktionsrichtung sowie
- das CMC-Gelenk in Adduktionsrichtung ermittelt.

Für das MCP-Gelenk und das distale Daumengelenk wurden die NGM reduziert. In Tabelle 34 sind die mittleren NGM mit und ohne DU angegeben.

Tabelle 34: Vergleich der Nettogelenkmomente ohne und mit Daumenunterstützer

<b>Gelenkfreiheitsgrad</b>	<b>NGM mit DU [Nm]</b>	<b>NGM ohne DU [Nm]</b>	<b>Differenz</b>
EB-Extension	26,4	25,8	0,6
HG-Flexion	2,3	2,3	0
HG-Extension	2,3	1,9	0,4
HG-Abduktion	0,1	0,08	0,02
HG-Adduktion	7,6	7,3	0,3
CMC-Flexion	6,4	5,7	0,7
CMC-Adduktion	3,9	4,1	-0,2
MCP-Flexion	3,2	3,9	-0,7
MCP-Adduktion	0,3	3,6	-3,3
IP-Flexion	1	2,5	-1,5

Am MCP-Gelenk des Daumens wurde durch die Begrenzung der Gelenkwinkel und die Aufnahme der Kraft durch den DU vor allem das Adduktionsmoment reduziert. Höhere Adduktionsmomente traten ohne DU vor allem aufgrund der extremen Gelenkwinkel auf.

Für das distale Daumengelenk konnten die NGM deutlich reduziert werden. Das mittlere NGM liegt bei 1 Nm. Die Reduzierung der Beanspruchung wird besonders bei der Betrachtung des maximalen Nettogelenkmomentes deutlich. Dieses betrug ohne DU 4,7 Nm und konnte mit DU auf 1,9 Nm reduziert werden. Positiv auf das NGM am distalen Daumengelenk wirkt sich nicht nur die Begrenzung des Gelenkwinkels sondern vor allem die Aufnahme der Kraft durch den DU aus. Die erste Forschungsfrage kann damit positiv beantwortet werden. Mit Hilfe des Modells konnte eine Beanspruchungsreduzierung für das Daumengrund- und das distale Daumengelenk nachgewiesen werden.

Die leichte Erhöhung des NGM im Daumensattel- und EB-Gelenk zeigt eine Tendenz zur Verlagerung der Belastung auf proximaler liegende Gelenke. Aufgrund der stark abstrahierten Modellierung des Daumenunterstützers, sind in der Realität möglicherweise abweichende Ergebnisse zu erwarten. Da einige Probanden in der zweiten Studie eine Verlagerung der Belastung auf das CMC-Gelenk angaben, sollte

eine detaillierte Überprüfung der Ergebnisse erfolgen. Die zweite Forschungsfrage, ob eine Verlagerung der Belastung stattfindet, kann nicht abschließend beantwortet werden.

Diskussion der Simulationsergebnisse:

Durch das Tragen des Daumenunterstützers können auftretende Gelenkmomente im ersten und zweiten Daumengelenk reduziert werden. Dadurch wird die zur Stabilisierung der Gelenke benötigte Muskelkraft verringert. Da beim Stopfenverbau überwiegend die Flexoren und Adduktoren des Daumens beansprucht sind, werden diese Muskeln entlastet. Eine reduzierte Belastung der Sehnen, durch die neutrale Gelenkstellung und das verringerte Moment ist die Folge.

Wichtig bei der Interpretation der Ergebnisse ist die Tatsache, dass es sich lediglich um ein stark vereinfachtes Modell handelt, welches versucht Einzelheiten des physiologisch komplexen Konstrukts der Hand abzubilden. Aufgrund der unvollständigen Implementierung der Muskulatur, zugunsten von plausibleren Simulationsergebnissen, sind die Ergebnisse aus physiologischer Sicht nur eingeschränkt realistisch. Da Modelle jedoch lediglich so komplex sein sollten wie die Ergebnisse erfordern (Valero-Cuevas, 2005), sind die getroffenen Annahmen, im Hinblick auf das Ziel der Untersuchung, die Veränderung der Beanspruchungen im Daumen mit und ohne Unterstützer zu untersuchen, zielführend. Eine übermäßige Modellkomplexität kann in diesem Fall sogar eher nachteilig als von Vorteil sein, da trotz der Fortschritte in der Modellierung weiterhin Ungenauigkeiten und Fehler in der Messdatenerfassung auftreten (Irwin, & Radwin, 2008). Demzufolge reduziert sich die Vorhersagegenauigkeit der Modelle alleine schon aufgrund der variierenden Muskelparameter und Messdaten (Dennerlein et al., 1998). Zusammengefasst ist das verwendete Modell für eine erste Einschätzung der, in den Daumengelenken entstehenden, Beanspruchungen ein wertvolles Tool, da die Durchführung von in vivo Messungen kaum möglich ist.

#### 6.4 Finales Konstruktions- und Handhabungskonzept

Das wichtigste Gestaltungsmaß zur Gewährleistung der Funktion des Daumenunterstützers ist die Spaltbreite an der dorsalen Fingerseite (Abbildung 87 links). Diese darf maximal einen Millimeter betragen, um das Aneinanderstoßen der dorsalen Verstärkungsstrukturen einwandfrei zu gewährleisten und den Daumen in einer neutralen Position zu halten. Das Material und die Konstruktion des Daumenunterstützers müssen eine bestmögliche Kombination zwischen Flexibilität und Festigkeit ermöglichen.

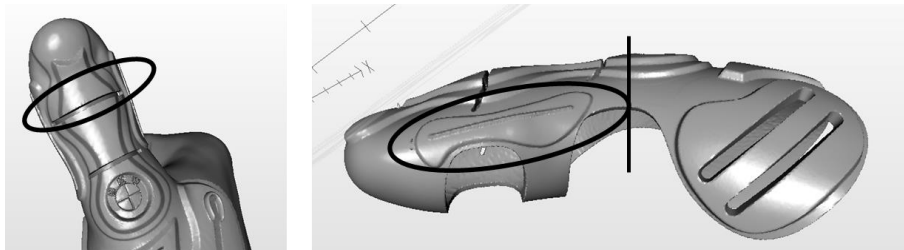


Abbildung 87: Wichtige Konstruktionsvorgaben (Spaltbreite und seitliche Verstärkung) für den Daumenunterstützer zur Gewährleistung der Funktion

Besonders im Bereich der seitlichen Verstärkungen ist eine optimale Lösung eine Herausforderung. Eine Verlängerung der seitlichen Verstärkung schränkt die Flexibilität beim Beugen ein, erhöht jedoch die Lebensdauer des Daumenunterstützers. Abbildung 87 rechts zeigt wie lang die seitliche Verstärkung im Idealfall reichen sollte, um ein Einreißen des Materials im Bereich des Daumengrundgelenkes zu vermeiden. Je nach Arbeitsaufgabe könnte der Einsatz verschiedener Materialien bzw. eine geringfügige Abänderung der Konstruktion überdacht werden. Das derzeit verwendete Material eignet sich gut für den Verbau weicher Montagestopfen. Mitarbeiter die Teile mit einer harten Oberfläche verbauen müssen, bemängelten oft eine ungenügende Festigkeit der Fingerspitze. Für harte Clipse oder Spreizniete sollte demnach der Bereich der Fingerspitze verstärkt werden. Das Material im Bereich der Fingerspitze wirkt sich enorm auf die empfundene Belastungsreduzierung aber auch auf die Handhabung der Teile aus. Unterschiedliche Kombinationen aus Festigkeit und Flexibilität sind nicht nur eine tätigkeitsspezifische sondern auch individuelle Anforderung. Insbesondere das Greifen von Teilen muss bei der Nutzung des Daumenunterstützers problemlos möglich sein. Hier ist vor allem eine ausreichende Griffbarkeit des Materials zu gewährleisten.

Der Daumenunterstützer sollte gezielt, für ausgewählte Tätigkeiten, eingesetzt werden. Dabei handelt es sich um Aufgaben, bei denen fast ausschließlich oder zumindest überwiegend Bauteile durch Eindrücken verbaut werden. Die Teile sollten einen Durchmesser oder eine Fläche von ca. 15 mm haben, da sich das Greifen kleinerer Teile deutlich schwieriger gestaltet und anstatt der gewünschten Erleichterung eine Intensivierung der Beanspruchung die Folge sein kann. Stopfen ab einem Durchmesser von 15 mm lassen sich nach einer Gewöhnungs- bzw. Trainingsphase nahezu ohne Einschränkungen greifen (vgl. Versuchsergebnisse Kapitel 6.2.3). Teilweise muss dazu eine Änderung oder Anpassung der Grifftechnik erfolgen. Das Halten von einer größeren Anzahl an Stopfen in der Hand, sowie das nach vorne schieben der Stopfen in der Hand sollten reduziert werden. Am erfolgreichsten sind Strategien, in denen die Stopfen in der freien Hand gehalten und mit dieser positioniert werden sodass lediglich das Eindrücken mit dem geschützten Daumen durchgeführt wird. Auch das Halten und Positionieren der Teile mit der unterstützten Hand ist möglich, erfordert jedoch mehr Übung. Für die Usability beim Greifen spielt die Fixierung der Handgelenksbefestigung eine entscheidende Rolle. Das richtige Anlegen des Daumenunterstützers sowie die Befestigung des Klettbandes sollten jedem MA vor der Nutzung gezeigt werden. Der Ersatz des Klettbandes durch eine alternative Befestigungsmöglichkeit wäre wünschenswert, da das Greifen einer größeren Anzahl an Bauteilen dadurch erleichtert würde.

Ein Einsatz des Daumenunterstützers für feinmotorische Tätigkeiten ist nicht ausgeschlossen, der DU sollte dann jedoch eine Öffnung an der Daumenspitze enthalten, die die Handhabung kleinerer Teile ermöglicht. Dabei ist darauf zu achten, dass die Öffnung zwar ausreichend groß, aber nicht zu groß gestaltet ist, um ein Herausrutschen des Daumens zu verhindern. Eine Öffnung an der palmaren Seite der Daumenspitze hat zur Folge, dass die unterstützende und stabilisierende Wirkung nur dann erreicht wird, wenn der anschließende Verbau des Bauteils mit der Fingerspitze erfolgt.

Zwei Variationen des Daumenunterstützers müssen vorhanden sein, um einen breiten Einsatz zu ermöglichen. Je nach Anforderung der Arbeitsaufgabe und individueller Präferenzen sollte entweder die Lösung mit offener oder geschlossener Daumenspitze zum Einsatz kommen. Bei der Entscheidung ist vor

allein die zeitliche Zusammensetzung der Arbeit aus feinmotorischen und kraftintensiven Tätigkeiten zu beachten. Die folgende Tabelle fasst die Spezifikationen der denkbaren Modellausführungen für feinmotorische und kraftintensive Tätigkeiten zusammen.

Tabelle 35: Empfehlungen zur Gestaltung des Daumenunterstützers für feinmotorische und kraftintensive Anforderungen

	<b>Feinmotorische Tätigkeiten</b>	<b>Kraftintensive Tätigkeiten</b>
Anforderung der Tätigkeit	vielfältige Bewegungen greifen kleiner Teile häufiges Beugen und Bewegen des Daumens	hohe Verbaukräfte erforderlich viele Wiederholungen derselben, einfachen Bewegung
Anforderung an den DU	flexibles Material (geringe Materialdicke) seitliche Verstärkung dünner und kürzer offene Daumenspitze	festeres Material seitliche Verstärkung über beide Gelenke geschlossene Daumenspitze (evtl. festeres Material)

An Takten, in denen mehr als fünf Stopfen verbaut werden, sollte der DU standardmäßig zum Einsatz kommen. Dazu ist eine Aufnahme des Daumenunterstützers in die persönliche Schutzausrüstung sinnvoll. Neue MA sollten den DU noch vor dem ersten Einsatz in der Produktion erhalten und eine Einweisung zum richtigen Gebrauch bekommen. Eine Einarbeitungsphase mit Unterstützung erfahrener Kollegen eignet sich perfekt, um die neue Tätigkeit direkt mit dem Hilfsmittel zu erlernen. Dadurch hätten die MA die Möglichkeit ihre Verbaustrategie von Beginn an auf das Tragen des Daumenunterstützers anzupassen. Das erleichtert die Akzeptanz, weil noch kein anderer Bewegungsablauf erlernt wurde.

Für MA die bereits ausgereifte Verbaustrategien haben und ihre Bewegungsabläufe bei Nutzung des Daumenunterstützers gegebenenfalls anpassen müssten, empfiehlt sich ein gezieltes Training. In diesem sollte ohne Zeitdruck die Ausübung der Tätigkeit mit angelegter Unterstützung erlernt werden. Zusätzlich muss der MA Informationen bezüglich des Einsatzzieles und des für ihn relevanten Nutzens erhalten. Hierbei sollte vor allem darauf geachtet werden, dass mit Hilfe des Daumenunterstützers nicht schneller oder mehr gearbeitet werden kann. Vielmehr sollen die, durch hohe Kräfte und viele Wiederholungen bestehenden hohen Belastungen für das M-S-S der Hände reduziert werden. Durch die richtige Kommunikation des Nutzens kann die Skepsis von Mitarbeitern gegenüber einem neuen Hilfsmittel reduziert werden. Fehlinterpretationen des Einsatzzieles, wie z. B. eine Intensivierung des Taktes befähigt durch die Unterstützung, werden von Anfang an vermieden. Die Akzeptanz kann gesteigert werden. Da nicht immer ein sofortiger Nutzen spürbar ist, sondern vor allem bei dauerhafter Nutzung die Entlastung des M-S-S deutlich wird, müssen die Hintergründe sowie die Motivation für das Thema umso besser bekannt sein. Dabei ist es wichtig den Mitarbeitern klar zu machen, dass die dauerhaft hohen, wiederkehrenden Belastungen zu M-S-E führen und das dies nicht heute oder morgen sondern erst mittel- oder langfristig der Fall sein wird. Um den Effekt zu verstärken, sollte die Tätigkeit zunächst ohne und dann mit DU im Vergleich durchgeführt werden. Versuche dieser Art zeigten, dass eine Erleichterung des Eindrückens bereits nach wenigen Wiederholungen spürbar ist, wenn dem MA zudem der

richtige Einsatz des Daumenunterstützers bekannt ist. Dabei ist es wichtig den MA ohne Zeitdruck, durch mehrmaliges Verbauen von Teilen mit und ohne DU auf die Erleichterung des Montagevorganges aufmerksam zu machen, damit der Nutzen am eigenen Körper spürbar wird. In Kombination mit einem Training können dem MA zudem verschiedene Bewegungsabläufe vorgeschlagen werden. Das Üben dieser Bewegungsabläufe, sowie die Auswahl eines Bewegungsportfolios von zwei oder drei verschiedenen Bewegungsabläufen für jeden MA, sollten ein weiterer Bestandteil des Trainings sein. Ein solches Konzept unterstützt die Belastungsreduzierung. Durch wechselnde Strategien entsteht eine sogenannte innere Rotation, die eine ständige Verteilung der Belastung zur Folge hat.

Für die Arbeit mit dem DU gibt es zwei mögliche Bewegungsstrategien, die für eine optimale Belastungsreduzierung alternierend zum Einsatz kommen sollten. Dabei kann der MA entweder mit einer senkrechten Fingerhaltung Druck ausüben, was eine Reduzierung der Beanspruchung der Sehnen zur Folge hat. Dies ist ohne DU wenig ratsam, da bei der Ausübung einer Kraft mit dem distalen Bereich der Fingerspitze lediglich 70 % der Kraft, die mit der palmaren Seite der Fingerspitze erreichbar ist, aufgebracht werden kann (Potvin et al., 2006). Da durch den DU der Daumen stabilisiert und die Maximalkraft erhöht wird, kann durch eine senkrechtere Haltung des Fingers ausreichend Kraft aufgebracht werden. Die zweite Möglichkeit ist eine flachere Haltung des Daumens, bei der die Kraft überwiegend durch Sehnen und Muskulatur getragen wird und die Gelenke geschützt werden. Auch in dieser Position wirkt der Daumenunterstützer positiv, da der Daumen in einer neutralen Position gehalten wird. Das hat eine geringere Überstreckung der Beugesehne zur Folge. Die Sehne wird demnach, obwohl sie den überwiegenden Anteil der Last trägt, trotzdem geschützt. Die Belastung auf die Gelenke wird geringer.

## 7 Diskussion

Die eingangs in der Literatur beschriebene erhöhte Wahrscheinlichkeit für das Auftreten von M-S-E, aufgrund der bei manuellen Montagetätigkeiten wirkenden Belastungen, konnte mit Hilfe von Krankenstatistiken sowie subjektiven Befragungen nachgewiesen werden. Besonders betroffen bei Tätigkeiten, die sich durch hohe Kräfte, viele Wiederholungen und extreme Gelenkwinkel auszeichnen, ist die Hand. 20 % der M-S-E entfallen auf das Hand-Arm-System (Abbildung 24). Der Daumen nimmt eine besondere Stellung im H-A-S ein, da Tätigkeiten, die das Eindrücken von Teilen erfordern hauptsächlich in Erkrankungen des Daumens resultieren. Die Auswertung der Krankenstatistik zeigt, dass viermal so viele Probleme den Daumen als die restlichen Finger betreffen. Zwar entfallen im Schnitt lediglich 0,2 % der M-S-E, das entspricht einer Gesamtanzahl von ca. 40 Erkrankungen im Jahr, auf den Daumen, allerdings liegt eine Unterschätzung dieser Zahl basierend auf den zur Verfügung stehenden Daten nahe. Es wurden lediglich die Daten von BMW-BKK Versicherten Mitarbeitern an vier Produktionsstandorten ausgewertet. Zudem sorgen häufige Mitarbeiterwechsel an den Arbeitsplätzen, Mitarbeiterfluktuationen sowie die Problematik, dass nicht festangestellte MA gesundheitliche Probleme oft nicht melden für eine nur unvollständige Datenbasis, die ebenfalls zu einer Unterschätzung der Zahlen führen kann. Eine, auf verschiedene Krankenkassen sowie verschiedene produzierende Industrien, erweiterte Datenbasis für eine umfassendere und realitätsnähere Analyse wäre wünschenswert. Dennoch wurde aus den Statistiken deutlich, dass der Bedarf einer Belastungsreduzierung am Daumen auch in den folgenden Jahren ein unverändertes Problem darstellen wird, da die Zahl der Neuerkrankungen über die letzten vier Jahre konstant blieb (Abbildung 26). Zudem ermöglichte die Statistik eine Eingrenzung der Tätigkeitsbereiche, in denen Schmerzen am Daumen auftreten (Abbildung 25). In Kombination mit der Erfassung subjektiver Daten lassen sich die statistischen Zahlen detaillieren und genaue Ursachenanalysen durchführen. Die Befragung von Mitarbeitern, die in Tätigkeitsbereichen mit häufig auftretenden Problemen arbeiteten, zeigte für über 55 % der Befragten Probleme am Daumen. Diese Zahl verdeutlicht die erhöhte Belastung des Daumens, die in den Krankenstatistiken nur tendenziell sichtbar wurde. Zudem konnte festgestellt werden, dass 83 % der MA als Ursache für die Probleme die tägliche Belastung in der Arbeit angeben.

Zur Ermittlung besonders belasteter Körperbereiche empfiehlt sich demnach zuerst die Auswertung detaillierter Krankenstatistiken. Diese sollten sowohl Angaben zur Art des Problems als auch zum Tätigkeitsbereich enthalten und es ermöglichen die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten von M-S-E an den relevanten Körperteilen in Relation zu den übrigen, aufgrund der Belastungen in der Produktion, auftretenden Problemen zu setzen. Aufbauend auf dieser Auswertung ist eine Befragung der MA ausgewählter Bereiche zu empfehlen. Ein Nachteil, den weder Krankenstatistik noch Befragung lösen können, ist, dass die teilweise ungenaue Datenbasis keine spezifische Klassifizierung der Probleme erlaubt. Oft berichtet der MA von Schmerzen, genaue Krankheitsbilder werden selten erfasst (Kapitel 4.1). Der Daumenunterstützer wurde deswegen auch nicht im Hinblick auf die Reduzierung spezieller M-S-E, sondern mit dem allgemein formulierten Ziel einer subjektiven Belastungsreduzierung sowie einer wahrnehmbaren Erleichterung des Eindrückens, entwickelt. Die in der Literatur beschriebenen, zu M-S-E führenden, Einflussfaktoren wurden dazu in einem ersten Probandenversuch detailliert untersucht. Durch den

Nachbau des Arbeitsplatzes konnte der Arbeitsvorgang ohne Zeitdruck abgebildet werden. Das ermöglichte die objektive Erfassung von Bewegungsdaten sowie von Kräften in drei Richtungen. Während sich die Erfassung von Bewegungsdaten bei laufender Produktion aufgrund der Sichtverdeckungen nahezu unmöglich gestaltet, könnten Kräfte bei laufender Produktion unter realistischeren Ausführungsbedingungen und -umgebungen aufgezeichnet werden. Eine deutliche Reduzierung der Komplexität und Qualität der Daten wäre die Folge, da Datenhandschuhe zwar das Messen von Kräften im realen Arbeitsumfeld ermöglichen, jedoch nur die Normalkraftkomponente aufzeichnen. Im Laborversuch können dagegen zusätzlich die Querkraftkomponenten gemessen werden. Die Ergebnisse zeigen, dass die seitlichen Querkraftkomponenten nicht zu vernachlässigen sind, da diese zusätzliche Belastungen für den Daumen darstellen, die mit Hilfe eines Datenhandschuhs nicht erfasst werden können. Vor allem schwierig erreichbare oder seitliche Einbaupositionen erhöhen die aufgebrachte Querkraft und damit die am Daumen und HG auftretenden Gelenkmomente, was mit den Ergebnissen der Modellierung nachgewiesen werden konnte.

Zur Erfassung von Belastungen im Arbeitsumfeld, insbesondere von Handkräften, existiert bisher keine allgemeingültige Methodik. Die hier angewendete Methode führte zu qualitativ hochwertigen Daten, die sowohl eine detaillierte Auswertung der Kräfte als auch der Bewegungen ermöglichten. Bewegungs- und Verbaustrategien konnten abgeleitet, müssen jedoch durch weiterführende Studien überprüft, werden. Die Daten dienen zudem als ausreichend genauer Input für die weiterführende Beanspruchungsanalyse mit dem Handmodell. Ein Nachteil der Methodik ist die Abstraktion des Verbauvorganges durch die aufgebrachte Kräfte, aufgrund der Motivation stärker zu drücken, weil eine Kraft gemessen wird, möglicherweise höher sind als in der Realität. Zur Erfassung von Handkräften empfiehlt es sich deshalb die Methode in Bezug auf die gewünschte Datenqualität und -genauigkeit sowie das Ziel der Datenerfassung auszuwählen. Schwierig gestaltet sich, sowohl in Bezug auf die Frage welche Kraft ausgewertet werden sollte als auch in Bezug auf die auszuwertenden Parameter, neben der Erfassung der Kräfte auch die Auswertung der Kräfte. Die bei Eindrücktätigkeiten impulsartig aufgebrachten Kräfte sind oft höher als konstruktiv geforderte Kräfte. Für die Auswertung ist es wichtig zwischen geforderter und tatsächlich aufgebrachter Kraft zu unterscheiden. Einige Autoren haben dazu den Begriff der Füge- bzw. Montagekraft eingeführt (Walther et al., 2013). Diese entspricht der geforderten Verbaukraft, also der Kraft die aufgebracht werden muss, um einen Stopfen oder eine Schnappverbindung sicher zu verbauen. Die Fügekraft liegt unter der tatsächlich aufgebrachten Kraft (Walther et al., 2013). Diese Kraft eignet sich, um Arbeitsplätze nach planerischen Kriterien auszulegen. In der vorliegenden Arbeit sollten jedoch die für den Werker auftretenden Belastungen untersucht und in Relation zu akzeptierten Belastungen gesetzt werden. Demnach wurde nicht die Füge- oder Montagekraft sondern die tatsächlich aufgebrachte Kraft untersucht. Dabei zeigte sich, dass durch ungenügendes Feedback bzw. eine ungenügende Rückmeldung über den Verbauzustand des Teils sowie durch den Zeitdruck deutlich überhöhte Kräfte aufgebracht wurden (Kapitel 4.2.5). Ein wichtiger Einflussfaktor, der das Aufbringen zu hoher Kräfte bedingt, ist die aufgrund von Materialien und Bauteiltoleranzen variierende, geforderte Verbaukraft. Diese zwingt den MA eine deutlich höhere Kraft als notwendig aufzubringen, um sicherzugehen, dass auch schwierig zu verbauende Teile richtig verbaut sind. Aus diesem Grund sollten Materialtoleranzen und Konstruktionsrichtlinien von Montagestopfen überdacht werden.

Zur Auswertung einer Kraft können verschiedene Parameter betrachtet werden. Oft werden die maximalen Peaks der aufgebrachtten Aktionskräfte analysiert. Zusätzlich empfiehlt es sich, die Kraft-Zeit- und Kraft-Weg-Verläufe sowie den nach Potvin et al. (2006) definierten Impuls auszuwerten, da nicht nur die maximal auftretende Kraft sondern auch die Dauer, über die eine Kraft einwirkt, für die Klassifizierung der Belastung entscheidend sind. Die Betrachtung der Kraftkurve über dem Weg gibt außerdem Aufschluss über das an den Montagemitarbeiter rückgemeldete Feedback zum Verbauzustand einer Verbindung, worüber im Idealfall die aufgebrachte Kraft gesteuert werden kann (Suri & Luscher, 2000). Die Verwendung der verschiedenen Parameter als Input für ein detailliertes Handmodell ermöglicht eine Aussage inwiefern hohe Spitzenkräfte oder länger andauernde Belastungen mit niedrigeren Spitzenkräften beanspruchender für das M-S-S sind.

An dieser Stelle bietet es sich ebenfalls an einen kritischen Blick auf die Studien und Regelwerke zu werfen, die empfohlene oder maximal akzeptierte Kräfte angeben. Tabelle 3 zeigt, dass die in verschiedenen Studien angegeben akzeptierten Verbaukräfte unvollständig sind und sich zudem deutlich unterscheiden. Hier sind weitere Studien notwendig um die vorhandenen Werte zu prüfen und eine umfassende Basis für eine Bewertung der Belastung am Arbeitsplatz durch die Erfassung und Analyse von Kräften zu schaffen. Der bisherige Stand der Daten macht eine zuverlässige Interpretation gemessener Aktionskräfte und deren Einfluss auf M-S-E nahezu unmöglich. Im Hinblick auf die Gestaltung nachhaltiger und ergonomischer Arbeitsplätze gewinnen vergleichbare und umfassende Kraftdatenerfassung und -bewertungsmethoden zunehmend an Bedeutung. Bereits in Kapitel 2.4.2 wurde die Diskrepanz der Werte aus unterschiedlichen Studien angesprochen. Besonders auffällig waren die Unterschiede für hohe Wiederholungszahlen zwischen den auf dem Kraftatlas basierenden empfohlenen Kräften (Wakula, 2009) und durch Nussbaum und Johnson 2002 ermittelten maximal akzeptierten Kräften. Während die Angaben des Kraftatlasses ausgehend von der gemessenen Maximalkraft mittels einer Formel ermittelt werden, wurden in der Studie von Nussbaum und Johnson 2002 die Kräfte bei vorgegebenen Wiederholungszahlen von den Probanden selbst gewählt (Nussbaum & Johnson, 2002). Dass die Kräfte aus dem Kraftatlas vor allem bei Wiederholungen  $> 6$  deutlich höher sind, kann zum einen an den unterschiedlichen Methoden, zum anderen an verschiedenen Probandenkollektiven liegen. Für den Kraftatlas wurden überwiegend Mitarbeiter der produzierenden Industrie vermessen während bei Nussbaum und Johnson 2002 Universitätsstudenten das Probandenkollektiv bildeten. Die Tatsache, dass bei beiden Untersuchungen eine Maximalkraft von 155 N ermittelt wurde, zeigt jedoch, dass eine Vergleichbarkeit der Werte gegeben ist. Demnach kommt der Unterschied durch die verschiedenen Methoden zustande. Obwohl die Anwendung der Formel aus dem Kraftatlas bereits einen Sicherheitsfaktor einrechnet, sind die Daten des Kraftatlasses dennoch bei einer Wiederholungszahl von 9/ min noch um 10 N höher. Ein Unterschied von 10 N ist bereits deutlich spürbar und wird sich dementsprechend auf die Belastung des M-S-S auswirken. Eine Überprüfung der im Kraftatlas verwendeten Formel mit umfassenden psychophysisch ermittelten Akzeptanzgrenzen scheint ein logische Schlussfolgerung. Zudem sollte die deutliche Diskrepanz in der Abnahme der Kraft bei der Vorgabe von Grenzwerten in Arbeitsplatzbewertungsverfahren sowie bei der Planung zukünftiger Arbeitsplätze beachtet werden. Im Idealfall sollten zukünftige Bewertungssysteme zudem die Möglichkeit bieten die Grenzwerte basierend auf



einem breiten Probandenkollektiv sowie unter Beachtung der anthropometrischen Voraussetzungen der Belegschaft auszuwählen.

In dieser Arbeit wurden die gemessenen Aktionskräfte aus den oben genannten Gründen sowohl mit den in der Literatur angegebene akzeptierten Kräften (Nussbaum & Johnson, 2002; Potvin et al., 2006; Deal & Bernard, 2014) als auch mit den empfohlenen Verbaukräften (Wakula, 2009) verglichen. Der Vergleich der tatsächlich aufgebracht mit den akzeptierten Kräften zeigte, dass die in den Versuchen ermittelten maximalen Peaks der Kräfte deutlich über den empfohlenen und akzeptierten Verbaukräften liegen (Kapitel 4.2.5, 4.4 & 6.2.3). Auch die ermittelten Impulse liegen deutlich über den akzeptierten Werten (Potvin et al., 2006). In Kombination mit den hohen Wiederholungszahlen, zwischen 5 und 17 Verbauvorgänge pro Takt, und den häufig eingenommenen extremen Gelenkwinkeln konnten im ersten Versuch, die in der Literatur beschriebenen Risikofaktoren nachgewiesen werden. Die wichtigsten Fazits des Versuches sind, dass die MA deutlich höhere Kräfte als erforderlich aufbringen und dabei zudem in den Endbereichen der Bewegungsumfänge des Daumensattel-, Daumengrund- und distalen Daumengelenks arbeiten (Kapitel 4.3.2).

Basierend auf diesen Ergebnissen sollte der Daumenunterstützer den Daumen in einer neutralen Gelenkstellung halten und die auf den Daumen wirkende Kraft durch eine Stabilisierung des Daumens und die Veränderung des Krafteinleitungspunktes umverteilen. Das zur Entwicklung des Daumenunterstützers angewendete Vorgehen ermöglichte eine individuelle Anpassung an die Anthropometrie des Daumens. Aufgrund der komplexen Anatomie erwies sich dieses Vorgehen als äußerst zielführend im Hinblick auf die Sicherstellung der Funktion. Mit Hilfe eines portablen 3D-Scanners konnte ein genaues Abbild der Hand erstellt und darauf basierend die Konstruktion angefertigt werden. Das zur Fertigung eingesetzte Selektive Lasersintern, ein additives Fertigungsverfahren, eignete sich hervorragend, um individuelle Teile in kleinen Stückzahlen zu fertigen. Zudem ermöglichte das Verfahren durch die Variation verschiedenster Fertigungsparameter unterschiedliche Materialkonfigurationen. Diese boten insbesondere im Hinblick auf die optimale Kombination aus Festigkeit und Flexibilität einen großen Spielraum. Der Einsatz eines Thermoplastischen Polyurethans garantierte zudem die Hautverträglichkeit der Daumenunterstützer. Als Nachteile des individualisierten Verfahrens stellten sich die Bereitstellung des Hilfsmittels für viele Personen, der hohe Organisationsaufwand zur systematischen Durchführung der Scans und der hohe Zeitaufwand zur Anfertigung der Konstruktion heraus. Während ein Ersatz des Scanvorgangs durch einfaches Maß nehmen denkbar ist, empfiehlt es sich nicht die individuelle Konstruktion durch die Implementierung eines allgemeinen Größensystems einzusparen. Die Tatsache, dass Druckstellen zu 30 % häufiger auftraten, wenn der DU nicht personalisiert wurde, zeigt die Wichtigkeit der genauen Anpassung. Insbesondere weil sich die Reduzierung der Druckstellen positiv auf die Akzeptanz und dauerhafte Nutzung des Daumenunterstützers auswirkten. Eine Reduzierung des Zeitaufwandes der Konstruktion durch parametrische Verfahren ist jedoch wünschenswert. Ein weiterer wichtiger Punkt, der im Hinblick auf die additive Fertigung sicherzustellen ist, ist eine hohe Qualität der Bauteile. In der Prototypenphase zeigten sich teilweise stark variierende Bauteilqualitäten bei Teilen desselben Fertigungsvorganges. Diese führten, vor allem in Bezug auf die Flexibilität bei Bewegungen und das Greifen von Teilen, zu einer unterschiedlich guten Usability des Daumenunterstützers. Die Si-

Herstellung der Qualität ist besonders im Hinblick auf einen serienmäßigen Einsatz des Daumenunterstützers wichtig. Dass ein breiter Einsatz des Daumenunterstützers gewünscht ist, zeigten die Ergebnisse der Fragebogenstudie (Kapitel 6.1.1). Über 80 % der MA gaben eine Belastungsreduzierung für den Daumen an. Über 70 % der MA empfanden zudem das Eindringen von Bauteilen als erleichtert. Die initialen Anforderungen an eine Unterstützung im Bereich der Hand wurden durch den DU zufriedenstellend erfüllt. Dennoch zeigte sich in einigen Punkten deutliches Verbesserungspotential. Vor allem das Greifen sowie die Handhabung von Teilen wurden mit Unterstützung schlecht bewertet. Die Zahlen für eine weitere Nutzung variierten zwischen 30 und 50 %. Viele MA gaben jedoch im abschließenden Kommentar an den DU, nach Einarbeitung der Verbesserungsvorschläge, gerne weiter zu nutzen, da eine Entlastung des Daumens deutlich spürbar war. Als besonders wichtig stellten die MA eine Verbesserung beim Greifen von Teilen heraus. Das Greifen kleiner Teile muss ebenso möglich sein, wie das mit Seifenlauge behandelte Stopfen.

Einige Verbesserungsvorschläge ließen sich bereits vor der abschließenden Evaluierungsstudie umsetzen. In dieser stellte das Greifen von Bauteilen für die Probanden in der Regel nach 30 - 60 Minuten Übung kein Problem mehr dar. Während das Greifen anfangs als ungewohnt und schwierig beschrieben wurde und Verbrauchsfrequenzen teilweise nicht eingehalten werden konnten, gab es im finalen Versuch in dieser Hinsicht keine Zeitverluste oder Handhabungseinschränkungen. Während der Trainingsprobieren die Probanden aus eigener Motivation heraus den Einsatz verschiedener Grifftechniken mit und ohne DU. Basierend auf den Versuchsergebnissen kann demnach zumindest für 20 mm Stopfen mit Sicherheit gesagt werden, dass nach ausreichendem Training und Gewöhnung an den DU das Greifen keine Hürde mehr darstellte. Auch das Halten mehrerer Stopfen in einer Hand absolvierten die Probanden nach einer Eingewöhnungszeit problemlos.

Die Ergebnisse der abschließenden Evaluierungsstudie verdeutlichten wiederholt die subjektive Reduzierung der Beanspruchungen durch die Nutzung des Daumenunterstützers. Während die Beanspruchung ohne DU als schwierig eingestuft wurde, empfanden die Probanden mit DU lediglich eine moderate Beanspruchung. Die Wichtigkeit der Trainingsphase zeigte sich in Bezug auf die empfundene Beanspruchungsreduzierung ebenfalls. Während der Verbau von Stopfen mit dem DU zunächst von einigen Probanden als schwieriger eingestuft wurde, trug die Gewöhnung an das Hilfsmittel zu einer deutlichen Beanspruchungsreduzierung bei. Das bestätigt die von Callinan (1999) angeführte Vermutung, dass es beim erstmaligen Einsatz neuer Hilfsmittel, aufgrund ungewohnter Bewegungen, zu höheren Belastungen kommen kann, die sich erst nach einer ausreichenden Gewöhnungsphase reduzieren. Ein ausreichendes Training ist demnach nicht nur in Bezug auf die Verbesserung der Usability beim Greifen sondern ebenso in Bezug auf den belastungsreduzierenden Effekt wichtig. Zudem half das Training die geforderten Verbrauchskräfte besser einzuschätzen, was die geringere Variabilität der Kräfte im Versuch, im Vergleich zum Abschlusstraining, zeigte (Kapitel 6.2.3).

Mit der finalen Studie konnte die Beanspruchungsreduzierung zum ersten Mal objektiv bewiesen werden. Die Maximalkräfte, die mit Hilfe des Daumenunterstützers aufgebracht wurden, lagen über den ohne Unterstützung aufgebrachten Kräften. Da keine signifikant höheren Aktionskräfte aufgebracht wurden, reduzierte sich die individuelle Beanspruchung am Daumen. Einige Probanden waren sogar in

der Lage mit dem DU konstant geringere Aktionskräfte aufzubringen. Hier kommt vor allem der Effekt der vergrößerten Druckfläche am Daumen zum Tragen. Durch diese können auch gerade eingedrückte Stopfen mit geringeren Kräften verbaut werden, da die Gummilippe aufgrund der größeren Fläche einfach in das ausgestanzte Loch rutscht. Vor allem bei weichen Stopfen, mit einem Durchmesser von 20 mm und größer zeigte sich dieser Effekt, der sonst nur durch eine Veränderung der Verbaustrategie (abrollen des Stopfens, zunächst eindrücken an einem, dann am anderen Rand) erreicht werden kann. Unter der Ausnutzung dieses Effekts könnte ein Einsatz des Daumenunterstützers als Trainingstool für eine nachhaltige Reduzierung der tatsächlich aufgebrachten Kraft sinnvoll sein. Im Daumenunterstützer müsste dazu eine Druckerfassungssensorik integriert sein, welche die Höhe der aktuell aufgebrachten Kraft aufzeichnet und an den MA zurückmeldet. Der MA würde nachhaltig lernen wie niedrig die aufgebrachte Kraft sein kann, um den Stopfen sicher zu verbauen. Das deutliche Überdrücken, das heißt die zusätzlich zur geforderten Montagekraft aufgebrachte Kraft, könnte dadurch reduziert werden. Ob durch ein solches Konzept eine tatsächliche Reduzierung der Kraft realisiert werden kann, bleibt zu überprüfen. In jedem Fall hätte die Annäherung der geforderten und der tatsächlich aufgebrachten Kraft eine deutliche Reduzierung der Belastungen und damit auch der resultierenden Beanspruchungen zur Folge.

Die Beanspruchungsreduzierung wurde nicht nur im Versuch, sondern auch mit Hilfe des biomechanischen Handmodells nachgewiesen. Hier konnte eine Reduzierung der Gelenkmomente für das distale Daumengelenk ermittelt werden. Tendenziell zeigt sich zudem die Verlagerung der Belastung hin zu proximaler liegenden Gelenken. Die Belastungsverlagerung sollte jedoch aufgrund der stark abstrahierten Modellierung des Daumenunterstützers in weiteren Studien untersucht werden, da in der Realität möglicherweise abweichende Ergebnisse auftreten können. Da distale Gelenke sich schwieriger stabilisieren lassen als proximale (Chao et al., 1976), erzeugt die Belastungsverlagerung zunächst einen positiven Effekt. Die aufgebrachte Kraft wird auf das Daumengrundgelenk transferiert, das durch Bandstrukturen in der Lage ist höhere Kräfte aufzunehmen und den Daumen zusätzlich zu stabilisieren (Chao et al., 1976). Eine Untersuchung der resultierenden Langzeiteffekte ist in diesem Zusammenhang ein wichtiger nächster Schritt. In Bezug auf die Modellergebnisse ist herauszustellen, dass das Modell aufgrund der getroffenen Annahmen nur bedingt aussagekräftige Werte ausgibt. Die stark vereinfachte Modellierung des Daumenunterstützers als starres Segment und die Übertragung der Kraft an lediglich zwei Punkten bildet nicht die Realität ab. Zusammen mit der Einschränkung der Gelenkwinkel im Metakarpal- sowie distalen Gelenk des Daumens bietet das Modell jedoch einen ersten Ansatz, um belastungsreduzierende, körpergetragene Hilfsmittel zu evaluieren. Zudem konnte der Nutzen eines solchen Modells zur Analyse der Interaktion mit einem ergonomisch designten Hilfsmittel für den Bereich der Hand nachgewiesen werden. Vereinfachungen und Abstraktionen ermöglichen die gezielte Untersuchung verschiedener Einflussfaktoren, wodurch der objektive Nachweis einer beanspruchungsreduzierenden Wirkung speziell designter Hilfsmittel erbracht werden kann. Bisher wurden unterstützende Systeme zum Großteil subjektiv evaluiert. Konkrete Abschätzungen über den Einfluss eines Systems auf die Entstehung von M-S-E sind demzufolge kaum möglich. Langwierige Langzeitstudien können Ergebnisse ermitteln, jedoch gestaltet es sich in Deutschland meist sehr schwer medizinische Daten zu sichten und zu

analysieren. Zudem sorgen häufige Mitarbeiterwechsel an den Arbeitsplätzen sowie Mitarbeiterfluktuationen für eine nur ungenügende Datenbasis. Die Modellierung solcher Fragestellungen ist demnach ein Weg, um Unterstützungssysteme oder Arbeitsplätze in Zukunft effizienter zu gestalten, da Modelle bereits in der Planung eine Vorhersage, der bei zukünftigen Tätigkeiten im Körper resultierenden Beanspruchungen, ermöglichen.

Die Vergleichbarkeit der Modellierungsergebnisse mit anderen Studien ist, basierend auf den Aussagen von Zee et al. (2010) sowie Graichen und Deml (2014), nicht gegeben. Beide beschrieben eine eingeschränkte externe Validität von biomechanischen Menschmodellen (Graichen & Deml, 2014; Zee, Lund, Schwartz, Olesen, & Rasmussen, 2010). Um komplexere Hilfsmittel zur Unterstützung des H-A-Systems zu analysieren, ist eine Weiterentwicklung des Modells zwingend erforderlich. Das Modell müsste dazu sowohl die intrinsische als auch die extrinsische Handmuskulatur beinhalten. Bisher existieren lediglich Detailmodelle von einzelnen Fingern oder Hand-Arm-Modelle in denen ein Teil der Muskulatur integriert ist. Da bei komplexen Tätigkeiten vor allem das Zusammenspiel zwischen kraftausübender, extrinsischer Muskulatur und für feinmotorische Bewegungen zuständiger, intrinsischer Muskulatur, sowie das Zusammenspiel zwischen den Fingern entscheidend ist, ist es nicht zielführend einzelne Körperteile bzw. Komponenten isoliert zu modellieren. Außerdem ist die Modellierung der passiven Kräfte für eine plausible Vorhersage der Gelenkmomente und der Momentarme von Bedeutung (Sancho-Bru et al., 2001). Das derzeit größte Problem bestehender Modelle ist die zumeist ungenaue kinematische Beschreibung des Daumens im Modell. Zudem werden je nach publizierter Studie verschiedene muskuläre Parameter zur Modellierung gewählt. Obwohl der Großteil dieser Parameter auf den fünf in Kapitel 2.5.1 vorgestellten Grundlagenstudien beruht, unterscheiden sich die Parameter teilweise deutlich und nicht nachvollziehbar (Brand, Beach, & Thompson, 1981; Jacobson et al., 1992; Lieber et al., 1992; Linscheid, An, & Gross, 1991; Smutz et al., 1998). Bei der Weiterentwicklung eines detaillierten Handmodells müssen diese Werte kritisch diskutiert werden.

Bisher wurde der Daumenunterstützer lediglich über den relativ kurzen Zeitraum von vier Wochen getestet und bewertet. Deswegen sollten in einer Langzeitstudie die tatsächlichen Effekte der Beanspruchungsreduzierung auf die Entstehung von M-S-E untersucht werden. Um Effekte einer Belastungsverlagerung zu untersuchen, sind detaillierte krankenspezifische Daten, aus denen explizit auf eine Belastung der Gelenke oder der Muskulatur und Sehnen geschlossen werden kann, notwendig. Da es sich schwer gestaltet, medizinische Daten zu sichten und analysieren und Daten über längere Zeiträume nur unter erheblichem logistischen Aufwand generiert werden können, bietet sich die Verwendung eines weiterentwickelten Handmodells auch hier an.

Abschließend ist zu sagen, dass das entwickelte, individuell angepasste körpergetragene Konzept Beanspruchungen im Daumen nachweislich reduzieren kann. Der Nachteil eines passiven Konzeptes ist jedoch, dass lediglich die Umverteilung der Kraft erfolgt. Eine tatsächliche Reduzierung der aufgebrachten Kraft mit Hilfe des Daumenunterstützers konnte nur bei einigen Probanden nachgewiesen werden und muss in weiteren Studien untersucht werden. Begleitend zum Daumenunterstützer sollten deswegen weitere belastungsreduzierende Maßnahmen umgesetzt werden (Kapitel 5). Wichtig sind vor allem eine

genaue Konstruktion und qualitativ hochwertige Fertigung der Bauteile, da aufgrund der Bauteilvarianzen und -toleranzen enorme Streuungen in den Verbaukräften auftreten, was das überhöhte Aufbringen von Kräften begünstigt. Zudem ist es zielführend dem MA in einem Training verschiedene Bewegungsstrategien für das Eindringen von Bauteilen zu zeigen. Durch den Wechsel von Strategien werden unterschiedliche Körperteile beansprucht. Dieses sogenannte Konzept der inneren Rotation lässt sich z. B. umsetzen wenn der MA alternierend mit und ohne Daumenunterstützer arbeitet oder den Daumen in verschiedenen Positionen hält. Neben dem Daumen sollten zusätzlich andere Körperteile, wie z. B. der Handballen zum Verbau der Stopfen genutzt werden. Die Anzahl der zu verbauenden Stopfen ist ein weiterer wichtiger Parameter zur Steuerung der Belastung. Diese kann entweder arbeitsorganisatorisch, durch eine Änderung der Taktinhalte, durch den Einsatz von Mensch-Roboter-Kooperationen oder im Idealfall durch eine konstruktive Veränderung reduziert werden. Da konstruktive Bauteiländerungen oft erst bei der Neugestaltung eines Produktes umgesetzt werden können, verbauen bereits heute an einigen Takten Roboter die Stopfen, um den Mitarbeiter zu entlasten. Allerdings stellen schwierig zu erreichende Verbaupositionen sowie die Fertigung im Fließtakt noch immer Probleme für Roboter dar. Deswegen ist der Daumenunterstützer auch in den nächsten Jahren ein erfolgsversprechendes Konzept, was dem Mitarbeiter die Ausübung bestimmter Tätigkeiten (vgl. Kapitel 6.4) erleichtern kann.

## 8 Ausblick

Der Beanspruchungsreduzierende Effekt des Daumenunterstützers wurde nachgewiesen. Dabei kamen neben subjektiven auch objektive Bewertungsverfahren zum Einsatz. Ein Teil der objektiven Beurteilung der Beanspruchungsreduzierung erfolgte mit Hilfe eines abstrahierten biomechanischen Modells. Die Weiterentwicklung des angewendeten Handmodells stellt einen wichtigen Schritt für eine detaillierte Beanspruchungsmodellierung dar. Das Modell sollte in der Lage sein, Muskelkräfte, sowie Gelenkreaktionsmomente und -kräfte für komplexe Tätigkeiten zuverlässig vorherzusagen. In diesem Zusammenhang sind speziell die kinematische Beschreibung des Daumens im Modell, sowie eine korrekte Darstellung der Momentarme und Kraftfähigkeiten der Muskeln wichtig. Ein solches Modell muss vor allem in der Lage sein, eventuell auftretende Beanspruchungsverlagerungen gezielter zu untersuchen.

Zusätzlich sollte der Daumenunterstützer in einer Langzeitstudie evaluiert werden. Die Beobachtung neu auftretender M-S-E bei ständiger Nutzung des Daumenunterstützers kann Aufschluss über die tatsächliche Reduzierung von M-S-E geben. Dazu muss der großflächige Einsatz des Daumenunterstützers möglich sein. Um den DU als Bestandteil der persönlichen Schutzausrüstung in die Serie zu integrieren, bieten sich drei Möglichkeiten an. Das in dieser Arbeit vorgestellte Konzept der individuellen Anfertigung des Daumenunterstützers kann weiterverfolgt werden. Dazu muss ein systematisches Vorgehen zur Erstellung der Scans implementiert werden. Zur Reduzierung des Zeitaufwandes sollte eine Vereinfachung der Konstruktion durch entsprechende parametrische Verfahren erfolgen. Durch den Wegfall des Scanvorgangs könnte dieses Konzept möglicherweise weiter vereinfacht werden. Grundlage für die individuelle Konstruktion wären dann die drei wichtigsten Maße des Daumens die mit Hilfe eines Maßbandes einfach erfasst werden könnten:

- die Länge des gesamten Daumens
- der Abstand zwischen Daumengrund- und distalem Daumengelenk
- die Breite am distalen Daumengelenk

Die beiden anderen Möglichkeiten verzichten zugunsten einer schnellen und kostengünstigen Bereitstellung auf die individuelle Anpassung. Die zweite Möglichkeit basiert darauf, aus der bereits bestehenden Modelldatenbank von über 100 verschiedenen Daumenunterstützern anhand gemessener Daumenmaße ein passendes Modell herauszusuchen. Die dritte Möglichkeit zieht die Einführung eines generellen Größensystems, bestehend aus ca. fünf bis acht Größen in Betracht. Bei einem solchen System müssten intelligente Verstellsysteme integriert werden, um die Anpassung zumindest in einem gewissen Rahmen sicherzustellen. Die Möglichkeiten unterscheiden sich in Bezug auf Kosten- und Zeitaufwand. Verschiedene Konzepte, je nach Tätigkeitsanforderungen sind zu überdenken. Zusätzlich ist die Erweiterung des Daumenunterstützers durch Zusatzkomponenten in Betracht zu ziehen (Abbildung 88). Mit dem aktuellen Modell konnte die Verbesserung der Arbeitsbedingungen durch die subjektive Reduzierung physischer Belastungen für das Hand-Arm-System erreicht werden. In erster Linie waren dazu eine geeignete Kraftübertragung weg vom Krafteitungsort sowie eine Gewährleistung der neutralen Gelenkstellung notwendig. Zur weiteren Verbesserung der Arbeitsbedingungen und der Qualität, ist die Integration verschiedener Zusatzfunktionen und Messtechnik denkbar. Durch eine integrierte Krafte-

fassung, und entsprechend sinnvolle Rückmeldung der Höhe der Kraft an den MA, kann eine ergonomische Tätigkeitsausführung unterstützt werden. Ein Konzept bei dem der MA bei der Aufbringung zu hoher Kräfte gewarnt wird, kann möglicherweise zur konstanteren Gestaltung der aufgebrachten Kraft beitragen und den Abstand zwischen geforderter und tatsächlich aufgebrachter Kraft verringern. Außerdem sollten für eine nachhaltig wirksame Belastungsreduzierung verschiedene der am Ende der Diskussion genannten Maßnahmen umgesetzt werden.

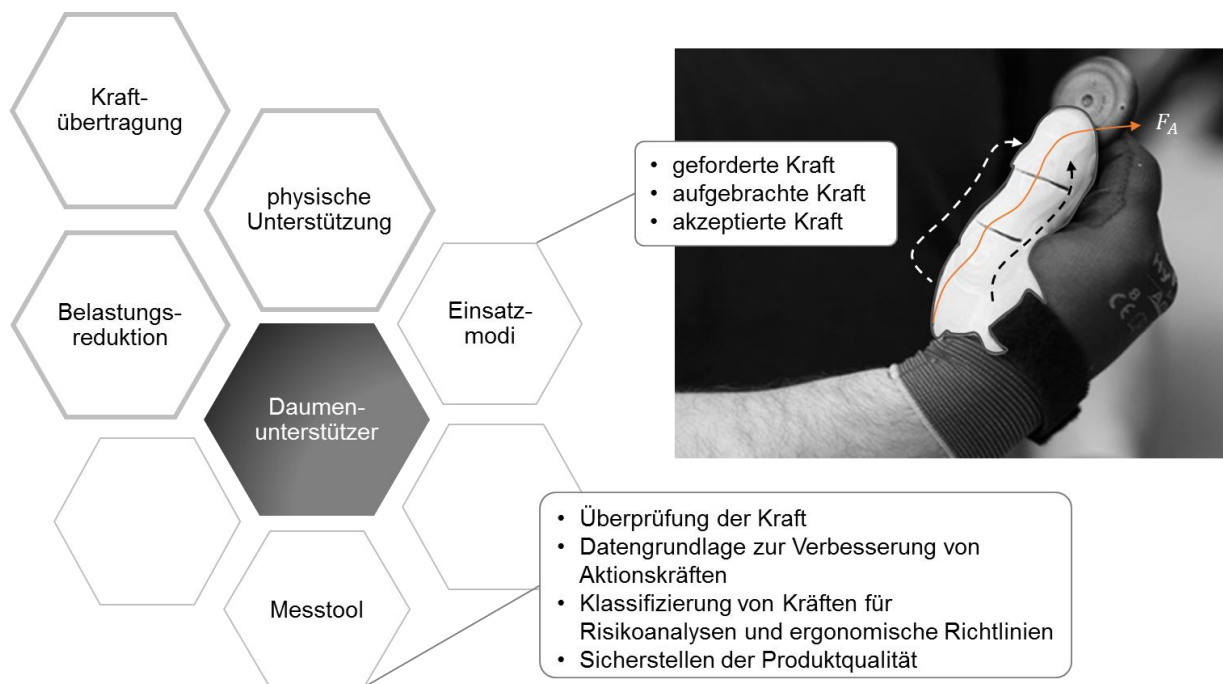


Abbildung 88: Forschungsfelder einer funktionellen Montageunterstützung am Daumen

Das in dieser Arbeit angewendete systematische Vorgehen erwies sich als erfolgreich und kann auf die Entwicklung weiterer körpergetragener Hilfsmittel, Werkzeuge oder Mensch-Roboter-Kooperationen angewandt werden. Der möglicherweise wichtigste Punkt bei der Entwicklung solcher Konzepte ist die Einbindung des Mitarbeiters in den Entwicklungsprozess. Basierend auf den Erfahrungen und Ideen der Mitarbeiter ist eine deutliche Akzeptanzsteigerung neuer Technologien möglich. Der Mensch mit seinen Eigenschaften und Fähigkeiten sollte dabei immer im Fokus der Untersuchungen stehen.

## Literaturverzeichnis

- ACGIH Worldwide. (2001). *Hand Activity Level TLV*.
- An, K. N., Chao, E. Y., Cooney, W. P., & Linscheid, R. L. (1979). Normative model of human hand for biomechanical analysis. *Journal of Biomechanics*, 12(10), 775–788. doi:10.1016/0021-9290(79)90163-5
- An, K. N., Chao, E. Y., Cooney, W. P., & Linscheid, R. L. (1985). Forces in the normal and abnormal hand. *Journal of Orthopaedic Research*, 3(2), 202–211. doi:10.1002/jor.1100030210
- An, K. N., Ueba, Y., Chao, E. Y., Cooney, W. P., & Linscheid, R. L. (1983). Tendon excursion and moment arm of index finger muscles. *Journal of Biomechanics*, 16(6), 419–425. doi:10.1016/0021-9290(83)90074-X
- An, K.-N. (2007). Tendon excursion and gliding: Clinical impacts from humble concepts. *Journal of Biomechanics*, 40(4), 713–718. doi:10.1016/j.jbiomech.2006.10.008
- Andersen, M. S. (2009) *Kinematically Over-determinate Musculoskeletal Systems* (Dissertation). Aalborg University, Aalborg.
- Andrews, D. M., Potvin, J. R., Christina Calder, I., Cort, J. A., Agnew, M., & Stephens, A. (2008). Acceptable peak forces and impulses during manual hose insertions in the automobile industry. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 38(2), 193–201. doi:10.1016/j.ergon.2007.02.001
- AnyBody™ Technology. (2015). *AnyBody™ Tutorials.: Lesson 6: General Muscles., Version 6.0*.
- Armstrong, T. J., Buckle, P., Fine, L. J., Hagberg, M., Jonsson, B., Kilbom, A., . . . Viikari-Juntura, E. R. (1993). A conceptual model for work-related neck and upper-limb musculoskeletal disorders. *Scandinavian journal of work, environment & health*, 19(2), 73–84.
- Armstrong, T. J., & Silverstein, B. A. (1987). Upper-extremity pain in the workplace-Role of usage in causality. *Clinical concepts in regional musculoskeletal illness*, 19, 333–352.
- Armstrong, T. J. (1976). *Circulatory and local muscle responses to static manual work*. University of Michigan, Ann Arbor, MI.
- Aumüller, G., Engele, J., Kirsch, J., & Mense, S. (2014). *Duale Reihe Anatomie* (3., Auflage). *DUALE REIHE Herausgegeben von Alexander Bob und Konstantin Bob*. Stuttgart: Thieme.
- Bernard, B. P. (Ed.). (1997). *Musculoskeletal Disorders and Workplace Factors: A Critical Review of Epidemiologic Evidence for Work-related musculoskeletal disorders of the neck, upper extremity and low back*.
- BMW AG. (2014). *Gesundheitsbericht der BMW-BKK 2014*. München.
- Braido, P., & Zhang, X. (2004). Quantitative analysis of finger motion coordination in hand manipulative and gestic acts. *Human Movement Science*, 22(6), 661–678. doi:10.1016/j.humov.2003.10.001
- Brand, P. W., Beach, R. B., & Thompson, D. E. (1981). Relative tension and potential excursion of muscles in the forearm and hand. *The Journal of Hand Surgery*, 6(3), 209–219. doi:10.1016/S0363-5023(81)80072-X
- Brecher, C. (Ed.). (2011). *VDI-Buch. Integrative Produktionstechnik für Hochlohnländer*: Springer Berlin Heidelberg.
- Bruder, R., Ghezel-Ahmadi, K., Schaub, K., Sinn-Behrendt, A., Mauerhoff, A., & Feith, A. (2007). *Arbeitsbezogene Belastungen des Muskel-Skelett-Systems - innovative und integrative Präventionsansätze*.
- Bubb, H., & Fritzsche, F. (2009). A scientific perspective of digital human models: past, present, and future. *Handbook of Digital Human Modeling: Research for Applied Ergonomics and Human Factors Engineering*, 3.
- Buckle, P. W., Stubbs, D. A., Randle, I. P., & Nicholson, A. S. (1992). Limitations in the application of materials handling guidelines. *Ergonomics*, 35(9), 955–964.
- Bullinger, H.-J., & Solf, J. J. (1979). *Ergonomische Arbeitsmittelgestaltung. Band 1: Systematik; Ergonomische Arbeitsmittelgestaltung. Band 2: Handgeführte Werkzeuge - Fallstudien; Ergonomische Arbeitsmittelgestaltung. Band 3: Stellteile an Werkzeugmaschinen - Fallstudien*. Bremerhaven: Wirtschaftsverlag NW.
- Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, B. (Ed.). (2011). Broschüre "Manuelle Arbeit ohne Schaden".
- Bundesministerium für Arbeit und Soziales in Zusammenarbeit mit der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA). (2014). *Sicherheit und Gesundheit bei der Arbeit 2013: Unfallverhütungsbericht Arbeit*. Dortmund, Berlin, Dresden.
- Burandt, U., & Schultetus, W. (1978). *Ermitteln zulässiger Grenzwerte für Kräfte und Drehmomente*.



- Burandt, U. (1978). *Ergonomie für Design und Entwicklung*. Köln: O. Schmidt.
- Byström, S., Hall, C., Welander, T., & Kilbom, A. (1995). Clinical disorders and pressure-pain threshold of the forearm and hand among automobile assembly line workers. *Journal of hand surgery (Edinburgh, Scotland)*, 20(6), 782–790. doi:10.1016/S0266-7681(95)80047-6
- Caldwell, L. S., Chaffin, D. B., Dukes-Dobos, F. N., Kroemer, K. H. E., Laubach, L. L., SNOOK, S. H., & Wasserman, D. E. (1974). A Proposed Standard Procedure for Static Muscle Strength Testing. *American Industrial Hygiene Association Journal*, 35(4), 201–206. doi:10.1080/0002889748507023
- Callinan, N. (1999). Clinical interpretation of "an electromyography study of wrist extension orthoses and upper-extremity function". *The American journal of occupational therapy : official publication of the American Occupational Therapy Association*, 53(5), 441–444.
- Chaffin, D. B., Andersson, G., & Martin, B. (1999). *Occupational Biomechanics* (3rd). New York: John Wiley & Sons.
- Chao, E. Y., Opgrande, J. D., & Axmear, F. E. (1976). Three-dimensional force analysis of finger joints in selected isometric hand functions. *Journal of Biomechanics*, 9(6), 387–IN2. doi:10.1016/0021-9290(76)90116-0
- Chao, E. Y. (1989). *Biomechanics of the hand: a basic research study*. Singapore: World Scientific.
- Ciriello, V. M., Snook, S. H. P., Buck, A., & Wilkinson, P. (1990). The effects of task duration on psychophysically-determined maximum acceptable weights and forces. *Ergonomics*, 33(2), 187–200. doi:10.1080/00140139008927109
- Cort, J. A., Stephens, A., & Potvin, J. R. (2006). A biomechanical and psychophysical examination of fastener initiations in automotive assembly. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 36(10), 837–845. doi:10.1016/j.ergon.2006.05.009
- Creaform. (2015). *Technische Daten des GO!SCAN 3D*. Retrieved from <http://www.creaform3d.com/de/technische-daten-goscan-3d>
- Cutlip, K., Nimbarte, A. D., Chowdhury, S. K., & Jaridi, M. (2015). Evaluation of Shoulder Stability During Forceful Arm Exertions. *Industrial and Systems Engineering Review*, 3(1), 49–58. Retrieved from <http://watsonjojs.binghamton.edu/index.php/iser/article/view/29>
- Daams, B. J. (1994). *Human force exertion in user-product interaction: backgrounds for design*: TU Delft, Delft University of Technology.
- Damsgaard, M., Rasmussen, J., Christensen, S. T., Surma, E., & Zee, M. de. (2001). AnyBody-a System for Biomechanical Analysis and Ergonomic Design. *AnyBody-a System for Biomechanical Analysis and Ergonomic Design*, 28–31.
- Damsgaard, M., Rasmussen, J., Christensen, S. T., Surma, E., & Zee, M. de. (2006). Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System. *SIMS 2004*, 14(8), 1100–1111. doi:10.1016/j.simpat.2006.09.001
- Deal, G. A., & Bernard, T. E. (2014). Maximum acceptable effort for connector assembly in automotive manufacturing. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 44(2), 207–213. doi:10.1016/j.ergon.2013.12.003
- Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., . . . Thelen, D. G. (2007). OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 54(11), 1940–1950.
- Dennerlein, J. T., Diao, E., Mote Jr, C. D., & Rempel, D. M. (1998). Tensions of the flexor digitorum superficialis are higher than a current model predicts. *Journal of Biomechanics*, 31(4), 295–301. doi:10.1016/S0021-9290(98)00006-2
- Diaz, J., Weichel, J., & Frieling, E. (2012). Analyse körperlicher Belastung beim Einbau des Kabelbaums in das Fahrzeug und Empfehlung zur Belastungsreduktion: Eine Felduntersuchung in einem Werk der deutschen Automobilindustrie. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, 1, 13–23.
- DIN 33411-1 (1982). *Körperkräfte des Menschen, Begriffe, Zusammenhänge, Bestimmungsgrößen*. Beuth, Berlin.
- DIN 33411-5 (1999). *Körperkräfte des Menschen, Maximale statische Aktionskräfte (Werte)*. Beuth, Berlin.
- Drinkaus, P., Armstrong, T., Foulke, J., & Malone, G. (2010). A standardized method for measuring the force required to join wire harnesses and sparkplugs. *Special Section - The First International Symposium on Visually Induced Motion Sickness, Fatigue, and Photosensitive Epileptic Seizures (VIMS2007)*, 41(4), 556–562. doi:10.1016/j.apergo.2009.11.009

- Duprey, S., Savonnet, L., Black, N., & Wang, X. (2015). Muscle force prediction: can we rely on musculoskeletal model estimations? A case study on push force exertions with the upper limb. *Computer methods in bio-mechanics and biomedical engineering*, 18 Suppl 1, 1934–1935. doi:10.1080/10255842.2015.1069575
- Engstler, F. (2012). *Perzentilierung maximaler Gelenkmomente des Menschen*. Universität München.
- Exner, H. (2008). Selektives Lasersintern: Präzise Bauteile schnell generiert – ein Überblick. *Laser Technik Journal*, 5(4), 51–53. Retrieved from [http://onlinelibrary.wiley.com/store/10.1002/latj.200890047/asset/51\\_ftp.pdf?v=1&t=hszw9ufg&s=57eb35176af1607541f9b59c6dd39d17b43ba90f](http://onlinelibrary.wiley.com/store/10.1002/latj.200890047/asset/51_ftp.pdf?v=1&t=hszw9ufg&s=57eb35176af1607541f9b59c6dd39d17b43ba90f)
- Favetto, A., Ambrosio, E. P., Appendino, S., Chen, F. C., Manfredi, D., Mousavi, M., . . . Calafiore, G. C. (2011). A preliminary study towards an eva glove exoskeleton. In *11th Symposium on Advanced Space Technologies in Robotics and Automation (ASTRA2011)*.
- Fowler, N. K., & Nicol, A. C. (2000). Interphalangeal joint and tendon forces: normal model and biomechanical consequences of surgical reconstruction. *Journal of Biomechanics*, 33(9), 1055–1062. doi:10.1016/S0021-9290(00)00080-4
- Fransson-Hall, C., Byström, S., & Kilbom, A. (1995). Self-reported physical exposure and musculoskeletal symptoms of the forearm-hand among automobile assembly-line workers. *Journal of occupational and environmental medicine / American College of Occupational and Environmental Medicine*, 37(9), 1136–1144.
- Fransson-Hall, C., Byström, S., & Kilbom, A. (1996). Characteristics of forearm-hand exposure in relation to symptoms among automobile assembly line workers. *American journal of industrial medicine*, 29(1), 15–22. doi:10.1002/(SICI)1097-0274(199601)29:1<15::AID-AJIM3>3.0.CO;2-Y
- Franzblau, A., Armstrong, T., Werner, R., & Ulin, S. (2005). A Cross-Sectional Assessment of the ACGIH TLV for Hand Activity Level. *Journal of Occupational Rehabilitation*, 15(1), 57–67. doi:10.1007/s10926-005-0874-z
- Fredriksson, K., Bildt, C., Hägg, G., & Kilbom, Å. (2001). The impact on musculoskeletal disorders of changing physical and psychosocial work environment conditions in the automobile industry. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 28(1), 31–45. doi:10.1016/S0169-8141(01)00011-7
- Frieling, E. (2014). Theorie- und Methodendefizite der Arbeitswissenschaft - ein Zwischenruf! *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, 68(4), 229–230.
- Fritzsche, F. (2010). *Kraft- und Haltungsabhängiger Diskomfort unter Bewegung - berechnet mit Hilfe eines digitalen Menschmodells* (Dissertation). Technische Universität München, München.
- Frotscher, M., Kahle, W., Fritsch, H., Kühnel, W., Leonhardt, H., & Platzer, W. (2005). *Taschenatlas Anatomie: In 3 Bänden* (9., überarb. Aufl). Stuttgart: Thieme.
- Garg, A., & Kapellusch, J. M. (2009). Applications of biomechanics for prevention of work-related musculoskeletal disorders. *Ergonomics*, 52(1), 36–59. doi:10.1080/00140130802480794
- Gebhardt, A. (2007). *Generative Fertigungsverfahren: Rapid prototyping - rapid tooling - rapid manufacturing* (3. Aufl). München: Hanser.
- Gerard, M. J., Armstrong, T. J., Franzblau, A., Martin, B. J., & Rempel, D. M. (1999). The effects of keyswitch stiffness on typing force, finger electromyography, and subjective discomfort. *American Industrial Hygiene Association Journal*, 60(6), 762–769.
- Glitsch, U., Hoehne-Hückstädt, U., & Ellegast, R. (2012). Kombinierte Beurteilung physischer Belastungen in manuellen Fertigungsprozessen. In Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e.V. (Ed.), *Gestaltung nachhaltiger Arbeitssysteme. 58. Kongress der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft* (pp. 423–426).
- Graichen, S., & Deml, B. (2014). Ein Beitrag zur Validierung biomechanischer Menschmodelle. *Gesellschaft für Arbeitswissenschaft 2014*, (Frühjahrskongress), 369–371.
- Graichen, S., Stein, T., & Deml, B. (2015). Adaptive Workplace Design Based on Biomechanical Stress Curves. In C. Brecher (Ed.), *Lecture Notes in Production Engineering. Advances in Production Technology* (pp. 175–183). Springer International Publishing. Retrieved from [http://dx.doi.org/10.1007/978-3-319-12304-2\\_13](http://dx.doi.org/10.1007/978-3-319-12304-2_13)
- Grieco, A., Molteni, G., Vito, G. de, & Sias, N. (1998). Epidemiology of musculoskeletal disorders due to biomechanical overload. *Ergonomics*, 41(9), 1253–1260. doi:10.1080/001401398186298
- Gudehus, T. (2008). *Entwicklung eines Verfahrens zur ergonomischen Bewertung von Montagetätigkeiten durch Motion-Capturing*. Universität Kassel, Kassel.
- Günzkofer, F., Bubb, H., & Bengler, K. (2013). The validity of maximum force predictions based on single-joint torque measurements. In *Proceedings of the 2nd International Digital Human Modeling Symposium*.

- Gustus, A., Stillfried, G., Visser, J., Jörntell, H., & van der Smagt, P. (2012). Human hand modelling: kinematics, dynamics, applications. *Biological Cybernetics*, (106), 741–755. doi:10.1007/s00422-012-0532-4
- Hägg, G. M., Oster, J., & Byström, S. (1997). Forearm muscular load and wrist angle among automobile assembly line workers in relation to symptoms. *Applied ergonomics*, 28(1), 41–47.
- Hannemann, F., & Krüger, T. (2013). Assistenzsysteme in der Produktion. *ATZ - Special Ergonomie*, 115, 322–326.
- Hansson, G. A., Balogh, I., Ohlsson, K., Rylander, L., & Skerfving, S. (1996). Goniometer measurement and computer analysis of wrist angles and movements applied to occupational repetitive work. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 6(1), 23–35.
- Hansson, G.-Å., Balogh, I., Ohlsson, K., Granqvist, L., Nordander, C., Arvidsson, I., . . . Skerfving, S. (2009). Physical workload in various types of work: Part I. Wrist and forearm. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 39(1), 221–233. doi:10.1016/j.ergon.2008.04.003
- Hartmann, B., Spallek, M., & Ellegast, R. P. (2013). *Arbeitsbezogene Muskel-Skelett-Erkrankungen: Ursachen, Prävention, Ergonomie, Rehabilitation. [Handbuch der betriebsärztlichen Praxis]*. Heidelberg, München, Landsberg, Frechen, Hamburg: ecomed Medizin.
- Hefferle, M. (2014). *Entwicklung und Konstruktion von Daumenunterstützern zur Reduzierung von Belastungen bei manuellen Tätigkeiten in der Automobilmontage* (Masterarbeit). Technische Universität München, München.
- Hefferle, M., & Hölzel, C. (2015). Offenlegungsschrift DE 10 2014 211 257 A1.
- Hegewald & Peschke. *Datenblatt Universalprüfmaschine Inspekt table* (No. 10-030-X22).
- Heo, P., Gu, G. M., Lee, S.-j., Rhee, K., & Kim, J. (2012). Current hand exoskeleton technologies for rehabilitation and assistive engineering. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 13(5), 807–824. doi:10.1007/s12541-012-0107-2
- Hill, A. V. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London B: Biological Sciences*, 126(843), 136–195.
- Hoehne-Hückstädt, U., Barrot, R., Ellegast, R., & Hartmann, B. (2010). Bewertung von Carpal tunnel-Syndrom (CTS-)Risikoarbeitsplätzen. In Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (DGUV) (Ed.), *IFA-Report. 4. Fachgespräch Ergonomie 2010*. Berlin.
- Hoehne-Hückstädt, U., Herda, C., Ellegast, R. P., Hermanns, L., Hamburger, R., & Ditchen, D. (2007a). "Muskel-Skelett-Erkrankungen der oberen Extremität" *BGIA-Report 02/2007: Entwicklung eines Systems zur Erfassung und arbeitswissenschaftlichen Bewertung von komplexen Bewegungen der oberen Extremität*. Sankt Augustin.
- Hoehne-Hückstädt, U., Herda, C., Ellegast, R. P., Hermanns, L., Hamburger, R., & Ditchen, D. (2007b). Bewertung des Risikofaktors "Ungünstige Haltungen und Bewegungen". In (HVBG) Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften (Ed.), "Muskel-Skelett-Erkrankungen der oberen Extremität" *BGIA-Report 02/2007. Entwicklung eines Systems zur Erfassung und arbeitswissenschaftlichen Bewertung von komplexen Bewegungen der oberen Extremität*. Sankt Augustin,
- Hoehne-Hückstädt, U., Herda, C., Ellegast, R. P., Hermanns, L., Hamburger, R., & Ditchen, D. (2007c). Hand Activity Level Threshold Limit Values (HAL TLVs). In (HVBG) Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften (Ed.), "Muskel-Skelett-Erkrankungen der oberen Extremität" *BGIA-Report 02/2007. Entwicklung eines Systems zur Erfassung und arbeitswissenschaftlichen Bewertung von komplexen Bewegungen der oberen Extremität*. Sankt Augustin,
- Hoehne-Hückstädt, U., Herda, C., Ellegast, R. P., Hermanns, L., Hamburger, R., & Ditchen, D. (2007d). Risikobewertung repetitiver Tätigkeiten nach Kilbom. In (HVBG) Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften (Ed.), "Muskel-Skelett-Erkrankungen der oberen Extremität" *BGIA-Report 02/2007. Entwicklung eines Systems zur Erfassung und arbeitswissenschaftlichen Bewertung von komplexen Bewegungen der oberen Extremität*. Sankt Augustin,
- Hollister, A., Buford, W. L., Myers, L. M., Giurintano, D. J., & Novick, A. (1992). The axes of rotation of the thumb carpometacarpal joint. *Journal of Orthopaedic Research*, 10(3), 454–460. doi:10.1002/jor.1100100319

- Holzbaur, K. S., Murray, W., & Delp, S. (2005). A Model of the Upper Extremity for Simulating Musculoskeletal Surgery and Analyzing Neuromuscular Control. *Annals of Biomedical Engineering*, 33(6), 829-840. doi:10.1007/s10439-005-3320-7
- Hölzel, C., Bengler, K., & Dressel, T. (2014). Ergonomic Evaluation of upper limb movements in the automobile production measured by means of motion capturing. In *Proceedings of the 3rd International Digital Human Modeling Symposium DHM 2014*.
- Hölzel, C., Bengler, K., & Senner, V. (2014). Manuelle Montageprozesse in der Automobilindustrie – eine Pilotstudie zu Aktionskräften an einem ausgewählten Arbeitsplatz eines deutschen OEM. In M. Jäger (Ed.): *Vol. 2014. Jahresdokumentation ... der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft, Gestaltung der Arbeitswelt der Zukunft. Bericht zum 60. Kongress der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft vom 12. - 14. März 2014 [TU und Hochschule München]*. Dortmund: GfA-Press.
- Hölzel, C., Knott, V., Schmidler, J., & Bengler, K. (2014). Unterstützung des Menschen in der Arbeitswelt der Zukunft. In R. Weidner & Redlich T. (Eds.), *Technische Unterstützungssysteme, die die Menschen wirklich wollen. Erste transdisziplinäre Konferenz zum Thema*. Hamburg: Univ. der Bundeswehr Hamburg, Laboratorium Fertigungstechnik.
- Hölzel, C., Schmidler, J., Knott, V., & Bengler, K. (2015). Unterstützung des Menschen in der Arbeitswelt der Zukunft. In R. Weidner & Redlich T. (Eds.), *Technische Unterstützungssysteme* (pp. 107–115). Berlin-Heidelberg: Springer.
- Hussain, T. (2004). Musculoskeletal symptoms among truck assembly workers. *Occupational medicine (Oxford, England)*, 54(8), 506–512. doi:10.1093/occmed/kqh087
- Irwin, C. B., & Radwin, R. G. (2008). A new method for estimating hand internal loads from external force measurements. *Ergonomics*, 51(2), 156–167. doi:10.1080/00140130701526408
- Jacobson, M. D., Raab, R., Fazeli, B. M., Abrams, R. A., Botte, M. J., & Lieber, R. L. (1992). Architectural design of the human intrinsic hand muscles. *The Journal of Hand Surgery*, 17(5), 804–809. doi:10.1016/0363-5023(92)90446-V
- Jantree, C., Bunterngchit, Y., Tapechum, S., & Vijitpornk, V. (2010). An Experimental Investigation on Occupation Factors Affecting Carpal Tunnel Syndrome in Manufacturing Industry Works. *AIJSTPME - Asian International Journal of Science and Technology in Production and Manufacturing Engineering*, 3(1), 47–53.
- Jensen, T. R., Radwin, R. G., & Webster, J. G. (1991). A conductive polymer sensor for measuring external finger forces. *Journal of biomechanics*, 24(9), 851–858.
- Johnson, H. E., & Nussbaum, M. A. (2003). Strength Capabilities and Subjective Limits in Repetitive Manual Exertions: Task and Hand Dominance Effects. *AIHA Journal*, 64(6), 763–770. doi:10.1080/15428110308984870
- Jung, K., You, H., & Kwon, O. Evaluation of the FSA Hand Force Measurement System. In *Proceedings of the Human Factors 2006* (pp. 2577–2581).
- Kanis, H. (1993). Operation of Controls on Consumer Products by Physically Impaired Users. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 35(2), 305–328. doi:10.1177/001872089303500207
- Kapandji, I. A. (1992). *Funktionelle Anatomie der Gelenke: Schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik*. Band 1, Obere Extremität (2., unveränd. Aufl). Stuttgart: Enke.
- Kapandji, I. A. (2009). *Funktionelle Anatomie der Gelenke: Schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik : obere Extremität, untere Extremität, Rumpf und Wirbelsäule* (5. unveränd. Aufl). Stuttgart: Thieme.
- Kapellusch, J. M., Garg, A., Hegmann, K. T., Thiese, M. S., & Malloy, E. J. (2014). The Strain Index and AC-GIH TLV for HAL: Risk of Trigger Digit in the WISTAH Prospective Cohort. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 56(1), 98–111. doi:10.1177/0018720813493115
- Karwowski, W., Lee, W., Jamaldin, B., Gaddie, P., Jang, R.-L., & Alqesaimi, K. K. (1999). Beyond psychophysics: the need for a cognitive engineering approach to setting limits in manual lifting tasks. *Ergonomics*, 42(1), 40–60.
- Kilbom, Å. (1994a). Repetitive work of the upper extremity: Part I—Guidelines for the practitioner. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 14(1–2), 51–57. doi:10.1016/0169-8141(94)90005-1

- Kilbom, Å. (1994b). Repetitive work of the upper extremity: Part II — The scientific basis (knowledge base) for the guide. *International Journal of Industrial Ergonomics*, *14*(1–2), 59–86. doi:10.1016/0169-8141(94)90006-X
- Kingdom, F., & Prins, N. (2010). *Psychophysics: A practical introduction*. (First edition): Academic Press, Elsevier.
- Klenner, A. F. (2004). *Differenzierte Indikationsstellung und Behandlung der traumatischen und degenerativen Veränderung am Daumensattelgelenk* (Dissertation). Universität Duisburg-Essen, Duisburg-Essen.
- Komi, E. R., Roberts, J. R., & Rothberg, S. J. (2007). Evaluation of thin, flexible sensors for time-resolved grip force measurement. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science*, *221*(12), 1687–1699. doi:10.1243/09544062JMES700
- Kong, Y.-K., Kim, D.-M., Lee, K.-S., & Jung, M.-C. (2012). Comparison of comfort, discomfort, and continuum ratings of force levels and hand regions during gripping exertions. *Applied Ergonomics*, *43*(2), 283–289. doi:10.1016/j.apergo.2011.06.003
- Kroemer, K. H. E. (1970). Human Strength: Terminology, Measurement, and Interpretation of Data. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, *12*(3), 297–313. doi:10.1177/001872087001200307
- Kroemer, K. H. E. (1977). *Die Messung der Muskelstärke des Menschen: Forschungsbericht Nr. 161*. Dortmund: Wirtschaftsverlag NW.
- Kuo, P.-H., & Deshpande, A. D. (2012). Muscle-tendon units provide limited contributions to the passive stiffness of the index finger metacarpophalangeal joint. *Journal of Biomechanics*, *45*(15), 2531–2538. doi:10.1016/j.jbiomech.2012.07.034
- Kuorinka, I., Forcier, L., Hagberg, M., Silverstein, B., WELLS, R., & Smith, M. J. (1995). *Work related musculoskeletal disorders (WMSDs): a reference book for prevention*: Taylor & Francis London.
- Kusserow, H., Ellegast, R., & Zieschang, H. (2007). Ergonomie an Montagearbeitsplätzen. In Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (DGUV) (Ed.), *BGAG-Report 1/2008. 3. Fachgespräch Ergonomie*. Berlin.
- Landau, K., Rademacher, H., Meschke, H., Winter, G., Schaub, K., Grasmueck, M., . . . Schulze, J. (2008). Musculoskeletal disorders in assembly jobs in the automotive industry with special reference to age management aspects. *International Journal of Industrial Ergonomics*, *38*(7-8), 561–576. doi:10.1016/j.ergon.2008.01.006
- Länderausschuss für Arbeitsschutz und Sicherheitstechnik (Ed.). (2013). *Handlungsanleitung zur Beurteilung der Arbeitsbedingungen bei manuellen Arbeitsprozessen: LASI-Veröffentlichung LV57*.
- Landsmeer, J. (1962). Power Grip and Precision Handling. *Annals of the Rheumatic Diseases*, *21*(2), 164–170. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1007266/>
- Latko, W. A., Armstrong, T. J., Foulke, J. A., Herrin, G. D., Rabourn, R. A., & Ulin, S. S. (1997). Development and evaluation of an observational method for assessing repetition in hand tasks. *American Industrial Hygiene Association Journal*, *58*(4), 278–285.
- Lawaczek, M. (2000). *Zur ergonomischen Beurteilung von Montagetätigkeiten in der Automobilindustrie* (Dissertation). Technische Universität Darmstadt, Darmstadt.
- Leclerc, A., Landre, M.-F., Chastang, J.-F., Niedhammer, I., Roquelaure, Y., & Study Group on Repetitive Work. (2001). Upper-limb disorders in repetitive work. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, *27*(4), 268–278. doi:10.2307/40967144
- Lemerle, P., Klinger, A., Cristalli, A., & Geuder, M. (2008). Application of pressure mapping techniques to measure push and gripping forces with precision. *Ergonomics*, *51*(2), 168–191. doi:10.1080/00140130701528602
- Li, Z.-M., Zatsiorsky, V. M., & Latash, M. L. (2001). The effect of finger extensor mechanism on the flexor force during isometric tasks. *Journal of Biomechanics*, *34*(8), 1097–1102. doi:10.1016/S0021-9290(01)00061-6
- Lieber, R. L., Fazeli, B. M., & Botte, M. J. (1990). Architecture of selected wrist flexor and extensor muscles. *The Journal of Hand Surgery*, *15*(2), 244–250. doi:10.1016/0363-5023(90)90103-X
- Lieber, R. L., Jacobson, M. D., Fazeli, B. M., Abrams, R. A., & Botte, M. J. (1992). Architecture of selected muscles of the arm and forearm: Anatomy and implications for tendon transfer. *The Journal of Hand Surgery*, *17*(5), 787–798. doi:10.1016/0363-5023(92)90444-T
- Lieber, R. L., & Friden, J. (2000). Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle & nerve*, *23*(11), 1647–1666.

- Lindqvist, B., & Skogsberg, L. (2008). *Ergonomie bei Handwerkzeugen: Beurteilung von Kraftwerkzeugen: Strokirk-Landströms*.
- Linscheid, R. L., An, K.-N., & Gross, R. M. (1991). Quantitative analysis of the intrinsic muscles of the hand. *Clinical Anatomy*, 4(4), 265–284. doi:10.1002/ca.980040405
- Lobeck, F. (2004). *Konzept zur Optimierung von Produktentwicklungsprozessen einschließlich Simulation und Rapid Prototyping unter Verwendung eines neuen PLM-CAD-Integrationsmoduls* (Habilitation). Universität Duisburg-Essen, Duisburg-Essen.
- Longo, N., Potvin, J. R., & Stephens, A. (2002). A psychophysical analysis to determine acceptable forces for repetitive thumb insertions. *Proceedings of the association of Canadian ergonomists conference*,
- Loslever, & Ranaivosoa. (1993). Biomechanical and epidemiological investigation of carpal tunnel syndrome at workplaces with high risk factors. *Ergonomics*, 36(5), 537–555. doi:10.1080/00140139308967911
- Lund, M. E., Zee, M. de, Andersen, M. S., & Rasmussen, J. (2012). On validation of multibody musculoskeletal models. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 226(2), 82–94. doi:10.1177/0954411911431516
- Lund, M. E., Zee, M. de, & Rasmussen, J. (2011). Comparing calculated and measured curves in validation of musculoskeletal models. In *XIII International Symposium on Computer Simulation in Biomechanics*.
- Mei, L. L., & Radwin, R. G. (1997). A single metric for quantifying biomechanical stress in repetitive motions and exertions. *Ergonomics*, 40(5), 543–558.
- Metcalf, C. D., & Notley, S. V. (2011). Modified kinematic technique for measuring pathological hyperextension and hypermobility of the interphalangeal joints. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 58(5), 1224–1231. doi:10.1109/TBME.2011.2106126
- Metcalf, C. D., Notley, S. V., Chappell, P. H., Burridge, J. H., & Yule, V. T. (2008). Validation and application of a computational model for wrist and hand movements using surface markers. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 55(3), 1199–1210. doi:10.1109/TBME.2007.908087
- Mital, A., & Channaveeraiah, C. (1988). Peak volitional torques for wrenches and screwdrivers. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 3(1), 41–64. doi:10.1016/0169-8141(88)90006-6
- Mital, A., & Kumar, S. (1998). Human muscle strength definitions, measurement, and usage: Part I – Guidelines for the practitioner. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 22(1–2), 101–121. doi:10.1016/S0169-8141(97)00070-X
- Mital, A., & Sanghavi, N. (1986). Comparison of Maximum Volitional Torque Exertion Capabilities of Males and Females Using Common Hand Tools. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 28(3), 283–294. doi:10.1177/001872088602800304
- Mogk, J. P. M., & Keir, P. J. (2003). The effects of posture on forearm muscle loading during gripping. *Ergonomics*, 46(9), 956–975. doi:10.1080/0014013031000107595
- Moore, A., Wells, R., & Ranney, D. (1991). Quantifying exposure in occupational manual tasks with cumulative trauma disorder potential. *Ergonomics*, 34(12), 1433–1453. doi:10.1080/00140139108964888
- Moore, J. S. (1992). Carpal tunnel syndrome. *Occupational Medicine: State of the Art Reviews*, 7(4), 741–764.
- Moore, J. S. (1997). De Quervain's Tenosynovitis: Stenosing Tenosynovitis of the First Dorsal Compartment. *Journal of Occupational and Environmental Medicine*, 39(10), 990–1002. Retrieved from [http://journals.lww.com/joem/Fulltext/1997/10000/De\\_Quervain\\_s\\_Tenosynovitis\\_\\_Stenosing.11.aspx](http://journals.lww.com/joem/Fulltext/1997/10000/De_Quervain_s_Tenosynovitis__Stenosing.11.aspx)
- Moore, J. S., & Garg, A. (1995). The Strain Index: A Proposed Method to Analyze Jobs For Risk of Distal Upper Extremity Disorders. *American Industrial Hygiene Association Journal*, 56(5), 443–458. doi:10.1080/15428119591016863
- Mtir, N. (2014). *Weiterentwicklung und Evaluierung flexibler Daumenunterstützer für die Automobilmontage* (Diplomarbeit). Technische Universität München, München.
- Mühlstedt, J. (2012). *Entwicklung eines Modells dynamisch-muskulärer Arbeitsbeanspruchungen auf Basis digitaler Menschmodelle* (Dissertation). TU Chemnitz, Chemnitz.
- Mühlstedt, J., Kaußler, H., & Spanner-Ulmer, B. (2008). Programme in Menschengestalt: Digitale Menschmodelle für CAx- und PLM-Systeme. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, (02). Retrieved from <http://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:bsz:ch1-200901200>
- Niethard, F. U., Pfeil, J., & Biberthaler, P. (2009). *Orthopädie und Unfallchirurgie: 78 Tabellen ; [inklusive Video CD-ROM]* (6., vollst. überarb. und erw. Aufl). *Duale Reihe*. Stuttgart: Thieme.

- Nöring, R., Becker, H.-H., Deiwiks, J., Dubian, C., Sigi, T., Stork, J., & Stumpf, J. (2007). Bis 67 mit Wohlbefinden arbeiten? In E. Schäfer, M. Buch, I. Pahls, & J. Pfitzmann (Eds.), *Kasseler Personalschriften: Vol. 6. Arbeitsleben! Arbeitsanalyse-Arbeitsgestaltung-Kompetenzentwicklung* (pp. 108–132). Kassel: Kassel University Press.
- Norris, B., & Wilson, J. R. (1997). *Designing safety into products: making ergonomics evaluation a part of the design process*: University of Nottingham.
- Northumbria University. (2010). *Summary of data from case-study testing of the kneepflexx device*. Retrieved from <http://www.pflexx.com/how-does-a-muscle-activator-work>
- Nussbaum, M. A., & Johnson, H. (2002). Determination and Evaluation of Acceptable Force Limits in Single-Digit Tasks. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 44(4), 545–556. doi:10.1518/0018720024496908
- Peebles, L., & Norris, B. (2003). Filling 'gaps' in strength data for design. *Applied ergonomics*, 34(1), 73–88.
- Pontonnier, C., Zee, M. de, Samani, A., Dumont, G., & Madeleine, P. (2014). Strengths and limitations of a musculoskeletal model for an analysis of simulated meat cutting tasks. *Applied Ergonomics*, 45(3), 592–600. doi:10.1016/j.apergo.2013.08.003
- Potvin, J. (2012). Predicting maximum acceptable efforts for repetitive tasks: An equation based on duty cycle. *Human Factors*, 54(2), 175–188. Retrieved from <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-84859369570&partnerID=40&md5=bb0201f3a67a792ad89d4727d695d309>
- Potvin, J. R., Christy Calder, I., Cort, J. A., Agnew, M. J., & Stephens, A. (2006). Maximal acceptable forces for manual insertions using a pulp pinch, oblique grasp and finger press. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 36(9), 779–787. doi:10.1016/j.ergon.2006.06.005
- Potvin, J. R., Chiang, J., Mckean, C., & Stephens, A. (2000). A psychophysical study to determine acceptable limits for repetitive hand impact severity during automotive trim installation. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 26(6), 625–637. doi:10.1016/S0169-8141(00)00031-7
- Punnett, L. (1998). Ergonomic stressors and upper extremity disorders in vehicle manufacturing: cross sectional exposure-response trends. *Occupational and environmental medicine*, 55(6), 414–420.
- Putz-Anderson, V., Bernard, B. P., Burt, S. E., Cole, L. L., Fairfield-Estill, C., Fine, L. J., . . . Hurrell Jr, Joseph J. (1997). Musculoskeletal disorders and workplace factors. *National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH)*,
- Putz-Anderson, V., & Grant, K. A. (1994). Perceived exertion as a function of physical effort. In S. I. Gordon, S. J. Blair, & L. J. Fine (Eds.), *Repetitive motion disorders of the upper extremity*. (pp. 49–64).
- Rademacher, J. (2004). *BMW Group Standard Montagestopfen: Verschlussstopfen - Formen, Ausführung, Prüfbedingungen*.
- Radwin, R. G., Marras, W. S., & Lavender, S. A. (2001). Biomechanical aspects of work-related musculoskeletal disorders. *Theoretical Issues in Ergonomics Science*, 2(2), 153–217. doi:10.1080/14639220110102044
- Rasmussen, J., Boocock, M., & Paul, G. (2012). Advanced musculoskeletal simulation as an ergonomic design method. *Work*, 41, 6107–6111. doi:10.3233/WOR-2012-1069-6107
- Rasmussen, J., Damsgaard, M., Christensen, S. T., & Surma, E. (2002). Design optimization with respect to ergonomic properties. *Structural and Multidisciplinary Optimization*, 24(2), 89–97.
- Rasmussen, J., Damsgaard, M., & Voigt, M. (2001). Muscle recruitment by the min/max criterion — a comparative numerical study. *Journal of Biomechanics*, 34(3), 409–415. doi:10.1016/S0021-9290(00)00191-3
- Robert Koch-Institut. (2008). *Gesundheitsberichterstattung des Bundes*. Berlin.
- Roloff, I., Schöffl, V. R., Vigouroux, L., & Quaine, F. (2006). Biomechanical model for the determination of the forces acting on the finger pulley system. *Journal of Biomechanics*, 39(5), 915–923.
- Salman Zadeh, H. (2011). *Einflüsse von Greif- und Kontaktbedingungen auf die Montage von Clipsverbindungen aus der Automobilindustrie*. Dissertation. *Bericht aus dem Institut für Arbeitswissenschaft der TU Darmstadt*. Stuttgart: ergonomia.
- Sancho-Bru, J. L., Pérez-González, A., Vergara-Monedero, M., & Giurintano, D. (2001). A 3-D dynamic model of human finger for studying free movements. *Journal of Biomechanics*, 34(11), 1491–1500. doi:10.1016/S0021-9290(01)00106-3
- Schäfer, E., Buch, M., Pahls, I., & Pfitzmann, J. (Eds.). (2007). *Kasseler Personalschriften: Vol. 6. Arbeitsleben! Arbeitsanalyse-Arbeitsgestaltung-Kompetenzentwicklung*. Kassel: Kassel University Press.

- Schaub, K., Caragnano, G., Britzke, B., & Bruder, R. (2013). The European Assembly Worksheet. *Theoretical Issues in Ergonomics Science*, 14(6), 616–639. doi:10.1080/1463922X.2012.678283
- Schmauder, M. Prof. Dr.-Ing. (2011). *Prävention von arbeitsbedingten Beschwerden und Erkrankungen am Hand-Arm-System*. Dresden.
- Schmidtke, H. (1989). *Handbuch der Ergonomie: Mit ergonomischen Konstruktionsrichtlinien. Auszug Körperkräfte* (2nd ed.). München: C. Hanser.
- Schmidtler, J., Hölzel, C., Knott, V., & Bengler, K. (2014). Human Centered Assistance Applications for Production. *Advances in The Ergonomics in Manufacturing: Managing the Enterprise of the Future*, 13, 380.
- Schmidtler, J., Knott, V., Hölzel, C., & Bengler, K. (2015). Human Centered Assistance Applications for the working environment of the future. *Occupational Ergonomics*, 12(3), 83–95.
- Schoenmarklin, R. W., Marras, W. S., & Leurgans, S. E. (1994). Industrial wrist motions and incidence of hand/wrist cumulative trauma disorders. *Ergonomics*, 37(9), 1449–1459. doi:10.1080/00140139408964925
- Schöffl, I., Oppelt, K., Schweizer, A., Hugel, A., Jüngert, J., Hennig, F., . . . Schöffl, V. (2009). A new measuring technique for determining the forces acting on the pulley system of the finger. *Sports Technology*, 2(1-2), 32–38. doi:10.1002/jst.86
- Seitz, P. (2012). Kräfte und Drücke am menschlichen Körper und ihre Bestimmung. *Orthopädie Technik*, (12), 34–37.
- Seitz, S., & Rütther, W. (2013). Funktionelle Anatomie und Biomechanik des Ellenbogens. In W. Rütther & B. R. Simmen (Eds.), *AE-Manual der Endoprothetik* (pp. 7-19). Springer Berlin Heidelberg. Retrieved from [http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-34672-9\\_2](http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-34672-9_2)
- Seitz, T. (2003). *Videobasierte Messung menschlicher Bewegungen konform zum Menschmodell RAMSIS* (Dissertation). Technische Universität München, München.
- Silverstein, B. A., Fine, L. J., & Armstrong, T. J. (1986). Hand wrist cumulative trauma disorders in industry. *British journal of industrial medicine*, 43(11), 779–784.
- Silverstein, B., & Clark, R. (2004). Interventions to reduce work-related musculoskeletal disorders. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 14(1), 135–152. doi:10.1016/j.jelekin.2003.09.023
- Smutz, P. W., Kongsayreepong, A., Hughes, R. E., Niebur, G., Cooney, W. P., & An, K.-N. (1998). Mechanical advantage of the thumb muscles. *Journal of Biomechanics*, 31(6), 565–570. doi:10.1016/S0021-9290(98)00043-8
- Snook, S. H. P., & Ciriello, V. M. (1991). The design of manual handling tasks: revised tables of maximum acceptable weights and forces. *Ergonomics*, 34(9), 1197–1213. doi:10.1080/00140139108964855
- Snook, S. H. P., & Ciriello, V. M. M. (1974). Maximum Weights and Work Loads Acceptable to Female Workers. [Article]. *Journal of Occupational Medicine*, 16(8), 527–534. Retrieved from <http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&CSC=Y&NEWS=N&PAGE=fulltext&D=yrovfta&AN=00005122-197408000-00006>
- Spallek, M., Kuhn, W., Uibel, S., van Mark, A., & Quarcoo, D. (2010). Work-related musculoskeletal disorders in the automotive industry due to repetitive work - implications for rehabilitation. *Journal of occupational medicine and toxicology (London, England)*, 5, 6. doi:10.1186/1745-6673-5-6
- Spoor, C. W. (1983). Balancing a force on the fingertip of a two-dimensional finger model without intrinsic muscles. *Journal of Biomechanics*, 16(7), 497–504.
- Stillfried, G., Hillenbrand, U., Settles, M., & van der Smagt, P. (2014). MRI-based skeletal hand movement model. In Ravi Balasubramanian & Veronica J. Santos (Eds.), *Springer Tracts in Advanced Robotics. The Human Hand as an Inspiration for Robot Hand Development* (Vol. 95, pp. 49–75). Springer-Verlag. Retrieved from [blog.brml.org/human-hand-biomechanics](http://blog.brml.org/human-hand-biomechanics)
- Stumpp Barbara (2007). Clipsen schneller als Schrauben: Expertenwissen Verbindungstechnik. *Automobil-Produktion*, p. 84.
- Suri, G., & Luscher, A. F. (2000). Evaluation Metrics for the Rating and Optimization of Snap-fits. *Research in Engineering Design*, 12(4), 191–203. doi:10.1007/s001630050033
- Taylor, C., & Schwarz, R. J. (1955). The anatomy and mechanics of the human hand. *Artificial limbs*, 2(2), 22–35.



- Tichauer, E. R., & Gage, H. (1977). Ergonomic principles basic to hand tool design. *The American Industrial Hygiene Association Journal*, 38(11), 622–634.
- Trippler, D. (2011). Hand-Arm-Belastungen bei Montagetätigkeiten. *BGHM-Aktuell*, 3.
- Trippler, D. (2013). Ergonomische Fragen bei der Verarbeitung von Klipsen: Gesunde Hand - Gesundes Handwerk. In M. Jäger (Ed.), *Partnerschaft für Prävention und Arbeitsgestaltung. Tagungsband zur Herbstkonferenz der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft vom 19. bis 20. September 2013, Allgemeine Unfallversicherungsanstalt, Wien*. Dortmund: GfA-Press.
- Tsotsis, G. (1987). *Entwicklung eines biomechanischen Modells des Hand-Arm-Systems, Lagebestimmung und die Statik seiner Glieder als geschlossene kinematische Gelenkkette. IPA-IAO Forschung und Praxis: Bd. 108*. Berlin, New York: Springer-Verlag.
- Ullrich, F. (2010). *Force Measurement Handles Type 9809A: Kistler Instrumente AG Winterthur*.
- Valero-Cuevas, F. J. (2005). An integrative approach to the biomechanical function and neuromuscular control of the fingers. *Journal of Biomechanics*, 38(4), 673–684. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.04.006
- Valero-Cuevas, F. J., Johanson, M. E., & Towles, J. D. (2003). Towards a realistic biomechanical model of the thumb: the choice of kinematic description may be more critical than the solution method or the variability/uncertainty of musculoskeletal parameters. *Journal of Biomechanics*, (36), 1019–1030. doi:10.1016/S0021-9290(03)00061-7
- Valero-Cuevas, F. J., Zajac, F. E., & Burgar, C. G. (1998). Large index-fingertip forces are produced by subject-independent patterns of muscle excitation. *Journal of Biomechanics*, 31(8), 693–703. doi:10.1016/S0021-9290(98)00082-7
- van der Beek, A. J., & Frings-Dresen, M. H. (1998). Assessment of mechanical exposure in ergonomic epidemiology. *Occupational and Environmental Medicine*, 55(5), 291–299. doi:10.1136/oem.55.5.291
- Vigouroux, L., Domalain, M., & Berton, E. (2009). Comparison of tendon tensions estimated from two biomechanical models of the thumb. *Journal of Biomechanics*, 42(11), 1772–1777. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.03.052
- Wakula, J. (2009). *Der montagespezifische Kraftatlas. BGIA-Report: Vol. 2009,3*. Hannover, Sankt Augustin: Technische Informationsbibliothek u. Universitätsbibliothek; BGIA.
- Walther, M., & Gerhard, C. (2014). Einsatz von Druckverteilungsmessensoren zur Erfassung von Aktionskräften in der Automobilproduktion. In M. Jäger (Ed.): *Vol. 2014. Jahresdokumentation ... der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft, Gestaltung der Arbeitswelt der Zukunft. Bericht zum 60. Kongress der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft vom 12. - 14. März 2014 [TU und Hochschule München]*. Dortmund: GfA-Press.
- Walther, M., Kunze, T., Toledo Munioz, B., Büttner, B., Kaiser, A., & Bullinger, A. C. (2013). Kraftmessungen an Schnappverbindungen in der Automobilproduktion. In M. Schütte (Ed.), *Jahresdokumentation / Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e.V.: Vol. 23. Chancen durch Arbeits-, Produkt- und Systemgestaltung. Zukunftsfähigkeit für Produktions- und Dienstleistungsunternehmen ; 59. Kongress der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft Fachhochschule Krefeld, 27. Februar bis 01. März 2013*. Dortmund: GfA-Press.
- Wang, X., Black, N., Duprey, S., & Roybin, C. (2014). An experimental investigation on push force and its perception during a flexible hose insertion task encountered in a truck assembly line. *Ergonomics*, 57(9), 1416–1426. doi:10.1080/00140139.2014.924575
- Welcome, D., Rakheja, S., Dong, R., Wu, J. Z., & Schopper, A. W. (2004). An investigation on the relationship between grip, push and contact forces applied to a tool handle. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 34(6), 507–518. doi:10.1016/j.ergon.2004.06.005
- Wells, R., Normann, Neumann, Andrews, D., Frank, Shannon, & Kerr. (1997). Assessment of physical work load in epidemiologic studies: common measurement metrics for exposure assessment. *Ergonomics*, 40(1), 51–61. doi:10.1080/001401397188369
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement*: John Wiley & Sons.
- Winter, G. (2011). *Ergonomiewerkzeuge zur Bewertung körperlicher Arbeit in der Montage vor dem Hintergrund eines betrieblichen Arbeits- und Gesundheitsschutzes* (Dissertation). Technische Universität Darmstadt, Darmstadt.
- Wu, J. Z., An, K.-N., Cutlip, R. G., Andrew, M. E., & Dong, R. G. (2009). Modeling of the muscle/tendon excursions and moment arms in the thumb using the commercial software anybody. *Journal of Biomechanics*, 42(3), 383–388. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.11.008

- Wu, J. Z., An, K.-N., Cutlip, R. G., Krajnak, K., Welcome, D., & Dong, R. G. (2008). Analysis of musculoskeletal loading in an index finger during tapping. *Journal of biomechanics*, *41*(3), 668–676. doi:10.1016/j.jbiomech.2007.09.025
- Wu, J. Z., Sinsel, E. W., Gloekler, D. S., Wimer, B. M., Zhao, K. D., An, K.-N., & Buczek, F. L. (2012). Inverse dynamic analysis of the biomechanics of the thumb while pipetting: A case study. *Medical Engineering & Physics*, *34*(6), 693–701. doi:10.1016/j.medengphy.2011.09.012
- Wu, J. Z., Sinsel, E. W., Shroyer, J. F., Warren, C. M., Welcome, D. E., Zhao, K. D., . . . Buczek, F. L. (2014). Analysis of the musculoskeletal loading of the thumb during pipetting – A pilot study. *Journal of Biomechanics*, *47*(2), 392–399. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.11.015
- Wu, J. Z., Sinsel, E. W., Shroyer, J. F., Welcome, D. E., Zhao, K. D., An, K.-N., & Buczek, F. L. (2013). The musculoskeletal loading profile of the thumb during pipetting based on tendon displacement. *Medical Engineering & Physics*, *35*(12), 1801–1810. doi:10.1016/j.medengphy.2013.08.004
- Youm, Y., Thambyrajah, K., & Flatt, A. E. (1984). Tendon excursion of wrist movers. *The Journal of Hand Surgery*, *9*(2), 202–209. doi:10.1016/S0363-5023(84)80142-2
- Zajac, F. E., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2002). Biomechanics and muscle coordination of human walking: Part I: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait & posture*, *16*(3), 215–232.
- Zee, M. de, Lund, M. E., Schwartz, C., Olesen, C. G., & Rasmussen, J. (2010). Validation of musculoskeletal models: the importance of trend validations. In *IUTAM Symposium. Analysis and Simulation of human motion*.

## Anhang A: Abbildungen und Tabellen

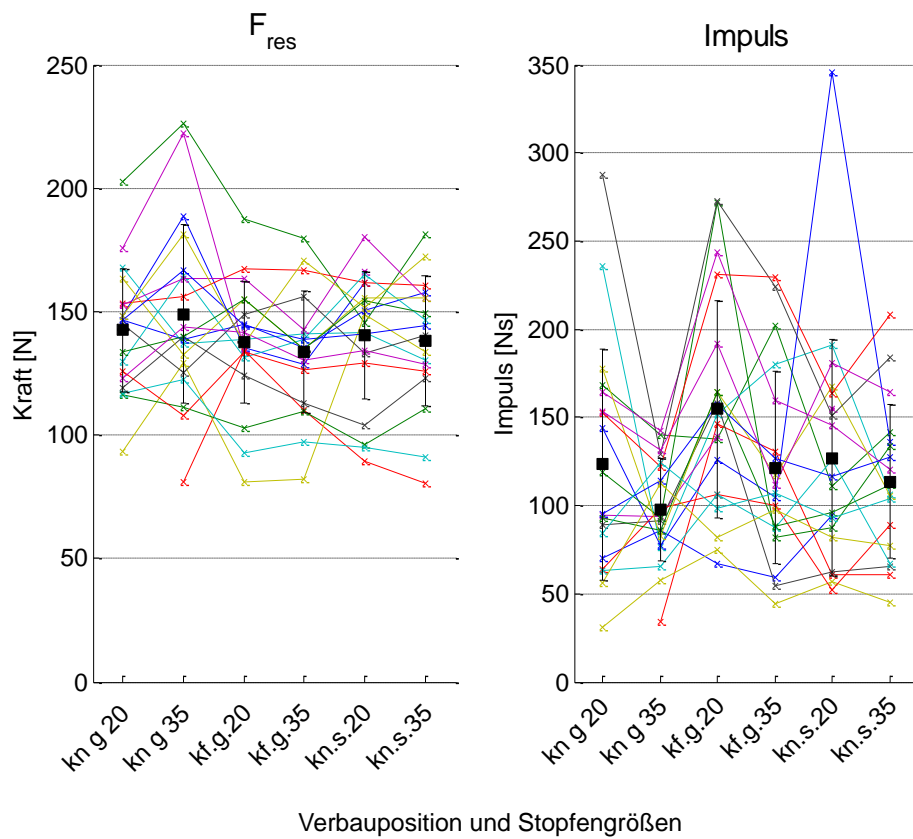


Abbildung 89: Grafische Darstellung der resultierenden Kraft und des Impulses für alle Verbaupositionen und alle Probanden

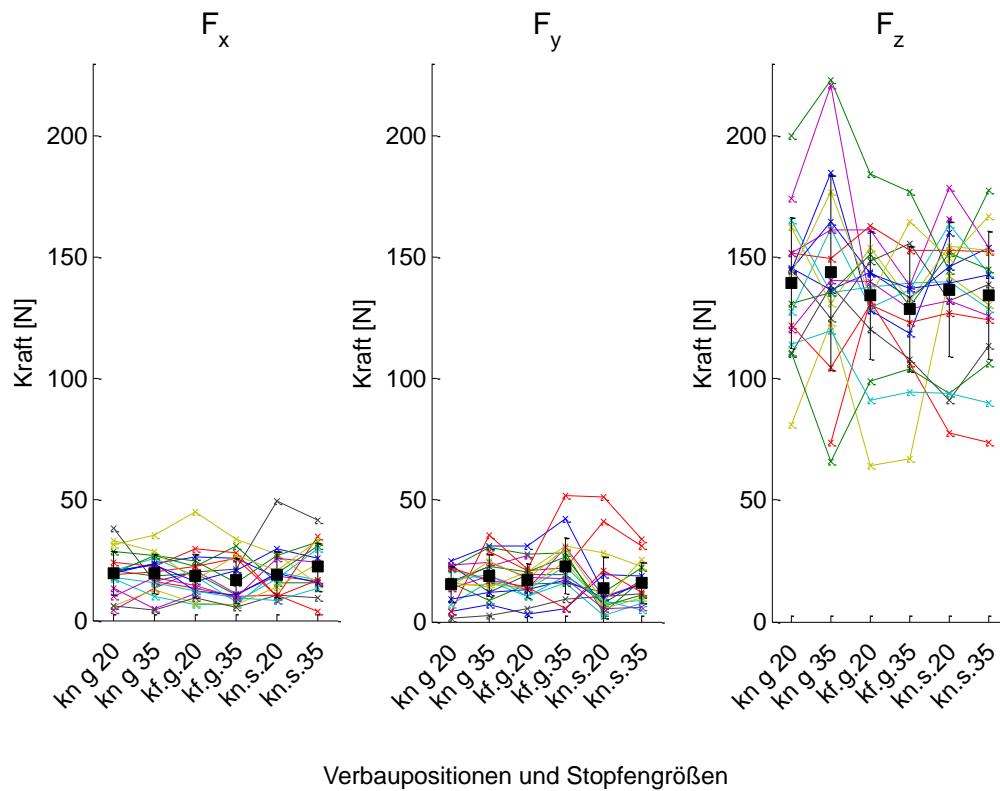


Abbildung 90: Grafische Darstellung der Kraftkomponenten in x, y und z-Richtung für alle Verbaupositionen und alle Probanden

Tabelle 36: Optimierte Segmente und Markerpositionen aus der statischen Analyse

statische Analyse	optimierte Segmente	optimierte Markerpositionen
	OA Länge	RUPA (x, y, z)
	UA Länge	FAR (x, y); FAU (x, y)
	Handlänge, Handbreite	WRR (y, z); WRU (z)
	Daumenlänge (alle drei Segmente)	CMC 5 (y); CMC 2 (y) MCP 1 (z)

Tabelle 37: Berechnete Gelenkwinkel aus der kinematischen Analyse

<b>kinematische Analyse</b>	<b>Gelenkwinkel Oberkörper</b>	<b>Gelenkwinkel rechter Arm</b>
	Pelvis Pos X, Pos Y, Pos Z	Sterno Clavicular Protraction, Elevation,
	Pelvis Rot X, Rot Y, Rot Z	Axial Rotation
	Pelvis Thorax Extension, Lateral Bending, Rotation	Glenohumeral Flexion, External Rotation, Abduction
	Neck Extension	Elbow Flexion, Pronation
		Wrist Flexion, Abduction
		CMC1 Flexion, Abduction
		MCP 1 Flexion, Abduction
		DIP 1 Flexion
		MCP 2 - 5 Flexion
		PIP 2 - 5 Flexion
		DIP 2 - 5 Flexion

Tabelle 38: Maße des Daumenunterstützers nach der ersten Entwicklungsstufe, bezogen auf Abbildung 91

<b>Maße nach erster Entwicklungsstufe</b>		
	<b>Tiefe/ Höhe</b>	<b>Winkel/Breite</b>
Basis	H: 1,5 mm	
Gelenkspalt		B: 1 mm
a	H: 2 mm	50°
b	H: 1 mm	40°
c	H: 1,5 mm	50°
d	H: 0,7 mm	50°
e	H: 1,5 mm	B: 1 mm
f	T: 20 mm	B: 1 mm
g	T: 20 mm	4x27 - 29mm <sup>2</sup>
Kennzeichnung	T: 3 mm	

Tabelle 39: Finale Maße des Daumenunterstützers, nach der subjektiven Evaluierung, bezogen auf Abbildung 91

<b>Finale Maße</b>		
	<b>Tiefe/ Höhe</b>	<b>Winkel/Breite</b>
Basis	H: 1,5 mm	
Gelenkspalt		B: 1 mm
a	H: 1,5 mm	50°
b	H: 1 mm	40°
c	H: 1,2 mm	50°
d	H: 0,7 mm	40°
e	H: 1,5 mm	B: 1 mm
f	T: 20 mm	B: 1 mm
g	T: 20 mm	4x27-29mm <sup>2</sup>
Kennzeichnung	T: 3 mm	

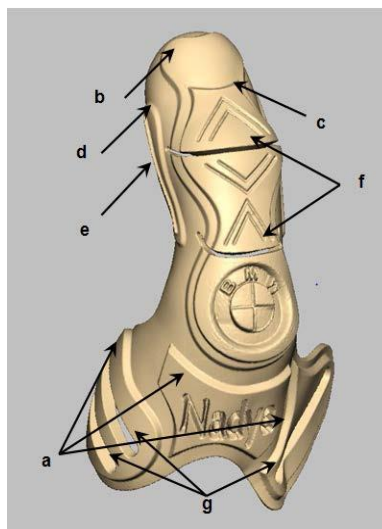


Abbildung 91: Kennzeichnung der relevanten Maße am Daumenunterstützer

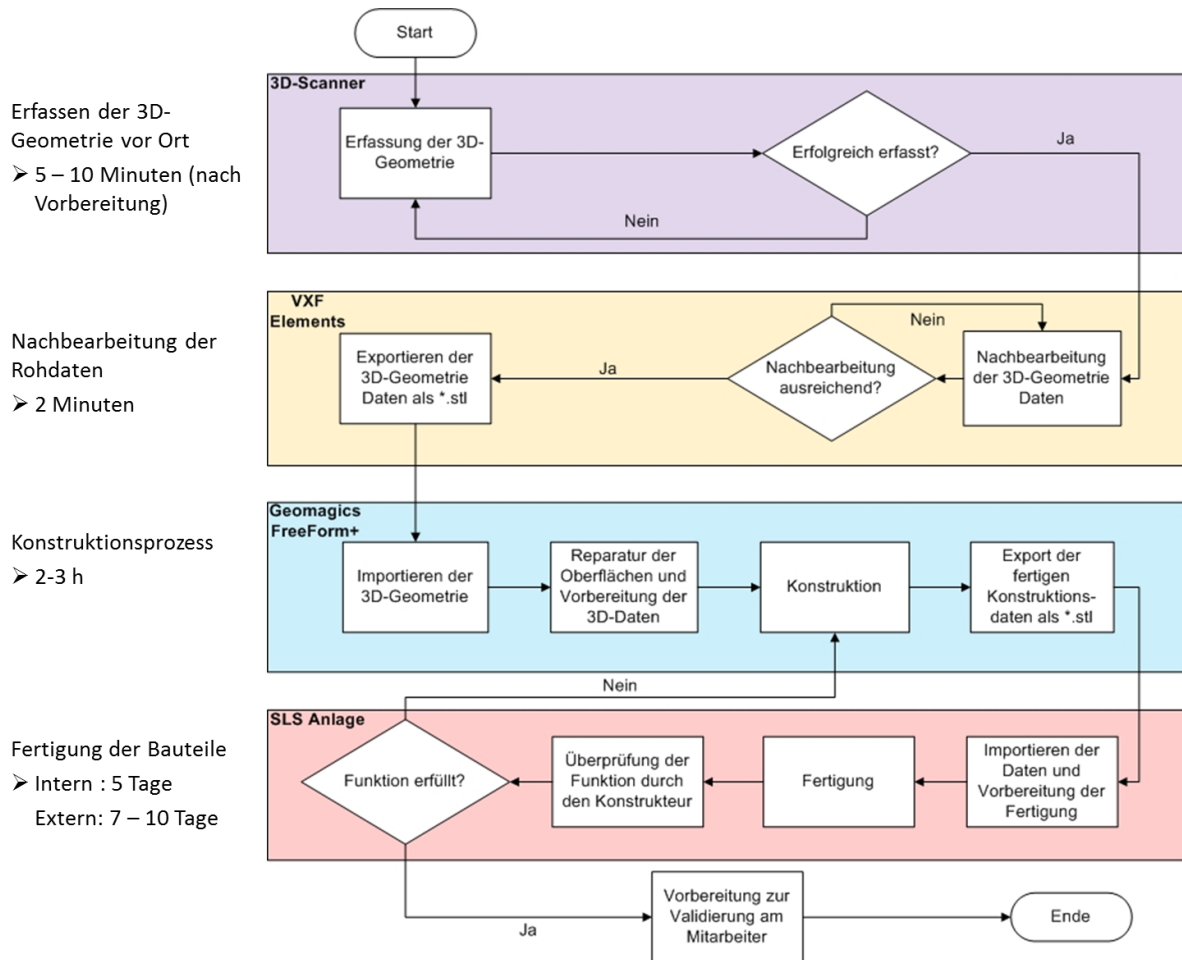


Abbildung 92: Prozessübersicht der Entwicklung des Daumenunterstützers

Tabelle 40: Werkstoffkennwerte für das TPU Rolaserit abhängig von verschiedenen Belichtungsintensitäten

	<b>E-Modul [MPa]</b>	<b>SA</b>	<b>Zugfestigkeit [MPa]</b>	<b>SA</b>	<b>Reißdehnung [%]</b>	<b>SA</b>
Standard 1 x belichtet	13,3	2,3	1,2	0,2	85,5	13,0
Standard 2 x belichtet	56,2	8,2	6,7	1,6	429	57,1
Standard doppelte Leistung	47,5	3,1	5,1	0,9	329,7	56,4

Tabelle 41: Mittelwerte der Aktionskräfte aus dem Training analysiert in drei Blöcken

	<b>Block</b>	<b><math>F_{res}</math> mit DU</b>		<b><math>F_{res}</math> ohne DU</b>	
		<b>Anzahl</b>	<b>MW [N]</b>	<b>Anzahl</b>	<b>MW [N]</b>
P1	1			36	120,6
	2			36	115,6
	3			36	121,4
P3	1			36	126,1
	2			36	117,7
	3			37	121,8
P10	1	37	195,7	36	178,8
	2	36	202,4	35	185,4
	3	36	204,1	36	182,1
P12	1	35	150,5	36	166,7
	2	36	148,4	36	151,6
	3	36	147,9	36	159,5



- 1-Fingerspitze;
- 2-Fingerspitze palmar;
- 3-Fingerspitze dorsal;
- 4-Daumenmitte dorsal;
- 5-Daumen proximal dorsal;
- 6-Daumenmitte palmar;
- 7-Daumen proximal palmar;
- 8-Daumenseite Mitte ulnar;
- 9-Daumenseite Mitte radial;
- 10-Daumenseite proximal ulnar;
- 11-Daumenseite proximal radial;
- 12-CMC-Gelenk dorsal;
- 13-Thenar;
- 14-Handrücken zwischen ZF und Daumen;
- 15-Übergang CMC-Gelenk zu HG dorsal

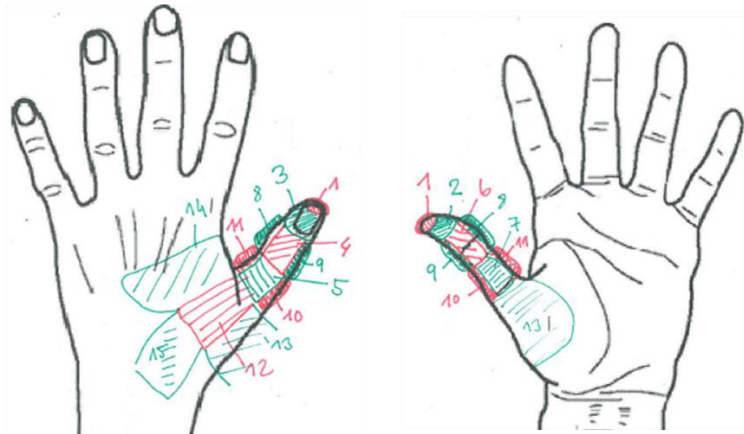


Abbildung 93: Bezeichnung der 15 Zonen am Daumen zur Kennzeichnung der Beanspruchung der Haut im zweiten Probandenversuch

BORG-CR 10 Rating of perceived exertion

Rating	Definition
0	Nothing at all
0,5	Very, very easy (just noticeable)
1	Very easy
2	Easy (light)
3	Moderate
4	Somewhat hard
5	Hard (heavy)
6	
7	Very Hard
8	
9	
10	Very, very hard (almost max)
	Maximum (Impossible)

Abbildung 94: Zur subjektiven Beanspruchungsklassifizierung genutzte BORG-CR-10-Skala

## Anhang B: Anforderungsliste

Nr.	Anforderung	Zahlenwert mit Toleranz	Anforderungsart (Forderung/Wunsch)	Begründung/ Erläuterung
<b>1.0 Geometrie, Masse</b>				
1.1	Gewicht	Max. 500 g	F	möglichst geringes Gewicht, um keine zusätzliche Belastung für den Träger zu generieren
1.2	Geometrie (Dicke)	1,5-2 mm	F	möglichst geringe Dicke, um Bewegungsfreiheit und Gefühl so wenig wie möglich einzuschränken
1.3	Material		W	Flexibles Material mit gewissen Festigkeitseigenschaften aufweisen darf kein Silikon enthalten
1.3	Verstellbarkeit		W	im Bereich der Befestigung verstellbar
<b>2.0 Usability</b>				
2.1	Bewegungsfreiheit		F	beim Beugen des Daumens darf die Bewegungsfreiheit im CMC-, MCP- und IP-Gelenk nicht eingeschränkt sein
2.2	Veränderung der Tätigkeitszeit	0 s	W	es darf keine Verlangsamung der Montagevorgänge auftreten
2.3	Haptik		F	das Erfühlen von Bauteilen darf nicht, so eingeschränkt sein, dass es die Ausübung der Tätigkeit beeinflusst
2.4	Anzieheigenschaften	< 15 s	F	Die Unterstützung muss in weniger als 15 s ohne fremde Hilfe anzulegen sein
2.5	Passform	90-100%	F	die Unterstützung sollte optimal passen
<b>3.0 Funktion</b>				
3.1	Kraftaufnahme		F	um eine Entlastung zu erzielen, muss die Kraft aufgenommen werden
3.2	Kraftumleitung		F	eine Umleitung der Kraft von der Daumenspitze und dem distalen Gelenk sollte erfolgen
3.3	Verhinderung der Überstreckung		F	die Hyperextension der Gelenke muss unterbunden werden

Nr.	Anforderung	Zahlenwert mit Toleranz	Anforderungsart (Forderung/Wunsch)	Begründung/ Erläuterung
<b>Sicherheit</b>				
4.1	Not-Aus		F	aktive Systeme müssen eine Not-Aus-Funktion besitzen
4.2	Zusatzbelastung		F	es dürfen keine zusätzlichen Belastungen (z. B. durch Veränderung der Hebel oder andere Mechanismen) auftreten
<b>5.0 Sonstige Anforderungen</b>				
5.4	Klimatische Anforderungen		W	atmungsaktives Material, um zusätzliche Schweißbildung zu vermeiden
5.5	Hautverträglichkeit		F	das Material muss hautverträglich sein und darf keine Hautreizungen hervorrufen
<b>6.0 Qualitätssicherung</b>				
6.1	Verbausicherheit		F	das Bauteil muss soweit „erfüllbar“ sein, dass sich hinsichtlich der Verbausicherheit keine Einschränkungen ergeben
6.2	Kratzerschutz		F	das Material darf keine Kratzer an der Karosse verursachen
<b>7.0 Kosten</b>				
7.1	Herstellkosten	max. 50 €	F	die Herstellkosten dürfen 50 € nicht überschreiten

# Erster Fragebogen

## Erster Fragebogen zum Gesundheitszustand und Verbaustrategien

Vielen Dank, dass Sie an der Studie teilnehmen. Alle Angaben werden anonym behandelt und ausgewertet. Lediglich die Studienleitung kann ihren Namen einsehen. Die Antworten dieser Studie werden **nicht** für Personal- oder Versicherungsentscheidungen verwendet. Dies ist der erste von drei Fragebögen, die Sie im Laufe der Studie ausfüllen werden.

### 1. Allgemeine Angaben zur Person

**1.1 Ihr Name?**

\_\_\_\_\_

**1.2 Ihr Geschlecht?**

weiblich       männlich

**1.3 Ihr Alter?**

15 - 24       25 – 34       35 – 44       45 – 54       >55

**1.4 Seit wann arbeiten Sie bei BMW?**

<1 Jahr       2 – 3 Jahre       4 – 5 Jahre       5 – 10 Jahre       >10 Jahre

**1.5 In welchem Bereich/Takt arbeiten Sie?**

\_\_\_\_\_

**1.6 Seit wann arbeiten Sie in ihrem jetzigen Takt/Bereich?**

<1 Jahr       2 – 3 Jahre       4 – 5 Jahre       5 – 10 Jahre       >10 Jahre

**1.7 Sind Sie Rechts- oder Linkshänder?**

Rechtshänder       Linkshänder

**1.8 Haben Sie seit sie bei BMW arbeiten Probleme/Schmerzen am Körper gehabt?**

Ja       Nein

Wenn **ja**, kreuzen Sie bitte in der **Bodymap** auf der nächsten Seite die zutreffenden Körperstellen an. **(Mehrfachnennungen erlaubt)**



Schulter  
 Brust  
 Bauch  
 Hüfte  
 Daumen  
 Finger  
 Knie  
 Fuß/ Knöchel

Nacken  
 oberer Rücken  
 Ellenbogen  
 unterer Rücken  
 Handgelenk  
 Gesäß  
 Oberschenkel  
 Unterschenkel

**1.9 Haben Sie seit Sie bei BMW arbeiten Probleme am Daumen gehabt?**

Ja     Nein

**Wenn ja:**

**1.10 Was war die Ursache? (Mehrfachnennungen erlaubt)**

Unfall in der Arbeit     tägliche Belastung in der Arbeit  
 Unfall in der Freizeit     Überlastung in der Freizeit  
 andere Ursache: \_\_\_\_\_

**1.11 Welcher Art waren die Probleme? (Mehrfachnennungen erlaubt)**

Schnittverletzung     Verstauchung     Zerrung/Überdehnung  
 Prellung     Arthrose     Schmerzen (nicht weiter definierbar)  
 andere Probleme: \_\_\_\_\_

**1.12 Waren Sie aufgrund der Probleme arbeitsunfähig?**

Ja     Nein

Wenn **Ja** wie lange? \_\_\_\_\_



# Zweiter Fragebogen

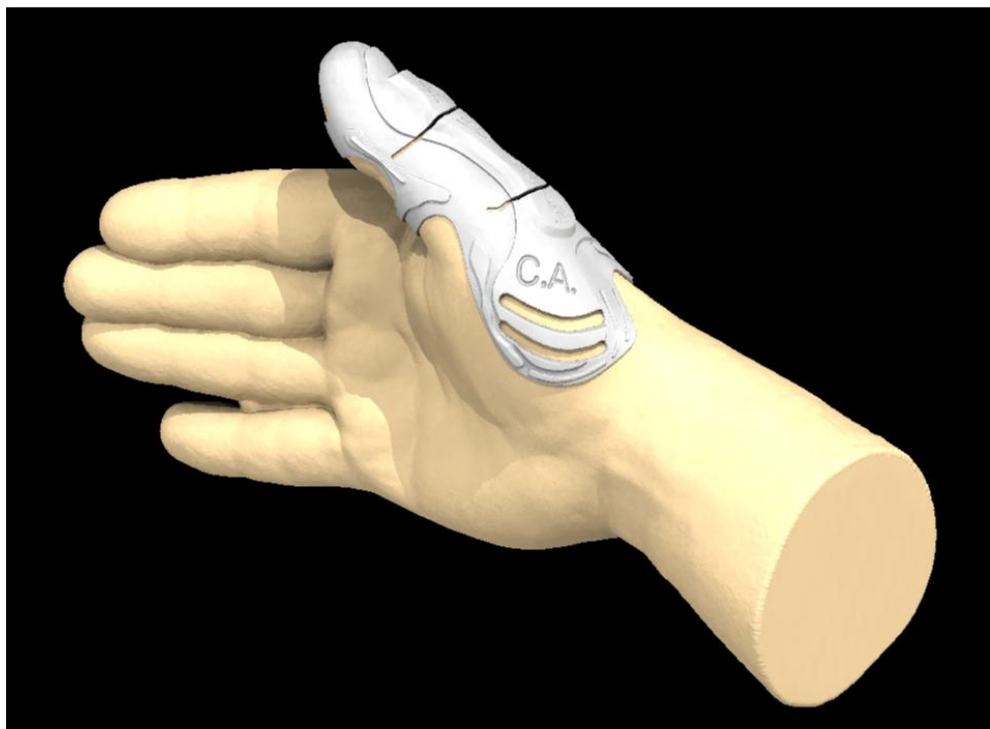
## Zweiter Fragebogen: Bewertung der flexiblen Daumenunterstützung für die Montage von Stopfen und Clipsen nach drei Tagen

Vielen Dank, dass Sie an der Studie teilnehmen. Alle Angaben werden anonym behandelt und ausgewertet. Lediglich die Studienleitung kann ihren Namen einsehen. Die Antworten dieser Studie werden **nicht** für Personal- oder Versicherungsentscheidungen verwendet. Dies ist der zweite von drei Fragebögen, den sie am **dritten Tag** nach Erhalt des Daumenunterstützers ausfüllen sollen. Bitte füllen Sie den Fragebogen so aus, wie Sie heute empfinden.

Bitte tragen Sie hier ihren **Namen** ein:

---

### Validierung des Prototypen



**2.4 Ist der Daumenunterstützer zu schwer?**

- Ja       Nein

**2.5 Ist die Unterstützung flexibel genug bzw. ist die Bewegungsfreiheit ausreichend?**

- Ja       Nein, Begründung:

---



---



## 2.6 Ergeben sich Druckstellen bei der Nutzung des Daumenunterstützers?

- Ja       Nein

Wenn **ja kennzeichnen** Sie die Stellen bitte in der oben stehenden **Grafik**.  
(**Mehrfachnennungen erlaubt**)

## 2.7 Ist eine ausreichende Verstellbarkeit gewährleistet?

- Ja       Nein

Falls **nein**, an welchen Stellen ist die Verstellbarkeit nicht ausreichend?

## 2.8 Traten andere Unannehmlichkeiten auf, wie z.B. Schweißbildung?

- Ja       Nein

Falls **ja**, an welchen Stellen bildet sich vermehrt Schweiß? (**Mehrfachnennungen erlaubt**)

- Daumenspitze       Daumenoberseite       Daumenunterseite  
 im Bereich der Daumenwurzel       am Handgelenk

## 2.9 Ergeben sich Hautreizungen oder kratzt der Unterstützer?

- Ja       Nein

Falls **ja**, an welchen Stellen kratzt der Unterstützer? (**Mehrfachnennungen erlaubt**)

- Daumenspitze       Daumenoberseite       Daumenunterseite  
 im Bereich der Daumenwurzel       am Handgelenk

## 2.10 Wurde der Unterstützer zur Stopfenmontage dauerhaft getragen?

- Ja       Nein

Falls **nein**:

Wie viel Prozent ihrer gesamten Schicht haben sie den Daumenunterstützer in den letzten drei Tagen getragen?

Warum haben Sie den Daumenunterstützer nicht regelmäßig getragen?





**2.11 Konnte der Unterstützer ohne fremde Hilfe alleine angelegt werden?**

- Ja       Nein

**2.12 War das Anlegen in weniger als ca. 15s möglich?**

- Ja       Nein

**2.13 Hat das Eindrücken der Stopfen mit angelegter Unterstützung länger gedauert?**

- Ja       Nein

**2.14 Behinderte der Daumenunterstützer das Ergreifen der Stopfen?**

- Ja       Nein

Wenn **ja**, wie?

**2.15 Hat der Daumenunterstützer das Erfühlen von Bauteilen eingeschränkt?**

- Ja       Nein

**2.16 Hat der Daumenunterstützer das Eindrücken der Stopfen erleichtert (=weniger Kraft)?**

- Ja       Nein

**2.17 Wurden die Belastungen am Daumen reduziert (=weniger Schmerz)?**

- Ja       Nein

Falls **ja**, wie stark?

Starke Belastungsreduzierung (6)

Gar keine Belastungsreduzierung (1)

- 6       5       4       3       2       1

**2.18 War ihr Daumen weniger müde am Ende des Arbeitstages im Vergleich zur Arbeit ohne Daumenunterstützer?**

Weniger müde (6)

Mehr müde (1)

- 6       5       4       3       2       1



**2.19 Ergaben sich Schmerzen durch das Tragen der Orthese?**

Ja       Nein

Wenn **ja**, wo?

**2.20 Wie komfortabel fühlte sich der Daumenunterstützer heute beim Tragen an?**

Sehr komfortabel (6)

Gar nicht komfortabel (1)

6       5       4       3       2       1

**2.21 Würden Sie den Daumenunterstützer Kollegen, Freunden oder Familie empfehlen?**

Auf jeden Fall (6)

Auf gar keinen Fall (1)

6       5       4       3       2       1

**2.22 Bevorzugen sie das Arbeiten mit oder ohne Daumenunterstützer?**

Das Arbeiten mit Unterstützer (6)

Das Arbeiten ohne Unterstützer (1)

6       5       4       3       2       1

**Abschließende Kommentare und Verbesserungsvorschläge**

---



---



---



---



---

Bitte nutzen Sie den Daumenunterstützer weiter, auch wenn die ersten Bewertungen vielleicht negativ ausfallen. Meistens ist es eine Frage der Eingewöhnung, wenn man ein neues Hilfsmittel ausprobiert/ einsetzt.

Falls sie starke Probleme oder Scherzen haben, geben Sie ihrem Vorarbeiter oder Meister einen Hinweis. Wir werden dann versuchen den Daumenunterstützer für Sie zu optimieren, damit Sie den Versuch erfolgreich zu Ende bringen können.

## Dritter Fragebogen

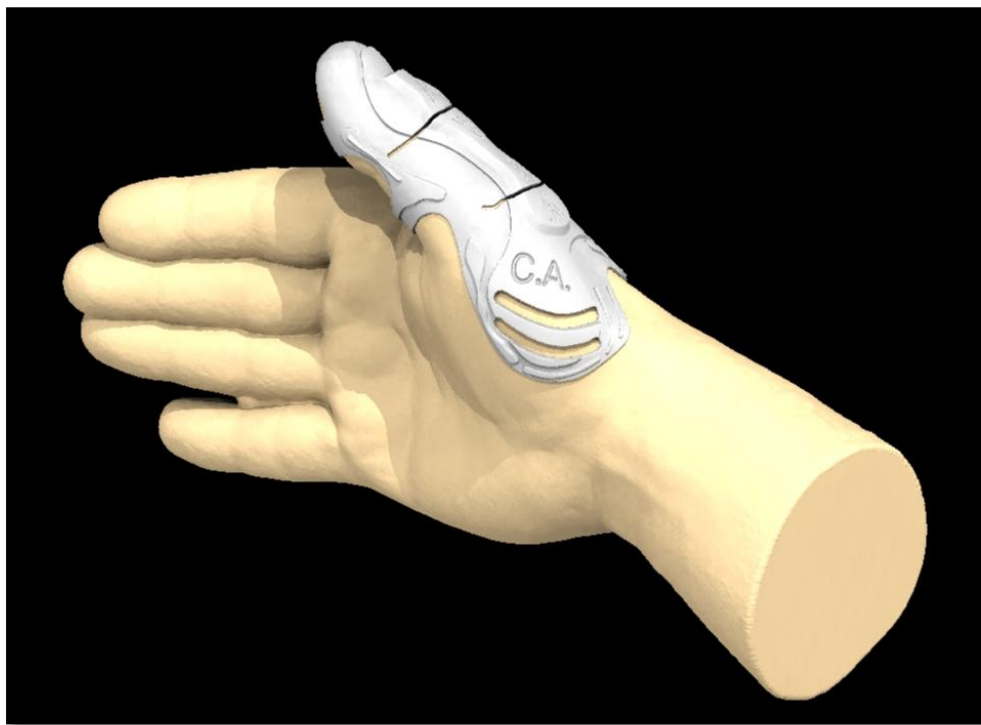
### Finaler Fragebogen: Bewertung der flexiblen Daumenunterstützung für die Montage von Stopfen und Clipsen nach 4 Wochen

Vielen Dank, dass Sie an der Studie teilnehmen. Alle Angaben werden anonym behandelt und ausgewertet. Lediglich die Studienleitung kann ihren Namen einsehen.

Die Antworten dieser Studie werden **nicht** für Personal- oder Versicherungsentscheidungen verwendet. Dies ist der letzte Fragebogen, den sie **einen Monat** nach Erhalt des Daumenunterstützers ausfüllen sollen. Bitte füllen Sie die 20 Fragen so aus, wie Sie heute empfinden.

Bitte tragen Sie hier ihren **Namen** ein:

### Validierung des Prototypen



**2.23 Ist der Daumenunterstützer zu schwer?**

- Ja       Nein

**2.24 Ist die Unterstützung flexibel genug bzw. ist die Bewegungsfreiheit ausreichend?**

- Ja       Nein, Begründung:

**2.25 Ergeben sich Druckstellen bei der Nutzung des Daumenunterstützers?**

- Ja       Nein

Wenn **ja kennzeichnen** Sie die Stellen bitte in der oben stehenden **Grafik**.  
**(Mehrfachnennungen erlaubt)**

**2.26 Ist eine ausreichende Verstellbarkeit gewährleistet?**

- Ja       Nein

Falls **nein**, an welchen Stellen ist die Verstellbarkeit nicht ausreichend?

**2.27 Traten andere Unannehmlichkeiten auf, wie z.B. Schweißbildung?**

- Ja       Nein

Falls **ja**, an welchen Stellen bildet sich vermehrt Schweiß? **(Mehrfachnennungen erlaubt)**

- Daumenspitze       Daumenoberseite       Daumenunterseite  
 im Bereich der Daumenwurzel       am Handgelenk

**2.28 Ergeben sich Hautreizungen oder kratzt der Unterstützer?**

- Ja       Nein

Falls **ja**, an welchen Stellen kratzt der Unterstützer? **(Mehrfachnennungen erlaubt)**

- Daumenspitze       Daumenoberseite       Daumenunterseite  
 im Bereich der Daumenwurzel       am Handgelenk

**2.29 Wurde der Unterstützer zur Stopfenmontage dauerhaft getragen?**

- Ja       Nein

Falls **nein**:

Wie viel Prozent ihrer gesamten Schicht haben sie den Daumenunterstützer in den letzten drei Tagen getragen?



Warum haben Sie den Daumenunterstützer nicht regelmäßig getragen?

**2.30 Konnte der Unterstützer ohne fremde Hilfe alleine angelegt werden?**

- Ja       Nein

**2.31 War das Anlegen in weniger als ca. 15s möglich?**

- Ja       Nein

**2.32 Hat das Eindrücken der Stopfen mit angelegter Unterstützung länger gedauert?**

- Ja       Nein

**2.33 Behinderte der Daumenunterstützer das Ergreifen der Stopfen?**

- Ja       Nein

Wenn **ja**, wie?

**2.34 Hat der Daumenunterstützer das Erfühlen von Bauteilen eingeschränkt?**

- Ja       Nein

**2.35 Hat der Daumenunterstützer das Eindrücken der Stopfen erleichtert (=weniger Kraft)?**

- Ja       Nein

**2.36 Wurden die Belastungen am Daumen reduziert (=weniger Schmerz)?**

- Ja       Nein

Falls **ja**, wie stark?

Starke Belastungsreduzierung (6)

Gar keine Belastungsreduzierung (1)

- 6       5       4       3       2       1

**2.37 War ihr Daumen weniger müde am Ende des Arbeitstages im Vergleich zur Arbeit ohne Daumenunterstützer?**

Weniger müde (6)

Mehr müde (1)

- 6       5       4       3       2       1



**2.38 Ergaben sich Schmerzen durch das Tragen der Orthese?**

Ja       Nein

Wenn **ja**, wo?

**2.39 Wie komfortabel fühlte sich der Daumenunterstützer heute beim Tragen an?**

Sehr komfortabel (6)

Gar nicht komfortabel (1)

6       5       4       3       2       1

**2.40 Würden Sie den Daumenunterstützer Kollegen, Freunden oder Familie empfehlen?**

Auf jeden Fall (6)

Auf gar keinen Fall (1)

6       5       4       3       2       1

**2.41 Bevorzugen sie das Arbeiten mit oder ohne Daumenunterstützer?**

Das Arbeiten mit Unterstützer (6)

Das Arbeiten ohne Unterstützer (1)

6       5       4       3       2       1

**2.42 Werden Sie den Daumenunterstützer nach dem Versuch weiter nutzen?**

Auf jeden Fall (6)

Auf gar keinen Fall (1)

6       5       4       3       2       1

**Abschließende Kommentare und Verbesserungsvorschläge**

---



---



---



---

Vielen Dank für die Teilnahme an dieser Studie und das ehrliche und konsequente Ausfüllen des Fragebogens. Zögern Sie nicht ihren Vorarbeiter anzusprechen, falls der Daumenunterstützer bei weiterem Gebrauch kaputt gehen sollte. Ihr Vorarbeiter wird mit uns Kontakt aufnehmen und Sie bekommen einen neuen Daumenunterstützer.