

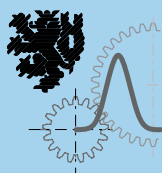
Reihe 22

Mensch-Maschine-
Systeme

Aydin Ünlü, M.Sc.,
Viersen

Nr. 37

Ergonomie Verfahren zur objektiven Analyse der Handbelastung



Ingenieurwissenschaftliche Berichte des
Lehrstuhls für Konstruktion
an der Bergischen Universität Wuppertal

Ergonomie Verfahren zur objektiven Analyse der Handbelastung

Dissertation
zur Erlangung eines Doktorgrades
(Dr.-Ing.)

im
Fakultät für Maschinenbau und Sicherheitstechnik
der
Bergischen Universität Wuppertal

– Lehrstuhl Konstruktion –

vorgelegt von
Aydin Ünlü
geboren in Viersen

Wuppertal 2016

Referent: Prof. Dr. -Ing. Peter Gust (Bergische Universität Wuppertal)

Korreferent: Prof. Dr. -Ing. habil. Karsten Kluth (Universität Siegen)

Fortschritt-Berichte VDI

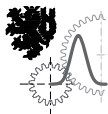
Reihe 22

Mensch-Maschine-
Systeme

Aydin Ünlü, M.Sc.,
Viersen

Nr. 37

Ergonomie Verfahren zur objektiven Analyse der Handbelastung



Ingenieurwissenschaftliche Berichte des
Lehrstuhls für Konstruktion
an der Bergischen Universität Wuppertal

Ünlü, Aydin

Ergonomie Verfahren zur objektiven Analyse der Handbelastung

Fortschr.-Ber. VDI Reihe 22 Nr. 37. Düsseldorf: VDI Verlag 2017.

158 Seiten, 112 Bilder, 16 Tabellen.

ISBN 978-3-18-303722-3, ISSN 1439-958X,

€ 57,00/VDI-Mitgliederpreis € 51,30.

Für die Dokumentation: Einflussfaktoren – Produktgestaltung – Belastungsbewertung – Handgewebebelastung – Handgelenkbelastung – Simulationsmodell – Druckverteilung – Messsystem – Belastungsindex

Die Hand steht ständig in Kontakt mit Produkten und wird dabei unterschiedlich belastet. Um Handbelastungen objektiv zu analysieren, werden in dieser Arbeit zwei Verfahren entwickelt und vorgestellt, die eine Simulation der Handgewebebelastung sowie eine Messung der Handgelenkbelastung ermöglichen. Um diese Verfahren zu realisieren, wird neben einem digitalen Handmodell auch ein Handsystem (Sensorhandschuh) entwickelt. Zu den Ergebnissen des digitalen Handmodells gehören die Untersuchung der Materialeigenschaften sowie die Bewegungssimulation von Greifvorgängen. Aus der Simulation können anschließend Vorschläge zur ergonomischen Produktgestaltung – so zum Beispiel bereits für das CAD-Modell – abgeleitet werden. Ein wesentlicher Beitrag des Sensorhandschuhs ist dabei die Ermittlung der Einflussfaktoren von Beobachtungsverfahren zur Bestimmung des Belastungsindex. Im Vergleich zur klassischen Vorgehensweise zeigen die Ergebnisse am Ende eine höhere Genauigkeit bei schnellerer Bewertung der Handgelenkbelastung.

Bibliographische Information der Deutschen Bibliothek

Die Deutsche Bibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliographie; detaillierte bibliographische Daten sind im Internet unter <http://dnb.ddb.de> abrufbar.

Bibliographic information published by the Deutsche Bibliothek

(German National Library)

The Deutsche Bibliothek lists this publication in the Deutsche Nationalbibliographie

(German National Bibliography); detailed bibliographic data is available via Internet at <http://dnb.ddb.de>.

D 468

© VDI Verlag GmbH · Düsseldorf 2017

Alle Rechte, auch das des auszugsweisen Nachdruckes, der auszugsweisen oder vollständigen Wiedergabe (Fotokopie, Mikrokopie), der Speicherung in Datenverarbeitungsanlagen, im Internet und das der Übersetzung, vorbehalten.

Als Manuskript gedruckt. Printed in Germany.

ISSN 1439-958X

ISBN 978-3-18-303722-3

Vorwort

Bevor ich die vorliegende Arbeit mit dem Forschungsschwerpunkt der Ergonomie begann, erlitt ich gesundheitliche Probleme an beiden Händen. Dabei kam es aufgrund einer Überbelastung beinahe zum Mondbeintod im linken Handgelenkwurzelknochen. Durch einen Kahnbeinbruch, der operativ mit einer Titanschraube zusammengeschmolzen ist, sowie einem Riss am Sattelgelenk des Daumens, leidet mein rechtes Handgelenk nun an Arthrose. Mit Blick auf die Aussage eines Handchirurgen, dass keine Möglichkeit existiere, die Schmerzen in Gänze zu lindern, befasste ich mich nun seit einiger Zeit mit der Frage, mit welchen Mitteln Handschmerzen verringert werden können.

Die Suche nach Antworten auf genau diese Frage ist die wesentliche Motivation für die vorliegende Dissertation gewesen. Als in diesem Zusammenhang der Vorschlag zur Themenrichtung „Objektivierung der Ergonomie“ von Herrn Professor Peter Gust kam, konnte diese Arbeit anschließend realisiert werden. Daher gilt ein besonderer Dank meinem Doktorvater Herrn Professor Peter Gust. Darüber hinaus danke ich Herrn Professor Karsten Kluth von der Universität Siegen für die Betreuung sowie Förderung dieser Arbeit.

Ebenso möchte ich mich ganz herzlich bei meinem Kollegen Frank Mersch für die vielen fachlichen Diskussionen und die angenehme Atmosphäre im Büro bedanken. Ohne seine kritischen Anmerkungen und seinen Sachverstand wäre die Arbeit nicht zu der geworden, die sie heute ist. Auch allen anderen (ehemaligen) Kollegen des Lehrstuhls gilt mein Dank für deren Zuspruch und die positive Arbeitsatmosphäre.

Ohne die tatkräftige Unterstützung vieler Studenten und Studentinnen wäre diese Arbeit in dieser Zeit nicht zu bewältigen gewesen. Erwähnen möchte ich an dieser Stelle daher

gerne folgende Studenten: Tobias Bulert, Max Hoppe, Huan Xin, sowie Preeti Dhandam und Thorsten Zahn.

Ein weiterer Dank geht auch an Herrn Dr. Stephan Riedel (Sanofi-Aventis), Herrn Wolfgang Schneider (Lean Concept) sowie an Herrn Dr. Christian John (Bergische Universität Wuppertal), diese Personen haben mir immer mit wertvollen Ratschlägen zur Seite gestanden. Außerdem danke ich Herrn Hansen und Herrn Leuchtenberg (CMV Hoven) für die Ermöglichung der Druckmessungen und Herrn Sanker (Freund) für die Zusammenarbeit. Daneben gilt ebenso ein Dank an Sandra Krieger, insbesondere für die Korrektur meiner Arbeit.

Abschließend bedanke ich mich bei meiner Verlobten Emine, die mir immer wieder die nötige Kraft gegeben hat, auch schwierige Phasen durchzustehen. Zudem bedanke ich mich bei meinem Bruder Nedim und Onkel Kenan, die mich während der Promotion ermutigt haben. Und zum Schluss danke ich meinen Eltern Fatma und Nihat für ihre Unterstützung über all die Jahre.

Viersen, den 06.06.2017

gez. Aydin Ünlü

Inhaltsverzeichnis

Nomenklatur	VIII
Kurzfassung	XI
Abstract	XII
1 Einleitung	1
1.1 Motivation und Hintergrund	1
1.2 Zielsetzung und Beitrag	2
1.3 Aufbau der Arbeit	4
2 Einführung in die Ergonomie	6
2.1 Ergonomie in der Produktgestaltung	6
2.1.1 Einflussfaktoren der Produktgestaltung	7
2.1.2 Hinweise zur Produktgestaltung	10
2.2 Belastungssituation bei der Nutzung von Produkten	12
2.2.1 Einflussfaktoren der Produktnutzung	13
2.2.2 Hinweise zur Belastungsminderung bei der Produktnutzung	14
3 Literaturrecherche zur Bewertung der Handbelastung	16
3.1 Bewertung der Handgewebebelastung	16
3.1.1 Bewertung der Belastung im Hautgewebe	18
3.1.2 Simulation der Druckverteilung	22
3.2 Bewertung der Handgelenkbelastung	28
3.2.1 Bewertung der Belastung im Handgelenk	28
3.2.2 Messung der Handbelastung	32
3.3 Diskussion der Literaturrecherche	34

4	Handmodell zur Simulation der Handgewebebelastung	37
4.1	Grundlagen zur Bewertung der Handgewebebelastung	37
4.1.1	Experiment zur Bewertung der Handgewebebelastung	38
4.1.2	Ergebnisse	40
4.2	Erstellung des Handmodells	44
4.2.1	Geometrie	44
4.2.2	Eigenschaften der Hand	47
4.3	Anwendung des Handmodells	59
4.3.1	Einflussanalyse zur Griffgestaltung	60
4.3.2	Einflussanalyse zur Kappengestaltung	70
4.4	Diskussion des Handmodells	78
5	System zur Messung der Handgelenkbelastung	81
5.1	Grundlagen zur Bewertung der Handgelenkbelastung	81
5.1.1	Experiment zur Bewertung der Handgelenkbelastung	82
5.1.2	Ergebnisse	84
5.2	Entwicklung des Handsystems	87
5.2.1	Kalibrierung	90
5.2.2	Programmierung	94
5.3	Anwendung des Handsystems	97
5.3.1	Versuchsdurchführung	98
5.3.2	Versuchsergebnisse	101
5.3.3	Überprüfung der Genauigkeit	104
5.4	Diskussion des Handsystems	107
6	Objektive Handbelastungsanalyse	110
6.1	Darstellung der Verfahren	110
6.2	Entwicklungsaussichten	111
6.2.1	Comfortyping	112
6.2.2	Sensaglove	115
	Zusammenfassung und Ausblick	117

A	Anhang	120
A.1	Handanthropometrie	120
A.2	Kompressionsversuche	122
A.3	FSR-Sensor	124
A.4	Werkstattzeichnungen	127
A.5	Schaltplan	130
A.6	Programmablaufplan	132
A.7	Quellcode	135
	Literatur	137

Nomenklatur

Formelzeichen

F_L	Längskraft [N]
F_Q	Querkraft [N]
F_N	Normalkraft [N]
PPT	Pressure Pain Thresholds [kPa]
PDT	Pressure Discomfort Thresholds [kPa]
PLD	Percentage Load Distribution [%]
\bar{P}	Mittlerer Druck [kPa]
P_{max}	Maximaler Druck [kPa]
s	Steifigkeit [$\frac{N}{mm}$]
E	Elastizitätsmodul [MPa]
σ	Normalspannung [MPa]
ε	Dehnung/Stauchung [%]
μ	Querkontraktionszahl [–]
ρ	Dichte [$\frac{kg}{m^3}$]
ξ	Dämpfungsgrad [–]
V_{out}	Ausgangsspannung [V]
R_m	Vorwiderstand [Ω]
R_{FSR}	FSR Widerstand [Ω]

Abkürzungen

CAD	Computer Aided Design
CATIA	Computer Aided Three-Dimensional Interactive Application
FEM	Finite Elemente Methode
MKS	Methode der Mehrkörpersysteme
FSR	Force Sensing Resistor
FDR	Force Distributing Rigid
DOF	Degrees of Freedom
LMM	Leitmerkalmethode
MA	Manuelle Arbeit
RULA	Rapid Upper Limb Assessment
CP	Category Partitioning
CR	Category Ratio
R	Radius
B	Breite
L	Länge
CT	Computertomographie
P	Palmar
Q	Thenar
O	Hypothenar
IE	Anstrengungsintensität
DE	Anstrengungsdauer
EM	Anstrengungshäufigkeit
HWP	Handhaltung
SW	Arbeitsgeschwindigkeit
DD	Arbeitsdauer
E	Dorsal Extension
F	Palmar Flexion
D	Ulnar Deviation

JSI	Job Strain Index
HAL	Handaktivitätsgrad
EMG	Elektromyographie
ADC	Analog-Digital-Converter
LCD	Liquid Crystal Display
PLX	Parallax
DAQ	Data Acquisition
PAP	Programmablaufplan
PPT	Druckschmerzgrenze
PDT	Druckdiskomfortgrenze
PLD	Prozentuale Lastverteilung
ACGIH	American Conference of Governmental Industrial Hygienists

Kurzfassung

Die Hand steht ständig in Kontakt mit Produkten und wird dabei unterschiedlich belastet. Hohe Belastungen, die im Handgewebe sowie im Handgelenk entstehen, können zu Beginn unangenehme Empfindungen hervorrufen und im schlimmsten Fall zu typischen Handkrankheiten führen. Um Handbelastungen objektiv zu analysieren, werden in dieser Arbeit zwei Verfahren entwickelt und vorgestellt, die eine Simulation der Handgewebebelastung sowie eine Messung der Handgelenkbelastung ermöglichen. Dabei beschränken sich die Verfahren auf statische Belastungen. Um diese Verfahren zu realisieren, wird neben einem digitalen Handmodell auch ein Handsystem (Sensorhandschuh) entwickelt. Zu den Ergebnissen des digitalen Handmodells gehören die Untersuchung der Materialeigenschaften sowie die Bewegungssimulation von Greifvorgängen. Zusätzlich zu den Materialeigenschaften werden Elastizitätsmodule der Handgewebe ermittelt und die Drucksimulation mit Druckmessungen verglichen. Bei den Greifvorgängen werden neben einer Druckanalyse auf der Handinnenfläche zwei besondere Greifarten der Finger zur Kappengestaltung von Insulinspritzen simuliert. Aus der Simulation können anschließend Vorschläge zur ergonomischen Produktgestaltung – so zum Beispiel bereits für das CAD-Modell – abgeleitet werden. Ein wesentlicher Beitrag des Sensorhandschuhs ist dabei die Ermittlung der Einflussfaktoren von Beobachtungsverfahren zur Bestimmung des Belastungsindex. Zur Klassifikation der Einflussfaktoren werden Kraft- und Winkelsensoren eingesetzt und das Verfahren darüber hinaus anhand eines Beispiels aus der Montage geprüft. Im Vergleich zur klassischen Vorgehensweise zeigen die Ergebnisse am Ende eine höhere Genauigkeit bei schnellerer Bewertung der Handgelenkbelastung.

Abstract

The hand is constantly in contact with products and therefore stressed differently. Heavy strain on the tissues of the hand and wrist is the cause of unpleasant sensation and can lead to common hand diseases in the worst case. In this work, two methods are developed and presented to analyze the hand strain objectively. These methods allow the simulation of hand tissue strain and the measurement of wrist strain. The methods are limited to static strains. To realize this method, a digital hand model and a hand system (sensor glove) have been developed. Final results of the digital hand model include the investigation of the material properties and the animation of grasping. For the material properties the Young's Modulus of the hand tissue are determined and the pressure simulation with pressure measurements proved. For gripping, two special grasping kinds of fingers, to the cap design of insulin pens, are simulated and a strain analysis on the palm performed. Out of the simulation, proposals for ergonomic product design for the CAD model can be derived. A significant contribution of the sensor glove is to determine the strain factors of monitoring method of determining the job strain index. For classifying the strain factors, force and angle sensors, are used and the procedure for an example of the assembly was tested. Compared to the classical approach, the results show a higher accuracy in faster review of wrist strain.

1 Einleitung

1.1 Motivation und Hintergrund

Die menschliche Hand steht ständig in Berührung mit Produkten verschiedener Art. Insbesondere Arbeitsmittel als direkte Schnittstelle zum Nutzer beeinflussen in hohem Maße Empfindungen wie Ermüdung, Schmerz oder Komfort. Um für den Menschen beeinträchtigungsfreie und gesundheitlich unbedenkliche Arbeitsbedingungen zu schaffen, ist die Industrie dauerhaft bemüht, ergonomische Produkte zu entwickeln. Insbesondere der Grad der Handbelastung (Handgewebe- und Handgelenkbelastung) spielt bei der Produktgestaltung sowie bei der Produktnutzung eine entscheidende Rolle in Bezug auf die ergonomische Qualität.

Die Bewertung der Handgewebebelastung während des Prozesses der Produktgestaltung erfordert langjährige Erfahrungen im Bereich des Komforts. Um eine komfortable Produktgestaltung zu ermöglichen, werden häufig Prototypen erstellt und kostenintensive Messsysteme sowie repräsentative Versuchspersonen herangezogen. Diese Bewertungen sind meist sowohl mit großem zeitlichen Aufwand als auch mit hohen Kosten verbunden. In der Regel werden ergonomische Probleme in Bezug auf den Komfort deshalb lediglich als Empfindung kommuniziert und nicht durch objektive Messgrößen belegt.

Die Bewertung der Handgelenkbelastung während der Produktnutzung verlangt ebenso Kenntnisse in der Physiologie und Anatomie der Hand. Um die Produktergonomie während der Anwendung zu überprüfen, werden in Unternehmen entweder Fachleute mithilfe von Ergonomie-Seminaren ausgebildet oder aber externe Ergonomen beauftragt. Da die Bewertung aufgrund klassischer Beobachtungsmethoden subjektiv verläuft, ist das Resultat

der Bewertung meist ungenau und je nach Prüfer unterschiedlich. Schließlich können ungenaue Ergebnisse typische Handkrankheiten oder teure Umrüstungen verursachen.

In der ergonomischen Belastungsanalyse von handgeführten Produkten fehlen objektive Verfahren, um Belastungen messbar zu machen, wie dies beispielsweise für die Überprüfung des Sitzkomforts umgesetzt ist. Dabei lässt sich die Druckbelastung des Sitzkomforts simulations- und messtechnisch erfassen sowie darüber hinaus mit anderen Sitzen vergleichen (Mergl 2006). Die vorliegende Arbeit befasst sich daher mit der Entwicklung von objektiven Verfahren zur Ermittlung der Handbelastung bei der Produktgestaltung sowie bei der Produktnutzung.

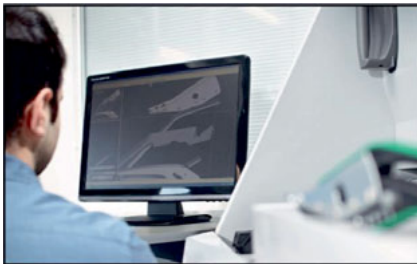
1.2 Zielsetzung und Beitrag

Das erste Ziel dieser Arbeit ist es, ein Verfahren zur Simulation der Druckbelastung im Handgewebe zu entwickeln, welches bereits am CAD-Modell eine ergonomische Produktgestaltung ermöglicht. Da die Druckverteilung erheblichen Einfluss auf das Komfortempfinden bewirkt, sollen auf Basis einer Druckanalyse Empfehlungen zur Produktauslegung abgegeben werden. Spezifisch meint dies den Zustand des Pressens von Produkten auf das Handgewebe. Konkret werden hier für die Handgewebebelastung andere Spannungen wie Scherspannungen außer Acht gelassen. Im Hinblick auf die erwähnte Anwendung beschränkt sich das Modell auf eine abstrakte Repräsentation der Interaktionen zwischen Hand und Produkt. Dabei reicht ein idealisiertes Modell mit linearer Materialverformung aus, um Druckverhältnisse wiederzugeben, die auch gemessen werden können. Der wissenschaftliche Beitrag soll mit Bezug zur Analyse der Einflussfaktoren in der virtuellen Umgebung entstehen. Dabei ist das Ziel die Modell- und nicht die Tool-Entwicklung.

Zweites Ziel dieser Arbeit ist es, ein Verfahren zur Messung der Handbelastung, insbesondere am Handgelenk zu entwickeln. Mit der objektiven Handgelenkbelastung soll eine Aussage über die ergonomische Qualität von handgeführten Produkten sowie Prozessen möglich gemacht werden. Um eine Basis zur Messung der Handbelastung darzustellen, ist ein

Messsystem als Prototyp zu entwickeln. Dabei beschränkt sich das System auf die Einordnung der Kräfte und Haltungen in Bezug zur Dauer entsprechend der Vorgabe von Belastungsgrenzen einer Beobachtungsmethode. Der wissenschaftliche Beitrag soll durch die Objektivierung der Handgelenkbelastung entstehen.

Die Arbeit ist thematisch dem Bereich der Ergonomie zuzuordnen. Zum einen geht es um die Belastung im Handgewebe, zum anderen um die im Handgelenk. Abbildung 1.1 veranschaulicht die Bewertungsverfahren inklusive der einzelnen Teilziele. Die Grundlage für die Entwicklung einer objektiven Beurteilung der Druckbelastung im Handgewebe (Gewebebelastung) bildet ein digitales Handmodell. Die Basis der Entwicklung einer objektiven Beurteilung der Belastung im Handgelenk (Gelenkbelastung) bildet ein Sensorhandschuh. Mit beiden Verfahren soll eine ergonomische Produktgestaltung sowie Produktnutzung objektiv unterstützt werden.



Digitales Handmodell

- Simulation von Geometrie- und Materialvariation
- Objektive Bewertung der Handgewebebelastung
- Vorschläge zur ergonomischen Produktgestaltung

Sensorhandschuh

- Messung der Kraft und Handhaltung in Bezug zur zeitlichen Komponente
- Objektive Bewertung der Handgelenkbelastung
- Vorschläge zur ergonomischen Produktnutzung



Abbildung 1.1 Zielsetzung und Beitrag der Arbeit

1.3 Aufbau der Arbeit

In Kapitel 2 geht es um die Einführung in die Ergonomie zur Beschreibung der Grundlagen und der Begriffsdefinition. Darüber hinaus werden dadurch die Einflussfaktoren sowohl in der Produktgestaltung als auch in der Produktnutzung beschrieben und zum Schluss dazu Hinweise gegeben.

In Kapitel 3 werden zunächst einige, für diese Arbeit relevante Verfahren zur Bewertung der Handgewebebelastung sowie der Handgelenkbelastung diskutiert. Die Verfahren zur Druckbewertung spielen bei der Handgewebebelastung eine wichtige Rolle und sind daher bei der Drucksimulation einzusetzen. Zur Drucksimulation werden anschließend digitale Handmodelle beschrieben. Für die Handgelenkbelastung werden zwei grundlegende Verfahren sowie Messsysteme zur Ermittlung von Kräften und Haltungen dokumentiert. Abschließend wird die Literaturrecherche in einer Schlussfolgerung diskutiert sowie die Zieldefinition konkretisiert.

Kapitel 4 befasst sich mit der Entwicklung eines Handmodells zur Simulation der Druckverteilung im Handgewebe. Zunächst erfolgt eine grundlegende Untersuchung hinsichtlich der Druckempfindung. Anschließend wird mit ermittelten Geometrie- und Materialeigenschaften ein Modell der menschlichen Hand erstellt. Zum Abschluss wird das Modell mit Druckmessungen geprüft, die Anwendung für zwei handgeführte Produkte durchgeführt und zuletzt alle Ergebnisse zusammengefasst.

In Kapitel 5 wird zur Messung der Handgelenkbelastung ein Sensorhandschuh entwickelt und auch getestet. Zu Beginn veranschaulicht eine Anwendung zur Bewertung der Handbelastung die Vorgehensweise der Beobachtungsmethode. Für diese Vorgehensweise wird anschließend ein Prototyp entwickelt und mit Kraft- sowie Winkelmessungen validiert. Die Anwendung in Bezug auf eine Montagetätigkeit sowie eine Zusammenfassung der Ergebnisse beschließt diesen Abschnitt der Arbeit.

Kapitel 6 stellt beide Verfahren zur Analyse der Handbelastung als einen Prozess dar. Dazu werden die Ergebnisse der Dissertation zusammengefasst. Darüber hinaus werden Entwicklungsperspektiven zur Objektivierung der Ergonomie aufgezeigt. Bei diesen Entwicklungsaussichten handelt es sich um Ansätze zur Weiterentwicklung der Handbelastungsanalyse.

Zusammenfassend gliedert sich die Arbeit in folgende vier Kapitel:

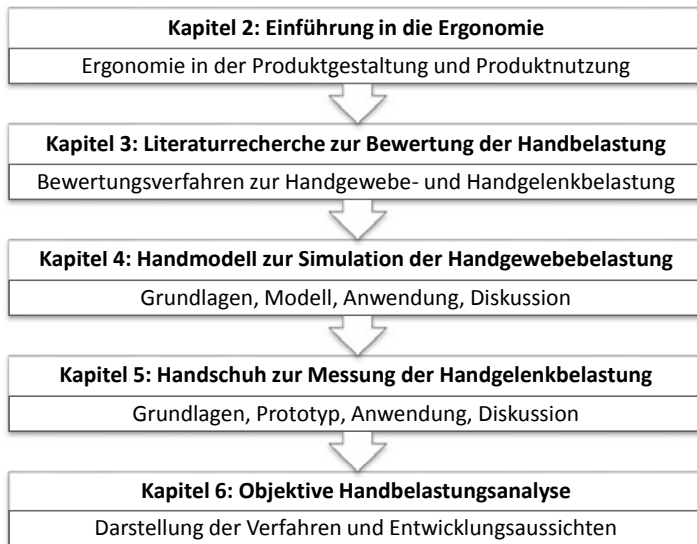


Abbildung 1.2 Aufbau der Arbeit

2 Einführung in die Ergonomie

2.1 Ergonomie in der Produktgestaltung

Die ergonomische Produktgestaltung erfordert laut (Bullinger und Solf 1979) eine systematische Vorgehensweise und teilt sich in die Phasen Grobanalyse, Feinanalyse sowie Gestaltung auf (siehe Abbildung 2.1). Bei der Grob- und Feinanalyse werden alle Belastungsgrößen hinterfragt, die Einfluss auf die ergonomische Gestaltung von handgeführten Produkten haben können. Im nächsten Abschnitt befindet sich ein kurzer Überblick über die Einflussfaktoren, die für die vorliegende Arbeit eine wichtige Rolle spielen. Für detailliertere Ausführungen zu den verschiedenen Einflussfaktoren wird auf die Fachliteratur von (Bullinger und Solf 1979) verwiesen.

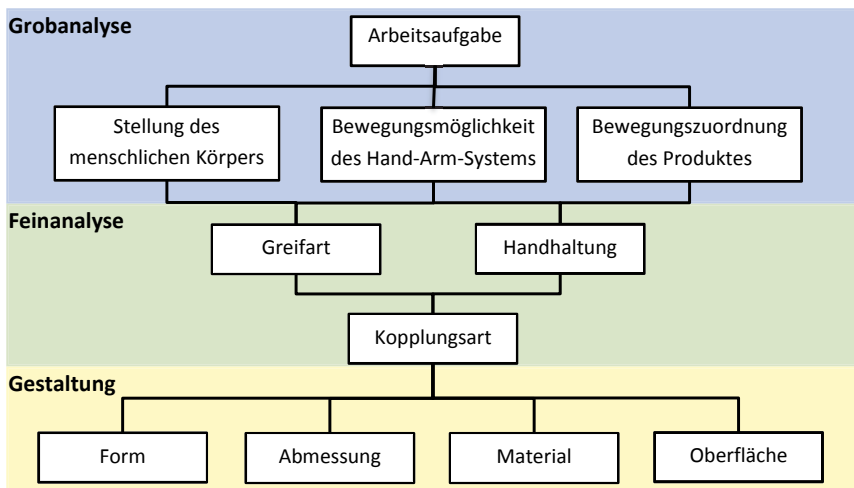


Abbildung 2.1 Ergonomische Produktgestaltung (Bullinger und Solf 1979)

2.1.1 Einflussfaktoren der Produktgestaltung

Bei der Grobanalyse geht es um die Untersuchung der Aufgabe, der Körperhaltung und der Bewegungsmöglichkeit sowie -zuordnung des Hand-Arm-Systems. Die Körperhaltung wird in die Grundtypen Sitzen, Stehen und Liegen sowie Knien und Hocken unterteilt. Die Stellung des Körpers bezieht sich dabei auf die Median-, Transversal- und Horizontalebene bezogen auf den Körpermittelpunkt (Bullinger und Solf 1979).

Zur Bewegungsmöglichkeit des Hand-Arm-Systems sind Gelenkfreiheitsgrade, angefangen bei Scharnier- und Zapfengelenken (jeweils 1 Freiheitsgrad), über Sattelgelenke (2 Freiheitsgrade) bis hin zu Kugelgelenken (mit 3 rotatorischen Freiheitsgraden) zu beachten (Bullinger und Solf 1979). In Abbildung 2.2 sind alle Gelenke und Glieder des Hand-Arm-Systems dargestellt. Bei extremen Gelenkwinkeln können Zwangshaltungen von großen Körperteilen zu ungünstigen Körperhaltungen – wie beispielsweise seitlich verdrehte Oberkörper oder Rundrücken – führen (Strasser und Bullinger 2007).

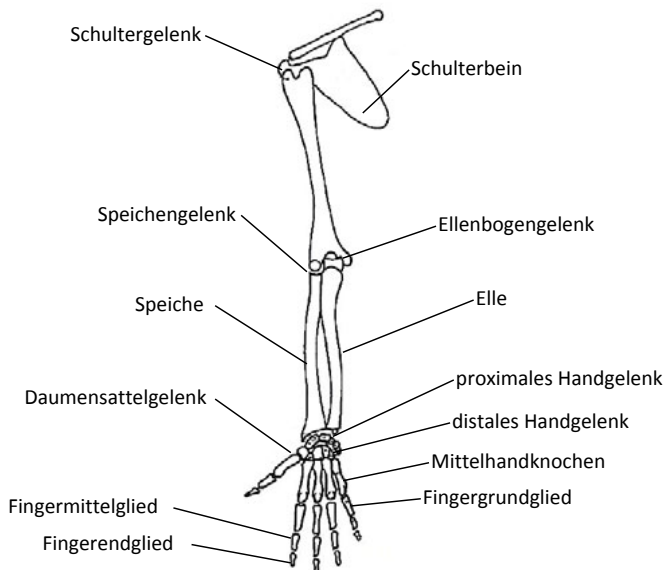


Abbildung 2.2 Hand-Arm-System (Bullinger und Solf 1979)


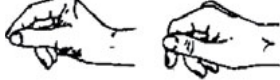










Die Grobanalyse endet mit der Bewegungszuordnung zwischen den Funktionsrichtungen des Produktes und den Bewegungsmöglichkeiten der Hand. So sollte zum Beispiel die Bewegung einer hohen Kraftübertragung den Fingermittegliedern zugeordnet werden, da diese im Vergleich zu den restlichen Gliedern die höchsten Kräfte übertragen können. Die Zuständigkeit für Feinarbeit wiederum fällt in den Bereich der Fingerendglieder (Bullinger und Solf 1979).

Bei der Feinanalyse geht es um die Untersuchung der Greif- sowie Kopplungsart und der Handhaltung. Diese beeinflussen insbesondere die Kraft, Dauer und die Genauigkeit der Produktnutzung (Bullinger und Solf 1979).

Bei den Greifarten wiederum werden nach (Bullinger und Solf 1979) Kontakt-, Umfassungs- sowie Zufassungsgriff unterschieden (siehe Tabelle 2.1). In der Arbeit von (Heumer 2010) werden die Greifarten Umfassungs- sowie Zufassungsgriff folgendermaßen beschrieben. Beim Umfassungsgriff wird der Griff mit der Handfläche umklammert. Generelles Ziel dieser Form einer Greifart ist es, möglichst viel Kraft mit geringer Genauigkeit und Zeitaufwand auf ein Produkt ausüben zu können. Beim Zufassungsgriff hingegen wird das Produkt von den Fingern gehalten. Es besteht dabei also kein Handflächenkontakt. Die Nutzung des Zufassungsgriffes liegt in der Regel darin begründet, eine möglichst gute Feinkontrolle über das gehaltene Produkt zu erlangen. Nach der Literaturrecherche von (Zadeh und Mohammed 2015) wird der Begriff Zufassungsgriff oft als Pinchgriff oder Präzisionsgriff bezeichnet, der Umfassungsgriff wiederum als Powergriff bzw. Kraftgriff.

Die Kopplungsart gibt an, ob die Kraftübertragung zwischen Hand und dem Produkt kraftschlüssig (reibschlüssig) oder formschlüssig erfolgt. Die Literatur von (Bullinger und Solf 1979) beschreibt hierzu, dass bei einer kraftschlüssigen Kraftübertragung, beispielsweise bei einem Schraubendreher, zur Erhöhung der Reibung zwischen Handfläche und Griff eine hohe Greifkraft erforderlich ist. Im Gegensatz dazu ist bei einer formschlüssigen Kopplung die Greifkraft (z. B. beim T-Griff) minimal (Bullinger und Solf 1979).

Tabelle 2.1 Greifarten nach (Bullinger und Solf 1979)

Kontaktgriff	Zufassungsgriff	Umfassungsgriff
1 Finger 	2 Finger 	2 Finger 
Daumen 	3 Finger 	3 Finger 
Hand 	5 Finger 	4 Finger 
Handkamm 	Hand 	Hand 

Laut (Bullinger und Solf 1979) werden in Bezug zur Handachse dorsal, palmar oder ulnar sowie radial Haltungen unterschieden (siehe Abbildung 2.3). Von neutraler Haltung spricht man, wenn Handlängsachse und Unterarm fluchten. Je nach Handhaltungen können unterschiedlich hohe Kräfte übertragen werden. Zum Beispiel können nach dem Kräftegesetz von (Bullinger und Solf 1979) aus dem dorsal-palmar Bewegungsbereich die höhere Kräfte im Gegensatz zur ulnar-radial Bewegungsbereich erreicht werden. Bei der dorsal-palmaren Handhaltung ist allerdings die so genannte Sehneninsuffizienz zu beachten, welche aufgrund ungünstiger Vorspannung des Systems aus Fingerschließmuskulatur, Sehnen sowie Fingergliedern zu Kraftverlust führen kann (Strasser und Bullinger 2007).

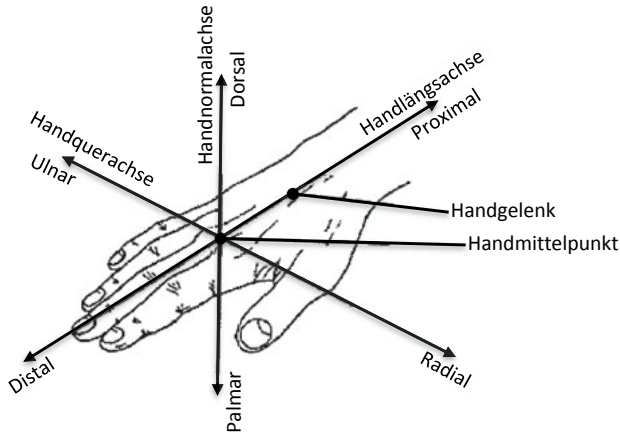


Abbildung 2.3 Bewegungsrichtungen der Hand nach (Bullinger und Solf 1979)

2.1.2 Hinweise zur Produktgestaltung

Hinweise zur Produktgestaltung ergeben sich unter Beachtung der beschriebenen Grob- und Feinanalyse. Die Produktgestaltung beinhaltet dabei die Auslegung von Form, Abmessung, Material sowie Oberfläche. Nach Empfehlung von (Bullinger und Solf 1979) ist dabei die genannte Reihenfolge einzuhalten sowie die Form vor der Abmessung, Material und Oberfläche dem Nutzer anzupassen.

In der Gestaltungsphase sind außerdem die Handkräfte der Zielgruppe in Bezug auf Alter und Geschlecht zu beachten. In Abbildung 2.4 ist zu erkennen, dass die maximale Greifkraft im Alter von 25-30 Jahren bei männlichen Probanden ca. 500 N und bei weiblichen Probanden ca. 300 N beträgt. Ab einem Alter von 30 Jahren sinkt die Greifkraft wiederum für beide Geschlechter. Die rechte Hand ist dabei in der Regel stärker als die linke (Mathiowetz, et al. 1985).

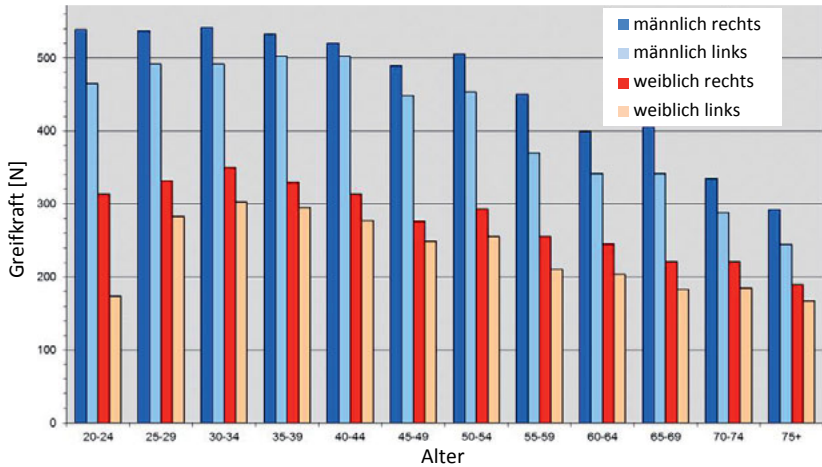


Abbildung 2.4 Alters- und geschlechtsabhängige Greifkräfte (Mathiowetz, et al. 1985)

Die Festlegung der Abmessung kann aufbauend auf die anthropometrischen Maße der Hand erfolgen (siehe Anhang A.1). Diese Maße der Hand sind nach DIN 33402-2 mit Bezug auf Altersgruppe und Geschlecht unterschiedlich (Jürgens 2004). Die meisten Normen beziehen sich lediglich auf spezielle Werkzeuge – wie beispielsweise Schraubendreher aus Kunststoff – und geben Vorschriften für kurze, mittlere sowie lange Griffe an (Landau 2010).

Eine Auswahl von Materialien zeigt die Arbeit von (Bullinger, Kern und Solf 1984) im Hinblick auf die mechanischen-, physikalisch-chemischen- sowie elektrisch-thermischen Eigenschaften. Das Material ist insbesondere bei einer reibschlüssigen Kopplung ausschlaggebend, um eine geeignete Haftreibung zwischen Handfläche und Produkt zu generieren. Auch durch die Auswahl der Oberfläche kann die Reibung zwischen Hand und Produkt beeinflusst werden. Dabei ist nach (Bullinger und Solf 1979) zu beachten, dass eine feine Profilierung Verschmutzung auffängt und somit die Reibkraft – auch im Vergleich zur profillosen Oberfläche – reduzieren kann. Eine grobe Profilierung hingegen kann zur selbstständigen Entleerung der Verschmutzung führen. Allerdings besteht dabei die Gefahr der punktuellen Druckbelastung der Haut, die in der Folge zu Hautschäden und Blasenbildung führen kann (Bullinger und Solf 1979).

2.2 Belastungssituation bei der Nutzung von Produkten

Bei der Anwendung von handgeführten Produkten wird der Nutzer unterschiedlichen Belastungen ausgesetzt. Diese Belastungen bewirken beim Menschen in Abhängigkeit individueller Eigenschaften sowie Fähigkeiten wiederum unterschiedliche Beanspruchungen. Belastung meint dabei die äußeren Merkmale der Arbeitssituation, so z. B. Kräfte, die von der Hand übertragen werden. Unter Beanspruchung hingegen versteht man Reaktionen des Menschen, so z. B. Handschmerzen (Schlick, Bruder und Luczak 2007).

Der Zusammenhang zwischen der Belastung und Beanspruchung wird in Abbildung 2.5 in Anlehnung an (Müller 1997) anhand zweier Geraden schematisch veranschaulicht. Die jeweilige Steigung der Geraden stellt zum Einen die gute, zum Anderen die schlechte Voraussetzung der individuellen Eigenschaften und Fähigkeiten des Menschen dar. Dabei resultiert in Bezug zur schlechten und guten Voraussetzung eine hohe und niedrige Beanspruchung als Reaktion auf eine gleiche Belastung bzw. Anforderung. Bei einer ergonomischen Produktnutzung geht es in erster Instanz um die Reduzierung der Belastung (Müller 1997).

Bei den Belastungstypen werden im Allgemeinen energetische und informatorische Belastungstypen unterschieden, welche als Teilbelastungen gleichzeitig oder nacheinander in unterschiedlicher Höhe und Dauer auf den Menschen wirken können. Energetische Belastungen, welche für diese Arbeit von Bedeutung sind, beschreiben im Vergleich zu informatorischen Belastungen physikalische Größen wie z. B. Kraft und Weg. Zu informatorischen Belastungen gehören beispielsweise akustische oder visuelle Signale, die der Mensch verarbeitet. Neben diesen Belastungstypen existieren zudem Umgebungsbelastungen. Diese Belastungen aus der physikalischen (z. B. Schalldruck, Leuchtdichte) oder chemischen Umgebung werden in der vorliegenden Arbeit allerdings nicht berücksichtigt.

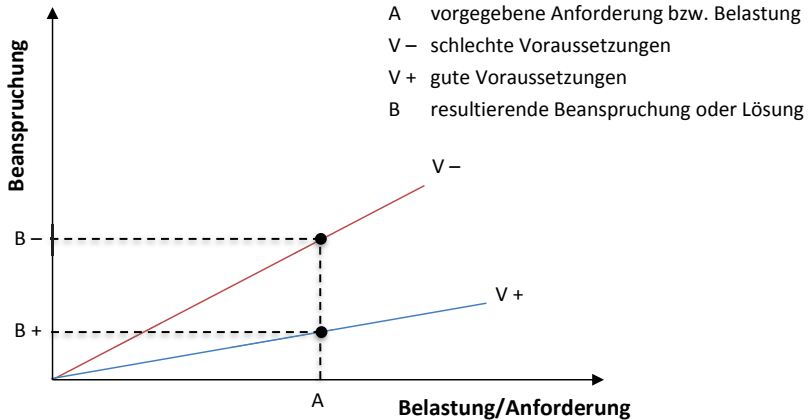


Abbildung 2.5 Auswirkung individueller Voraussetzungen nach (Müller 1997)

2.2.1 Einflussfaktoren der Produktnutzung

Die Einflussfaktoren der Produktnutzung lassen sich aus der Tätigkeit des Menschen ableiten, die wiederum mit der Erzeugung von Kräften bzw. der Umsetzung mechanischer Energie verbunden sind. Bei genannter Umsetzung müssen die Knochen u. a. durch aktive Muskelspannung an den Gelenkpunkten stabilisiert werden. Die Arbeitsmöglichkeiten eines Muskels lassen sich nach (Rohmert 1983) in die statische und dynamische Muskelarbeit gliedern.

Bei der statischen Muskelarbeit liegt nach (Rohmert 1983) keine Bewegung der Gliedmaßen vor. Durch diese Dauerkontraktion wird die Blutversorgung im Muskel verschlechtert und aufgrund von Unterversorgung durch Sauerstoff und Nährstoffe eine Muskelermüdung herbeigeführt. Bei der dynamischen Muskelarbeit hingegen werden unter Bewegung der Gliedmaßen einzelne Muskeln abwechselnd angespannt sowie anschließend wieder entspannt. Durch diese Dynamik wird die Blutversorgung im Muskel gefördert und eine Muskelermüdung somit verzögert (Rohmert 1983).

In der weiteren Differenzierung wird eine statische Muskelarbeit sowohl in eine Haltungsarbeit als auch in eine Haltearbeit unterteilt (Rohmert 1983). Bei einer Haltungsarbeit wird im Gegensatz zur Haltearbeit keine Kraft auf ein Produkt übertragen, sondern eine statische Körperstellung beibehalten. Die dynamische Muskelarbeit wird in einseitige und schwere dynamische Muskelarbeit gegliedert. Nach (Rohmert 1983) werden bei der einseitigen dynamischen Muskelarbeit nur kleine Muskelgruppen mit relativ hoher Bewegungsfrequenz eingesetzt, während bei der schweren dynamischen Muskelarbeit eine größere Muskelmasse (Muskelgruppen $>1/7$ der gesamten Skelettmuskelmasse) zum Einsatz kommt (Schlick, Bruder und Luczak 2007).

Aus den Formen der Muskelarbeiten lassen sich die Einflussfaktoren Zeit, Kraft sowie Haltung ableiten. Insbesondere für handgeführte Produkte bzw. Handwerkzeuge werden diese Faktoren in (Lindqvist und Skogsberg 2008) als Ursache für schnelle Ermüdung sowie im schlimmsten Fall für eine Schädigung des muskulo-skeletalen Systems verantwortlich gemacht. Die wichtigste Methode zur Prüfung der Muskelbeanspruchung ist dabei die Ermittlung der elektrischen Muskelaktivität (EMG - Elektromyographie) (Riedel 2003).

2.2.2 Hinweise zur Belastungsminderung bei der Produktnutzung

Für eine geringe Beanspruchung werden häufig Hinweise zur Verbesserung der Ergonomie der Produktnutzung angegeben. In Tabelle 2.2 sind einige wichtige Hinweise zur Belastungsminderung von (Lindqvist und Skogsberg 2008) zusammengefasst. Die Hinweise lassen sich dabei in die technische, organisatorische sowie personenbezogene Kategorie einordnen.

Als Beispiel für einen organisatorischen Hinweis kann eine abwechselnde Tätigkeit mit häufigen Erholungspausen genannt werden. Im Bereich personenbezogener Anwendungen werden Trainingsmaßnahmen, aber auch die eigenständige Verbesserung z. B. der Körperhaltung empfohlen. Der größte Einfluss kann in solchen Zusammenhängen durch die technische Gestaltung erfolgen. Dazu sind die Einflussfaktoren Zeit, Kraft und Haltung an die Nutzer anzupassen.

Tabelle 2.2 Hinweise zur Belastungsminderung von (Lindqvist und Skogsberg 2008)

Probleme im Hand-Arm-System	Hinweise zur Belastungsminderung
Deformierung der Gelenke	Hand in einer neutralen Stellung halten
Schleimbeutelentzündung	Kräfte und Bewegungen vermindern sowie extreme Hand- und Armhaltung vermeiden
Entzündung der Gelenkkapsel	Produktnutzung, die Veränderungen in der Haltung erlauben und Kräfte reduzieren
Arthritis	Kräfte, Stöße und Vibrationen reduzieren
Schädigung der Nerven und Blutgefäße der Finger	Scharfe Kanten vermeiden und Vibration vermindern
Stauchung/Komprimierung des Nervus medianus	Extreme Handhaltung vermeiden
Stauchung/Komprimierung der Nerven und Blutgefäße zwischen Hals und Schultern	Verbesserung des Arbeitsplatzes, um häufiges Greifen über Schulterhöhe zu verringern
Verminderte Blutzirkulation	Isolierung und Griffkonstruktion verbessern
Wunden und Schwielen	Oberflächenstruktur der Griffe verbessern, um genügend Reibung auf den Griff zu erzeugen und die Auflagefläche zu erhöhen
Karpaltunnel-Syndrom	Produktnutzung, die es erlaubt, mit geradem Handgelenk zu arbeiten
Tennisarm	Klemm-/Quetschkräfte sowie das Aufheben von Gegenständen mit nach unten zeigender Handfläche vermeiden

3 Literaturrecherche zur Bewertung der Handbelastung

In der Literaturrecherche geht es um die Beschreibung von bereits vorhandenen Verfahren zur Analyse der Handgewebebelastung sowie Handgelenkbelastung. Daher werden zunächst Verfahren beschrieben, die es ermöglichen, sowohl Druckbelastungen auf das Handgewebe als auch Belastungen auf das Handgelenk bewerten zu können. Anschließend folgen objektive Analyseverfahren.

3.1 Bewertung der Handgewebebelastung

Auf die Druckverteilung der Handfläche, die sich bei der Nutzung von handgeführten Produkten einstellt, wird ein großer Einfluss auf den Komfort beigemessen (Kuijt-Eversa 2007). Beim Komfort geht es um die subjektive Empfindung des jeweiligen Individuums. Dabei hängt der Komfort mit dem Aspekt des Gefallens zusammen, wohingegen der Diskomfort mit dem Aspekt des Erleidens einhergeht (Zhang, Helander und Drury 1996).

Eine ungünstige Druckverteilung kann im Hautgewebe zu Schmerzen, Missempfindungen, Kribbeln oder gar völliger Gefühllosigkeit führen (Tofaute 2009). Im schlimmsten Fall können ungünstige Druckbelastungen typische Handkrankheiten verursachen. Wirkt beispielsweise ein hoher Druck auf den Kleinfingerballen, kann dies zu einem Guyonsches Syndrom führen. Diese Schädigung kann durch einen einmaligen Schlag oder auch durch wiederholte Schläge entstehen. Darüber hinaus kann es sogar zu Schäden an den Arterien kommen.

Bekannt ist hier die Entwicklung von Thrombosen in der Arteria Ulnaris, ein Krankheitsbild, das man Hypothenar-Hammer-Syndrom nennt (Steffens 2014).

Die Rezeptoren im Hautgewebe, welche schematisch in Abbildung 3.1 dargestellt sind, ermöglichen u. a. die Empfindung von Druckschmerz. Dabei erweitern sich die Blutgefäße bei Druckeinwirkung auf die Haut, um den Blutfluss zu maximieren und das Gewebe dadurch weiterhin mit Nährstoffen und Sauerstoff zu versorgen. Ein solcher Schutzmechanismus zeigt sich äußerlich durch Hautrötung. Mit fortschreitender Zeit beginnt das Blut in den Kapillaren zu gerinnen, sodass es zu einer Unterbindung des Blutflusses im Gewebe kommt. Dies kann zu Zellzerstörung und einer Freisetzung von toxischen Substanzen führen, welche dann wiederum Schmerzreize hervorrufen (Murray, Magazinovic und Stacey 2001). Schmerz signalisiert dem Körper über die dafür ausgebildeten Rezeptoren, dass gewebschädigende Reize (so genannte Noxe) auf den menschlichen Körper einwirken (Hartung 2006).

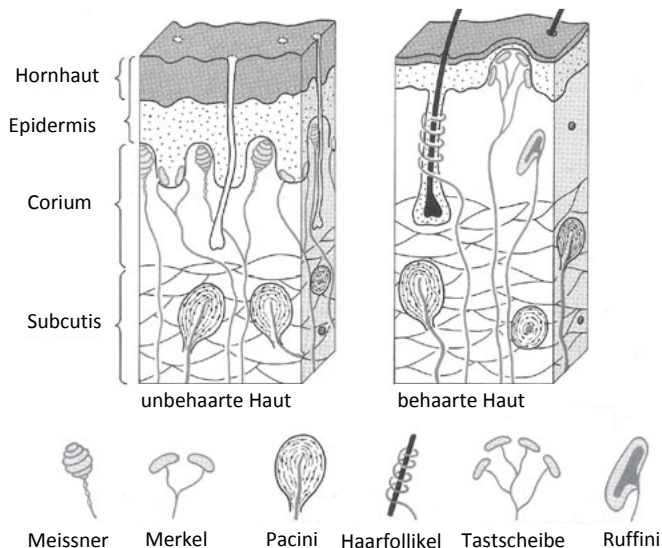


Abbildung 3.1 Rezeptoren der Haut aus (Schmidt 1977) entnommen aus (Hartung 2006)

3.1.1 Bewertung der Belastung im Hautgewebe

Die Bewertung der Belastung – insbesondere der Druckbelastung im Hautgewebe – lässt sich in subjektive und objektive Verfahren aufteilen. Bei den subjektiven Verfahren wird die Druckempfindung mit Hilfe von Fragen und psychophysischen Bewertungsverfahren (Rating-Verfahren) zugänglich sowie statistisch auswertbar gemacht. Zu den bekanntesten Verfahren gehören das Rangreihenfolgeverfahren (paarweiser Vergleich), das kategoriale Verfahren (Intervallverfahren) sowie das Verfahren zur Bewertung der Höhe der subjektiven Empfindung (Fritzsche 2010).

Beim Rangreihenfolgeverfahren geht es darum, die am meisten schmerzenden Körperbereiche ausfindig zu machen und in eine Reihenfolge zu bringen. Bekannt dafür ist die BPD-Skala (Body Part Discomfort Scale) von (Corlett und Bishop 1976) bezogen auf die Bodymap in Abbildung 3.2. Dabei werden je Handregion Punkte vergeben, die die Höhe des Diskomforts darstellen sollen. Bei den kategorialen Verfahren wie z. B. mit der CP-50 Skala (Category Partitioning Scale) von (Shen W. 1997) wird das Komfortempfinden in fünf Kategorien unterteilt: sehr gering, gering, mittel, stark, sehr stark. Darüber hinaus gibt es eine weitere Aufteilung in zehn Zahlenwerte. Bei dem Verfahren zur Bewertung der Höhe der subjektiven Empfindung wie z. B. das CR-10 Skala (Category Ratio Scale) von (Borg 1982) können die Probanden zur Bewertung der Intensität der subjektiven Empfindung eine Zahl von eins bis zehn angeben (Fritzsche 2010).

Bei den objektiven Verfahren geht es darum, Druckbelastungen auf der Handfläche zu messen und diese mit Druckgrenzen zu vergleichen. Um diese adäquat beurteilen und um sich an einem Richtwert orientieren zu können, sind so genannte Druckschmerzgrenzen (PPT - Pressure Pain Thresholds) sowie Druckdiskomfortgrenzen (PDT - Pressure Discomfort Thresholds) definiert. Die PDT beschreiben eine allgemeine Druckgrenze der gesamten Handfläche und betragen nach (Hall und Kilbom 1993) für männliche Hände 104 kPa und für weibliche Hände 37 kPa. Eine Anwendung der PDT zeigt die Arbeit von (Aldiena, et al. 2005).



Abbildung 3.2 Handbereiche (Kuijt-Eversa 2007)

Die PPT beschreibt eine punktuelle Druckgrenze auf der Handfläche, die als schmerzhaft empfunden wird. Solche Druckgrenzen werden häufig mit Druckalgotern gemessen. Eine Grundlage für die Druckschmerzuntersuchung von 64 Handstellen bietet die Arbeit von (Hall und Kilbom 1993). Mit dieser Untersuchung konnte aufgezeigt werden, dass der Handballen sowie die Hautfalte zwischen Daumen und Zeigefinger unterschiedlich empfindlich auf Druck reagieren (siehe Abbildung 3.3). Weitere Druckschmerzuntersuchungen wurden von (Stevens und Mack 1959), (Brennum, et al. 1989) sowie (Bystrom, et al. 1995) durchgeführt. Im Allgemeinen weisen Frauen deutlich niedrigere PPTs auf als Männer. Allerdings variieren die PPTs innerhalb der verschiedenen Publikationen in Abhängigkeit der Methodik, der Handregion, der Reizfläche sowie dem Druckanstieg (Rodday, et al. 2011). In diesem Zusammenhang zeigt sich auch eine Abhängigkeit der Druckempfindung in Bezug zu Form, Größe und Material des Druckstempels (Hall und Kilbom 1993). Generell sind auf der Handinnenfläche bereits Eindellungen von 0,01 mm ausreichend, um Druckempfindungen hervorzurufen (Schmidt 1977).

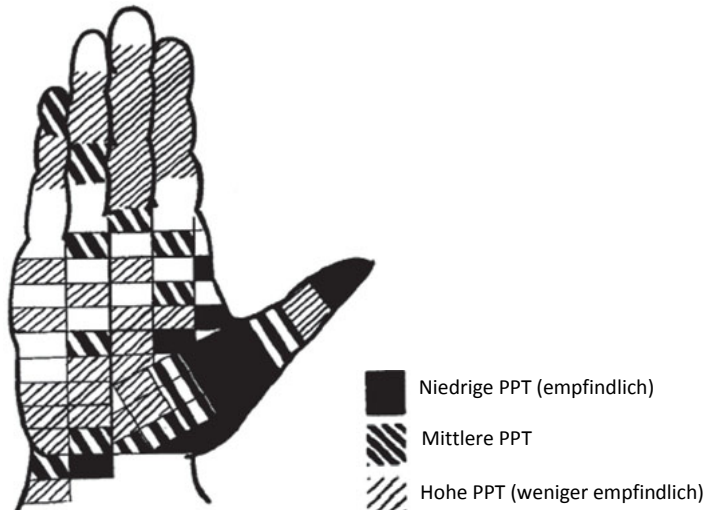


Abbildung 3.3 Untersuchung der Druckschmerzgrenzen (PPT) von (Hall, et al., 1993)

Nach der Faustregel von (Lindqvist und Skogsberg 2008) wird eine gleichmäßige Druckverteilung von 20 N/cm^2 (200 kPa) auf der Handfläche empfohlen. Zur Bewertung der Druckbelastung werden Druckspitzen bzw. Druckverteilungen gemessen und mit subjektiven Bewertungen überprüft. Anhand verschiedener Anwendungsbeispiele wird deutlich, dass die Druckverteilung auf der Handfläche mit den beschriebenen Einflussfaktoren aus Kapitel 2.1 zusammenhängt.

Zum Beispiel stellen (Slane, Timmerman und Ploeg 2011) bei Fahrradgriffen fest, dass in Abhängigkeit von Handhaltungen ein Druckanstieg von 36 kPa bis 140 kPa auf dem Handballen entsteht. (Tofaute 2009) bestätigt bei Fahrradgriffen, dass ein ergonomischer Griff mit einer Ablagefläche für den Handballen den Druck auf die Handfläche im Vergleich zu einem Zylindergriff reduziert und gleichmäßiger verteilt (siehe Abbildung 3.4).

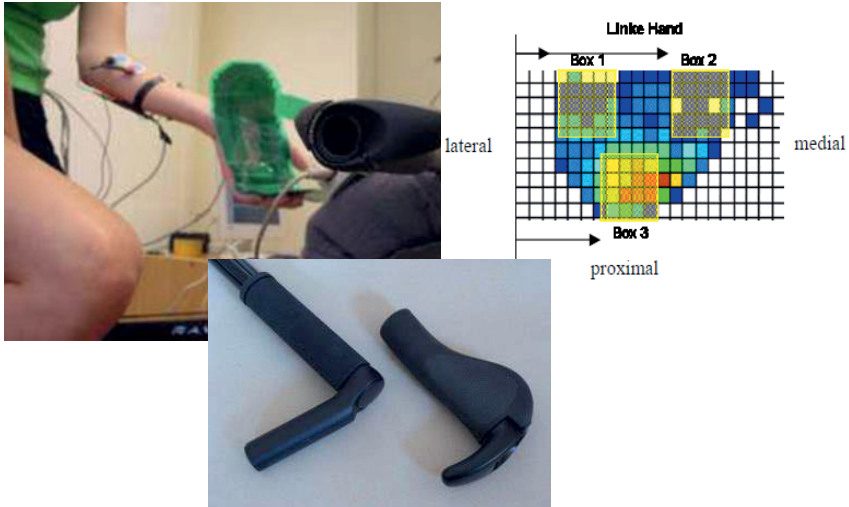


Abbildung 3.4 Beispiel zur Bewertung der Handgewebebelastung von (Tofaute 2009)

Druckbewertungen für Handsägegriffe von (Kuijt-Eversa 2007) und Staubsaugergriffe von (Kamat, et al. 2010) zeigen ähnliche Abhängigkeiten zwischen Griff und Druckverteilung. (Kamat, et al. 2010) zeigt zudem, dass sich je nach Greifarten am Staubsaugergriff unterschiedliche Druckverteilungen auf der Handfläche ergeben.

(Kong und Lowe 2005) untersuchen die Griffform von Fleischerhaken bei unterschiedlichen Handgrößen. Sie variieren dabei sowohl die Griffwölbung als auch den Griffdurchmesser. Während die Probanden bestimmte Lasten ziehen, wird die Druckverteilung an den Fingergliedern mit Hilfe von Kraftsensoren ermittelt. An den Ergebnissen ist zu erkennen, dass auch die Handgröße entscheidenden Einfluss darauf hat, wie und in welcher Höhe die Druckverteilung auf den Fingerflächen entsteht.

Andere Untersuchungen zeigen die Abhängigkeit von Druckverteilung und Druckwahrnehmung in Bezug zur Griffsteifigkeit. Dabei wird bei Schaumstoffgriffen aufgrund der Verformung eine höhere Greifkraft aufgebracht. Zudem sind Schaumstoffgriffe im Vergleich zu Holzgriffen schlechter kontrollierbar (Fellows und Freivalds 1991).

Um eine allgemeingültige Bewertung der Druckbelastung auf der Handfläche durchzuführen, wurde von (Gust und Ünlü 2016) eine so genannte prozentuale Lastverteilung (PLD – Percentage Load Distribution) für die Handbereiche O, P und Q nach den Handbereichen aus Abbildung 3.2 sowie den PPT von (Hall und Kilbom 1993) erarbeitet (siehe Abbildung 3.5). Diese PLD stellen sozusagen die Sensitivitäten der Handfläche dar. Um eine angenehme Druckempfindung zu erreichen sind 28% der Gesamtlast auf Handbereich Q, 38% auf P und 35% der Gesamtlast auf Handbereich O zu verteilen.

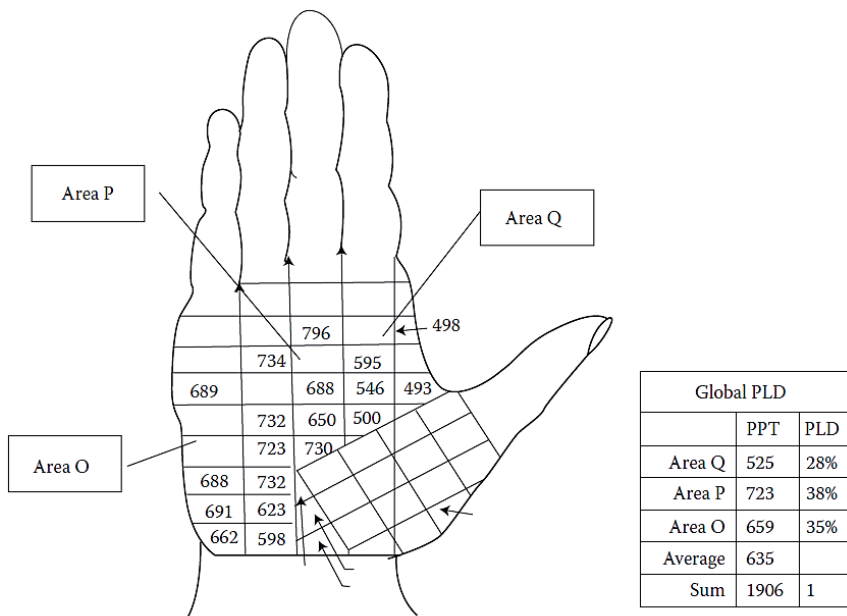


Abbildung 3.5 Sensitivitäten der Handfläche; PPT von (Hall und Kilbom 1993); PLD von (Gust und Ünlü 2016); alle Zahlenangaben in kPa

3.1.2 Simulation der Druckverteilung

Um für den Produktentwicklungsprozess frühzeitig ergonomische Kriterien zu liefern, können digitale Handmodelle zur Simulation der Druckverteilung auf der Handfläche ein-

gesetzt werden. Digitale Handmodelle sind im Rechner erzeugte Repräsentationen der Hand und können mit der Methode der Mehrkörpersysteme (MKS) oder mit der Finiten Elemente Methode (FEM) simuliert werden. Mittlerweile existieren auch gekoppelte MKS/FEM Modelle.

Mit der FEM können im Gegensatz zu MKS die Deformation sowie die mechanische Spannung (z. B. die Druckspannung) berechnet werden. Dazu wird ein Modelkörper in kleine, aber endliche Elemente aufgeteilt und partielle Differentialgleichungen gebildet. Die Geometrie- und Materialeigenschaften – insbesondere das Elastizitätsmodul des Modellkörpers – spielen für die Ergebnisse eine wesentliche Rolle. Als Resultat erhält man die im Modelkörper auftretende Spannung und dessen Deformation als Folge einer Verschiebung sowie Formänderung der Finiten Elemente (Prochel 2009).

Ein Modell im MKS besteht aus starren, nicht deformierbaren Körpern, die durch kinematische Gelenke miteinander verbunden sind und über Kräfte und Bedingungen erwünschte Bewegungen ausführen können. Eine so gebildete kinematische Kette beschreibt mit Bewegungsgleichungen die Dynamik des Systems. Häufig weisen Systeme bis zu einigen hundert Freiheitsgraden auf. Zum Beispiel ist es mit Hilfe der MKS möglich, einzelne Starrkörper zu bewegen sowie an den Kontakten wirkende Kräfte zu bestimmen. Diese Kräfte können anschließend als Eingangsdaten zur FEM dienen (Prochel 2009).







3.1.2.1 Digitale Menschmodelle

Die digitalen Menschmodelle sind als kommerzielle Programmpakete verfügbar und können u. a. die menschliche Hand abbilden. Diese Handmodelle sind zwar auf allgemeine Fragestellungen gut abgestimmt, ihnen fehlt jedoch die Erweiterbarkeit, welche zur Weiterentwicklung sowie zur Ausstattung von neuen Eigenschaften unerlässlich ist.

Eingesetzt werden digitale Menschmodelle insbesondere zur Auslegung von Produktionsstätten, Produkten sowie für Sicherheitsbewertungen (Fritzsche 2010). In Abhängigkeit dessen werden im Wesentlichen anthropometrische und biomechanische Menschmodelle

unterschieden (siehe Tabelle 3.1). Während anthropometrische Menschmodelle wie Jack/Jil, Ramsis und Human Builder sich vorrangig mit den Körpermaßen und Haltungen beschäftigen, ist der Schwerpunkt biomechanischer Modelle wie AnyBody, Madymo und Hugo auf die Analyse des zeitveränderlichen, dynamischen Verhaltens des menschlichen Bewegungsapparats ausgelegt (Jochems 2010).

Tabelle 3.1 Überblick von digitalen Menschmodellen in Anlehnung an (Jochems 2010)

Menschmodelle		Bespiele zur Anwendung und Analyse
Anthropometrische Modelle	Jack/Jill 	<ul style="list-style-type: none"> Arbeitsplanung, Taktzeit und Ergonomie Untersuchungen von Arbeitsplätzen und Fahrzeuginnenräumen
	Siemens PLM	<ul style="list-style-type: none"> Verletzungsrisiko, Belastungsfähigkeit, Körperhaltung, Ermüdung, Timing, Erreichbarkeit, Bewegungsvorhersage
	Ramsis 	<ul style="list-style-type: none"> Ergonomische Gestaltung von Cockpits der Fahrzeug-, Flugzeug- und Baumaschinenindustrie
	Human Solutions	<ul style="list-style-type: none"> Körperkomfortbewertung, Sicht- und Haltungsanalyse, Erreichbarkeits- und Bewegungsraumanalyse
	Human Builder  Dassault Systemes	<ul style="list-style-type: none"> Kontrolle ergonomischer gesundheits- und sicherheitstechnischer Aspekte Haltungsanalyse, Heben, Tragen, Schieben, Ziehen, Handhabungsuntersuchung
Biomechanische Modelle	AnyBody  Aarlborg Universität	<ul style="list-style-type: none"> Sportwissenschaft, Gestaltung von Arbeitsplätzen und Fahrzeuginnenräumen, Produktgestaltung Analyse der Muskel- und Gelenkkräfte, Muskelaktivität, mechanische Leistungsanalyse
	MADYMO  TNO Niederlande	<ul style="list-style-type: none"> Simulation von Verkehrsunfällen, Unfallrekonstruktion, Verbesserung der Sicherheit von Fahrzeuginsassen Haltungsanalyse, Verletzungsanalyse, Einbeziehung von Muskeltätigkeit sowie biomechanischer Daten
	HUGO  Computer Simulation Theory	<ul style="list-style-type: none"> Operationsplanung und Simulation, Untersuchung von Sensoren im Kfz-Innenraum Analyse zur Eindringtiefe, Reflexion und Absorption von elektromagnetischen Feldern am Menschen

Bezogen auf ein digitales Handmodell bietet Madymo eine Möglichkeit, Gewebe- und Strukturdeformationen und somit auch Druckverteilungen auf der Handfläche zu simulieren. Madymo wurde vorrangig zur Simulation von Crash-Versuchen entwickelt. Eine Anwendung ist z. B. die Simulation eines Seitenaufpralls und der Beckenbelastung (Merten 2008). Die Materialeigenschaften von Madymo stammen aus dem Menschmodell HUMOS (Keppler 2003). Im Release¹ von Madymo finden sich hierzu passend genaue Angaben des Handmodells. Wichtige Materialeigenschaften – wie Dichte, E-Modul sowie Querkontraktionszahl für Knochen, Haut, Muskel und Sehnen – wurden mit Hilfe verstorbener Menschen untersucht und ermittelt (Robin 2001), (Yamada 1973).

3.1.2.2 Digitale Handmodelle

Digitale Handmodelle werden aufgrund ihrer Komplexität häufig als Teilmodelle simuliert. Dazu gehört beispielsweise die Simulation von Fingermodellen. (Wu, et al. 2014) stellt in seiner Arbeit ein FEM/MKS-Fingermodell aus Knochen, Nägeln und Weichteilgewebe in Volumenelementen vor. Bei der dynamischen Simulation variiert er die Steifigkeit der Griffoberfläche und demonstriert in den Ergebnissen die Abnahme der Druckverteilung (siehe Abbildung 3.6). Die Arbeit von (Han, et al. 2008) zeigt die statische Simulation der Druckverteilung beim Öffnen von Getränkedosen-Laschen auf der FEM-Fingerspitze. Er zeigt die Reduzierung der Druckspitze auf der Fingerspitze bei Vergrößerung der Kontaktfläche. Mit dem FEM-Daumenmodell von (Zadeh und Mohammed 2015) wird die statische Druckverteilung für die Verwendung von Clipsverbindungen simuliert. Dazu werden Einflüsse wie Druckhöhe, Material-, Geometrie- und Positionsänderung der Clipse untersucht. Aus dieser Einflussuntersuchung ergeben sich Gestaltungsvorschläge für Clipse.

¹ Biomechanisches Menschmodell Madymo zur Simulation von Crash-Versuchen. Release aus <http://www1.ethz.ch/biomed.ee/intranet/support/madymo/Utilities.pdf>, letzter Zugriff: 28.04.16

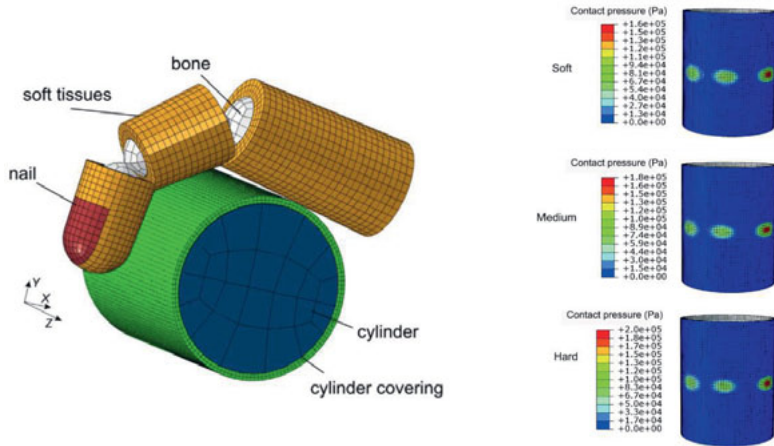


Abbildung 3.6 FEM/MKS-Fingermodell (Wu, et al. 2014)

Weitere Arbeiten beschäftigen sich mit der FEM-Modellierung des menschlichen Weichgewebes für operationelle Zwecke in der Chirurgie (Shi 2007) oder mit den für Finger realistischen Gewebeeigenschaften wie Knochen, Haut und Bändern zur Vorhersage von Verletzungen (Rocha, Jorge und Pinotti 2009). Neben der FEM-Handmodellierung haben sich viele Wissenschaftler mit der Anthropometrie von Handmodellen befasst. (Davidoff und Freivalds 1993) erstellt mit CATIA (Computer Aided Three-Dimensional Interactive Application) ein Handmodell, welches jede gewünschte Handgröße reproduzieren kann.

Inzwischen können Handmodelle verschiedene Handhaltungen nachahmen (Rogers, et al. 2008) sowie Greifkräfte aufbringen und Gegenstände bewegen (Sancho-Bru, et al. 2014). Zudem ist es möglich, die Griffform beim Zugreifen an die Handanatomie anzupassen, um aus zylindrischen anatomisch geformte Griffe zu machen (Harih und Dolsak 2013).

Ein FEM/MKS-Handmodell aus Schalenelementen wird erstmals in der Arbeit von (Endo, Kanai und Kishinami 2007) entwickelt. Dieses Handmodell ist in der Lage, das Greifen von Griffen automatisch zu realisieren und Greifkräfte zu übertragen. (Xie, Kanai und Date 2012) erweitern jenes Handmodell anschließend durch nicht lineare Kontaktverformungen

und berücksichtigen insbesondere die Überlappungen der Haut. Als Beispiel für dieses Modell ist die Simulation der Druckverteilung auf der Griffoberfläche eines Fahrradgriffes zu nennen.

Eine Simulation der Druckverteilung auf der Handfläche zur Bewertung des Griffkomforts wird in der Arbeit von (Gust und Ünlü 2014) vorgestellt. In Abbildung 3.7 ist das Simulationsverfahren inklusiver einzelner Schritte angefangen bei der Modellgenerierung bis hin zur Griffformoptimierung zu sehen. Zur Demonstration der Druckbewertung werden drei unterschiedlich geformte Griffe auf die Handfläche gedrückt. Die Ergebnisse zeigen, dass beim Spitzgriff besonders in der Handmitte, beim Flachgriff hingegen an den Handseiten hohe Druckspitzen auftreten. Aufgrund der gleichmäßigen Druckverteilung erweist sich die Druckverteilung beim Ovalgriff als komfortabelste Lösung. Innerhalb neuerer Ansätze werden mit Hilfe des Programms Recurdyn sowohl Greifbewegungen der Finger als auch große Materialverformungen des Handgewebes durch Kopplung der Mehrkörpersysteme zur Finite Elemente Methode simuliert und dadurch am Ende eine ergonomische Produktgestaltung generiert (Gust und Ünlü 2016).

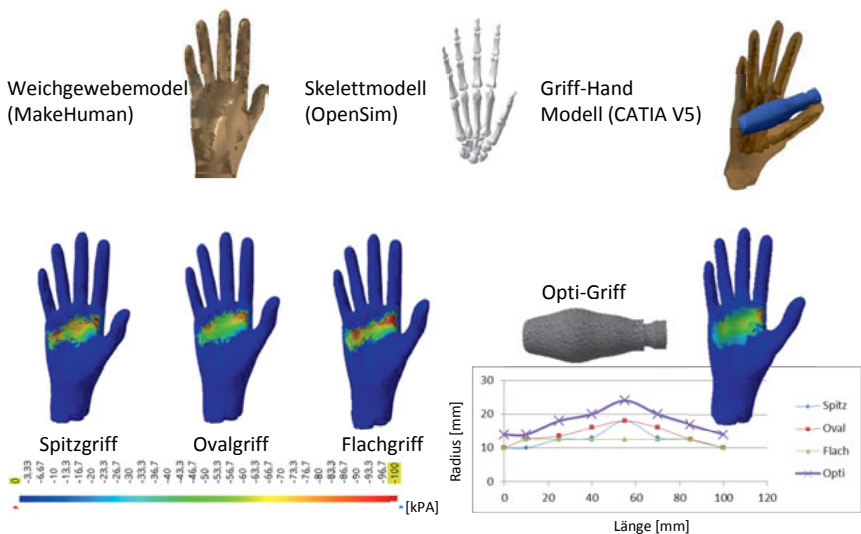


Abbildung 3.7 Griffkomfortoptimierung (Gust und Ünlü 2014)

3.2 Bewertung der Handgelenkbelastung

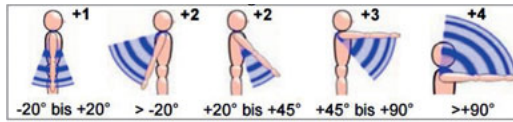
Die Hand steht ständig in Berührung mit Produkten und wird dabei unterschiedlich belastet. Insbesondere hohe Kraftübertragungen, kurze Erholungspausen sowie falsche Handhaltungen beeinflussen dabei in hohem Maße die Gesundheit des Nutzers (Liebers und Caffier 2009). Dabei können durch hohe Handbelastungen typische Handkrankheiten (z. B. ein Karpaltunnelsyndrom im Handgelenk) entstehen (Lindqvist und Skogsberg 2008).

3.2.1 Bewertung der Belastung im Handgelenk

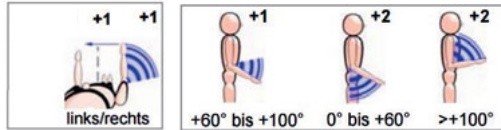
Um Handbelastungen zu ermitteln, werden in den meisten Fällen Beobachtungsmethoden angewendet. Diese Beobachtungsmethoden beruhen auf der Punktevergabe für bestimmte Belastungssituationen. Dabei gilt: je niedriger die Punktzahl, desto geringer die Belastung. Während LMM-MA (Leitmerkalmethode manuelle Arbeit) von (Steinberg, et al. 2007) und RULA (Rapid Upper Limb Assessment) von (McAtamney und Corlett 1993) eine umfassende Abbildung der Belastungssituation des gesamten Hand-Arm-Systems ermöglichen, ist der Detaillierungsgrad für die Hand auf wenige Stellungen beschränkt.

Abbildung 3.8 zeigt ein Beispiel zur Bewertung von Belastungen der oberen Gliedmaßen mit RULA. Die Belastungen werden mit Blick auf die Arm- und Handgelenkhaltung in Punkte erfasst und hinsichtlich eines möglichen gesundheitlichen Risikos beurteilt (Hoehne-Hücksädt 2005).

1. Haltung des Oberarms



2. Haltung des Unterarms



3. Haltung des Handgelenks



4. Umwendung des Unterarms bzw. der Hand

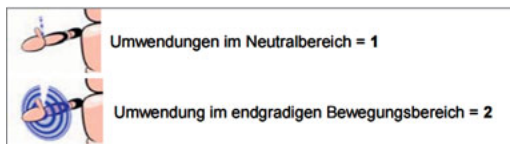


Abbildung 3.8 Beispiel der Punktevergabe zur Erfassung der Arm- und Handgelenkshaltung mit RULA Teil 1 nach (Hoehne-Hücsädt 2005)

Für die Bewertung der Handbelastung sind die Methoden JSI (Job Strain Index) nach (Moore und Garg 1995) und HAL TLV (Hand Activity Level Thresholds Limit Values) der ACGIH² bekannt. Im Unterschied zur JSI lässt sich mit dem HAL TLV ausschließlich eine Aussage zur Gefährdung des Hand-Unterarm-Bereichs tätigen (Ellegast 2005).

In HAL TLV wird eine Aktionsgerade (Aktionslimit) der Handbelastung ermittelt und darüber hinaus mit einem Schwellengerad (Schwellenlimit) verglichen (siehe Abbildung 3.9). Dieses Schwellenlimit basiert auf einer durchschnittlichen Handaktivität sowie auf einer durch die

² ACGIH - American Conference of Governmental Industrial Hygienists ist seit 1938 ein Berufsverband in Washington, DC. Die ACGIH legt insbesondere zum Schutz der Arbeitnehmer Grenzwertlisten (TLV s) für physikalische Einwirkungen fest. Siehe <http://www.acgih.org/> letzter Zugriff: 18.05.2016

Hand aufgebrachtten Spitzenkraft. An dieser Stelle sei angemerkt, dass einer solchen Handaktivität nahezu alle Arbeitnehmer wiederholt ausgesetzt sein können, ohne gesundheitliche Schäden davon zu tragen. Um eine Aktionsgerade zu bestimmen, werden sowohl die normalisierte Spitzenkraft als auch der Handaktivitätsgrad anhand von Richtwerten durch den beobachtenden Prüfer – zum Teil auch durch die Arbeitnehmer selbst – eingeschätzt oder evtl. sogar durch Messungen (z. B. Elektromyographie, EMG) ergänzt. Eine hohe Muskelspannung ist dabei gleichbedeutend mit einer hohen Beanspruchung (Ellegast 2005).

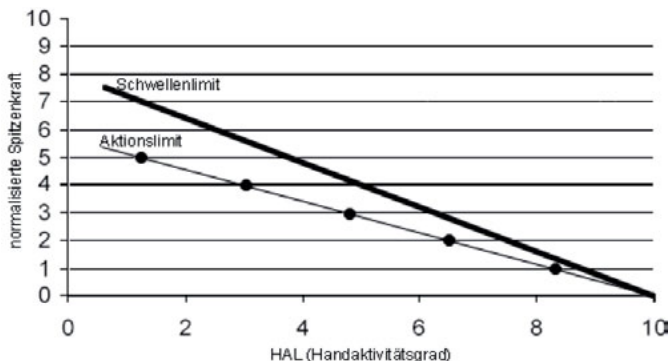


Abbildung 3.9 Beispiel der Aktions- und Schwellengerade nach (Ellegast 2005)

Die JSI-Methode wurde von (Moore und Garg 1995) veröffentlicht und befasst sich mit der Bewertung der Handbelastung. Dazu wird eine dreiminütige Tätigkeit beobachtet und ein so genannter Job Strain Index (JSI) ermittelt. Die Bestimmung des JSI beruht auf der Bewertung von sechs Belastungsgrößen sowie den daraus ermittelten Multiplikatoren. In Abbildung 3.10 ist zur Bestimmung der Multiplikatoren ein JSI-Formblatt abgebildet.

Für die Anstrengungsintensität gilt die maximale Kraft, die von einem Menschen ausgeübt werden kann. Handtypabhängige, maximale Greifkräfte nach (Mathiowetz, et al. 1985) können dabei zur Bestimmung der Anstrengung beitragen. Um die Dauer und die Anzahl der Anstrengungen zu ermitteln, werden die maximalen Anstrengungen betrachtet und mit den gegebenen Formeln bestimmt. Für eine Bewertung der Handhaltung werden Winkel-

grenzen für das Handgelenk zu dorsal Extension (E), palmar Flexion (F) sowie ulnar Deviation (D) vorgegeben. Die Arbeitsgeschwindigkeit sowie die Dauer der Tätigkeit werden in Absprache mit dem Arbeiter abgeschätzt. Abschließend werden alle sechs Belastungsgrößen zu einem Handbelastungsindex multipliziert ($JSI = IE \times DE \times EM \times HWP \times SW \times DD$). Ein Vergleich mit den Grenzwerten gibt infolge dessen an, ob eine Gefährdung des Handgelenks besteht.

Risikofaktoren	Bewertungskriterien		Beobachtung oder Formel	Multiplikator
1. Anstrengungsintensität (IE)	leicht	< 10%	kaum merkbare oder entspannte Anstrengung	1
	eher schwer	10% - 29%	merkbar oder bestimmte Anstrengung	3
	schwer	30% - 49%	offensichtliche Anstrengung, unveränderter Gesichtsausdruck	6
	sehr schwer	50% - 79%	erhebliche Anstrengung, veränderter Gesichtsausdruck	9
	fast maximal	>= 80%	nutzt Schulter oder Körper zur Kräfteerzeugung	13
2. Anstrengungsdauer (DE)	< 10%		Dauer aller Anstrengungen (sec) x100 Gesamtbeobachtungszeit (sec)	0,5
	10% - 29%			1
	30% - 49%			1,5
	50% - 79%			2
	>= 80%			3
3. Anstrengungshäufigkeit (EM)	< 4		Anzahl der Anstrengungen Gesamtbeobachtungszeit(min)	0,5
	4 - 8			1
	8 - 14			1,5
	15 - 19			2
	>= 20			3
4. Handhaltung (HWP)	sehr gut	E10°,F5°,D10°	vollkommen neutral	1
	gut	E25°,F15°,D15°	fast neutral	1
	angemessen	E40°,F30°,D20°	nicht neutral	1,5
	schlecht	E55°,F50°,D25°	deutliche Abweichung	2
	sehr schlecht	E60°,F50°,D25°	fast extrem	3
5. Arbeitsgeschwindigkeit (SW)	sehr langsam		äußerst entspanntes Tempo	1
	langsam		"Ich lasse mir Zeit"	1
	angemessen		"normale" Bewegungsgeschwindigkeit	1
	schnell		hastig, aber Schritt haltend	1,5
	sehr schnell		hastig und kaum/gar nicht mithaltend	2
6. Arbeitsdauer (DD)	< 1		gemessen oder vom Personal erhalten	0,25
	1 - 2			0,5
	2 - 4			0,75
	4 - 8			1
	>= 8			1,5
Job Strain Index (JSI)	JSI < 3		sicher	
	JSI > 3 < 7		unsicher	
	JSI > 7		gefährlich	

Abbildung 3.10 JSI-Formblatt zur Bewertung der Handgelenkbelastung nach (Moore und Garg 1995) in Anlehnung an (Hedge 2014)

3.2.2 Messung der Handbelastung

Im Kontext der vorliegenden Arbeit werden Sensorhandschuhe genutzt, um Kräfte beim Greifen und Bedienen von handgeführten Produkten zu messen. Hierzu zeigt Tabelle 3.2 einige Beispiele, die sich mit Forschungs- und Entwicklungsarbeiten von Sensorhandschuhen befassen. Einige Arbeiten konzentrieren sich ausschließlich auf die Entwicklung von neuen Sensorhandschuhen und erforschen damit zum Beispiel die Beziehungen zwischen Kräften und anderen Größen – wie z. B. der Muskelspannung (Fellows und Freivalds 1991), des Griffkomforts (Kong und Freivalds 2005) sowie der wahrgenommenen Greifkraft (Cochran, Chen und Ding 2007).

Tabelle 3.2 Beispiele von Sensorhandschuhen

Kraftmessung	 <p>(Nikonovas, Harrison und Hoult 2004)</p>	 <p>(Lowe, Kong und Hanc 2006)</p>	 <p>(Andrew 2016)</p>
Haltungsmessung	 <p>(Kessler, Hodges und Walker 1995)</p>	 <p>(Nef und Riener 2012)</p>	 <p>(Bleyer, et al. 2008)</p>

Bereits seit 1991 werden Sensorhandschuhe entwickelt, um Kräfte beim Greifen und Bedienen von handgeführten Produkten zu messen. Die meisten Sensorhandschuhe besitzen zur Messung der Kraftverteilung auf der Handfläche piezo (-resistive) Sensoren wie z. B. in (Gurram, Gouw und Rakheja 1993) oder (Paredes-Madrid und Gonzalez de Santos 2012). Die piezo (-resistive) Sensoren beruhen auf der Messung der Widerstandsänderung durch Verformung von Halbleitermaterial wie Silizium (Schnabel 2007). Dabei variieren die Kraftsensoren in ihrer Anzahl und ihrer Position auf der Hand sowie in ihrer Form.

Für die Untersuchung der Druckverteilung auf der Handfläche entwickeln (Gust und Ünlü 2014) ein Sensorsystem aus sechs Kraftsensoren auf Basis von FSR-Sensoren (FSR - Force Sensing Resistor) von (Interlink 2009). In Abbildung 3.11 ist das Sensorsystem dargestellt. Dabei werden die Drücke durch das Verhältnis zwischen der Kraft und der Sensorfläche gebildet.

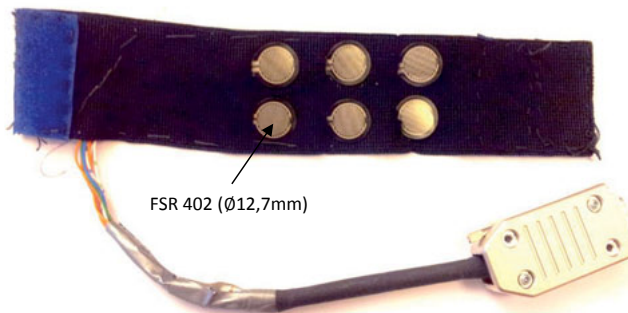


Abbildung 3.11 Sensorsystem zur Messung der Druckverteilung (Gust und Ünlü 2014)

Zur Messung der Handhaltung existieren zum einen optische Verfahren und zum anderen Verfahren, bei denen aktive Sensoren an der Hand angebracht werden. Optische Verfahren benötigen einen komplexen Versuchsaufbau und können ultraschall- oder videogestützt nur Bewegung und Haltung der Hand erfassen (Bleyer, et al. 2008). Aktive Sensoren werden in der Ausführung als Sensorhandschuh direkt auf der Hand platziert und benötigen keinen komplexen Versuchsaufbau. Häufig sind die Sensorhandschuhe zur Messung der Handhaltungen mit faseroptischen Sensoren (Quam, et al. 1989), mit Dehnungsmessstreifen

(Kessler, Hodges und Walker 1995) oder mit Goniometern (Williams, et al. 2000) ausgestattet. Mittlerweile können mit Winkel- und Beschleunigungssensoren Handhaltungen berührungslos gemessen werden (Nowak 2011).

Eine weitere Variante zur Aufnahme der Handhaltung sind mechanische Messverfahren. Bei solchen Systemen sind die Gliedmaßen der Hand via mechanischer Strukturen (z. B. Stangen) befestigt. Diese Mechanik wird bei jeder Bewegung mit bewegt. Nachteilig an diesem Verfahren ist die anzulegende Ausrüstung. Die an der Hand zu tragende Installation kann zusätzlich belastend sein (Bleyer, et al. 2008). Üblicherweise wird der Winkel zwischen den Maximalstellungen bestimmt und als Gelenkspielraum (Range of Motion, ROM) beschrieben. Durch die Weiterentwicklung der Mikroelektronik werden Sensoren, Schaltkreise sowie Akkumulatoren mit immer geringerer Baugröße und Gewicht ausgeführt. Die Datenerfassung, Verarbeitung und Speicherung erfolgt intern oder aber die Daten werden extern über Funkprotokolle an Computer übertragen (Nowak 2011).

3.3 Diskussion der Literaturrecherche

Die Literaturrecherche zeigt, dass für die Handfläche verschiedene Druckgrenzen als PPT, PDT sowie PLD existieren. Diese Druckgrenzen können bedingt zur Druckbewertung verwendet werden, da je nach handgeführtem Produkt und Einflussfaktoren unterschiedliche Druckbelastungen auf die Handfläche einwirken. Da Scherkräfte, Adaptionsverhalten sowie Vibrationen die Druckempfindung zudem sensibilisieren können, dienen die Druckgrenzen nur als grobe Richtwerte (Zadeh und Mohammed 2015). Zudem zeigen Druckuntersuchungen von beispielsweise (Fellows und Freivalds 1991) oder (Kong und Lowe 2005), dass es keine standardisierte Herangehensweise gibt, gemessene Druckbilder auf Komfort zu bewerten. Aufgrund von Unklarheit über die Druckbewertung können keine Aussagen darüber getroffen werden, wie handgeführte Produkte gestaltet werden sollen. Daher ist für die Bewertung der Druckverteilung ein objektives Verfahren, sprich ein digitales Handmodell, erforderlich.

In der Vergangenheit wurden viele digitale Handmodelle entwickelt, die zur ergonomischen Beurteilung von handgeführten Produkten verwendet werden können. Dabei werden häufig Teilmodellierungen des Mittelfingers (Wu, et al. 2014) oder der Daumenspitze (Zadeh und Mohammed 2015) zur Drucksimulation eingesetzt. Digitale Handmodelle zur Analyse der Einflussfaktoren von (Bullinger und Solf 1979), welche eine objektive Voraussage der Produktgestaltung geben können, existieren bislang nicht. Daher ist für die Simulation und Analyse der Druckverteilung von handgeführten Produkten die Erstellung eines realistischen Handmodells erforderlich.

Die vorgestellten Verfahren zur Analyse der Handgelenkbelastung eignen sich vorwiegend zur Risikoanalyse und -beurteilung. Der Genauigkeitsanspruch differiert dabei deutlich zwischen den einzelnen Verfahren. Der hohe Genauigkeitsgrad der Verfahren JSI und HAL geht mit einem sehr hohen Schulungsaufwand einher. Beide Verfahren können als Expertenverfahren bezeichnet werden. Bei beiden Verfahren steht die Betrachtung der Belastungen aus der Arbeitsaufgabe im Vordergrund. (Steinberg, et al. 2007) schreibt hierzu, dass diese Verfahren zur Orientierung gedacht sind und empfiehlt gute Kenntnisse bei der Bestimmung der Belastungsgrößen. Sind diese Kenntnisse nicht vorhanden, soll auch keine Beurteilung vorgenommen werden. Grobe Schätzungen oder Vermutungen können, so (Steinberg, et al. 2007), zu falschen Ergebnissen führen. Aufgrund dessen empfiehlt es sich, einen Sensorhandschuh zu entwickeln, sodass die Bewertung der Handbelastung standardisiert und objektiviert wird. Da sich die HAL insbesondere auf die Gefährdungsbeurteilung des Hand-Unterarm-Bereichs konzentriert, ist folglich ein System zur Objektivierung der Handbelastung mittels JSI-Methode zu entwickeln.

Mit Blick auf die Literaturübersicht zur Messung der Handbelastung lässt sich zusammenfassend festhalten, dass es keine Arbeit gibt, die einen Sensorhandschuh verwendet, um alle Belastungsgrößen der JSI zu messen. In vielen Fällen werden Sensorhandschuhe mit Kraftsensoren genutzt, um eine Aussage über die Krafthöhe treffen zu können, ohne dabei die Handhaltung zu berücksichtigen. Mit Hilfe dieser Sensorhandschuhe lässt sich zwar eine Belastungsminderung durch Kraftreduzierung nachweisen, jedoch kann keine Aussage

über eine mögliche Ergonomie getroffen werden, da Belastungen (wie z. B. extreme Handhaltungen) nicht berücksichtigt werden. Sensorhandschuhe, die nur eine Handhaltung messen, dabei aber keine Kräfte einbeziehen, sind für die Bewertung der ergonomischen Qualität eines handgeführten Produktes ebenfalls ungeeignet. Um ein Beispiel zu nennen: In der Arbeit von (Bleyer, et al. 2008) wird mit Hilfe des Sensorhandschuhs die Bewegung bzw. die Handhaltung zwecks Motion Capturing gemessen und die Messdaten mit der RULA-Methode ausgewertet, ohne dabei die Kräfte zu berücksichtigen. Aus diesem Grund ist ein Sensorhandschuh zur Bestimmung von Belastungsgrößen nach der JSI-Methode erforderlich, um daraus schlussfolgernd die Handgelenkbelastung objektiv zu bewerten.

4 Handmodell zur Simulation der Handgewebebelastung

Dieser Teil der Arbeit befasst sich mit der Entwicklung eines digitalen Handmodells zur Simulation der Handgewebebelastung bezüglich der Druckverteilung. Mit diesem Verfahren ist es möglich, handgeführte Produkte bereits in der frühen Phase ihrer Entwicklung, in der nur CAD-Daten vorhanden sind, zu überprüfen und zu verbessern. Dabei sollen mit Hilfe des Handmodells Einflüsse nach (Bullinger und Solf 1979) untersucht werden, um daraus wiederum Gestaltungsvorschläge abzuleiten. Um eine Basis für die Entwicklung des Handmodells zu schaffen, wird nachfolgend die ergonomische Bewertung der Druckverteilung auf die Handfläche demonstriert.

4.1 Grundlagen zur Bewertung der Handgewebebelastung

Als Grundlage wird eine Druckanalyse der Handfläche von zwei männlichen Probanden im Alter zwischen 28 bis 30 Jahren bei gleicher Handgröße durchgeführt. Dabei geht es zum einen um die Erzeugung verschiedener Druckempfindungen, zum anderen um die Messung der Druckverteilung auf der Handfläche. Bei der Handfläche werden insbesondere folgende Handbereiche aus Abbildung 3.2 auf Druckbelastung geprüft: Thenar (Q), Palmar (P), Hypothenar (O).

Zur Erzeugung und Messung unterschiedlicher Druckverteilungen auf der Handfläche werden drei rotationssymmetrische Prüflinge mit derselben Material- und Oberflächeneigenschaft ausgedruckt. Bei den Ausdrucken handelt es sich um ein siliziumhaltiges Pulver, das

schichtweise mit Zugabe eines Bindemittels hergestellt wird. Die Geometrien der Prüflinge unterscheiden sich hinsichtlich Wölbungsradius und -breite (siehe Abbildung 4.1).

Der Rundgriff hat einen konstanten Radius von 15 mm. Sowohl Ovalgriff als auch Spitzgriff wiederum besitzen in der Mitte einen Radius von 20 mm. Der Ovalgriff hat eine Wölbungsbreite von 40 mm der Spitzgriff eine von 30 mm. Alle Längen der Prüflinge betragen 120 mm. Um eine Kraft gezielt auf die Prüflinge wirken zu lassen, verfügen diese mittig über eine Zentrierbohrung mit einer Tiefe von 5 mm.

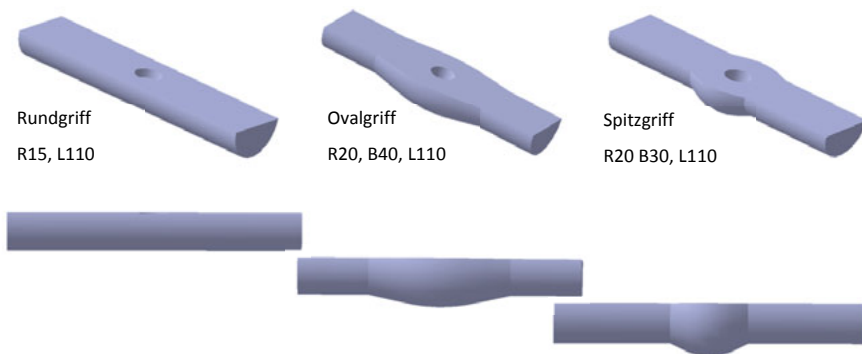


Abbildung 4.1 Prüflinge zur Druckanalyse

4.1.1 Experiment zur Bewertung der Handgewebebelastung

Für den Vorgang des Drückens der drei Prüflinge auf die Handfläche ist eine Messeinrichtung aufgebaut worden (siehe Abbildung 4.2). Die Messeinrichtung auf einem umgebauten Bohrmaschinenständer, besteht aus einem Gerüst, einem Griffstück, einer Klemmverbindung sowie einer Grundplatte. An einer Skala kann die Eindringtiefe abgelesen werden. Zur Erzeugung der Druckkraft wird eine Kraftmessdose an der Klemmverbindung befestigt und der Kraftmessdosenstempel in die Zentrierbohrungen der Prüflinge eingeschoben. Wenn man nun das Griffstück in Tischrichtung bewegt, bewegt sich die Kraftmessdose mitsamt dem jeweiligen Prüfling gegen die Grundplatte und auf die Handfläche der Probanden zu.

Zur Messung der Druckverteilung wird eine piezoresistive Druckmessfolie des I-Scan-Systems von Tekscan³ (Typ: 5101) verwendet. Die Sensorfolie besteht aus flexiblen Polyesterfolien auf denen Leiterbahnen aufgedruckt sind. Die Kreuzpunkte der Leiterbahnen bilden auf der Folie ein Sensorelement bzw. eine Sensorzelle. Auf der Fläche der verwendeten Sensorfolie befinden sich 44 x 44 Sensoren (ca. 1.936 Sensorzellen) auf einer Fläche von ca. 125 cm² (111,8 x 111,8 mm). Demzufolge verfügt die Sensorfolie über 15,5 Sensorzellen pro Quadratzentimeter. Aus der Aktivierung der einzelnen Sensorzellen wird während der Druckmessung die Kontaktfläche berechnet.

Bei der Druckmessung liegt die Hand entspannt auf der Grundplatte. Die Sensorfolie befindet sich während der Messung zwischen der Handfläche und der Oberfläche der Prüflinge. Der Stempel der Kraftmessdose wird in die Zentrierbohrung der jeweiligen Prüflinge eingeschoben. Nach Start der Messung wird das Griffstück des Bohrständers in Tischrichtung bewegt und die Prüflinge auf die Handfläche (Q, P, O) gepresst. In kleinen Schritten von 10 N bis 50 N wird eine Kraft an der Kraftmessdose eingestellt und für etwa drei bis fünf Sekunden gehalten. Für die Druckkraft wird dabei eine Obergrenze von 50 N festgelegt. Zur Auswertung wird die Druckmessung während dessen aufgezeichnet und die Kontaktfläche zwischen der Sensorfläche sowie der Oberfläche der Prüflinge über die Zeit ermittelt.

Die Bewertung der Druckempfindung sieht dabei im Vergleich zur Druckmessung folgendermaßen aus: In nicht festgesetzter Reihenfolge werden die Prüflinge auf die Handfläche aufgelegt und mit 50 N für etwa fünf Sekunden auf die Handfläche gedrückt. Nach dreimaliger Wiederholung des Prozederes bewerten die Probanden anschließend die auf ihre Handfläche ausgeübte Druckbelastung.

³ Die Drucksensorfolie wurde von CMV Hoven GmbH, Mönchengladbach bereitgestellt. Unter dieser Verlinkung wird die Funktionsweise der Sensoren beschrieben: <http://www.cmv.de/de/funktionsweise-tekscan.html>, letzter Zugriff 02.02.2016

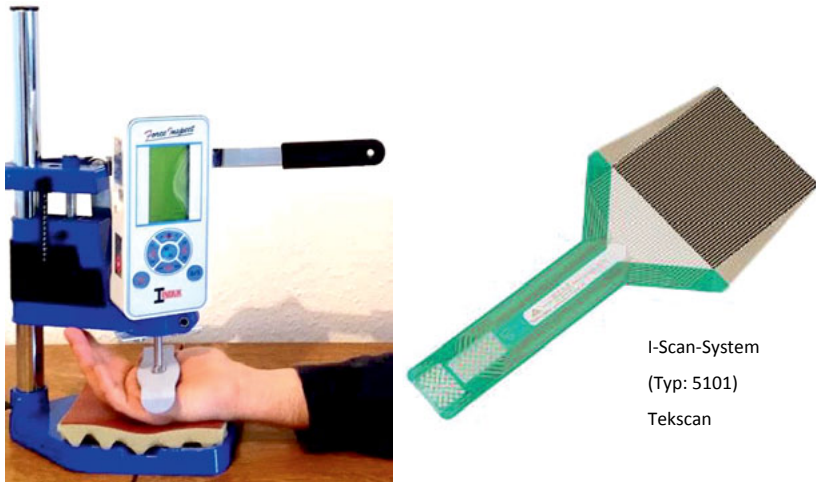


Abbildung 4.2 Messeinrichtung zur Druckanalyse und Druckmessfolie von Tekscan⁴

4.1.2 Ergebnisse

Die Druckmessungen für die Druckkräfte bei 30 N sowie 50 N sind in Abbildung 4.3 dargestellt. Auf den Druckbildern befindet sich Handbereich Q jeweils auf der rechten sowie Handbereich O auf der linken Seite der Abbildung. In der Mitte ist Handbereich P zu sehen. Anhand dieser Darstellung wird deutlich, dass bei einer Druckkraft von 50 N die Druckwerte deutlich höher liegen als bei einer Druckkraft von 30 N. Die Druckbilder lassen zudem die Geometrien der Prüflinge erkennen. Zum Beispiel ist die Druckverteilung beim Rundgriff breiter als beim Spitzgriff.

⁴ Unter diesem Link sind die Sensoren zu finden: <https://www.tekscan.com/pressure-mapping-sensors>, letzter Zugriff: 26.04.2016

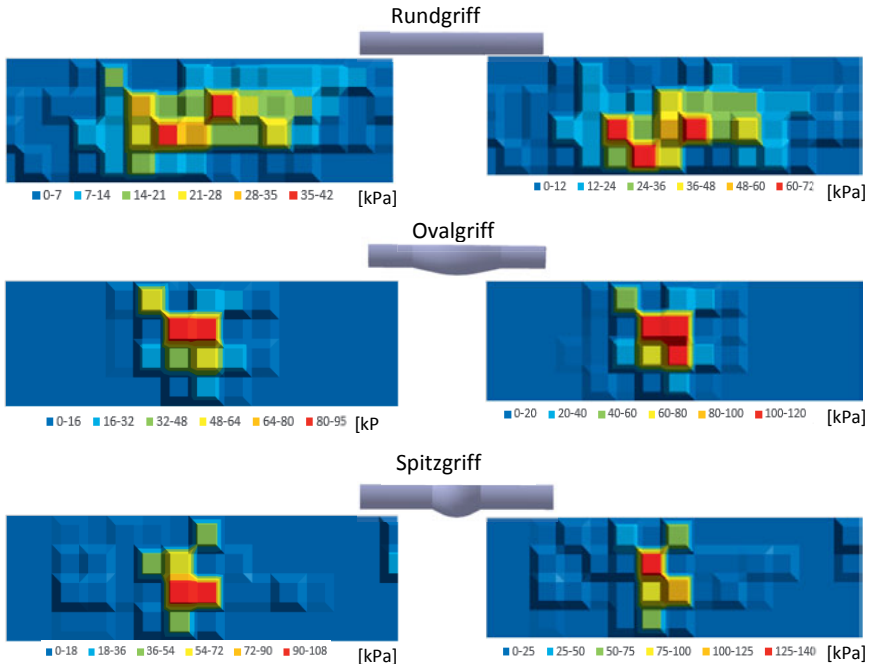


Abbildung 4.3 Druckmessung mit 50 N (rechts) und 30 N (links)

Die Ergebnisse maximaler Druck (P_{max}), mittlerer Druck (\bar{P}) sowie prozentuale Lastverteilungen (PLD) sind in Tabelle 4.1 und Tabelle 4.2 aufgelistet. Bei einer Druckkraft von 30 N liegt beim Spitzgriff im Bereich P der größte Druck mit 97 kPa vor. Auch die mittlere Druckbelastung sowie die prozentuale Belastung fallen im Bereich P am größten aus. Die Außenbereiche Q und O werden verhältnismäßig wenig belastet und weisen wesentlich niedrigere Maximaldrücke auf. Die Mittelwerte belaufen sich deutlich geringer als die Maximalwerte. Auch bei einer Druckkraft von 50 N befindet sich für den Spitzgriff im Bereich P die größte Druckbelastung bei 134 kPa. Die äußeren Bereiche O und Q werden kaum belastet. Dementsprechend sind die mittleren Drücke in diesen Bereichen ebenfalls gering. Da sich die gesamte Kontaktfläche auf Bereich P begrenzt, entfällt auf diesen die höchste prozentuale Lastverteilung.

Tabelle 4.1 Messergebnisse der Druckverteilung bei 30 N (Werte in kPa)

	Rund			Oval			Spitz		
Bereiche	Pmax	\bar{P}	PLD	Pmax	\bar{P}	PLD	Pmax	\bar{P}	PLD
Q	14	12,81	16 %	3	0,38	1 %	11	1,87	8 %
P	38	27,65	65 %	91	47,02	99 %	97	58,24	86 %
O	24	13,83	20 %	0	0,00	0 %	19	1,46	6 %

Tabelle 4.2 Messergebnisse der Druckverteilung bei 50 N (Werte in kPa)

	Rund			Oval			Spitz		
Bereiche	Pmax	\bar{P}	PLD	Pmax	\bar{P}	PLD	Pmax	\bar{P}	PLD
Q	20	15,58	14 %	4	17,50	1 %	16	2,85	8 %
P	71	40,05	69 %	117	52,08	99 %	134	60,84	86 %
O	25	18,38	18 %	0	0,00	0 %	21	2,15	6 %

Mithilfe der Drucksensorfolie wurde beim Pressen der Prüflinge auf die Handfläche die Kontaktfläche ermittelt. Abbildung 4.4 zeigt die Kontaktfläche der drei Prüflinge in Bezug zur Messzeit. Alle drei Messungen enden bei einer Druckkraft von 50N. Die größte Kontaktfläche mit 1700 mm² wird beim Rundgriff erreicht. Für den Oval- und Spitzgriff sind die Flächen bei 50 N Druckkraft beinahe identisch und liegen zwischen 1200 mm² und 1400 mm². Bei höherer Druckkraft zeigt sich eine stufenweise Vergrößerung der Kontaktfläche. Erklären lässt sich dies folgendermaßen: Je größer die Druckkraft, desto mehr Gewebe wird zur Seite gedrückt. Dies wiederum hat zur Folge, dass eine größere Berührfläche entsteht.

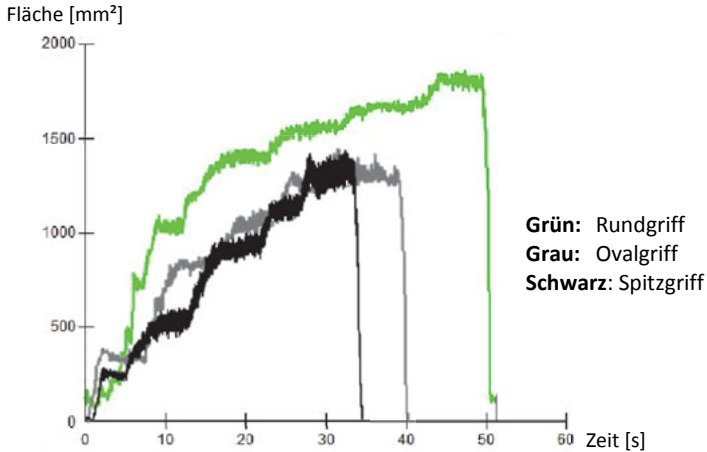


Abbildung 4.4 Kontaktfläche beim Pressen der Prüflinge auf die Handfläche

Der Vergleich zwischen den Messergebnissen mit der PDT von 104 kPa ergibt, dass bei 50 N Druckkraft die Grenze am Oval- und Spitzgriff im Handbereich P überschritten wird. Allerdings liegen bei der Druckkraft von 30 N alle maximalen Drücke unter dem PDT. Für die PPTs von (Hall und Kilbom 1993) befinden sich alle gemessenen Drücke bei 30 N und auch bei 50 N unter den Grenzwerten. Aufgrund des Zusammenhangs zwischen der Druckkraft und der Druckverteilung eignen sich daher sowohl die PPTs als auch der PDT nur bedingt zur Bewertung der Druckempfindung.

Die PLDs aus den Messergebnissen bleiben unabhängig von den Druckkräften nahezu gleich. Der Vergleich mit den Sensitivitäten der Handfläche (PLD-Grenzen aus Abbildung 3.5) verdeutlicht, dass der Rundgriff im Gegensatz zu den anderen Griffen zunächst Bereich P, anschließend Bereich O und zuletzt Bereich Q belastet. Der Rundgriff erzeugt somit eine komfortable Druckverteilung auf der Handfläche.

Nach der Probandenbewertung wurde die Druckverteilung am Rundgriff als gleichmäßig und homogen bewertet (siehe Anhang A.2). Dagegen wiederum ist die Druckverteilung am

Ovalgriff als inhomogen sowie am Spitzgriff als punktuell empfunden worden. Der Rundgriff wird daher als komfortabelste Lösung eingestuft, gefolgt vom Ovalgriff und dem Spitzgriff. Generell ist festzustellen, dass eine geringe und gleichmäßige Druckverteilung für eine komfortable Druckempfindung anzustreben ist.

4.2 Erstellung des Handmodells

Für die Erstellung des Handmodells wird der Grundsatz verfolgt, dass Gesamtverhalten des Handgewebes (mit Muskeln, Sehnen, Bindegewebe etc.) als vereinfachtes Abbild der Wirklichkeit darzustellen. Dabei wird außer Acht gelassen, welche Vorgänge und Wechselwirkungen im Gewebe oder zwischen den Muskeln stattfinden. Würde man versuchen, die Verschiebung von Muskelsträngen, Sehnen und Gewebe zu simulieren, wäre das Resultat ein sehr komplexes Modell mit vielen Fehleranfälligkeiten und hohen Rechenzeiten (Mergl 2006). Daher werden bei diesem Modell nur die Knochen sowie das gesamte umgebende Gewebe als zwei getrennte Körper modelliert, ohne dabei innere Strukturen abzubilden.

4.2.1 Geometrie

4.2.1.1 CAD-Modell

Zur Ermittlung des CAD-Modells wurde die äußere und die innere Kontur der rechten Hand aus einer Computertomographieaufnahme (CT-Bilder) abgeleitet. Hierzu wurde das Programm Invalius 3.0 eingesetzt und aus den CT-Bildern der Handgewebe so genannte Punktwolken erzeugt. Die äußere Kontur des Handgewebes ordnet sich dabei in die mittlere Anthropometrie (50. Perzentil) eines Mannes ein. Die Maße der Handanthropometrie sind im Anhang A.1 zu finden. Die innere Kontur des Handgewebes stellt außerdem die Knochenhölräume dar. In Abbildung 4.5 (links) werden die Handkonturen im Programm gezeigt. Die innere Kontur, sprich die Handknochen, sind weiß dargestellt.

Zur Generierung eines CAD-Modells wird die Punktwolke der Hand in das CAD Programm CATIA V5 (von Dassault Systèmes) importiert. In Abbildung 4.5 (rechts) ist das Volumenmodell zu sehen. Innerhalb des Handmodells befinden sich Knochenhohlräume.

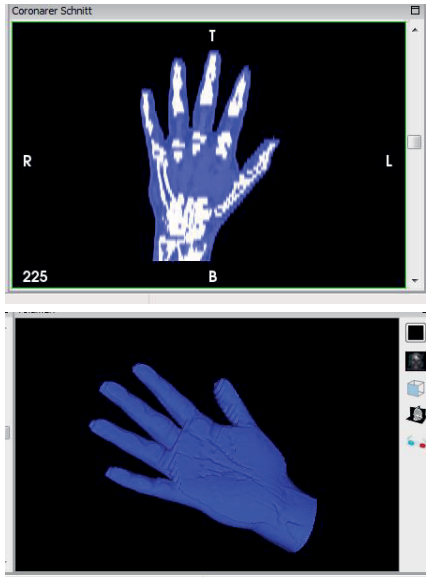


Abbildung 4.5 CAD-Modell in Invalius 3.0 und CATIA V5

4.2.1.2 MKS-Modell

Für das MKS-Modell wird das Programm Recurdyn (von FunctionBay⁵) genutzt. Grundsätzlich wäre es möglich, das Handmodell auch mit anderen MKS-Programmen wie z. B. Simpack, Adams zu simulieren. Gleichwohl hat jedes Programm seine Stärken und Schwächen. Hinsichtlich der Kopplung der MKS mit der FEM für große Deformationen – ein für diese Arbeit wichtiges Kriterium – wurde Recurdyn gewählt. Darüber hinaus ermöglicht das Programm, einen Körper automatisch mit Beam-Elemente (1D-Elemente), Schalen-Elemente

⁵ Informationen zu Recurdyn: <http://functionbay.org>, letzter Zugriff: 31.08.16

(2D-Elemente) und Tetraeder-Elemente (3D-Elemente) zu vernetzen. Außerdem stehen in Recurdyn verschiedene numerische Berechnungsmethoden zur Verfügung.

Abbildung 4.6 zeigt das MKS-Modell der rechten Hand. Es beinhaltet das Modell des Handgewebes sowie der Knochen von dem biomechanischen Menschmodell OpenSim⁶. Zur Vereinfachung des Modells und zur Reduzierung des Speicherplatzes sowie der Rechenzeit wurden im MKS-Modell alle Handglieder bis auf die Handfläche entfernt. Auf Gunsten der Rechenzeit wird damit auf die Eigenkontaktsuche der Handfläche mit sich selber verzichtet. Die Aufteilung der Handglieder richtet sich dabei auf die Handbereiche aus Abbildung 3.2.

Zur Simulation der Druckverteilung besteht das Modell aus Tetraeder-Elementen. Diese Volumenelemente bieten gegenüber den Schalenelementen den Vorteil, die Knotenpunkte in den Knochenhohlräumen mit FDR-Elementen zu versteifen (FDR - Force Distributing Rigid). Da es damit keiner Kontaktbedingung zwischen Handgewebe und Knochen bedarf, wird die Rechenzeit bei gleichbleibender Qualität erheblich gesenkt.

Das Modell wird zuerst in eine Elementgröße von 15 mm gerechnet und anschließend werden relevante Hand- sowie Fingerbereiche auf 2,5 mm verfeinert. Die Handfläche wird aufgrund der komplexen Geometrie im Gegensatz zu den Fingern mit Hypermesh vernetzt. Die Knochen werden aufgrund des hohen Elastizitätsmoduls von 17 GPa laut (Yamada 1973) nicht vernetzt und als Rigid-Body (Starrkörper) eingesetzt. Zur weiteren Vereinfachung des Modells werden die Handwurzelknochen bis auf das Kopfbein (Os capitatum) entfernt. Das Kopfbein hängt an dem Mittelhandknochen des Mittelfingers und wird später bei der Simulation zur Definition einer festen Raumachse benötigt. Alle anderen Handwurzelknochen sind zur Berechnung der Druckverteilung auf der Handfläche irrelevant.

⁶ Ein biomechanisches Menschmodell von National Center for Simulation in Rehabilitation Research (NCSRR) der Stanford University. Das Modell kann hier heruntergeladen werden: <http://opensim.stanford.edu>, letzter Zugriff: 04.05.16

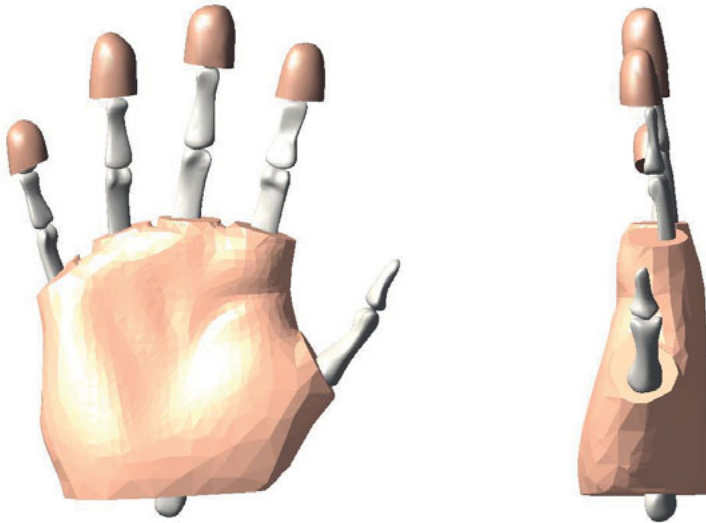


Abbildung 4.6 MKS-Modell in Recurdyn

4.2.2 Eigenschaften der Hand

Die Eigenschaften des Handgewebes werden bezüglich einer einwirkenden Kraft als linear und elastisch angenommen. Hierzu verdeutlicht Abbildung 4.7 den typischen Exponentialverlauf des Spannungs-Dehnungsverhaltens des Hautgewebes. Diese nicht lineare Kurve wird in drei Bereiche eingeteilt und kann innerhalb der Bereiche als lineare Funktion beschrieben werden. Die Steigung der Funktion ist dabei das Elastizitätsmodul (E-Modul).

Im Bereich A entsteht eine geringe Spannung bei einer hohen Dehnung. Hierbei sind die Kollagenfasern, welche in der Gewebeschicht enthalten sind, sinnbildlich als entspannt dargestellt. Bei einem steilen Anstieg der Spannung entfalten sich die Kollagenfasern im Übergangsbereich B. Im Bereich C sind die Kollagenfasern lang gestreckt und können nur noch geringe Dehnungen erreichen. Aufgrund der elastischen Eigenschaft der Kollagenfasern kehrt das Gewebe nach einer Druckbelastung wieder in die Ausgangsform zurück (Brinckmann, et al. 2012).

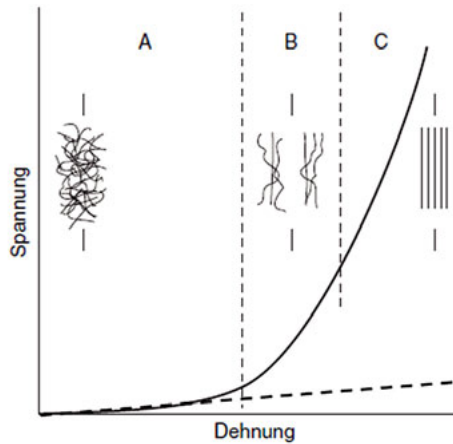


Abbildung 4.7 Spannungs-Dehnungsverhalten der Hautgewebe (Brinckmann, et al. 2012)

4.2.2.1 Materialverhalten des Handgewebes

Für die Bestimmung des Materialverhaltens des Handgewebes wird ein Kompressionsversuch durchgeführt. Die Durchführung eines Kompressionsversuchs ist aus der Methode der Härteprüfung nach Shore bekannt. Aus der Kraft-Weg-Beziehung kann die Steifigkeit des Handgewebes berechnet werden.

Um unterschiedliche Steifigkeiten der Hand nachzuweisen, wird ein Kompressionsversuch mit sechs Handstellen durchgeführt (siehe Anhang A.2). Für die Messung der Druckkraft wird dabei eine Kraftmessdose in Verbindung mit einem Stößel (Durchmesser 12 mm, Fläche 113 mm²) verwendet und der Stößel dann auf der Hand in 1 mm Schritten ausgefahren. Die Eindringtiefe wird anhand einer Messskala geprüft. Bei den Versuchen liegt die Hand ungespannt auf einer Schaumstoffmatte. Alle Messungen werden fünf Mal wiederholt und anschließend mit Microsoft Excel ausgewertet.

Als Ergebnis kann festgehalten werden, dass die Kraft-Weg-Verläufe im Anfangsbereich annähernd linear sind und anschließend – wie auch in der Literatur beschrieben – exponentiell steigen (siehe Abbildung A 4). Die Handbereiche (Q, P, O) verlaufen näherungsweise

gleich und können daher für die Bestimmung der E-Module zusammengefasst werden. Für die Simulation der Druckverteilung wird eine Eindringtiefe von 5 mm als relevant angenommen, da größere Tiefen ab 5 mm bei einem flächigen Kontakt nicht erreichbar sind.

In Abbildung 4.8 sind die Kraft-Weg-Verläufe für die Handbereiche (Q, P, O) zusammengefasst dargestellt. Die Kraft-Weg-Verläufe zeigen, dass alle Handbereiche mit unterschiedlichen Gegenkräften reagieren. Es ist zu erkennen, dass Messstelle P im Gegensatz zu Q und O eine hohe Steifigkeit besitzt. Gründe hierfür sind möglicherweise ein geringer Anteil der subkutanen Fettanteile und die Sehnenplatte im Bereich P der Handfläche. Bis etwa 5 mm verhalten sich die Verläufe näherungsweise linear. Nach dem Bestimmtheitsmaß ergibt sich für Handbereich P eine Übereinstimmung von 88,94%, für Handbereich Q von 92,26% und für Handbereich O von 77,09%.

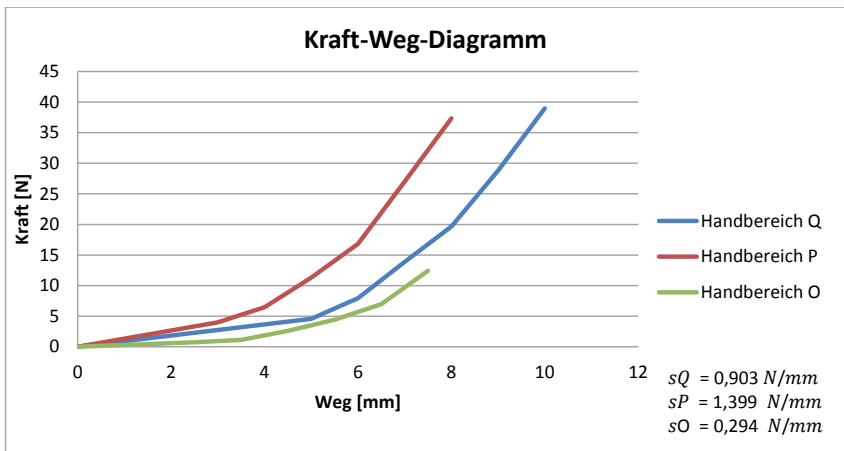


Abbildung 4.8 Kraft-Weg-Diagramm der Handfläche (Q, P, O)

Für die Bestimmung der E-Module wird das Modell des Handgewebes nach dem Experiment aus Kapitel 4.1.1 simuliert. Im Simulationsmodell werden die Prüflinge in gleicher Zuordnung gegen die Handfläche gefahren. In Abbildung 4.9 ist exemplarisch das Simulationsmodell des Handgewebes sowie der Rundgriff dargestellt. Als Randbedingung wurde eine Kraft in y-Richtung mittig in die Zentrierbohrung definiert sowie alle Knotenpunkte des

Handrückens raumfest eingespannt. Aufgrund des Translationsgelenks in y-Richtung und der Kontaktbedingung zwischen Handfläche und Griffoberfläche entsteht eine Pressung genau wie beim Experiment. Die Definition der Materialparameter sind aus Tabelle 4.3 zu entnehmen. Die Knochen sind als FDR-Elemente definiert.

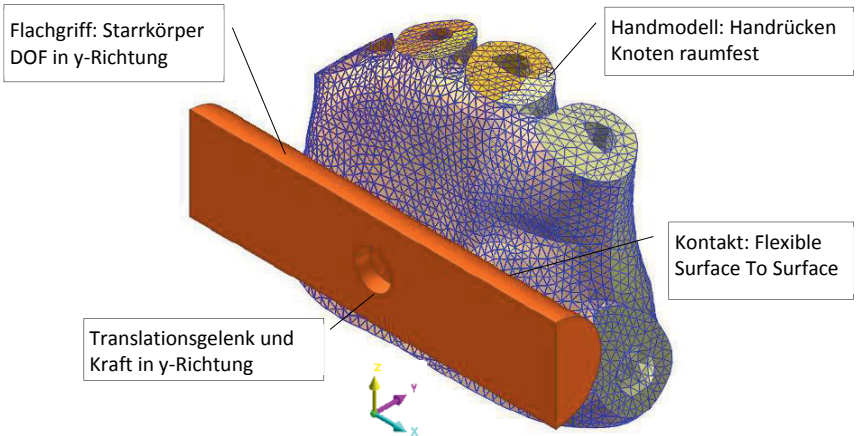


Abbildung 4.9 Simulationsmodell der Handfläche

Tabelle 4.3 Materialeigenschaften für das MKS-Modell

Materialeigenschaft	Wertzuweisung	Quelle
Querkontraktionszahl	$\mu = 0,4$	(Wu, et al. 2014)
Dichte	$\rho = 1100 \frac{kg}{m^3}$	(Kayser und J. 1996)
Dämpfungsgrad	$\xi = 0,5$	(Stelzmann, Groth und Müller 2008)

Aus den Ergebnissen der Drucksimulation wurden die E-Module anschließend so skaliert, dass diese mit den gemessenen Druckverteilungen übereinstimmen. Mit Hilfe des linearen Materialgesetzes: $\sigma = E \cdot \varepsilon$ ergibt sich mit der Bedingung einer gleichen Materialverformung, folgende Gleichung zur Bestimmung der E-Module aus der Druckmessung:

$$E_{Soll} = E_{Ist} * \frac{\sigma_{Simulation}}{\sigma_{Messung}}$$

Damit ergab sich aus den Ergebnissen der gemittelten Drucksimulation und der gemittelten Druckmessung ein E-Modul für jeden der Handbereiche. Durch Einsetzen der Simulationsergebnisse in $\sigma_{Simulation}$ und Skalierung von E_{Ist} mit E_{Soll} wurde nach wenigen Iterationsschritten das Verhältnis zwischen $\frac{\sigma_{Simulation}}{\sigma_{Messung}} = 1$ und somit $E_{Soll} = E_{Ist}$.

Aufgrund von unterschiedlichen Druckspitzen, wurde die mittlere Druckverteilung am Modell angepasst. Für das Modell des Handgewebes ergeben sich für die Handbereiche Q, P sowie O folgende Elastizitätsmodule für eine männliche Person des 50. Perzentil und für eine Eindringtiefe bis 5 mm:

$$E_Q = 0,087 \text{ MPa,}$$

$$E_P = 0,266 \text{ MPa}$$

$$E_O = 0,083 \text{ MPa}$$

In Abbildung 4.10 bis Abbildung 4.12 sind die gemessenen und die simulierten Druckverteilungen gegenübergestellt. Vergleicht man die Druckverteilung mit der Druckmessung, so lässt sich näherungsweise eine Übereinstimmung der Simulationsergebnisse erkennen.

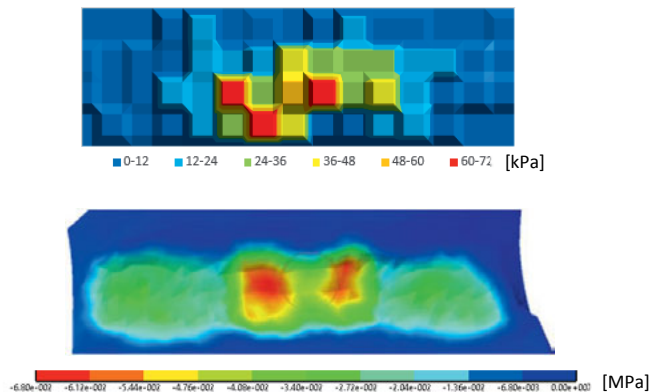


Abbildung 4.10 Rundgriff: Druckmessung (oben) und Drucksimulation (unten)

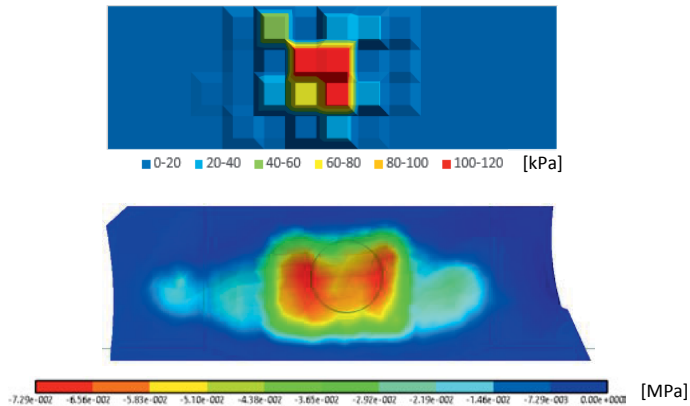


Abbildung 4.11 Ovalgriff: Druckmessung (oben) und Drucksimulation (unten)

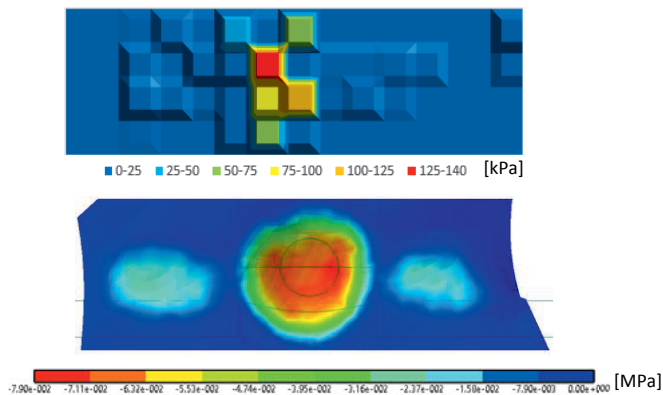


Abbildung 4.12 Spitzgriff: Druckmessung (oben) und Drucksimulation (unten)

Mit Abbildung 4.13 bis Abbildung 4.15 wird ein genauer Vergleich der Druckdaten ermöglicht. Dabei wird die maximale und mittlere Druckspannung sowie die prozentuale Lastverteilung (PLD) sowohl aus der Messung als auch aus der Simulation gegenübergestellt. Die PLD bezieht sich auf die rechte Vertikalachse.

Beim Rundgriff in Abbildung 4.13 liegt die Abweichung der Mittelwerte insgesamt unter 1 kPa. Die Abweichung der prozentualen Lastverteilung beläuft sich in den Außenbereichen auf 3 % und im Bereich P auf 7 %. Die Maximalwerte weisen eine geringe Abweichung von 3 kPa im Bereich P sowie bis zu 6 kPa in den beiden Außenbereichen auf.

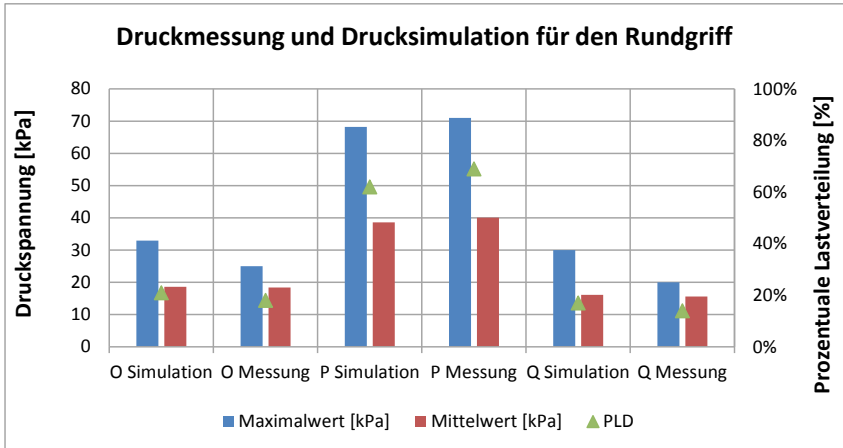


Abbildung 4.13 Vergleich zwischen Druckmessung und Drucksimulation für den Rundgriff

Der Vergleich der Zahlenwerte beim Ovalgriff zeigt, dass Abweichungen zwischen der Simulation und Messung vorliegen (siehe Abbildung 4.14). Die Maximalwerte weichen von 10 kPa bis 45 kPa ab. Der Mittelwert besitzt eine Abweichung von 4 kPa in der Handinnenfläche sowie zugleich in den Außenbereichen. Die prozentuale Lastverteilung weicht im Bereich P um 20 % und im Bereich O und Q um 10 % ab.

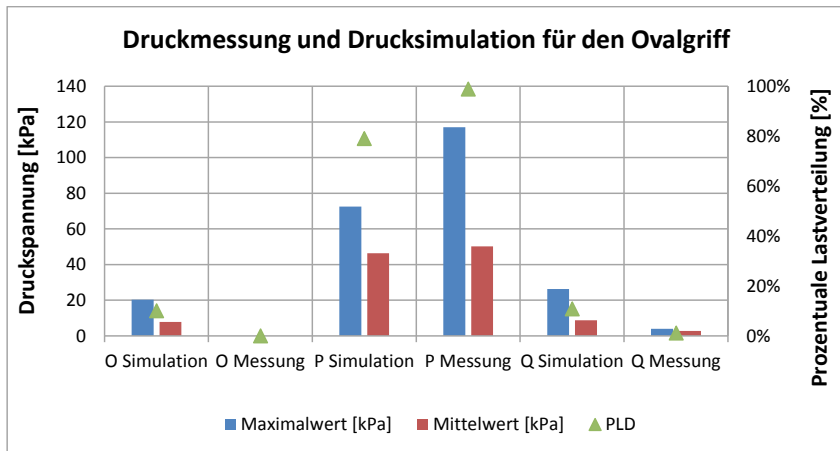


Abbildung 4.14 Vergleich zwischen Druckmessung und Drucksimulation für den Ovalgriff

Der Vergleich zwischen der Simulation und der Messung beim Spitzgriff zeigt in Abbildung 4.15, dass zwischen den Mittelwerten eine Abweichung bis zu 5 kPa vorliegt. Die prozentuale Lastverteilung weicht bis zu 7 % ab. Der Maximalwert wird in den Außenbereichen mit einer geringen Abweichung von 2 kPa bis 6 kPa ausgegeben. Im mittleren Bereich weicht der Maximalwert (wie beim Ovalgriff) um einen höheren Wert von 56 kPa ab.

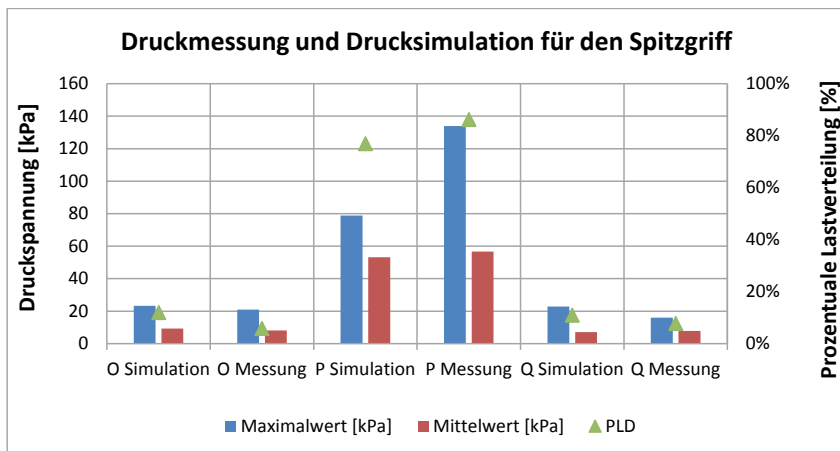


Abbildung 4.15 Vergleich zwischen Druckmessung und Drucksimulation für den Spitzgriff

4.2.2.2 Materialverhalten des Fingergewebes

Zum Materialverhalten des Fingergewebes zeigen die Arbeiten von (Han, et al. 2008) und (Xie, Kanai und Date 2012), dass unterschiedliche Fingerglieder von Probanden ähnliche Steifigkeitsverhältnisse aufweisen können. Um diese Ähnlichkeiten nachzuweisen, wird ein Kompressionsversuch von vier Fingersegmenten durchgeführt. Die Versuchsdurchführung orientiert sich an der Vorgehensweise der Handflächenanalyse.

In Abbildung 4.16 sind die Kraft-Weg-Verläufe der vier Fingersegmente - Daumen-, Mittelfinger-, Zeigefingerendglied sowie Zeigefingermittelglied - abgebildet. Die Ergebnisse bestätigen, dass alle Fingerglieder ähnliche Kraft-Weg-Verhältnisse aufweisen. Daher werden für die Eindringtiefen von 0 bis 2 mm und 2 bis 3 mm ein Gesamtverlauf ermittelt. Für den Gesamtverlauf von 0 bis 2 mm ergibt sich eine geringe Steifigkeit mit $s_1 = 0,7175 \text{ N/mm}$. Diese vergrößert sich aufgrund der Knochen bei höherer Eindringtiefe von 2 bis 3 mm auf $s_2 = 4,4475 \text{ N/mm}$.

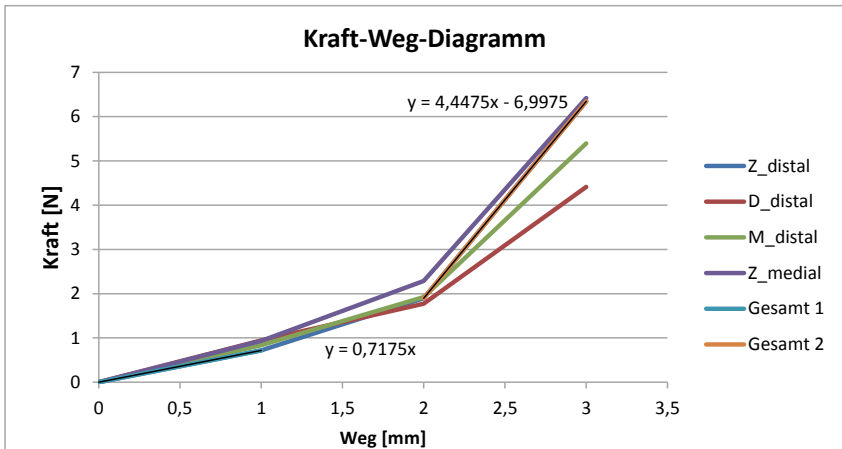


Abbildung 4.16 Kraft-Weg-Diagramm der Fingerfläche (Z: Zeigefinger, D: Daumen, M: Mittelfinger)

Für die Bestimmung des Gesamtelastizitätsmoduls wird die Druckmessung von (Wu, et al. 2014) verwendet. Bei der Druckmessung wurde ein männlicher Proband des 50. Perzentils und ein Sensor-Griff des Durchmessers von 40 mm eingesetzt. In Abbildung 4.17 wird der Sensor-Griff zur Messung der Druckverteilung gezeigt. Die Greifkraft für 5 N, 10 N und 20 N sowie 40 N wird mit einem Kraftsensor im Griffzentrum und die Druckverteilung mit einer Tekscan-Sensorfolie (1,9 x 1,9mm, Model 5076) auf der Griffoberfläche ermittelt (Wu, et al. 2014).

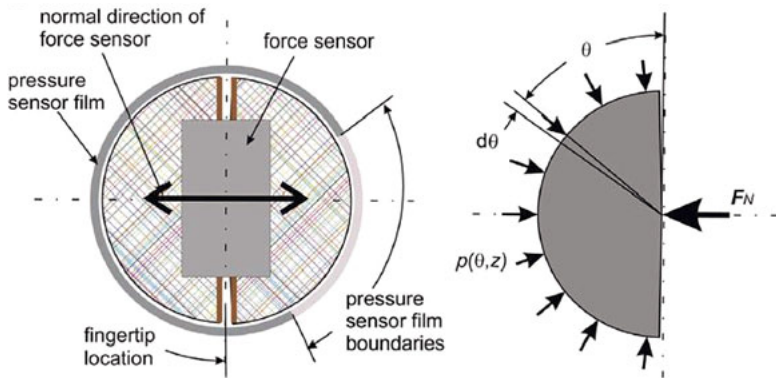


Abbildung 4.17 Sensor-Griff (Wu, et al. 2014)

Das Simulationsmodell der Zeigefingerspitze wird entsprechend dieser Versuchsdurchführung modelliert (siehe Abbildung 4.18). Dabei wird ein Zylinder mit R20 auf die Fingerspitze gedrückt. Für die Ermittlung von zwei E-Modulen werden die Kontaktkräfte 10 N und 40 N auf die Fingerspitze übertragen. Dazu ist der Zylinder in Dreieck-Schalenelemente mit der Netzgröße von 2,5mm und einem E-Modul von 200.000 MPa vernetzt. Als Randbedingung sind alle Knotenpunkte des Zylinders in z-Richtung freigegeben und eine Kontaktbedingung zwischen der Finger- und Zylinderoberfläche definiert. Die Knoten des Fingerrückens sind im Raum fixiert.

Aus den Ergebnissen der Drucksimulation wird das Gesamtelastizitätsmodul nach der Vorgehensweise aus Kapitel 4.2.2.1 skaliert, sodass diese mit den gemessenen Druckverteilungen übereinstimmen. Aufgrund der typischen Druckspitze konnten die maximalen Drücke am Modell angeglichen werden. Folgende E-Module ergeben sich für den ersten Kräftebereich von 0 bis 20 N sowie für den zweiten von 20 bis 40 N:

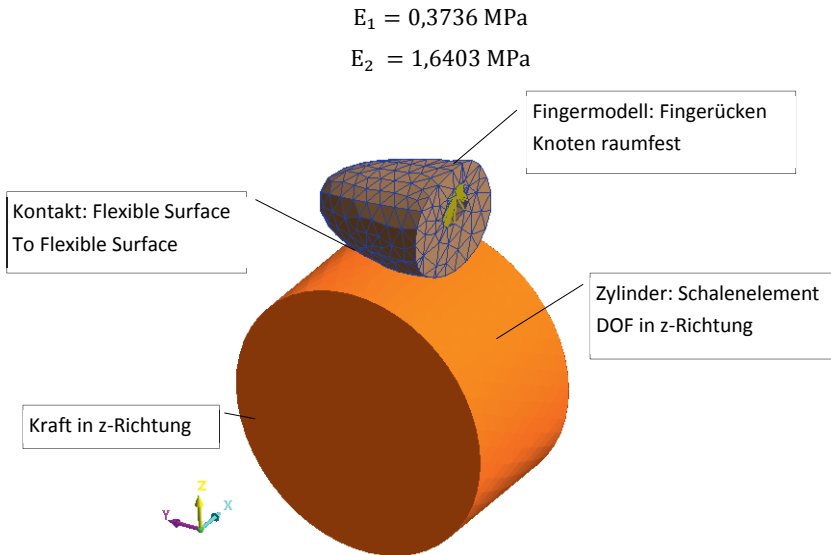


Abbildung 4.18 Simulationsmodell der Zeigefingerspitze

In Abbildung 4.19 bis Abbildung 4.22 sind die gemessenen und die simulierten Druckverteilungen gegenübergestellt. Vergleicht man die Druckverteilung mit der Druckmessung von (Wu, et al. 2014), so lässt sich näherungsweise eine Übereinstimmung der Simulationsergebnisse erkennen.

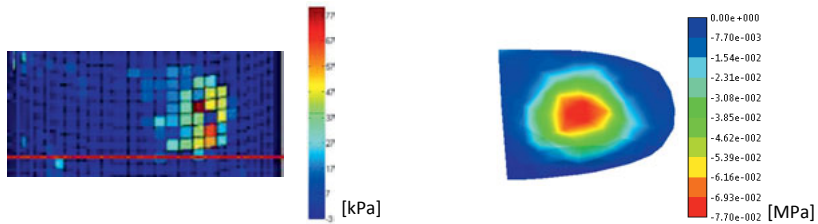


Abbildung 4.19 Druckmessung (links) und Drucksimulation (rechts) bei 5 N

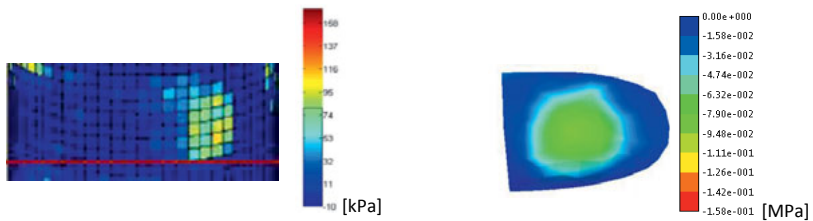


Abbildung 4.20 Druckmessung (links) und Drucksimulation (rechts) bei 10 N

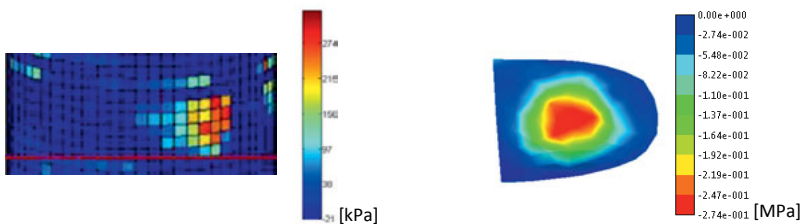


Abbildung 4.21 Druckmessung (links) und Drucksimulation (rechts) bei 20 N

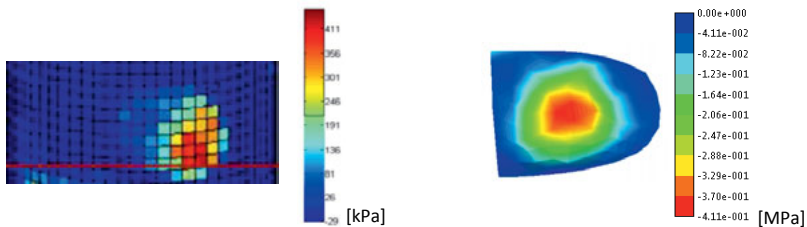


Abbildung 4.22 Druckmessung (links) und Drucksimulation (rechts) bei 40 N

In Abbildung 4.23 ist die Messung und die Simulation der Druckverteilung für die Kräfte von 5 N, 10 N, 20 N sowie 40 N gegenübergestellt. Aufgrund der lokalen Druckspannung auf der Fingerspitze, beträgt die prozentuale Lasterverteilung für jede Kraft 100%. Da die maximalen Druckspannungen an die Messungen für 10 N und 40 N angeglichen sind, ist lediglich eine Abweichung bei den Maximalwerten für 5 N und 20 N zu erkennen. Dementsprechend weichen die Mittelwerte auch für 5 N und 20 N von der Messung bis zu 25 kPa, die Maximalwerte bis zu 70 kPa ab.

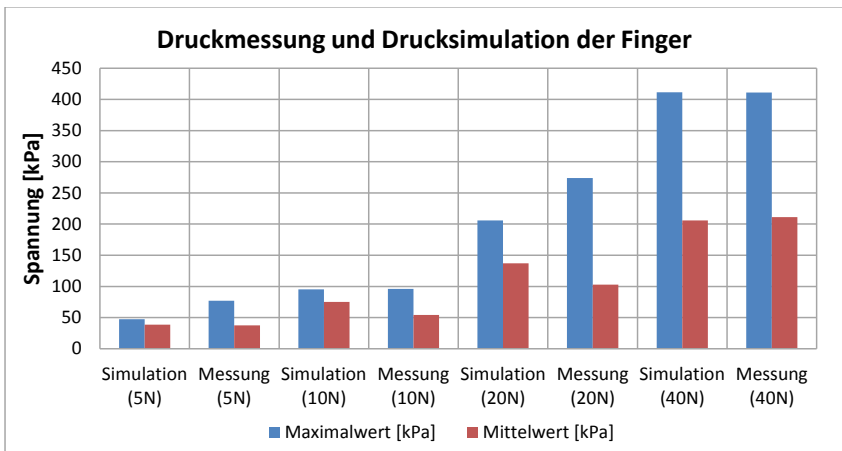


Abbildung 4.23 Vergleich zwischen Druckmessung und Drucksimulation der Finger

4.3 Anwendung des Handmodells

Zur Anwendung des Handmodells werden in diesem Kapitel Einflussfaktoren der Griff- und Kappengestaltung analysiert. Dazu gehören u. a. die Einflussfaktoren Form, Abmessung, Material sowie Oberfläche aus der Gestaltungsrichtlinie von (Bullinger und Solf 1979). Allerdings wird bei dieser Anwendung statt der Oberfläche die Position als Einflussfaktor untersucht, da dieser die Druckverteilung erheblicher beeinflusst.

Ziel der Berechnung ist es, mit Blick auf eine geringe Druckbelastung Gestaltungsvorschläge in Bezug auf die Einflussfaktoren in Abbildung 4.24 zu generieren. Als Vergleichsparameter wird an dieser Stelle die maximale Druckspannung (dritte Hauptnormalspannung) herangezogen. Damit werden die Schubspannungen vernachlässigt.



Abbildung 4.24 Einflussfaktoren auf die Handgewebebelastung

4.3.1 Einflussanalyse zur Griffgestaltung

Griffe bilden eine Schnittstelle zwischen der Hand und von der Hand geführten Produkten. Häufig werden Arbeitsmittel verwendet, bei denen hohe Kräfte übertragen werden und somit auch hohe Druckbelastungen auf der Handfläche entstehen. Daher wird in diesem Abschnitt das Pressen eines Griffes auf die Handfläche untersucht. Damit Gestaltungsvorschläge entwickelt werden können, geht es darum herauszufinden, welche Einflussfaktoren die Druckverteilung am höchsten beeinflussen. Das Handmodell mit Bezugskoordinatensystem ist in Abbildung 4.9 dargestellt. Für die Simulation der Einflussanalyse gelten dieselben Randbedingungen wie aus Kapitel 4.2.2.1.

4.3.1.1 Einfluss der Druckkraft

Zur Ermittlung der Einflussanalyse der Druckkraft wird der Rundgriff mit Kräften von 10 N bis 50 N gegen die Handfläche gedrückt und so die maximale Druckspannung je Handbereich O, P und Q berechnet.

Die Ergebnisse aus der Simulation sind in Abbildung 4.25 dargestellt. Zu erkennen ist, dass mit steigender Druckkraft auch die maximale Druckspannung zunimmt. Das Verhalten ist dabei nahezu linear. Da die äußeren Handbereiche O und Q den Griff im Gegensatz zur inneren Fläche P zuerst berühren, werden bei einem Griff mit konstantem Radius (wie dem Rundgriff) zuerst die Außenbereiche verformt, bis anschließend eine Verformung in der

Handmitte eintritt. Aufgrund der deshalb gering belasteten Handflächenmitte entstehen dort bei geringer Kraft bis 10 N nur kleine Spannungen. Die Druckspannungen steigen aufgrund des höheren E-Moduls im Bereich P jedoch schneller an als in den übrigen Bereichen und weisen daher ab einer Druckkraft von 20 N, Druckbelastungen von 35 kPa bis 73 kPa auf.

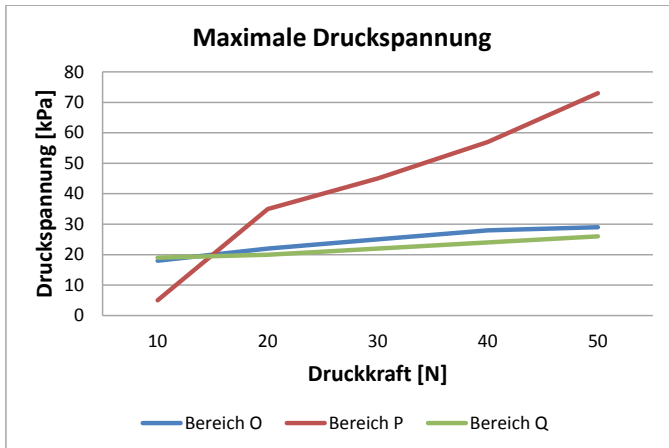


Abbildung 4.25 Einfluss der Druckkraft

4.3.1.2 Einfluss der Position

In der Realität werden Griffe nicht immer in der gleichen Position benutzt. Daher wird in einem nächsten Schritt der Einfluss der Griffposition in Bezug zum Koordinatensystem des Handmodells untersucht. Im Handmodell wird der Winkel sowohl um die Y-Achse als auch um die Z-Achse sowie um die X-Achse variiert. Zur Simulation wird der Rundgriff mit 50 N gegen die Handfläche gedrückt.

Abbildung 4.26 zeigt den Einfluss der Winkeländerung um die Z-Achse. Die Winkeländerung um die Z-Achse umfasst einen Bereich von -5° bis 5° vom Ausgangszustand. Mit steigendem Winkel wächst auch die maximale Druckspannung im Bereich O, während die Druckspan-

nung im Bereich Q abnimmt. Dies ist dadurch begründet, dass durch einen größeren Neigungswinkel erst in einem der beiden Außenbereiche eine Verformung auftreten muss, bevor der gegenüberliegende Bereich eine Kontaktfläche mit dem Griff bildet. Während die Druckspannung in den äußeren Bereichen der Handfläche mit steigendem Neigungswinkel stark zunimmt, findet im Bereich P nur eine geringe Änderung der Druckspannung statt. Die maximale Druckspannung der Außenbereiche liegt mit einem Variationsbereich von 19 kPa bis 28 kPa unter dem von Bereich P (mit 66 kPa bis 74 kPa). Die maximale Druckspannung im Bereich O liegt bei einem Winkel von -5° vor.

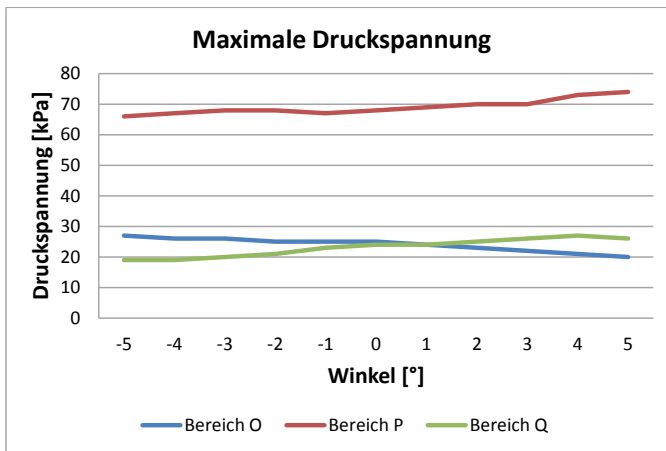


Abbildung 4.26 Einfluss der Winkeländerung um die Z-Achse

In Abbildung 4.27 ist die maximale Druckspannung bezogen auf die Winkeländerung um die Z-Achse dargestellt. Hieran lässt sich erkennen, dass die maximale Druckspannung vom Neigungswinkel abhängig ist. Dabei treten durch die Winkeländerung unterschiedliche Druckspannungen auf. Bei zunehmender Neigung zu den Randbereichen der Handfläche nimmt die Verformung und damit verbunden auch die Druckspannung zu. Bei einem maximalen Neigungswinkel wird wiederum der Maximalwert erzielt. Auf der gegenüberliegenden Seite der Handfläche wird dabei der Minimalwert erreicht.

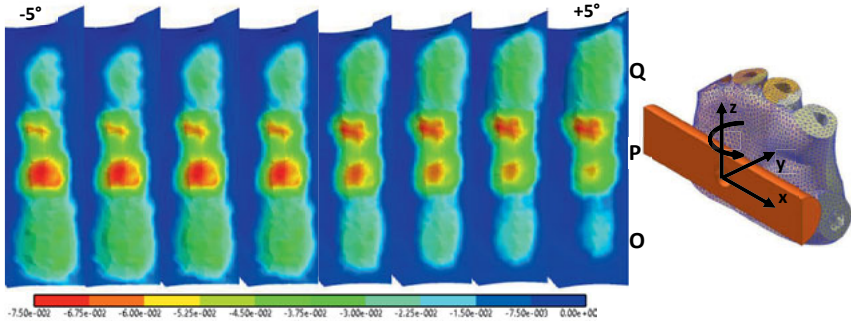


Abbildung 4.27 Druckverteilung bei Winkeländerung um die Z-Achse (Drücke in MPa)

Die Simulation der Winkeländerung um die Y-Achse wird äquivalent zur Simulation der Winkeländerung um die Z-Achse durchgeführt. Die Winkeländerung um die Y-Achse umfasst einen Bereich von -6° bis 6° vom Ausgangszustand.

Abbildung 4.28 zeigt die Druckverteilung bei unterschiedlichen Neigungswinkeln um die Y-Achse. Von links oben nach rechts unten variiert der Neigungswinkel von -6° bis 6° . Durch die Veränderung des Haltungswinkels verändert sich auch die Druckverteilung auf der Handfläche. Die belastete Fläche nimmt mit Zunahme des Winkels im Bereich O sichtbar zu, während im Bereich Q die belastete Fläche bei steigendem Winkel abnimmt. Im Bereich P bleibt die Druckbelastung annähernd konstant.

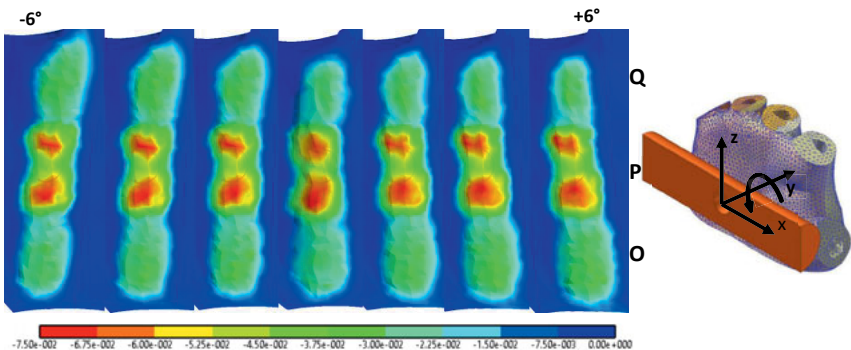


Abbildung 4.28 Druckverteilung bei Winkeländerung um die Y-Achse (Drücke in MPa)

Anders als bei der Winkeländerung um die Z-Achse liegt bei der Winkeländerung um die Y-Achse keine annähernd lineare Veränderung der maximalen Druckspannung vor (siehe Abbildung 4.29). Vielmehr fällt auf, dass in der Ausgangstellung die Verformung in Bereich O und Q ein lokales Minimum darstellt, ehe die Verformung bei Änderung des Winkels erneut ansteigt. Im Bereich O wird die maximale Druckspannung bei -6° erreicht, während im Bereich Q die maximale Druckspannung bei einem Winkel von 6° vorliegt. Im Bereich P findet ab -4° nur eine geringe Veränderung der maximalen Druckspannung statt.

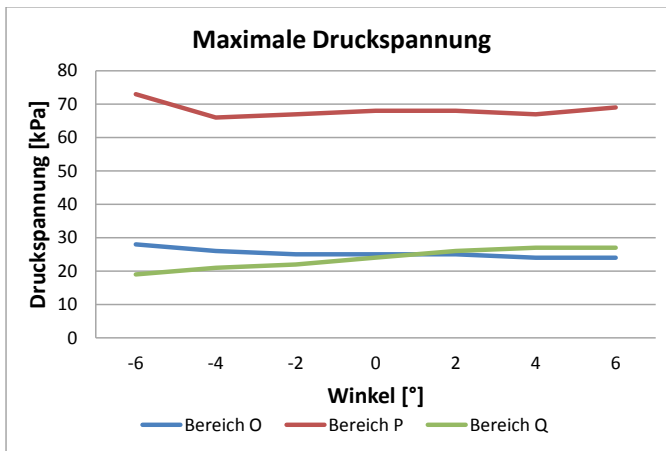


Abbildung 4.29 Einfluss der Winkeländerung um die Y-Achse

Da die ausgeübte Druckkraft nicht immer senkrecht zur Handlängsachse verläuft, wird als nächstes die Kraft zur X-Achse um einen Winkel von 0° bis 40° rotiert. In Abbildung 4.30 ist zu erkennen, dass sich durch die Vergrößerung des Winkels die Kontaktfläche verringert und dadurch wiederum höhere Druckspannungen hervorgerufen werden.

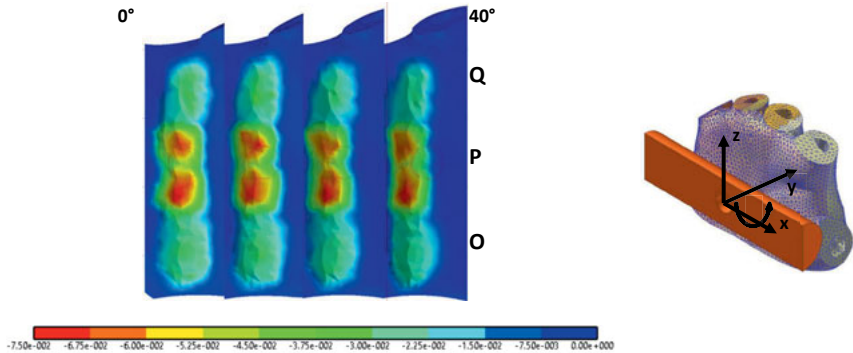


Abbildung 4.30 Druckverteilung bei Kraftangriffswinkel um die X-Achse (Drücke in MPa)

Abbildung 4.31 zeigt, dass die maximale Druckspannung mit steigendem Kraftangriffswinkel in allen drei Bereichen zunimmt.

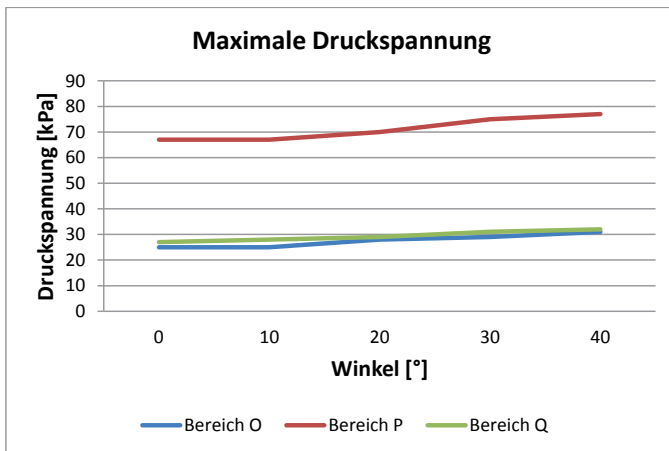


Abbildung 4.31 Einfluss der Winkeländerung um die X-Achse

4.3.1.3 Einfluss des Materials

Griffe bestehen je nach Anwendungsbereich aus verschiedenen Materialien und besitzen somit unterschiedliche Eigenschaften. Durch eine Veränderung des Elastizitätsmoduls des Griffes soll das Verhalten der Handinnenfläche auf unterschiedliche Materialien untersucht werden.

Für die Simulation wird erneut der Rundgriff gewählt und mit einer Druckkraft von 50 N gegen die Handfläche gedrückt. Dazu wird der Rundgriff mit 2,5 mm großen Tetraeder-Elementen vernetzt. Die Elastizitätsmodule variieren zwischen 100 MPa und 200000 MPa.

In Abbildung 4.32 ist zu erkennen, dass die Änderung des Elastizitätsmoduls keine große Auswirkung auf die Druckspannungen auf der Handfläche erzeugt. Erst bei 100 MPa verringert sich die maximale Druckspannung im Bereich O minimal. Die beiden anderen Bereiche bleiben unverändert. Die Rechnung erfolgt linear elastisch in Bezug auf eine große Verformung. Dabei erfolgt während der Verformung ein Abplatten der Haut. Das Gewebe passt sich auf die Griffoberfläche an.

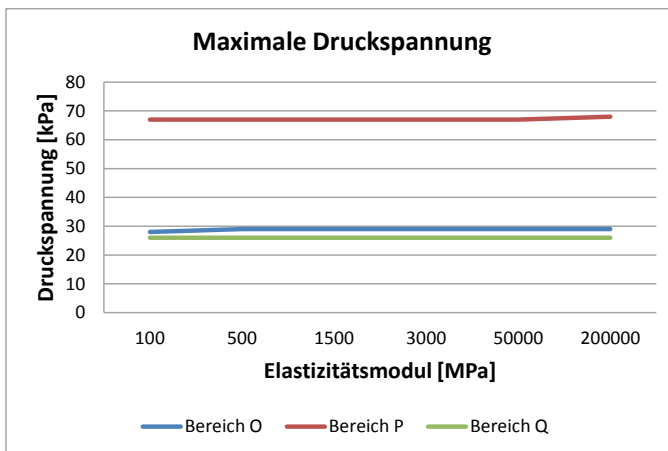


Abbildung 4.32 Einfluss von unterschiedlichen Elastizitätsmodulen

4.3.1.4 Einfluss der Geometrie

Im Folgenden wird der Einfluss der Geometrie untersucht. Bisher wurde ein Rundgriff mit einem Durchmesser von 15 mm simuliert. Zur Untersuchung der Griffadien wird der Durchmesser des Rundgriffes in 5 mm Abständen erhöht und erneut mit 50 N gegen die Handfläche gedrückt. Als Vergleichsparameter wird in Abbildung 4.33 die maximale Druckspannung veranschaulicht. Hierbei ist zu erkennen, dass sich die maximale Druckspannung mit steigendem Griffradius in allen drei Bereichen verringert.

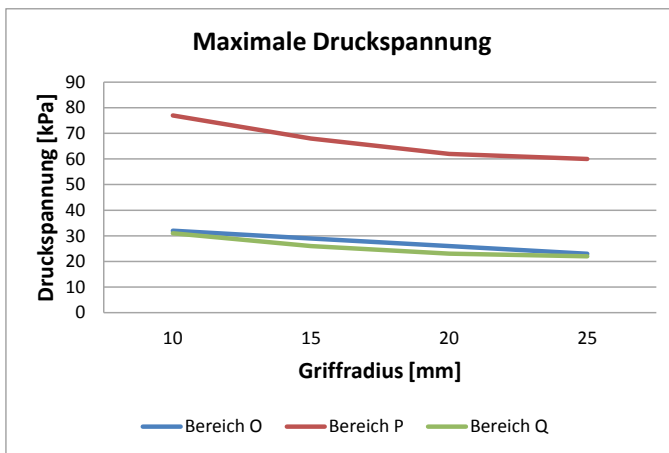


Abbildung 4.33 Einfluss von unterschiedlichen Griffadien

Abbildung 4.34 veranschaulicht die Ergebnisse der Simulation. Mit steigendem Griffradius verringert sich – wie bereits erwähnt – die maximale Druckspannung in allen drei Bereichen. Es fällt auf, dass bei einem kleineren Griffradius wiederum eine kleinere Kontaktfläche entsteht. Da die Druckkraft sich über die gesamte Kontaktfläche erstreckt, liegt bei einem kleineren Griffradius eine höhere Druckbelastung (als bei einem größeren Radius) vor.

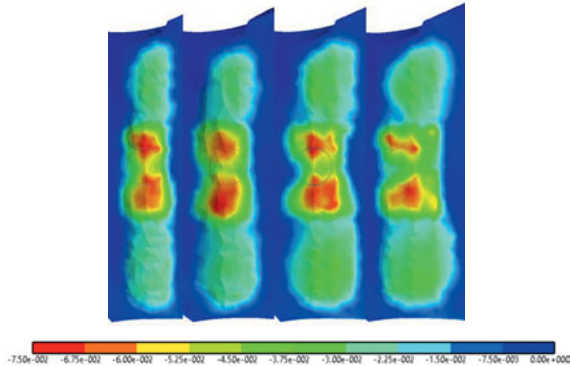


Abbildung 4.34 Druckverteilung bei unterschiedlichen Griffprofilen (Drücke in MPa)

Die nächste Untersuchung betrifft den Einfluss des Abrundungsradius. Dazu werden bei einem rechtwinkligen Griff mit 30 mm Breite und 120 mm Länge die Kantenradien von 0 bis 15 mm in 5 mm Abständen erhöht (siehe Abbildung 4.35). Die Druckkraft beträgt 50 N.

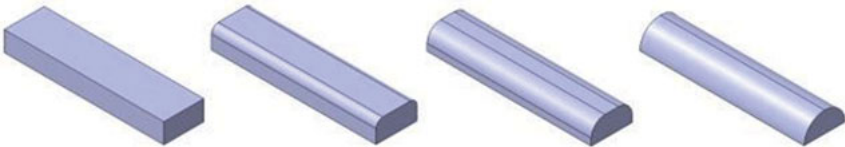


Abbildung 4.35 Griffe mit unterschiedlichen Abrundungsradien (von links nach rechts 0 mm bis 15 mm)

Durch die Vergrößerung des Abrundungsradius nimmt die maximale Druckspannung ab (siehe Abbildung 4.36). Eine Ausnahme stellt hierbei die Druckspannung bei einem Radius von 15 mm dar. Dieser entspricht dem kreiszylindrischen Griff. Die mit Abstand höchsten Werte werden mit dem Griff ohne Abrundung der Kanten erreicht. Die Kanten verursachen große Hautverformungen, welche anschließend zu hohen Druckspitzen führen.

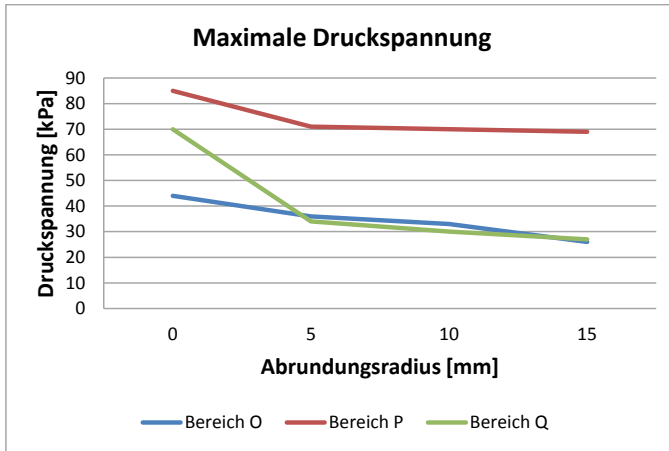


Abbildung 4.36 Einfluss von unterschiedlichen Abrundungsradien

Die simulierten Druckverteilungen sind in Abbildung 4.37 zu erkennen. Dabei entstehen die maximalen Druckspitzen an der Berührstelle zwischen Hautgewebe und Kante. Generell wird trotz runder Geometrie eine geringe Kontaktfläche zwischen Griff und Haut gebildet. Mit Erhöhung des Abrundungsradius lässt sich auch eine Zunahme der Kontaktfläche feststellen. Die Druckspitzen verteilen sich dann auf einen größeren Bereich. Außerdem verläuft die Druckverteilung mit steigendem Radius wesentlich homogener.

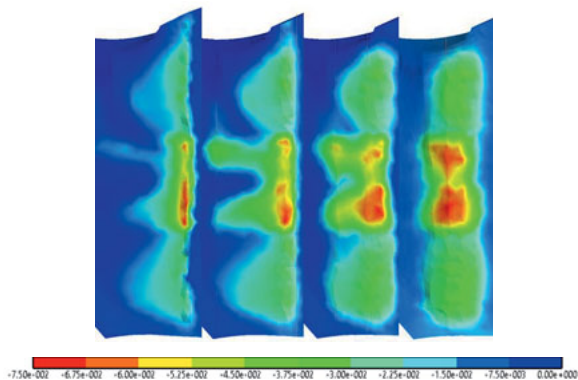


Abbildung 4.37 Druckverteilung bei unterschiedlichem Abrundungsradius (Drücke in MPa)

4.3.2 Einflussanalyse zur Kappengestaltung

Kappen bilden die Kopfseite von Clips- bzw. Schnappverbindungen und werden zur Abdeckung oder zum Schutz von empfindlichen Bauteilen verwendet. Die Fußseite wird dabei zur kraft- und/oder formschlüssigen Verbindung von zwei oder mehreren Teilen verwendet. Aufgrund von räumlichen sowie technischen Anforderungen existieren verschiedene Kappengeometrien, welche beim Nutzer ergonomische Probleme hinsichtlich der Hautbeanspruchung des Daumens und/oder des Zeigefingers beim Zugriff der Kappe hervorrufen können. Beispielsweise kann sich beim Zugriff die Muskelbeanspruchung erhöhen oder eine unangenehme Empfindung bzw. Verletzung an den Fingern verursachen. Diese können folglich kurz- oder auch langfristig die Arbeitsproduktivität beeinflussen (Zadeh und Mohammed 2015).

Zur Anwendung des Handmodells werden zwei Kappen (Kappe A und Kappe B) von Insulinspritzen hinsichtlich der Einflussfaktoren analysiert. Bei der Analyse werden zwei Greifarten (2-Finger-Zufassungsgriff, einmal mit Daumen quer und einmal mit Daumen gegenübergestellt) für das Zusammendrücken der Kappe einer Insulinspritze simuliert. In Tabelle 4.4 und Tabelle 4.5 sind die Kappen und die Greifarten an Insulinspritzen zur Einflussanalyse dargestellt. Damit Gestaltungsvorschläge gemacht werden können, geht es darum herauszufinden, welche Einflussfaktoren die Druckverteilung am höchsten beeinflussen.

Tabelle 4.4 Kappen von Insulinspritzen



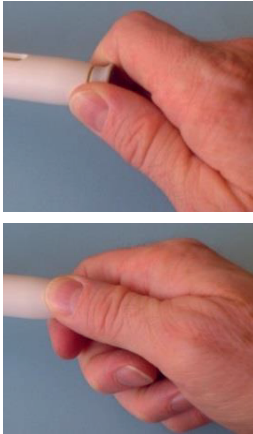
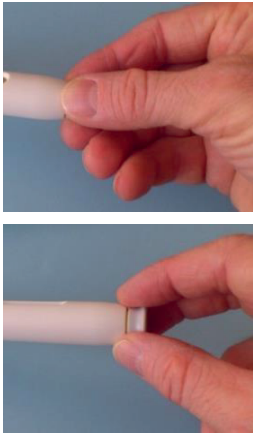
Kappe A	Kappe B
	

Tabelle 4.5 Greifarten bei Insulinspritzen⁷

Greifart A (Daumen quergestellt)	Greifart B (Daumen gegenübergestellt)
	

4.3.2.1 Einfluss der Druckkraft

Zur Einflussanalyse der Druckkraft wird lediglich auf die Fingerkraft eingegangen, die rein aus der Muskelkraft entsteht. Bei der Daueranwendung für die Greifart 2-Finger-Zufassungsgriff werden Fingerkräfte ab 10 N empfohlen (Steinberg 2008). Da Nutzer bei Anwendung dieser Greifart auch höhere Kräfte erreichen können, werden die Druckkräfte in der Simulation bis zu einer Kraft von 40 N berechnet.

Für die Realisierung der Kräfte wurde zunächst für beide Greifarten ein Modell erstellt. In Abbildung 4.38 sind beispielhaft für Kappe A beide Greifarten näher veranschaulicht. Das abgebildete Koordinatensystem gilt als Referenzsystem. Zur Bestimmung des Drehmoments am Sattelgelenk des Daumens wurde die Druckkraft von 40 N der Hebelarm bestimmt. Damit ist es möglich, die erforderliche Kraft auf die Kappe zu übertragen.

⁷ Die Bilder wurden von Herrn Dr. Stephan Riedel (Sanofi-Aventis) bereitgestellt.

Folgende Randbedingungen sind am Modell definiert:

- Mittelhandknochen und Handwurzelknochen sind im Raum befestigt.
- Fingergrundglieder sind mit Kugelgelenken an den Mittelhandknochen verbunden.
- Alle Fingerknochen sind gemeinsam mit Rotationsgelenken verbunden.
- Rotationsbedingung und Drehmoment am Sattelgelenk des Daumens sowie am Zeigefingergelenk zur Bewegung der Fingerglieder in z-Richtung.
- Translationsbedingung des Pens in z-Richtung.
- Kontaktbedingung von Daumen und Zeigefinger auf Kappenoberfläche.

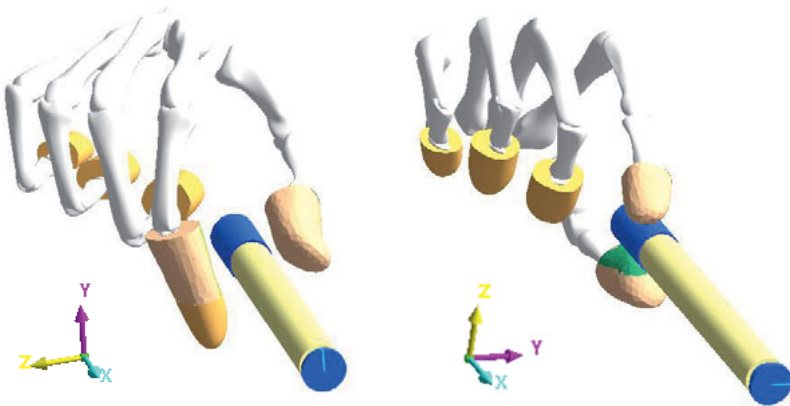


Abbildung 4.38 Modell beim Zugriff auf Kappe A ; Greifart A (links) und B (rechts)

Die Ergebnisse der Einflussanalyse bei den Druckkräften von 20 N und 40 N sind aus Abbildung 4.39 zu entnehmen. Die maximale Druckspannung entsteht nachvollziehbar bei einer höheren Druckkraft von 40 N. Aufgrund der scharfen Kanten entsteht bei Kappe B in Kombination mit Greifart A die größte Druckspitze mit insgesamt 0,453 MPa auf dem Daumen sowie 0,432 MPa auf dem Zeigefinger. Die Darstellung der Druckverteilung wird exemplarisch in Abbildung 4.40 gezeigt. Im Gegensatz zur Griffgestaltung unterscheiden sich die Druckbilder nur minimal. In jeder Simulation entsteht dabei eine punktuelle Druckspitze. Daher werden in der restlichen Einflussanalyse lediglich Diagramme zur Verdeutlichung der Zahlenwerte zu den Simulationsergebnissen geliefert.

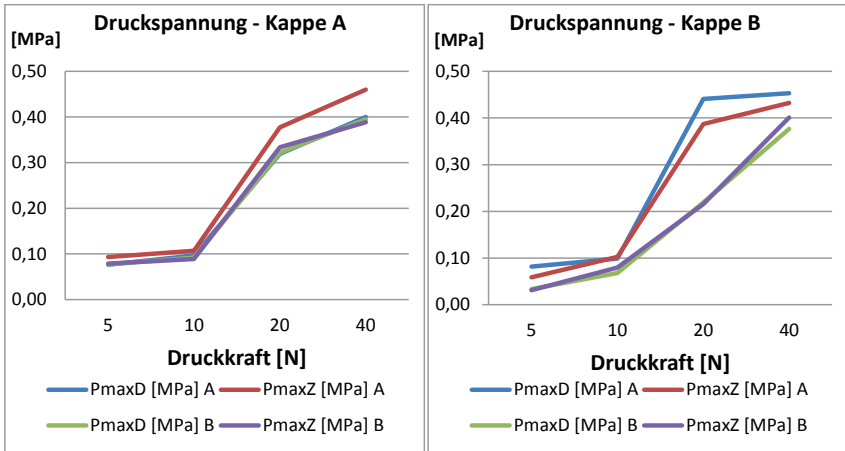


Abbildung 4.39 Einfluss der Druckkraft (D: Daumen, Z: Zeigefinger)



Abbildung 4.40 Druckverteilung bei Kappe A für Greifart B

4.3.2.2 Einfluss der Position

In der bisherigen Simulation wurde angenommen, dass die Position der Kappen bzw. die der Achse der Kappen für Greifart A senkrecht und für Greifart B parallel zum Zeigefinger ist. Bei der Anwendung wird die Position der Kappe zu den Fingern häufig variiert. Zur Analyse der Position wurde die mechanische Belastung der Haut mit der Druckkraft von 40 N für verschiedene Positionen in Bezug zum Koordinatensystem simuliert.

Die Ergebnisse zeigen in Abbildung 4.41, dass sich die maximale Druckspannung auf den Fingern in Abhängigkeit zur Kappenposition minimal verändert. Gründe hierfür sind die Änderungen der Schichtdicke des Hautgewebes, welches belastet wird. Den Ergebnissen zufolge kann keine eindeutige Aussage darüber getroffen werden, bei welcher Kappenposition sich geringe Druckbelastungen auf den Fingern ergeben.

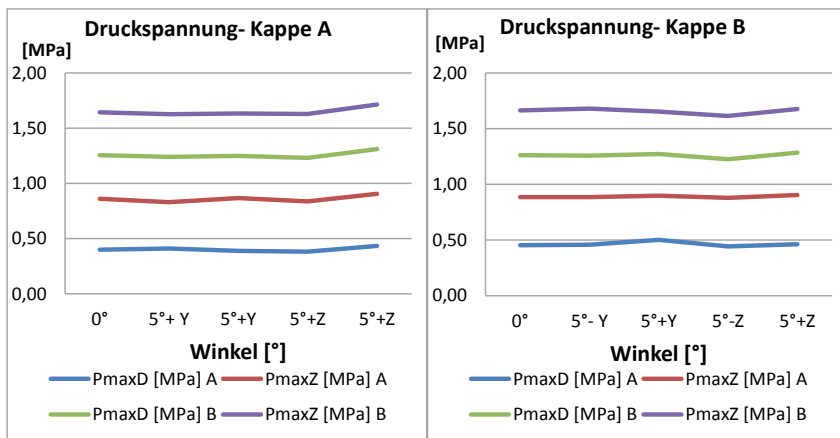


Abbildung 4.41 Einfluss der Position

4.3.2.3 Einfluss des Materials

Kappen werden hauptsächlich aus Kunststoffen hergestellt. Diese Materialien weisen unterschiedliche Steifigkeiten auf. Dazu wird die Kappe mit 2,5 mm großen Tetraeder-Elementen vernetzt. Für die Einflussanalyse wird ein E-Modul für die Kappe bei 500 MPa,

1500 MPa sowie 3000 MPa gewählt. Diese entsprechen den E-Modulen für Kunststoffe. Simuliert werden beide Kappen für beide Greifarten und für die Druckkraft von 40 N. Abbildung 4.42 zeigt das Simulationsmodell. Die Rechnung erfolgt linear elastisch in Bezug auf eine große Verformung.

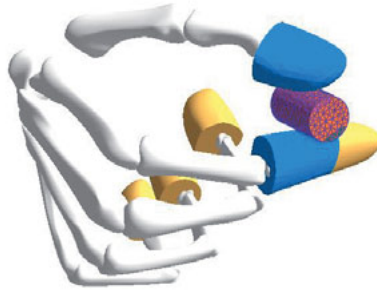


Abbildung 4.42 Simulationsmodell zur Untersuchung des Materialeinflusses

Die Ergebnisse in Abbildung 4.43 belegen, dass die Druckspannungen aufgrund minimaler Verformung der Kappe gleich bleiben. Es besteht demzufolge kein großer Einfluss auf die Druckreduzierung bei Kunststoffkappen.

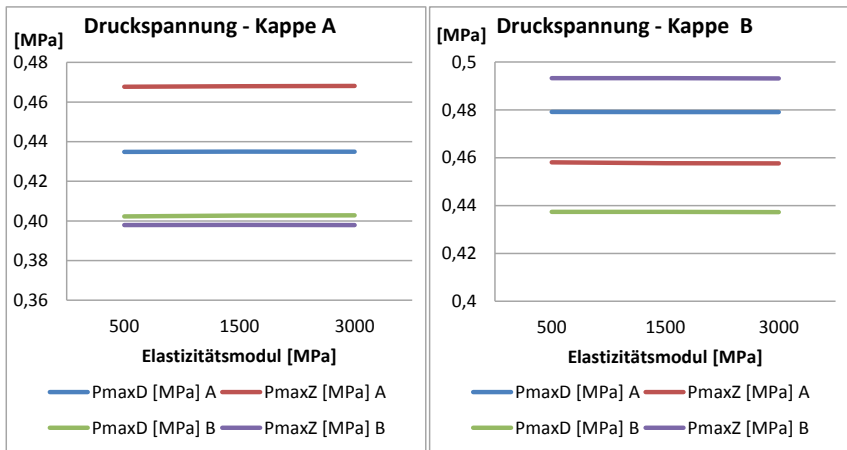


Abbildung 4.43 Einfluss des Materials

4.3.2.4 Einfluss der Geometrie

Bisherige Simulationen wurden mit gleichen Geometriebedingungen der Kappen durchgeführt. Dazu wurde die Anfangsgeometrie der Kappe A und Kappe B mit einem Radius von 8 mm definiert. Die Breite von Kappe B hat einen Anfangswert und einen Innenradius von 2 mm. Für die Einflussanalyse der Geometrie werden diese Abmessungen um 1 mm vergrößert. In Abbildung 4.44 werden die Geometrieparameter gezeigt.



Abbildung 4.44 Geometrieparameter von Kappe A und Kappe B

Abbildung 4.45 zeigt, dass die maximale Druckspannung an den Fingern mit zunehmendem Radius für Kappe A abnimmt. Dieser Effekt kann dadurch erklärt werden, dass mit zunehmendem Radius wiederum auch die Kontaktfläche zunimmt. Darüber hinaus zeigen die Ergebnisse, dass bei Kappe B sowie für Greifart B die maximale Druckspannung an der Fingeroberfläche mit zunehmendem Radius zunimmt. Grund hierfür ist die Wirkung der scharfen Kante.

Für die Breite von Kappe B ergibt sich, dass die Vergrößerung der Kontaktfläche nicht unbedingt die Druckverteilung reduziert (siehe Abbildung 4.46). Die Vergrößerung der Breite bedeutet daher auch, dass die scharfe Kante auf der Fingeroberfläche verschoben wird. Die Kante drückt entweder auf eine Stelle, die über eine geringere Gewebedicke verfügt oder aber auf eine Stelle mit entsprechend größerer Gewebedicke. Generell ist festzuhalten, dass bei 2 mm Breite der geringste Druck erreicht wird.

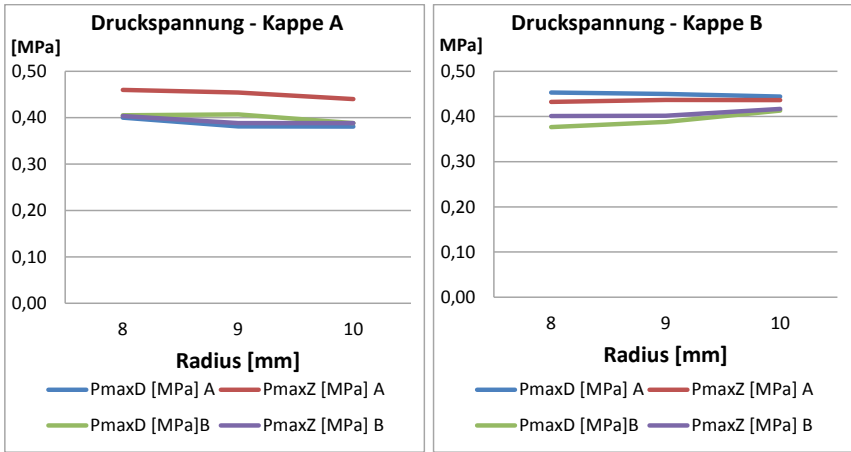


Abbildung 4.45 Einfluss der Geometrie

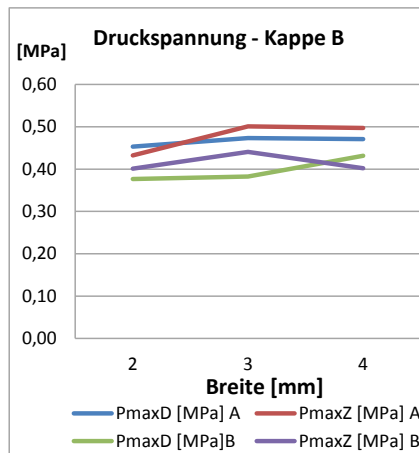


Abbildung 4.46 Einfluss der Geometrie

4.4 Diskussion des Handmodells

Die Literaturrecherche hat gezeigt, dass keine digitalen Handmodelle existieren, die zur Simulation und Analyse von Einflussfaktoren in Bezug auf die Drucksimulation verwendet werden. Entweder wird eine realistische Hautverformung (Xie, Kanai und Date 2012) simuliert oder es werden Teilmodelle zur Materialuntersuchung (Wu, et al. 2014) herangezogen. Dabei werden keinerlei Aussagen zur Druckempfindung getroffen. Mit den bekannten Handmodellen lässt sich zwar eine Belastungsminderung der Druckverteilung nachweisen, jedoch wird die Einbeziehung der Einflüsse nach (Bullinger und Solf 1979) nicht beachtet. Keines der genannten Handmodelle zielt ausschließlich auf die ergonomische Güte eines handgeführten Produktes ab. Mit Hilfe dieses Verfahrens besteht die Möglichkeit, Probanden sowie teure Prototypen und Drucksensormatten in der Entwicklung von handgeführten Produkten einsparen zu können. Mit dem Handmodell können in kurzer Zeit Vorschläge zur Gestaltung erarbeitet und die Reduzierung der Druckbelastung objektiv nachgewiesen werden.

Der Vergleich zwischen der Drucksimulation und der Druckmessung hat gezeigt, dass mit dem linearen Ansatz des Handmodells korrekte Druckbelastungen ermittelt werden. Auch die Literaturrecherche zeigt in diesem Zusammenhang, wie z. B. die Arbeit von (Han, et al. 2008), dass ein lineares Materialverhalten für Hautgewebe angenommen werden kann. Allerdings ist das lineare Materialverhalten nur für bestimmte Kräftebereiche zulässig.

Da in den meisten Fällen Hautschäden aufgrund von Scherung entstehen, empfiehlt sich für die weitere Entwicklung, das Modell für die Simulation von Scherspannung zu erweitern. Zu weiteren Kritikpunkten am Modell gehören die im Raum befestigten Mittelhandknochen. Diese sorgen dafür, dass die Handfläche unbeweglich ist. Zudem besteht die Handfläche aus einer Vielzahl von Muskeln, welche bei Anspannung die Beweglichkeit der Mittelhandknochen verändern.

Die Anwendung zeigt einen neuen Ansatz zur Vorgehensweise einer Einflussanalyse. Die Ergebnisse der Einflussanalyse können direkt im CAD zur Optimierung der Geometrie genutzt werden und ergeben ein Produkt, welches für die simulierten Einflussfaktoren geringe und gleichverteilte Druckverteilungen auf dem Handgewebe verursachen. Durch die Einflussanalyse werden Erkenntnisse darüber gesammelt, welche Faktoren einen Einfluss auf die Druckverteilung der Handfläche besitzen. Dabei bleibt festzuhalten, dass durch eine geringe Kraft auch eine geringe Druckspannung hervorgerufen wird, als durch eine größere Kraft. Weiter kann durch die Griffposition die Lastverteilung auf der Handfläche verändert werden. Aus der Einflussanalyse der Materialeigenschaften ergibt sich, dass diese keinen hohen Einfluss auf die Druckverteilung haben. Durch die Verwendung unterschiedlicher Werkstoffe können allerdings unterschiedliche Empfindungen auf der Haut ausgelöst werden, wie z. B. die Wahrnehmung von Temperatur.

Weiterhin bleibt aus der Modellanwendung festzuhalten, dass eine größere Kontaktfläche die Druckspannungen und Verformungen auf der Haut verringert. Für die Griffgestaltung hat dies zur Folge, dass bei runden Griffen mit größerem Radius die Druckspannungen und Verformungen geringer ausfallen als wiederum bei kleineren Radien. Da das Greifen jedoch gewährleistet sein muss, kann die Geometrie nicht beliebig vergrößert werden. Zudem hat die Analyse des Abrundungsradius gezeigt, dass scharfe Kanten hohe Druckspitzen erzeugen. Scharfe Kanten sollten daher vermieden werden.

Aus den Ergebnissen der Einflussanalyse ergeben sich die Vorschläge zur Griff- und Kappengestaltung in Abbildung 4.47. Um scharfe Kanten, die zu hohen Druckspitzen führen, am Griff zu vermeiden, besitzen die Kanten einen Radius von 5 mm. Die Breite und Länge der Griffe beträgt 30 mm und 120 mm. Durch die Einführung der Wölbung verringert sich sowohl die maximale Druckspannung als auch die Hautverformung. Mit einem Maximalwert von 60 kPa im mittleren Bereich wird bei einer Druckkraft von 50 N der niedrigste Wert aller Simulationsergebnisse der Modellanwendung erreicht. Auch die Außenbereiche erfahren mit Maximalwerten von 12 kPa und 16 kPa eine geringe Belastung. Für die Kappen

der Insulinspritze sollte Kappe A einen größeren Radius (z. B. R10) und Kappe B abgerundete Kanten aufweisen. Insgesamt wird durch den Vorschlag zur Kappengestaltung eine Druckreduktion von 20 bis 50 kPa erreicht.

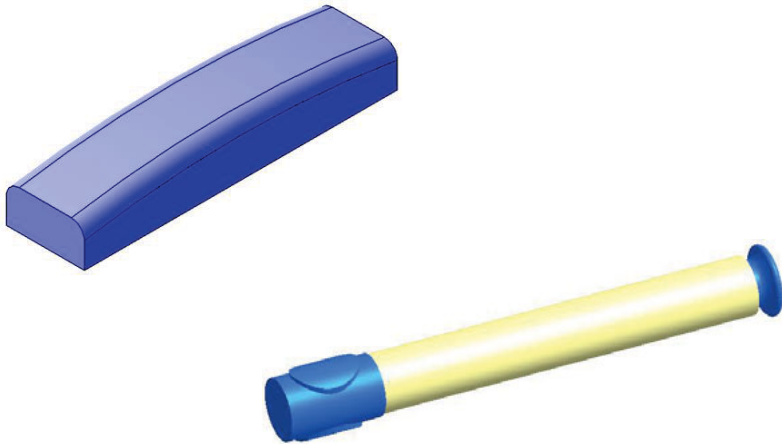


Abbildung 4.47 Vorschläge zur Griff- und Kappengestaltung

5 System zur Messung der Handgelenkbelastung

Dieser Teil der Dissertation befasst sich mit der Entwicklung eines Systems zur Messung der Handgelenkbelastung bezogen auf die JSI-Methode. Mit diesem Verfahren soll es möglich sein, eine bestimmte Tätigkeit auf deren Ergonomie hin zu überprüfen. Dabei sollen mit dem Messsystem Belastungen nach der JSI-Methode von (Moore und Garg 1995) untersucht werden. Um eine Basis für die Entwicklung des Messsystems zu erarbeiten, wird im nächsten Schritt die JSI-Methode am Beispiel zur Bewertung einer Montagetätigkeit beschrieben.

5.1 Grundlagen zur Bewertung der Handgelenkbelastung

Die JSI-Methode lässt sich sowohl für Produktionsprozesse als auch für handgeführte Produkte wie z. B. für eine Rinneneisenabbiegezeuge einsetzen. Eine Rinneneisenabbiegezeuge ist ein Handwerkzeug, mit dem Rinneneisen für Regenrinnenhalterungen verbogen werden können. Beim Vorgang des Biegens wird der Dachdecker nicht nur körperlich belastet, sondern empfindet nach längerem Gebrauch auch Schmerzen an der Hand. Die hohe Handbelastung kann sogar der Gesundheit des Dachdeckers schaden und zu Ausfällen führen. In Abbildung 5.1 wird das Verbiegen eines Rinneneisens exemplarisch gezeigt.

Die Handwerker nutzen für den Vorgang des Biegens eines Rinneneisens häufig die rechte Hand zum Drücken des Biegehebels und die linke zum Halten des Rinneneisens oder zur Stützung am Biegehebel. Es handelt sich dabei um eine geschlossene kinematische Kette

(Beidhändigkeit). Um eine hohe Kraft zu übertragen, wird der Biegegriff als Umfassungsgriff berührt. Der Griff drückt dabei formschlüssig gegen die Handfläche. Die Handhaltung ist dabei nicht neutral. Das Biegen wird dabei meist im Stehen durchgeführt.

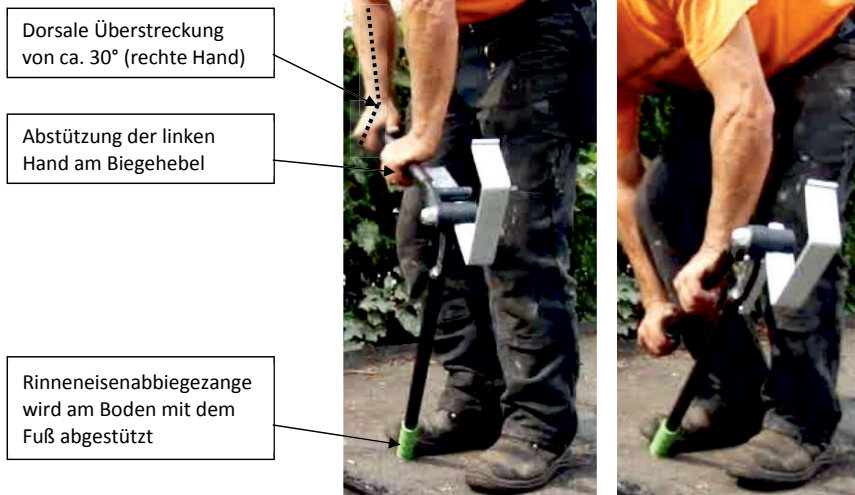


Abbildung 5.1 Arbeitstätigkeit mit einer Rinneneisenabbiegezange (Fa. Freund)⁸

5.1.1 Experiment zur Bewertung der Handgelenkbelastung

Zur Ermittlung der Belastung und zur Bestimmung der JSI wird eine Videoanalyse von einem Dachdecker beim Verbiegen von 15 Rinneneisen durchgeführt. Daraus ergibt sich die Häufigkeits- und Daueruntersuchung in Abbildung 5.2. Hieran wird verdeutlicht, dass das Biegen bis zu 10 Sekunden dauern kann (vgl. Verbiegung Nr. 14). Das Einsetzen der Rinneneisen in die Zange dauert drei bis acht Sekunden. Das Entnehmen der Rinneneisen nimmt mit drei Sekunden am wenigsten Zeit in Anspruch. Das Abrutschen von den Griffen dauert höchstens zwei Sekunden. Anhand dieser Untersuchung können die Belastungsgrößen Anstrengungsdauer und Anstrengungshäufigkeit bestimmt werden.

⁸ Die Bilder wurden aus der Videoanalyse für das Unternehmen P. F. FREUND & CIE. entnommen.

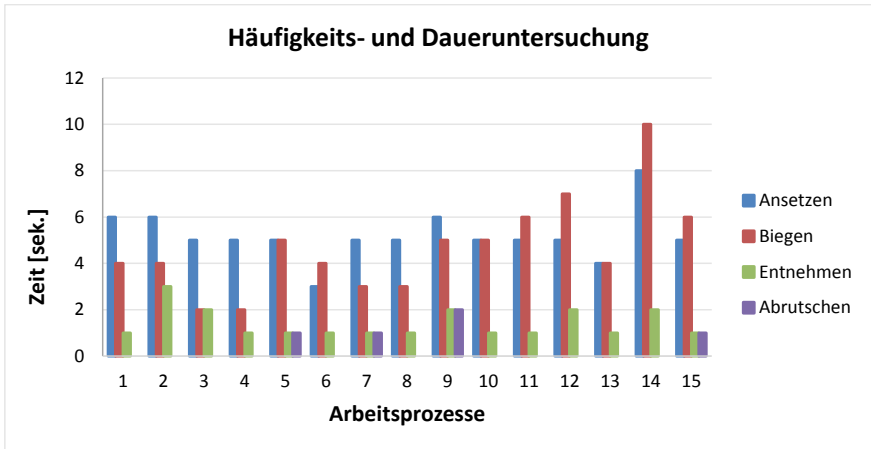


Abbildung 5.2 Häufigkeits- und Daueruntersuchung zu den Arbeitsprozessen

Zur Ermittlung der Anstrengungsintensität ist es erforderlich, die Presskraft auf die Handfläche zu messen. Die Presskraft wird mit Hilfe einer Kraftmessdose ermittelt (siehe Abbildung 5.3). Um die Spitze der Kraftmessdose auf den Biegegriff zu führen, wird eine Zentrier-
vorrichtung aus einem Rechteckblech eingesetzt. Der Gegengriff wird wiederum in einem Schraubstock befestigt. Zum Biegen wird die Kraftmessdose anschließend gegen den Biegegriff gedrückt. Während der Durchführung von zehn Biegungen wird die Kraft an der Griffoberfläche des Biegegriffes gemessen. Für das Biegen von Rinneneisen wird eine durchschnittliche Biegekraft von 200 N mit einer Kraftmessdose ermittelt. Das bedeutet, dass die Werker für das Biegen der Rinneneisen eine Presskraft von 200 N auf die Griffoberfläche aufbringen müssen.

Mit den Messungen werden als Nächstes die Belastungsgrößen sowie die Multiplikatoren nach dem JSI-Formblatt in Abbildung 3.10 bestimmt und ein JSI für die rechte Handbelastung berechnet. Hiermit soll demonstriert werden, mit welchen Grundlagen die JSI-Bewertung in der Praxis durchgeführt wird. Meistens liegt bei der Bewertung nur ein Video ohne Zusatzangaben vor. In diesem Fall werden allerdings Zusatzangaben gemacht.

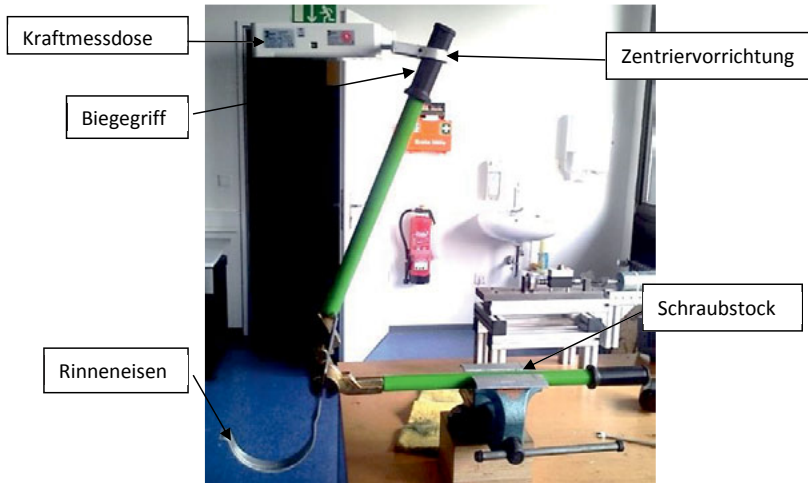


Abbildung 5.3 Messung der Biegekraft von Rinneneisen

5.1.2 Ergebnisse

Zur Bestimmung der Anstrengungsintensität werden die maximalen statischen Finger- und Handkräfte von Männern nach (Wakula, et al. 2009) betrachtet. Tabelle 5.1 und Tabelle 5.2 zeigt einen Auszug der maximalen Kräfte aus dem montagespezifischen Kraftatlas. Hieran ist zu erkennen, dass von den Fingern in Abhängigkeit der Körperhaltung unterschiedliche Kräfte übertragen werden können. Für das Biegen des Rinneneisens wird der Fall „Stehend“ für das 50. Perzentil für männliche Nutzer betrachtet. Für weibliche Nutzer sind diese Werte mit einem Korrekturfaktor von 0,5 zu multiplizieren. Dabei wird davon ausgegangen, dass eine männliche Person mit dem Handballen ca. 450 N gegen einen Griff pressen kann. Aus dem Verhältnis zwischen 200 N Presskraft und 450 N maximale Presskraft erfolgt nach JSI-Formblatt für die gemessene Intensität eine Bewertung von 5,78 ($200 \text{ N} \div 450 \text{ N} \times 13 = 5,78$).

Tabelle 5.1 Maximale Finger-Handkräfte von Männern – Teil 1 (Wakula, et al. 2009)





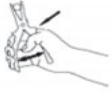



Kraftfall Kräfte in [N]	Ø 40 mm				Abstand 15 mm		Abstand 15 mm	
								
Körperhaltung	Sitzen	Stehen	Sitzen	Stehen	Sitzen	Stehen	Sitzen	Stehen
15. Perzentil	255	230	100	125	80		70	
50. Perzentil	365	340	145	170	105		90	

Tabelle 5.2 Maximale Finger-Handkräfte von Männern – Teil 2 (Wakula, et al. 2009)

Kraftfall Kräfte in [N]	Greifweite 65 mm						Greifweite 51 mm	
								
Körperhaltung	Sitzen	Stehen	Sitzen	Stehen	Sitzen	Stehen	Sitzen	Stehen
15. Perzentil	245		175	335	65		86	
50. Perzentil	340		260	450	85		116	

Die Anstrengungsdauer ergibt sich aus der Gesamtbeobachtungszeit, also der Dauer aller Anstrengungen einschließlich der Pausen bis zum Abschluss der Tätigkeit. Aus der Ermittlung der Biegezeiten errechnet sich eine Dauer aller Anstrengungen von 68 Sekunden. Für eine Gesamtbeobachtungszeit von sieben Minuten (420 sek) ergibt sich eine prozentuale Belastung von 16,09 % ($100 \% \times 68 \text{ sek} \div 420 \text{ sek} = 16,09 \%$). In Betrachtung des JSI-Formblatts liegt eine Belastungsgröße von 1,0 vor.

Die Belastungsgröße Anstrengungshäufigkeit ergibt sich aus der Gesamtbeobachtungszeit von sieben Minuten und der Anzahl der 15 Rinneneisen. Somit ergibt sich eine Anstrengung pro Minute von 2,14 ($15 \div 7 \text{ min} = 2,14$). Für die Belastung bedeutet dieser Wert nach dem JSI-Formblatt eine Reduzierung der Handbelastung um 0,5.

Die Belastungsgröße der Handhaltung kann aus dem Video ersehen werden. Betrachtet man die rechte Hand innerhalb des Filmes, ergibt sich beim Drücken eine dorsale Überstreckung des Handgelenks von etwa 30° (siehe Abbildung 5.1). Das bedeutet eine nicht neutrale Handhaltung sowie eine Belastungsgröße von 1,5 nach dem JSI-Formblatt. Auch die Arbeitsgeschwindigkeit wird aus dem Video als normale Bewegungsgeschwindigkeit abgeschätzt und mit 1,0 bewertet. Grund hierfür ist, dass der Handwerker im Durchschnitt ein Rinneneisen in 11,26 sek verbiegt. Für 15 Rinneneisen ergibt sich also eine Biegezeit von 2,19 min ($11,26 \text{ sek} \times 15 \div 60 = 2,19 \text{ min}$). Der Vergleich mit der Videoanalyse verdeutlicht (tatsächliche Dauer 6,45min), dass er jedoch ca. 3-mal langsamer gearbeitet hat. Für die Dauer der Tätigkeit gibt der Handwerker an, am Tag sechs Stunden zu arbeiten. Also erscheint eine Bewertung von 1,0 als eine angemessene Dauer pro Tag. Die Multiplikation aller Belastungsgrößen ergibt die Handbelastung für das rechte Handgelenk des Handwerkers. Der Vergleich mittels des JSI-Formblatts ergibt die Auswertung der JSI. Für den Fall, dass die Presskraft von 200 N gemessen wird, kommt ein Belastungsindex von $6 \times 1 \times 0,5 \times 1,5 \times 1 \times 1 = 4,35$ heraus. Dies ist ein unbestimmtes Risikoniveau der Tätigkeit. Der Handwerker würde bei längerer Tätigkeit am Tag demnach seine Gesundheit gefährden. Würde man nun die Intensität der Anstrengung mit neun höher einschätzen – ohne die Messung der Presskraft zu kennen – so würde sich mit einem JSI = 6,75 als Fazit ergeben, dass die Gesundheit des Handwerkers direkt gefährdet ist. Würde man die Intensität mit drei niedriger einschätzen, so wäre der JSI = 2,25 und der Handwerker würde wiederum mit einer höheren Handbelastung weiter arbeiten. Bei Betrachtung der restlichen Belastungsgrößen wie Handhaltung, Häufigkeit und Geschwindigkeit besteht die Gefahr der falschen Bewertung. Bei falscher Bewertung der Belastungsgrößen kann entweder die Gesundheit des Handwerkers leiden (geringere Einschätzung der Belastung im Vergleich zu der tatsächlichen Belastung) oder es muss eine Verbesserung im Hinblick auf die Produktnutzung vorgenommen werden (hohe Einschätzung der Belastung im Vergleich zu der tatsächlichen Belastung). Um solche ungenauen Bewertungen zu vermeiden, ist das Ziel, die Entwicklung eines Sensorhandschuhs zur Messung der Belastungsgrößen sowie zur objektiven Bewertung der Handgelenkbelastung auf Basis der JSI-Methode.

5.2 Entwicklung des Handsystems

Die Entwicklung des Handsystems erfolgt für eine Handgröße einer männlichen Person des 50. Perzentils. Als Handsystem wird ein Handschuh (Touch Grip von Upixx) aus Mikrofaser-gewebe ausgewählt. Dieses ermöglicht die feste Position der Sensoren an der Hand und eine gleichzeitig ungehinderte Handbewegung. Der Prototyp ist in Abbildung 5.4 dargestellt und wird im Folgenden in seiner Zusammensetzung beschrieben.



Abbildung 5.4 Prototyp: JSI-Handsysteem (Hoppe 2016)

Zur Messung der Kraftverteilung auf der Handfläche (Thenar, Hypothenar, Palmar) sowie auf den Fingerspitzen werden Kraftsensoren FSR-Sensoren (FSR: Force Sensing Resistor) von Interlink (FSR 402, FSR 400) verwendet. FSR-Sensoren bestehen aus drei Schichten. Diese setzen sich wie in Abbildung 5.5 gezeigt aus einer Trägerfolie mit aufgedruckter FSR-

Schicht, einer Klebeschicht sowie einer Trägerfolie mit aufgedruckten Elektroden zusammen. Die Elektroden kontaktieren bei Belastung die FSR-Schicht und bilden damit Widerstandsbrücken. Je höher die eingeleitete Kraft ist, desto mehr Widerstandsbrücken werden geschlossen und parallel geschaltet. Dadurch verändert sich die elektrische Leitfähigkeit, welche mit einer Ausgangsspannung V_{out} gemessen werden kann. Mit FSR können nicht nur Kräfte, sondern auch Krümmungsradien gemessen werden. Die FSR sind in verschiedenen Größen und Formen erhältlich und besitzen eine Dicke von etwa 0,46 mm. Der Messbereich kann je nach Sensortyp zwischen 1 N und 100 N liegen. Die Sensoren verfügen zudem über eine Klebeschicht zur Verklebung auf Oberflächen. Kenndaten für die Sensoren finden sich im Anhang A.3 (Interlink 2009).



Abbildung 5.5 Aufbau der FSR-Sensoren (Interlink 2009)

Die Positionierung der Sensoren richtet sich nach den Handbereichen in Abbildung 3.2. Auf jede Fingerkuppe (A, B, C, D und W) wird mittig ein Sensor vom Typ FSR 400 geklebt. Ebenso wird auf die Flächen O, P und Q jeweils mittig ein Sensor vom Typ FSR 402 angebracht und zusätzlich mit Textilklebeband gesichert.

Für die Sensoren zur Messung der Handgelenkwinkel ulnar und radial wird ein Biegesensor (Interlink FSR 408) auf der Daumenseite der Hand und auf Höhe des Handgelenks befestigt. Die FSR 408 bietet durch dessen längliche Form eine flexible Eigenschaft zur Messung der Verbiegung.

Für die Handgelenkwinkel palmar und dorsal wird ein Drehpotentiometer verwendet. Zur Befestigung des Potentiometers wird auf der Rückseite des Handschuhs ein Blech angenäht. Am Unterarm wird wiederum ein Klettband mit angenähtem Blech getragen, auf dem dann eine Gelenkstange für die Winkelmessung befestigt wird. Im Anhang A.4 sind dazu technische Zeichnungen zu finden. Durch die Bewegung der Hand in Richtung Handfläche (palmar) sowie in Richtung Handrücken (dorsal) rotiert die Gelenkstange den Schleifer des Potentiometers. Die Kugelgelenke ermöglichen dabei eine freie Bewegung der Hand. Die Verkabelung wird über eingeschnittene Schlitzte nach außen zum Handrücken geführt, so dass diese auf der Handfläche keine Störungen verursachen.

Zur Erfassung der Ausgangsspannung V_{out} wird ein Analog-Digital-Umsetzer von Arduino MEGA 2560 verwendet. Hierbei handelt es sich um einen Mikrocontroller mit 15 digitalen Ein- und Ausgängen. Um die Ausgangsspannung V_{out} messen zu können, werden die Sensorsignale mit Hilfe der Spannungsteilerregel vergrößert (Schnabel 2007). Durch die Spannungsteilerregel wird die Gesamtspannung V_{out} von 5 V, abhängig von der Größe R_{FSR} und einem Vorwiderstand R_m , in Teilspannungen aufgeteilt. Ist der Widerstand an dem FSR sehr hoch $R_{FSR} > 1M\Omega$ fällt die Spannung an diesem ab. Dadurch wird weniger Spannung von dem Mikrocontroller gemessen. Wird nun Kraft auf den FSR-Sensor ausgeübt, verkleinert sich der Widerstand des FSR-Sensors und am Mikrocontroller wird eine höhere Spannung gemessen. Damit die Sensoren bei höheren Kräften empfindlich reagieren, wird nach den Kennlinien der Widerstandswerte ein Vorwiderstand von $R_m = 3k\Omega$ gewählt.

Der Mikrocontroller wird mit einem LCD (Liquid Crystal Display) in ein Kunststoff-Gehäuse eingebaut und bildet das so genannte Auswertesystem. Das Auswertesystem kann am Gürtel oder am Arm befestigt werden. Im Auswertesystem kommunizieren die Sensoren mit dem Mikrocontroller über eine VGA-Verbindung und übertragen alle Sensorsignale über eine USB-Schnittstelle zum Computer. Sämtliche Schaltpläne sind im Anhang A.5 zu finden. Für zukünftige Vorgänge ist angedacht eine über zwei Taster zum Computer unabhängige Bedienung des Messsystems zu realisieren. Zudem sollen die Ergebnisse direkt am LCD angezeigt werden. Bei hoher Handbelastung sowie zu Beginn und Ende der Messung soll außerdem ein Tonsignal ausgegeben werden.

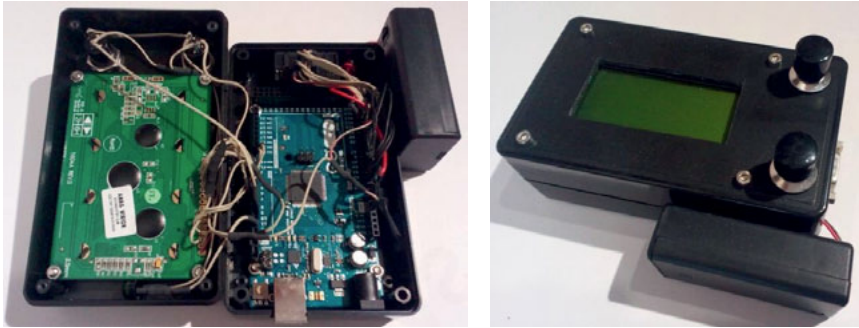


Abbildung 5.6 Elektronik und Gehäuse des Arduinos

5.2.1 Kalibrierung

Damit die Ausgangsspannungen als Rohdaten (ADC-Werte, Analog-Digital-Converter-Werte) vom Rechner empfangen werden können, wird mit der Entwicklungsumgebung von Arduino, welches mit der Programmiersprache Processing arbeitet, ein Algorithmus geschrieben. Anschließend werden die Messsignale mit dem PLX-DAQ (Parallax Data Acquisition Tool) ins Microsoft Excel in Echtzeit übertragen. Dieses Vorgehen erlaubt eine dynamische Messung der Kraft- und Winkeländerung und somit die Approximation der Messwerte als Funktionen $y(x)$ zur Bestimmung der Belastungsgrößen.

5.2.1.1 Kalibrierung der Drucksensoren

Zur Kalibrierung der Drucksensoren wird eine Kraftmessdose verwendet. Die Fingerspitzen sowie die Handfläche werden gegen den Stempel der Kraftmessdose gedrückt. Dazu werden die gemessenen Digitalwerte in Echtzeit erfasst und der Kraftmessung gegenübergestellt. In Abbildung 5.7 sind exemplarisch zwei Schritte zur Kalibrierung dargestellt. Die Messpunkte decken dabei die für den JSI benötigten Messbereiche ab. Im Bereich niedriger Kräfte werden einige Messpunkte mehr gewählt, da die Sensoren dort bereits bei geringer Kraftveränderung eine vergleichsweise hohe Widerstandsänderung erfahren.

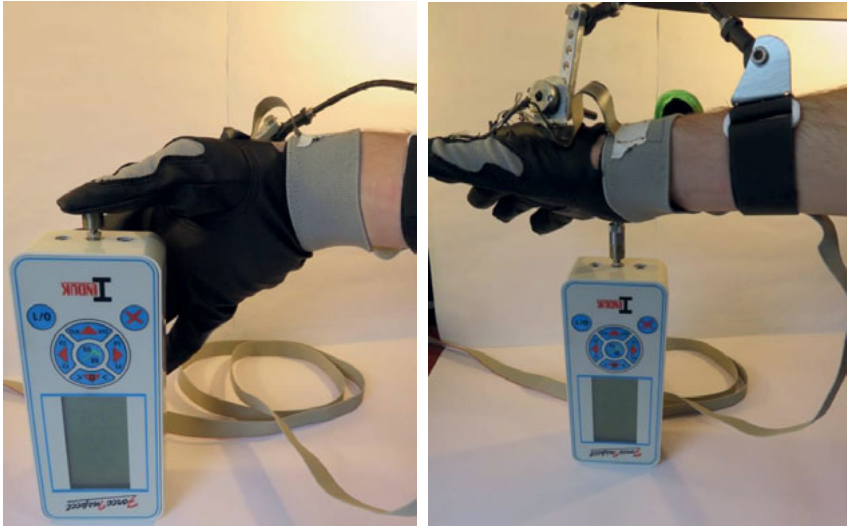


Abbildung 5.7 Kalibrierung der Drucksensoren (Hoppe 2016)

Die Funktionen $y(x)$ für die Bestimmung der Druckkraft sind beispielhaft für Sensor A in Abbildung 5.8 dargestellt. Mit diesen Funktionen kann je nach ADC-Wert die tatsächliche Kraft ausgegeben werden. Die ADC-Werte sind dabei der X-Achse zugeordnet. Die approximierte Kurve befindet sich nahe an den gemessenen Werten. Angaben zu den Funktionen sind in Tabelle 5.3 und Tabelle 5.4 aufgelistet.

Tabelle 5.3 Approximierte Funktionen der Kraftsensoren auf der Handfläche

Sensor	ADC	Funktion
O	130-869	$y = 1,58E-07x^3 - 1,29E-04x^2 + 3,85E-02x - 2,00E-01$
	870-943	$y = 3,44E-05x^3 - 8,54E-02x^2 + 7,08E+01x - 1,95E+04$
P	170-860	$y = 1,82E-07x^3 - 1,78E-04x^2 + 7,06E-02x - 4,90E+00$
	861-933	$y = 2,46E-04x^3 - 6,52E-01x^2 + 5,77E+02x - 1,70E+05$
Q	70-773	$y = 2,78E-07x^3 - 2,98E-04x^2 + 1,08E-01x - 3,60E+00$
	774-913	$y = 3,49E-05x^3 - 8,40E-02x^2 + 6,76E+01x - 1,81E+04$

Tabelle 5.4 Approximierte Funktionen der Kraftsensoren auf den Fingern

Sensor	ADC	Funktion
A	270-440	$y = 3,94E-04x^2 - 2,16E-01x + 3,29E+01$
	441-605	$y = 1,41E-05x^3 - 2,01E-02x^2 + 9,74E+00x - 1,58E+03$
B	266-516	$y = 8,77E-05x^3 - 1,40E-01x^2 + 7,44E+01x - 1,32E+04$
	517-589	$y = 3,32E-06x^3 - 3,35E-03x^2 + 1,20E+00x - 1,40E+02$
C	259-458	$y = 2,27E-04x^2 - 7,53E-02x + 7,20E+00$
	459-588	$y = 1,43E-05x^3 - 2,00E-02x^2 + 9,54E+00x - 1,54E+03$
D	320-481	$y = 7,58E-02x - 2,18E+01$
	482-622	$y = 3,43E-05x^3 - 5,41E-02x^2 + 2,87E+01x - 5,07E+03$
W	256-505	$y = 1,69E-04x^2 - 6,05E-02x + 7,26E+00$
	506-599	$y = 8,00E-05x^3 - 1,28E-01x^2 + 6,86E+01x - 1,23E+04$

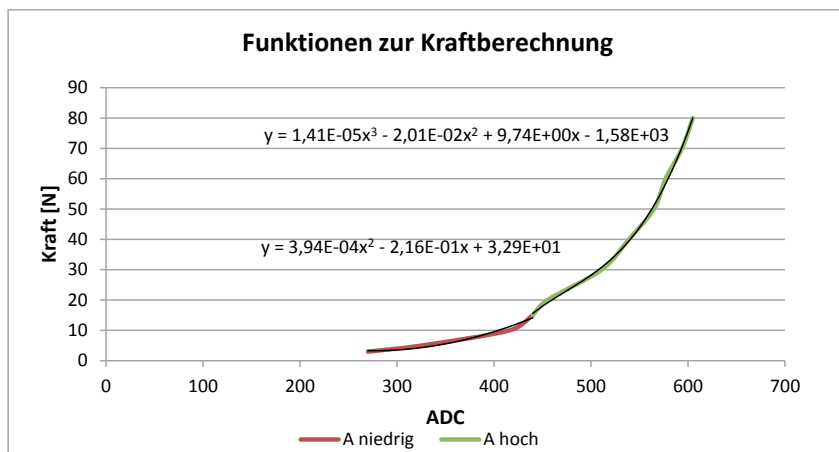


Abbildung 5.8 Funktionen zur Berechnung der Kraft für Sensor A

5.2.1.2 Kalibrierung der Winkelsensoren

Für die Kalibrierung der Winkelsensoren wird eine eingestellte Schmiege verwendet. Die Messpunkte werden nach den benötigten Messbereichen in Bezug auf die JSI-Methode ausgewählt. Dazu wird für die ulnar/radial Winkelstellung der Hand ein Winkelbereich von

-30° bis +30° kalibriert. Für die palmar/dorsal Winkelstellung der Hand wird wiederum ein Winkelbereich von -50° bis +60° eingestellt. Abbildung 5.9 verdeutlicht, dass in einer dorsalen Handhaltung (Bild oben) ein größerer Winkel eingestellt wird als bei einer radialen (Bild unten).

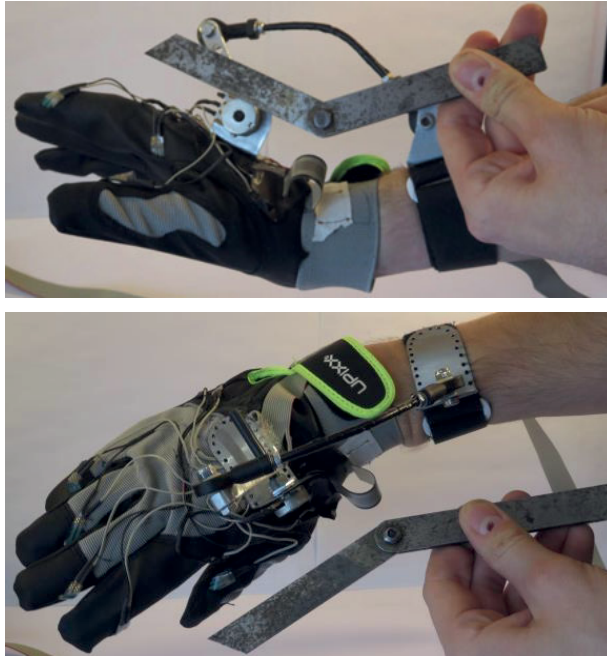


Abbildung 5.9 Kalibrierung der Winkelsensoren (Hoppe 2016)

Die Funktionen $y(x)$ zur Bestimmung der Winkeländerung sind in Abbildung 5.10 dargestellt. Genauere Angaben zu den Funktionen sind in Tabelle 5.5 zu finden.

Tabelle 5.5 Approximierte Funktionen der Winkelsensoren

Sensor	ADC	Funktion
Ulnar/Radial	55-109	$y = 5,42E-01x - 5,95E+01$
	110-220	$y = 2,73E-01x - 3,00E+01$
Palmar/Dorsal	75-369	$y = -4,57E-06x^3 + 3,61E-03x^2 - 1,03E+00x + 1,19E+02$
	370-495	$y = -3,74E-01x + 1,37E+02$

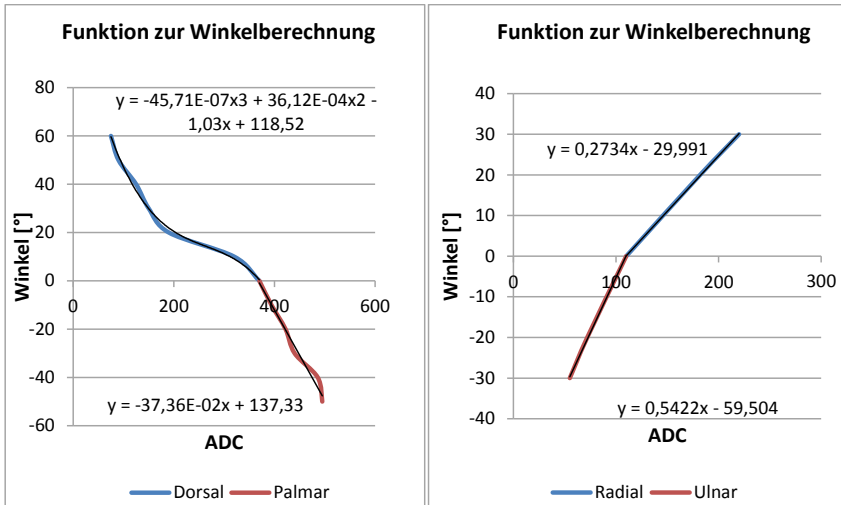


Abbildung 5.10 Funktionen zur Berechnung der Winkel

5.2.2 Programmierung

Die Programmierung der JSI-Auswertung wird zunächst mit einem Programmablaufplan (PAP) nach DIN 66001 gelöst. Der PAP ist dem Anhang A.6 zu entnehmen und besteht aus drei Programmblöcken. In Abbildung 5.11 ist Programmblock 1 exemplarisch dargestellt. Nachfolgend wird beschrieben, wie alle drei PAP zusammenarbeiten.

Der linke Strang beschreibt die Kraftmessung, der rechte die Winkelmessung. Die Gesamt-messzeit der Untersuchung bzw. der Auswertung beträgt drei Minuten. In dieser Zeit werden von den Sensoren null bis 900 Messungen durchgeführt. Die Anzahl der Sensoren wird mit den Variablen *i* für Kraft (0-8) und *j* für Winkel (0-2) abgefragt. In der Gesamt-messzeit werden alle Kraft- und Winkelmessungen nach den Funktionen für die jeweiligen Sensoren ausgegeben und Multiplikatoren im Programmblock zwei und drei ermittelt (siehe Anhang A.6). Bis zum Ablauf der Gesamt-messzeit werden alle Sensorsignale ins PLX-DAQ geleitet und dort weiterverarbeitet.

Im PLX-DAQ werden bei einer vorgegebenen Prüfdauer von drei Minuten die Rohdaten eingelesen. Die Kraftmessungen von den Fingerspitzen und den drei Handbereichen werden mit maximalen Grenzwerten ins Verhältnis gesetzt. Dies verdeutlicht die Abweichung zu den Grenzwerten. Die Grenzwerte sind für die Finger mit 80 N und für die Handfläche mit 100 N nach den maximalen Finger- und Handkräften aus Tabelle 5.1 festgelegt.

In Abbildung A 15 wird im Programmblock zwei die Zuweisung der Handhaltung gezeigt. Die Winkelmessung von ulnar und radial wird nicht getrennt betrachtet, da die Bewertung symmetrisch zur neutralen Lage in beide Richtungen verläuft. Gemessen werden direkt die Winkelangaben. Die Multiplikatoren für die vier Handhaltungen (ulnar, radial, dorsal und palmar) werden anhand des Vergleichs von Winkelmessungen und Winkelgrenzen nach dem JSI-Formblatt zugeteilt.

In Abbildung A 16 geht es innerhalb des Programmblocks drei um die Zuweisung der Anstrengungsintensität sowie um die Berechnung der Anstrengungsdauer und -häufigkeit inklusive des Belastungsindexes. Für die Anstrengungsintensität werden die berechneten Kräfteabweichungen direkt mit den im JSI-Formblatt vorgegebenen Prozentsen als Referenz verglichen und für alle fünf Fingerspitzen (A, B, C, D und W) sowie den drei Handbereichen (Q, O, P) Multiplikatoren zugewiesen. Für die Anstrengungsdauer wird zunächst die Dauer aller Anstrengungen ermittelt und mit der Gesamtbeobachtungszeit von maximal drei Minuten bzw. 180 Sekunden dividiert. Dadurch ergeben sich für alle Fingerspitzen und Handbereiche Prozentwerte, welche anhand der im JSI-Formblatt vorgegebenen Referenzprozente verglichen werden und einen Multiplikator erhalten. Für die Anstrengungshäufigkeit wird die Anzahl der Anstrengungen aus der Messung ermittelt und mit der Gesamtbeobachtungszeit von maximal drei Minuten dividiert.

Zum Abschluss werden alle Multiplikatoren zu einem JSI multipliziert. Dieser JSI wird zur Gefährdungsbeurteilung mit drei Fällen verglichen. Hierdurch kann eine Aussage hinsichtlich der Handbelastung getroffen werden.

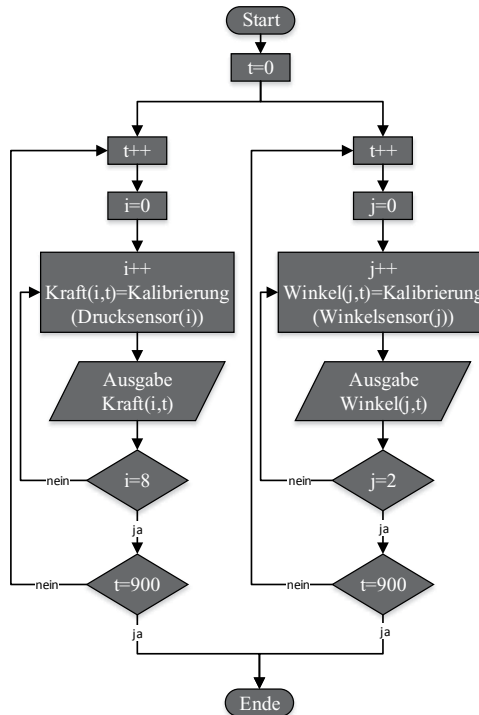


Abbildung 5.11 Programmblock 1

Für die erste Programmierung werden die Multiplikatoren Arbeitsgeschwindigkeit und Arbeitsdauer manuell bewertet. In Zukunft soll die Arbeitsgeschwindigkeit anhand der Häufigkeit aller Anstrengungen gemessen werden können.

Zur Ausführung der PAP werden in der Programmiersprache Processing Quellcodes entwickelt. Diese ermöglichen das Auslesen (Input), die Verarbeitung und das Wiedergeben (Output) der Sensorsignale. Ein Beispiel der Programmieroberfläche und eines Quellcodes zur Auslesung und Ausgabe von drei analogen Sensorsignalen ist in Abbildung 5.12 dargestellt. Um ohne Computer eine Bedienung des Messsystems zu ermöglichen, werden zusätzlich die Codes erweitert. Damit können die in PAP definierten Anweisungen ausgeführt werden. Hierzu sind in Anhang A.7 Beispielcodes hinterlegt.


```

Datei Bearbeiten Sketch Tools Hilfe
[Icons] Upload

DreiSensoren_181015$

int rowPin1 = A1;
int rowPin3 = A3;
int rowPin5 = A5;
int sensorValues[] = {0,0,0,0,0,0};

void setup() {
  pinMode(rowPin1, INPUT);
  pinMode(rowPin3, INPUT);
  pinMode(rowPin5, INPUT);
  Serial.begin(9600);

  Serial.println("CLEARDATA");
  Serial.print("LABEL, Time"); Serial.print(",");
  Serial.print("Force1"); Serial.print(",");
  Serial.print("Force2"); Serial.print(",");
  Serial.print("Force3"); Serial.println();
}

void loop() {
  sensorValues[1] = analogRead(rowPin1);
  sensorValues[3] = analogRead(rowPin3);
  sensorValues[5] = analogRead(rowPin5);
  delay(500);

  Serial.print("DATA, TIME,");
  Serial.print(sensorValues[1]); Serial.print(',');
  Serial.print(sensorValues[3]); Serial.print(',');
  Serial.print(sensorValues[5]); Serial.println();
}

Upload abgeschlossen.
Binäre Sketchgröße: 5.676 Bytes (von einem Maximum von 28.672 Bytes)

```

Abbildung 5.12 Quellcode im IDE-Arduino

5.3 Anwendung des Handsystems

Der Sensorhandschuh soll die Beurteilung der Handbelastung objektiver und schneller ermöglichen als dies mit Beobachtungsverfahren möglich ist. Um die Anwendbarkeit des Sensorhandschuhs hierfür aufzuzeigen, werden unterschiedliche Belastungsfälle mit der klassischen JSI bewertet und dem gemessenen JSI anschließend gegenübergestellt. Für die klassische Bewertung werden die Versuche außerdem gefilmt. Dies wird abschließend von einer Gruppe von Versuchspersonen bewertet.

Ziel dieser Studie ist es hierbei zu überprüfen, ob der Sensorhandschuh in der Lage ist, die Unterschiede in den Arbeitsschritten schneller und genauer nachzuweisen wie in einem Beobachtungsverfahren. In Abbildung 5.13 sind die Belastungsgrößen zusammengestellt.

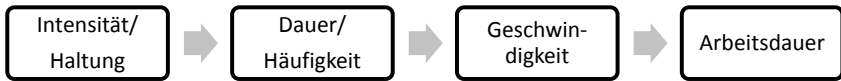


Abbildung 5.13 Einflussfaktoren auf die Handgelenkbelastung

5.3.1 Versuchsdurchführung

Um die Funktion des Handsystems zu testen, wird innerhalb eines Versuchs die Montage von Winkeln an einem Aluminiumprofil in drei Varianten durchgeführt. In Abbildung 5.14 ist dazu der Versuchsaufbau mit Winkeln, Scheiben und Nutsteinen sowie Schrauben dargestellt. Zur Montage werden die Handwerkzeuge Drehmoment- und Inbusschlüssel verwendet. Alle Varianten werden im nächsten Abschnitt näher beschrieben.



Abbildung 5.14 Versuchsaufbau

Im Versuch soll geprüft werden, ob durch den Prototyp die Beurteilung der Handbelastung objektiver und schneller möglich ist als mit der klassischen JSI-Methode. Um die Anwendbarkeit des Sensorhandschuhs hierfür aufzeigen zu können, werden unterschiedliche Belastungsfälle mit der klassischen JSI bewertet und mit dem gemessenen JSI im Anschluss verglichen.

Folgende Arbeitsschritte werden durchgeführt:

1. Zwei Nutensteine werden in die Nut eingelegt.
2. Ein Winkelstück wird auf den Nutsteinen platziert.
3. Zwei Unterlegscheiben werden auf zwei Schrauben gesteckt.
4. Beide Schrauben werden mit einem Inbusschlüssel in die Nutsteine eingeschraubt.
5. Beide Schrauben werden mit einem Drehmomentschlüssel mit 20 Nm angezogen.

Der Versuch wird in drei verschiedenen Handhabungsvarianten durchgeführt, um die Funktion des Handsystems und die der Einflussfaktoren Kraft und Winkel auf das Ergebnis zu untersuchen. Bei der ersten Versuchsvariante wird wie oben beschrieben vorgegangen, die Handhaltung neutral belassen und die Handwerkzeuge ohne besondere Veränderung verwendet.

In der zweiten Variante wird beim Anziehen mit dem Drehmomentschlüssel eine Dorsalflexion des Handgelenks von etwa 45° provoziert. Dadurch soll geprüft werden, wie die Auswirkung der Belastungsgröße in Bezug auf die Handhaltung ist.

Bei der dritten Variante wird der Griff beim Anziehen mit dem Drehmomentschlüssel in der Mitte ergriffen. Ziel hierbei ist es zu prüfen, wie eine Erhöhung des Drehmomentes sich auf die Handbelastung bzw. auf die Intensität der Anstrengung auswirkt.

In Abbildung 5.16 und Abbildung 5.15 ist die Verwendung des Handsystems für die Arbeitsschritte Nr. 4 und Nr. 5 dargestellt.



Abbildung 5.15 Versuchsablauf Arbeitsschritt Nr. 4 (Hoppe 2016)



Abbildung 5.16 Versuchsablauf Arbeitsschritt Nr. 5 (Hoppe 2016)

Zum Zweck einer JSI-Bewertung werden die Versuche gefilmt. Eine Versuchsvariante dauert ca. drei Minuten. Um zu analysieren, welche Genauigkeit das Handsystem liefert, wird die erste Versuchsvariante 10-mal durchgeführt und jeweils ein JSI ermittelt. Sieben Prüfer werden unabhängig voneinander beauftragt, anhand des Videos der drei Versuchsvarianten, die JSI-Bewertung durchzuführen.

Die Prüfer erhalten neben den Videos darüber hinaus folgende Informationen:

1. Die Arbeitsgeschwindigkeit wird als normal empfunden.
2. Für die Bewertung gelten acht Stunden Arbeit pro Tag.
3. Das Anzugsmoment beträgt etwa 20 Nm.
4. Der Hebelarm beträgt für die ersten beiden Versuchsvarianten 29 cm.
5. Der Hebelarm beträgt für die dritte Versuchsvariante 15 cm.

5.3.2 Versuchsergebnisse

Die Ergebnisse der drei Versuchsvarianten sind aus Abbildung 5.17 zu entnehmen. Bei der einzelnen JSI-Bewertung wird deutlich, dass durch die sieben Prüfern unterschiedliche Bewertungen abgegeben werden. Beispielsweise vergibt Prüfer Nr. 5 tendenziell eine höhere Bewertung als Prüfer Nr. 3. Insgesamt erhält Versuchsvariante Nr. 1 eine geringe Bewertung der Handbelastung.

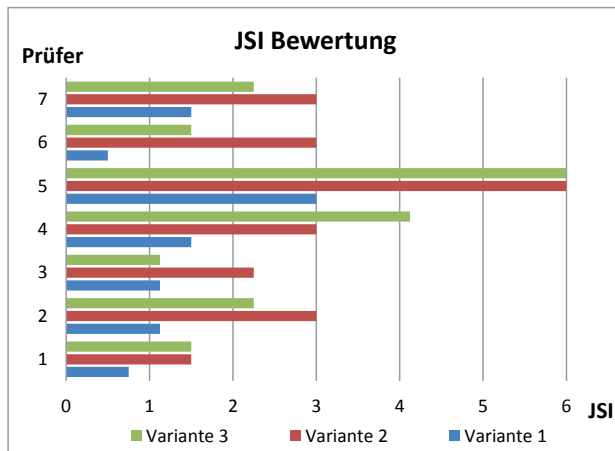


Abbildung 5.17 Versuchsergebnisse: JSI Bewertung

Der Vergleich zwischen der JSI-Bewertung (Mittelwert der einzelnen JSI-Bewertungen) und der Messung zeigt, dass die Bewertung von der Messung abweicht (siehe Abbildung 5.18). Die höchste Abweichung mit 34 % entsteht dabei in der dritten Versuchsvariante. Die Krafterhöhung ergibt im Vergleich zur JSI-Messung eine höhere JSI-Bewertung. Demzufolge wird die Anstrengungsintensität von den Prüfern als belastender interpretiert. Die höchste Handbelastung entsteht aufgrund der extremen Handhaltung in der zweiten Versuchsvariante.

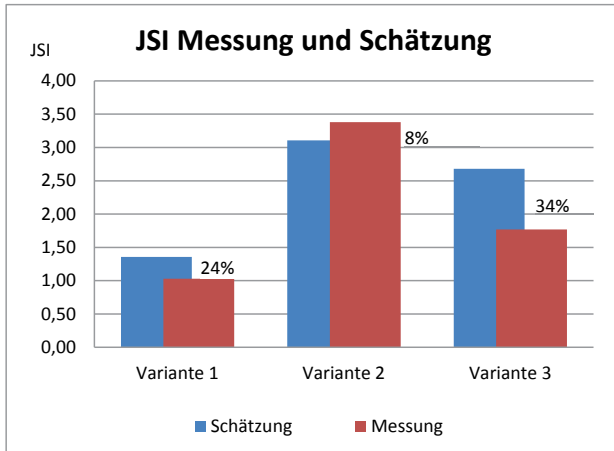


Abbildung 5.18 Versuchsergebnisse: JSI Messung und Bewertung

Anhand der Wiederholung der ersten Versuchsvariante wird eine Standardabweichung der Messung ermittelt. In Abbildung 5.19 ist eine Normalverteilung der JSI-Messung dargestellt. Dabei ergibt sich für die JSI-Messung ein Mittelwert von 1,055 mit einer Standardabweichung von 32,06 %. Demnach lässt die Schwankungsbreite erwarten, dass die JSI-Messungen bei $JSI = 1,055 \pm 0,32$ liegen. Die maximale Spanne liegt bei etwa $\pm 0,5$. Diese Ergebnisse belegen, dass bei den Versuchen unterschiedliche Einflussfaktoren wie Greif- und Fingerkräfte, Hand- und Fingergelenkwinkel, Körperhaltungen die Handbelastung verändern können.

Zum Vergleich wird zur JSI-Bewertung der ersten Versuchsvariante ebenfalls die Standardabweichung gebildet. In Abbildung 5.20 ist eine Normalverteilung der JSI- Bewertung abgebildet. Dabei ergibt sich für die JSI- Bewertung ein Mittelwert von 1,357 mit einer Standardabweichung von 81,15 %. Demnach lässt die Schwankungsbreite erwarten, dass die JSI- Bewertungen bei $JSI = 1,357 \pm 0,81$ liegen. Die maximale Spanne liegt bei etwa $\pm 2,5$ und ist im Vergleich zu der JSI-Messung um ein Fünffaches höher. Deutlich wird, dass die Schwankung der Bewertung eine höhere Breite einnimmt als bei der Messung.

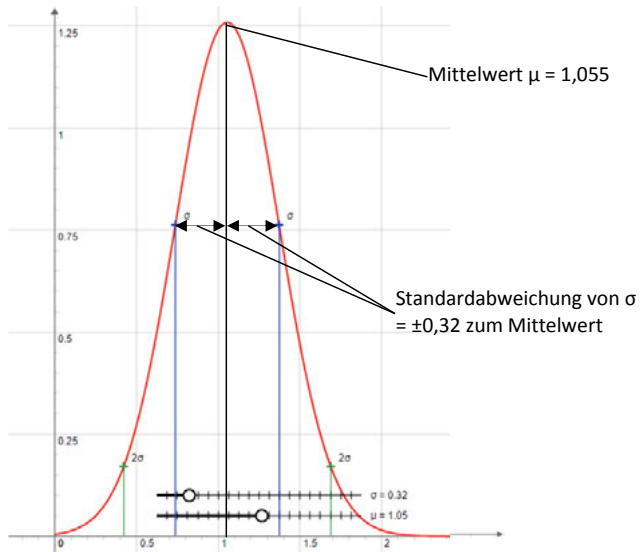


Abbildung 5.19 Normalverteilung⁹ aus der JSI-Messung von Versuch Nr. 1

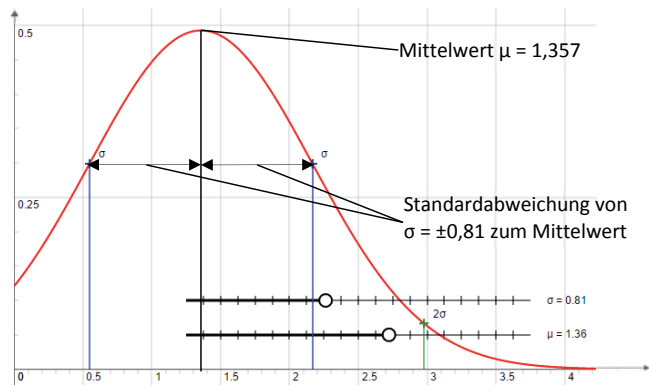


Abbildung 5.20 Normalverteilung aus der JSI- Bewertung von Versuch Nr. 1

⁹ Für die Darstellung der Normalverteilungen wurde ein Online-Plotter verwendet. Der Plotter ist unter dieser Verlinkung zu finden: <http://elsenaju.info/Funktionen/Gauss-Plotter.htm>, letzter Zugriff: 03.07.16

5.3.3 Überprüfung der Genauigkeit

Die Prüfung des Messsystems soll zeigen, wie sich die Sensoren nach intensiver Anwendung verhalten. Dabei werden alle Sensoren in der Anwendung für eine Zeit von etwa 10 h mit unterschiedlichen Lasten strapaziert und zwei Wochen nicht benutzt. Zur Überprüfung werden die Sensoren anschließend nach der gleichen Vorgehensweise wie bei der Kalibrierung vermessen. Folgende Kräfte und Winkel werden geprüft:

- Kräfte auf die Sensoren der Fingerkuppen: 5 N, 20 N und 50 N
- Kräfte auf die Sensoren der Handfläche: 10 N, 40 N und 70 N
- Winkel palmar (negativ) und dorsal (positiv): -50°, -25°, 0°, 25° und 50°
- Winkel für ulnar (negativ) und radial (positiv) auf: -25°, -15°, 0°, 15° und 25°

Die Kräfte werden mit einer Kraftmessdose erfasst. Der Stempel der Kraftmessdose besteht aus Stahl und besitzt eine plane, runde Fläche mit einem Durchmesser von etwa 18 mm. Bei allen Sensoren wird die Kraftübertragung etwa fünf Sekunden lang gehalten und die Kraft an der Kraftmessdose abgelesen. Die Sensoren zur Messung der palmar/dorsal sowie der ulnar/radial Handhaltung werden mit Hilfe einer voreingestellten Schmiege geprüft. Die Winkel werden jeweils für fünf Sekunden gehalten. Alle Versuche werden dreimal wiederholt und im Anschluss gemittelt.

In Abbildung 5.21 ist die Kraftmessung auf der Daumenspitze exemplarisch dargestellt. Es ist zu erkennen, dass die Kräfte 5 N und 20 N in etwa gemessen werden können. Bei einer Kraft von 50 N an der Kraftmessdose zeigt das Messsystem eine Kraft von etwa 30 N an. Demzufolge können die FSR-Sensoren nicht dauerhaft eingesetzt werden. Dies wird auch nach dem Datenblatt der FSR-Sensoren belegt (siehe Abbildung A 7). Dabei beträgt die Wiederholbarkeit eines einzelnen FSR-Sensors etwa 15% bei 10N und etwa 3% bei 100N.

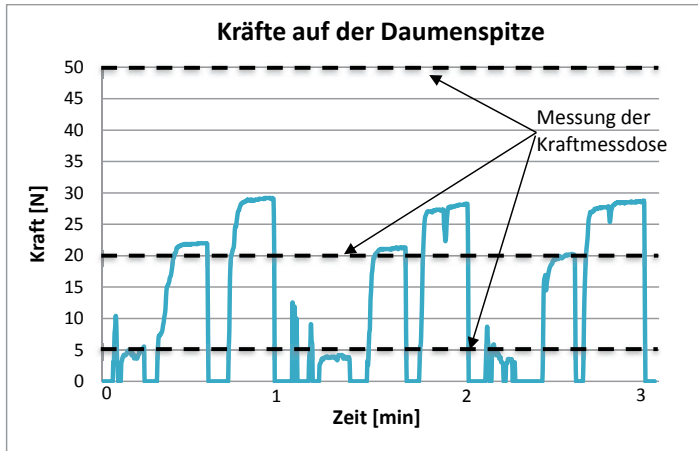


Abbildung 5.21 Kraftmessung auf der Daumenspitze

Die Winkelmessung der palmar/dorsal Handhaltung wird mit einer Abweichung von etwa 5° wiedergegeben (siehe Abbildung 5.22). Die Messungen liegen dabei unter den Vorgaben von 25° und 50° . Die Abweichung kann durch die analoge Messung mittels Schmiege entstanden sein, da einige Messungen genau die vorgegebenen Winkel wiedergeben.

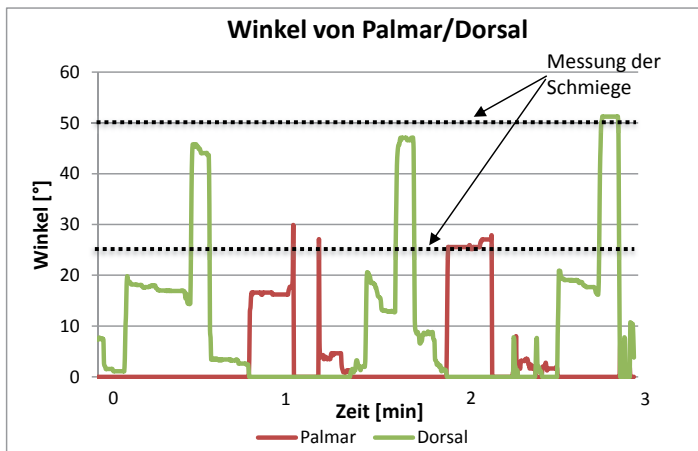


Abbildung 5.22 Winkelmessung der palmar/dorsal Handhaltung

Die Ergebnisse der Prüfung werden zur besseren Übersicht in einem Balkendiagramm dargestellt (siehe Abbildung 5.23). Dabei werden die Messergebnisse aus der Kalibrierung denen der nachträglichen Prüfung gegenübergestellt.

Es wird verdeutlicht, dass nach Gebrauch der Sensoren für eine Zeit von etwa 10 h mit unterschiedlichen Lasten über 50 N, die Messgenauigkeit um den Soll-Wert von 10 % bis 70 % schwankt. Die Soll-Werte von 50 N, 40° und 20° sind als gestrichelte Linien zu erkennen. Bei den Messergebnissen aus der Kalibrierung ist diese Schwankung mit 2 % bis 5 % deutlich geringer. Dahingegen bleiben die Schwankungen für die Winkelmessung mit dem Drehpotentiometer mit 8 % bis 10 % gleichbleibend gering. Die Winkelmessung mit dem FSR-Band ist nur kurzzeitig möglich und schwankt zwischen 3 % bis 6 %.

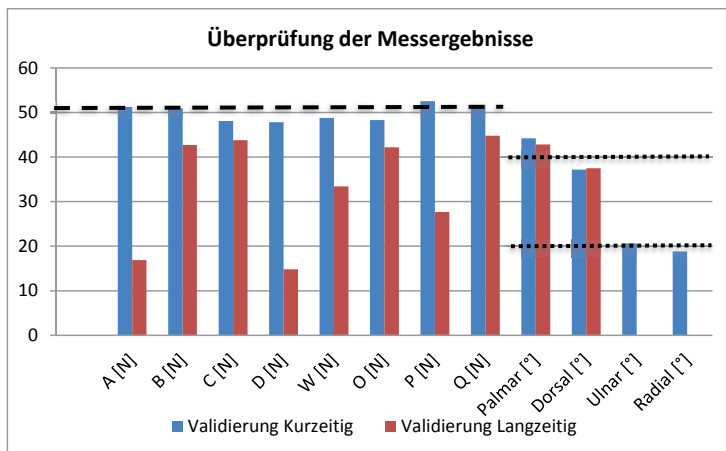


Abbildung 5.23 Überprüfung der Messergebnisse bei 50 N, 40° und 20°

In Abbildung 5.24 wird verdeutlicht, dass nach Gebrauch und Strapazierung der Sensoren die Messgenauigkeit um den Soll-Wert von 1 % bis 39 % schwankt. Bei den Messergebnissen aus der Kalibrierung ist diese Schwankung mit 2 % bis 5 % deutlich geringer. Dahingegen schwankt die Winkelmessung mit dem Drehpotentiometer zwischen 2 % bis 9 % bei der Kalibrierung und zwischen 15 % bis 19 % bei der Prüfung. Die Winkelmessungen mit dem FSR-Band sind nur kurzzeitig möglich und schwanken zwischen 1 % bis 11 %.

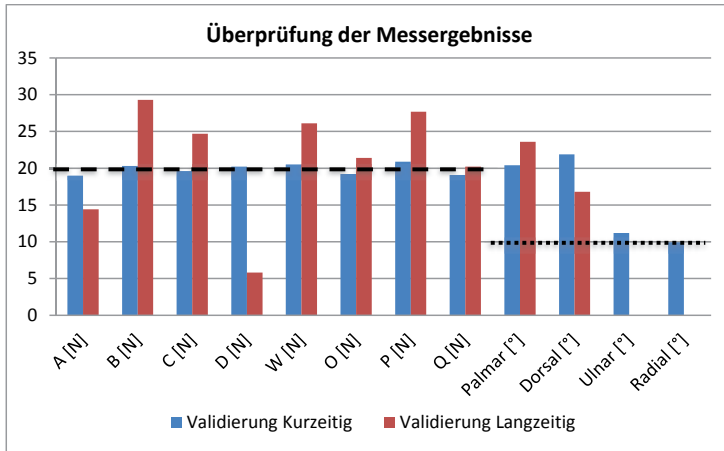


Abbildung 5.24 Überprüfung der Messergebnisse bei 20 N, 20° und 10°

5.4 Diskussion des Handsystems

Mit Blick auf den Literaturüberblick zur Messung der Handbelastung lässt sich zusammenfassen, dass keine Arbeit vorliegt, die einen Sensorhandschuh dazu verwendet, Belastungsgrößen aus der JSI-Methode zu messen. Sehr oft werden Messhandschuhe mit Kraftsensoren genutzt, um eine Aussage über die Krafthöhe zu gewinnen, ohne dabei die Handhaltung zu berücksichtigen. In einigen Arbeiten wie (Bleyer, et al. 2008) wird zum Beispiel mit dem Sensorhandschuh nur die Bewegung bzw. die Handhaltung zwecks Motion Capturing gemessen und die Messdaten mit RULA ausgewertet, ohne dabei Kräfte zu berücksichtigen. Mit den bekannten Sensorhandschuhen lässt sich zwar eine Belastungsminderung nachweisen, jedoch kann keine Aussage darüber getroffen werden, ob diese als ergonomisch zu bezeichnen sind. Keiner der genannten Sensorhandschuhe zielt ausschließlich auf die ergonomische Qualität eines handgeführten Produktes ab.

Der entwickelte Sensorhandschuh erweist sich als ein wirkungsvolles Messmittel zur Bewertung der Handbelastung auf Basis der JSI-Methode. Wird darüber hinaus berücksichtigt, dass bei der klassischen JSI-Methode die Prüfer nicht immer über die gleiche Expertise und

Erfahrung im Hinblick auf die Ergonomie verfügen und daher unterschiedlich bewerten, werden die Stärken des Sensorhandschuhs einmal mehr deutlich. Zudem dauert die JSI-Messung wesentlich kürzer als eine JSI- Bewertung. Bei einer dreiminütigen Belastungssituation benötigt ein Ergonomie-Komitee nach eigener Messung in etwa zwei Stunden zur JSI- Bewertung. Dagegen benötigt der Sensorhandschuh für die gleiche Belastungssituation lediglich drei Minuten. Im Hinblick zur Standardisierung der JSI ergibt sich mit dem Sensorhandschuh ein großes Potential zur Anwendung in der Industrie. Der Sensorhandschuh ermöglicht, handgeführte Produkte und Prozesse miteinander zu vergleichen. Eine Fehleinschätzung der Handbelastung kann damit ausgeschlossen werden. Auch die Messung der Handbelastung erfolgt wesentlich schneller als mit der klassischen JSI-Bewertung.

Die Prüfung des Sensorhandschuhs zeigt, dass für die kurzzeitige Anwendung alle Sensoren reproduzierbare Messungen liefern. Auch die Literaturrecherche zeigt die Nutzung der piezo (-resistiven) Sensoren. Dabei existieren sogar kommerzielle Sensorhandschuhe wie z. B. von (Bauer 2010), welche piezo (-resistiven) Sensoren verwenden. Allerdings sollten zur Industrietauglichkeit sowie zur langfristigen Anwendung die Sensoren genauer untersucht werden, um dadurch Grenzen wie Kräftehöhe und die Dauereinsatzbarkeit der Sensoren zu kennen. Für die weitere Entwicklung ist es darüber hinaus empfehlenswert, eine einfache Austauschbarkeit der Sensoren zu ermöglichen, da die Sensoren durch ihre Empfindlichkeit bei dauerhaftem Einsatz beschädigt werden können. Zu weiteren Kritikpunkten des Prototypens gehören die Behinderung der Handbewegung sowie die außenstehende Verkabelung der Sensoren.

Mit dem Sensorhandschuh wird aufgezeigt, dass Belastungsgrößen aus Beobachtungs-methoden gemessen werden können. Das bedeutet zudem, dass auch andere Methoden wie die LMM oder RULA mit Messverfahren durchgeführt werden können. Der hohe Schulungsaufwand für genauere Ergebnisse, der von (Steinberg, et al. 2007) empfohlen wird, kann mit Systemen wie dem Sensorhandschuh reduziert werden. Die Tatsache, dass mit dem Sensorhandschuh auch Druckkräfte auf der Hand- und Fingerfläche gemessen werden können, eröffnet die Möglichkeit einer Druckreduzierung zur komfortablen Gestaltung von handgeführten Produkten. Der Sensorhandschuh in Kombination mit den Arbeiten von

(Gust und Ünlü 2014), (Hoppe 2016) sowie (Bulert 2016) kann zur Bewertung der Druckverteilung und zur Einflussanalyse eingesetzt werden.

Langfristig betrachtet bietet der Sensorhandschuh eine Präventionsmöglichkeit zur Verhinderung von typischen Handkrankheiten. Beispielsweise kann die Behandlung eines einzigen Falls des Karpaltunnelsyndroms 7.000 € bis 20.000 € betragen. Die Behandlungskosten sind dabei lediglich die direkten Kosten, die deutlich geringer ausfallen als die indirekten Kosten, die wiederum durch Produktivitätsverluste und Qualitätsprobleme entstehen (Lindqvist und Skogsberg 2008). Nach Abbildung 5.25 liegen alleine in Deutschland die jährlichen Kosten für arbeitsbedingte Muskel-Skelett-Erkrankungen bei etwa 10,8 Mrd. € (Bödeker 2008), (Liebers und Caffier 2009).

In Anbetracht des demographischen Wandels zeigen sich zudem Tendenzen, dass immer mehr ältere Menschen aufgrund der natürlichen Leistungsminderung wie z. B. der Reduzierung von Körperkräften anfälliger auf Handbelastungen reagieren können (Muschert 2011).

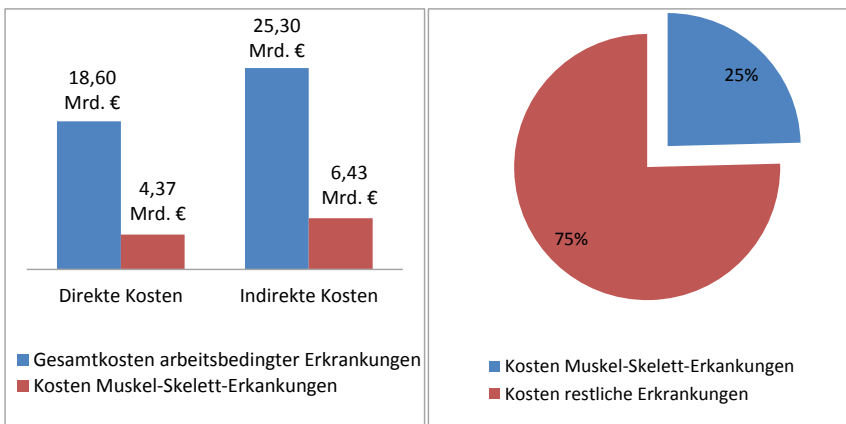


Abbildung 5.25 Jährliche Kosten durch arbeitsbedingte und muskuloskelettale Erkrankungen in Deutschland (Bödeker 2008)

6 Objektive Handbelastungsanalyse

6.1 Darstellung der Verfahren

Die Verfahren zur objektiven Handbelastungsanalyse sind in Abbildung 6.1 zusammengefasst. Die Auslegung von Produkten beginnt bereits in der frühen Entwicklungsphase im CAD. Als Informationen zur Auslegung werden die Einflussgrößen aus der Grob- und Feinanalyse von (Bullinger und Solf 1979) benötigt. In diesem Zusammenhang gehört insbesondere die Handhaltung sowie die Greif- und Kopplungsart zu den wichtigsten Faktoren. Zudem ist es erforderlich, eine Zielgruppe auszuwählen und für diese Handkräfte sowie Handgrößen festzulegen. Mit diesen Informationen kann das digitale Handmodell so eingestellt werden, dass anschließend eine Greifbewegung zur Nutzung eines handgeführten Produkts erfolgen kann. Anhand dessen können wiederum realistische Druckverteilungen simuliert werden. Aus der Simulation der Druckverteilung kann dann die Form, die Abmessung, das Material sowie die Oberfläche festgelegt werden, sodass der berechnete Druck niedrig und homogen, also gleichmäßig auf der Hand oder Fingerfläche verteilt wird.

Das in der Gestaltung voroptimierte Produkt kann anschließend als Prototyp mit dem Sensorhandschuh mit Bezug zur Handgelenkbelastung analysiert werden. Dieser wurde für eine Benutzergruppe der mittelgroßen Hand von Männern entwickelt. Die Handgelenkbelastung wird mithilfe der JSI-Methode nach (Moore und Garg 1995) bewertet. Hierbei werden Kräfte und Handhaltungen in Bezug zur Zeit gemessen sowie beurteilt. Wird eine hohe Belastung in Bezug zur Anstrengung (Kraftübertragung) ermittelt, kann die Produktnutzung so angepasst werden, dass geringe Belastungsgrößen daraus resultieren. Eine hohe Belas-

tung kann auch durch menschbezogene Mittel wie z. B. die Neutralisierung der Handhaltung oder mit organisatorischen Mitteln wie z. B. durch Verringerung der Arbeitshäufigkeit/der Arbeitsdauer reduziert werden. Im letzten Schritt erfolgt die Fertigstellung des neu entwickelten Produktes. Hier sollten sich dann keine Probleme bezüglich der Handbelastung ergeben.

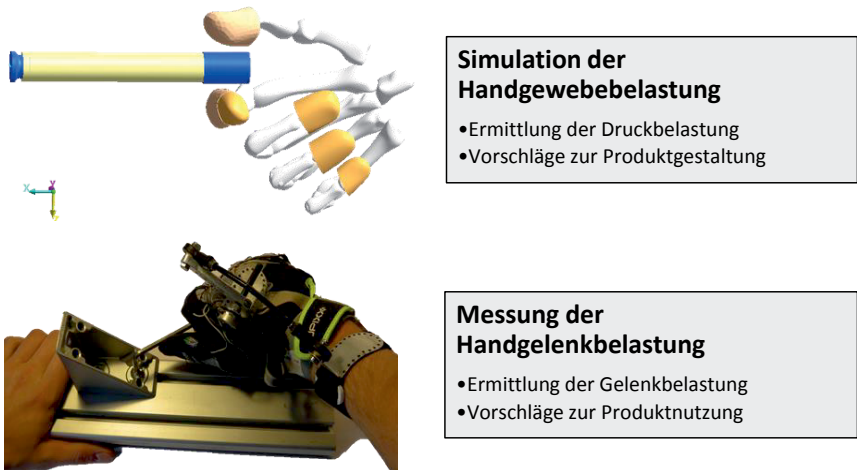


Abbildung 6.1 Verfahren zur objektiven Handbelastungsanalyse

6.2 Entwicklungsaussichten

Mit Hilfe der Verfahren ist eine objektive Bewertung von handgeführten Produkten möglich, mit der Probleme in der Ergonomie eines Produktes früh erkannt werden können. Mit den Verfahren kann die Anzahl von Probanden, Prototypen sowie teuren Messsystemen reduziert werden. Die Entwickler können sich aufgrund der Zeitersparnis stattdessen auf die Feinabstimmung der handgeführten Produkte konzentrieren. Das Resultat ist ein ergonomisches Produkt in einer kürzeren Zeit.

Ausgehend von den beschriebenen Ergebnissen wird in diesem Kapitel die Erweiterung des Simulations- und Messverfahrens beschrieben. Zur Erweiterung ist es ideal, das Simulationsverfahren als eigenständiges Programm „Comfortyping“ und auch das Messverfahren selbst als eigenständiges System „Sensaglove“ zu entwickeln.

6.2.1 Comfortyping

Der Begriff Comfortyping ist ein Kunstwort und ist aus der Zusammensetzung von Comfort und Prototyping heraus entstanden (Gust und Ünlü 2014). Comfortyping soll als eigenständiges Simulationsprogramm funktionieren, bei dem in der Simulationsumgebung ein Handmodell enthalten ist. Nach Import eines handgeführten Produktes sowie nach Auswahl von Einflussgrößen sollen anhand dessen Gestaltungsvorschläge berechnet werden. Eine ähnliche Zielsetzung zur Beurteilung der Ergonomie der Mensch-Maschine-Schnittstelle existiert auch als Ergotyping von (Kamusella 2009).

Im Unterschied dazu soll mit Comfortyping der Schwerpunkt auf das Hand-Arm-System gelegt werden. Beispielsweise soll es im Anschluss an die Handsimulation möglich sein, dem Nutzer Spline-Vorschläge zu überliefern, welche dann in das CAD-System importiert werden können. Ein Beispiel für Gestaltungsvorschläge liefert das Programm CATOPO¹⁰. Zur Optimierung der Topologie können Splins zur erwünschten Spannungsverteilung generiert werden. Für ein Programm wie Comfortyping ist eine Datenbank mit unterschiedlichen Einflussgrößen wie Greifarten, Greifkräften sowie handtyp- und handhaltungsabhängigen Materialeigenschaften erforderlich. Das Programm sollte eine Auswahlmöglichkeit von drei Handtypen mit wenig, viel sowie mittlerem subkutanem Fettanteil anbieten. Hierzu unterscheidet (Bullinger, Kern und Solf 1984) fleischige, sehnige und normale Handtypen. Zu den gesonderten Handtypen gehören Hände mit Schwielen, welche durch Überbeanspruchung entstehen und eine geringere Elastizität aufweisen (Brinckmann, et al. 2012). Zusätzlich

¹⁰ Catopo ist ein Programm zur Topologieoptimierung basierend auf CAD-Daten. Weitere Informationen sind unter folgender Verlinkung zu finden: <http://www.ces-eckard.de>, letzter Zugriff: 05.09.16

sollte es möglich sein, die Handmodelle nach Perzentil und Geschlecht automatisch zu skalieren. Durch eine Schnappfunktion sollte das Handmodell das Produkt automatisch ergreifen können.

Ein erster Ansatz für Comfortyping wurde mit Recurdyn demonstriert (siehe Abbildung 6.2). Hierbei wurde der Griff einer Rinneneisenabbiegezange ergriffen und die Reduzierung der Druckspitzen sowie eine homogene Druckverteilung als Zielfunktion definiert. Das MKS/FEM Programm Recurdyn verfügt dabei über eine Autodesign Funktion und kann dadurch Geometrien iterativ optimieren. Im Beispiel wurde ein Griff aus sechs Zylindern aufgebaut und auf die Handfläche mit 200 N gedrückt. Zusätzlich wurde der Griff mit 50 N Greifkraft ergriffen. Die Ergebnisse zeigen, dass vor der Optimierung auf die Handbereiche O und Q hohe Druckbelastungen wirken. Diese wurden mit der Optimierung auf die Handmitte P umverteilt. Dazu änderte das Programm die Zylinderdurchmesser des Griffes, so lange bis sich eine erwünschte Druckverteilung ergibt. Zur Optimierung der Druckverteilung ist der nächste Entwicklungsschritt eine stufenlose Griffformvariation.

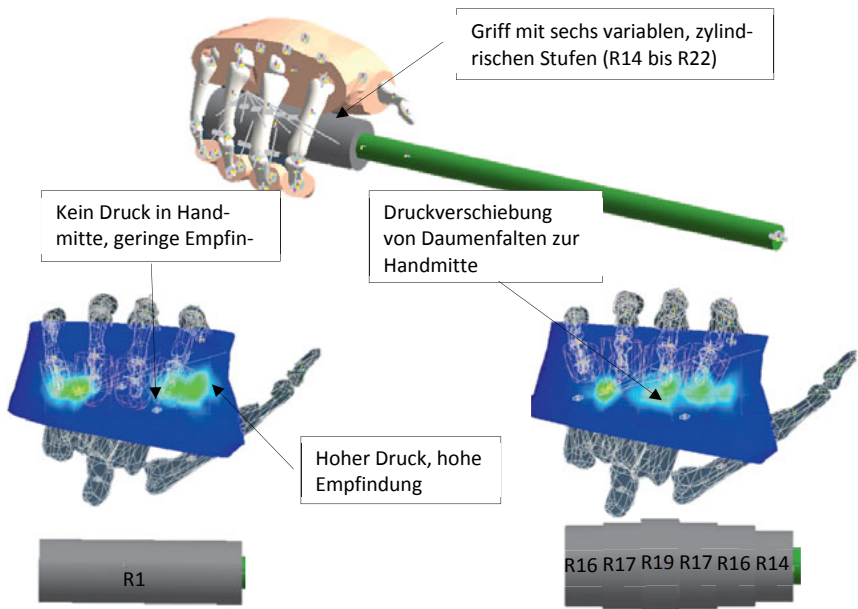


Abbildung 6.2 Ergebnisse der Griffkomfortoptimierung (Gust und Ünlü 2014)

Mit Comfortyping soll es zudem möglich sein, eine Gewebebelastung nicht nur für Druckspannungen zu simulieren, sondern auch für Scher- bzw. Zugspannungen. Dazu existieren bisher keine Handmodelle, welche die Scherspannung auf der Handfläche beurteilen können. Die Scherspannung wird u. a. für Blasenbildung und Hautschäden verantwortlich gemacht (Brinckmann, et al. 2012). Hierzu gibt es ebenfalls keine Schmerzuntersuchungen wie es beispielsweise bei der Druckspannung der Fall ist. Aktuell stehen keine PPT von älteren Menschen über einem Alter von 60 Jahren zur Verfügung. Darüber hinaus hat sich herausgestellt, dass ältere Menschen Drücke schlechter spüren können (Zenk 2008). Insbesondere ist auch der Einfluss von Vibration auf die Handbelastung zu untersuchen. Beispielsweise kann sich bei vibrierenden Arbeitsmitteln die Druckverteilung unabhängig von der Greifkraft und Frequenz in Richtung der Fingermittelglieder verschieben (Gurram, Rakheja und Gouw 1995) (Dong, Welcome und Wu 2005), (Lemerle, et al. 2008). Auch die Vergrößerung der Druckspitze, insbesondere auf Zeigefinger und Daumen, von 90 kPa bis auf 343 kPa wurde an vibrierenden Griffen gemessen (Singh und Khan 2010) (Jagvir und Abid 2012).

Ein Programm, mit dem auch parallel zur Materialverformung die Handbelastung in den Gelenken simuliert werden kann wie es beispielsweise mit Anybody von (Rasmussen, et al. 2003) präsentiert wird, gehört zu einer weiteren Entwicklungsperspektive. Mit AnyBody lassen sich nach vorgegebenen Bedingungen variable Geometrieparameter in Bezug zur geringen Muskelaktivität berechnen (Rasmussen, et al. 2003). Mit Anybody ist es außerdem möglich, simulierte Kräfte in Ansys zu importieren, um beispielsweise die Druckverteilung zwischen Fuß und Schuhinnensohle zu simulieren und damit Form und Material der Sohle komfortabler auszulegen (Wyss 2010). Zur Programmierung von Comfortyping gibt es dazu viele frei zugängliche Open-Source-Programme. Zum Beispiel haben sich Programme wie Jfem und Impact auf Basis der JAVA-Programmiersprache zur Simulation des Handmodells als geeignet erwiesen.

Während der Erforschung der Griffkomfortoptimierung ist die Idee entstanden, einen Forschungsgriff in Anlehnung an die Arbeit von (Balzulat 2000) zu entwickeln. In dieser Arbeit

wurde ein Forschungsstuhl zur Untersuchung des Sitzkomforts entwickelt, der mit 81 Pneumatik Zylindern und Drucksensoren die Form sowie die Steifigkeit der Sitz- und Lehnfläche verändert. Mit Hilfe des Forschungsgriffes in Abbildung 6.3 ist es angedacht, die Auslegung der Griffdurchmesser aus der Simulation heraus in der Wirklichkeit auf Komfortempfindung zu prüfen. Der entwickelte Forschungsgriff besteht aus sechs Spreizbacken, die durch eine Gewindestiftrotation bewegt werden können. Die Gewindestifte verfügen dazu über rechts- und linksläufige Gewindegänge. Die so genannten Mitnehmerbacken spreizen die Gegenbacken während einer Bewegung nach außen hin ab. Um die Kanten der Backen zu verdecken, wurde eine Gummiummantelung übergezogen. Diese sechs Backen besitzen zusammengenommen die Breite einer männlichen Handfläche des 50. Perzentils von ca. 95 cm. Der gesamte Mechanismus wurde per FEM auf Festigkeit untersucht und besteht aus ABS. Mit dem Kernstück können verschiedene Arbeitsmittel verbunden werden.

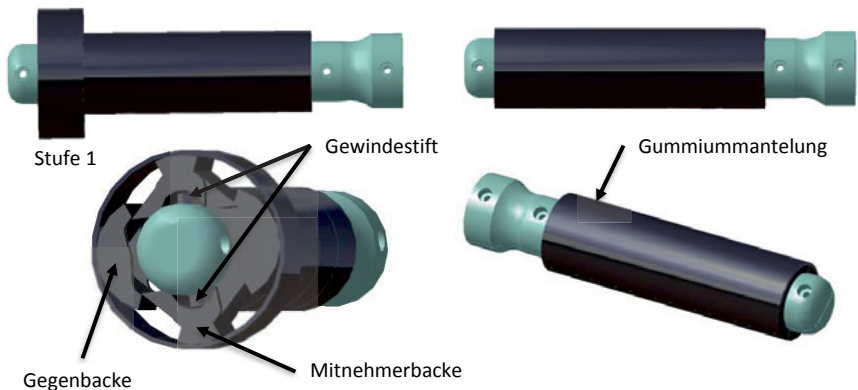


Abbildung 6.3 Forschungsgriff

6.2.2 Sensaglove

Mit Sensaglove soll ein kommerzielles Sensorsystem zur Belastungsreduzierung der Hand und des Unterarms entwickelt werden. Diese Erweiterung des Sensorhandschuhs betrifft die Belastungsmessung des kompletten Hand-Arm-Systems. Dabei lässt sich das Prinzip

vom Handgelenk auf alle Gelenke ausweiten. Für die Fingergelenke gibt es hierzu keine Winkelgrenzen. Diese müssten zunächst erforscht werden. Mit dem Komplettsystem, das als Handschuh angezogen wird, kann die Kraft an der Hand auf alle anderen Gelenke als Belastungsmoment bestimmt werden. Diese Kraftbelastung in Kombination mit der Hand-Arm-Haltung sowie der Betrachtung der Zeit (Dauer, Häufigkeit) könnte die bekannten Methoden wie LMM und RULA objektivieren.

In Zukunft ist ein System zu entwickeln, das typische Handkrankheiten wie Arthrose, Karpaltunnelsyndrom oder Guyonsches Syndrom reduziert. Ein so genanntes Entlastungssystem integriert am Sensaglove soll bei Überschreitung einer Belastungsgrenze – wie z. B. der Druckgrenze – den Nutzer mit einer Vibration warnen und zu einer Erholungspause auffordern.

Zur Heilung eines Karpaltunnelsyndroms existieren Methoden, bei denen mit kontrolliertem Druck der Karpaltunnel ausgedehnt wird und es zu einer Erweiterung des Karpalkanals kommt (C-Trac¹¹).

Sensaglove kann zur Behandlung von Karpaltunnelsyndromen verwendet werden, um gezielt Druckbelastungen auf bestimmte Regionen zu übertragen. Auch eine Optimierung der Durchblutung mit gezielter Vibration könnte Handschmerzen aufgrund von Arthrose und Sehnenscheidenentzündungen reduzieren. Dazu sind Vibrationsuntersuchungen notwendig, um zunächst die Intensitätshöhe und -dauer der Vibration sowie die Vibrationsstelle zu ermitteln.

¹¹ Informationen zum C-Trac: http://www.handerkrankungen.de/Karpaltunnelsyndrom/karpaltunnel-syndrom_therapie.htm, letzter Zugriff: 13.04.16

Zusammenfassung und Ausblick

In der vorliegenden Dissertation wurden zwei Verfahren zur objektiven Analyse der Handbelastung im Handgewebe sowie im Handgelenk entwickelt. Die Arbeit beginnt einleitend mit der Beschreibung der Einflussfaktoren zur ergonomischen Produktgestaltung und Produktnutzung. Diese Grundlagen zeigen, wie in der Produktentwicklung die Ergonomie eingesetzt wird und welche gesundheitlichen Schäden entstehen können, wenn keine ergonomischen Anforderungen eingehalten werden.

In der Literaturrecherche werden zur Bewertung der Handgewebebelastung und Handgelenkbelastung Verfahren beschrieben, die in der Praxis angewendet werden. Hierbei zeigt sich, dass für die Bewertung der Handgewebebelastung in der Produktgestaltung die Druckverteilung eine wichtige Rolle einnimmt. Allerdings werden Drücke auf der Handfläche häufig subjektiv und ohne eine standardisierte Vorgehensweise bewertet. Für die Simulation der Druckverteilung auf der Handfläche beschreiben verschiedene Autoren die Modellbildung. Eine Simulation der Einflussfaktoren wie Form, Abmessung sowie Material bezüglich der Druckverteilung auf der Handfläche existiert nicht.

Der zweite Teil der Literaturrecherche beschreibt zunächst die Bewertung der Handgelenkbelastung in der Produktnutzung. Es wird deutlich, dass nur einige wenige Verfahren zur Bewertung der Handgelenkbelastung existieren. Während mehrheitlich die Verfahren das komplette Hand-Arm-System bewerten können, ist der Detaillierungsgrad für die Bewertung des Handgelenks beschränkt. Auch die Messsysteme konzentrieren sich weniger auf die Bewertung der Handbelastung und umso mehr um die Kraft- sowie Positionsbestimmung. Eine Messung und Bewertung der Handhaltung in Kombination mit der Kraftanstrengung sowie mit der Dauer gibt es nicht.

Aufbauend zur Literaturrecherche wird ein Handmodell zur Bewertung der Handgewebebelastung sowie ein Handsystem zur Bewertung der Handgelenkbelastung entwickelt. Die Entwicklung des Handmodells beginnt, im Hinblick auf Richtwerte aus der Literatur, mit der Überprüfung der Druckverteilung auf der Handfläche. Diese Überprüfung verdeutlicht, dass die Richtwerte aufgrund der Abhängigkeit der Druckverteilung zur Krafthöhe, zur Druckbewertung ungeeignet sind. Im nächsten Schritt wird auf Basis eines Skelettmodells und der äußeren Kontur der menschlichen Hand ein Simulationsmodell der Hand entwickelt. Die Materialeigenschaften (Elastizitätsmodule) werden mittels Druckversuchen gefunden. Letztlich werden in der Modellanwendung Griffe und Kappen einer Insulinspritze simuliert. Für die erste Anwendung beschränkt sich das Handmodell auf zwei Zufassungsgreifarten der Finger und eine Umfassungsgreifart der Handfläche. Die Simulation bezogen auf die Änderung von Form, Abmessung, Material sowie Position zeigt, unter welchen Bedingungen eine niedrige und zugleich homogene Druckverteilung entsteht.

Die Entwicklung des Handsystems zur Bewertung der Handgelenkbelastung beginnt mit der Anwendung der klassischen Beobachtungsmethoden (JSI – Job Strain Index). Damit wird gezeigt, welcher Aufwand und welche Ungenauigkeiten sich mit der Einschätzung der JSI ergeben können. Hinsichtlich dieser Erkenntnisse wird ein Sensorhandschuh aus Kraft- und Wegsensoren entwickelt. Dabei messen die Sensoren die Handgelenkwinkel sowie die Kraftübertragung auf der Handfläche bezogen auf die Zeit. Die Auswertung der JSI erfolgt über einen Mikrocontroller und wird an einem LCD angezeigt. Die Ergebnisse der ersten Anwendung zeigen, dass eine Fehleinschätzung der Handbelastung mit dem Handsystem reduziert wird. Zudem erfolgt die JSI-Messung wesentlich schneller als eine JSI-Bewertung. Das System ermöglicht Belastungswerte miteinander zu vergleichen.

Zum Abschluss der Arbeit werden beide Verfahren als ein gemeinsamer Prozess zur ergonomischen Entwicklung von handgeführten Produkten beschrieben. Dieser Prozess vom CAD-Modell bis zur Anwendung eines Prototyps kann zur Verbesserung der ergonomischen Produktentwicklung beitragen. Abschließend werden Entwicklungsaussichten zu den Verfahren beschrieben. Dabei geht es um Ansätze und Erweiterungen eines eigenständigen

Simulationsprogramms (Comfortyping) und eines kommerziellen Messsystems (Sensaglove).

Da die Haut während der Produktnutzung zusätzlich geschert werden kann, ist das Handmodell hinsichtlich der Scherspannung zu validieren. Zudem sind weitere Untersuchungen bezüglich Elastizitätsmodule einer angespannten Hand und von unterschiedlichen Handtypen erforderlich. Für eine dauerhafte Anwendung des Sensorhandschuhs sind Sensoren zu verwenden, welche keine wiederholten Kalibrierungen erfordern. Zudem sollten die Arbeitsbewegungen des Nutzers nicht durch Verkabelungen behindert werden.

A Anhang

A.1 Handanthropometrie

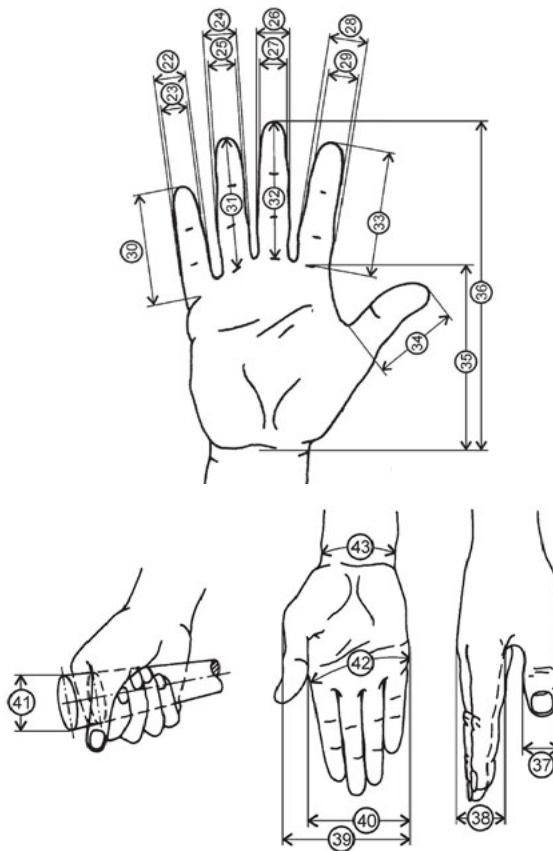


Abbildung A 1 Handanthropometrie – Teil 1 (Lange und Windel 2009)

Abmessungen in cm	Perzentile*					
	männlich			weiblich		
	5 %	50 %	95 %	5 %	50 %	95 %
22. Kleinfingerbreite, proximal (nahe dem Handteller)	1,5	1,7	1,9	1,2	1,4	1,7
23. Kleinfingerbreite, distal (nahe der Fingerspitze)	1,4	1,5	1,7	1,1	1,3	1,6
24. Ringfingerbreite, proximal	1,7	2,0	2,1	1,5	1,7	1,9
25. Ringfingerbreite, distal	1,5	1,6	1,8	1,3	1,6	1,8
26. Mittelfingerbreite, proximal	1,9	2,1	2,3	1,7	1,9	2,2
27. Mittelfingerbreite, distal	1,6	1,7	1,9	1,4	1,7	1,9
28. Zeigefingerbreite, proximal	1,9	2,1	2,3	1,7	1,9	2,1
29. Zeigefingerbreite, distal	1,7	1,8	2,0	1,4	1,6	1,8

22 bis 29 jeweils am Gelenk gemessen

nach DIN 33402, Teil 2

Abmessungen in cm	Perzentile*					
	männlich			weiblich		
	5 %	50 %	95 %	5 %	50 %	95 %
30. Kleinfingerlänge	5,7	6,4	7,2	5,1	5,9	6,6
31. Ringfingerlänge	7,2	8,0	8,7	6,5	7,3	8,1
32. Mittelfingerlänge	7,6	8,4	9,3	7,1	7,7	8,6
33. Zeigefingerlänge	6,8	7,5	8,3	6,2	6,9	7,7
34. Daumenlänge	5,9	6,8	7,5	5,3	6,0	6,9
35. Handflächenlänge	10,4	11,1	12,1	9,2	10,0	10,8
36. Handlänge	17,5	18,9	20,7	16,2	17,7	19,3
37. Daumenbreite	2,0	2,2	2,4	1,6	2,0	2,2
38. Handdicke	2,4	3,0	3,1	2,1	2,6	3,2
39. Handbreite m. Daumen	9,8	10,7	11,7	8,2	9,0	9,9
40. Handbreite	8,0	8,7	9,4	7,0	7,7	8,4
41. Griffumfang der Hand	12,0	13,5	15,5	11,0	13,0	15,5
42. Handumfang	19,5	21,0	23,0	17,5	19,5	21,0
43. Handgelenkumfang	16,0	17,5	19,0	15,0	16,5	18,0

37 am Gelenk gemessen

nach DIN 33402, Teil 2

Abbildung A 2 Handanthropometrie – Teil 2 (Lange und Windel 2009)

A.2 Kompressionsversuche

In Tabelle A 1 und Tabelle A 2 sind die Bewertungen von zwei Probanden mit gleicher Handgröße und Proportionen dargestellt. Bei dem Versuch wurden die Prüflinge Oval-, Spitz-, und Rundgriff auf die Handfläche mit 50N gedrückt. Anschließend gaben die Probanden zu den Handbereichen nach Abbildung 3.2 Bewertungen von 1 bis 3 ab. Mit einer höheren Bewertung ist eine unangenehme Druckempfindung gemeint. Zur Überprüfung der Aussagen wurden die Bewertungen anschließend am nächsten Tag wiederholt.

Tabelle A 1 Bewertung von Proband Nr. 1

Handbereich	Q	P	O	Mittelwert
Oval	1	2	1	1,3
Spitz	1	3	1	1,7
Rund	1,5	1,5	1,5	1,5
Handbereich	Q	P	O	Mittelwert
Oval	1	2	1,5	1,5
Spitz	1	3	1	1,7
Rund	1,5	1,5	1,5	1,5

Tabelle A 2 Bewertung von Proband Nr. 2

Handbereich	Q	P	O	Mittelwert
Oval	1,5	2	1	1,5
Spitz	1	3	1	1,7
Rund	1,5	1,5	1	1,3
Handbereich	Q	P	O	Mittelwert
Oval	1,5	2	1,5	1,7
Spitz	1	3	1	1,7
Rund	1,5	1,5	1,5	1,5

In diesem Versuch werden sechs Handstellen durch eine von einem Stößel aufgebrachte Druckkraft belastet. Als Resultat wird die Steifigkeit der einzelnen Stellen in einem Kraft-Weg-Diagramm ermittelt. Dies wird genutzt, um die Elastizitätsmodule des digitalen Modells zu gruppieren.



Abbildung A 3 Messeinrichtung und Handstellen von 1 bis 6

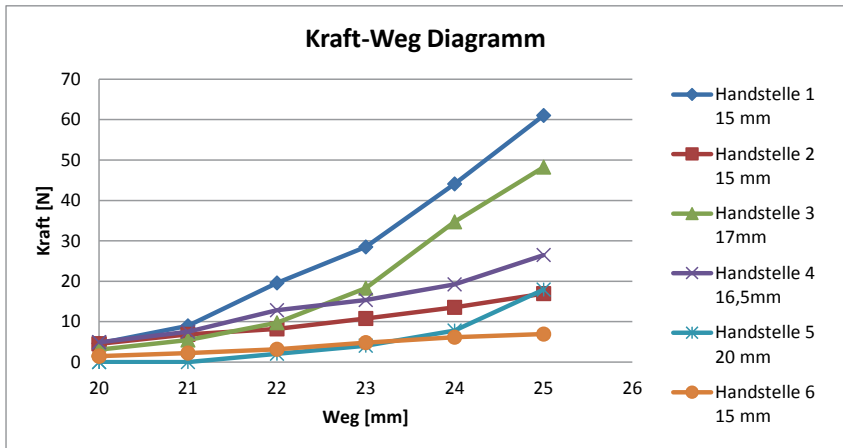


Abbildung A 4 Kraft-Weg-Diagramm von 6 Handstellen

A.3 FSR-Sensor

FSR400

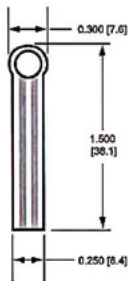


Figure 5:
Part No. 400 (0.2" Circle)

Active Area: 0.2" [5.0] diameter

Nominal Thickness: 0.012" [0.30 mm]

Material Build:

Semiconductive Layer

0.004" [0.10] PES

Spacer Adhesive

0.002" [0.05] Acrylic

Conductive Layer

0.004" [0.10] PES

Rear Adhesive

0.002" [0.05] Acrylic

Connector Options

- No connector
- Solder Tabs (not shown)
- AMP Female connector

FSR402

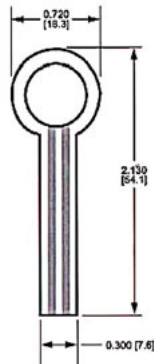


Figure 6:
Part No. 402 (0.5" Circle)

Active Area: 0.5" [12.7] diameter

Nominal thickness: 0.018" [0.46 mm]

Material Build:

Semiconductive Layer

0.005" [0.13] Ultem

Spacer Adhesive

0.006" [0.15] Acrylic

Conductive Layer

0.005" [0.13] Ultem

Rear Adhesive

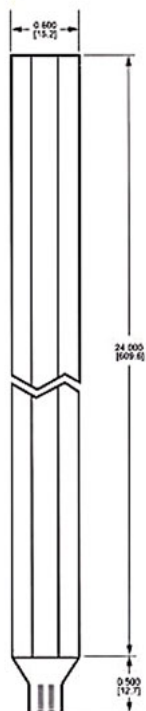
0.002" [0.05] Acrylic

Connector Options

- No connector
- Solder Tabs (not shown)
- AMP Female connector

Abbildung A 5 FSR-Sensor-Datenblatt (Interlink 2009)

FSR408



Active Area: 24" [609.6] x 0.25" [6.3]

Nominal thickness: 0.135" [0.34 mm]

Material Build:

Semiconductive Layer

0.004" [0.10] PES

Spacer Adhesive

0.006" [0.15] Acrylic

Conductive Layer

0.004" [0.10] PES

Rear Adhesive

0.002" [0.05] Acrylic

Connector Options

- No connector
- Solder Tabs (not shown)
- AMP Female connector

Figure 8
Part No. 408 (24" Trimmable Strip)

Dimensions in brackets: millimeters
Dimensional Tolerance: $\pm 0.015"$ [0.4]
Thickness Tolerance: $\pm 10\%$

Abbildung A 6 FSR-Sensor-Datenblatt (Interlink 2009)

Technische Daten von FSR - Sensoren

Substrat	Polyätherimid Polyäthersulfon Polyester
Baugröße	8 x 8 mm ² bis 350 x 350 mm ²
Dicke	200 bis 750 µm
Wiederholbarkeit (Sensor zu Sensor)	+ 300% bis - 60 % bei 0,3N + 90% bis - 35% bei 1N + 30% / - 30% bei 10N + 20% / - 20% bei 100N
Wiederholbarkeit (eines einzigen Sensors)	+ 70% bis - 35 % bei 0,3N + 70% bis - 35% bei 1N + 15% / - 15% bei 10N + 3% / - 3% bei 100N
Einschaltkraft	0,2 bis 1N
Nennkraft	100N
Widerstand	> 1 MOhm
Betätigungsweg	vernachlässigbar
Mech. Ansprechzeit	< 2 ms
El. Ansprechzeit	0,1 bis 10 ms
Hysteresis	ca. 20%
Kapazität	10 pF bis 10 nF
Lebensdauer	> 10 Mio. Schaltzyklen
Betriebstemperatur	- 40°C < Temp < + 85°C
Temp. Koeffizient	- 0,8 % / K
Feuchtigkeit	85% RF max.
Strom	max. 1 mA
Spannung	1 bis 5 V
Verlustleistung	1 mW max.

Hinweis :

Die in diesem Papier gezeigten Kennlinien und Angaben dienen zur Veranschaulichung der Funktionsweise der FSR - Sensoren. Genau Technische Daten einzelner Typen sind auf Anfrage verfügbar

Jede beliebige flache Form

Typische Werte, abhängig vom mech. Aufbau.
Alle Messungen bei 23°C und mit einer Sonde von 1cm² Fläche.

Typische Werte, abhängig vom mech. Aufbau
Alle Messungen bei 23°C und mit einer Sonde von 1cm² Fläche.

Typischer Wert

Maximalwert nahe der Sättigung
Stempel von 1cm² Fläche, 60 Shore.

unbelasteter Sensor

mechanisch

elektrisch

bezogen auf Widerstandswert

Abhängig vom Aufbau

bei 35 N

negativer Temp. Koeffizient

Widerstandsanstieg möglich
Kondensation vermeiden

pro cm² aktivierter Fläche

Irrtümer und technische Änderungen vorbehalten.

Abbildung A 7 FSR-Sensor-Datenblatt (Interlink 2009)



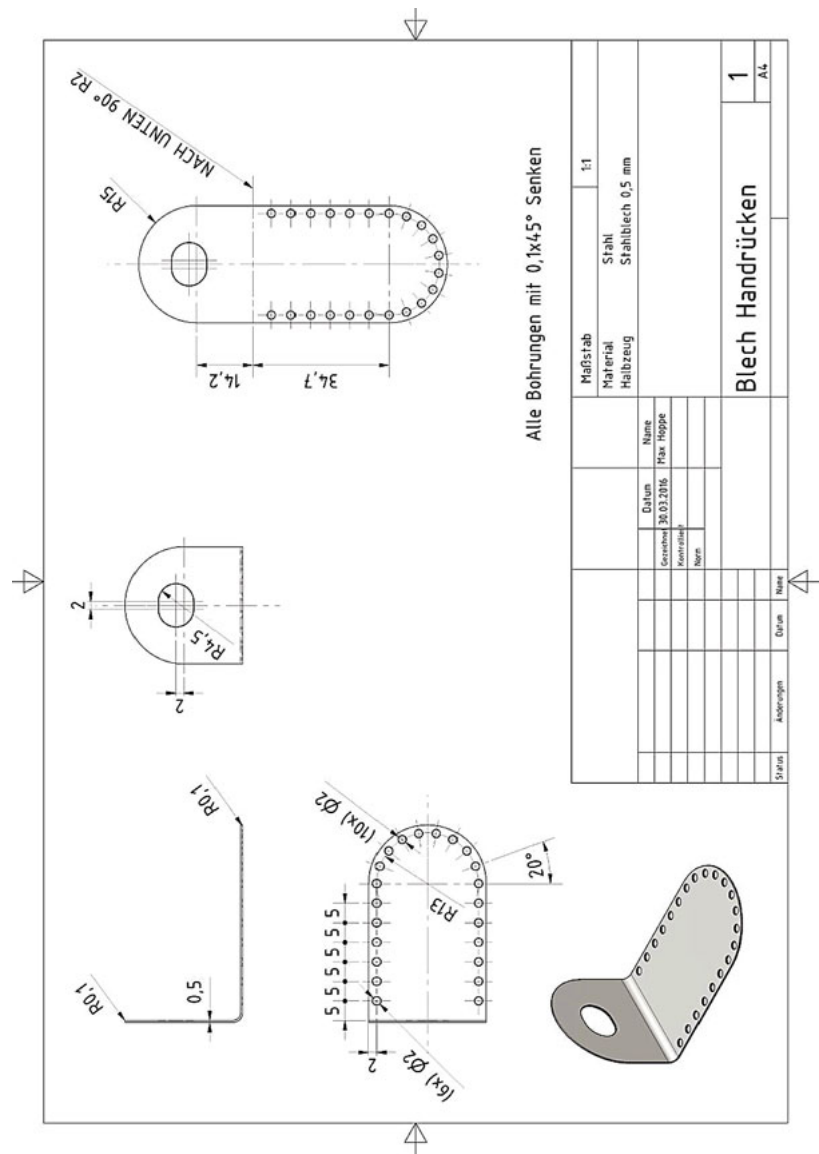
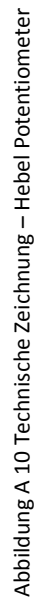
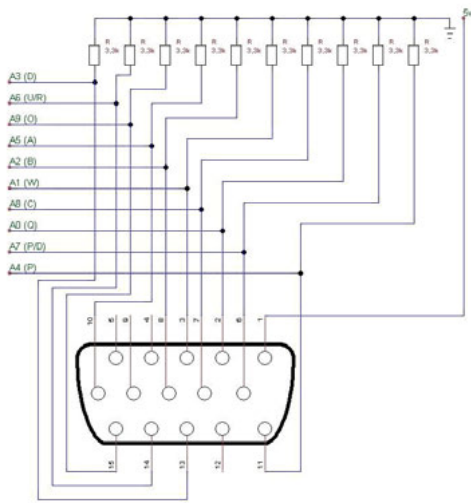


Abbildung A 9 Technische Zeichnung – Blech Handrücken



A.5 Schaltplan

Die Schaltpläne wurden mit Hilfe des Programms TinyCAD (Version 2.80.08) erstellt.



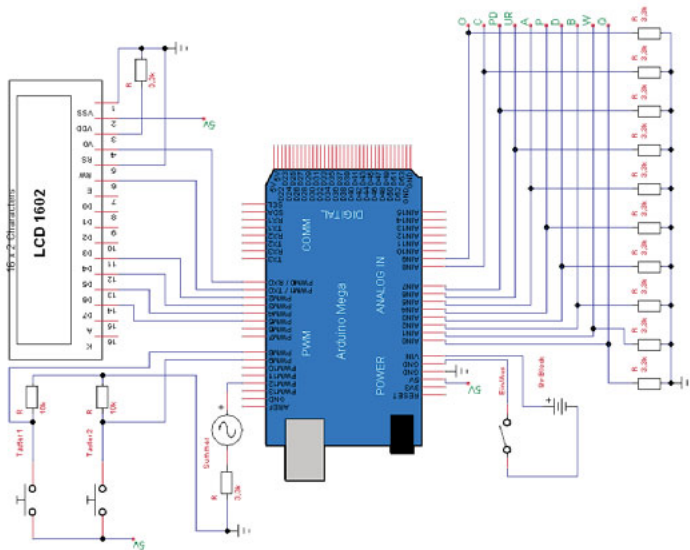


Abbildung A 13 Schaltbild – Arduino

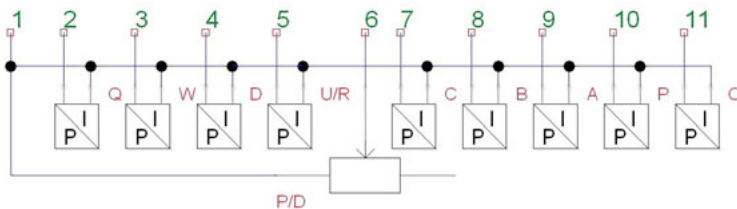


Abbildung A 14 Schaltbild – Sensorverkabelung

A.6 Programmablaufplan

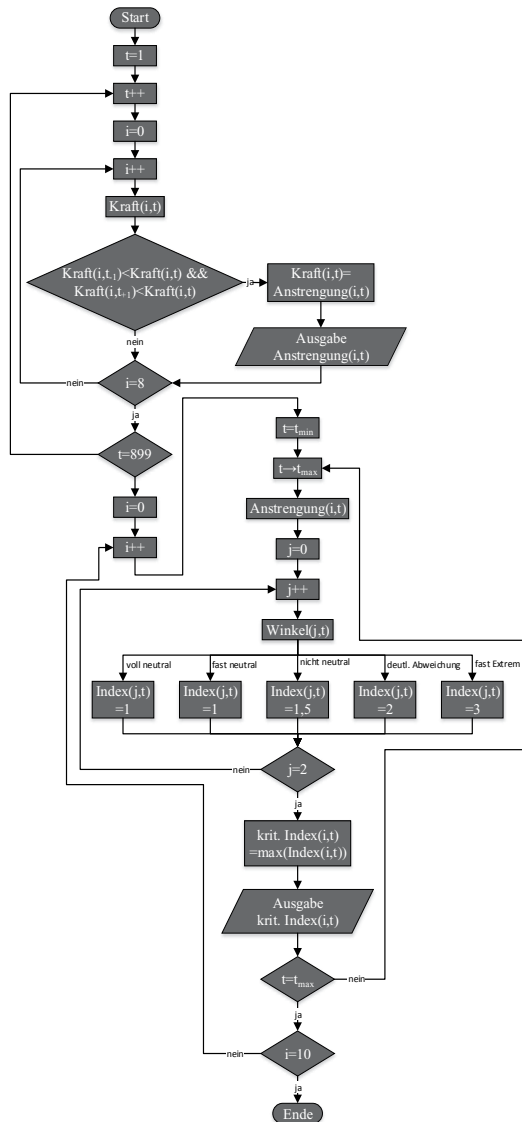


Abbildung A 15 Programmblock 2

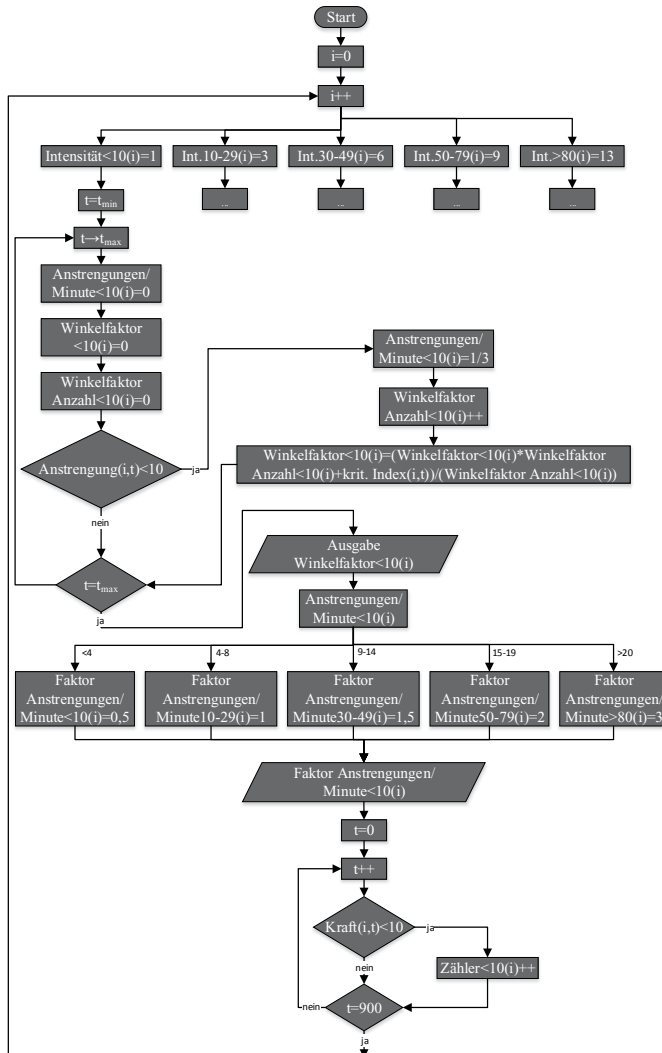


Abbildung A 16 Programmblock 3 – Teil 1

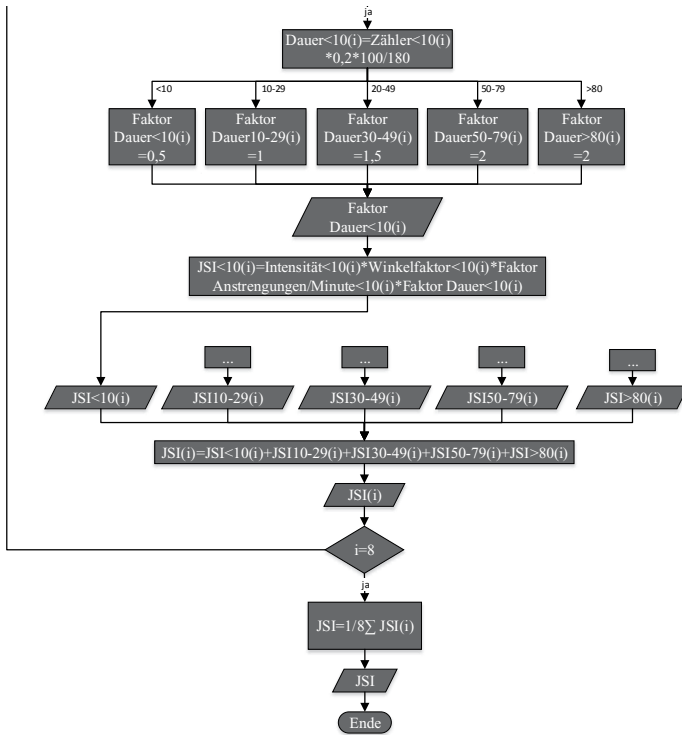


Abbildung A 17 Programmblock 3 – Teil 2

A.7 Quellcode

An dieser Stelle wird ein Beispiel des Quellcodes zur Verarbeitung der Sensorsignale aufgeführt.

```
int KraftQ = A0; /*Kommentar*/
int KraftW = A1; /*Analoge Pins*/
int WinkelPD = A2; /*zuweisen*/
int KraftB = A3;
int KraftC = A4;
int KraftD = A5;
int KraftP = A6;
int KraftA = A7;
int WinkelUR = A8;
int KraftO = A9;
/*Array erzeugen*/
int SensorWerte[] = {0,0,0,0,0,0,0,0,0,0};
/*Analoge Pins als Eingang festlegen*/
void setup() {
    pinMode(KraftA, INPUT);
    pinMode(KraftB, INPUT);

    /*Warte 200 Millisekunden*/
    delay(200);
    /*Schreibe alle Arraywerte*/
    Serial.print("DATA, TIME,");
    for (int i=0;i<=8;i++){
        Serial.print(SensorWerte[i]); Serial.print(',');
    }
    Serial.print(SensorWerte[9]); Serial.println();
}
```

Abbildung A 18 Beispiel des Quellcodes

```

pinMode(KraftC, INPUT);
pinMode(WinkelUR, INPUT);
pinMode(WinkelPD, INPUT);
pinMode(KraftD, INPUT);
pinMode(KraftW, INPUT);
pinMode(KraftO, INPUT);
pinMode(KraftP, INPUT);
pinMode(KraftQ, INPUT);
/*Baudrate = 9600*/
Serial.begin(9600);
/*Alle daten Löschen (Excel-Befehl)*/
Serial.println("CLEARDATA");
Serial.print("LABEL, Time"); Serial.print(",");
Serial.print("A"); Serial.print(",");
Serial.print("B"); Serial.print(",");
Serial.print("C"); Serial.print(",");
Serial.print("D"); Serial.print(",");
Serial.print("W"); Serial.print(",");
Serial.print("O"); Serial.print(",");
Serial.print("P"); Serial.print(",");
Serial.print("Q"); Serial.print(",");
Serial.print("Ulnar/Radial"); Serial.print(",");
Serial.print("Palmar/Dorsal"); Serial.println();
}
/*Programmschleife*/
void loop() {
  /*Array Plätze zuweisen*/
  SensorWerte[0] = analogRead(KraftA);
  SensorWerte[1] = analogRead(KraftB);
  SensorWerte[2] = analogRead(KraftC);
  SensorWerte[3] = analogRead(KraftD);
  SensorWerte[4] = analogRead(KraftW);
  SensorWerte[5] = analogRead(KraftO);
  SensorWerte[6] = analogRead(KraftP);
  SensorWerte[7] = analogRead(KraftQ);
  SensorWerte[8] = analogRead(WinkelUR);
  SensorWerte[9] = analogRead(WinkelPD);

```

Abbildung A 19 Beispiel des Quellcodes

Literatur

- Aldiena, Y., D. Welcome, S. Rakheja, R. Dongb, und P.-E. Boileauc. „Contact pressure distribution at hand–handle interface: role of hand forces and handle size.“ *International Journal of Industrial Ergonomics*. Elsevier, 2005. 267–286.
- Andrew, F. „Introducing BodiTrak smart fabric sensors, the next generation of pressure mapping.“ 2016. <http://www.pressuremapping.com> (Zugriff am 01. März 2016).
- Balzulat, Jochen. *Ein holistischer Versuchsansatz zum Sitzverhalten*. Dissertation, München: Herbert Utz, 2000.
- Bauer, D. „SensoGlove.“ Senso Solutions GmbH. 2010. <http://www.sensoglove.com> (Zugriff am 1. März 2016).
- Bleyer, T., U. Hold, U Rademacher, und IA Winde. *Belastungen des Hand-Arm-Systems als Grundlage einer ergonomischen Produktbewertung – Fallbeispiel Schaufeln*. Dortmund/Berlin/Dresden: Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, 2008.
- Bödeker, Wolfgang. *Wettbewerbsvorteil Gesundheit: Kosten arbeitsbedingter Erkrankungen*. Essen: BKK, 2008.
- Borg, A.V. Gunnar. „Psychophysical bases of perceived exertion.“ *Medicine and Science in sports and exercise*. Stockholm, 1982. 777-780.
- Brennum, J, M Kjeldsen, K Jensen, Jensen, und T.S. „Measurements of human pressure-pain thresholds on fingers and toes.“ Kopenhagen: Elsevier, 1989. 211-217.
- Brinckmann, Paul, Wolfgang Frobin, Gunnar Leivseth, und Burkhard Drerup. *Orthopädische Biomechanik*. Münster: Wissenschaftliche Schriften der WWU Münster, 2012.
- Bullinger, H.-J., P. Kern, und J.J. Solf. *Reibung zwischen Hand und Griff - Der Einfluß von Material und Oberfläche auf das Reibverhalten zwischen Han und*

- Arbeitsmittelhandseite*. Dortmund: Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Unfallforschung, 1984.
- Bullinger, Hans-Jörg, und J.J. Solf. *Ergonomische Arbeitsmittelgestaltung - 2. Handgeführte Werkzeuge: Fallstudien*. Frankfurt: Bundesanstalt für Arbeitssicherheit und Unfallforschung, 1979.
- Bystrom, S, C Hall, T Welandar, und A. Kilbom. „Clinical disorders and pressure-pain threshold of the forearm and hand among automobile assembly line workers.“ *Hand Surgery*. Uppsala: SAGE, 1995. 782-790.
- Cochran, David, J., Y Chen, und Xuedong Ding. „Perceived and Actual Grasp Forces on Cylindrical Handles.“ *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*. Nebraska: SAGE, 2007. 292-299.
- Corlett, E. N., und R. P. Bishop. „A technique for measuring postural discomfort.“ *Ergonomics*. Birmingham: Taylor & Francis, 1976. 175-182.
- Davidoff, Neil A., und Andris Freivalds. „A graphic model of the human hand using CATIA.“ *International Journal of Industrial Ergonomics* 12. Department of Industrial and Management Systems Engineering, Pennsylvania State University, University Park, PA 16802, USA: Elsevier, 1993. 255-264.
- Dong, R, D. Welcomme, und Z Wu. „Estimation of Biodynamic Forces Distributed on the Fingers and the Palm Exposed to Vibration.“ *Industrial Health*. Willowdale: Letterpress, 2005. 485-494.
- Ellegast, Rolf. „Verfahren zur Bewertung von manuellen Lastenhandhabungen.“ St. Augustin: BGIA, 2005. 21-29.
- Endo, F., S. Kanai, und T. Kishinami. „Virtual Grasping Assessment Using 3D Digital Hand Model.“ *Annual Applied Ergonomics Conference: Celebrating the Past-Shaping the Future*. Hokkaido: IISE, 2007.
- Fellows, G.L., und A. Freivalds. „Ergonomics evaluation of a foam rubber grip for tool handles.“ *Applied Ergonomics*. Pennsylvania: Elsevier, 1991. 225-230.
- Fritzsche, Florian. *Kraft- und haltungsabhängiger Diskomfort unter Bewegung*. Dissertation, München: Lehrstuhl für Ergonomie der Technischen Universität München, 2010.

- Gurram, R, G.J. Gouw, und S Rakheja. „Grip Pressure Distribution Under Static and Dynamic Loading.“ *Experimental Mechanics*. Las Vegas: Springer, 1993. 169-173.
- Gurram, R, S Rakheja, und G. J. Gouw. „A study of hand grip pressure distribution and EMG of finger flexor muscles under dynamic loads.“ *Ergonomics*. Concordia University, 1455 de Maisonneuve West, Montreal, Quebec, Canada: Taylor & Francis, 1995. 684-699.
- Gust, P., und A Ünlü. „Comfort Optimization Method for Work Equipment Based on a Digital Hand Model.“ *Advances in Ergonomics In Design, Usability & Special Populations: Part II*. Kraków: AHFE, 2014. 263-270.
- Gust, P., und A. Ünlü. „Developing a comfort evaluation method for work equipment handles.“ *13th International Design Conference*. Dubrovnik: The Design Society, 2014. 2043-2050.
- Gust, P., und A. Ünlü. „Digital hand model for grip comfort evaluation.“ In *Ergonomics and Usability in Design*, von M. Soares, 181-192. Taylor & Francis, 2016.
- Gust, P., und A. Ünlü. „The use of RecurDyn in the simulation of a man-machine interactions.“ *Dynamic grip comfort optimization with RecurDyn V8*. München: RecurDyn Technologie Tage, November 2014.
- Hall, C. F., und A. E Kilbom. „Sensitivity of the hand to surface pressure.“ *Applied Ergonomics*. Solna: Elsevier, 1993. 181-189.
- Han, J, S. Nishiyama, Koetsu Yamazaki, und Ryouiti Itoh. „Ergonomic design of beverage can lift tabs based on numerical evaluations of fingertip discomfort.“ *Applied Ergonomics*. Suganuma: Elsevier, 2008. 150-157.
- Harih, G., und D. Dolsak. „Tool-handle design based on a digital human hand model.“ *Ergonomics*. Maribor: Elsevier, 2013. 288-295.
- Hartung, J. *Objektivierung des statischen Sitzkomforts auf Fahrzeugsitzen durch die Kontaktkräfte zwischen Mensch und Sitz*. Dissertation, München: Lehrstuhl für Ergonomie der Technischen Universität München, 2006.
- Hedge, Alan. „Cornell University Ergonomics Web.“ 2014. <http://ergo.human.cornell.edu/> (Zugriff am 03. 03 2016).

- Heumer, Guido. *Simulation, Erfassung und Analyse direkter Objektmanipulationen in Virtuellen Umgebungen*. Dissertation, Freiberg: Technischen Universität Bergakademie Freiberg, 2010.
- Hoehne-Hücksädt, Ulrike. „Verfahren zur Bewertung repetitiver Tätigkeiten.“ *Fachgespräch Ergonomie*. St. Augustin: BGIA, 2005. 38-87.
- Interlink. „FSR-Sensoren - Daten, Eigenschaften und Hinweise zur Handhabung.“ *Interlink Electronics Sensor Technologies*. 2009. <http://www.produktinfo.conrad.com/> (Zugriff am 29. Juni 2016).
- Jagvir, S., und A. K. Abid. „Effects of position of the handles and feed force on discomfort score and grip strength during hand drilling.“ *International Journal of Human Factors and Ergonomics*. Aligarh-India: Inderscience Publishers, 2012. 148-166.
- Jochems, N. *Altersdifferenzierte Arbeitsplatzgestaltung auf Basis digitaler Menschmodelle-Integration altersassoziierter physiologischer Leistungsparameter in das AnyBody Menschmodell*. Abschlussbericht, Aachen: Becker Stiftung, 2010.
- Jürgens, H. W. *Erhebung anthropometrischer Maße zur Aktualisierung der nach DIN 33402 - Teil 2*. Schriftreihe der BAuA, Dortmund/Berlin/ Dresden: Wirtschaftsverl. NW, 2004.
- Kamat, S.R., A. Yoxall, C. Craig, M.J. Carré, und J. Rowson. „Understanding Grip Choice and Comfort Whilst Hovering.“ *International Journal of Mechanical, Aerospace, Industrial, Mechatronic and Manufacturing Engineering*. WASET, 2010. 525-530.
- Kamusella, C. Schmauder, M. „Ergotyping im rechnerunterstützten Entwicklungs- und Gestaltungsprozess.“ Dresden: ZFA, 2009. 212-222.
- Kayser, A., und Jarewski J. *Entwicklung von Erstazmodellen zur Beschreibung der dynamischen Eigenschaften von menschlichen Körpersegmenten der unteren Extremitäten und von FE-Modellen zur Analyse des dynamischen Kontaktverhaltens von Gelenken*. Forschungsbericht zum DFG-Forschungsprojekt Homunculus, Wuppertal: GH Wuppertal, 1996.
- Keppler, Valentin. *Biomechanische Modellbildung zur Simulation zweier Mensch-Maschinen-Schnittstellen*. Dissertation, Tübingen: Eberhard-Karls-Universität Tübingen, 2003.

- Kessler, GD, LF Hodges, und N Walker. „Evaluation of the CyberGlove as a whole hand input device.“ *Journal ACM Transactions on Computer-Human Interaction* . New York: ACM, 1995. 263-283.
- Kong, Y. ., und A. Freivalds. „Evaluation of Hook Handles in a Pulling Task.“ *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*. Pennsylvania: Taylor & Francis, 2005. 303-313.
- Kong, Y. K., und B. D. Lowe. „Optimal cylindrical handle diameter for grip force tasks.“ *International Journal of Industrial Ergonomics*. Cincinnati: Elsevier, 2005. 495-507.
- Kuijt-Eversa, L.F.M. „Association between objective and subjective measurements of comfort and discomfort in hand tools.“ *Applied Ergonomics*. Amsterdam: Elsevier, 2007. 643-654.
- Landau, Marc. *Schraubendrehergriffe für weibliche Nutzer Untersuchung der Griffgestaltung von Schraubendrehern mit Ableitung einer Empfehlung eines für weibliche Nutzer geeigneten Griffes*. Studienarbeiten, München: Lehrstuhl für Industrial Design, TU München, 2010.
- Lange, W., und A. Windel. *Kleine Ergonomische Datensammlung*. Köln: Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, 2009.
- Lemerle, P., A. Klinger, Cristalli A., und M. Geuder. „Application of pressure mapping techniques to measure push and gripping forces with precision.“ *Ergonomics*. Taylor & Francis, 2008. 168-191.
- Liebers, F., und G. Caffier. *Berufsspezifische Arbeitsunfähigkeit durch Muskel-Skelett-Erkrankungen in Deutschland*. Bericht, Dortmund/Berlin/Dresden: BAUA, 2009.
- Lindqvist, Bo, und Lars Skogsberg. *Ergonomie bei Handwerkzeugen*. München: Atlas Copco, 2008.
- Lowe, B.D., Y. Kong, und J Hanc. *Development and application of a hand force measurement system*. Atlanta: Proceedings of the XVith Triennial Congress of the International Ergonomics Association, 2006.
- Mathiowetz, V, N Kashman, G Volland, K Weber, M Dowe, und S Rogers. *Grip and pinch strength: normative data for adults*. Milwaukee: Arch Phys Med Rehabi, 1985, 69-74.

- McAtamney, Lynn, und Nigel Corlett. „RULA-A survey method for investigation of work upper limb disorders.“ *Applied Ergonomics*. Nottingham: Elsevier, 1993. 91-99.
- Mergl, Christian. *Entwicklung eines Verfahrens zur Optimierung des Sitzkomforts auf Automobilsitzen*. Dissertation, München: Lehrstuhl für Ergonomie, 2006.
- Merten, von Katja. *Verringerung des Risikos von thoraxverletzungen beim PKW-Sitenaufprall - FEM Simulationen mit dem Mensch-Modell HUMOS*. Dissertation, München: Ludwig-Maximilians-Universität München, 2008.
- Moore, J.S., und A. Garg. „The Strain Index: A proposed method to analyze jobs for risk of distal upper extremity disorders.“ *Journal of the American Industrial Hygiene Association*. Taylor & Francis, 1995. 443-458.
- Müller, B. H. *Ergonomie, Bestandteil der Sicherheitswissenschaft*. Berlin, Wien, Zürich: Hanser, 1997.
- Murray, LD, N Magazinovic, und MC Stacey. „Clinical Practice Guidelines for the Prediction and Prevention of Pressure Ulcers.“ *The Australian Journal of Wound Management*. Cambridge Publishing, 2001. 88-92, 94-97.
- Muschert, Kathrin. *Demografischer Wandel und Alterung der Mitarbeiterstruktur im Unternehmen. Die Bedeutung des Betrieblichen Eingliederungsmanagements*. München: GRIN, 2011.
- Nef, Tobias, und Rober Riener. „Three-Dimensional Multi-Degree-of-Freedom Arm Therapy Robot (ARMin).“ *Neurorehabilitation Technology*. Springer, 2012. 141-157.
- Nikonovas, A, A J Harrison, und S Hoult. „The application of force-sensing resistor sensors formeasuring forces developed by the human hand.“ *Journal of Engineering in Medicine*. Bristol: SAGE, 2004. 121-126.
- Nowak, Dennis A. *Handfunktionsstörungen in der Neurologie: Klinik und Rehabilitation*. Berlin: Springer, 2011.
- Paredes-Madrid, L., und P. Gonzalez de Santos. „Dataglove-based interface for impedance control of manipulators in cooperative human–robot environments.“ *Measurement Science and Technology*. Madrid: IOP, 2012. 1-13.

- Prochel, Anton. *Erstellung eines komplexen Muskel-Skelett-Modells zur Berechnung der Druckbelastung in Gelenken bei vorärtsdynamisch simulierten Bewegungsformen*. Dissertation, Wien: Eberhard-Karls-Universität Tübingen, 2009.
- Quam, DL, GB Williams, JR Agnew, und PC Browne. „An experimental determination of human hand accuracy with a DataGlove.“ *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*. Dayton: SAGE, 1989. 315-319.
- Rasmussen, J., M.I Damsgaard, E. Surma, S. T. Christensen, M. de Zee, und V. Vondrak. „Anybody-a software system for ergonomic optimization.“ *Fifth World Congress on Structural and Multidisciplinary Optimization*. Aalborg: Citeseer, 2003. 1-6.
- Riedel, Stephan. *Die Grundlagen der ergonomischen Griffgestaltung am Beispiel einer Heckenschere*. ergonomia, Stuttgart: ZFA, 2003.
- Robin, S. „HUMOS: Human model for safety – a joint effort towards the development of refined human-like car occupant models.“ *17th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles*. France: NHTSA, 2001. 297.
- Rocha, D. N., N. M. R. Jorge, und M. R. Pinotti. „Development of 3D biomechanical model of the human hand using FEM.“ *COBEM*. Gramado: ABCM, 2009. 1-5.
- Rodday, V., B. Geißler, H. J. Ottersbach, M. Huelke, S. Letzel, und A. Muttray. „Druckschmerzschwellen bei Druckreizen.“ *Mensch, Technik, Organisation - Vernetzung*. Mainz: GfA, 2011. 879-882.
- Rogers, M.S., A. B. Barr, B. Kasemsontitum, und D. M. Rempel. „A three-dimensional anthropometric solid model of the hand based on landmark measurements.“ *Ergonomics*. Berkeley: Taylor & Francis, 2008. 511-526.
- Rohmert, W. „Formen menschlicher Arbeit.“ In *Praktische Arbeitsphysiologie*, von W. Rohmert, & J. Rutenfranz, 5-29. Stuttgart: Georg Thieme, 1983.
- Sancho-Bru, J. L., M. C. Mora, B. E. León, A. Pérez-González, J. L. Iserte, und A. Morales. „Grasp modelling with a biomechanical model of the hand.“ *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. Castello' de la Plana: Taylor & Francis, 2014. 297-310.
- Schlick, Christopher, Ralph Bruder, und Holger Luczak. *Arbeitswissenschaft*. Berlin Heidelberg: Springer, 2007.

- Schmidt, R.F. *Grundriss der Sinnesphysiologie*. 3. Auflage: Springer, 1977.
- Schnabel, Patrick. *Elektronik-Fibel*. Books On Demand, 2007.
- Shen W., Parsons K. C. „Validity and reliability of rating scales for seated pressure discomfort.“ *International Journal of Ergonomics*. Loughborough: Elsevier, 1997. 441-461.
- Shi, Hongjian. *Finite Elemente Modeling of soft tissue deformation*. Louisville, Kentucky: University of British Columbia, Canada, 2007.
- Singh, J, und A Khan. „Effect of feed force and duration on discomfort level using a hand drill machine.“ *Noise & Vibration Worldwide*. Aligarh: SAGE, 2010. 30-37.
- Slane, Josh, Mark Timmerman, und Heidi-Lynn Ploeg. „The influence of glove and hand position on pressure over the ulnar nerve during cycling.“ *Clinical Biomechanics* . Madison: Elsevier, 2011. 642-648.
- Steffens, Kurt. *Guyon-Syndrom Ursachen*. 2014. <http://www.operation-pro.de/> (Zugriff am 24. Februar 14).
- Steinberg. *Manuelle Arbeit ohne Schaden*. Bönen/Westfalen: BAuA, 2008.
- Steinberg, U., S. Behrendt, G. Caffier, K. Schultz, und M. Jakob. *Leitmerkmalmethode Manuelle Arbeitsprozesse*. Dortmund/Berlin/Dresden: BAuA, 2007.
- Stelzmann, Ulrich, Clemens Groth, und Günter Müller. *FEM für Praktiker, Band 2: Strukturodynamik: Basiswissen und Arbeitsbeispiele zu FEM-Anwendungen der Strukturodynamik - Lösungen mit dem Programm ANSYS*. Renningen: Expert, 2008.
- Stevens, J. C., und J. D. Mack. „Scales of apparent force.“ *Journal of Experimental Psychology*. APA, 1959. 405-413.
- Strasser, H., und H.J. Bullinger. „Handgeführte Werkzeuge und handbetätigte Stellteile.“ In *Handbuch der Arbeitsmedizin*, 1-24. Ecomed Medizin, 2007.
- Tofaute, Kim. *Entwicklung eines Konzeptes der Sportergonomie am Beispiel eines Radfahrens*. Dissertation, Köln: Sporthochschule Köln, 2009.
- Wakula, Jurij, Knut Berg, Karlheinz Schaub, und Ralph Bruder. *Der montagespezifische Kraftatlas*. Darmstadt: Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (DGUV), 2009.

- Williams, NW, JMT Penrose, CM Caddy, E Barnes, DR Hose, und P Harley. „A goniometric glove for clinical hand assessment – construction, calibration and validation.“ *Journal of Hand Surgery*. Sheffield: SAGE, 2000. 200-207.
- Wu, John Z., Ren G. Dong, Christopher M. Warren, Daniel E. Welcome, und Thomas W. McDowell. „Analysis of the effects of surface stiffness on the contact interaction between a finger and a cylindrical handle using a three-dimensional hybrid model.“ *Medical engineering & physics*. Morgantown: Elsevier, 2014. 831-841.
- Wyss, Christian. „AnyBody und ANSYS in der Fußchirurgie.“ *Infoplaner*, Februar 2010, Medical Ausg.: 22-23.
- Xie, Yulai, Satoshi Kanai, und Hiroaki Date. *Simulation of contact deformation property of Digital Hand skin and its experimental verifications*. Sapporo: Trans Tech Publications, 2012.
- Yamada, H. *Strength of biological materials*. Baltimore Maryland: Williams and Wilkins, 1973.
- Zadeh, Hamed Salman, und Rasouli Mohammed. „The Influence of Effective Factors on Mechanical Stress on Fingertips during Snap-fit Assembly.“ *Iranian Rehabilitation*. Tehran: IRJ, 2015. 39-48.
- Zenk, Raphael. *Objektivierung des Sitzkomforts und seine automatische Anpassung*. Münschen: Herbert Utz Verlag, 2008.
- Zhang, L, M. G. Helander, und C. G. Drury. „Identifying Factors of Comfort and Discomfort in Sitting.“ *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*. Warren: SAGE, 1996. 377-389.

Abschluss- und Studienarbeiten

- Huan Xin, Bachelor-Thesis, Entwicklung eines Griffkomfortmesssystems zur Bestimmung der Druckverteilung in Abhängigkeit der Geometrieänderung von Werkzeuggriffen, Februar 2013
- Tobias Bulert, Bachelor-Thesis, Digitales Handmodell zur Simulation der Druckverteilung auf der Handfläche, Mai 2016
- Max Hoppe, Entwicklung eines Sensorhandschuhs zur Bewertung der Produkt- und Prozessergonomie von handgeführten Arbeitsmitteln in Bezug auf den Belastungsindex, Juni 2016
- Thorsten Zahn, Robustheitsoptimierung eines Druckknopfes, Studie, Robust Design – Lehrstuhl Konstruktion – Master Maschinenbau, Oktober 2014
- Preeti Dhandam, Tool Handle Convenience Test Using CatiaV5, Study, Masters in Computational Mechanical Engineering, Januar 2014

Lebenslauf

Persönliche Informationen

- M. Sc. Aydin Ünlü
- 21. Juni 1986 in Viersen, Deutschland

Beruf

- 03/2012 - 10/2016 wissenschaftlicher Mitarbeiter - an der Bergischen Universität Wuppertal Fakultät für Maschinenbau und Sicherheitstechnik, Lehrstuhl Konstruktion

Studium

- 09/2009 - 11/2011 Master of Science an der Hochschule Niederrhein Krefeld Fachbereich Produktentwicklung im Maschinenbau
- 09/2006 - 09/2009 Bachelor of Engineering an der Hochschule Niederrhein Krefeld Fachbereich Konstruktion und Entwicklung im Maschinenbau
- 08/2004 - 08/2006 Fachhochschulreife an der Fachoberschule für Technik, Mönchengladbach, Schwerpunkt: Metalltechnik

Buchkapitel

- Ünlü, A.; Gust, P., Kluth, K.: „Ergonomic Procedure for Objective Hand Strain Analysis“ in Ergonomic Design and Assessment of Products and Systems, Nova, 2017
- Gust, P., Ünlü, A., Hoppe, M.: “Developing of a system for measuring and evaluating the hand stress in relation to the strain index” in Ergonomics and Usability in Design, Springer, 2016
- Gust, P., Ünlü, A.: “Digital hand model for grip comfort evaluation” in Ergonomics and Usability in Design, Taylor & Francis, 2016

Zeitschrift

- Gust, P.; Ünlü, A.; Mersch, F.; Feller, N.; „Wir packen es an“– Von der Konstruktion zur Innovation, BUW-Output, August 2016
- Ünlü, A., Riedel, S.: “Ergonomische Entwicklung mit Hilfe virtueller Systeme ist die Zukunft“, Editorial: Ergonomie Markt. Ausgabe 1, März 2014

Konferenzbeitrag

- Gust, P., Ünlü, A.: “Developing of a system for measuring and evaluating the hand stress in relation to the strain index“, AHFE, Florida, 2016
- Gust, P., Ünlü, A.: “The use of RecurDyn in the simulation of a man-machine interactions - Dynamic grip comfort optimization with RecurDyn V8“, RecurDyn Technologie Tage, München, 2014
- Gust, P., Ünlü, A.: “Comfort Optimization Method for Work Equipment Based on a Digital Hand Model“, AHFE-Conference, Kraków, 2014
- Gust, P., Ünlü, A.: „Developing a comfort evaluation method for work equipment handles“, Design-Conference, Cavtat, Mai 2014

Sonstiger Beitrag

- Ünlü, A., Hoppe, M., Gust, P.: Belastungsanalyse, Verfahren zur objektiven Analyse der Handbelastung, ECN-Konferenz, 2016
- Ünlü, A., Gust, P.: Adaptiver Handschuh zum kraftunterstützten Greifen bei Arbeitsprozessen, ECN-Konferenz, 2015
- Ünlü, A.; Gust, P., Kluth, K.: Griffkomfortoptimierung auf Basis eines digitalen Handmodells, 18. Nachwuchssymposium Arbeitsmedizin und Arbeitswissenschaft vom 07. bis 09. November 2014 in Magdeburg
- Ünlü, A., Gust, P.: Griffkomfortoptimierung, ECN-Konferenz, 2014
- Ünlü, A., Gust, P.: Verfahren zur Optimierung des Griffkomforts von Handwerkzeugen, ECN-Konferenz, 2013

Online-Shops



**Fachliteratur und mehr -
jetzt bequem online recher-
chieren & bestellen unter:
www.vdi-nachrichten.com/
Der-Shop-im-Ueberblick**



**Täglich aktualisiert:
Neuerscheinungen
VDI-Schriftenreihen**



Im Buchshop von vdi-nachrichten.com finden Ingenieure und Techniker ein speziell auf sie zugeschnittenes, umfassendes Literaturangebot.

Mit der komfortablen Schnellsuche werden Sie in den VDI-Schriftenreihen und im Verzeichnis lieferbarer Bücher unter 1.000.000 Titeln garantiert fündig.

Im Buchshop stehen für Sie bereit:

VDI-Berichte und die Reihe **Kunststofftechnik**:

Berichte nationaler und internationaler technischer Fachtagungen der VDI-Fachgliederungen

Fortschritt-Berichte VDI:

Dissertationen, Habilitationen und Forschungsberichte aus sämtlichen ingenieurwissenschaftlichen Fachrichtungen

Newsletter „Neuerscheinungen“:

Kostenfreie Infos zu aktuellen Titeln der VDI-Schriftenreihen bequem per E-Mail

Autoren-Service:

Umfassende Betreuung bei der Veröffentlichung Ihrer Arbeit in der Reihe Fortschritt-Berichte VDI

Buch- und Medien-Service:

Beschaffung aller am Markt verfügbaren Zeitschriften, Zeitungen, Fortsetzungsreihen, Handbücher, Technische Regelwerke, elektronische Medien und vieles mehr – einzeln oder im Abo und mit weltweitem Lieferservice

Die Reihen der Fortschritt-Berichte VDI:

- 1 Konstruktionstechnik/Maschinenelemente
 - 2 Fertigungstechnik
 - 3 Verfahrenstechnik
 - 4 Bauingenieurwesen
- 5 Grund- und Werkstoffe/Kunststoffe
 - 6 Energietechnik
 - 7 Strömungstechnik
- 8 Mess-, Steuerungs- und Regelungstechnik
 - 9 Elektronik/Mikro- und Nanotechnik
 - 10 Informatik/Kommunikation
 - 11 Schwingungstechnik
- 12 Verkehrstechnik/Fahrzeugtechnik
 - 13 Fördertechnik/Logistik
- 14 Landtechnik/Lebensmitteltechnik
 - 15 Umwelttechnik
 - 16 Technik und Wirtschaft
- 17 Biotechnik/Medizintechnik
- 18 Mechanik/Bruchmechanik
- 19 Wärmetechnik/Kältetechnik
- 20 Rechnerunterstützte Verfahren (CAD, CAM, CAE CAQ, CIM ...)
 - 21 Elektrotechnik
 - 22 Mensch-Maschine-Systeme
- 23 Technische Gebäudeausrüstung

ISBN 978-3-18-303722-3