

Reihe 1

Konstruktions-
technik/
Maschinen-
elemente

Nr. 445

Dipl.-Ing. Jörg Miehling,
Nürnberg

Berücksichtigung biomechanischer Zusammenhänge in der nutzergruppen- spezifischen virtuellen Produktentwicklung

Lehrstuhl für

Konstruktionstechnik

Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg
Prof. Dr.-Ing. Sandro Wartzack



Berücksichtigung biomechanischer Zusammenhänge in der nutzergruppenspezifischen virtuellen Produktentwicklung

Der Technischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg
zur
Erlangung des Doktorgrades Dr.-Ing.

vorgelegt von
Jörg Miehling
aus Weissenburg i. Bay.

Als Dissertation genehmigt
von der Technischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg

Tag der mündlichen Prüfung: 5. Juli 2018

Vorsitzender des Promotionsorgans: Prof. Dr.-Ing. R. Lerch

Gutachter: Prof. Dr.-Ing. S. Wartack

Prof. Dr.-Ing. B. Bender

Fortschritt-Berichte VDI

Reihe 1

Konstruktionstechnik/
Maschinenelemente

Dipl.-Ing. Jörg Miehling,
Nürnberg

Nr. 445

Berücksichtigung
biomechanischer
Zusammenhänge in
der nutzergruppen-
spezifischen virtuellen
Produktentwicklung

Lehrstuhl für

Konstruktionstechnik

Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg
Prof. Dr-Ing. Sandro Wartzack



Miehling, Jörg

Berücksichtigung biomechanischer Zusammenhänge in der nutzergruppenspezifischen virtuellen Produktentwicklung

Fortschr.-Ber. VDI Reihe 1 Nr. 445 . Düsseldorf: VDI Verlag 2018.

186 Seiten, 74 Bilder, 6 Tabellen.

ISBN 978-3-18344501-1 ISSN 0178-949X,

€ 67,00/VDI-Mitgliederpreis € 60,30.

Für die Dokumentation: Nutzerzentrierte Produktentwicklung – Virtuelle Produktentwicklung – Ergonomische Produktgestaltung – Biomechanik – Simulation – Muskuloskelettale Menschmodelle – Virtuelle Nutzergruppe – Physische Nutzer-Produkt-Interaktion – Optimierung

Die vorliegende Arbeit wendet sich an Ingenieure und Wissenschaftler aus dem Bereich der nutzerzentrierten Produktentwicklung und ergonomischen Produktgestaltung. Sie stellt eine Vorgehensweise zur nutzergruppenspezifischen Simulation und Optimierung von Nutzer-Produkt-Konfigurationen vor. Im Fokus stehen dabei physische Nutzer-Produkt-Interaktionen. Ausgangspunkt stellt die Modellierung der virtuellen Nutzergruppe bzw. Nutzerpopulation in Form muskuloskelettaler Menschmodelle unter Berücksichtigung unterschiedlicher Modellierungsdomänen sowie eine parametrische Produktmodellierung dar. Darauf aufbauend werden Methoden zur automatisierten Konfiguration, Vorhersage und Simulation von Nutzer-Produkt-Interaktionen bereitgestellt. Basierend auf den Ergebnissen der biomechanischen Simulationen werden Metamodelle erzeugt, die eine Optimierung der Designparameter für vorgegebene demographische Nutzerparameter ermöglichen. Die resultierenden Produktparameterverteilungen für die herangezogene Nutzergruppe/-population dienen schließlich als Handlungsvorschlag für die weiteren Schritte der Produktentwicklung.

Bibliographische Information der Deutschen Bibliothek

Die Deutsche Bibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliographie; detaillierte bibliographische Daten sind im Internet unter www.dnb.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 www.dnb.de.

Vorwort

„Der menschliche Körper ist das beste Bild der menschlichen Seele.“

LUDWIG WITTGENSTEIN

Die vorliegende Arbeit entstand während meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Lehrstuhl für Konstruktionstechnik der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg. Das Gelingen dieser Arbeit wurde erst durch die Unterstützung zahlreicher Personen ermöglicht, bei denen ich mich an dieser Stelle herzlich bedanke.

Besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr.-Ing. Sandro Wartzack, meinem Doktorvater und Leiter des Lehrstuhls, für das entgegengebrachte Vertrauen und die gewährte wissenschaftliche Freiheit. Großer Dank gilt zudem Frau Prof. Dr.-Ing. Beate Bender für das Interesse an meiner Arbeit sowie die Übernahme des Koreferats. Ebenso danke ich Herrn Prof. Dr. Frieder R. Lang, dass er sich als fachfremder Prüfer zur Verfügung stellte und Herrn Prof. Dr.-Ing. Dietmar Drummer für die Übernahme des Prüfungsvorsitzes.

Bei meinen aktiven und ehemaligen Kolleginnen und Kollegen bedanke ich mich für die stets angenehme und freundschaftliche Atmosphäre während der gemeinsamen Zeit am Lehrstuhl. Mein besonderer Dank gilt vor allem auch der Fachgruppe Nutzerzentrierte Produktentwicklung und all denen die täglich mit mir auf fachlicher aber auch organisatorischer Ebene zusammengearbeitet haben, obgleich in konstruktiven Gesprächen im Büro oder in den Kaffeepausen.

Weiterhin möchte ich allen inner- und außeruniversitären Partnern meinen Dank für die stets positive Kooperation, die Anerkennung und die damit verbundene Befähigung der Betrachtung und Reflexion meiner eigenen Forschungsaktivitäten aus verschiedenen Blickwinkeln ausdrücken.

Meiner Familie und meinen Freunden sei auf diesem Wege herzlich für die Begleitung und den Rückhalt während der Anfertigung dieser Arbeit gedankt. Ganz besonders möchte ich mich an dieser Stelle bei meiner Frau Nadja für das entgegengebrachte Verständnis und die nachhaltige Unterstützung bedanken. Ebenso danke ich meinen Eltern für die stete Förderung meiner schulischen und akademischen Ausbildung, wodurch diese Arbeit erst entstehen konnte.

Erlangen, im Juli 2018

Jörg Miehl

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Motivation	1
1.2	Zielsetzung und Forschungsbedarf	3
1.3	Aufbau der Arbeit	4
2	Stand der Technik und Wissenschaft	7
2.1	Grundlagen der Produktentwicklung	8
2.1.1	Methodische und Integrierte Produktentwicklung	8
2.1.2	Virtuelle Produktentwicklung (VPE)	11
2.1.3	Nutzerzentrierte Produktentwicklung	13
2.1.3.1	Nutzer-Produkt-Beziehung	13
2.1.3.2	Nutzerorientierter Gestaltungsprozess	15
2.1.3.3	Universal Design und Mass Customization	21
2.1.3.4	Subjektive Faktoren in der Produktentwicklung	22
2.2	Ergonomie/Human Factors Engineering	23
2.2.1	Ziele nutzerorientierter Gestaltung	23
2.2.2	Erweitertes Belastungs-Beanspruchungs-Konzept	26
2.2.3	Klassische Herangehensweisen	27
2.2.4	Virtuelle Methoden und Werkzeuge	29
2.3	Biomechanik und muskuloskelettale Modellierung	31
2.3.1	Anwendungsgebiete	32
2.3.2	Bewegungsapparat	33
2.3.3	Muskuloskelettale Mehrkörperdynamik	35
2.3.4	Muskelphysiologie und Muskelmodellierung	36
2.4	Muskuloskelettale Simulation	40
2.4.1	Modellanpassung	40
2.4.2	Berechnungsmethoden	41
2.4.3	Konventionelle Vorgehensweise	44
2.4.4	Bewegungssynthese	45
2.4.4.1	Bewegungsbibliotheken	45
2.4.4.2	Kinematische Bewegungserzeugung	46
2.4.4.3	Dynamische Bewegungssynthese	48
2.5	Ausgewählte Ansätze zum Design for Human Variability	48
2.6	Ableitung des Handlungsbedarfs	49

3	Vorgehensweise zur nutzergruppenspezifischen VPE	52
3.1	Vorgehensweise im Überblick	52
3.2	Erzeugung virtueller muskuloskelettaler Nutzergruppen	54
3.2.1	Entwicklung generischer muskuloskelettaler Ganzkörpermodelle.....	55
3.2.1.1	Assemblierung vorhandener Teilmodelle	55
3.2.1.2	Anthropometrische Skalierung	56
3.2.1.3	Überprüfung der resultierenden generischen Menschmodelle.....	58
3.2.1.4	Virtuelle Marker zur Identifikation von Interaktionspunkten.....	60
3.2.2	Konzeption biomechanischer Menschmodelle.....	60
3.2.2.1	Vorgehen im Überblick.....	60
3.2.2.2	Populationspyramide.....	62
3.2.2.3	Körpergröße	64
3.2.2.4	Body Mass Index	65
3.2.2.5	Stärke	66
3.2.2.6	Beweglichkeit	67
3.2.3	Anthropometrische Anpassung	68
3.2.4	Algorithmus zur Stärkeanpassung	69
3.2.4.1	Problemstellung und Vorgehensweise	69
3.2.4.2	Simulation vordefinierter Körperhaltungen	72
3.2.4.3	Identifikation maximaler Gelenkmomente.....	74
3.2.4.4	Bestimmung der Muskelbeiträge.....	75
3.2.4.5	Berechnung der Skalierungsfaktoren.....	76
3.2.5	Überprüfung demographisch angepasster Modelle	77
3.2.5.1	Verifikation	77
3.2.5.2	Validierung.....	78
3.3	Parametrische Produktmodellierung	79
3.4	Statistische Versuchsplanung	80
3.4.1	Erzeugung statistischer Merkmalskonfigurationen.....	80
3.4.2	Ableitung der Nutzer- und Produktmerkmale	81
3.5	Vorhersage der Nutzer-Produkt-Interaktionen	82
3.5.1	Geometrische Kopplung der Nutzer mit dem Produktmodell	82
3.5.2	Kinematische Bewegungserzeugung	84
3.5.3	Abschätzung externer Reaktionskräfte.....	85
3.6	Muskuloskelettale Simulation	86
3.6.1	Methode zur kinetischen Kopplung von Nutzer- und Produktmodell.....	86
3.6.2	Inverse Dynamik unter statischer Optimierung	88
3.7	Analyse und Interpretation der Simulationsergebnisse.....	88
3.7.1	Metamodellierung.....	89
3.7.2	Optimierung der Produktparameter für die virtuellen Nutzer	90

4	Erzeugung und Überprüfung der muskuloskelettalen Menschmodelle	93
4.1	Virtuelle Nutzergruppe	93
4.1.1	Verifikation der Modellparameter	94
4.1.2	Validierung der Stärkeverteilung	95
4.2	Virtuelles Individuum	99
5	Anwendungsbeispiele	101
5.1	Allgemeine Vorbemerkungen	101
5.2	Simulationsstudie 1: Radfahren	102
5.2.1	Nutzerindividuelle Simulation	102
5.2.1.1	Aufzeichnung der Radfahrbewegung	102
5.2.1.2	Inverse Kinematik	103
5.2.1.3	Abschätzung des Kurbeldrehmoments	104
5.2.1.4	Muskuloskelettale Simulation	106
5.2.2	Parametrisches Fahrradmodell	108
5.2.3	Nutzergruppenspezifische Simulation	110
5.2.3.1	Erzeugung der Nutzer-Produkt-Interaktionen	110
5.2.3.2	Simulation der Nutzer-Produkt-Konfigurationen	114
5.2.3.3	Metamodellierung und Optimierung der Produktparameter	117
5.2.4	Evaluation und Interpretation der Simulationsergebnisse	121
5.3	Simulationsstudie 2: Rudern	122
5.3.1	Nutzerindividuelle Simulation	122
5.3.1.1	Aufzeichnung der Ruderbewegung und der Zugkraft	122
5.3.1.2	Inverse Kinematik	123
5.3.1.3	Muskuloskelettale Simulation	124
5.3.2	Parametrisches Ruderbootmodell	126
5.3.3	Nutzergruppenspezifische Simulation	127
5.3.3.1	Erzeugung der Ruderbewegungen	127
5.3.3.2	Simulation der Nutzer-Produkt-Konfigurationen	130
5.3.3.3	Metamodellierung und Optimierung der Produktparameter	131
5.3.4	Evaluation und Interpretation der Simulationsergebnisse	135
6	Diskussion	139
6.1	Ergebnisse der Forschungsarbeit	139
6.2	Implikationen für die Anwendung und weitere Forschung	142
6.3	Limitationen und Potenziale zur Weiterentwicklung	144
7	Zusammenfassung und Ausblick	148
	Literatur	151

Nomenklatur

Abkürzungen

ADP	Adenosindiphosphat
ATP	Adenosintriphosphat
BAuA	Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin
BMI	Body Mass Index
CAD	Computer Aided Design
CAE	Computer Aided Engineering
CAM	Computer Aided Manufacturing
CFD	Computational Fluid Dynamics
CMC	Computed Muscle Control
CPM	Characteristics-Properties Modeling
CT	Computertomographie
DfHV	Design for Human Variability
DfX	Design for X
DIN	Deutsches Institut für Normung
EAWS	Ergonomic Assessment Worksheet, European Assembly Worksheet
ema	Editor menschlicher Arbeit
EMG	Elektromyographie
EN	Europäische Norm
FEM	Finite-Elemente-Methode
ID	Inverse Dynamik
IEA	International Ergonomics Association
IK	Inverse Kinematik
IPE	Integrierte Produktentwicklung
ISO	International Organization for Standardization
MKS	Mehrkörpersimulation, Mehrkörpersystem
MRT	Magnetresonanztomographie
MTM	Methods-Time-Measurement
Nasa-TLX	Nasa Task Load Index
NVH	Noise, Vibration and Harshness
NVS II	Nationale Verzehrsstudie II
NZP	Nutzerzentrierte Produktentwicklung

OCRA	Occupational Repetitive Actions
OWAS	Ovako Working Posture Analysis System
P5, P50, P95	5., 50., 95. Perzentil
PDD	Property-Driven Development
REBA	Rapid Entire Limb Assessment
RULA	Rapid Upper Limb Assessment
SMA	Strength Mapping Algorithm (Algorithmus zur Stärkeanpassung)
SO	Statische Optimierung
STAI	Subjektives Adaptionsfähigkeitsinventar
VDI	Verein Deutscher Ingenieure
VPE	Virtuelle Produktentwicklung
VR	Virtual Reality
ZNS	Zentralnervensystem

Formelzeichen

α	Fiederungswinkel	°
φ	(Körper-)Winkel	°
$\Phi_{Kurbel}, \Phi_{Ruder}$	Kurbelwinkel, Ruderwinkel	°
a	Alter	Jahre
B	Kinematische Bewegungsausführbarkeit	
BMI	Body Mass Index	kg/m ²
F	Kraft	N
\mathbf{F}_M	Vektor der Muskelkräfte in der SO	N
\mathbf{F}_{Muskel}	Matrix der Muskelkräfte im SMA	N
g	Geschlecht	
h	Körpergröße	m
J	Gesamtbeanspruchung in der SO	
K, K_{Netto}	(Netto-)Kraftbedarf	
l_{Basis}, l_{P50}	Segmentmaße	m
l_{Kurbel}	Kurbellänge	m
l_M	Normierte Muskellänge	
\mathbf{L}_{Muskel}	Matrix der Muskelhebelarme im SMA	m
m	Körpermasse, Körpergewicht	kg
M	Drehmoment	Nm
\mathbf{M}_{Muskel}	Matrix der Muskelmomente im SMA	Nm
\mathbf{M}_{Ziel}	Vektor der Zielgelenkmomente im SMA	Nm

MW	Mittelwert	
n	Stichprobengröße	
n_{Kurbel}	Kurbeldrehzahl, Kadenz	1/s, 1/min
\mathbf{P}_{demo}	Vektor der demographischen Nutzerparameter	
$P_{effektiv}$	Effektive Tretleistung	W
$\mathbf{P}_{Produkt}$	Vektor der Produktparameter	
$\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}}$	Vektoren der generalisierten Koordinaten, Geschwindigkeiten und Beschleunigungen	
\mathbf{R}	Vektor der Muskelhebelarme in der SO	m
Reg	Regressionsmodell	
Sf	Skalierungsfaktor	
SD	Standardabweichung	
SE	Standardfehler	
t	Zeit	s
\mathbf{T}_M	Vektor der Muskelmomente in der ID	Nm
v_M	Normierte Verkürzungsgeschwindigkeit	
w, ω	Gewichtungsfaktoren	
$W_{Produkt}$	Am Produkt verrichtete Arbeit	J
\mathbf{x}	Markerposition in der IK	

Indizes

exp	experimentell
iso	isometrisch
M	Muskel
max	maximal
min	minimal
opt	optimiert
sin	sinusförmig
tan	tangential

Zusammenfassung

Die nutzerzentrierte Entwicklung von Produkten gewinnt immer mehr an Bedeutung. Kundenzufriedenheit und Kaufentscheidungen hängen immer mehr von Aspekten wie der Nutzbarkeit, dem Komfort, dem Nutzungserlebnis, aber auch von der Ästhetik oder dem Markenwert eines Produkts ab. Neben physiologischen Aspekten bedarf es in der Produktentwicklung auch immer mehr der Berücksichtigung psychologisch-emotionaler Aspekte. Ganz im Gegensatz zum Bereich der klassischen Produktentwicklung, findet die nutzerzentrierte Produktentwicklung bisher vorwiegend mittels realer Nutzerstudien statt.

Gelungene nutzerzentrierte Entwicklungsprozesse zeichnen sich allerdings durch die frühe Fokussierung auf den Nutzer und die Nutzungsszenarien, den Einsatz empirischer Messungen sowie hochiterative Vorgehensweisen aus. Dies macht die Entwicklungsprozesse sehr langsam und aufwendig, weshalb diese den Bedürfnissen des heutigen hochkompetitiven Marktumfelds nur sehr schwer gerecht werden. Darunter leidet nicht selten die Nutzerzentrierung. Falls virtuelle Methoden zur Anwendung kommen, so beschränken sich diese zumeist auf die Berücksichtigung der Anthropometrie der Nutzer. Es sind aber gerade biomechanische Aspekte, die beispielsweise Muskel-Skelett-Erkrankungen bedingen.

Als Antwort auf diese Herausforderungen stellt die vorliegende Arbeit eine umfassende, aber dennoch stets anwendbare Vorgehensweise zur Berücksichtigung biomechanischer Aspekte in der nutzergruppenspezifischen virtuellen Produktentwicklung zur Verfügung. Diese ermöglicht durch die Nutzung empirischer Populationsdaten in der virtuellen Welt die Simulation und Auslegung von Nutzer-Produkt-Interaktionen für virtuelle Nutzergruppen.

Der vorgeschlagene Ansatz zur Erzeugung virtueller muskuloskelettaler Nutzergruppen berücksichtigt neben der Heterogenität der Körpermaße beispielsweise auch Stärke- und Beweglichkeitsverteilungen. Das im Rahmen der vorliegenden Arbeit erarbeitete Vorgehen zur Konfiguration und Simulation zufälliger Nutzer-Produkt-Konfigurationen zielt auf die Identifikation möglichst optimaler Produktmerkmalsausprägungen für jeden der virtuellen Nutzer ab. Die resultierenden Parameterverteilungen dienen schließlich als Handlungsvorschlag für die weitere Ausdetaillierung des entsprechenden Produkts.

Mittels zweier Anwendungsbeispiele aus der Sportgeräteindustrie werden der Nutzen und die Anwendbarkeit der vorgestellten Vorgehensweise aufgezeigt.

Abstract

The user-centered development of products is becoming increasingly important. Customer satisfaction and purchasing decisions are increasingly dependent on aspects such as usability, comfort, user experience, but also aesthetics or brand value. In addition to physiological aspects, the consideration of psychological and emotional aspects is also becoming more and more important. Contrary to classical product development, user-centered product development is still predominantly been carried out in the real world by means of user studies.

However, successful user-centered development processes are characterized by the early focus on the user and the usage scenarios, the use of empirical measurements as well as highly iterative approaches. These aspects make such development processes very time-consuming making it difficult to meet the needs of the present highly competitive market environment and thus ultimately endangers user-centering. If virtual paradigms are applied, methods are usually limited to the anthropometry of the users while neglecting biomechanical aspects, although it is the biomechanical aspects leading to musculoskeletal disorders.

In response to these challenges, the present work provides a comprehensive, yet applicable approach to consider biomechanical aspects in the user group-specific virtual product development. This enables the simulation and specification of user-product interactions by the use of empirical population data in the virtual world.

The approach for the generation of virtual musculoskeletal user groups incorporates, besides the heterogeneity of anthropometric body measures, also strength and mobility distributions. The proposed procedure for the configuration and simulation of random user-product configurations aims at the identification of optimal product characteristics for each of the virtual users. Finally, the resulting parameter distributions serve as recommendation for further elaboration of the corresponding product.

Two case studies from the sports equipment industry illustrate benefit and applicability of the presented approach.

1 Einleitung

1.1 Motivation

Die Verschiebung vom Verkäufer- zum Käufermarkt in Verbindung mit wachsender Globalisierung und Wohlstand fordert von Unternehmen eine konsequente Kundenorientierung, um am Markt bestehen zu können [1; 2]. Zusätzlich werden Kaufentscheidungen heutzutage häufig nicht mehr rein auf Basis der Produktfunktionalität getroffen. Vielmehr entscheiden sich Kunden aufgrund von Aspekten wie der Nutzbarkeit, dem Komfort, dem Nutzungserlebnis, aber auch der Ästhetik oder des Markenwertes für oder gegen Produkte und Dienstleistungen. Die Passung zwischen Produkt und Nutzer im jeweiligen Nutzungskontext, die die Kundenzufriedenheit maßgeblich beeinflusst, hängt einerseits von psychologisch-emotionalen, andererseits aber auch von physiologischen Faktoren ab [3; 4]. Der Mensch rückt damit immer mehr ins Zentrum der Produktentwicklung. Der Nutzer, samt seiner Anforderungen und Wünsche, darf für eine erfolgreiche Weiterentwicklung bestehender Produkte und Dienstleistungen, aber auch bei der Entwicklung neuartiger innovativer Technologien nicht vernachlässigt werden. Dieser Wandel birgt zwar einerseits große Herausforderungen, um auf dem Markt bestehen zu können, andererseits können durch konsequente Berücksichtigung der zukünftigen Belange der Kunden und Nutzer ganz neue Potenziale erschlossen werden.

Gelungene nutzerzentrierte Entwicklungsprozesse zeichnen sich durch die frühe Fokussierung auf den Nutzer und die Nutzungsszenarien, den Einsatz empirischer Messungen sowie hochiterative Vorgehensweisen aus [4; 5]. Dies macht solche Entwicklungsprozesse jedoch sehr langsam und aufwendig, weshalb diese den Bedürfnissen des heutigen hochkompetitiven Marktumfelds nur sehr schwer gerecht werden und damit die Nutzerzentrierung schlussendlich oft darunter leidet. Die Entwicklung innovativer und zugleich nutzerzentrierter Technologien erfordert in der Regel die umfangreiche und kontinuierliche Anwendung physischer Prototypen in Verbindung mit Methoden der Nutzereinbindung. Im industriellen Alltag wird der Nutzer heutzutage jedoch aufgrund des steten Kostendrucks, mangelnder Ressourcen, aber auch unzureichender Kenntnis entsprechender Methoden zur Nutzereinbindung oft erst sehr spät im Produktentwicklungsprozess einbezogen oder gar komplett vernachlässigt. Darüber hinaus können sicherheitsrelevante Themen aufgrund unzumutbarer Gefährdungen für die Testpersonen oft nicht mittels realer Nutzertests beurteilt werden. Ein solches Vorgehen wäre ethisch nicht vertretbar.

Selbst zu berücksichtigende Gesetzesvorschriften sind oft nur unzureichend bekannt.

Im Bereich der Ergonomie, auch Arbeitswissenschaften oder Human Factors bezeichnet, wird der Mensch im Zusammenhang mit Arbeitsprozessen bereits seit Jahrzehnten genauer untersucht. Zahlreiche empirische Studien beschäftigen sich mit dem Zeitaufwand, aber auch Verletzungsrisiko manueller, vorwiegend repetitiver Tätigkeiten. Auch wenn die psychischen Erkrankungen immer mehr zunehmen, so sind die meisten Arbeitsunfähigkeitstage in Deutschland auf Erkrankungen des Muskelskelettsystems zurückzuführen [6]. Als wichtige Risikofaktoren für arbeitsbedingte Muskel-Skelett-Erkrankungen haben sich vor allem hohe zu bewegend Lasten, sich häufig wiederholende Tätigkeiten sowie ungünstige Körperhaltungen, aber auch ein hoher Body Mass Index (BMI) und hohe psychosoziale Arbeitsanforderungen herausgestellt [7]. Neben den arbeitsbedingten Ursachen treten auch Über- und Fehlbelastungsschäden als chronische Verletzungen beim Sport auf [8].

Im Bereich der klassischen Produktentwicklung ist bereits seit einigen Jahrzehnten eine zunehmende Virtualisierung der Entwicklungsprozesse gelungen. Dies reicht von der reinen Abbildung der Produktgeometrie in CAD (Computer Aided Design) bis hin zu rechnerunterstützten Struktur-, Mehrkörper-, Strömungs- und auch Prozesssimulationen (Tiefziehen, Gießen usw.). Der virtuelle Produktentwicklungsansatz konzentriert sich auf die rechnerunterstützte Analyse und Absicherung der Konsequenzen von Designentscheidungen, wenn möglich bereits in den frühen Phasen des Produktentstehungsprozesses. Dieser Frontloading-Ansatz [9] ermöglicht einerseits die Senkung von Entwicklungskosten, andererseits die Steigerung der Produktqualität durch den Umstieg von real gefertigten Prototypen (Physical Mock-Up) auf eine virtuelle Repräsentation (Digital Mock-Up) der Produkte und deren Nutzungsprozesse. Die zunehmende Virtualisierung ermöglicht es, der sehr großen Kostenverantwortung in der Konstruktion besser gerecht zu werden [10].

Auch in der nutzerzentrierten Produktentwicklung ist ein solcher Paradigmenwechsel denkbar. Sobald Methoden und Werkzeuge zur Verfügung stehen, die es ermöglichen Nutzer-Produkt-Interaktionen rechnerintern abzubilden, können schließlich nutzerzentrierte Produkt- und Prozesseigenschaften frühzeitig virtuell analysiert, ausgelegt und abgesichert werden. Dazu müssen neben dem Produkt selbst auch die Produktnutzer sowie die Schnittstellen zwischen den Produkten und Nutzern virtuell modelliert werden. Wie bereits erwähnt, ist die Modellierung der Produktgeometrie als CAD-Modell heute bereits obligatorisch. Die digitale Abbildung von einzelnen Nutzern oder gar Nutzergruppen mittels digitaler Menschmodelle findet jedoch, wenn überhaupt, meist nur in Bezug auf die Anthropometrie statt. Weitere wichtige Modellierungsdomänen, wie etwa die Biomechanik, werden nur sehr selten einbezogen, auch wenn gerade in diesen Bereichen ebenfalls eine sehr große Heterogenität festzustellen ist. Diese sollte in der Produktentwicklung ebenfalls Berücksichtigung finden.

Detaillierte Modelle des Muskelskelettsystems könnten hier Abhilfe schaffen. Solche muskuloskelettalen Menschmodelle ermöglichen einen Blick ins Innere des Bewegungsapparates und helfen in der Realität nicht oder nur sehr schwer messbare Phänomene aufzudecken. Diese meist sehr generischen Modelle bieten das Potenzial die virtuelle Produktentwicklung auf eine neue Evolutionsstufe zu heben, sofern unterschiedliche Nutzertypologien simulierbar werden. Bislang kommen sie vorwiegend in Ganganalysen in Sport- und Bewegungsmedizin zum Einsatz.

1.2 Zielsetzung und Forschungsbedarf

Übergeordnete Zielsetzung der vorliegenden Arbeit ist die Bereitstellung einer für die virtuelle Produktentwicklung anwendbaren Vorgehensweise zur Berücksichtigung biomechanischer Zusammenhänge. Die Vorgehensweise soll gezielt den Aspekt der Nutzergruppenheterogenität adressieren. Zur Erreichung dieses Ziels bedarf es der Erforschung und Beantwortung folgender Teilfragestellungen:

1. *Wie kann die demographische Variation einer Population mit Hilfe muskuloskelettaler Menschmodelle abgebildet werden?*

Ein Teilziel ist es, eine geeignete Möglichkeit zu finden, die Heterogenität von Nutzergruppen bezüglich unterschiedlicher Modellierungsdomänen abzubilden.

2. *Wie kann die Nutzer-Produkt-Interaktion inklusive des Nutzerverhaltens modelliert und vorhergesagt werden?*

Ziel ist es, eine geeignete Abbildung der Schnittstellen zwischen Produkten und Nutzern zu finden, die es ermöglicht die bei der Nutzung auftretenden physischen Wechselwirkungen abzubilden und zu simulieren.

3. *Wie kann eine nutzergruppenspezifische Simulation und Produktoptimierung ressourceneffizient durchgeführt werden?*

Der Berechnungsaufwand muskuloskelettaler Simulationen ist je nach Detaillierungsgrad der verwendeten Menschmodelle beträchtlich. Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich auch damit, wie eine solche nutzergruppenspezifische Simulation und Optimierung der Designparameter ressourcensparend durchführbar ist.

4. *Welche Parameter aus muskuloskelettalen Simulationen eignen sich als Prädiktoren für die Nutzbarkeit von Produkten?*

Klassische Methoden der Nutzereinbindung beschränken sich zumeist auf die subjektive Ebene. Basis hierfür bilden Befragungen oder externe Beurteilungen durch Experten. Muskuloskelettale Simulationen können den inneren Beanspruchungszustand objektiv quantifizieren. Die Frage ist jedoch, welche Simulationsparameter zur Vorhersage der Güte eines Produkts bezüglich dessen Nutzbarkeit herangezogen werden können.

1.3 Aufbau der Arbeit

Der Aufbau bzw. die Gliederung der Arbeit folgt dabei folgendem Schema:

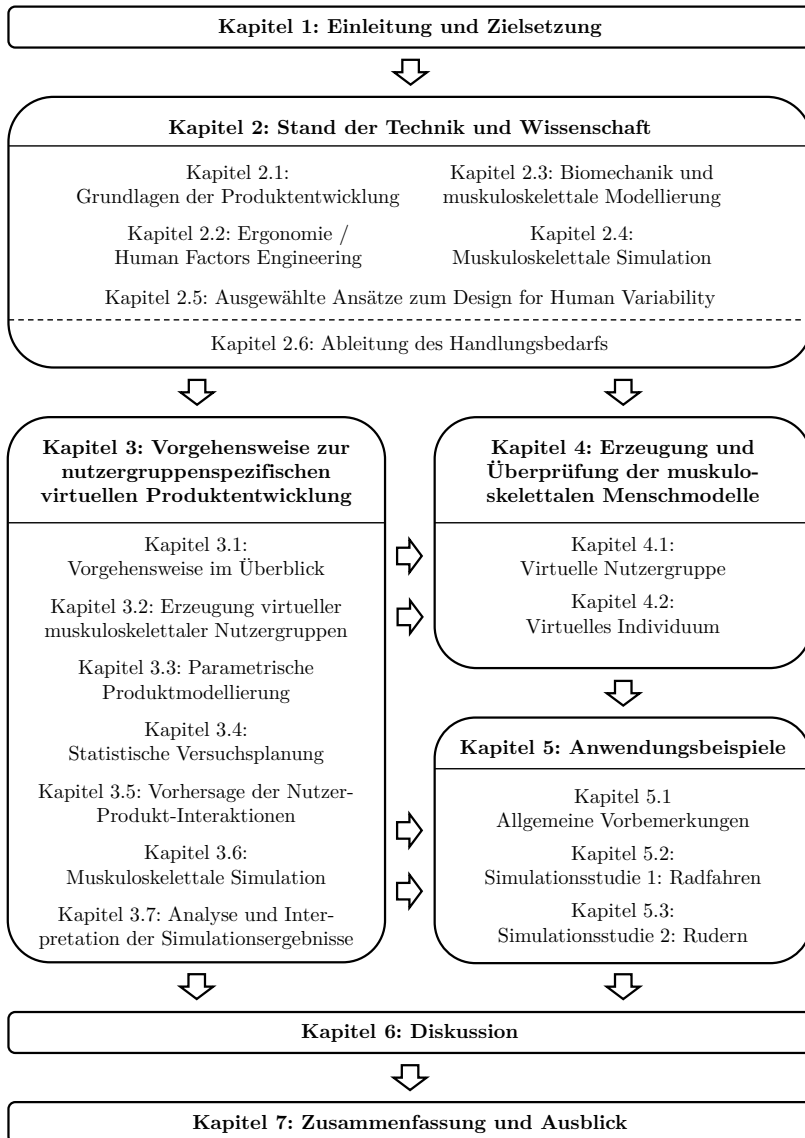


Bild 1.1: Grafische Darstellung des Aufbaus der Arbeit

Nach Schilderung der Motivation und Zielsetzung folgt eine ausführliche Beschreibung des Stands der Technik und Wissenschaft, auf welchem diese Arbeit aufbaut. Hierbei handelt es sich um die theoretischen Grundlagen der Produktentwicklung über die Ergonomie und Biomechanik bis hin zum Aufbau und zur Simulation muskuloskelettaler Menschmodelle. Kapitel 2.5 beleuchtet kurz bestehende Ansätze zum Design for Human Variability (DfHV). Abgerundet wird der Stand der Technik und Wissenschaft mit einem kurzen Überblick über die Defizite der Produktentwicklung bezüglich nutzergruppenspezifischer Vorgehensweisen als Handlungsbedarf für die vorliegende Forschungsarbeit.

In Kapitel 3 wird die erarbeitete Vorgehensweise zur nutzergruppenspezifischen virtuellen Produktentwicklung ausführlich beschrieben. Die Unterkapitel enthalten die in die allgemeine Vorgehensweise (vgl. Kapitel 3.1) eingebetteten Methodenbausteine. Kapitel 3.2 verdeutlicht die Erzeugung der generischen Ganzkörpermodelle weiblicher und männlicher Anthropometrie und erläutert darauf aufbauend das Vorgehen zur Erzeugung virtueller Nutzergruppen auf Basis empirischer Populationsdaten. Schwerpunkt ist dabei der Algorithmus zur Stärkeanpassung muskuloskelettaler Modelle. Kapitel 3.3 beschreibt die für die muskuloskelettale Simulation geeignete Modellierung parametrischer Produktrepräsentationen in Form von Mehrkörpermodellen. Kapitel 3.4 erläutert den Aufbau von Zufallsexperimenten, mit dem Ziel die größtmögliche Bandbreite an Nutzer-Produkt-Konfigurationen explorativ untersuchen zu können. Kapitel 3.5 befasst sich mit der Vorhersage der Interaktion zwischen virtuellem Produkt und den virtuellen Nutzern und damit mit der Bewegungssynthese sowie Abschätzung der äußeren Reaktionen. Danach folgt in Kapitel 3.6 die nutzergruppenspezifische muskuloskelettale Simulation. Wichtiger Teilaspekt hier ist das Vorgehen zur Auflösung der kinematischen Zwangsbedingungen der Bewegungserzeugungsphase durch Hinzufügen zusätzlicher Aktuatoren. Dieser Schritt ermöglicht erst die dynamische Simulation des Gesamtsystems von Nutzer und Produkt. Die resultierenden Simulationsergebnisse dienen schließlich der Optimierung der Produktparameter für die simulierten Nutzer (vgl. Kapitel 3.7) und ermöglichen somit die Ableitung von Handlungsvorschlägen für die Produktentwicklung.

Die in Kapitel 3 vorgestellte Vorgehensweise wird in Kapitel 4 und 5 praktisch angewendet. Zuerst wird in Kapitel 4 eine Gruppe muskuloskelettaler Menschmodelle entsprechend der statistischen Verteilung der einzelnen Modellparameter in der deutschen Bevölkerung erzeugt und einer Validierung unterzogen. Zusätzlich wird ein individualisiertes Menschmodell vorbereitet. Die virtuellen Modelle werden in Kapitel 5 innerhalb zweier Simulationsstudien beispielhaft angewendet. Ziel ist die Optimierung der Produktmerkmale in Abhängigkeit der demographischen Eigenschaften der virtuellen Nutzer. Das individualisierte Menschmodell dient, in Verbindung mit Aufnahmen aus dem Bewegungslabor, einem Vergleich mit den Simulationsergebnissen aus der nutzergruppenspezifischen Simulation. Zusätzlich werden

weitere empirische Daten für den Vergleich hinzugezogen. Als Anwendungsbeispiel werden zwei unterschiedliche Sportarten, Radfahren und Rudern, untersucht. Vor allem das Fahrrad ist neben der Anwendung als Sportgerät auch im Alltag vieler Menschen als individuelles Transportmittel weit verbreitet. Beide Sportarten sind hinreichend empirisch untersucht. Dies ermöglicht schließlich Rückschlüsse auf die Anwendbarkeit und den Nutzen der in Kapitel 3 erläuterten Vorgehensweise zur nutzergruppenspezifischen virtuellen Produktentwicklung auf Basis demographisch angepasster muskuloskelettaler Menschmodelle. Auch sind die Auslegungsziele im Sportbereich offensichtlich.

In Kapitel 6 erfolgt eine kritische Diskussion der Ergebnisse, gefolgt von einer kurzen Zusammenfassung (vgl. Kapitel 7). Ein kurzer Ausblick auf weiteren Forschungsbedarf rundet die Arbeit ab.

2 Stand der Technik und Wissenschaft

Dieses Kapitel dient der Erörterung des im Kontext der vorgestellten Zielsetzung relevanten Stands der Technik und Wissenschaft. Da die zu beantwortenden Fragestellungen viele unterschiedliche Aspekte beinhalten, ist ein ganzheitliches Verständnis aktueller Produkt- und Prozessentwicklungsprozesse bis hin zu biomechanischen und auch virtuellen Modellierungs- und Simulationsansätzen vonnöten. Das folgende Bild visualisiert die Zusammenhänge der einzelnen Teilaspekte:

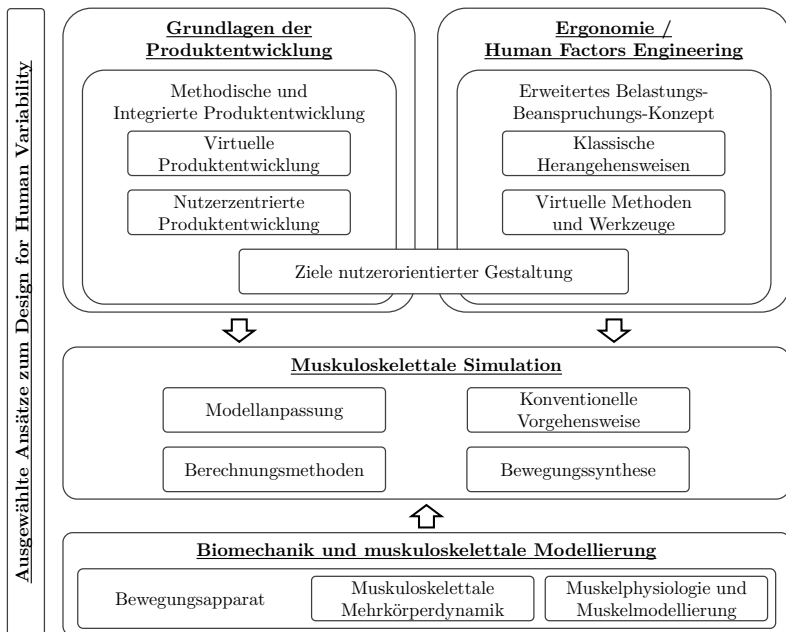


Bild 2.1: Zusammenhänge zwischen den Teilgebieten des Stands der Technik und Wissenschaft

Der Einsatz muskuloskelettaler Menschmodelle und Simulationen zur Produkt- und Prozessgestaltung ergibt sich aus den Zielen und Vorgehensweisen der Produktentwicklung und der Ergonomie. Die Biomechanik liefert die Grundlagen für die Modellierung und Simulation. Die entsprechenden Teilaspekte werden in den folgenden Kapiteln 2.1 bis 2.5 detailliert beleuchtet und zueinander in Beziehung gesetzt.

2.1 Grundlagen der Produktentwicklung

2.1.1 Methodische und Integrierte Produktentwicklung

Aufgrund der immer kürzer werdenden Verweildauer von Produkten am Markt, haben neben der Qualität und den Kosten vor allem auch die Produkteinführungszeiten (Time-to-Market) einen entscheidenden Einfluss auf den Erfolg von Produkten und somit den Marktanteil einer Unternehmung. Ein frühzeitiger Markteintritt mit innovativen Produkten verspricht in der Regel höhere Umsatzpotenziale. Im heutigen Marktumfeld müssen Produkte immer effizienter entwickelt werden, um diese Potenziale nutzen zu können. Dem Wunsch der beschleunigten Entwicklung qualitativ hochwertiger Produkte steht jedoch die immer weiter steigende Komplexität heutiger Produkte entgegen. [10; 11]

Um dem Ziel der Verkürzung von Entwicklungszeiten gerecht werden zu können und Fehlentscheidungen gezielt vorzubeugen, wird stets an Methoden und Werkzeugen zur Unterstützung der Produktentwicklung gearbeitet.

Im zeitlichen Verlauf des Produktlebens (Produktlebenszyklus) von der Produktidee in der frühen Planungsphase über die Nutzungsphase bis hin zur Entsorgung stellt die Produktentwicklung und Konstruktion den ersten großen Tätigkeitskomplex dar. Bezieht man die Herstellungsphase mit ein, so spricht man vom Produktentstehungsprozess, welcher als Ergebnis das fertige Produkt liefert. Erst danach wird das Produkt seinem eigentlichen Zweck, der Nutzung überlassen (vgl. Bild 2.2).

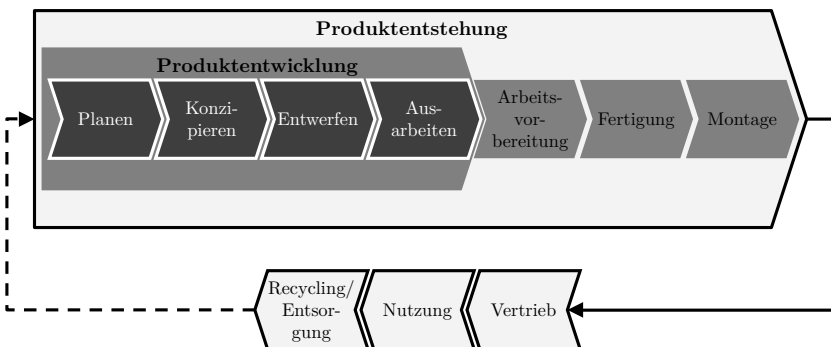


Bild 2.2: Produktlebenszyklus nach [12]

Die einzelnen Phasen und Schritte des Produktlebenszyklus können wiederum systematisch in mehrere Einzelschritte unterteilt werden. Die Produktentwicklung und Konstruktion stellt einen zentralen Bestandteil des Produktentstehungsprozesses dar. Die wohl bekanntesten Prozessmodelle im deutschsprachigen Raum für diese

Phase sind die Produktentwicklungsmethodik nach PAHL/BEITZ [11] und die Methodik zum Entwickeln und Konstruieren technischer Systeme nach VDI 2221 [13]. Die VDI 2221 stellt ein verallgemeinertes Vorgehensmodell auf Basis der deutschen Konstruktionsmethodik dar. Diese bewährten Vorgehensmodelle unterstellen grundsätzlich eine sequenzielle Abfolge der Arbeitsschritte. Dabei sind aber auch Iterationen in Form von Vor- und Rücksprüngen möglich.

Die Hauptphasen und die wichtigsten Arbeitsergebnisse der Entwicklungsmethodik nach PAHL/BEITZ [11] finden sich ebenso in der VDI 2221 [13] wieder. Diese lauten:

- | | |
|------------------------|-------------------------|
| 1. Planungsphase: | Anforderungsliste |
| 2. Konzeptphase: | Wirk-/Funktionsstruktur |
| 3. Entwurfsphase: | Maßstäblicher Entwurf |
| 4. Ausarbeitungsphase: | Ausführungsunterlagen |

Um die Entwicklungszeiten nachhaltig zu verkürzen, wird immer mehr auf eine Parallelisierung der einzelnen Schritte hingearbeitet. Dieses Vorgehen wird Simultaneous Engineering oder auch Concurrent Engineering genannt. Dabei handelt es sich um einen ganzheitlichen Ansatz, welcher vor allem auch die Zusammenarbeit interdisziplinärer Teams adressiert. Hierbei soll eine Beschleunigung der Prozesse durch möglichst parallele Abarbeitung der Einzelschritte von der Produktentwicklung bis hin zur Fertigungsplanung erreicht werden. Reale Entwicklungsprozesse laufen jedoch meist iterativ ab und sind damit durch sequenzielle Modelle nicht abbildbar. LINDEMANN [14] schlägt beispielsweise mit dem Münchner Vorgehensmodell ein deutlich flexibleres, netzartiges Vorgehensmodell vor, welches einen bedarfsgerechten Methodeneinsatz zulässt. [11]

Der größte Anteil der Produktkosten wird bereits in den frühen, wenig formalisierbaren Prozessschritten festgelegt. Von der Anforderungsklä rung bis zur Konzeptphase müssen die weitreichendsten Entscheidungen auf Basis eines in diesen Phasen sehr begrenzten Wissensstands getroffen werden. Bei Einzel- und Kleinserienfertigung werden etwa 70 % der Produktkosten bereits während der Produktentwicklung bestimmt. Zugleich sinken mit Fortschreiten des Produktentstehungsprozesses die Korrekturmöglichkeiten. [10]

Durch die steigende Komplexität müssen zukunftsfähige Produkte vielfältigen Anforderungen und zugleich den beschleunigten Entwicklungszeiten gerecht werden. Zusätzlich müssen teils gegensätzliche Anforderungen Beachtung finden. Diese Forderungen haben mitunter zur Entstehung des Design for X (DfX) als Strategie zur schnellen und fundierten Entscheidungsfindung im Produktentwicklungsprozess beigetragen. Das DfX-Konzept ermöglicht durch die Bereitstellung von Gestaltungsrichtlinien bereits die Berücksichtigung der späteren Phasen des Produktlebenszyklus. Das X ist hierbei ein Platzhalter, der unterschiedlichste Ausprägungen

annehmen kann. Neben Konstruktionsregeln für die Funktions-, Fertigungs-, Montage- oder Ergonomiegerechtigkeit, beschäftigt sich zum Beispiel das Design for Aesthetics mit der Formgebungsgerechtigkeit eines Produkts. In der klassischen Produktentwicklungsmethodik wird also bereits die Einbindung nutzerzentrierter Aspekte, beispielsweise aus dem Industriedesign und der Arbeitswissenschaft, vorgeschlagen. [1; 11]

Die Integrierte Produktentwicklung (IPE) nach EHRENSPIEL und MEERKAMM [1] stellt eine unternehmensintern anwendbare, zielorientierte Kombination organisatorischer, methodischer und technischer Maßnahmen und Hilfsmittel bereit, welche von ganzheitlich denkenden Produktentwicklern eingesetzt werden. Sie betrachtet den gesamten Produktlebenszyklus unter Berücksichtigung von Mensch, Methodik, Organisation und Technik. Dem Entwickler wird damit mehr betriebliche, aber auch gesellschaftliche Verantwortung übertragen [15]. Auch hier sollen die Methoden flexibel und bedarfsgerecht Einsatz finden. Die Autoren weisen auf das zu betrachtende Zielsystem von Markt bzw. Nutzer hin, für welchen ein Produkt erstellt wird. Es soll beispielsweise eine Bewertung bisheriger Produkte nicht nur nach Markt- und Herstellerkriterien, sondern ebenso aus Nutzersicht nach Nutzerkriterien erfolgen, um einen Marktvorsprung zu erreichen. EHRENSPIEL und MEERKAMM integrieren so den Endkunden bzw. späteren Nutzer als den wesentlichen Anforderungslieferanten durch eine nutzerorientierte Anforderungsermittlung. Auch auf das Problem der für die Nutzer selbstverständlichen Anforderungen wird hingewiesen. Dieses Problem entsteht durch den täglichen Umgang mit einem Produkt. Die selbstverständlichen Anforderungen kann der Nutzer nicht artikulieren. Darüber hinaus widersprechen sich Anforderungen oftmals und führen zu Zielkonflikten im Entwicklungsprozess. [1]

VAJNA postuliert mit dem Integrated Design Engineering-Ansatz [16] die Fortentwicklung der IPE zu einem menschenzentrierten ganzheitlichen Modell für die Produktentwicklung. Dieser baut auf dem gezielten Einsatz integrierter, interdisziplinärer und rechnerunterstützter Strategien, Methoden und Werkzeuge bei der Entwicklung von Produkten und Dienstleistungen auf. Auch hier wird der gesamte Produktlebenszyklus berücksichtigt. Hierbei werden explizit produktergonomische Betrachtungen sowie das Industriedesign einbezogen. Damit erfolgt eine immer stärkere Verschmelzung scheinbar nicht zusammengehörender Fachbereiche, welche allerdings ähnliche Ziele verfolgen.

Aus den vorherigen Ausführungen wird klar, dass der Nutzer immer mehr ins Zentrum der Betrachtungen rückt und damit zum Schlüsselfaktor heutiger Entwicklungsprojekte wird.

Neben der übergeordneten Produktentwicklungsmethodik gibt es unterschiedliche Ansätze der Produktmodellierung entlang des Entwicklungsprozesses. Ein weit verbreitetes Verständnis im Sinne des Characteristics-Properties Modeling (CPM)

liefern WEBER und DEUBEL [17]. Dieses Konzept propagiert die Entwicklung und Modellierung von Produkten auf Basis von Merkmalen und Eigenschaften. Die Eigenschaften beschreiben dabei das Produktverhalten wie etwa Steifigkeit, Gewicht, Design, Umweltfreundlichkeit oder Kosten. Diese sind vom Produktentwickler nicht direkt festlegbar. Die Merkmale, die vom Entwickler direkt festgelegt werden, definieren das Produkt hinsichtlich seiner Struktur, Gestalt, Abmessungen, Beschaffenheit und seines Materials. Aus diesen Designparametern ergeben sich schließlich die Produkteigenschaften. Predictive Engineering-Werkzeuge [18] können helfen die Zusammenhänge der Merkmale und Eigenschaften zu erörtern, welche im CPM-Produktmodell hinterlegt werden. Das CPM-Modell kann als Analyse-, aber auch als Synthesewerkzeug eingesetzt werden. Mit Hilfe des Property-Driven Development (PDD) können in Form einer Synthese die Merkmalsausprägungen ermittelt werden, die zu den gewünschten Produkteigenschaften führen. Ein Ansatz zur Integration nutzerzentrierter Belange in die eigenschaftsbasierte Produktentwicklung wurde von LUFT et al. in [19] vorgeschlagen.

2.1.2 Virtuelle Produktentwicklung (VPE)

Moderne Produktentwicklungszyklen bedienen sich immer mehr Rechnerunterstützung. Ziel der fortschreitenden Virtualisierung ist es, den gesamten Produktlebenszyklus rechnerintern abzubilden, so dass möglichst vollständig auf die Herstellung und Evaluation physischer Prototypen (Physical Mock-Up) und Funktionsmuster verzichtet werden kann.

Die Virtuelle Produktentwicklung (VPE) kann in allen Phasen der Produktentstehung unterstützen, von der Angebotsbearbeitung über die Entwicklung und Konstruktion bis hin zur Herstellung. Sie umfasst die geeignete rechnerinterne Abbildung produktbezogener Informationen in Form digitaler Produktmodelle (Digital Mock-Up). EIGNER et al. [15] sprechen von der modellbasierten VPE als eine durchgängig rechnerunterstützte Modellbildung entlang der entwicklungsrelevanten Phasen des Produktlebenszyklus. Ziel ist die Weitergabe der in einer Phase entwickelten Modelle in die nächste Entwicklungsphase zu deren Weiterverwendung für Simulationen sowie Verifikation und Validierung. Ein weiteres Ziel ist die im Entwicklungsprozess möglichst frühzeitige Erarbeitung von Produkt- und Herstellungswissen zur frühzeitigen und ganzheitlichen Berücksichtigung der späteren Phasen des Produktlebenszyklus.

Die VPE soll vor allem durch Frontloading [9; 20] einen noch frühzeitigeren Einsatz von virtuellen Methoden und Prozessen im Produktentstehungsprozess erfahren, um Entwicklungsentscheidungen und -tätigkeiten vorverlagern zu können. Da in den frühen Phasen die größte Beeinflussbarkeit der späteren Produktkosten besteht, soll der Einsatz bereits in der frühen Konzeptphase erfolgen. Mittels Predictive Engineering sollen die Auswirkungen konstruktiver Entscheidungen, beispielsweise auf die Fertigung oder Nutzung, bereits frühzeitig vorhergesagt und in die

Entwicklung einbezogen werden [18]. Bild 2.3 veranschaulicht die erläuterte frühzeitige Betrachtung späterer Phasen des Produktlebenszyklus.

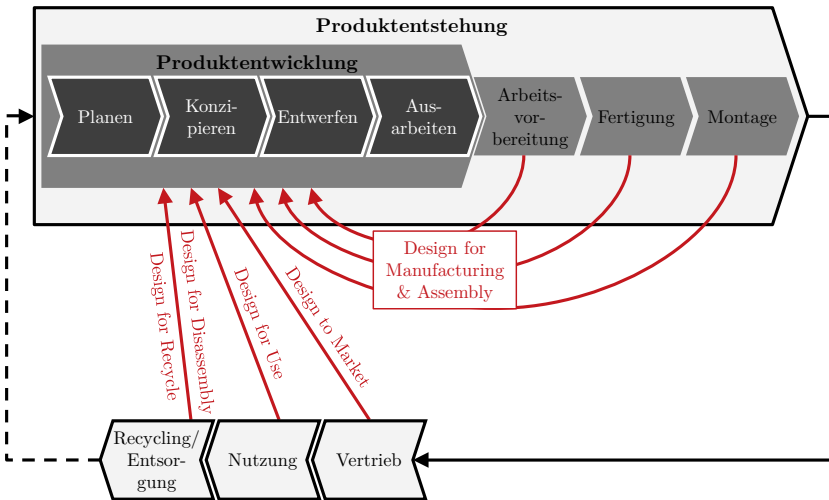


Bild 2.3: Frühzeitige Abschätzung von Informationen aus den späteren Phasen des Produktlebenszyklus bereits während der Produktentwicklung im Sinne des Predictive Engineering, des Frontloadings und des Design for X

Digitale Produktmodelle erlauben dabei die Variantenerzeugung und iterative Optimierung mit geringem Aufwand [21]. Sie liegen heutzutage in der Regel als dreidimensionale Darstellung in Form von Computer Aided Design (CAD) Modellen vor. Der Detaillierungsgrad variiert dabei entlang des Produktentwicklungsprozesses von Skelettmodellen in frühen Phasen bis hin zur vollständigen Produktdokumentation in Form technischer Zeichnungen. CAD-Modelle bilden die Voraussetzung für Methoden des Computer Aided Engineerings (CAE), aber auch des Computer Aided Manufacturing (CAM). CAE dient dabei der numerischen Berechnung und Simulation, beispielsweise mittels Finite-Elemente-Methode (FEM), Mehrkörpersimulation (MKS), Noise, Vibration and Harshness (NVH) oder auch Computational Fluid Dynamics (CFD) zur Eigenschaftsabsicherung in den frühen Phasen der Produktentwicklung [15; 21]. CAM bildet entwicklungsbegleitend bereits die spätere Phase der Produktentstehung innerhalb der Produktentwicklung ab. Hierbei werden zum Beispiel Spritzgieß- und Tiefziehsimulationen durchgeführt.

Die digitalen Produktmodelle erlauben auch eine verbesserte Implementierung interdisziplinärer und integrierter Vorgehensweisen, wie sie im vorherigen Kapitel angesprochen wurden. Die Anwendung von Virtual Reality (VR) [21] im Sinne einer dreidimensionalen, immersiven Visualisierung ermöglicht darüber hinaus ein

frühzeitiges Aufdecken von Konstruktionsfehlern bereits am räumlichen Produktmodell, aber auch die Schaffung eines Informationsgleichstands und damit einer effizienteren Zusammenarbeit innerhalb interdisziplinärer Projektteams. Weiterhin bestehen Bestrebungen interaktive Interaktionen mit dem digitalen Produktmodell zu ermöglichen und dieses innerhalb immersiver Entwicklungsumgebungen zu konstruieren, zu modifizieren und erlebbar zu machen [22]. Die Anwendung der Produktmodelle erstreckt sich im Sinne des virtuellen Engineerings idealerweise auf deren durchgängigen Einsatz von der digitalen Produktplanung bis hin zur digitalen Fabrik [21].

AMFT [23] fordert grundsätzlich eine phasenübergreifende, bidirektionale Integration von Gestaltung und Berechnung. Dabei soll die Wirkung der geometrischen Parameter auf die modellierten physikalischen Eigenschaften betrachtet werden und im Umkehrschluss die Wirkungen physikalischer Parameteränderungen bezüglich der dadurch erforderlichen geometrischen Änderungen Berücksichtigung finden.

Ziel ist es letztlich den gesamten Produktlebenszyklus rechnerintern abzubilden und alle Aspekte der späteren Phasen, wie die Herstellung, die Nutzung oder das Recycling, möglichst frühzeitig während der Produktentwicklung virtuell, ohne die Notwendigkeit physischer Prototypen und Funktionsmuster, abzusichern. Auch wenn dieses Ziel der prototypenfreien Produktentwicklung, beispielsweise aufgrund gesetzlicher Bestimmungen zur Produkthaftung, in näherer Zukunft vermutlich nicht erreicht wird, bietet die VPE Potenziale zur Verkürzung von Durchlaufzeiten und Erhöhung der Produktqualität bei geringeren Kosten.

2.1.3 Nutzerzentrierte Produktentwicklung

Interessanterweise wird bereits in vielen der weit verbreiteten Vorgehensmodelle auf die Notwendigkeit der Nutzerbetrachtung und -integration hingewiesen. So finden sich dort bereits Hinweise auf bei der Entwicklungstätigkeit zu beachtende Nutzerkriterien, wie etwa die zu realisierende Funktion, Handhabung, Zuverlässigkeit, Dienstleistung und Service, Design, Gebrauchskosten, Emissionen, Geräusch oder auch die Lebensdauer [1]. Darauf aufbauend fokussiert die Nutzerzentrierte Produktentwicklung (NZP) oder auch nutzerorientierte Gestaltung auf die Bereitstellung von Methoden und Werkzeugen, um die nutzerzentrierten Ziele zu erreichen. Der Nutzer mit seinen individuellen Bedürfnissen rückt damit in den Mittelpunkt der Entwicklungsprozesse.

2.1.3.1 Nutzer-Produkt-Beziehung

SEEGER [24] versuchte die Nutzer-Produkt-Beziehung (vgl. Bild 2.4) zu formalisieren. Auf der einen Seite steht das Produkt, welches durch technische und ökonomische Eigenschaften beschrieben werden kann. Der Nutzer, durch psychographische und demographische Eigenschaften charakterisiert, steht dem Produkt innerhalb

seiner Umwelt gegenüber. Gemäß SEEGER kann der Interaktionsprozess, also die Interaktion zwischen dem Nutzer und dem Produkt, als Kreislauf zwischen Produktverhalten und menschlichem Verhalten angesehen werden. Dabei hängen Produktverhalten und menschliches Verhalten voneinander ab. Das Verhalten des Produkts wird vom Nutzer sensorisch erfasst und verarbeitet. Auf dieser Basis passt der Nutzer seine Aktivitäten entsprechend seiner Zielsetzung an. Dies hat wiederum Auswirkungen auf den Zustand des Produkts.



Bild 2.4: Nutzer-Produkt-Beziehung in Anlehnung an [24; 25]

Die nutzerzentrierte Produktentwicklung zielt darauf ab, Produkte so zu gestalten, dass deren nutzerbezogene Eigenschaften möglichst gut die Anforderungen und Wünschen der zukünftigen Nutzer erfüllen. Um ein Produkt so gestalten zu können, benötigt der Produktentwickler sowohl Informationen über die zukünftigen Nutzer (menschliche Eigenschaften, Fähigkeiten und Fertigkeiten), als auch Informationen über die Interaktion zwischen den Nutzern und dem Produkt. Aus der Darstellung in Bild 2.4 wird klar, dass bei der Entwicklung nutzerorientierter Technologien nie das Produkt isoliert betrachtet werden darf, sondern vielmehr eine Systembetrachtung des Gesamtsystems von Nutzer und Produkt unter Beachtung des Nutzungskontextes innerhalb der Umgebungsbedingungen notwendig ist. [25; 26]

In der nutzerzentrierten Produktentwicklung spielen sowohl physiologische als auch psychologische Aspekte eine Rolle. Hierbei sind die Funktionserfüllung und das Produktdesign bzw. Technische Design als gleichwertig zu betrachten [16]. Diese Aspekte sollten konsequent in jeder Entwicklungsphase innerhalb eines multidisziplinären Projektteams Beachtung finden [27; 28]. Hierbei können natürlich auch wiederum sich gegenseitig ausschließende Nutzeranforderungen und -wünsche gegenüberstehen. Das Kano-Modell der Kundenzufriedenheit [29] kann bei der Analyse und Priorisierung der umzusetzenden Anforderungen helfen. In diesem Modell werden Basis-, Leistungs-, Begeisterungs- und unerhebliche sowie Rückweisungsmerkmale unterschieden. Die Erwartungshaltung der Kunden wird dabei mit Hilfe

von Befragungen erörtert. Bei der Auswertung sollten auch Einflüsse der demographischen Eigenschaften der Befragten auf die Ergebnisse untersucht werden. Produkteigenschaften, die für eine Person als Basismerkmal im Kano-Modell auftreten, können für andere Personen sogar Rückweisungsmerkmale darstellen. Auch wenn das Kano-Modell keine Aussagen über die Gesamtzufriedenheit eines Kunden zulässt, so erlaubt es dennoch Kundenwünsche und Erwartungen an ein Produkt ziel führend zu erfassen.

GOULD und LEWIS [5] definierten drei Prinzipien, welche zur erfolgreichen nutzerorientierten Gestaltung beitragen:

- Frühe Fokussierung auf Nutzer- und Nutzungskontext
- Empirische Evaluation der Entwürfe durch Nutzer
- Iteratives Vorgehen

Konsequent nutzerzentriert entwickelte Produkte bieten im Allgemeinen folgende Vorteile [27]:

- Zielführende und effiziente Verwendung des Produkts
- Reduzierte Fehleranfälligkeit aufgrund menschlichen Versagens
- Verminderte Eingewöhnungszeit und geringerer Unterstützungsbedarf
- Höhere Akzeptanz als indirekter Effekt der besseren Nutzbarkeit
- Verbessertes Image durch positiv gestimmte Nutzer

2.1.3.2 Nutzerorientierter Gestaltungsprozess

In der Norm DIN EN ISO 9241-210 [4] wird ein Prozess zur nutzerorientierten Gestaltung gebrauchstauglicher interaktiver Systeme (vgl. Bild 2.5) vorgeschlagen.

Diese Vorgehensweise bezieht die drei genannten Prinzipien einer erfolgreichen Nutzerorientierung ein. Das Vorgehen bezieht sich zwar vorrangig auf die Entwicklung nutzerorientierter, interaktiver Systeme bestehend aus Software und Hardware, ist jedoch auch für die Entwicklung rein physischer Produkte zielführend einsetzbar. Der vorgeschlagene Gestaltungsprozess will die grundlegenden Vorgehensweisen der Produktentwicklung nicht ersetzen, sondern ist vielmehr als Ergänzung zu verstehen. Er fügt sich in die übergeordneten Vorgehensmodelle ein und ist je nach Zielsetzung in jeder Phase der Produktentwicklung flexibel einsetzbar.

Die nutzerorientierte Gestaltung bedingt ein umfassendes Verständnis der Nutzer, der Nutzungsszenarien sowie der Nutzungsumgebung. Hierbei sind in der Regel fachübergreifende Kenntnisse und Sichtweisen unabdingbar. [4; 28]

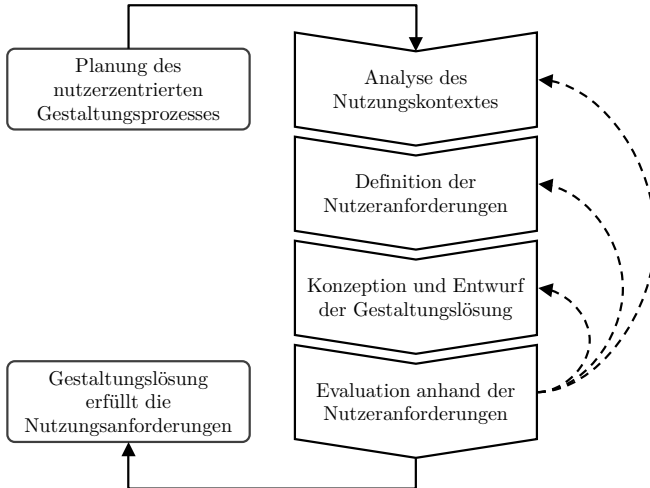


Bild 2.5: Iterativer Prozess zur nutzerzentrierten Gestaltung nach DIN EN ISO 9241-210 [4]

Die Planung des nutzerzentrierten Gestaltungsprozesses stellt eine Schlüsselaktivität im Projektplan dar. Hierbei wird beispielsweise festgelegt, welcher Stellenwert der Gebrauchstauglichkeit eines zu entwickelnden Produkts beigemessen wird. Hierzu sind Aspekte wie die prospektiven Nutzer oder auch die Sicherheit und Gesundheit der Nutzer bei der Verwendung zu beachten. Auch Aspekte die den Entwicklungsprozess spezifizieren, wie etwa die Größe des Projektteams, die Produkteinführungszeit oder das verfügbare Technologiespektrum werden hier festgehalten. [4]

Nach der Planung erfolgt der eigentliche nutzerorientierte Gestaltungsprozess, beginnend mit der Analyse des Nutzungskontextes. In diesem ersten Schritt werden die Eigenschaften der prospektiven Nutzer, die Art und das Ziel der Produktnutzung sowie die Umgebungsbedingungen in welcher die Nutzung stattfinden soll erörtert. [4]

Im zweiten Schritt erfolgt die Definition der Nutzeranforderungen, also der Erfordernisse der zukünftigen Nutzer. Zu beachten ist, dass die anfänglich spezifizierten Nutzeranforderungen in den seltensten Fällen vollständig sein werden. Vielmehr ist innerhalb des iterativen Prozesses damit zu rechnen, dass nicht bedachte Anforderungen hinzukommen. Die Nutzeranforderungen sind einerseits die Basis für die Gestaltung nutzerzentrierter Systeme, andererseits werden diese aber schließlich auch zur Bewertung herangezogen. [4]

Nachdem die Ausgangssituation analysiert wurde, werden durch ein multidisziplinäres Team Gestaltungslösungen zur Erfüllung der Anforderungen konzipiert und

entworfen. Besonderes Augenmerk liegt dabei auf der Gestaltung der Nutzer-Produkt-Interaktion inklusive der Mensch-Maschine-Schnittstelle. [4; 28]

Die resultierenden Lösungen werden schließlich in Bezug auf die spezifizierten Anforderungen evaluiert. Die Prototypenerstellung für Softwaresysteme ist oft wesentlich flexibler darstellbar als bei physischen Systemen, obwohl stets neue Fertigungstechnologien zur Herstellung physischer Prototypen entwickelt werden.

Dazu gehören aktuell beispielsweise die sogenannten additiven Verfahren [30]. Ziel ist die Herstellung geometrischer oder funktionaler Prototypen, um empirische Nutzertests in Verbindung mit diesen im Sinne des Frontloadings in frühere Entwicklungsphasen vorzuverlegen als es normalerweise der Fall ist. Damit können Designentscheidungen frühzeitiger und fundierter getroffen und damit Entwicklungszeiten reduziert werden. Voraussetzung dafür ist aber wiederum das Vorliegen eines 3D-CAD-Modells.

Der nutzerorientierte Gestaltungsprozess endet, sofern eine Gestaltungslösung gefunden wurde, die die Nutzeranforderungen erfüllt. Falls die gesteckten Ziele nicht erreicht werden konnten, wird unter Berücksichtigung der in der Bewertung gewonnenen Erkenntnisse in eine der vorherigen Phasen zurückgesprungen. Es wird solange iteriert wie die Evaluierungsergebnisse Anlass geben das entwickelte System zu verbessern. [4]

Sofern ein Produkt nicht für eine spezifische Person, sondern für eine größere Nutzergruppe entwickelt werden soll, gilt es die Heterogenität der unterschiedlichen Nutzerkompetenzen und Bedürfnisse zu berücksichtigen. Interindividuelle Unterschiede bestehen sowohl hinsichtlich der demographischen, als auch der psychographischen Eigenschaften über die gesamte Lebensspanne hinweg. Teilweise können sogar größere intraindividuelle Schwankungen der Nutzereigenschaften innerhalb eines Tages festgestellt werden, beispielsweise bei der Körpergröße und dem Körpergewicht.

Vor allem bei der Berücksichtigung älterer Menschen treten oft Probleme auf, da sich die meist jüngeren Entwickler aufgrund eines Lebenserfahrungsdefizits nicht in die älteren Personen hineinversetzen können [31]. Neben den interindividuellen Unterschieden treten auch intraindividuelle Veränderungen über den Alterungsprozess auf. Dabei sind normale von pathologischen, also krankhaften Alterungsprozessen, zu unterscheiden. Der demographische Wandel und die damit einhergehende zunehmende ökonomische Bedeutung der älteren Zielgruppen bedingt auch die Entstehung neuer Marktsegmente. Damit gehen ganz neue und spezifische Anforderungen an die Produkte von morgen einher.

Bild 2.6 skizziert exemplarisch das von LAWTON und NAHEMOW [32] entwickelte anschauliche Modell zur Beschreibung der Person-Technik-Passung. Dieses Modell

bringt die Anforderungen, die an ein Produkt gestellt werden, mit den bei einem Nutzer vorliegenden Nutzerkompetenzen in Verbindung. Passen die Anforderungen des Nutzers an die Technik nicht mit seinen individuellen Kompetenzen zusammen, kommt es zur Über- oder Unterforderung des Nutzers bei der Verwendung des technischen Systems oder Produkts. Der Korridor der optimalen Passung ist damit höchst individuell. [19]

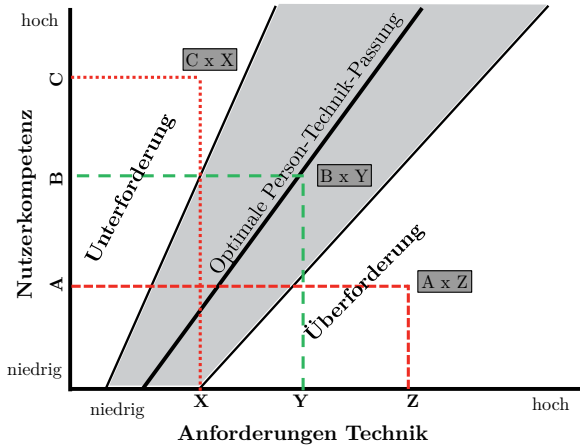


Bild 2.6: Modell der Person-Technik-Passung nach LAWTON und NAHEMOW [32; 19]

Mit dem Alterungsprozess verlagert sich der optimale Bereich der Person-Technik-Passung. Informationen über die Veränderung der Fähigkeiten mit dem Alter können dem Leitfaden für die altersgerechte Produktentwicklung [33] entnommen werden.

Um beispielsweise einem Fähigkeitsverlust durch die Nutzung eines technischen Systems vorzubeugen, ist es notwendig sich Gedanken über den Grad der Unterstützung einer Technologie zu machen. Eine hierarchische Anpassung der Produkte in Abhängigkeit der vorhandenen Leistungsfähigkeit kann bei der Entwicklung von Produkten für die eigenständige Lebensführung älterer Personen beitragen. Folgende Unterstützungshierarchie sollte dabei bedacht werden [34]:

- *Motivation (Animation und Training)*

Das technische System soll im ersten Schritt den Nutzer lediglich anregen es zu verwenden, um damit den Alltag zu erleichtern. Ziel ist die Stärkung der eigenen Leistungsfähigkeit.

- *Unterstützung*

Sobald die vorhandenen Fähigkeiten nicht mehr ausreichen das Produkt in gewünschter Weise zu verwenden, soll das Produkt unter Nutzung der bestehenden Leistungsfähigkeit unterstützen. Dadurch können die Restleistungsfähigkeit möglichst lange erhalten und kompensierende Fähigkeiten trainiert werden.

- *Kompensation*

Erst wenn die verfügbare Leistungsfähigkeit nicht ausreicht, soll diese vom Produkt ersetzt werden, um weiterhin eine eigenständige Lebensführung zu ermöglichen.

Neben der Heterogenität der Nutzergruppe sollte auch die meist auftretende Heterogenität der Nutzungsprozesse selbst Beachtung finden, um schließlich eine möglichst gute Passung zwischen Nutzern und Technik zu gewährleisten. So können beispielsweise unterschiedliche Strategien beim Greifen von Gegenständen oder auch beim Ein- und Aussteigen von Fahrzeugen beobachtet werden. Selbst derselbe Nutzer wird bei jeder Wiederholung nicht das identische Bewegungsverhalten zeigen. Daher sollte ein Design angestrebt werden, das gegenüber diesen Schwankungen robust ist.

Bei der Erarbeitung der Gestaltentwürfe können auch Checklisten und Konstruktionskataloge behilflich sein, um die Benutzungsschnittstellen auszulegen. Der SENSI-Katalog [35] formuliert beispielsweise Konstruktionsregeln für ein sicheres, bedienerfreundliches und barrierefreies Design technischer Geräte. Er soll Produktentwickler für oft auftretende Probleme bei der Nutzung technischer Geräte sensibilisieren. Dieser Regelkatalog fokussiert Stellteile und Anzeigen, die Anordnung dieser sowie Bedienungsanleitungen und Menüs.

Für die Bewertung der Gestaltungsalternativen ist eine Einbindung der prospektiven Nutzer nötig. Eine aktive Nutzereinbindung erfolgt allerdings oft erst sehr spät im Produktlebenszyklus, beispielsweise in der Nutzungsphase in Form des Beschwerdemanagements. Vorher findet meist nur eine passive Berücksichtigung vorhandener Kundendaten statt. Häufig sind die Potenziale sowie die Methoden einer Nutzerintegration in den Entwicklungszyklus nicht bekannt. Durch eine solche Missachtung werden Produkte häufig an den potenziellen Nutzern vorbeientwickelt. Während der Produktnutzung identifizierte Änderungen sind nach Produktionsstart nicht mehr oder nur sehr schwer umsetzbar. Abgesehen von kleineren Änderungen können die in der Nutzungsphase generierten Informationen meist erst in zukünftigen Produktvarianten berücksichtigt werden. [31; 36]

Die Nutzereinbindung kann, wie bereits erwähnt, in allen Phasen der Produktentwicklung, von der Ideengenerierung über die Bewertung und Auswahl von Produktkonzepten bis hin zur Produktoptimierung, eingesetzt werden [31]. Dabei kann

die Nutzerintegration von einer reinen Nutzerfokussierung über einen tatsächlichen Nutzerkontakt bis hin zu partizipativer Nutzereinbindung reichen, bei welcher der Nutzer im Entwicklungsprozess zu einem gewissen Teil mitarbeitet [37]. Die verbreitetsten Methoden sind Nutzerbefragungen zur Anforderungsermittlung und Nutzertests anhand Prototypen oder Vorgängerprodukten. Lead User [38] können helfen zukünftige Bedürfnisse und Anforderungen frühzeitig zu erkennen. Dadurch besteht die Möglichkeit radikaler Innovationen.

Im Falle der Auslegung physischer Nutzer-Produkt-Schnittstellen können drei grundsätzliche Herangehensweisen (vgl. Bild 2.7) zur Simulation der Nutzer-Produkt-Interaktion unterschieden werden.

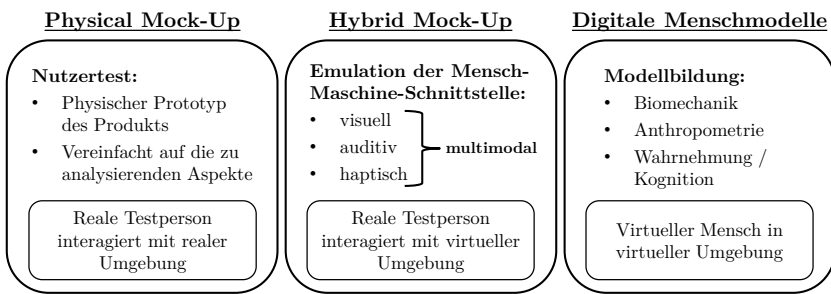


Bild 2.7: Ansätze zur Simulation von Nutzer-Produkt-Interaktionen [25]

Das konventionelle Verfahren beruht auf Nutzertests anhand physischer Funktionsprototypen (Physical Mock-Up) oder anhand von Vorgängerprodukten. Bei diesem Vorgehen interagieren reale Testnutzer mit realen Prototypen. In diesem Zuge ist eine empirische Evaluation möglich. Sofern keine Vorgängerprodukte vorliegen, ist diese Möglichkeit der Überprüfung allerdings erst in den späteren Phasen der Produktentwicklung möglich, da der Prototyp erst noch entwickelt werden muss. Iterationen in Verbindung mit physischen Prototypen sind aufgrund des Herstell- und Testaufwands sehr zeit- und kostenintensiv.

Ein Weg diese Nachteile auszugleichen ist die Emulation der Mensch-Maschine-Schnittstelle mit Hilfe eines hybriden Ansatzes. Hier wird zwar auch auf reale Testpersonen zurückgegriffen, allerdings wird das Produkt mittels physischer und virtueller Bestandteile abgebildet. Der reale Nutzer interagiert mit dem virtualisierten Produktmodell über die reale Benutzerschnittstelle. Das Produktverhalten wird allerdings rechnerintern simuliert und über die reale Benutzerschnittstelle sowie immersive Darstellungsformen wie Virtual Reality an den Nutzer zurückgegeben. KRÜGER et al. [39] entwickelten ein hybrides Modell eines Wagenhebers. Mittels einer universellen haptischen Schnittstelle und einer VR-Anlage wird der Wagenheber erlebbar gemacht. Damit wird eine empirische Evaluation anhand digitaler Produktmodelle möglich. Der Aufwand zur Modellbildung ist hier allerdings sehr

hoch, da auch alle zu evaluierenden Produkteigenschaften rechnerintern und in Echtzeit berechenbar sein müssen. Sofern kein Universalinterface verwendbar ist, ist je nach Anwendungsfall ein geeignetes haptisches Interface zu entwickeln. Die genannten Gründe schränken eine effiziente Anwendung dieses Ansatzes stark ein.

Die skizzierten Problematiken können teilweise umgangen werden, wenn digitale Menschmodelle die Interaktion mit den digitalen Produktmodellen ausführen. Hierfür bedarf es einer vollkommen virtuellen Abbildung der Nutzer-Produkt-Interaktion. Alle dafür nötigen Produkt- und Nutzeraspekte müssen also rechnerintern abgebildet werden. Mögliche Modellierungsdomänen sind hier die Anthropometrie, die Biomechanik, aber auch Wahrnehmungs- und Kognitionsprozesse.

2.1.3.3 Universal Design und Mass Customization

Um nutzerzentrierte Produkte für den Massenmarkt zu entwickeln gibt es zwei unterschiedliche Herangehensweisen, nämlich das Universal Design und das Mass Customization. In beiden Fällen wird versucht die Produkte für größere, heterogene Nutzergruppen zugänglich und nutzbar zu machen.

Das Universal Design [40] zielt dabei auf die Entwicklung von Produkten und Umgebungen ab, welche möglichst für alle Personen ohne weitere Anpassung oder Spezialisierung nutzbar sind, ungeachtet von Alter, Größe, Fähigkeiten oder Einschränkungen. Universelle Produkte und Umgebungen sollen die Anforderungen und Wünsche aller Personen erfüllen, die diese nutzen wollen. Um diesem Ziel näher zu kommen, wurden die sieben Prinzipien des Universal Design formuliert. Neben einer breiten Nutzbarkeit sowie einer einfachen und intuitiven Benutzung, werden beispielsweise auch eine gewisse Fehlertoleranz sowie ein niedriger körperlicher Aufwand bei der Benutzung universeller Produkte und Umgebungen als Entwicklungs- und Prüfkriterien herangezogen. Universal Design ist dabei nicht als ein Ergebnis, sondern vielmehr als Prozess zu verstehen.

Die UN-Behindertenrechtskonvention [41] fordert sogar die Umsetzung von Universal Design in Forschung und Entwicklung. Darüber hinaus soll beispielsweise Menschen mit Behinderung die persönliche Mobilität mit größtmöglicher Unabhängigkeit zugesichert werden. Die so entwickelten Produkte können jedoch schnell stigmatisierend wirken oder sogar zu sozialer Isolation der Nutzer führen [42].

Produkte können demgegenüber auch im Sinne einer kundenindividuellen Massenproduktion (Mass Customization) [43] hergestellt werden. In diesem Kontext wird eine Individualisierung des Produkts mittels weniger für den Kunden bzw. Nutzer besonders entscheidenden veränderlichen Merkmalen erreicht. Diese Strategie ermöglicht eine kostengünstige Fertigung des Endprodukts trotz Berücksichtigung individueller Bedürfnisse. Zur Umsetzung des Mass Customization werden häufig Modularisierungsstrategien [44] herangezogen und dann beispielsweise mittels Konfiguratoren an den spezifischen Kunden bzw. Nutzer individuell angepasst.

2.1.3.4 Subjektive Faktoren in der Produktentwicklung

Sieht man einmal von rein arbeitsbezogenen Produkten ab, reicht eine reine Funktionserfüllung meist nicht aus, um positive Emotionen und damit Zufriedenheit bei den Kunden oder Nutzern hervorzurufen. Um die Passung zwischen einem Produkt und seinen Nutzern zu verbessern und damit auf eine gesteigerte Akzeptanz zu stoßen, muss deshalb auch die subjektive Wahrnehmung des Produkts einbezogen werden. Hierzu zählen beispielsweise soziale, hedonistische und emotionale Werte. Auch diese subjektiven Faktoren sollten bereits in den frühen Phasen der Produktentwicklung berücksichtigt werden. [3; 45]

Im Folgenden werden einige Ansätze zur Berücksichtigung subjektiver Faktoren in der Produktentwicklung kurz skizziert:

DESMET und POHLMAYER [46] entwickelten das sogenannte Positive Design Framework, welches die drei Aspekte Design for Virtue, Design for Pleasure und Design for Personal Significance integriert. In dem vorgeschlagenen Framework werden Ansätze zur Erreichung subjektiven Wohlbefindens durch entsprechend entwickelte Produkte vorgeschlagen.

Das Kansei Engineering [47], auch unter den Begriffen Affective Engineering oder Emotional Engineering bekannt, betrachtet ebenfalls solche psychologischen Aspekte in der Produktentwicklung. Dabei wird versucht die Abhängigkeiten zwischen den von einem Produkt beim Kunden ausgelösten Gefühlen und den Designparametern des Produkts zu bestimmen und für die Entwicklung nutzbar zu machen.

ZÖLLER und WARTZACK [3] entwickelten eine methodische Vorgehensweise zur Steigerung der Nutzerzufriedenheit auf Basis emotionaler Attribute. Sie nutzen semantische Differenziale zur Beschreibung der inneren Einstellung der zukünftigen Nutzer in Verbindung mit parametrischen Produktmodellen. Damit kann der subjektive Eindruck möglicher Produktvarianten bei den prospektiven Nutzern mit deren inneren Einstellungen in Verbindung gebracht werden und schließlich eine Produktoptimierung für die entsprechenden Nutzer erfolgen.

KAMIN et al. [48] schlagen eine Integration des subjektiven Adaptionsfähigkeitsinventars (STAI) in die Produktentwicklung vor, um die motivationale Heterogenität älterer Menschen berücksichtigen zu können. Dieses Vorgehen hat das Potenzial die Akzeptanz und damit die Nutzung von Technik bei älteren Personen zu steigern. Der STAI [49] ist ein Instrument, das interindividuelle Unterschiede subjektiver Adaptionsfähigkeit im Alter auf Basis dreier motivationaler Faktoren misst. Darunter fallen die technikbezogene Zielverfolgung, der Techniknutzen und die Techniksicherheit. Der STAI ist damit ein Prädiktor für die wahrgenommene Nützlichkeit technischer Systeme im Alter. KAMIN et al. [48] enthält Ansätze wie der STAI ziel führend für die altersgerechte Produktentwicklung eingesetzt werden kann.

2.2 Ergonomie/Human Factors Engineering

JASTRZĘBOWSKI definierte 1857 erstmals den Begriff Ergonomie im Sinne der Wissenschaft der Arbeit [50]. Die klassische Ergonomie befasst sich demnach vorrangig mit der beruflichen Arbeitswelt. Deshalb beschränken sich auch die aktuellen einschlägigen ergonomischen Normen, wie etwa die DIN 33402-2 [51] über die Körpermaße des Menschen, meist auf die Bevölkerung im erwerbsfähigen Alter.

CHAPANIS [52] beschreibt die Ergonomie als eine Sammlung von Wissen über die designrelevanten Fähigkeiten, Einschränkungen und weiteren Eigenschaften des Menschen. Der Terminus Human Factors ist dabei gleichbedeutend mit Ergonomie. Ergonomisches Design oder Human Factors Engineering ist hingegen die Anwendung dieser Informationen in der Produkt- und Prozessentwicklung, mit dem Ziel, eine sichere, komfortable und effektive Benutzung für den Menschen zu ermöglichen. CHAPANIS weist darauf hin, dass Entwickler mit allgemein gehaltenen Richtlinien nicht arbeiten können. Vielmehr müssten ihnen konkrete Handlungsempfehlungen an die Hand gegeben werden, die in der Entwicklung umgesetzt werden. Im deutschen Sprachgebrauch werden das Wissen und dessen Anwendung als Ergonomie bzw. Arbeitswissenschaften zusammengefasst [4]. Die Disziplin beschäftigt sich mit den Gesetzmäßigkeiten menschlicher Arbeit und deren Anwendung zur Verbesserung der Arbeitsbedingungen. Ziel ist, dass die arbeitenden Menschen ihre Tätigkeit möglichst lange ohne Ermüdung und vor allem Schädigung ausführen können.

Die 1959 gegründete International Ergonomics Association (IEA) erweitert in ihrer Definition von Ergonomie den Wissenschaftszweig auf die Betrachtung jeglicher menschenzentrierter Systeme [53]. Dabei unterscheidet die IEA physische, kognitive und organisatorische Aspekte der Ergonomie.

2.2.1 Ziele nutzerorientierter Gestaltung

Da Arbeitstätigkeiten in der Regel mit der intensiven Nutzung technischer Systeme und Produkte einhergehen, verschwimmen die Tätigkeitsfelder der Ergonomie und der nutzerzentrierten Produktentwicklung zunehmend. Die Ziele beider Strömungen, wie etwa die Verbesserung des menschlichen Wohlbefindens oder die Optimierung der Leistungsfähigkeit von Mensch-Maschine-Systemen [4], überschneiden sich stark, weshalb auch die Methoden und Werkzeuge, die für Produkt- und Prozessentwicklung herangezogen werden, oft dieselben sind. Nichtsdestotrotz wird zwischen Produkt- und Prozessergonomie unterschieden [54].

Die Prozess- bzw. Produktionsergonomie kümmert sich um die menschengerechte Gestaltung von Arbeitssystemen. Hierzu gehören die Auswahl geeigneter Arbeitsmittel, die Arbeitsplatzgestaltung, die Arbeitsabläufe, die Umgebung sowie die Arbeitsorganisation. In der Prozessergonomie ist ein hoher Anteil korrektiver Maßnahmen bestehender Systeme vorherrschend [55].

Die Produktergonomie, auch ergonomische Produktgestaltung, geht hingegen über die Arbeitswelt hinaus und zielt im Allgemeinen auf benutzerfreundliche Gebrauchsgegenstände ab. Hierunter fallen jegliche technische Systeme des täglichen Gebrauchs, Sportgeräte oder auch Spielzeuge [26]. Wie bereits erwähnt, sind ergonomische Belange in der Produktgestaltung von besonderer Bedeutung. Diese sollten möglichst früh in der Produktentwicklung Berücksichtigung finden, da hier die Einflussmöglichkeiten am größten sind und die ergonomische Auslegung am kostengünstigsten erfolgen kann. Die VDI-Richtlinie 2242 – Blatt 1 [56] adressiert das Konstruieren ergonomiegerechter Erzeugnisse. Unter Betrachtung biomechanischer, physiologischer und psychologischer Aspekte wird darin die Produktentwicklungsmethodik von PAHL/BEITZ [11] um die Phase Prototypenbau und Prüfung ergänzt. BUBB et al. [54] schlagen die Durchführung ergonomischer Bewertungen nach jeder Entwicklungsphase vor, um Fehlentwicklungen möglichst frühzeitig aufzudecken.

Folgende Anforderungen werden im Rahmen der Produktergonomie an technische Systeme gestellt [26]:

- *Sicherheit*

Vom technischen System darf keine Gefährdung der Nutzer selbst und weiterer Personen ausgehen oder das Risiko ist möglichst zu minimieren. Hierbei sind auch einschlägige Gesetzesvorschriften wie etwa das Arbeitsschutzgesetz (ArbSchG), das Arbeitssicherheitsgesetz (ASIG) oder auch die Maschinenrichtlinie (Richtlinie 2006/42/EG) einzuhalten.

- *Schädigungslosigkeit*

Die Nutzer dürfen auch bei häufiger Nutzung nicht geschädigt werden oder erkranken. Auch hier sind die unter Sicherheit genannten Vorschriften einzuhalten.

- *Gebrauchstauglichkeit (Usability)*

Das technische System muss für die Nutzer effektiv, effizient und zufriedenstellend zur Erfüllung der mit dem Nutzungskontext verbundenen Ziele nutzbar sein. Hauptaugenmerk ist die Benutzungsschnittstelle. Der häufig verwendete Begriff User Experience (Nutzererlebnis) erweitert die Gebrauchstauglichkeit um die Erwartungen und Emotionen der Nutzer während der Produktnutzung.

- *Joy of Use*

Der Aspekt der Nutzungsfreude ist vor allem bei Konsumgütern sehr wichtig, da dieser die Akzeptanz und damit die Nutzung des technischen Systems steigert. Auch in der Arbeitswelt geht mit der Freude an der Nutzung der Arbeitsmittel eine erhöhte Motivation und damit eventuell eine Leistungssteigerung einher. Die Nutzungsfreude hängt zu einem wesentlichen Teil auch von der Gebrauchstauglichkeit ab.

Die Ergonomie greift häufig auf das Perzentilkonzept zurück, um Verteilungen der zugrunde gelegten Nutzergruppe anwendbar zu machen. Die anthropometrische Ergonomie beispielsweise beschäftigt sich mit der Erreichbarkeit von Stellteilen und Greifräumen. Hier werden die anthropometrischen Maße der Bevölkerung perzentiliert angegeben und genutzt. Ein Perzentil beschreibt dabei die relative Summenhäufigkeit innerhalb einer Gruppe. Die zugrunde liegenden Zusammenhänge werden anhand Bild 2.8 exemplarisch anhand der Körpergröße genauer beleuchtet. [57]

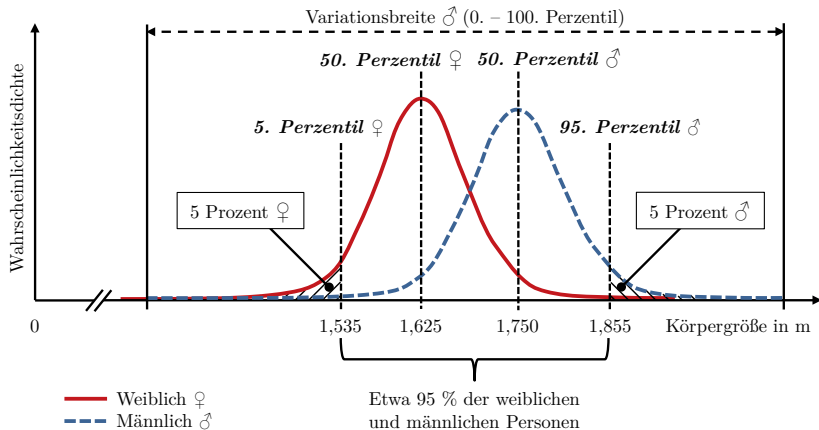


Bild 2.8: Wahrscheinlichkeitsdichteverteilung und Perzentile der Körpergröße von Männern und Frauen in Deutschland im Alter zwischen 18 und 65 Jahren auf Basis von Daten aus [51]

Am häufigsten werden das 5., das 50. und das 95. Perzentil angegeben. Das 5. Perzentil der Körpergröße besagt beispielsweise, dass genau 5 % der Gruppe kleiner sind als die dem 5. Perzentil zugeordnete Körpergröße. Das 50. Perzentil entspricht dem Median. Beim 95. Perzentil sind nur 5 % der Gruppe größer als die entsprechende Körpergröße. In der Ergonomie werden als Extremfälle oft das 5. Perzentil der weiblichen Bevölkerung und das 95. Perzentil der Männer herangezogen, um beispielsweise Platzbedarfe auszulegen.

Dieses Vorgehen führt dazu, dass nahezu 95 % der Gesamtbevölkerung von Männern und Frauen bezüglich der Körpergröße berücksichtigt werden. Die 5 % der kleinsten Frauen sowie die 5 % der größten Männer, also in Summe mindestens 5 % der Gesamtpopulation, werden vernachlässigt, je nachdem wie viele Männer kleiner sind als das 5. Perzentil der Frauen und wie viele Frauen größer sind als das 95. Perzentil der Männer.

2.2.2 Erweitertes Belastungs-Beanspruchungs-Konzept

Das Belastungs- und Beanspruchungskonzept nach ROHMERT [58] ist ein theoretischer Ansatz zur Beschreibung und Analyse der Ursache-Wirkungs-Beziehungen zwischen dem Menschen und seiner Umgebung. Dieses Konzept lässt sich gut mit Hilfe einer Analogiebetrachtung zwischen einem System der technischen Mechanik und einem der Biomechanik illustrieren (vgl. Bild 2.9).

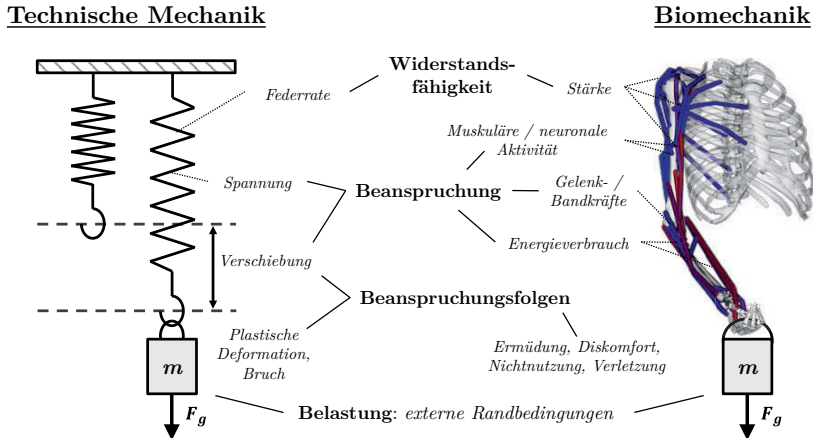


Bild 2.9: Erweitertes Belastungs-Beanspruchungs-Konzept im Vergleich von technischer Mechanik und Biomechanik

Die Feder des technischen Systems auf der linken Seite sowie der auf der rechten Seite dargestellte Bewegungsapparat sind mit einer Masse m belastet, welche eine Gewichtskraft F_g auf das jeweilige System ausübt. Die Belastung wird dabei als die Summe der von außen auf das System einwirkenden Faktoren verstanden. Die Beanspruchung fasst hingegen die systemabhängigen Folgen der Belastung zusammen.

Im mechanischen System entstehen beispielsweise Spannungen, die dazu führen, dass das Federsystem sich im Gleichgewicht befindet. Die innere Beanspruchung ist eine Reaktion auf die äußere Belastung und wirkt dieser entgegen. Die Spannungen in der Feder sowie die Verschiebung hängen allerdings nicht nur von der äußeren Belastung, sondern auch maßgeblich von der Federrate ab. Abstrakt formuliert bedeutet das, dass die Beanspruchung also eine Funktion der Widerstandsfähigkeit (Beanspruchbarkeit) und der Belastung ist. Das erweiterte Belastungs-Beanspruchungs-Konzept betrachtet auch die Folgen der Beanspruchung. Im Federsystem sind Beispiele für solche Beanspruchungsfolgen etwa eine plastische Verformung oder auch ein Federbruch aufgrund Materialversagens.

Analog dazu können die Zusammenhänge im menschlichen Bewegungsapparat beschrieben werden. Um das Muskelskelettsystem im statischen Gleichgewicht zu halten, also der äußeren Last entgegenzuwirken, müssen als innere Reaktion des menschlichen Körpers Muskelkräfte aufgebracht werden, welche das Resultat einer gewissen Muskelaktivierung sind. Die Widerstandsfähigkeit oder auch Beanspruchbarkeit ist in diesem Falle zum Beispiel die Stärke der Skelettmuskulatur. Unter Stärke wird das maximale Kraftpotenzial verstanden. In Abhängigkeit der individuellen Stärke und der äußeren Last muss die Kraftkapazität der Muskulatur unterschiedlich stark ausgeschöpft werden. Diese individuellen Beanspruchungen können schließlich zu Beanspruchungsfolgen wie z. B. Ermüdung, Diskomfort oder Verletzungen führen. In Bezug auf Nutzer-Produkt-Interaktionen ist die Folge zu hoher Beanspruchung häufig auch die Nichtnutzung eines Produkts.

Leider sind die Möglichkeiten für eine direkte Messung der inneren Beanspruchung im Menschen begrenzt. Dennoch gibt es Indikatoren, die es erlauben die auftreten- de Beanspruchung abzuschätzen. Hierbei sind z. B. die Herzfrequenz, die Atemfrequenz oder auch die Muskelaktivität zu nennen. [55]

In der nutzerorientierten Produkt- und Prozessgestaltung können neben physischen auch psychische, chemische, organisatorische oder soziale Belastungen von Interesse sein. Die Beanspruchung ist dann die psychophysische Verhaltensreaktion des Menschen als Funktion der Belastung selbst sowie seiner individuellen Kompetenzen und Fähigkeiten (z. B. Trainingsniveau, Gewöhnung). Folglich führt die identische Belastung bei unterschiedlichen Personen zu unterschiedlicher Beanspruchung. Die Beanspruchung sowie die Beanspruchbarkeit ist abhängig von den individuellen Leistungsvoraussetzungen, wie der Leistungsfähigkeit und der Leistungsbereitschaft [59].

Das erweiterte Belastungs-Beanspruchungs-Konzept kann helfen Aufschluss über die bei der Techniknutzung auftretende, individuelle Beanspruchung zu geben. In Verbindung mit dem Modell der Person-Technik-Passung (vgl. Bild 2.6) kann es herangezogen werden, um geeignete Person-Technik-Passungen zu finden und damit Über- und Unterforderungen vorzubeugen.

2.2.3 Klassische Herangehensweisen

Zur Analyse und Verbesserung der Arbeitsbedingungen werden seit Entstehung der Ergonomie Daten über die erwerbstätige Bevölkerung gesammelt und versucht diese für Entwickler in geeigneter Form aufzubereiten und zur Verfügung zu stellen. Die entsprechenden Methoden, wie z. B. Körperumrisschablonen oder die Leitmerkmalmethode, beruhen auf eigens dafür angelegten Studien oder ziehen Normwerte heran, wie etwa aus der DIN 33402 – Teil 2 über die Körpermaße des Menschen oder die DIN 33411 – Teil 5 [60] über die maximalen statischen Aktionskräfte des Menschen.

Verbreitete Methoden zur arbeitswissenschaftlichen Risikoanalyse, welche innerhalb ergonomischer Bewertungs- und Auslegungsprozesse Verwendung finden, sind:

- Körperumrisschablonen [61]
- Komfortwinkelanalyse [62]
- Ovako Working Posture Analysis System (OWAS) [63]
- Rapid Upper Limb Assessment (RULA) [64]
- Rapid Entire Body Assessment (REBA) [65]
- Ergonomic Assessment Worksheet / European Assembly Worksheet (EAWS) [66]
- Occupational Repetitive Actions (OCRA) [67]
- Maximal akzeptierte Lasten nach SNOOK und CIRELLO [68]
- NIOSH-Hebegleichung [69]
- Montagespezifischer Kraftatlas [70]
- Leitmerkmalmethode [71]

Körperumrisschablonen und Komfortwinkelanalysen kommen z. B. für Erreichbarkeits-, Sicht- und Komfortabschätzungen bei sitzenden Tätigkeiten und der Gestaltung von Fahrzeuginnenräumen zum Einsatz. Die übrigen Methoden dienen der Analyse manueller, zumeist repetitiver Arbeitshandlungen. Sie dienen der Vermeidung arbeitsbedingter Erkrankungen des Muskelskelettsystems. Hierfür werden Kriterien wie die Höhe, die Dauer und Häufigkeit der Kraftausübung, die bei einer Tätigkeit auftretenden Körperhaltungen, die Hand-Arm-Stellung sowie sonstige Ausführungsbedingungen oder auch Aspekte der Arbeitsorganisation berücksichtigt. Das resultierende Bewertungsergebnis lässt sich schließlich mit Hilfe eines Ampelsystems in sichere bzw. ergonomisch verbesserungswürdige, gesundheitsgefährdende Tätigkeiten kategorisieren. Sie können als Papier-Bleistift-Methode oder virtuell von Ergonomie-Experten durchgeführt werden, die die Arbeitsabläufe beobachten. Die virtuellen Methoden und Werkzeuge werden im nachfolgenden Kapitel vorgestellt.

Zu beachten ist, dass die aufgeführten Methoden innerhalb der Rahmenbedingungen der zugrunde gelegten empirischen Studien angewendet werden müssen. Extrapolationen außerhalb der untersuchten Bereiche sind grundsätzlich nicht zulässig. Außerdem werden dynamische Effekte, wie etwa bei schnelleren Bewegungen auftretende Trägheitskräfte, vernachlässigt. Diese können allerdings einen beträchtlichen Anteil an der Beanspruchung des Bewegungsapparates haben [72].

Neben den physischen Effekten ist in der Ergonomie oft auch das subjektive Belastungsempfinden bei einer Tätigkeit von Interesse. Solche psychophysischen Beanspruchungen werden häufig mit der Borg-Skala [73] oder dem Nasa-TLX (Task Load Index) [74] in Form von Befragungen erfasst.

2.2.4 Virtuelle Methoden und Werkzeuge

Auch in der Ergonomie erfolgt vermehrt eine Virtualisierung der Gestaltungsaktivitäten. Die Gründe sind vergleichbar mit denen für die virtuelle Produktentwicklung. Die virtuelle Ergonomie [75] fasst alle rechnerunterstützten Methoden und Werkzeuge für die menschenzentrierte Produkt- und Prozessgestaltung zusammen. Die Virtualisierung ermöglicht im Sinne des Predictive Engineering-Ansatzes der virtuellen Produktentwicklung [18] einen Wandel von der korrektiven Ergonomie hin zu einer prospektiven Ergonomie [54]. Die Virtualisierung der Produktentwicklung bis hin zur digitalen Abbildung der Herstellungsprozesse wird als Digitale Fabrik bezeichnet. Hierbei sollen auch ergonomische Aspekte durchgängig berücksichtigt werden [76]. Operationalisiert wird die virtuelle Ergonomie meist durch digitale Menschmodelle, also rechnerinternen Abbildungen der für den jeweiligen Anwendungsfall relevanten Eigenschaften, Fähigkeiten und Verhaltensweisen des Menschen. BUBB und FRITZSCHE [77] kategorisieren digitale Menschmodelle nach ihrem Anwendungsgebiet in anthropometrische, anatomische, kognitive, biomechanische Modelle sowie Modelle für die Fertigungsplanung.

Anthropometrische Menschmodelle können als digitale Abbildung der Körperumrisschablonen angesehen werden. Sie ermöglichen die Darstellung interindividueller Unterschiede der Körpermaße, welche meist perzentiliert für verschiedene Regionen und Kulturkreise angegeben werden. Die Modelle enthalten neben einem kinematischen Skelett, welches die Einstellung unterschiedlicher Körperhaltungen ermöglicht, auch ein dreidimensionales Oberflächenmodell des Körpers. Anthropometrische Modelle werden äquivalent zu den Körperumrisschablonen für Erreichbarkeits- und Sichtanalysen im Fahrzeugbereich eingesetzt. Die vorherrschenden kommerziellen CAD-Systeme und auch Fertigungsplanungsapplikationen stellen anthropometrische Menschmodelle in unterschiedlichen Größenperzentilen zur Verfügung. Sie stellen meist Körperhaltungsbibliotheken zur Verfügung und integrieren auch Werkzeuge zur arbeitswissenschaftlichen Risikoanalyse, wie etwa RULA, REBA oder auch die NIOSH-Hebgleichung. Sie sind in der Lage die im Manikin eingestellten Körperhaltungen in Verbindung mit manuell einzugebenden Zusatzinformationen, wie etwa die Lasthöhe oder auch die Wiederholungsanzahl, das Gefährdungspotenzial abzuschätzen. Somit wird eine prospektive, rechnerunterstützte Optimierung von Arbeitsplätzen mit Hilfe der klassischen Ergonomiemethoden erreicht, auch wenn hiermit keine individuell auftretenden Beanspruchungen sowie zu erwartende physiologische Folgeerscheinungen aufgedeckt werden können. Einige anthropometrische Menschmodelle bieten auch bereits erste Zusatzmodule zur Abschätzung maximaler Aktionskräfte in vorgegebenen Körperhaltungen, wie etwa RAMSIS [78] und HUMOSIM [79]. RASMSIS ist in der Lage Fahrerkörperhaltungen vorherzusagen, den Sitzkomfort abzuschätzen und auch Ein- und Ausstiegsszenarien zu simulieren. [25; 34]

Modelle zur Fertigungsplanung stellen eine Erweiterung der anthropometrischen Modelle um Methoden der Zeitplanung und Logistik dar. Die Zeitplanung erfolgt meist mittels MTM-Methoden (Methods-Time-Measurement). Dabei werden für die unterschiedlichen Bewegungsabschnitte der Montagetätigkeit Normzeiten festgelegt. In einem der fortschrittlichsten Planungstools, dem Editor menschlicher Arbeit (ema) [80], werden diese Elementarbewegungen Verrichtung genannt, welche aneinandergereiht komplexe Bewegungsabläufe ergeben. [34; 77]

Anatomische Modelle ermöglichen die detaillierte Darstellung der inneren Strukturen des Körpers. Detaillierte Voxelmodelle, wie etwa der Voxel-Man [81], enthalten sämtliche innere Organe. Damit können z. B. Operationen in VR simuliert und geplant werden. Die für die Darstellung verwendeten Voxel sind im Prinzip volumetrische Pixel. [77]

Kognitive Modelle hingegen repräsentieren menschliches Verhalten in Entscheidungs- und Kontrollsituationen. Hier wird der Informationsfluss in Form von Ursache-Wirkungs-Beziehungen oder Wahrscheinlichkeitsmodellen abgebildet [77]. Analysen des kognitiven Verhaltens von Wahrnehmungsprozessen, Lernprozessen oder auch Emotionen und menschliches Versagen werden ermöglicht [82; 83].

Biomechanische Menschmodelle stellen ebenso, wie die Modelle zur Fertigungsplanung, eine Erweiterung anthropometrischer Modelle dar. Ziel ist es, physikalische Effekte im Zusammenhang mit dem menschlichen Bewegungsapparat zu verstehen [34]. Simulationen mit solchen muskuloskelettalen Menschmodellen ermöglichen Erkenntnisse über die Leistungsfähigkeit und Beanspruchung des Menschen in einer konkreten Belastungssituation im Sinne des Belastungs-Beanspruchungs-Konzeptes [84]. Sie erlauben einen Blick ins Innere des Menschen zur Identifikation von außerhalb nicht oder nur schwer messbarer Vorgänge. Muskuloskelettale Simulationen sind ein leistungsstarkes Werkzeug und dienen unter anderem der Ermittlung von Beanspruchungs- und Leistungsparametern des Muskelskelettsystems für Bewegungsanalysen im Sport [85]. Sie finden aber auch Einsatz in der neurologischen Grundlagenforschung sowie im Rahmen der Operationsplanung in der chirurgischen Orthopädie [86–89] und der Medizintechnik. Biomechanische Menschmodelle finden seit kürzerem auch Einzug in die nutzerorientierte Produkt- und Prozessgestaltung [25; 90]. Auch hochintegrierte assistive Technologien wie Exoskelette können damit ausgelegt werden [91; 92]. Muskuloskelettale Menschmodelle können in der gesamten Produktentstehung sinnvoll angewendet werden. Auch bereits in sehr frühen Phasen, wie etwa der Anforderungsklä rung, können im Sinne des Frontloadings Abschätzungen mittels simulativer Vorstudien durchgeführt werden. Aktuelle biomechanische Simulationssysteme sind das AnyBody Modeling System [93], OpenSim [94], LifeMOD [95] und Santos [96]. Santos und auch das anthropometrische Simulationssystem HUMOSIM stellen bereits vielversprechende Funktionen zur aufgabenorientierten Bewegungssynthese zur Verfügung. Santos und LifeMOD

ermöglichen darüber hinaus einen direkten CAD-Import zur Abbildung von Mensch-Maschine-Interaktionen.

Die unterschiedlichen Modellarten integrieren immer mehr auch Funktionalitäten der anderen Menschmodellarten. Aufgrund des stets wachsenden Funktionsumfangs werden die zur Verfügung stehenden Simulationssysteme immer leistungsfähiger. Im Zuge dessen können immer mehr Anwendungsgebiete erschlossen werden.

WISCHNIEWSKI [97] ermittelte im Rahmen einer Expertenbefragung der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA) den Status Quo und die für die Zukunft als wichtig erachteten Weiterentwicklungsmöglichkeiten rechnergestützter Ergonomietools zur frühzeitigen Berücksichtigung ergonomischer Anforderungen in der Planungsphase. Als Stärken der digitalen Ergonomietools wurden die Realisierung kürzerer Entwicklungs- bzw. Planungszeiten, eine erhöhte Transparenz im Planungsprozess, eine frühzeitige Absicherung der Gestaltungslösung, die Möglichkeit des Bewertens von Gestaltungsalternativen, die Kosteneinsparung und eine gezielte Visualisierung im Planungsprozess aufgeführt. Darüber hinaus wurde die Erhöhung der Probandensicherheit durch den Wegfall kritischer Probandenversuche genannt. Ferner wurde auf die Relevanz der Entwicklung von passenden Produkten für gesamte Zielpopulationen hingewiesen. Hemmnisse bei der Anwendung und damit Defizite digitaler Ergonomiewerkzeuge sahen die befragten Experten vor allem in der hohen Komplexität der Softwaresysteme, der zum Teil nicht nachgewiesenen Validität, dem Fehlen von Standards für digitale Ergonomiewerkzeuge, den häufig hohen Anschaffungskosten, einem hohen Zeitaufwand für die Durchführung virtueller Simulationen und die hohen Betriebs- und vor allem Schulungskosten. Auch sollte die Gebrauchstauglichkeit der vorhandenen Softwaresysteme verbessert werden.

Eine Befragung von MÜHLSTEDT und SPANNER-ULMER [98] ergab, dass digitale Menschmodelle am häufigsten für Visualisierungszwecke, Erreichbarkeits-, Sicht-, Maß- und Haltungsanalysen eingesetzt werden. Aus Expertensicht sind in Zukunft vor allem Weiterentwicklungen im Bereich der Haltungs- und Kraftanalysen sowie der Animation der Menschmodelle notwendig.

2.3 Biomechanik und muskuloskelettale Modellierung

Der Biomechaniker und Kinesiologe D. A. WINTER versteht die Biomechanik als ein interdisziplinäres Feld zur Beschreibung, Analyse und Beurteilung menschlicher Bewegungen [99]. Die Biomechanik ist dabei mit anderen Bereichen der Bewegungswissenschaften, wie etwa der Neurophysiologie, der Trainingsphysiologie oder der funktionellen Anatomie, eng verflochten. Die Biomechanik versucht das Bewegungsverhalten mittels Gesetzmäßigkeiten aus der Mechanik, der Anatomie und der

Physiologie zu beschreiben. Hierzu sind zusätzlich Kenntnisse über physikalische, chemische und biologische Zusammenhänge vonnöten. [99]

2.3.1 Anwendungsgebiete

RICHARD und KULLMER [100] unterteilen die Arbeitsgebiete der Biomechanik in die orthopädische Biomechanik, die Arbeitswissenschaft/Arbeitsphysiologie und die Sportbiomechanik.

In der orthopädischen Biomechanik werden Gang- und Bewegungsanalysen zur Identifikation der Zusammenhänge zwischen mechanischer Belastung und orthopädischen Beschwerden durchgeführt. Diese unterstützen die Planung präventiver und rehabilitierender Maßnahmen oder auch die Auslegung von Orthesen, Prothesen und Implantaten. In der Arbeitswissenschaft/Arbeitsphysiologie dienen biomechanische Analysen der Humanisierung und Ökonomisierung von Arbeitsvorgängen und der Gestaltung von Gebrauchsgegenständen. In der Sportbiomechanik werden sportliche Bewegungsabläufe analysiert und optimiert sowie die von Sportlern genutzte Sportausrüstung optimiert.

In allen drei Bereichen der Biomechanik wird demzufolge versucht die Bewegungsabläufe und Interaktionen zwischen Menschen und technischen Systemen so zu gestalten, dass bei möglichst hoher Leistung des Gesamtsystems keine Verletzungen des menschlichen Bewegungsapparates infolge Überbeanspruchungen oder unphysiologischer Beanspruchungen auftreten. [100]

Dank dieser relativ breiten Aufstellung der Biomechanik können verschiedenste Systembetrachtungen adressiert werden. Nichtsdestotrotz lassen sich diese in Fragen der Kinematik und Kinetik (Skelettbewegungen, Muskelkoordination, skelettale Kräfte) sowie der Strukturmechanik (Gewebebemechanik, Spannungen/Deformationen) einordnen. Kinematik und Kinetik werden mit der Simulationsdisziplin der Mehrkörpersysteme adressiert, strukturmechanische Problemstellungen mittels der Finite-Elemente-Methode (FEM).

Oft werden auch die Ergebnisse muskuloskelettaler Mehrkörpersimulationen (Muskel-/Gelenkreaktionskräfte) als Randbedingungen strukturmechanischer FE-Simulationen herangezogen, z. B. zur Auslegung der Befestigung von Osteosyntheseplatten zur Frakturversorgung [101].

Die vorliegende Arbeit befasst sich mit der Kinematik und Dynamik von Mensch-Technik-Interaktionen, weshalb sich die folgenden Abschnitte auf die Modellierung und die Simulation muskuloskelettaler Mehrkörpersysteme beschränken.

2.3.2 Bewegungsapparat

Das Muskelskelettsystem besteht vereinfacht ausgedrückt aus einem passiven Bewegungsapparat, dem Skelettsystem, und einem aktiven Bewegungsapparat, dem Muskelsystem [100].

Die Knochen des passiven Bewegungsapparates bieten eine hohe strukturelle Steifigkeit, obwohl diese nur etwa 10 % des Körpergewichts ausmachen. Bei Erwachsenen besteht dieser Stützapparat aus etwa 215 Knochen. Trotz der geringen Knochenmasse bietet z. B. ein durchschnittlicher Oberschenkelknochen eine Tragfähigkeit von etwa 1.650 kg. Die Knochen sind über Gelenke miteinander verbunden. Es werden unechte Gelenke (Synarthrosen), also knorpelige, knöcherne oder bindegewebsartige Verbindungen, und echte Gelenke (Diarthrosen) unterschieden. Zum passiven Bewegungsapparat gehören neben den Knochen und den Gelenken auch Bänder, welche als lastübertragende Elemente für die Statik des Stützapparates unabdingbar sind. Bei den echten Gelenken befindet sich zwischen den gelenkbildenden Enden der Knochen ein Gelenkspalt. Die Gelenkflächen sind mit Knorpeln überzogen. Das Gelenk wird von einer Gelenkkapsel umschlossen, in welcher sich eine schmierende Flüssigkeit (Synovia) befindet. Die echten Gelenke stellen die Bewegungsmöglichkeiten des passiven Bewegungsapparates zur Verfügung, die durch die Bänder und sonstige bindegewebsartige Verbindungen oder auch die Dehnung der Skelettmuskulatur eingeschränkt werden. Das daraus resultierende Bewegungsausmaß wird passive Beweglichkeit bezeichnet. Das Bewegungsausmaß, das aus eigener Kraft erzeugt werden kann, wird hingegen als aktive Beweglichkeit bezeichnet. Eine weitere Kategorie ist die aktiv-assistierte Beweglichkeit. [100; 102]

Die Muskeln sind in der Lage durch aktive Verkürzung Kräfte zur Bewegung des passiven Bewegungsapparates zu erzeugen. Die circa 400 Skelettmuskeln Erwachsener machen bei Männern etwa 40 % des Körpergewichts aus. Bei Frauen ist der Anteil deutlich geringer. [102]

Bild 2.10 zeigt vereinfacht das Muskelskelettsystem am Beispiel eines Arms. Der Oberarmknochen (Humerus) ist über das Schultergelenk (Glenohumeralgelenk) am Schulterblatt (Scapula) angebracht. Das Schulterblatt ist wiederum über Muskeln mit dem Brustkorb (Thorax) verbunden. Diese Muskeln sind hier jedoch nicht dargestellt. Am anderen Ende des Oberarms findet sich der Unterarm, bestehend aus Elle (Ulna) und Speiche (Radius). Ober- und Unterarm sind über das Ellenbogengelenk verbunden. Der zweiköpfige Musculus biceps brachii verläuft von seinem Ursprung am Schulterblatt zum Ansatz an der Speiche. Seine Hauptfunktion ist die Beugung (Flexion) des Ellenbogengelenks. Je nach Unterarmstellung ist der Bizeps allerdings auch in der Lage den Unterarm zu supinieren oder zu pronieren. Der lange Kopf unterstützt die Abduktion (Wegführen), der kurze Kopf die Adduktion (Heranführen) des Armes im Schultergelenk. An diesem stark vereinfachten Beispiel wird klar, wie komplex die Zusammenhänge im Bewegungsapparat sind. [103]

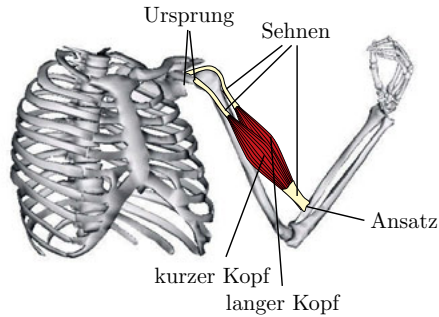


Bild 2.10: Prinzipieller Aufbau des Muskelskelettsystems am Beispiel des Arms und des M. biceps brachii

Seit fast einem halben Jahrhundert ist es ein Anliegen der Wissenschaft, das Muskelskelettsystem und dessen Verhalten rechnerintern abzubilden und berechenbar zu machen. CHAFFIN [104] beschrieb bereits 1969 ein rechnerbasiertes muskuloskelettales Mehrkörpermodell für erste Simulationen von Hebetätigkeiten. Aufgrund der stets steigenden Rechenressourcen werden auch die Modelle immer fortschrittlicher. Santos [96] ist ein aktuelles Modell, das erste Körperhaltungsoptimierungen, Bewegungssynthese und eine Größenperzentilierung sowie ein Hautmodell vereint.

Bild 2.11 zeigt die allgemein anerkannte Konvention über die Achsen- und Ebenenbezeichnung im menschlichen Körper.

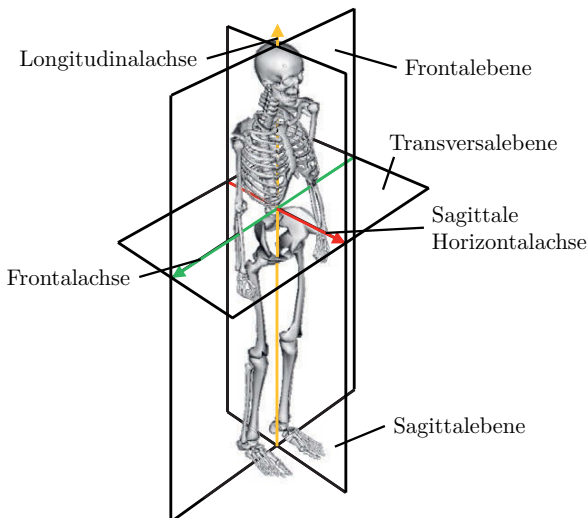


Bild 2.11: Konvention über die anatomischen Ebenen und Achsen im Körper

2.3.3 Muskuloskelettale Mehrkörperdynamik

Muskuloskelettale Menschmodelle werden meist in Form starrer Mehrkörpersysteme (MKS) modelliert, die wiederum durch Muskeln aktuiert werden. Die starren Körper sind hierbei die Knochen, welche die einzelnen Körperteile repräsentieren. Diese Vereinfachung kann getroffen werden, da die Verformungen der Knochen bei Alltagsbewegungen sehr klein sind. Den Knochen werden hierbei die Massen und Trägheiten der Körperteile zugeordnet. Die Knochen sind, wie bereits erwähnt, über Gelenke miteinander verbunden. Die idealisierten Gelenke stellen die Freiheitsgrade des Mehrkörpersystems zur Verfügung. Die minimale Anzahl an Koordinaten zur Beschreibung des räumlichen Zustands eines Mehrkörpersystems werden generalisierte Koordinaten genannt. Die Muskeln stellen die Aktuatoren des Mehrkörpersystems dar. Sie folgen einem linienartigen Verlauf vom Ursprung bis hin zum Ansatz. Fixpunkte an den von den Muskeln überspannten Knochensegmenten oder Wrapping-Oberflächen dienen der detaillierten Abbildung der Muskelverläufe, mit dem Ziel möglichst in jeder Körperhaltung physiologisch korrekte Hebelarme der Muskeln in Bezug auf die Gelenkrotationszentren zu erzeugen.

Alternativ ist es auch möglich die Gelenke in Form von Kontakten in Verbindung mit Bändern und weiterem Bindegewebe zu modellieren [105–107]. Knochen- und bandgeführte muskuloskelettale Modelle eignen sich bisher allerdings eher für Detailbetrachtungen einzelner Körperregionen als für die Simulation von Ganzkörperbewegungen.

Die Bewegungsgleichung für durch Muskeln aktuierte, starre Mehrkörpersysteme kann folgendermaßen formuliert werden [108]:

$$\mathbf{M}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}}^2 + \mathbf{G}(\mathbf{q}) + \mathbf{R}(\mathbf{q})\mathbf{F}_M + \mathbf{E}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) = \mathbf{0} \quad (2.1)$$

Dabei gilt:

\mathbf{q}	Vektor der generalisierten Koordinaten
$\dot{\mathbf{q}}$	Vektor der generalisierten Geschwindigkeiten
$\ddot{\mathbf{q}}$	Vektor der generalisierten Beschleunigungen
$\mathbf{M}(\mathbf{q})$	Massenmatrix des Gesamtsystems
$\mathbf{M}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}}$	Vektor der Trägheitskräfte und -momente
$\mathbf{C}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}}^2$	Vektor der Zentrifugal- und Korioliskräfte/-momente
$\mathbf{G}(\mathbf{q})$	Vektor der Gravitationskräfte und -momente
$\mathbf{R}(\mathbf{q})$	Matrix der Muskelhebelarme
\mathbf{F}_M	Vektor der Muskelkräfte
$\mathbf{R}(\mathbf{q})\mathbf{F}_M$	Vektor der Muskelmomente
$\mathbf{E}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$	Vektor der äußeren Kräfte und Momente

2.3.4 Muskelphysiologie und Muskelmodellierung

Einer der wichtigsten Bestandteile muskuloskelettaler Menschmodelle ist die Muskulatur. Deshalb muss auch die Muskelphysiologie in geeigneter Weise abgebildet werden. Hierfür ist ein Grundverständnis über die Struktur und Funktionsweise der Skelettmuskulatur nötig.

Neben der Skelettmuskulatur kommen im menschlichen Körper weitere Muskeltypen vor. Hierzu zählen die glatte Muskulatur der Hohlorgane oder auch die quergestreifte Herzmuskulatur. Im Unterschied zur Skelettmuskulatur, können diese nicht willkürlich kontrahiert werden. Für die vorliegende Arbeit ist jedoch nur die Skelettmuskulatur relevant, weshalb sich die folgenden Ausführungen auf diese beschränken.

Bild 2.12 zeigt schematisch den Aufbau der Skelettmuskulatur.

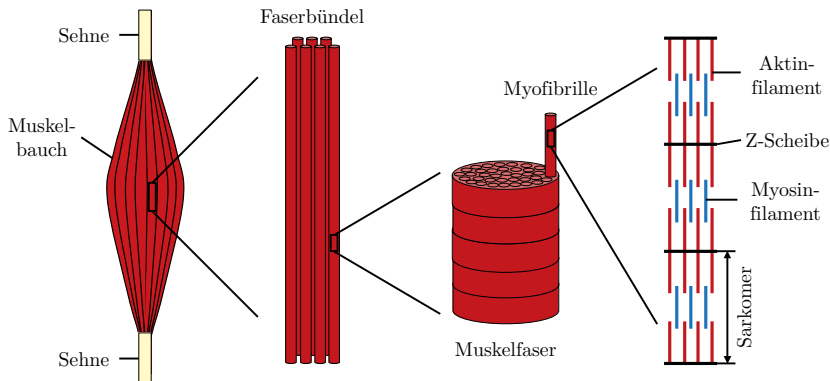


Bild 2.12: Aufbau der Skelettmuskulatur von der Makrostruktur (links) bis zu den kleinsten Funktionseinheiten, den Sarkomeren (rechts)

Im Unterschied zur glatten Muskulatur und zur Herzmuskulatur, ist die Skelettmuskulatur hauptsächlich für willkürliche Körperbewegungen zuständig. Jeder Muskelbauch besteht dabei aus einer Vielzahl von Muskelfaserbündeln, welche wiederum aus einzelnen Muskelfasern bestehen. Die spindelförmigen Muskelfasern sind die Muskelzellen. Sie weisen Längen im Bereich von 1 mm bis 40 cm bei Durchmessern von 10 – 200 μm auf. Die Muskelfasern enthalten bis zu mehrere Hundert Myofibrillen mit Durchmessern von 0,5 – 2 μm . Die Myofibrillen wiederum bestehen aus mehreren Hundert aneinandergereihten Sarkomeren. Die Sarkomere stellen die kleinsten Funktionseinheiten der Muskeln dar. Hauptbestandteile der in Ruhelänge etwa 2 μm langen Sarkomere sind Aktin- und Myosinfilamente. Ein Filament ist ein Faden aus aneinandergereihten Proteinen. Die sogenannten Z-Scheiben grenzen die Sarkomere voneinander ab. Die dünneren Aktinfilamente entspringen diesen

Begrenzungen. Die dickeren Myosinfilamente hingegen befinden sich zwischen den Aktinfilamenten. Zusammengehalten werden die einzelnen Komponenten durch verschiedene Bindegewebe. Die Sehnen ermöglichen letztlich die Kraftübertragung der Muskeln auf die Knochen (vgl. Bild 2.10) und damit die Bewegung des Skelettsystems. [102; 108]

Die Filamentgleittheorie [109] beschreibt die Vorgänge bei einer Muskelkontraktion. Demnach werden Längenänderungen der Muskulatur durch das Ineinandergleiten der Filamente ermöglicht. Die einzelnen Filamente ändern ihre eigene Länge dabei nicht. Damit Muskeln kontrahieren und Kräfte erzeugen können, wird in diesen chemische Energie in Kraft umgewandelt. Die willentliche motorische Ansteuerung der Muskeln erfolgt dabei vom Zentralnervensystem (ZNS) über die Erregung von Nervenfasern. Sobald ein Nervenimpuls über die motorischen Endplatten an die kontraktile Einheiten des Muskels weitergeleitet wird, können durch chemische Veränderungen im Sarkomer die Myosinköpfchen am Aktinfilament andocken. Diese Myosinköpfchen sind kleine Fortsätze an den Myosinfilamenten, welche eine Querbrückenbindung mit den Aktinfilamenten ermöglichen. Die Myosinköpfchen klappen dann um, so dass sich die Myosinfilamente in die Aktinfilamente hineinziehen. Die Energiebereitstellung für die Muskelkontraktion erfolgt in Form von Adenosintriphosphat (ATP), welches unter Abgabe der mechanischen Energie in Adenosindiphosphat (ADP) und Phosphatrest aufgespalten wird. Danach lagert sich neues ATP am Myosin an und das Myosinköpfchen löst sich vom Aktinfilament. Dieser Querbrückenzyklus ermöglicht kleinste Bewegungen der Filamente zueinander. Größere Muskelverkürzungen erfolgen durch mehrfache Wiederholung dieses Prozesses. Die Muskelkontraktion ist das Gesamtergebnis aus den Einzelzuckungen. Das für die Kontraktion benötigte ATP wird in den Mitochondrien (Sarkosomen), den Zellkraftwerken, resynthetisiert. Die benötigte Energie liegt im Körper in Form von Kreatinphosphat, Glukose, Glykogen, Triglyceriden und Proteinen vor. Je nach Stoffwechselweg werden hier die aerobe, die anaerob-laktazide und die anaerob-alkalazide Energiebereitstellung unterschieden. [103]

Je nach Längenänderung des Muskelbauchs können unterschiedliche Kontraktionsarten unterschieden werden, nämlich die konzentrische, die exzentrische und die isometrische Muskelkontraktion. Bei der konzentrischen Kontraktion verkürzt sich der Muskel, bei der exzentrischen verlängert er sich. Die isometrische Muskelkontraktion ist durch eine gleichbleibende Länge charakterisiert. Auch wenn im physikalischen Sinne bei der isometrischen Muskelkontraktion aufgrund der fehlenden Längenänderung keine Arbeit verrichtet wird, muss für die Krafterzeugung dennoch Energie für die Querbrückenbildung aufgewendet werden. Auch bei der exzentrischen Muskelkontraktion wird Energie verbraucht. [103]

Die Skelettmuskulatur kann nochmals in rote und weiße Muskulatur unterschieden werden. Die rote, langsam kontrahierende Muskulatur kommt bei eher ausdauernden Bewegungen zum Einsatz. Sie weist eine höhere Mitochondriendichte auf als

die weiße Muskulatur. Die weißen, schnellen Muskelfasern ermüden zwar schneller, können jedoch höhere Kräfte erzeugen. [110]

Die Modellierung der Muskulatur erfolgt meist in Anlehnung an das HILLsche Muskelmodell [111]. HILL-typische Muskelmodelle bestehen aus einem kontraktilem, einem parallelelastischen und einem seriellelastischen Element (vgl. Bild 2.13).

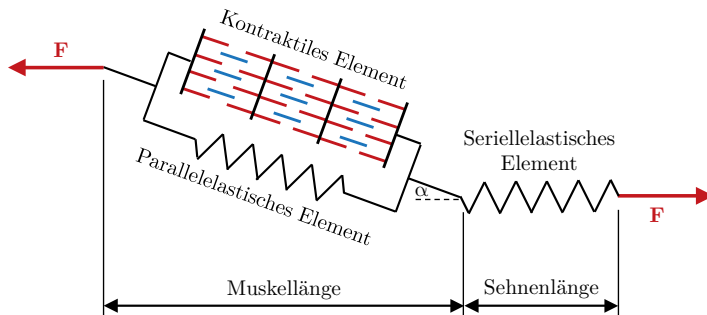


Bild 2.13: Aufbau des HILL-typischen Muskelmodells nach [112]

Das Modell ermöglicht die Abbildung der komplexen, nicht-linearen Eigenschaften der Muskelkraftherzeugung. Die aktive Verkürzung und Kraftherzeugung selbst findet im kontraktilem Element statt, welches die Querbrückenbindung auf Sarkomerebene darstellt. Das parallelelastische Element im Modell bildet die Elastizität des Bindegewebes ab, das die einzelnen Muskelbestandteile zusammenhält. Das seriellelastische Element bildet die elastischen Eigenschaften der seriell zum Muskelbauch angeordneten Sehnen ab.

Kernparameter für die Modellbildung der Muskeln sind die maximale isometrische Kraft, die optimale Muskelfaserlänge, die Gesamtruhelänge bestehend aus Muskel- und Sehnenlänge, die maximale Verkürzungsgeschwindigkeit und der Fiederungswinkel α (vgl. Bild 2.13). Der Fiederungswinkel beschreibt den Winkel der Muskelfaserverläufe zur Ausrichtung des Muskelbauchs zwischen Ursprungs- und Ansatzsehne. Dieser beeinflusst das Verkürzungspotenzial des Muskels sowie die erzeugbare Muskelkraft.

Die von einem Muskel erzeugte Kraft hängt neben den genannten Muskelparametern von drei dimensionslosen Zustandsgrößen ab, der Muskelaktivierung, der normierten Muskellänge und der normierten Verkürzungsgeschwindigkeit. Die Zusammenhänge zwischen der erzeugten Muskelkraft und der normierten Muskellänge sowie der normierten Verkürzungsgeschwindigkeit zeigt Bild 2.14. Der Muskelaktivierungsparameter skaliert schließlich die unter den gegebenen Bedingungen maximal mögliche Kraft.

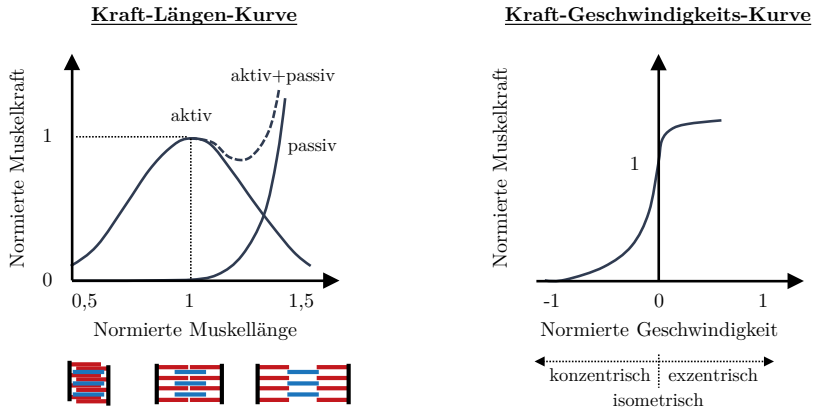


Bild 2.14: Muskelkraftverlauf in Abhängigkeit der Muskellänge (links) und der Verkürzungsgeschwindigkeit (rechts) nach [112; 113]

Die Kraft-Längen-Beziehung wird häufig in Form einer Gauß-Kurve angenähert [112]. Bei einer normierten Länge von 1, also der Ruhelänge, erzeugt das kontraktile Element bei voller Aktivierung die maximale isometrische Kraft. Muskelphysiologisch bedeutet das, dass sich in dieser Länge die Aktin- und Myosinfilamente genau überdecken. Umso geringer die Muskellänge, desto mehr überschneiden sich die Aktinfilamente und die Fähigkeit Querbrücken zu bilden sinkt. Damit geht auch ein niedrigeres Kraftpotenzial in diesem Bereich einher. Auch im Falle größerer normierter Muskellängen sinkt das Kraftpotenzial, da sich die Myosinfilamente aufgrund der geringeren Überdeckung bei größerer Muskellänge weniger im Einflussbereich der Aktinfilamente befinden. [114]

Man geht davon aus, dass Skelettmuskeln etwa im Bereich des 0,5 bis 1,5-fachen der normierten Muskellänge aktiv Kraft erzeugen können. Umso größer allerdings die Muskellänge wird, desto größer wird die Dehnung des Muskels, wodurch letztlich eine passive Kraft entsteht. [113; 114]

Bei der dimensionslosen Kraft-Geschwindigkeitsbeziehung ist die maximale Muskelkraft normiert auf den isometrischen Zustand. Mit zunehmender Verkürzungsgeschwindigkeit reduziert sich bei konzentrischer Arbeit das Kraftpotenzial der Muskeln. Hier ist die Geschwindigkeit der Querbrückenbindung in Verbindung mit dem Verkippen der Myosinköpfchen limitierend. Bei exzentrischer Arbeit, also Verlängerung der Muskulatur während der Kontraktion, sind sogar höhere Muskelkräfte als bei isometrischer Muskelkontraktion möglich.

Um schließlich die Muskelkraft eines Muskels in einer bestimmten Position berechnen zu können, wird im ersten Schritt die maximale isometrische Kraft des Muskels auf Basis der vorliegenden normierten Muskellänge und der normierten

Verkürzungsgeschwindigkeit skaliert. Das Ergebnis entspricht der maximalen Muskelkraft unter diesen Bedingungen. Dieser Wert kann dann mit der vorliegenden Aktivierung multipliziert werden und ergibt damit die durch den Muskel erzeugte Kraft. [112; 113]

Erweiterungen dieser Muskelmodelle berücksichtigen zudem Ermüdungs- und Erholungseffekte auf Basis der Aktivierungshistorie. Bild 2.15 zeigt schematisch den Zusammenhang zwischen dem aufgebrauchten Anteil der maximal erzeugbaren Muskelkraft und der dabei möglichen Kontraktionsdauer. Im Menschmodell kann die maximale Muskelkraft auf Basis solcher Zusammenhänge dann zusätzlich mit einem Ermüdungswert skaliert werden. [115]

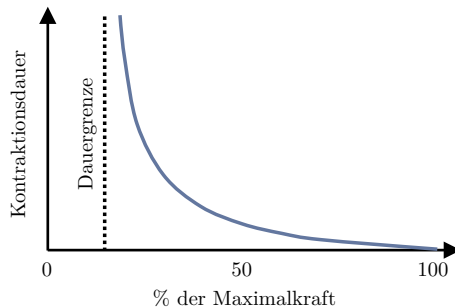


Bild 2.15: Maximale Haltedauer in Abhängigkeit der erzeugten Haltekraft der Skelettmuskulatur [115]

2.4 Muskuloskelettale Simulation

Wie bereits erwähnt, ermöglichen muskuloskelettale Simulationssysteme neben kinematischen auch dynamische Analysen. Ein Beispiel hierfür ist die Berechnung des Beanspruchungszustands im menschlichen Bewegungsapparat in Folge eines bestimmten Bewegungsverhaltens und äußerer Einflüsse. Die für die Modellierung benötigten Parameter, wie etwa die Muskelverläufe, Gelenkrotationszentren, Körperteilabmessungen, oder auch die Muskelparameter, stammen größtenteils aus Kadaverstudien wie der von KLEIN HORSMAN et al. [116]. Auf Basis solcher Daten stellen die meisten biomechanischen Simulationssysteme generische Modelle zur Verfügung. Abhängig vom Einsatzzweck müssen diese vor der Verwendung für Simulationen noch spezifisch angepasst werden.

2.4.1 Modellanpassung

Für den Einsatz der muskuloskelettalen Modelle nach der konventionellen Vorgehensweise (vgl. Kapitel 2.4.3) wird zunächst die Anthropometrie des Mensch-

modells an den jeweiligen Probanden angepasst. Die Basis hierfür bilden Bewegungsaufzeichnungen mit realen Probanden. Die Skalierung der Abmessungen der einzelnen Körperteile erfolgt dabei auf Basis von Markerabständen, welche mittels optischer markerbasierter Bewegungserfassungssysteme aufgezeichnet wurden. Hierzu werden an den Körperteilen des realen Probanden Marker angebracht. An den korrespondierenden Positionen am Menschmodell werden analog virtuelle Marker angebracht. Aus der Messung werden jeweils die relativen Abstände zweier Marker berechnet und mit dem Abstand des entsprechenden virtuellen Markerpaars verglichen. Aus den resultierenden Verhältnissen der realen und virtuellen Markerabstände können schließlich die Skalierungsfaktoren für die Anpassung des generischen Modells an die Anthropometrie des realen Probanden berechnet werden. Die Masseneigenschaften des Menschmodells werden gleichzeitig so skaliert, dass das Menschmodell die Körpermasse des Probanden widerspiegelt. Auch Muskelparameter, wie die Muskelruhelänge und Muskelfaserlänge, werden angepasst, um die ursprüngliche Krafterzeugungscharakteristik möglichst beizubehalten. [94]

Alternativ kann eine anthropometrische Skalierung muskuloskelettaler Menschmodelle auf Basis empirischer Populationsdaten wie z. B. der DIN 33402-2 [51] erfolgen. Die Bewegungsmöglichkeiten der Gelenke können hier, wie auch bei den anthropometrischen Menschmodellen, nach empirischer Erfahrung eingeschränkt werden.

Auf die Verwendung von Beweglichkeitsgrenzen wird zumindest im Fall der konventionellen Vorgehensweise meist verzichtet, da die beobachtete Bewegung von dem jeweiligen Probanden ausgeführt werden konnte. Auch eine Stärkeanpassung wird meist nicht durchgeführt, da die hierfür nötigen Daten gewöhnlich nicht vorliegen.

Bei der Modellierung subjektspezifischer oder auch patientenspezifischer Modelle kommen hingegen gänzlich andere Verfahren zum Einsatz. Hier wird die muskuloskelettale Geometrie mittels bildgebender Verfahren anhand des lebendigen Probanden extrahiert. Die Computertomographie (CT) und auch die Magnetresonanztomographie (MRT) ermöglichen eine dreidimensionale Rekonstruktion der inneren Strukturen des Körpers. Dieses Vorgehen ermöglicht eine detaillierte Modellierung und Analyse muskuloskelettal erkrankter Personen. Darauf aufbauend können operative Eingriffe zur Behandlung der vorliegenden Erkrankungen simuliert und die Folgen virtuell abgesichert werden. [117; 118]

2.4.2 Berechnungsmethoden

Für die Simulation muskuloskelettaler Menschmodelle gibt es je nach vorhandener Eingangsgrößen und gewünschter Ergebnisse unterschiedliche Berechnungsmethoden. Hierzu zählen beispielsweise die Inverse Kinematik (IK) oder auch die Inverse Dynamik (ID). Der Großteil der Berechnungsmethoden hat ihren Ursprung in der

Robotik. Häufig müssen mehrere der im Folgenden beschriebenen Methoden hintereinander ausgeführt werden, um das gewünschte Ergebnis zu erhalten.

Die Inverse Kinematik (IK) ermöglicht die Animation von Mehrkörpermodellen durch die Berechnung von Bewegungsdaten in Form generalisierter Koordinaten \mathbf{q} . Die Basis hierfür bilden experimentelle Markertrajektorien \mathbf{x}_{exp} und Koordinatenwerte \mathbf{q}_{exp} [94]:

$$\mathbf{q} = \arg \min \left[\sum_{i=1}^{n_{Marker}} w_i \|\mathbf{x}_{exp,i} - \mathbf{x}_i(\mathbf{q})\|^2 + \sum_{j=1}^{m_{Koordinaten}} \omega_j (q_{exp,j} - q_j)^2 \right] \quad (2.2)$$

Die IK ist eine zeitschrittbasierte Methode. Dabei wird gleichzeitig die Fehlerquadratsumme der Markerabweichungen und der Koordinatenabweichungen minimiert. Die Gewichtungsfaktoren \mathbf{w} und $\boldsymbol{\omega}$ ermöglichen die Priorisierung der einzelnen Marker und Koordinaten relativ zueinander. Die Markerabweichung ist der Abstand zwischen einem experimentellen Marker und dem zugehörigen Marker am Menschmodell während der IK. Der Koordinatenfehler ist die Differenz zwischen experimentellem Koordinatenwert und dem Wert, der während der IK berechnet wurde. Während der IK kann der Lösungsraum der generalisierten Koordinaten aufgrund kinematischer Zwangsbedingungen zusätzlich Einschränkungen unterliegen.

Die Inverse Dynamik (ID) ist ebenfalls eine zeitschrittbasierte Methode. Hierbei werden auf Basis vorgegebener Koordinatenverläufe und externer Reaktionen die für das vorgegebene Bewegungsverhalten ursächlichen Drehmomente und Kräfte in jedem der Freiheitsgrade berechnet. Durch Ersetzung der Muskelmomente $\mathbf{R}(\mathbf{q})\mathbf{F}_M$ aus Gleichung 2.1 mit den Gelenkdrehmomenten $\mathbf{T}_M(\mathbf{q})$ ergibt sich folgender Zusammenhang, der bei der ID für jeden Zeitschritt gelöst wird [108]:

$$\mathbf{T}_M(\mathbf{q}) = -\{\mathbf{M}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}}^2 + \mathbf{G}(\mathbf{q}) + \mathbf{E}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\} \quad (2.3)$$

Die Statische Optimierung (SO) ist eine Erweiterung der ID. Die SO teilt die Gelenkdrehmomente unter Minimierung des folgenden aktivierungsbasierten Zusammenhangs auf die einzelnen Muskeln auf [108; 119]:

$$J = \sum_{i=1}^n (F_{M,i} / F_{M0,i})^p \quad (2.4)$$

J quantifiziert somit die muskuläre Gesamtbeanspruchung. Dabei müssen stets folgende Bedingungen erfüllt werden:

$$\mathbf{T}_M(\mathbf{q}) = \mathbf{R}(\mathbf{q})\mathbf{F}_M \quad (2.5)$$

$$\mathbf{0} \leq \mathbf{F}_M \leq \mathbf{F}_{M0} \quad (2.6)$$

Die erste Bedingung besagt, dass die durch die Muskeln erzeugten Gelenkdrehmomente den in der inversen Dynamik berechneten Drehmomenten entsprechen müssen. Die zweite Bedingung sorgt dafür, dass die Muskeln nur Zugkräfte erzeugen können, die auf die jeweilige maximale Muskelkraft begrenzt sind. Der Exponent p in Gleichung 2.4 beeinflusst die Muskelrekrutierung. Er bewegt sich meist zwischen 1 und 5. Höhere Werte führen zu höherer Muskelsynergie und damit ermüdungsreduzierten Aktivierungsstrategien [120]. Unter Berücksichtigung der Muskelphysiologie ist die maximale Muskelkraft F_{M0} von der maximalen isometrischen Muskelkraft $F_{M,max,iso}$, von der aktuellen Muskellänge l_M und der Verkürzungsgeschwindigkeit v_M abhängig:

$$F_{M0} = f(F_{M,max,iso}, l_M, v_M) \quad (2.7)$$

Zusätzlich zu den bekannten externen Reaktionen können auch unbekannte Reaktionen in Form von Kontaktkräften [121] oder auch sonstige unbekannte Interaktionskräfte [84] zwischen Menschmodell und Umgebung als Teil der Muskelrekrutierungsberechnung berücksichtigt werden. Muskelrekrutierung und äußere Reaktionen werden dann gleichzeitig berechnet. Diverse Studien deuten darauf hin, dass dieses Vorgehen zu sehr guten Ergebnissen führen kann [85; 122].

GÖBLING et al. [123] führten darüber hinaus einen virtuellen Vergleich der ermüdungsreduzierenden Aktivierungsstrategie aus Gleichung 2.4 mit einer im Knochen biege minimierenden Strategie durch. Beide Strategien ergaben ähnliche Ergebnisse. Die Übereinstimmung lässt auf mit in der Realität vergleichbaren Aktivierungsstrategien in Simulationen mit ermüdungsreduzierenden Strategien schließen.

Die statische Optimierung vernachlässigt allerdings die Aktivierungs- und Deaktivierungsdynamik der Muskulatur, da die statische Optimierung jeden Zeitschritt isoliert betrachtet, genauso wie die inverse Dynamik.

Vorwärtsdynamische Ansätze hingegen sind in der Lage diese Aspekte zu berücksichtigen. Die klassische Vorwärtsdynamik hat aber ganz andere Voraussetzungen. Sie berechnet das Bewegungsverhalten auf Basis bekannter innerer und äußerer Kräfte und Drehmomente. Durch Vorwärtsintegration der Bewegungsgleichungen wird das Bewegungsverhalten ausgehend von vorgegebenen Startbedingungen simuliert. Eingangsdaten können z. B. Muskelaktivierungsverläufe sein oder die neuronale Erregung. Diese Daten liegen jedoch meist nicht vor, sondern sind das gewünschte Simulationsergebnis.

Um dennoch vorwärtsdynamische Simulationen auf Basis eines vorgegebenen Bewegungsverhaltens erzeugen zu können, wurden Methoden entwickelt, die versuchen mittels Reglern die gewünschte Bewegung vorwärtsdynamisch nachzuverfolgen. Damit werden die Muskelaktivierungsverläufe oder auch die neurale Aktivität

von der Eingangsgröße zum Simulationsergebnis. Eine solche trackingbasierte Methode ist z. B. die sogenannte Computed Muscle Control (CMC) [124].

ANDERSON und PANDY [125] konnten allerdings zeigen, dass die Ergebnisse der inversen Dynamik und einer vorwärtsdynamischen Optimierung zumindest für Ganganalysen praktisch identisch sind, auch wenn die inverse Dynamik, aufgrund der isolierten Zeitschrittbetrachtung, die Zeitabhängigkeit der Muskelrekrutierung nicht mit abbilden kann.

2.4.3 Konventionelle Vorgehensweise

Wie bereits erwähnt, basiert die konventionelle Vorgehensweise muskuloskelettaler Simulationen (vgl. Bild 2.16) auf optischen, markerbasierten Bewegungsaufzeichnungen im Bewegungslabor.

In den letzten Jahren wurden allerdings vermehrt vielversprechende markerlose optische Systeme auf Basis von Tiefenkameras, wie der Microsoft Kinect [126], entwickelt. Aktuell können diese bezüglich der Genauigkeit mit den markerbasierten Verfahren jedoch noch nicht Schritt halten. Diese Systeme bieten allerdings den Vorteil, dass der Vorbereitungs- und Nachbereitungsaufwand der Aufzeichnung im Vergleich zu den markerbasierten Verfahren auf ein Minimum reduziert werden kann [127]. Darüber hinaus liefern auch Bewegungsaufzeichnungen mittels Inertialsensoren immer bessere Ergebnisse [128]. RAMPP et al. [129] ist es sogar möglich klinisch relevante Gangparameter aus Langzeitversuchen mit Inertialsensoren zu extrahieren. Bei den nicht-optischen Systemen gibt es neben den Inertialsensoren auch noch elektromechanische Systeme, welche in Form von Exoskeletten [130] die Gelenkwinkel direkt am Körper abgreifen und auch Systeme basierend auf elektromagnetischen Messprinzipien [131].

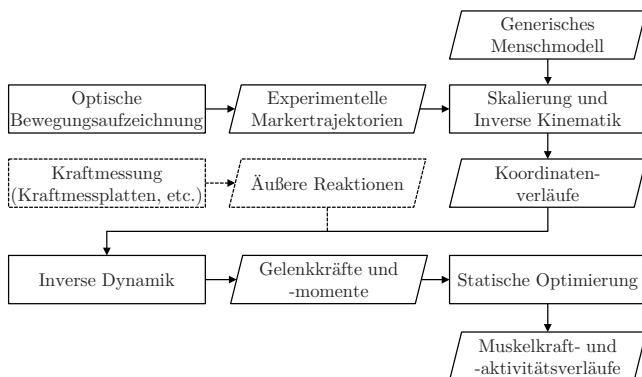


Bild 2.16: Konventionelle Vorgehensweise zur muskuloskelettalen Simulation basierend auf markerbasierter Bewegungserfassung nach [34; 84]

Bei der konventionellen Vorgehensweise werden an markanten Körperstellen der für die Simulation herangezogenen Versuchsperson aktive, lichtausstrahlende oder passive, reflektierende Markerpunkte angebracht. Danach wird die gewünschte Bewegung mit Hilfe eines optischen Bewegungsaufzeichnungssystems innerhalb des kalibrierten Messvolumens aufgenommen. Solche Systeme bestehen aus einer Vielzahl von Kameras, um die Bewegung von mehreren Seiten erfassen zu können und Verdeckungen zu vermeiden. Mit Hilfe geeigneter Bildverarbeitung werden die Markerpositionen in den Einzelbildern identifiziert und durch Triangulation die Positionen im Raum für jeden Zeitschritt der Bewegung berechnet. [131]

Die resultierende Markerwolke kann dann zur anthropometrischen Skalierung des generischen Menschmodells herangezogen werden. Die berechneten Markertrajektorien dienen ebenfalls der Animation des Menschmodells mit Hilfe der inversen Kinematik. Bei einem reinen Markertracking ist nur die linke Seite der Gleichung 2.2 relevant. Ergebnis sind die Koordinatenverläufe über die Zeit, die die Bewegung des Menschmodells beschreiben.

Während der Bewegungsaufzeichnung werden etwaig auftretende äußere Reaktionen, wie z. B. Bodenreaktionskräfte zwischen Proband und Boden oder Interaktionskräfte mit Produktprototypen, gemessen. Hierzu werden Kraftmessplatten [107] bzw. im Fall der Interaktionskräfte geeignete Kraftsensoren herangezogen.

Nach der Aufzeichnung werden die in der inversen Kinematik berechneten Koordinatenverläufe sowie die während der Bewegung gemessenen Kräfte ggf. mit Hilfe eines Tiefpassfilters gefiltert. Die resultierenden Daten werden für die inverse Dynamik unter statischer Optimierung zur Berechnung der Muskelkraft- und Muskelaktivitätsverläufe, als Ursache des beobachteten Bewegungsverhaltens, herangezogen. Auf Basis dieser Simulationsergebnisse können weitere Analysen, wie beispielsweise die Berechnung von Gelenkreaktionskräften oder dem Energieverbrauch [132] vollzogen werden.

2.4.4 Bewegungssynthese

Bewegungen können jedoch auch synthetisch erzeugt werden. Die im Kontext der vorliegenden Arbeit relevanten Möglichkeiten werden im Folgenden kurz beleuchtet.

2.4.4.1 Bewegungsbibliotheken

Bewegungsbibliotheken stellen aufgezeichnete Bewegungen in unterschiedlichen Repräsentationsformen zur Verfügung. Die Bewegungen können in Verbindung mit verschiedenen Menschmodellen verwendet und analysiert werden, ähnlich wie die Körperhaltungsbibliotheken der anthropometrischen Menschmodelle.

Der Editor menschlicher Arbeit (ema) für die Fertigungsplanung stellt in dieser Weise eine Verrichtungsbibliothek bereit [80]. Auf dieser Basis können Bewegungsabläufe in Form von Verrichtungssequenzen erzeugt und schließlich auf unterschiedliche Anthropometrien und Randbedingungen angepasst werden.

Hauptkomponentenanalysen ermöglichen die Abbildung beobachteter Bewegungsverhaltensmuster in niedrigdimensionaleren Räumen [133]. Die so extrahierten Bewegungsmuster können zur Animation von Menschmodellen herangezogen werden. Hierfür kann beispielsweise die kinematische Bewegungserzeugung aus Kapitel 2.4.4.2 verwendet werden.

Ein großer Nachteil bei der Verwendung generischer Bewegungen ist, dass sobald diese für Simulationen von Mensch-Technik-Interaktionen herangezogen werden, die Simulationen in den meisten Fällen kinematisch nicht mehr durchführbar und dynamisch inkonsistent sein werden. Ursächlich hierfür sind Unterschiede zwischen den Randbedingungen während der Bewegungsaufzeichnung und den Randbedingungen der gewünschten Simulation. PASCUTO et al. [134] entwickelten eine Methode, die in der Lage ist auf Basis von Referenzbewegungen aus einer Datenbank dynamisch konsistente Bewegungen zu erzeugen.

2.4.4.2 Kinematische Bewegungserzeugung

Im Falle der kinematischen Bewegungserzeugung können je nach Vorbedingung unterschiedliche Herangehensweisen zum gewünschten Ziel führen. Einerseits können äußere Bewegungen vorgegeben und mittels Zwangsbedingungen auf das Menschmodell aufgeprägt werden. Andererseits können Koordinatenverläufe des Menschmodells vorgegeben werden. Ein kinematisch gekoppeltes System würde sich dann entsprechend mitbewegen. Sofern entsprechende Daten vorliegen, sind auch beide Richtungen kombinierbar und ist es möglich innere und äußere Bewegungen als Vorgabe zu verwenden.

Die kinematische Bewegungserzeugung eignet sich vor allem bei kinematisch eingeschränkten Systemen, bei denen die Bewegungsmöglichkeiten durch die Kinematik des Gesamtsystems vorgegeben sind. Bei der Bewegungserzeugung wird dann die aufgeprägte Bewegung als Bewegungsvorschlag aufgefasst und an die Kinematik des Gesamtsystems angepasst. Die Bewegungssynthese erfolgt dabei auf Zeitschrittbasis.

Die rein kinematische Vorgehensweise macht sich dabei die inverse Kinematik unter Verwendung der Gleichung 2.2 zunutze. Vorgegebene Verläufe der generalisierten Koordinaten des Menschmodells oder auch eines damit interagierenden Systems werden im rechten Koordinatenterm der Gleichung berücksichtigt. Sofern abstrakte Markerbewegungen für die Bewegungserzeugung herangezogen werden, werden diese im linken Markerterm berücksichtigt. Vor allem bei gekoppelten Systemen von einem Menschmodell mit einem Produktmodell oder seiner Umgebung liegt eine

kinematische Überbestimmtheit des Gesamtsystems vor. Damit können die Vorgaben nicht exakt eingehalten werden. Diese Überbestimmtheit kann mittels Optimierungsverfahren aufgelöst und eine optimale Ausgleichslösung innerhalb des kinematisch möglichen Lösungsraums gefunden werden [135; 136]. Die optimierte Lösung in jedem der einzelnen Zeitschritte stellt dabei unter Einhaltung der geometrischen Zwangsbedingungen eine Minimierung der summierten, quadrierten Abweichungen der resultierenden Koordinatenwerte von den Vorgabewerten dar.

WOLF et al. [136] erzeugten mit dieser Vorgehensweise realitätsgetreue Hehebewegungen. Bei diesem Beispiel wurde die Bewegung einer Getränkebox als zeitabhängiger Splineverlauf im Raum modelliert. Als zusätzliche Bedingung wurde festgelegt, dass sich der Massenschwerpunkt des Gesamtsystems, bestehend aus Menschmodell und Getränkeboxen, oberhalb der von den Füßen aufgespannten Standfläche befinden muss. Die Hände wurden mittels geometrischer Zwangsbedingungen mit der Box verbunden. Bei der kinematischen Bewegungserzeugung wurden schließlich die Bewegung der Getränkebox und die des Körperschwerpunkts vorgegeben. Aufgrund der geometrischen Kopplung musste das Menschmodell den von außen aufgeprägten Bewegungsverläufen im Rahmen dessen Bewegungsmöglichkeiten folgen. Die resultierende Hebebewegung wurde als Eingangsgröße für die dynamische, muskuloskelettale Simulation herangezogen.

MIÉHLING et al. [84] konnten rein kinematisch Radfahr- und Ruderbewegungen eines Menschmodells erfolgreich erzeugen. Dabei wurde jeweils komplett auf Bewegungsdaten verzichtet. Für die Bewegungssynthese kamen parametrische Produktmodelle eines Fahrrads und eines Ruderboots zum Einsatz, mit welchen das Menschmodell an den entsprechenden Interaktionspunkten geometrisch gekoppelt wurde. Mit diesem parametrischen Ansatz konnten Designalternativen auf Basis biomechanischer Beanspruchungsgrößen miteinander verglichen werden. Beim Fahrradbeispiel wurde die Kurbelbewegung vorgegeben, wobei sich die Beine des Menschmodells aufgrund der geometrischen Kopplung an diese anpassen mussten. Im Ruderbeispiel wurden die Rotationen des Beckens und der Wirbelsäule um die Frontalachse mit der Bewegung des Rollsitzes über Splinekurven gekoppelt. Die rein kinematische Bewegungserzeugung erfolgte durch zeitabhängige Vorgaben der Knie- und Ellenbogenwinkel des Menschmodells sowie der Rollsitzbewegung. Für die dynamische, muskuloskelettale Simulation der erzeugten Ruder- und Radfahrbewegungen wurden die äußeren Reaktionskräfte auf Basis von Literaturdaten modelliert. Die in den Simulationen berechneten Muskelaktivitätsverläufe stimmten gut mit empirischen EMG-Messungen überein. Auch weitere, mitoptimierte Reaktionskräfte, wie etwa die Kräfte auf das Steuerruder während der Ruderbewegung oder auch die Interaktionskraft auf den Rollsitz stimmten gut mit empirischen Ergebnissen überein.

2.4.4.3 Dynamische Bewegungssynthese

Zu den dynamischen Bewegungssynthesemethoden zählen die vorwärtsdynamischen Optimalsteuerungsalgorithmen und die invers-inversdynamischen Optimierungsmethoden.

Optimalsteuerungsalgorithmen ermöglichen eine aufgabenorientierte Bewegungserzeugung. Dabei wird das Bewegungsverhalten so gewählt, dass ein definiertes Kostenfunktional minimiert wird. Zur Lösung von Optimalsteuerungsproblemen können unterschiedliche Methoden herangezogen werden. Dabei sind die neuronalen Erregungen des muskuloskelettalen Systems die Eingangsgrößen einer vorwärtsdynamischen Simulation. Die bereits erwähnte Computed Muscle Control stellt einen Optimalsteuerungsansatz auf Basis experimenteller Bewegungsdaten dar. Damit können jedoch noch keine Bewegungen rein synthetisch erzeugt werden. Optimalsteuerungsprobleme können allerdings auch so formuliert werden, dass beispielsweise die Gelenkbewegungen, die externen Kräfte und auch die Muskelaktivierungsmuster parametrisiert und gleichzeitig berechnet werden. Optimalsteuerungsalgorithmen wurden bereits erfolgreich zur Erzeugung von Sprungbewegungen unter Optimierung der Sprunghöhe [137] oder zur Vorhersage von Gangbewegungen bei minimierter Ermüdung [138] verwendet.

Invers-inversdynamische Vorgehensweisen ermöglichen die Bewegungserzeugung bei kinematisch stark eingeschränkten Systemen. FARAHANI et al. [139] waren in der Lage, mit Hilfe dieses optimierungsbasierten prädiktiven Ansatzes, eine Radfahrbewegung zu erzeugen, bei der auch der Drehmomentverlauf an der Tretkurbel mitoptimiert wurde. Auch WOLF et al. [136] erzeugten mit diesem Ansatz, ausgehend von einer vorgegebenen Liegestützposition, eine entlastete Körperhaltung unter gleichzeitiger Abschätzung der Bodenreaktionskräfte.

Die in beiden Vorgehensweisen verwendeten Kostenfunktionen spiegeln typischerweise physiologisch begründbare Kriterien wie die Leistung, den Komfort, die Ermüdung, Muskelkräfte oder auch Gelenkdrehmomente wieder. [139; 140]

2.5 Ausgewählte Ansätze zum Design for Human Variability

Neben der vorliegenden Arbeit, bestehen mit [141–146] bereits Arbeiten in Richtung populationsbasierter Modellbildung und Simulation. Ziel ist jeweils die Abbildung interindividueller Variabilität auf Basis von Modellpopulationen.

RASMUSSEN et al. [141], JUNG et al. [142], PARKINSON und REED [143] sowie DE VRIES et al. [144] stellen Methoden zur Verfügung, die allesamt auf eine korrekte Abbildung der Korrelationen der anthropometrischen Maße untereinander abzielen. Die resultierenden Modellpopulationen erlauben statistische Analysen von Greifräumen und Erreichbarkeiten.

DE VRIES und PARKINSON [145] vergleichen zusätzlich die (räumliche) Nutzbarkeit von Gegenständen, Aufgaben und Umwelt heterogener Nutzergruppen. Ferner werden Ansätze zur Berücksichtigung der Demographie der Nutzergruppe im Designprozess aufgezeigt, mit dem Ziel, möglichst wenige Nutzer auszuschließen. DE VRIES et al. [146] zeigen darüber hinaus, wie sich Veränderungen der Nutzergruppe über die Zeit (säkulare und demographische Trends) auf die Nutzbarkeit von Produkten mit langen Lebenszyklen auswirken.

Die genannten Arbeiten nutzen allesamt die erzeugten Modellpopulationen in Verbindung mit statischen Körperhaltungen. Dynamische Effekte werden nicht berücksichtigt. Wenngleich auch sehr detailliert, so wird rein die anthropometrische Variabilität adressiert. Andere wichtige Modellierungsdomänen muskuloskelettaler Menschmodelle, wie z. B. die Stärke, werden bisher vernachlässigt.

Auch die vorliegende Arbeit zielt in Richtung eines populationsbasierten Ansatzes. Im Unterschied zu den genannten Arbeiten wird die Heterogenität einer Bevölkerung hier bezüglich unterschiedlicher Modellierungsdomänen berücksichtigt und für die nutzerzentrierte virtuelle Produkt- und Prozessentwicklung anwendbar gemacht.

2.6 Ableitung des Handlungsbedarfs

Die vorausgegangenen Ausführungen deuten auf die Notwendigkeit einer umfassenderen Virtualisierung in der nutzerzentrierten Produktentwicklung hin. Vom Nutzen einer Virtualisierung der Prozesse wird in der klassischen Produktentwicklung bereits flächendeckend Gebrauch gemacht. Bislang leidet die Nutzerzentrierung der Produkte häufig aufgrund der hochiterativen, auf empirischen Messungen basierenden Methoden zur nutzerorientierten Gestaltung. Die Virtualisierung dieser Entwicklungsprozesse birgt das Potenzial, der Bedeutung einer Berücksichtigung der Nutzerbedürfnisse auch im heutigen hochkompetitiven Marktumfeld gerecht zu werden.

Für die Entwicklung von Produkten für den Massenmarkt wurden mit dem Universal Design und dem Mass Customization zwei unterschiedliche Herangehensweisen beschrieben. Um solche Vorgehensweisen virtuell umsetzen zu können, gilt es die Heterogenität der Nutzergruppe rechnerintern abzubilden. Auch wenn Methoden für die subjektspezifische Modellierung bereits verfügbar sind, sind diese aufgrund des damit einhergehenden Datenerhebungs- und Modellierungsaufwands jedoch nicht für die Erzeugung ganzer Nutzergruppen geeignet.

Falls bei heutigen nutzerorientierten Entwicklungen virtuelle Methoden zum Einsatz kommen, beschränken sich diese meist auf die Berücksichtigung der Anthropometrie der Nutzer. Diesbezüglich wurden auch bereits populationsbasierte

Ansätze entwickelt. Allerdings sind es gerade die biomechanischen Aspekte, die z. B. Muskel-Skelett-Erkrankungen bedingen. Zudem werden die populationsbasierten Ansätze vorwiegend für statische Betrachtungen genutzt. Allerdings ist vor allem auch der Anteil dynamischer Effekte auf die Beanspruchung des Bewegungsapparates nicht zu unterschätzen.

Die beschriebene konventionelle Vorgehensweise der biomechanischen Simulation sowie auch alle anderen auf Probandenversuche angewiesenen Verfahren eignen sich vor allem für individualisierte Simulationen, wie beispielsweise Ganganalysen einzelner Patienten oder Sportler. Für populationsbasierte Ansätze in der virtuellen Produkt- und Prozessentwicklung weisen diese aber zu viele Nachteile auf. Zum einen ist der Aufwand der Bewegungsaufzeichnung in Verbindung mit einer großen Anzahl an Testnutzern enorm, zum anderen sind diese Verfahren nur anwendbar, sofern Funktionsprototypen oder Vorgängerprodukte verfügbar sind. Beide Hindernisse machen die konventionelle Vorgehensweise für populationsbasierte Ansätze unbrauchbar. Für Absicherungsversuche am Ende des nutzerorientierten Gestaltungsprozesses ist die konventionelle Methode hingegen zielführend einsetzbar.

Für die Abschätzung der Interaktion zwischen virtuellen Nutzern und digitalen Produktmodellen scheinen die in Kapitel 2.4.4.3 skizzierten dynamischen Bewegungssynthesemethoden am vielversprechendsten. Zum Zeitpunkt der Erstellung dieser Arbeit waren die angesprochenen, hochiterativen Algorithmen insbesondere für populationsbasierte Ansätze jedoch noch zu rechenzeitintensiv und damit nicht anwendbar.

Die genannten Defizite behindern in der Gesamtheit die Umsetzung virtueller Vorgehensweisen zur Berücksichtigung biomechanischer Aspekte in der nutzergruppenspezifischen Produktentwicklung. Die vorliegende Forschungsarbeit setzt an eben diesen Punkten an.

Zunächst gilt es eine geeignete, rechnerinterne Abbildung der demographischen Variabilität der Bevölkerung zu ermöglichen. Um biomechanische Fragestellungen beantworten zu können, müssen unterschiedliche Modellierungsdomänen (z. B. Anthropometrie, Stärke, Beweglichkeit) berücksichtigt werden. Hierfür scheinen muskuloskelettale Menschmodelle besonders geeignet.

Außerdem muss eine geeignete Repräsentation der Schnittstellen zwischen virtuellen Nutzern und digitalen Produktmodellen gefunden werden, die die Wechselwirkung zwischen Nutzer und Produkt ermöglicht. Augenmerk ist dabei auch eine effiziente Vorhersage der Nutzer-Produkt-Interaktion.

Aufgrund des zumeist beträchtlichen Berechnungsaufwands muskuloskelettaler Simulationen, wird eine Vorgehensweise benötigt, die auf Basis dieser Bausteine eine nutzergruppenspezifische Simulation und Optimierung der Nutzer-Produkt-

Konfigurationen ressourceneffizient zulässt. Hierbei gilt es auch Beanspruchungsparameter in den resultierenden Simulationsdaten zu identifizieren, die eine Beurteilung der Güte eines Produkts hinsichtlich dessen Nutzbarkeit ermöglichen.

Die folgenden Kapitel der vorliegenden Forschungsarbeit adressieren die genannten Herausforderungen mittels einer Vorgehensweise zur nutzergruppenspezifischen virtuellen Produktentwicklung.

3 Vorgehensweise zur nutzergruppenspezifischen VPE

Zielsetzung dieser Arbeit ist es, dem Produktentwickler für die Auslegung physischer Interaktionsbereiche zwischen Produkten und deren Nutzern geeignete, rechnerunterstützte Methoden an die Hand zu geben. Im Unterschied zu den genannten Ansätzen zum Design for Human Variability (vgl. Kapitel 2.5), wird besonderes Augenmerk auf dynamische Betrachtungen der Nutzer-Produkt-Interaktion und die Integration weiterer Domänen bei der Nutzergruppenmodellierung gelegt. Die biomechanischen Aspekte der Nutzung sollen nach den bereits beschriebenen Predictive Engineering- und Frontloading-Gedanken frühzeitig im Entwicklungsprozess mittels virtueller Methoden Beachtung finden.

3.1 Vorgehensweise im Überblick

Die in der vorliegenden Arbeit vorgeschlagene Vorgehensweise zur nutzergruppenspezifischen virtuellen Produktentwicklung ist in Bild 3.1 überblicksweise dargestellt und in den folgenden Abschnitten kurz erklärt.

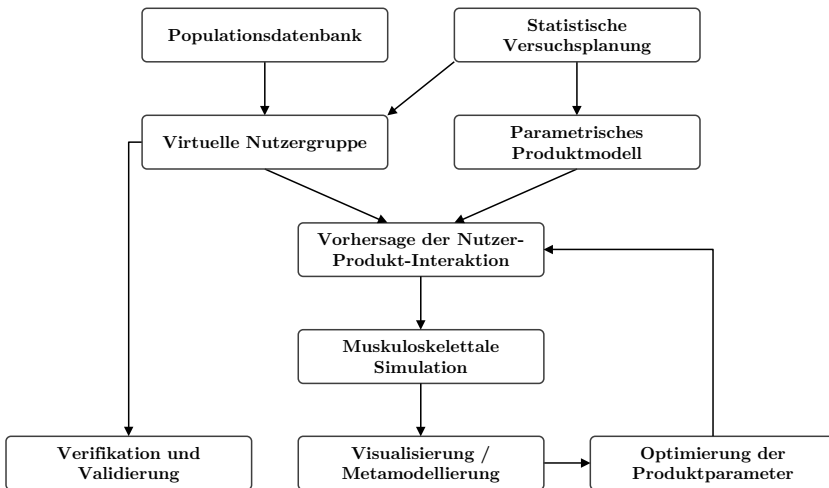


Bild 3.1: Überblick über die Vorgehensweise zur nutzergruppenspezifischen virtuellen Produktentwicklung

Die Vorgehensweise basiert auf einer Populationsdatenbank. Die Datenbank besteht aus einer Sammlung verschiedener empirischer Daten. Sie enthält neben der Altersverteilung auch Daten über die Größe, den Body Mass Index (BMI), die Beweglichkeit und die Stärke einer Bevölkerungsgruppe. Mittels statistischer Methoden werden Zufallsstichproben erzeugt (vgl. statistische Versuchsplanung), die dimensionslose Kennzahlen zur Beschreibung der demographischen Merkmale der einzelnen virtuellen Nutzer in der Nutzergruppe sowie der Konfiguration eines parametrischen Produktmodells zur Verfügung stellt. Diese Kennzahlen dienen somit einerseits der Erzeugung einer für die empirischen Daten repräsentativen virtuellen muskuloskelettalen Nutzergruppe, andererseits bestimmen sie die zu simulierenden Nutzer-Produkt-Konfigurationen. Bevor die resultierende Nutzergruppe für nutzergruppenspezifische Simulationen herangezogen werden kann, muss diese einer Verifikation und Validierung unterzogen werden.

Um die statistisch erzeugten Nutzer nach erfolgreicher Validierung mit einem Produkt interagieren lassen zu können, wird ein parametrisches Produktmodell benötigt, welches in der Lage ist, die Interaktionsmöglichkeiten mit dem Nutzer sowie das Produktverhalten zu beschreiben. Die Parameter des Produktmodells sind, wie bereits erwähnt, durch die Stichprobe vorgegeben. Durch die gemeinsame Stichprobenziehung von demographischen und produktspezifischen Parametern wird die gesamte Bandbreite an möglichen Nutzer-Produkt-Konfigurationen berücksichtigt. Dieses Vorgehen soll später schließlich Rückschlüsse auf besonders günstige Kombinationen von Produktmerkmalen für die einzelnen Nutzer in der Population ermöglichen.

Mittels Zwangsbedingungen verschmelzen Nutzer und Produkt zu einem kinematisch gekoppelten Gesamtsystem. Dieses Gesamtsystem wird für die kinematische Bewegungserzeugung herangezogen. Die Bewegungserzeugung stellt gleichzeitig eine kinematische Ausführbarkeitssimulation dar, da hier auch festgestellt wird, ob die Nutzer-Produkt-Interaktion in der entsprechenden Nutzer-Produkt-Konfiguration überhaupt kinematisch möglich ist. Sofern die Beweglichkeit des Menschmodells in der vorgegebenen Produktkonfiguration nicht ausreicht, um die Interaktion auszuführen, wird eine neue zufällige Produktkonfiguration erzeugt und die Bewegungserzeugung wiederholt. Dieser Prozess wird solange durchgeführt, bis möglichst für alle virtuellen Nutzer in der Nutzergruppe eine kinematisch ausführbare Bewegung zustande gekommen ist. Mit diesem Vorgehen wird der mehrdimensionale Raum, der von den demographischen und den Produktparametern aufgespannt wird, bestmöglich mit Datenpunkten ausgefüllt.

Die kinematisch möglichen Nutzer-Produkt-Konfigurationen werden danach inversdynamisch unter statischer Optimierung simuliert. Hierfür muss zuvor die kinematische Kopplung mit einer dynamischen Kopplung des Gesamtsystems ersetzt werden.

Die resultierenden Simulationsergebnisse werden schließlich analysiert, interpretiert und visualisiert. Auf Basis der gewonnenen Erkenntnisse werden Metamodelle für die kinematische Ausführbarkeit und den Nettokraftbedarf der Nutzer-Produkt-Interaktionen erzeugt. Die berechneten Regressionsmodelle dienen der Optimierung der Produktparameter in Abhängigkeit der demographischen Nutzerparameter. Dabei soll der Nettokraftbedarf reduziert werden, bei gleichzeitiger Sicherstellung der kinematischen Bewegungsausführbarkeit. Die optimierten Nutzer-Produkt-Konfigurationen werden dann ebenfalls muskuloskelettal simuliert. Die kinematisch und auch dynamisch durchführbaren Nutzer-Produkt-Konfigurationen stellen die optimierten Person-Technik-Passungen dar. Die resultierenden Verteilungen der Produktparameter dienen schließlich als Handlungsvorschlag für die Produktentwicklung.

Die vorgestellte Vorgehensweise weist Parallelen zum iterativen Prozess zur nutzerorientierten Gestaltung nach DIN EN ISO 9241-210 (vgl. Kapitel 2.1.3.2) auf. In den Kapiteln 3.2 bis 3.7 werden die einzelnen Schritte genauer beleuchtet.

3.2 Erzeugung virtueller muskuloskelettaler Nutzergruppen

Die folgenden Abschnitte 3.2.1 bis 3.2.5 beschreiben die Vorgehensweise zur Erzeugung virtueller muskuloskelettaler Nutzergruppen auf Basis empirischer Populationsdaten in Verbindung mit einem detaillierten menschlichen muskuloskelettalen Ganzkörpermodell.

Die in der Populationsdatenbank zusammengefassten Parameter werden zumeist mittels physiologischer Studien erfasst. Üblicherweise dienen diese Daten in erster Linie der Unterscheidung von gesunden Patienten und Patienten mit pathologischen Befunden. Im Kontext der Arbeit erfahren diese Daten eine Übertragung in andere Anwendungsbereiche. Die verwendeten Daten werden in den folgenden Abschnitten mit beschrieben.

Das digitale Menschmodell wurde aus zur Verfügung stehenden Teilmodellen zusammengesetzt (vgl. Kapitel 3.2.1). Von diesem Modell wurden ein generisches männliches sowie ein weibliches Modell, jeweils des 50. Größenperzentils, abgeleitet. Mittels eines ausgeklügelten Konzeptionsprozesses können die demographischen Parameter eines jeden Individuums der zu erzeugenden virtuellen Nutzergruppe berechnet werden (vgl. Kapitel 3.2.2). Diese Parameter werden anschließend genutzt, um aus einem der generischen Modelle mittels Anpassung von Anthropometrie-, Stärke- und Beweglichkeitsparametern ein Modell mit spezifischer Merkmalsausprägung zu erzeugen (vgl. Kapitel 3.2.3 und 3.2.4). Methoden der statistischen Stichprobenerzeugung ermöglichen die Erzeugung statistisch verteilter Merkmalskonfigurationen und damit die Erzeugung einer gewünschten Zielpopulation (vgl. Kapitel 3.4). [147]

Natürlich können auch andere Verteilungstypen untersucht werden, falls von einer anderen Verteilung als dem Bevölkerungsquerschnitt in der Nutzergruppe ausgegangen wird. In der vorliegenden Arbeit wird allerdings durchgängig die in der zugrunde gelegten Bevölkerungsgruppe vorherrschende Verteilung herangezogen.

3.2.1 Entwicklung generischer muskuloskelettaler Ganzkörpermodelle

3.2.1.1 Assemblierung vorhandener Teilmodelle

Zuerst wurde ein generisches dreidimensionales Ganzkörpermodell erstellt. Das Ganzkörpermodell basiert auf Teilmodellen des Unterkörpers, des Oberkörpers, der Lendenwirbelsäule und des Nackens. Diese Modelle beschreiben die grundsätzliche muskuloskelettale Geometrie des menschlichen Körpers in den modellierten Bereichen.

Die Basis bildet das Beinmodell von THELEN, SETH, ANDERSON und DELP. Dessen Gelenkdefinitionen sind in [148] beschrieben. Das planare Kniemodell stammt von YAMAGUCHI und ZAJAC [149]. Die anthropometrischen Daten entstammen ANDERSON und PANDY [150].

Das Beinmodell wurde um das Oberkörpermodell von SAUL et al. [151] erweitert. Dieses Oberkörpermodell ist eine für dynamische Zwecke erweiterte Form des rein kinematisch nutzbaren Modells von HOLZBAUR et al. [152–154]. Die starre Wirbelsäule aus dem ursprünglichen Beinmodell wurde mit der flexiblen Lendenwirbelsäule von CHRISTOPHY et al. [155] ersetzt. Darüber hinaus wurde das Modell um das Nackenmodell einschließlich Kopf von VASAVADA et al. [156] erweitert.

Um die Teilmodelle zusammensetzen zu können, wurden die Teilmodelle auf ein vergleichbares Größenniveau gebracht. Dazu wurde das Nackenmodell uniform auf 88 % und die Lendenwirbelsäule auf 87 % der ursprünglichen Größe skaliert.

Am resultierenden Ganzkörpermodell wurden folgende weitere Anpassungen vorgenommen. Dem Verlauf des *Musculus erector spinae* (Rückenstreckmuskel) wurde ein weiterer Ansatzpunkt an der Lendenwirbelsäule hinzugefügt, so dass das durch den Muskel erzeugte Drehmoment mit zunehmender Lendenwirbelsäulenbeugung nicht zu klein wird. Dadurch entspricht die Momentenkurve besser empirischen Erfahrungen [157] und das resultierende Modell kann in einem größeren Bewegungsbereich eingesetzt werden. Alle masselosen Körperteile wurden mit vernachlässigbar kleinen Massen und Trägheiten versehen, da ansonsten mit dem Modell nur kinematische Analysen möglich wären. Die Gewichtsverteilung sowie die Trägheiten des Gesamtmodells werden dadurch nicht beeinflusst.

Weiterhin wurden die Kopplungsbedingungen der Lendenwirbelsäulenkoordinaten geringfügig korrigiert, damit eingestellte Bewegungswinkel vom Modell korrekt wiedergegeben werden. Ebenso wurde die subtalare Winkeldefinition nachbearbei-

tet. Zusätzlich wurde die Gelenkdefinition des Handgelenks vereinfacht. Darüber hinaus konnten einige Muskeln am Unterarm sowie Teile der Nackenmuskeln entfernt werden. Bei den Unterarmmuskeln handelt es sich um Muskeln, die vorrangig die Finger aktuierten. Diese werden nicht benötigt, da das Ganzkörpermodell eine steife Hand enthält und somit keine Fingerbewegungen ermöglicht. Ferner konnte die tiefe Nackenmuskulatur entfernt werden, da diese durch die standardmäßige Kopplung der Wirbelkörperbewegungen ohnehin nicht aktiviert würde.

3.2.1.2 Anthropometrische Skalierung

In einem weiteren Schritt wurde, ausgehend vom beschriebenen Basismodell, je ein generisches Modell mit den durchschnittlichen anthropometrischen Proportionen sowie Körpergewichten der weiblichen und der männlichen deutschen Bevölkerung (vgl. Bild 3.2) abgeleitet. Dafür wurde ein Teil des Messprotokolls aus der DIN-Norm 33402-2 [51] am Skelett des virtuellen Basismodells nachgestellt, indem an den entsprechenden Messstellen virtuelle Marker angebracht wurden. Diese ermöglichen eine einfache und genaue Messung der entsprechenden Strecken.

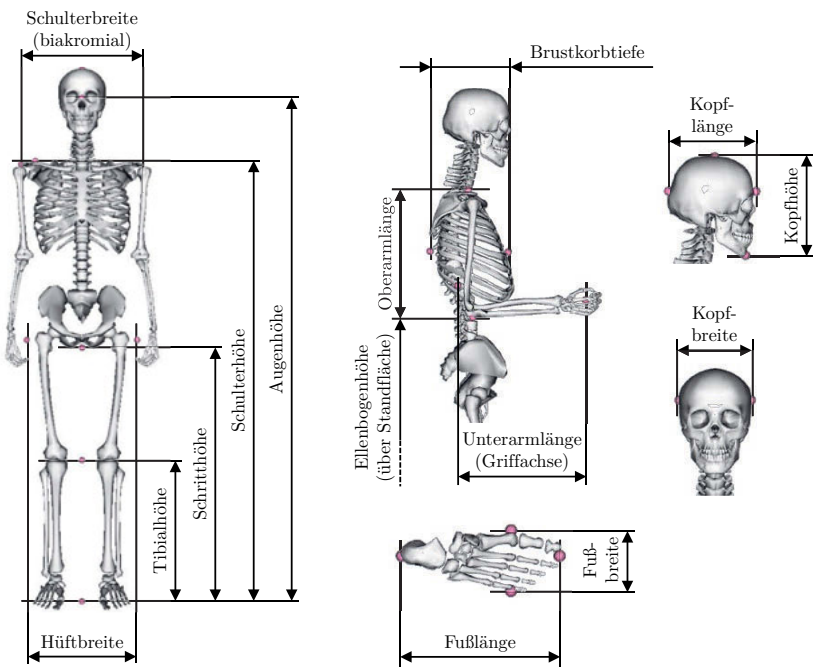


Bild 3.2: Für die Skalierung herangezogene Messungen aus der DIN 33402-2, gezeigt am virtuellen Skelettmodell inklusive der zugehörigen virtuellen Marker (rosa)

Das in Tabelle 3.1 dargestellte Skalierungsprotokoll hat sich als praktikabel für die Anpassung an die in der DIN-Norm verfügbaren und auch manuell einfach messbaren anthropometrischen Daten herausgestellt. Dabei werden manche Körperteile gleichförmig, andere in allen drei Raumrichtungen unterschiedlich skaliert.

Tabelle 3.1: Messstrecken im Skalierungsprotokoll zur Anpassung der Körperteile des Basismodells an vorgegebene Anthropometrien; **x:** Sagittale Horizontalachse, **y:** Longitudinalachse, **z:** Frontal-achse (Achsen veranschaulicht in Bild 2.11 und Bild 3.4)

	x	y	z
Pelvis	Hüftbreite	Schulterhöhe – Schritthöhe	Hüftbreite
Femur	Hüftbreite	Schrittlänge – Tibialhöhe	Hüftbreite
Tibia	Hüftbreite	Tibialhöhe	Hüftbreite
Fuß	Fußlänge	Tibialhöhe	Fußbreite
Lendenwirbelsäule	Schulterhöhe – Schritthöhe	Schulterhöhe – Schritthöhe	Schulterhöhe – Schritthöhe
Thorax	Brustkorbtiefe	Schulterhöhe – Schritthöhe	Schulterbreite (biakromial)
Clavicula, Scapula	Schulterbreite (biakromial)	Schulterhöhe – Schritthöhe	Schulterbreite (biakromial)
Humerus	Schulterhöhe – Ellenbogenhöhe	Schulterhöhe – Ellenbogenhöhe	Schulterhöhe – Ellenbogenhöhe
Ulna, Radius, Hand	Unterarmlänge (Griffachse)	Unterarmlänge (Griffachse)	Unterarmlänge (Griffachse)
Halswirbelsäule	Augenhöhe – Schulterhöhe	Augenhöhe – Schulterhöhe	Augenhöhe – Schulterhöhe
Kopf	Kopflänge	Kopfhöhe	Kopfbreite

Die einzelnen Skalierungsfaktoren $Sf_{Segment}$ berechnen sich aus dem jeweiligen Soll-Segmentmaß l_{P50} , das der DIN-Norm entnommen wird, im Verhältnis zum entsprechenden Ist-Segmentmaß des Basismodells l_{Basis} :

$$Sf_{Segment} = \frac{l_{P50}}{l_{Basis}} \tag{3.1}$$

Tabelle 3.2 listet die für die Skalierung des generischen männlichen und weiblichen Modells auf das Basismodell angewendeten Skalierungsfaktoren auf. Es sei noch einmal darauf hingewiesen, dass sowohl das Nacken- als auch das Lendenwirbelsäulenmodell bereits für den Zusammenbau skaliert wurden.

Die Skalierung der Körperteilabmessungen sowie der Segmentmassen und den Massenträgheiten findet in einem Schritt statt. Die resultierenden Massenträgheiten hängen von der Veränderung der Segmentabmessungen und Segmentmassen ab. Die Masse der beiden Menschmodelle wurde gleichmäßig so skaliert, dass das generische männliche Modell schließlich 79 kg und das weibliche 66 kg aufweist. Dies entspricht dem 50. Perzentil der männlichen bzw. weiblichen Bevölkerung zwischen 18 und 65 Jahren in Deutschland [51].

Tabelle 3.2: Skalierungsfaktoren zur Ableitung der generischen Modelle durchschnittlicher männlicher und weiblicher Anthropometrie; **x:** Sagittale Horizontalachse, **y:** Longitudinalachse, **z:** Frontalchse (Achsen veranschaulicht in Bild 2.11 und Bild 3.4)

	Weiblich			Männlich		
	x	y	z	x	y	z
Pelvis	1,0735	0,8906	1,0735	1,0588	0,9688	1,0588
Femur	1,0735	0,9333	1,0735	1,0588	0,9867	1,0588
Tibia	1,0735	0,9239	1,0735	1,0588	1,0000	1,0588
Fuß	0,9423	0,9239	0,9684	1,0192	1,0000	1,0632
Lendenwirbelsäule	0,8906	0,8906	0,8906	0,9688	0,9688	0,9688
Thorax	0,9268	0,8906	1,0882	1,0976	0,9688	1,1912
Clavicula, Scapula	1,0882	0,8906	1,0882	1,1912	0,9688	1,1912
Humerus	0,8904	0,8904	0,8904	0,9589	0,9589	0,9589
Ulna, Radius, Hand	0,8873	0,8873	0,8873	0,9859	0,9859	0,9859
Halswirbelsäule	1,2369	1,2369	1,2369	1,3655	1,3655	1,3655
Kopf	1,0882	1,0500	1,0714	1,1471	1,1000	1,1071

Wie in Kapitel 2.4 erwähnt, werden bei der Skalierung auch Muskelparameter (Ruhelängen, Muskelfaserlängen) mit angepasst, so dass die Krafterzeugungsscharakteristik des generischen Modells bei veränderter Anthropometrie erhalten bleibt.

3.2.1.3 Überprüfung der resultierenden generischen Menschmodelle

Zur Kontrolle des Skalierungsergebnisses wurden, zusätzlich zu den für die Skalierung herangezogenen Maßen, auch in der DIN-Norm zur Verfügung stehende funktionale Maße an den resultierenden Menschmodellen überprüft (vgl. Bild 3.3).

Die für die Skalierung herangezogenen Maße stimmen bis auf wenige Millimeter mit der Vorgabe überein. Die Reichweiten nach vorn und nach oben sowie die Höhe der Hand über der Standfläche weichen trotz korrekter anatomischer Dimensionen um bis zu 3 cm ab. Diese Abweichung ist auf die im Vergleich zur Realität schlechtere

Beweglichkeit des muskuloskelettalen Menschmodells im Schultergürtel zurückzuführen. Beispielsweise kann das Menschmodell die Achseln nicht isoliert hochziehen, ohne die Arme entweder zur Seite oder nach vorne anzuheben. Das Schultergelenk ermöglicht in Realität hingegen unterschiedlichste Bewegungen.

Zu berücksichtigen ist ebenfalls, dass die Körpergröße ein Kettenmaß darstellt. Die Körpergröße ergibt sich bei der Skalierung und kann nicht direkt eingestellt werden. Falls die Skalierungsfaktoren geschickt gewählt wurden, erreicht das Menschmodell die gewünschte Körpergröße. Die Körpergrößen beider Modelle, aber auch die bideltoidale Schulterbreite bilden die empirische Vorgabe sehr gut ab.

Die resultierenden Massenverteilungen bilden einen guten Mittelwert aus den in [158] verglichenen Studien. Die Trägheitsmomente der erzeugten generischen Modelle stimmen sehr gut mit den Erkenntnissen von CHANDLER et al. [159] überein. Zusätzlich wurde der Schwerpunkt beider Modelle mit Literaturwerten verglichen. Dieser liegt jeweils bei 56,3 % der Körpergröße, was sehr gut mit den empirischen Erfahrungen von VIRMAVIRTA und ISOLEHTO [160] übereinstimmt.

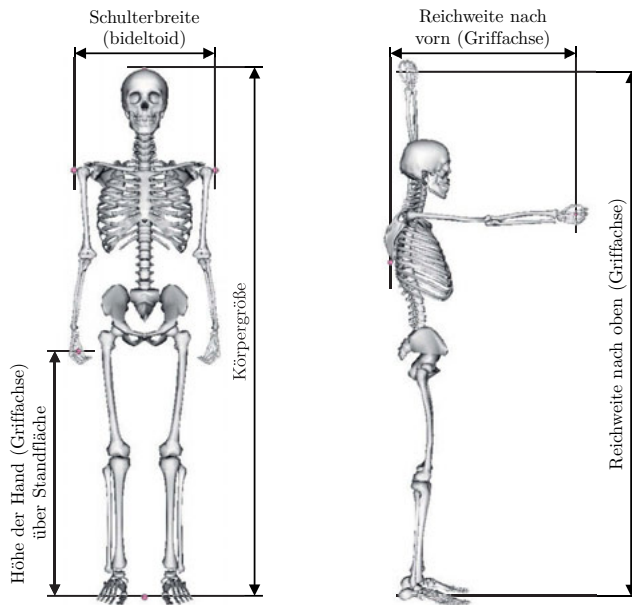


Bild 3.3: Kontrolle des Skalierungsergebnisses mittels funktionaler Messungen am Menschmodell

3.2.1.4 Virtuelle Marker zur Identifikation von Interaktionspunkten

Für die spätere Interaktionsdefinition wurden den digitalen Menschmodellen Marker an den häufig auftretenden Kontaktpunkten von Nutzern und Produkten hinzugefügt. Diese werden im weiteren Verlauf automatisch mitskaliert.

Jedes der beiden resultierenden generischen Ganzkörpermodelle (vgl. Bild 3.4) umfasst 200 Teilmuskeln sowie 40 unabhängige Freiheitsgrade und ist für invers- und vorwärtsdynamische Analysen geeignet.

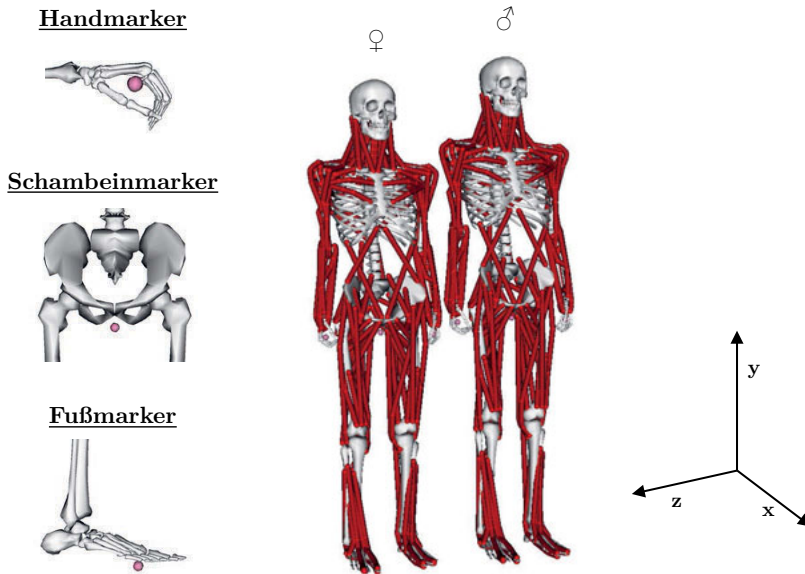


Bild 3.4: Generische Ganzkörpermodelle durchschnittlicher weiblicher (♀) und männlicher (♂) Anthropometrie inklusive den virtuellen Markern für die spätere Interaktionsdefinition

3.2.2 Konzeption biomechanischer Menschmodelle

3.2.2.1 Vorgehen im Überblick

Der Konzeptionsprozess (vgl. Bild 3.5) ermöglicht die Ableitung demographischer Nutzerparameter unter Berücksichtigung deren Abhängigkeiten auf Basis empirischer Populationsdaten. Der Prozess wurde bereits in [147] grob skizziert und seither weiterentwickelt. Er basiert auf der Beschreibung von Individuen mittels dimensionsloser Kennzahlen, woraus die für die demographische Anpassung muskuloskelettaler Menschmodelle notwendigen Parameter berechnet werden:

- Geschlechtsindikator
- Altersperzentil
- Körpergrößenperzentil
- BMI-Perzentil
- Stärkeperzentil
- Beweglichkeitsperzentil

Datengrundlage bildet eine Populationsdatenbank, welche detaillierte Informationen über die Altersverteilung beider Geschlechter in der Bevölkerung, die vorherrschenden Größen-, BMI-, Stärke- und Beweglichkeitsverteilungen enthält. Empirische Populationsdaten stammen meist aus physiologischen Studien, die im klinischen Kontext als Normwerte für Kategorisierungszwecke herangezogen werden. Die für die Anpassung relevanten Parameter werden in den folgenden Abschnitten kurz beschrieben. Das betrachtete Altersintervall wurde auf 20 bis 80 Jahre festgesetzt, da außerhalb dieses Bereichs die Datenverfügbarkeit zum Zeitpunkt der Anfertigung dieser Arbeit stark eingeschränkt war.

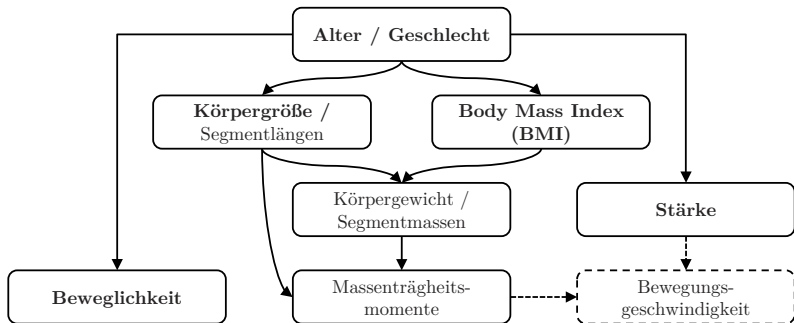


Bild 3.5: Überblick über den Ablauf des Konzeptionsprozesses unter Berücksichtigung der Abhängigkeiten zwischen den Modelldomänen

Der Geschlechtsindikator entscheidet über das Geschlecht eines Individuums. Je nach Geschlecht wird eine geschlechtsabhängige Größenverteilung zugrunde gelegt, aus der wiederum die Körpergröße des Menschmodells abgeleitet wird. Basis hierfür bildet das Körpergrößenperzentil.

Das Körpergewicht eines Individuums korreliert, neben dessen Abhängigkeit von Alter und Geschlecht, stark mit der Körpergröße eines Individuums. Ein Umweg über den weitgehend körpergrößenunabhängigen Body Mass Index (BMI) ermöglicht die getrennte Spezifikation von Körpergröße und Körpergewicht. Das Körpergewicht wird schließlich aus dem BMI unter Berücksichtigung der Körpergröße gewonnen. Der BMI errechnet sich aus Geschlecht, Alter und BMI-Perzentil. Die Massen der einzelnen Körperteile ergeben sich aus der Gewichtsveränderung

gegenüber dem generischen Ausgangsmodell, die Massenträgheitsmomente wiederum aus der Veränderung der Körpergröße oder vielmehr der Segmentabmessungen sowie der Segmentmassen.

Geschlecht, Alter sowie Stärkeperzentil entscheiden über die Stärke eines Individuums. Die Alters- und Geschlechtsabhängigkeit der Stärke ist unbestritten. Ob die Stärke hingegen vom Körpergewicht, der Körpergröße oder dem BMI abhängig ist, wird in der Literatur kontrovers diskutiert. Laut DANNESKIOLD-SAMSOE et al. [161] besteht keine Korrelation mit dem BMI. Vor allem bei Männern scheint es auch keinen Zusammenhang zwischen den maximal erzeugbaren Gelenkmomenten und der Körpergröße zu geben, bei Kindern ist dieser hingegen sehr ausgeprägt. Auch ergab die multivariate Analyse von DANNESKIOLD-SAMSOE et al. keinen signifikanten Einfluss der Körpergröße auf die Stärke einer Person. Andere Studien konnten diesen Einfluss feststellen, allerdings mittels univariater Analyse. Da keine generellen Aussagen über deren Abhängigkeiten getroffen werden können, werden diese im Konzeptionsprozess vorerst ignoriert. Sobald solche Korrelationen gesichert nachgewiesen sind, können diese mitberücksichtigt werden. Durch die Annahme, dass keine solchen Abhängigkeiten bestehen, wird die Heterogenität der Nutzergruppe in diesem Aspekt wenn überhaupt überschätzt.

Die Bewegungsgeschwindigkeit wird indirekt durch die Massenträgheiten der Körperteile sowie die Stärke eines Individuums beeinflusst. Je höher die Massenträgheiten und je geringer die Stärke einer Person, desto weniger können die Muskeln die einzelnen Körperteile beschleunigen und umso geringer ist damit auch die maximal mögliche Bewegungsgeschwindigkeit. Für die Bewegungsgeschwindigkeit müssen im Konzeptionsprozess daher keine Parameter zur Verfügung gestellt werden.

Die Beweglichkeitsgrenzen einer Person werden durch das Alter, Geschlecht und Beweglichkeitsperzentil bestimmt.

3.2.2.2 Populationspyramide

Die Häufigkeitsverteilungen in Bezug auf Alter und Geschlecht stammen aus der 13. koordinierten Bevölkerungsvorausberechnung des Statistischen Bundesamtes [162]. Die vorliegenden empirischen Verteilungsformen können nicht mittels standardmäßiger parametrischer Verteilungstypen beschrieben werden. Daher wurde die Verteilung mit Hilfe einer Kernelverteilung für jedes der beiden Geschlechter rekonstruiert. Die Kernelverteilung zählt zu den nichtparametrischen Wahrscheinlichkeitsverteilungen. Sie stellt eine kontinuierliche Verteilungsform dar, durch welche auch eine Glättung der Daten erreicht werden kann. Sie kommt immer dann zum Einsatz, wenn Daten durch parametrische Verteilungstypen nicht ausreichend beschreibbar sind oder die entsprechende Verteilungsform der Daten nicht bekannt ist. Gebildet werden die Kernelverteilungen aus einzelnen Normalverteilungen, die mit der Häufigkeit des Auftretens an jedem der spezifischen Datenpunkte gewichtet

werden. Bild 3.6 zeigt die resultierende Verteilung über das Alter als Wahrscheinlichkeitsdichteverteilung und kumulierte Dichteverteilung für die Bevölkerung Deutschlands im Jahr 2015. Weiter in die Zukunft hochgerechnete Daten stehen ebenfalls zur Verfügung, unterliegen allerdings Annahmen für die Geburtenzahlen sowie Zu- und Abwanderung.

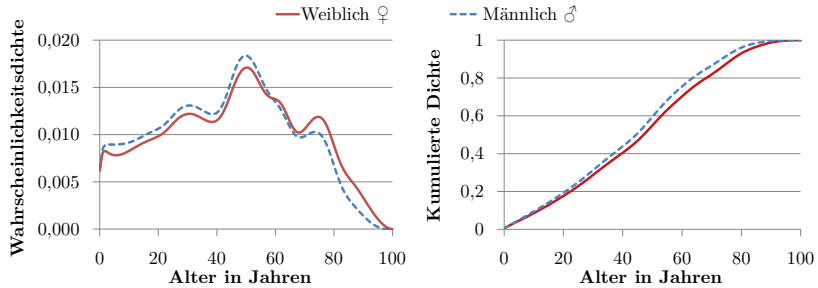


Bild 3.6: Kernelverteilung der deutschen Bevölkerung von 2015 als Wahrscheinlichkeitsdichte (links) und kumulierte Dichte (rechts)

Der Geschlechtsindikator bestimmt das Geschlecht des zu erzeugenden Individuums. Sofern der Wert des Geschlechtsindikators kleiner ist als der Anteil männlicher Personen in der zu untersuchenden Zielgruppe, wird das Modell männlich, ansonsten weiblich. Das Geschlecht bestimmt auf der einen Seite welches der beiden generischen Menschmodelle für die Erzeugung des muskuloskelettalen Modells verwendet wird, beeinflusst aber auf der anderen Seite auch, welche Verteilung zur Berechnung des Alters herangezogen wird. Mit Hilfe der geschlechtsabhängigen, inversen kumulierten Wahrscheinlichkeitsverteilung und dem Altersperzentil wird das Alter berechnet (vgl. Bild 3.7).

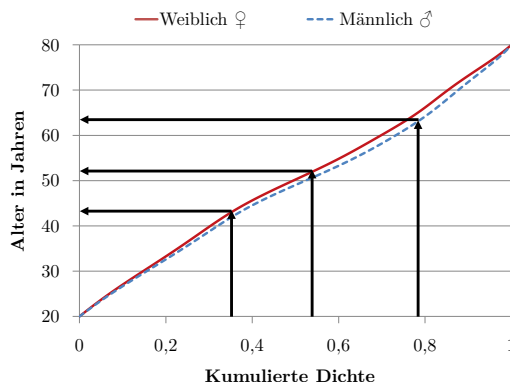


Bild 3.7: Inverse kumulierte Dichtefunktionen für Personen zwischen 20 und 80 Jahren zur Ableitung des Alters für vorgegebene Perzentilwerte

Die Altersspanne kann eingeschränkt werden, wenn nur ein bestimmter Anteil der zugrunde liegenden Bevölkerung zu berücksichtigen ist. In diesem Fall wird auch das Geschlechterverhältnis auf das empirische Vorkommen in diesem spezifischen Altersintervall aktualisiert.

3.2.2.3 Körpergröße

Detaillierte Daten über die Ernährungsgewohnheiten sowie Körpergröße, Körpergewicht und Body Mass Index der in Deutschland lebenden Personen wurden im Zeitraum von November 2005 bis Januar 2007 in der Nationalen Verzehrsstudie (NVS II) [163] erhoben. Die Daten werden in Form von Mittelwerten mit Standardfehler, Median, 2,5. und 97,5. Perzentil sowie minimal und maximal beobachteten Werten berichtet. Die Studie umfasste eine repräsentative Stichprobe von 7.090 Frauen und 6.117 Männern über eine große Altersspanne von 18 bis 80 Jahren sowie 544 Mädchen und 580 Jungen im Alter von 14 bis 17 Jahren. Die Körpergrößen für ein Geschlecht innerhalb einer Bevölkerungsgruppe werden üblicherweise als normalverteilt angenommen. Deshalb werden die Standardabweichungen SD aus den Standardfehlern SE in Verbindung mit den Stichprobengrößen n für das jeweilige Altersintervall und Geschlecht berechnet:

$$SD = SE \cdot \sqrt{n} \quad (3.2)$$

Die Daten der NVS II werden in Dekadenintervallen zur Verfügung gestellt. Die Zwischenwerte für Mittelwert und Standardabweichung wurden für die Populationsdatenbank mittels Spline-Interpolation über das Alter hinweg berechnet. Bild 3.8 zeigt exemplarisch daraus berechnete Perzentilkurven über die Altersspanne hinweg sowie Referenzwerte aus der NVS II.

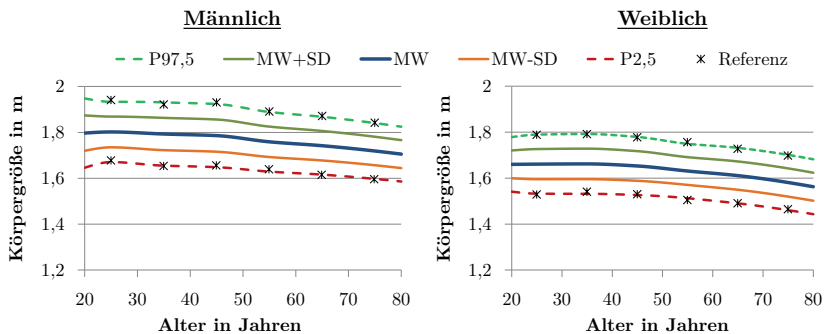


Bild 3.8: Größenverteilung der deutschen Bevölkerung inkl. Referenzwerte für das 2,5. und 97,5. Perzentil

In den Daten der NVS II stimmen die Mittelwerte und Mediane der jeweiligen Altersgruppen bis auf wenige Millimeter überein. Zusätzlich liegen die Referenzwerte aus der NVS II sehr gut auf den jeweiligen berechneten Verläufen für das 2,5. und 97,5. Perzentil. Die Größendaten sind somit tatsächlich sehr gut normalverteilt.

Um nun daraus die Körpergröße einer Person berechnen zu können, wird der Mittelwert und die Standardabweichung an Stelle des gewünschten Alters aus den geschlechtsspezifischen Splinekurven entnommen. Mittelwert und Standardabweichung spezifizieren schließlich eine Normalverteilung, welche mittels Inversionsmethode und Körpergrößenperzentil die zugehörige Körpergröße berechnen lässt.

3.2.2.4 Body Mass Index

Wie bereits erwähnt, werden in der NVS II ebenso Werte für die Körpergewichts- sowie BMI-Verteilungen in Deutschland bereitgestellt. Sowohl Körpergewicht als auch BMI sind im Gegensatz zur Körpergröße in der Bevölkerung nicht normalverteilt. Das Körpergewicht korreliert allerdings sehr stark mit der Körpergröße, weshalb dieses für den vorgestellten Konzeptionsprozess nicht geeignet ist. Der BMI, als Maßzahl für die physische Konstitution von Bevölkerungen [164], eignet sich hierfür wesentlich besser. Dies ermöglicht in der Stichprobenerzeugung eine unabhängige Festlegung der Gewichts- und Körpergrößenparameter.

Es sei kurz darauf hingewiesen, dass in dieser Arbeit nicht zwischen Körpergewicht und Körpermasse unterschieden wird. Auch wenn dies physikalisch gesehen nicht korrekt ist, so wird im deutschen Sprachgebrauch meist der Begriff Körpergewicht im Sinne der Körpermasse verwendet.

Der Body Mass Index *BMI* berechnet sich folgendermaßen aus der Körpergröße h und dem Körpergewicht m [164]:

$$BMI = \frac{m}{h^2} \quad (3.3)$$

HEMMELMANN et al. [165] berechneten die Alters- und geschlechtsspezifischen BMI-Verteilungen nach der LMS-Methode [166] auf Basis der Rohdaten der NVS II in Jahresintervallen. Den Autoren zufolge ist diese Verteilungsform für die Abbildung der in Realität vorliegenden BMI-Verteilungen sehr gut geeignet. Die LMS-Methode ist in der Lage gewisse Kovarianzen mit einzubeziehen. Im vorliegenden Fall werden hiermit die Abhängigkeiten zwischen dem Alter und dem BMI abgebildet.

Den BMI-Wert für ein bestimmtes Alter a und Geschlecht g mit dem BMI-Perzentil P_{BMI} erhält man abhängig von den Parametern L (Box-Cox-Transformation), M (Median) und S (Variationskoeffizient) wie folgt [165]:

$$BMI(g, a) = M(g, a) \cdot \left[1 + L(g, a) \cdot S(g, a) \cdot z \left(\frac{P_{BMI}}{100} \right) \right]^{1/L(g, a)} \quad (3.4)$$

z ist dabei die standardisierte Zufallsvariable mit dem Erwartungswert 0 und der Varianz von 1.

Sobald Körpergröße und BMI bekannt sind, kann das Körpergewicht mit Hilfe der umgestellten Gleichung 3.3 berechnet werden.

3.2.2.5 Stärke

Für den späteren Algorithmus zur Stärkeanpassung (vgl. Kapitel 3.2.4) werden Stärkedaten auf Gelenkbasis als Verteilung über das Alter benötigt. Entsprechende Daten aus Deutschland liegen leider nicht vor. Nichtsdestotrotz sind entsprechende Studien aus Dänemark und der Schweiz verfügbar.

DANNESKIOLD-SAMSOE et al. [161] stellen isolierte isometrische Gelenkmomente gesunder Probanden für jede Dekade zwischen 20 und 80 Jahren in Form von Mittelwerten und Standardabweichungen zur Verfügung. Die Studienkohorte ($n = 174$) stammt aus der Umgebung von Kopenhagen. Die maximalen isometrischen Gelenkmomente wurden mit Hilfe eines rotierenden Dynamometers gemessen.

STOLL [167] führte im Züricher Raum eine noch umfangreichere Studie mit 543 Probanden durch. Hier wurden maximale isometrische Gelenkkräfte gemessen, welche nicht unabhängig vom in der jeweiligen Messung vorherrschenden Hebelarm sind.

Deshalb wird in dieser Forschungsarbeit auf die Daten von DANNESKIOLD-SAMSOE et al. [161] zurückgegriffen. Diese wurden jedoch mit den Daten aus STOLL [167] abgeglichen. Sofern durchschnittliche Hebelarme der deutschen Bevölkerung aus der DIN 33402-2 [51] zur Umrechnung der Gelenkkräfte in Gelenkmomente herangezogen werden, bewegen sich die Werte auf einem vergleichbaren Niveau.

Bild 3.9 zeigt exemplarisch den Stärkeverlauf der Kniestreckung in Abhängigkeit des Alters für Männer und Frauen. Sehr gut erkennbar sind die deutliche Abnahme der Stärke mit dem Alter und der grundsätzliche Stärkeunterschied zwischen Männern und Frauen.

Die Zielgelenkmomente ergeben sich ebenfalls aus den inversen kumulierten Normalverteilungen für das gegebene Geschlecht und Alter, die durch die Mittelwerte und Standardabweichungen der Glättungssplines in der Populationsdatenbank definiert und am vorliegenden Stärkeperzentil ausgewertet werden.

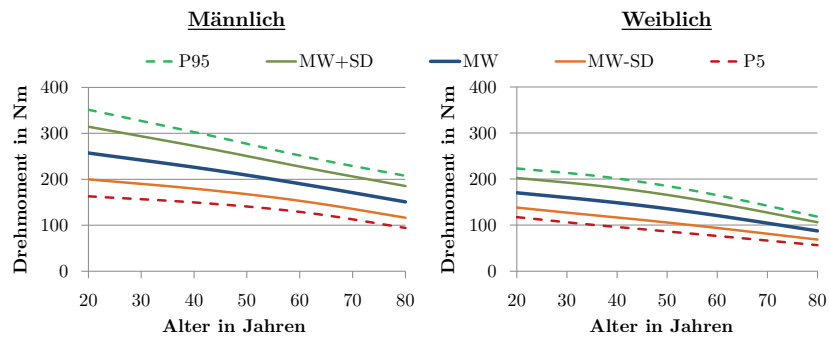


Bild 3.9: Kniestreckmoment als Mittelwertverlauf (MW) mit Standardabweichung (SD), 95. Perzentil (P95) und 5. Perzentil (P5) für Männer und Frauen zwischen 20 und 80 Jahren

3.2.2.6 Beweglichkeit

Detaillierte Mobilitätsdaten in den jeweiligen Altersgruppen liegen aus einer einzelnen Studie nicht vor. Daher wurden mehrere Quellen (Tabelle 3.3) herangezogen, um den Populationsdatensatz aufzubauen. Im Falle von Stärke- und Beweglichkeitsdaten sind für jeden Freiheitsgrad stets zwei Bewegungsrichtungen und damit zwei Bewegungsgrenzen sowie zwei Krafrichtungen zu berücksichtigen. Die Mittelwerte und Standardabweichungen der empirischen Datensätze wurden für beide Geschlechter ebenfalls über das Alter hinweg als Splinekurven abgebildet. Darauf aufbauend werden durch Aufstellen entsprechender Normalverteilungen und Nutzung der Inversionsmethode die Beweglichkeitsgrenzen für ein bestimmtes Beweglichkeitsperzentil berechnet.

Tabelle 3.3: Beweglichkeitsdatenquellen zur Anpassung der Gelenkwinkelgrenzen

Quelle	Freiheitsgrade	Beweglichkeitsgrenze	Altersgruppen	Stichprobengröße	Region	Parameter-typ	Gesundheitszustand	
MCGREGOR et al. [169]	Wirbelsäulenstreckung/-beugung,	aktiv	20-29	203	UK	Mittelwert	keine Schmerzen im unteren Rücken	
	Laterale Wirbelsäulenbeugung,		30-39			Standardabweichung		
	Wirbelsäulenrotation		40-49					
			50-59					
ROACH und MILES [170]	Hüftrotation/-abduktion	aktiv	60-70	1.313	USA	Mittelwert	Bevölkerungsquerschnitt	
						25-39		Standardabweichung
						40-59		
						60-74		

Quelle	Freiheits- grade	Beweglich- keitsgrenze	Alters- gruppen	Stichproben- größe	Region	Parameter- typ	Gesundheits- zustand
MURRAY et al. [171]	Schulterinnen- rotation/ -außenrotation	aktiv	25-36 55-66	40	USA	Mittelwert Standard- fehler	gesund
SEPIC et al. [172]	Subtalare Inversion/ Eversion	aktiv	25-60	40	USA	Mittelwert Standard- abweichung	gesund
BEIJSTERVELDT und STEENBEKKERS [173]	Kopfbeugung/ -streckung,	aktiv	20-30 31-49 50-54	750	Nieder- lande	Mittelwert Standard- abweichung	Bevölkerungs- querschnitt
	Laterale		55-59				
	Kopfneigung,		60-64				
	Kopfdrehung,		65-69				
	Palmarflexion/ Dorsalextension,		70-74				
	Radialdeviation/ Ulnardeviation		75-79 80+				
	Ellenbogenstreckung/ -beugung,						
	Unterarmsupination/ -pronation,						
SOUKIE ET AL. [168]	Schulteranteversion,	passiv	2-8 9-19	674	USA	Mittelwert Standard- abweichung	gesund
	Hüftstreckung/ -beugung,		20-44 45-69				
	Kniestreckung/ -beugung,						
	Dorsalflexion/ Plantarflexion						

3.2.3 Anthropometrische Anpassung

Die durch den Konzeptionsprozess bereitgestellten Parameter dienen der demographischen Anpassung der generischen Menschmodelle. Je nach Geschlecht wird das entsprechende generische muskuloskelettale Modell ausgewählt, welches gleichmäßig nach berechneter Körpergröße und Körpergewicht skaliert wird. Die Proportionen und die Massenverteilung des generischen Modells bleiben dabei erhalten. Die Lage der in Kapitel 3.2.1.4 eingefügten Marker zur Spezifizierung möglicher Interaktionspunkte wird ebenfalls mitskaliert. Die Marker behalten dabei ihre relative Position an den entsprechenden Körperteilen.

Gleichzeitig werden die Massenträgheitsmomente des demographisch angepassten Modells berechnet. Basis hierfür bilden die Segmentmassen und Segmentabmessungen des demographisch angepassten Modells in Bezug auf die Segmentmassen und Segmentabmessungen des generischen Modells. Zusätzlich werden die Bewegungsgrenzen der einzelnen Freiheitsgrade durch die berechneten Grenzwerte ersetzt.

Wie in Kapitel 2.4 erwähnt, werden bei der Skalierung die Muskelruhelängen sowie die Muskelfaserlängen mit angepasst, so dass die Krafterzeugungscharakteristik des generischen Modells bei veränderter Anthropometrie erhalten bleibt.

3.2.4 Algorithmus zur Stärkeanpassung

Ebenso wie die Anthropometrie, soll auch die Stärke, als eine der wichtigsten Modellierungsdomänen muskuloskelettaler Menschmodelle, an die empirischen Zielwerte aus dem Konzeptionsprozess angepasst werden. Eigens hierfür wurde der Algorithmus zur Stärkeanpassung (engl.: Strength Mapping Algorithm (SMA)) entwickelt. Dieser wurde in MIEHLING und WARTZACK [174] erstmals vorgestellt. Der SMA wird im Folgenden ausführlich beschrieben.

3.2.4.1 Problemstellung und Vorgehensweise

Aufgabe des Stärkeanpassungsalgorithmus ist es, einen Satz an Skalierungsfaktoren zu finden, der es ermöglicht die maximalen isometrischen Muskelkräfte eines Modells so anzupassen, dass es vorgegebene maximale Gelenkmomente in definierten Körperhaltungen über den ganzen Körper hinweg exakt einhält.

Herausforderungen entstehen hierbei durch die Kraft-Längen-Beziehung der Muskeln selbst und die Muskelredundanz des Muskelskelettsystems. Die Redundanzen im Muskelskelettsystem führen dazu, dass ein und dasselbe Bewegungsverhalten aus unterschiedlichsten Muskelaktivierungskombinationen entstehen kann. Das Muskelskelettsystem weist dabei folgende Besonderheiten auf [174]:

1. Eine große Anzahl an Muskeln aktuiert relativ wenige Freiheitsgrade.
2. Viele Muskeln überspannen mehr als nur ein Gelenk.
3. Die meisten Muskeln agieren an mehreren Freiheitsgraden.

Bild 3.10 verdeutlicht exemplarisch die Komplexität des Muskelskelettsystems. Der lange Kopf des M. biceps femoris wirkt als Hüftstrecker und Kniebeuger. Zusätzlich wirkt er bei der Außenrotation des Hüftgelenks mit. Der kurze Kopf hingegen wirkt nur auf das Kniegelenk. Die ischiokrurale Muskulatur, also die rückseitige Oberschenkelmuskulatur, besteht allerdings aus weiteren in Bild 3.10 nicht gezeigten Muskeln, die gesammelt die Hauptfunktionen Hüftstreckung und Kniebeugung bewerkstelligen. Neben den jeweilige Hauptaufgaben unterstützen die Muskeln auch bei der Drehmomenterzeugung in angrenzenden Freiheitsgraden.

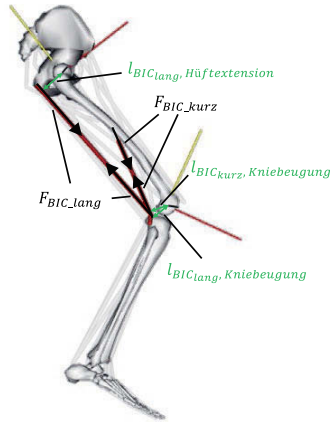


Bild 3.10: Komplexität des Muskelskelettsystems am Beispiel der Hüftextension und Kniebeugung in Verbindung mit dem M. biceps femoris

Der Algorithmus zur Stärkee Anpassung deckt die Abhängigkeiten zwischen den maximal erzeugbaren Muskelkräften und den Gelenkmomenten muskuloskelettaler Systeme für vorgegebene Referenzkörperhaltungen auf und ermöglicht auf dieser Basis die Berechnung der gewünschten Skalierungsfaktoren. Der Algorithmus zur Stärkee Anpassung ist in Bild 3.11 skizziert.

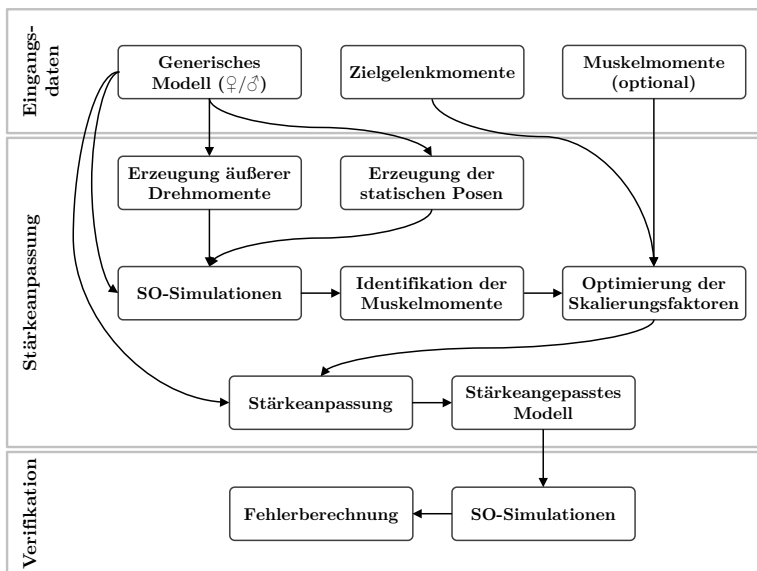


Bild 3.11: Vorgehensweise beim Algorithmus zur Stärkee Anpassung

Der generelle Ablauf wird in den folgenden Absätzen kurz beschrieben, bevor in Kapitel 3.2.4.2 bis 3.2.4.5 die Einzelschritte detailliert erläutert werden.

Ausgangspunkt sind das geschlechtsabhängige generische Menschmodell sowie die zu erreichenden Zielgelenkmomente. Die Zielgelenkmomente sind vom Geschlecht, Alter und Stärkeperzentil eines Individuums abhängig. Diese Parameter werden im Konzeptionsprozess berechnet. Bild 3.12 und Bild 3.13 zeigen neben der Ausgangsstärke der beiden generischen Menschmodelle die große Bandbreite an Zielgelenkmomenten am Beispiel von vier exemplarischen Parameterkombinationen.

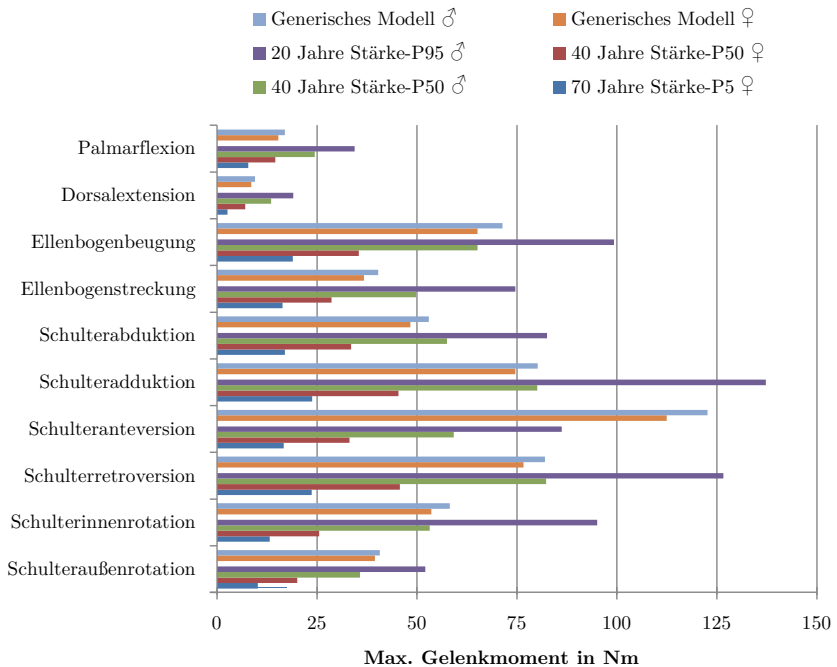


Bild 3.12: Vergleich der maximalen Gelenkmomente der beiden generischen Ausgangsmodelle mit Zielgelenkmomenten der oberen Extremität für vier exemplarische Parameterkombinationen

Um die Stärkeanpassung zu ermöglichen, wird das Messprotokoll der empirischen Studie von DANNESKJOLD-SAMSOE et al. [161] simulativ nachgestellt. In dieser Studie wurden isolierte maximale Gelenkmomente in vordefinierten Körperhaltungen erhoben. Die muskuloskelettale Simulation dieser Posen ermöglicht die Identifikation der Muskelbeiträge zu den maximal erzeugbaren Gelenkmomenten eines Menschmodells. Dieser Schritt muss für jedes generische Modell nur einmal durchgeführt werden. Sobald die Muskelbeiträge bekannt sind, können diese als

zusätzliche Eingangsgrößen herangezogen werden. Damit kann der rechenaufwendigste Teil des Algorithmus, die inverse Dynamik unter statischer Optimierung der Körperhaltungen, eingespart werden. Die Muskelbeiträge zu den maximalen Gelenkmomenten werden herangezogen, um die Skalierungsfaktoren für die Anpassung der isometrischen Maximalkräfte des Menschmodells zu berechnen. Die muskuloskelettalen Simulationen der statischen Körperhaltungen werden zur Verifikation des Anpassungsergebnisses mit dem stärkeangepassten Modell erneut durchgeführt.

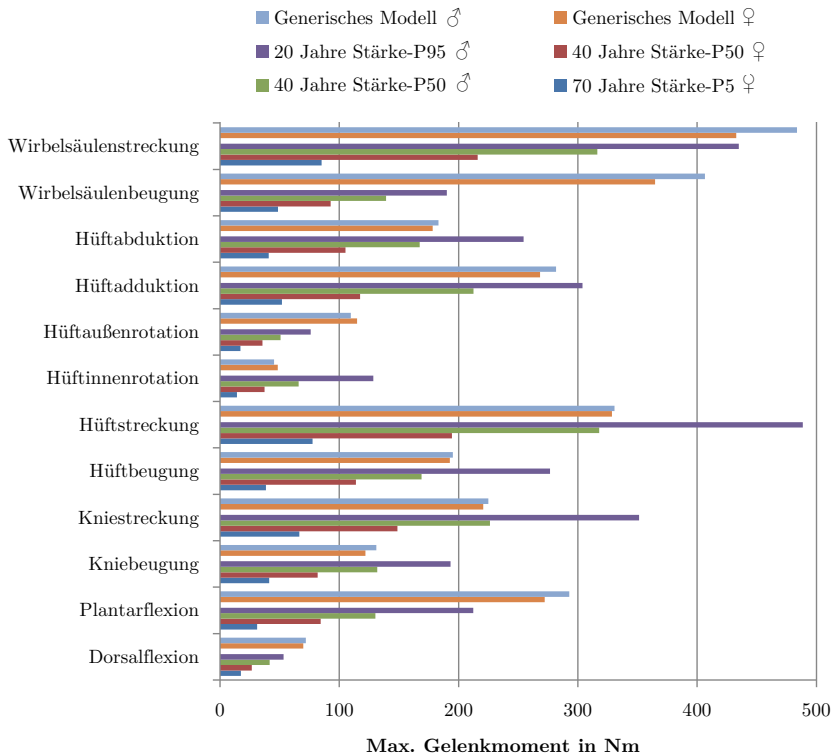


Bild 3.13: Vergleich der maximalen Gelenkmomente der beiden generischen Ausgangsmodelle mit Zielgelenkmomenten des Unterkörpers und Rumpfs für vier exemplarische Parameterkombinationen

3.2.4.2 Simulation vordefinierter Körperhaltungen

Um die aus der empirischen Studie herangezogenen Körperhaltungen effizient simulieren zu können, wurden das weibliche und männliche generische Menschmodell jeweils in drei Teilmodelle zerlegt (Arm-/Schulterbereich, Unterkörper, Rumpf).

Die Referenzkörperhaltungen des Unterkörpers sowie des Rumpfs bei maximal erzeugtem Gelenkdrehmoment sind in Bild 3.14 dargestellt. Bild 3.15 visualisiert die Körperhaltungen der oberen Extremität.

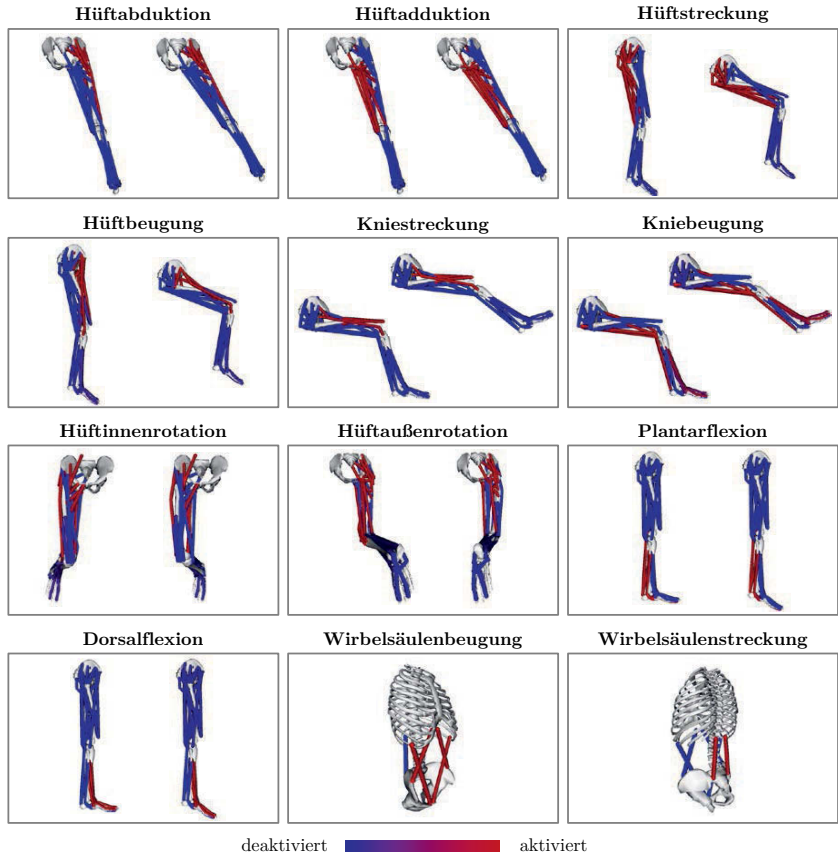


Bild 3.14: Teilmodelle von unterer Extremität und Rumpf (rechts unten) in den zugehörigen Referenzposen bei maximaler Momenterzeugung

Die meisten Gelenkmomente werden, nach Vorbild der zugrunde liegenden Studie, in zwei Referenzposen gemessen. Der jeweils höhere erzielte Wert stellt das jeweilige maximale Gelenkmoment dar. Die gezeigten Referenzkörperhaltungen werden inversdynamisch unter statischer Optimierung simuliert. Dabei wird an den zu überprüfenden Freiheitsgrad ein externes Drehmoment angelegt, dem das Menschmodell durch Aktivierung der Muskulatur widerstehen muss. Dabei wird das Drehmoment solange gesteigert, bis das maximale Gelenkmoment überschritten ist.

Damit die in den empirischen Messungen vorliegenden Randbedingungen virtuell korrekt nachgestellt werden, sind bei den Simulationen die meisten jeweils nicht betrachteten Freiheitsgrade des Modells gesperrt. In Realität interagierten die Probanden mit einem entsprechenden Messapparat zur Gelenkmomentmessung. Durch die Sperrung von Freiheitsgraden ist die dargestellte abstrahierte Modellierung möglich.

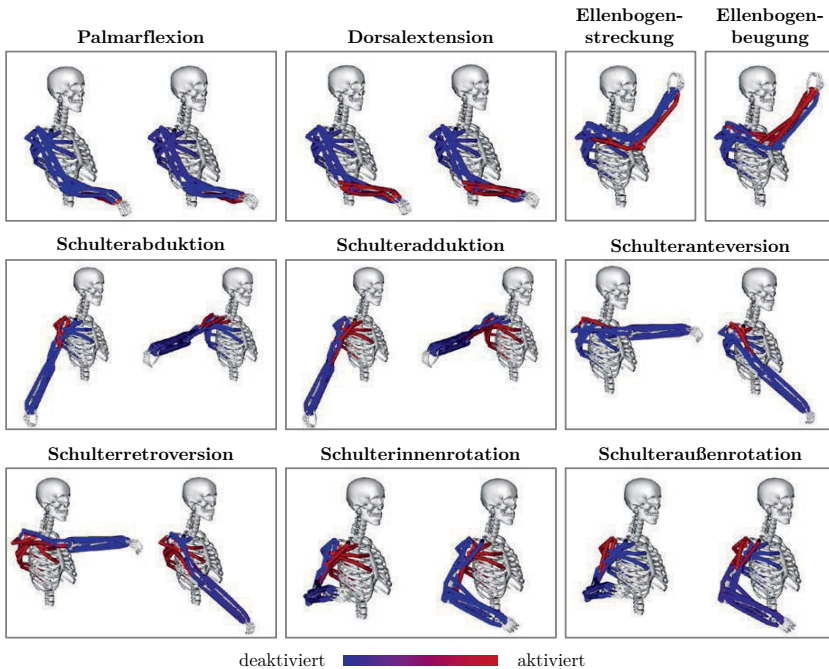


Bild 3.15: Teilmodell des Arm-/Schulterbereichs in den entsprechenden Referenzkörperhaltungen jeweils bei maximaler Momenterzeugung

3.2.4.3 Identifikation maximaler Gelenkmomente

Da die Leistungsfähigkeit der Muskeln in den genannten Simulationen überschritten wird, sind die jeweiligen Freiheitsgrade mit zusätzlichen, relativ schwachen Reserve-Drehmomentaktuatoren ausgestattet. Dies führt dazu, dass das Modell zunächst die Kraftkapazität der eigenen Muskeln ausnutzt. Sobald die Leistungsfähigkeit der Muskeln nicht mehr ausreicht, unterstützen diese Aktuatoren, so dass das geforderte Drehmoment dennoch erzeugt werden kann. Auf diese Weise kann die Simulation bis über die Kraftgrenze der Modelle hinaus erfolgen.

Aus den resultierenden Simulationsergebnissen kann das maximal erzeugbare Gelenkmoment eines jeden Freiheitsgrads ermittelt werden. An der entsprechenden Stelle steigt das Reservedrehmoment abrupt an.

Bild 3.16 verdeutlicht diesen Sachverhalt am Beispiel des Kniestreckmoments.

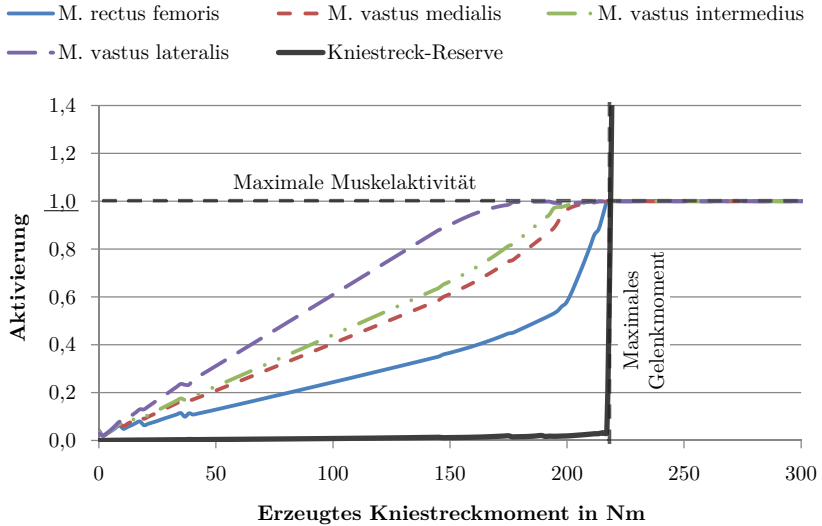


Bild 3.16: Identifikation des maximalen isometrischen Gelenkmoments am Beispiel der Streckung des Kniegelenks [174]

3.2.4.4 Bestimmung der Muskelbeiträge

Nach Identifikation der Gelenkmomentengrenzen eines Modells, wird eine Muskelkraftmatrix $F_{Muskel;i,j,k}$ und eine Hebelarmmatrix $L_{Muskel;i,j,k}$ aufgestellt. Dabei werden die Muskelkräfte jedes Muskels j , an Stelle des identifizierten Maximalmoments des Freiheitsgrads i für alle zugehörigen Referenzposen k in die Muskelkraftmatrix eingetragen. Analog wird mit den Hebelarmen der Muskeln bezüglich der Gelenkachse abhängig von den Referenzkörperhaltungen verfahren. Da sich durch die spätere Skalierung der Muskelkräfte die maximalen Gelenkmomente in eine andere Referenzpose desselben Freiheitsgrads verlagern können, speichern beide Matrizen auch die Werte für jene Referenzposen, in denen das Modell nicht die maximalen Gelenkmomente erzeugen kann.

Die Muskelmomentmatrix \mathbf{M}_{Muskel} ergibt sich durch elementweise Multiplikation der beiden Matrizen \mathbf{F}_{Muskel} und \mathbf{L}_{Muskel} . \mathbf{M}_{Muskel} gibt den Beitrag jedes einzelnen Muskels zum Gesamtgelenkmoment in allen simulierten Posen an:

$$M_{Muskel_{i,j,k}} = F_{Muskel_{i,j,k}} \cdot L_{Muskel_{i,j,k}} = \begin{bmatrix} m_{1,1,k} & \cdots & m_{1,n,k} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ m_{m,1,k} & \cdots & m_{m,n,k} \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

Das maximale Gelenkmoment des Freiheitsgrads i für jede einzelne Referenzkörperhaltung k entspricht der Summe aller beigetragenen Momente der Muskeln j :

$$M_{Referenzpose_{i,k}} = \sum_{j=1}^n M_{Muskel_{i,j,k}} \quad (3.6)$$

In der zugrunde liegenden Studie wurden, wie bereits erwähnt, die meisten Gelenkmomente bei jedem Probanden in mehreren Posen gemessen. Analog zum empirischen Studiendesign gilt auch beim SMA der höchste erzielte Wert in Bezug auf die gleiche Bewegungsrichtung an demselben Gelenk als das maximale Gelenkmoment:

$$M_{Gelenk,max_i} = \max_{k=1,\dots,o} (M_{Referenzpose_{i,k}}) \quad (3.7)$$

3.2.4.5 Berechnung der Skalierungsfaktoren

Aufgabe ist es nun die Muskelbeiträge über alle Freiheitsgrade hinweg so zu skalieren, dass die resultierenden max. Gelenkmomente der Zielvorgabe entsprechen:

$$M_{Gelenk,max_i} = M_{Ziel_i} = \max_{k=1,\dots,o} (\sum_{j=1}^n M_{Muskel_{i,j,k}} \cdot Sf_{Muskel_j}) \quad (3.8)$$

Der Satz an Skalierungsfaktoren Sf_{Muskel} , welcher dieser Bedingung genügt, wird durch nichtlineare Optimierung unter Nebenbedingungen berechnet. Das Optimierungsproblem ist wie folgt definiert:

$$Sf_{Muskel_j} = \underset{Sf_{Muskel,j} \in \mathbb{R}^+}{\operatorname{argmin}} \left(\left\| M_{Ziel_i} - \max_{k=1,\dots,o} (\sum_{j=1}^n M_{Muskel_{i,j,k}} \cdot Sf_{Muskel_j}) \right\| + \left\{ \max_{l=1,\dots,p} (Sf_{Muskel_l}) - \min_{l=1,\dots,p} (Sf_{Muskel_l}) \right\} \right) \quad (3.9)$$

Dabei wird einerseits jeder Muskelbeitrag so skaliert, dass die Zielmomente über den gesamten Körper hinweg genau eingestellt werden. Andererseits wird stets darauf geachtet, dass die Differenz zwischen maximalem und minimalem Skalierungsfaktor möglichst klein bleibt. Das hat zur Folge, dass die Kraftverteilung der

Muskeln möglichst nah an der des Ursprungsmodells bleibt. Darüber hinaus müssen alle Skalierungsfaktoren positiv sein. Ansonsten könnten die Muskeln anstatt von Zugkräften auch Druckkräfte aufbringen, was physiologisch nicht begründbar wäre. Da die Muskelbeiträge bei maximaler Kraftausschöpfung proportional zu den maximalen isometrischen Muskelkräften sind, können die Skalierungsfaktoren letztlich verwendet werden, um die maximalen isometrischen Kräfte der Muskeln im Modell zu skalieren:

$$F_{Muskel,iso,max,individuell_i} = F_{Muskel,iso,max,generisch_i} \cdot Sf_{Muskel_j} \quad (3.10)$$

Der vorgestellte Algorithmus ermöglicht damit die Anpassung der Stärke der generischen Menschmodelle an unterschiedlichste Zielstärkeverteilungen über den gesamten Körper hinweg.

3.2.5 Überprüfung demographisch angepasster Modelle

Damit Methoden oder Modelle für Vorhersagen in der Produktentwicklung produktiv eingesetzt werden können, sollte ein Nachweis über deren Genauigkeit und Zuverlässigkeit erbracht werden. Während dies bei den bisher im Ingenieursbereich vorherrschenden virtuellen Methoden und Werkzeugen bereits der Fall ist, besteht im Bereich der Biomechanik noch Nachholbedarf. HICKS et al. [175] stellen sogar die Vermutung auf, dass dieser Umstand für die schleppende Verbreitung muskuloskelettaler Simulationen im industriellen Alltag mitverantwortlich sein könnte. Die Autoren führen als weiteren möglichen Grund die hohe Komplexität und Variabilität biologischer Systeme an.

Im Falle der vorgeschlagenen Vorgehensweise zur Erzeugung virtueller Nutzergruppen müssen die daraus resultierenden muskuloskelettalen Modelle einem Verifikations- und Validierungsprozedere unterzogen werden, bevor diese nutzbringend für nutzergruppenspezifische Simulationsstudien eingesetzt werden können.

Welche Parameter für die Verifikation und Validierung herangezogen werden und welche Genauigkeit gefordert wird, hängt stark von der mit Hilfe eines Modells zu beantwortenden Fragestellung ab.

3.2.5.1 Verifikation

Unter Verifikation versteht man einen Prozess, der feststellt, ob ein Modell die zugrunde liegenden mathematischen Algorithmen korrekt abbildet. Mittels Verifikation wird also die Frage beantwortet, ob ein Modell richtig rechnet. Dieser Vorgang ist stets losgelöst von der Realität und muss vor der Validierung erfolgen. [176]

Im Kontext der nutzergruppenspezifischen Simulationsmodelle sind hier in erster Linie die aus dem Konzeptionsprozess in Verbindung mit dem Sampling

berechneten Modellparameter der demographisch angepassten Menschmodelle zu verifizieren. Die Gleichverteilungen der generischen Kennwerte aus der Stichprobenerzeugung werden bereits einer Verifikation unterzogen bevor die Modelle überhaupt erzeugt werden. Sind die Parameter nicht ausreichend gleichverteilt, wird eine neue Stichprobe erzeugt, solange bis das Kriterium erfüllt ist.

Ferner sollten die über die Modelle hinweg beobachteten Parameter mit den Verteilungen aus der Populationsdatenbank verglichen werden. Hierbei handelt es sich um die Häufigkeitsverteilung der männlichen und weiblichen Modelle sowie die Verteilungen der Körpergrößen und Body Mass Indizes über die betrachtete Altersspanne.

Neben den Aspekten des passiven Bewegungsapparates, sollte vor allem auch die resultierende Stärke der erzeugten Modelle überprüft werden. Die Verifikation ist dabei bereits im Stärkeanpassungsalgorithmus (vgl. Bild 3.11) integriert. Hierfür werden die Referenzposen mit den demographisch angepassten Menschmodellen erneut simuliert, wodurch die resultierenden maximalen Gelenkmomente jedes Modells identifiziert und die Fehler gegenüber der Zielvorgabe berechnet werden können.

3.2.5.2 Validierung

Im Unterschied zur Verifikation geht es bei der Validierung darum, zu untersuchen, inwiefern ein Modell die Realität in Bezug auf den Anwendungskontext korrekt abbildet. Dieser Prozess bestimmt also den Grad der physikalischen Korrektheit einer Simulation oder eines Modells und ist somit nur für einen spezifischen Anwendungsfall überprüfbar. [176]

Eine Validierung der vorgegebenen demographischen Parameter ist nicht erforderlich, da diese Parameter aus empirischen Studien stammen und damit, sofern diese repräsentativ für eine bestimmte Bevölkerung sind, diese auch korrekt abbilden.

Das Verhalten der Modelle hingegen sollte anhand realweltlicher Szenarien validiert werden. Hierfür können Beanspruchungsparameter, wie etwa im spezifischen Anwendungsfall gemessene Gelenkreaktionskräfte mittels instrumentierter Messimplantate [177] oder auch Daten aus Messungen der elektrischen Muskelaktivität mit Hilfe der Elektromyographie (EMG), herangezogen werden. Messungen der Gelenkreaktionskräfte sind allerdings nur sehr selten möglich und bedingen invasive Eingriffe.

Abgesehen von solchen spezifisch auf den Anwendungsfall bezogenen Messungen, sollten muskuloskelettale Modelle in möglichst vielen Körperhaltungen und Alltagsbewegungen über den gesamten Bewegungsspielraum in Verbindung mit möglichst vielseitigen Belastungen untersucht werden, so dass diese schließlich auch für Interpolationen zwischen den betrachteten Szenarien einsetzbar sind.

Im Kontext der nutzergruppenspezifischen Simulation wird in dieser Arbeit eine Validierung der verwendeten Modelle mittels statischer Aktionskräfte durchgeführt (vgl. Kapitel 4.1.2). Der montagespezifische Kraftatlas [70] oder auch die DIN 33411-5 [60] enthalten solche Daten im Sinne einer Bevölkerungsstatistik.

In Kapitel 3.2 wurde eine Vorgehensweise zur Erzeugung virtueller muskuloskelettaler Nutzergruppen auf Basis empirischer Populationsdaten und generischer Ganzkörpermodelle vorgestellt. Aus dem Konzeptionsprozess resultieren die Zielparameter für die darauffolgende Anpassung der generischen Modelle an die nutzerspezifische Anthropometrie und Stärke.

3.3 Parametrische Produktmodellierung

Im hier vorgeschlagenen Ansatz werden die zu simulierenden Produkte als parametrische Mehrkörpermodelle modelliert. Beispiele für parametrische Produktmodelle werden in Kapitel 5.2.2 sowie 5.3.2 beschrieben. Im Folgenden wird daher nur kurz auf das allgemeine Vorgehen hingewiesen.

Die parametrischen Produktmodelle müssen lediglich die für die Beschreibung der Interaktion notwendigen Komponenten enthalten. Diese können dabei als relativ stark abstrahierte Skelettmodelle aufgebaut werden, die Lage und Orientierung der Interaktionspunkte mit dem Nutzer beschreiben. Die Nutzermodelle werden über kinematische (vgl. Kapitel 3.5.1) und kinetische Koppelbedingungen (vgl. 3.6.1) an diesen Punkten mit dem parametrischen Produktmodell in Beziehung gesetzt.

Für die Produktmodellierung wird zwar keine CAD-Geometrie benötigt, allerdings kann eine solche optional zur Visualisierung herangezogen werden und der besseren Vorstellbarkeit dienen. Unterschiedliche Produktparameterkombinationen sind gleichzusetzen mit möglichen Konstruktionsalternativen. Wie die Einzelkomponenten des Produkts allerdings später konstruktiv umgesetzt werden bleibt offen, da dies für die physische Nutzer-Produkt-Interaktion nicht maßgeblich ist. Die Kinetik des zukünftigen Produkts wird mittels starrer und gelenkiger Verbindungen modelliert. Die definierten Freiheitsgrade bieten dieselben Bewegungsmöglichkeiten wie das spätere Produkt. Die einzelnen Produktkomponenten bekommen neben einer Masse auch entsprechende Trägheiten zugeordnet, um dynamische Simulationen zu ermöglichen. Zusätzlich können passive Elemente wie Federn oder Dämpfer, aber auch aktive Antriebselemente in Form steuerbarer Kraft- oder Drehmomentaktuatoren dem Modell hinzugefügt werden.

Die parametrischen digitalen Produktmodelle ermöglichen die physische Interaktion zwischen den virtuellen Nutzern der Nutzergruppe und dem Produkt durch Bereitstellung der Interaktionsmöglichkeiten mit dem Nutzer und der entsprechenden Produktkinematik und -kinetik.

3.4 Statistische Versuchsplanung

Um virtuelle Nutzergruppen erzeugen zu können, deren demographische Merkmale vorgegebenen Verteilungen entsprechen, werden Methoden der statistischen Versuchsplanung herangezogen.

In der vorgestellten Vorgehensweise zur nutzergruppenspezifischen Simulation soll in einem ersten Schritt möglichst die gesamte Bandbreite an Nutzer-Produkt-Interaktionen einbezogen werden. Deshalb werden bei dieser Vorgehensweise demographische und produktspezifische Parameter gleichzeitig gesampelt. Dabei wird jedes Individuum der Nutzergruppe, wie bereits erwähnt, durch die folgenden sechs dimensionslosen Kennwerte beschrieben:

- Geschlechtsindikator
- Altersperzentil
- Körpergrößenperzentil
- BMI-Perzentil
- Stärkeperzentil
- Beweglichkeitsperzentil

Die zu simulierenden Produkte können unterschiedlich viele variierbare Designparameter aufweisen. Dabei geht mit einer höheren Anzahl veränderlicher Produktparameter auch eine größere notwendige virtuelle Nutzergruppe einher. Sofern die Stichprobe zu klein gewählt wird, können die Abhängigkeiten zwischen den demographischen und den Produktparametern nicht aufgedeckt werden.

Unabhängig vom Produkt werden hier 14 dimensionslose Kennzahlen für das Sampling verwendet. Aus diesen Kennzahlen werden später die für ein Produkt spezifischen Designparameter abgeleitet. Damit können in Verbindung mit der erzeugten Nutzergruppe Nutzer-Produkt-Interaktionen mit maximal 14 zu variierenden Produktparametern simuliert werden. Da die dimensionslosen Kennzahlen erst noch in aussagekräftige produktspezifische Parameter umgerechnet werden, können mit dieser generischen Vorgehensweise somit zufällige Konfigurationen der erzeugten Nutzer mit jeglichem Produkt erreicht werden.

3.4.1 Erzeugung statistischer Merkmalskonfigurationen

Zur Erzeugung der Stichprobe mit mehreren Zufallsvariablen wird die Quasi-Monte Carlo-Methode unter Verwendung von Sobol-Sequenzen [178; 179] herangezogen. Dabei werden die Parametertupel, welche aus den sechs demographischen sowie 14 generischen Produktparametern bestehen, so gewählt, dass der daraus aufgespannte 20-dimensionale Raum möglichst gleichmäßig ausgefüllt ist.

Neben der Quasi-Monte Carlo-Methode unter Verwendung von Sobol-Sequenzen wurden ebenfalls Methoden basierend auf Pseudozufallszahlen sowie das Latin Hypercube-Verfahren für die Stichprobenziehung geprüft. Quasi-Monte Carlo mit Sobol-Sequenzen hat sich jedoch als zuverlässigste Methode für das vorliegende höherdimensionale Problem mit größeren Samplezahlen erwiesen. Zu dieser Erkenntnis kamen auch KUCHERENKO et al. [180].

Geschlechtsindikator und Altersperzentil werden in einem generischen Intervall zwischen 0 und 1 erzeugt. Körpergrößen-, BMI-, Stärke- und Beweglichkeitsperzentile liegen im vorgeschriebenen Bereich von 1 bis 99. Niedrigere sowie höhere Perzentile führen oft zu unrealistischen Werten, da die verwendeten parametrischen Verteilungstypen die empirischen Befunde an deren Außengrenzen teilweise nicht genau genug abbilden.

Durch die Stichprobenziehung sollte jeder der betrachteten Parameter über die Stichprobe hinweg erst einmal normalverteilt vorliegen. Die Übereinstimmung jedes einzelnen Parameters mit der Gleichverteilung wird mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test [181] verifiziert. Sofern mindestens ein Parameter von dieser Vorgabe abweicht, wird die Stichprobenziehung wiederholt.

3.4.2 Ableitung der Nutzer- und Produktmerkmale

Jedes der generischen Parametertupel aus dem Sampling stellt eine dimensionslose Beschreibung einer Nutzer-Produkt-Konfiguration dar. Die ersten sechs Werte werden dazu verwendet das virtuelle Individuum zu erstellen. Die weiteren 14 Parameter dienen der Berechnung von maximal 14 produktspezifischen Parametern.

Die dimensionslosen Kennzahlen jedes Individuums werden mit Hilfe des beschriebenen Konzeptionsprozesses (vgl. Kapitel 3.2.2) in aussagekräftige Werte umgerechnet. Die resultierenden Parameter dienen der Anpassung des generischen Menschmodells an das jeweilige Individuum. Zuerst wird das geschlechtsspezifische generische Menschmodell gleichmäßig skaliert, so dass es die gewünschte Körpergröße und das entsprechende Körpergewicht aufweist (vgl. Kapitel 3.2.3). Zusätzlich werden die Beweglichkeitsgrenzen eingestellt. Danach wird die Stärke des resultierenden Modells an die Zielgelenkmomente angepasst (vgl. 3.2.4).

Die Produktparameter liegen nach dem Sampling ebenfalls als dimensionslose Kennzahlen $P_{dimensionslos}$ vor. Diese werden unter Berücksichtigung einer spezifizierten oberen und unteren Schranke des zu untersuchenden Parameterbereichs linear in die entsprechenden Parameter $P_{Produkt}$ umgerechnet:

$$P_{Produkt} = (P_{Obergrenze} - P_{Untergrenze}) \circ P_{dimensionslos} + P_{Untergrenze} \quad (3.11)$$

Das Produktmodell wird entsprechend der berechneten Parameter eingestellt.

In der statistischen Versuchsplanung werden die dimensionslosen Kennzahlen der zu untersuchenden Nutzer-Produkt-Konfigurationen festgelegt. Dabei werden in Verbindung mit dem Konzeptionsprozess die Verteilungen der Populationsdaten korrekt abgebildet. Gleichzeitig wird der durch die demographischen Parameter und die Produktparameter aufgespannte mehrdimensionale Raum möglichst gleichmäßig ausgefüllt. Damit kann die gesamte Bandbreite an Nutzer-Produkt-Konfigurationen untersucht werden.

3.5 Vorhersage der Nutzer-Produkt-Interaktionen

Nach Erzeugung der Zufallsstichprobe und der darauffolgenden demographischen Anpassung der virtuellen muskuloskelettalen Nutzermodelle, gilt es die Interaktion von Nutzer- und Produktmodell zu konfigurieren, bevor im Anschluss die Interaktion in Form von Bewegung und äußeren Lasten vorhergesagt wird.

3.5.1 Geometrische Kopplung der Nutzer mit dem Produktmodell

Die Simulation der Nutzer-Produkt-Interaktion stellt eine Systemsimulation dar. Der Status des Produkts ist im gekoppelten System vom Nutzer abhängig und umgekehrt (vgl. Bild 2.4). Beide Modelle bedingen sich sowohl kinematisch als auch kinetisch gegenseitig. Deshalb müssen diese für die Bewegungserzeugung und auch für die dynamische Simulation auf geeignete Weise in Interaktion gesetzt werden.

Um eine automatisierte Simulation jedes virtuellen Nutzers in Interaktion mit dem Produktmodell zu ermöglichen, wird zunächst ein Referenzmodell als Vorlage erstellt. Das virtuelle Produktmodell wird in einer mittleren Parameterkonfiguration in den Modellbaum eines anthropometrisch durchschnittlichen Menschmodells eingefügt und dabei am globalen Koordinatensystem fixiert. Produkt- und Menschmodell werden danach über kinematische Zwangsbedingungen an den entsprechenden Interaktionspunkten miteinander gekoppelt. Dadurch bedingen sich die Bewegungsräume bzw. Bewegungsmöglichkeiten des Menschmodells und des Produktmodells gegenseitig. In der Vorlage wird eine beispielhafte Startposition hinterlegt. Zu beachten ist, dass die Kopplung in diesem Schritt in erster Linie in der Lage sein muss die Interaktion kinematisch zu erzeugen. Da die Zwangsbedingungen nur für die Bewegungserzeugung und nicht für die dynamische Simulation herangezogen werden, muss die Kopplung nicht notwendigerweise der realen kinetischen Kopplung von Nutzer und Produkt entsprechen.

Für die geometrische Kopplung wird auf eine reine punktbasierte Modellierung zurückgegriffen (vgl. Bild 3.17). Es hat sich herausgestellt, dass starre Verbindungen mittels nur einer Zwangsbedingung im verwendeten muskuloskelettalen Mehrkörpersimulationssystem nicht eindeutig sind und abhängig von der Orientierung der Interaktionspartner zueinander teilweise verdreht zusammengebaut werden.

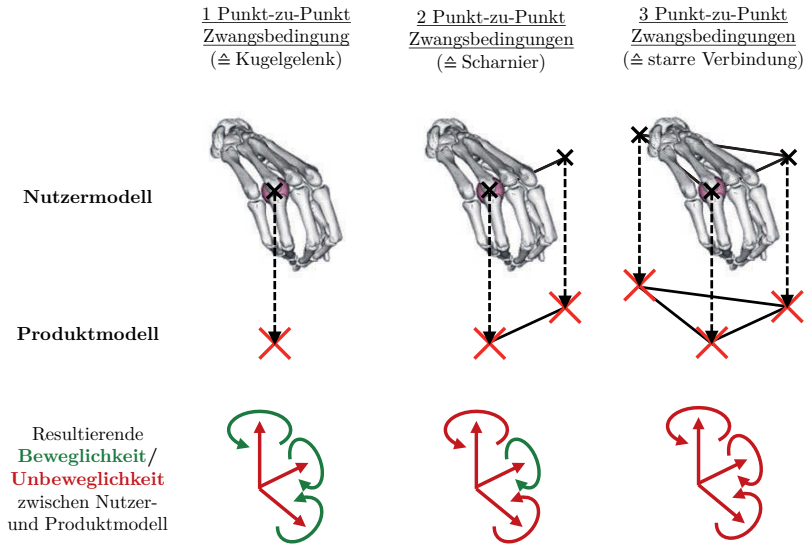


Bild 3.17: Elementarverbindungen zwischen Interaktionspunkten von Nutzer- und Produktmodell zur Konfiguration verschiedener Interaktionsmöglichkeiten basierend auf Punkt-zu-Punkt Zwangsbedingungen

Eine einzelne Punkt-zu-Punkt Zwangsbedingung entspricht einem Kugelgelenk zwischen Nutzer- und Produktmodell. Dadurch wird die Translation der Interaktionspunkte relativ zueinander eingeschränkt. Weitere Kopplungsarten können durch die Verwendung mehrerer Punkt-zu-Punkt Bedingungen aufgebaut werden. Auf diese Weise können Scharniergelenke und auch starre Verbindungen zwischen den Modellen erzeugt werden.

Translationen, wie etwa bei Schubgelenken, können mit den Punkt-zu-Punkt Zwangsbedingungen zwar nicht direkt modelliert werden, jedoch können hierfür am Produkt- oder auch am Nutzermodell zusätzliche Zwischenkörper eingefügt werden, welche beispielsweise über ein solches Schubgelenk mit Produkt- oder Nutzermodell verbunden sind. Solche Kopplungsarten und auch unilaterale Kontakte kommen in der vorliegenden Arbeit allerdings nicht zur Anwendung.

Nach Erstellung der Vorlage wird das parametrische Produktmodell in den Modellbaum jedes der demographisch angepassten Menschmodelle eingefügt und die Produktparameter für die in der statistischen Versuchsplanung ermittelte Nutzer-Produkt-Konfiguration eingestellt. Danach wird jeweils das Nutzermodell mit dem Produktmodell über die Zwangsbedingungen an den entsprechenden Interaktionspunkten gekoppelt. Darauf folgt die Übertragung der im Referenzmodell eingestellten Körperhaltung und Produktausrichtung auf das gekoppelte System als

Startposition für die Bewegungserzeugung. Dabei können Freiheitsgrade von Produktmodell oder Nutzer vorgegeben werden. Die einzelnen Koordinaten können dabei nach ihrer Wichtigkeit gewichtet werden. Auch können Freiheitsgrade komplett frei gelassen werden. Da die Körperhaltung des Referenzmodells meist nicht zum kinematisch möglichen Bewegungsraum der vorliegenden Nutzer-Produkt-Konfigurationen passen wird, gleicht die Übertragung der Pose einer inverskinematischen Optimierung. Die resultierende Startpose nähert sich dabei möglichst nah der Referenzkörperhaltung an.

3.5.2 Kinematische Bewegungserzeugung

Die beschriebenen Zwangsbedingungen dienen der kinematischen Einschränkung des Bewegungsraums des gekoppelten Gesamtsystems durch gezieltes Erzeugen geschlossener kinematischer Ketten zwischen Produkt, Nutzer und Umwelt. Die rein kinematische Bewegungserzeugung mit solchen rückgekoppelten Modellen kann, wie bereits in Kapitel 2.4.4.2 erwähnt, auf drei Arten gelingen:

1. Bewegungssynthese durch Einstellung von Menschmodellfreiheitsgraden
2. Bewegungserzeugung durch Vorgabe von Produktmodellfreiheitsgraden
3. Simultane Vorgaben in Mensch- und Produktmodell

Welche der drei Formen zur Anwendung kommt, hängt von den verfügbaren Eingangsdaten für die Bewegungserzeugung ab. Ist die gewünschte Bewegung des Produkts bekannt, so kann dessen Bewegung vorgegeben werden. Liegen hingegen bereits Erkenntnisse über die Bewegung des Nutzers während der Interaktion, zum Beispiel auf Basis von Produktprototypen oder bei Produktoptimierungen basierend auf Vorgängerprodukten im Rahmen der Produktgenerationsentwicklung [182] vor, können auch diese Daten herangezogen werden. Darüber hinaus sind auch jegliche Mischformen denkbar.

Unabhängig davon welche dieser Formen gewählt wird, erfolgt die Bewegungserzeugung in diskreten Zeitschritten. In jedem Zeitschritt werden Koordinatenwerte im Nutzer- und/oder Produktmodell vorgegeben, wobei versucht wird das gekoppelte System entsprechend dieser Werte, unter Einhaltung der geometrischen Kopplbedingungen, einzustellen. Im Prinzip ist dies, wie auch bei der Übertragung der Startposition, eine inverse Kinematik unter Zwangsbedingungen. Auch hier können Freiheitsgrade relativ zueinander gewichtet werden oder auch völlig unberücksichtigt bleiben. Die vorgegebene Bewegung wird damit an die kinematischen Verhältnisse der vorliegenden Nutzer-Produkt-Konfigurationen angepasst.

Sofern die Beweglichkeitsgrenzen in einem Zeitschritt überschritten werden müssten, um die geforderte Interaktion kinematisch auszuführen, kann die Bewegungserzeugung nicht durchgeführt werden.

Da die Nutzer-Produkt-Konfigurationen in der statistischen Versuchsplanung zufällig gewählt werden, ist die Bewegungserzeugung nicht für alle Individuen möglich.

Deshalb setzt die vorliegende Vorgehensweise in diesem Fall auf die zufällige Neukonfiguration des parametrischen Produktmodells für das entsprechende Individuum. Dieser Vorgang wird solange wiederholt, bis möglichst für alle virtuellen Nutzer eine kinematisch durchführbare Bewegung erzeugt werden konnte. Dies ist wichtig für die spätere Auswertung und Optimierung.

Es ist möglich, dass für manche Modelle auch nach mehreren Versuchen keine Bewegung generiert werden kann, die den geforderten Kriterien genügt. Ursache kann eine zu geringe Beweglichkeit des Nutzermodells oder auch eine zu geringe Bandbreite der Designparameter sein.

Zusätzlich werden die resultierenden Bewegungsdaten einer Filterung unterzogen, um sprunghaften Koordinatenverläufen vorzubeugen.

3.5.3 Abschätzung externer Reaktionskräfte

Die externen Reaktionskräfte können zu einem großen Teil in der dynamischen Simulation selbst abgeschätzt und mitoptimiert werden. Dies gilt vor allem für Abstützungskräfte des Nutzermodells gegenüber der Umgebung oder dem Produkt. Prominentestes Beispiel solcher Abstützungsreaktionen sind die Bodenreaktionskräfte, die in Gangsimulationen teilweise nicht basierend auf Messungen vorgegeben werden, sondern direkt mit abgeschätzt werden [183].

In manchen Fällen ergeben sich die Interaktionskräfte aber auch komplett aus der Kinematik und Kinetik des Produkts. Als Beispiele können hierfür die meisten geführten Krafttrainingsgeräte angeführt werden, in welchen der Leistungsfluss in seiner Gänze im Produktmodell abbildbar ist. [121]

Schwieriger wird es dann, wenn sich das reale Produkt gegenüber der Umgebung bewegt und damit in Wechselwirkung tritt. Beispiele hierfür sind etwa Fortbewegungsmittel, welche Antriebsleistung gegenüber der Umgebung aufbringen. Die bei einer solchen Interaktion auf den Nutzer einwirkenden äußeren Reaktionen können je nach Anwendungsfall aus aufwendigen CAE-Simulationen, wie etwa Strömungssimulationen, Mehrkörpersimulationen unter Verwendung elastischer Körper oder auch Multiphysiksimulationen gewonnen werden.

Sofern es sich um Produktoptimierungen oder auch Weiterentwicklungen handelt, ist es auch möglich empirische Werte aus der Literatur oder aus Messungen unter Zuhilfenahme von Vorgängerprodukten oder ersten Funktionsmustern einzusetzen.

Die Vorhersage der Nutzer-Produkt-Interaktionen erfolgt in der dargestellten Vorgehensweise mittels einer rein kinematischen Bewegungssynthese. Dabei wird das entsprechende Menschmodell mittels kinematischer Zwangsbedingungen an den Interaktionspunkten mit dem Produktmodell gekoppelt. Zusätzlich werden die äußeren Lasten abgeschätzt, die für die betreffende Interaktion charakteristisch sind.

3.6 Muskuloskelettale Simulation

Bevor dynamische Simulationen der kinematisch möglichen Nutzer-Produkt-Interaktionen durchgeführt werden können, müssen die geometrischen Zwangsbedingungen aufgelöst werden. Das kinematisch gekoppelte Gesamtsystem aus Menschmodell und Produktmodell ist für die dynamische Simulation im verwendeten Simulationssystem nicht geeignet. Im Folgenden wird eine Methode zur Auflösung dieser geometrischen Zwänge beschrieben. Durch Freischneiden von Produkt- und Nutzermodell und Hinzufügen virtueller Kräfte und Drehmomente, ermöglicht die Methode eine rein kraftgekoppelte Simulation der Interaktion.

3.6.1 Methode zur kinetischen Kopplung von Nutzer- und Produktmodell

Nach dem dritten NEWTONschen Axiom, auch Wechselwirkungs- oder Reaktionsprinzip genannt, treten Kräfte immer in gegensätzlichen Paaren auf. Genauso natürlich auch zwischen Nutzer und Produkt. Dieses Prinzip wird in der Technischen Mechanik genutzt, um Körper freizuschneiden. Eben dieses Prinzip wird herangezogen, um die geometrische Kopplung, die für die kinematische Bewegungserzeugung vonnöten ist, mit einer kinetischen, also kraftbasierten Kopplung, zu ersetzen (vgl. Bild 3.18).

Hierfür werden zuerst drei Kraftangriffspunkte am Produktmodell erzeugt. Jeder dieser Kraftangriffspunkte stellt eine Verschiebung in eine der drei Raumrichtungen ausgehend vom Interaktionspunkt am Produktmodell dar. Zwischen dem Interaktionspunkt am Nutzermodell und den am Produktmodell verschobenen Kraftangriffspunkten wird jeweils eine Kraft aufgespannt. Diese Kräfte stellen die Schnittreaktionen dar und ermöglichen die dynamische Wechselwirkung zwischen Mensch- und Produktmodell. Zusätzlich werden je nach Kopplungsart Drehmomente zwischen den beiden Modellen verwendet.

Bei einem Kugelgelenk sind keine Translationen möglich. Deshalb werden zur kinetischen Kopplung drei translatorische Punkt-zu-Punkt Kräfte zwischen Nutzer und Produkt aufgespannt. Bei einem Scharniergelenk ist nur genau eine Rotation ohne Koppelmomente zwischen Nutzer- und Produktmodell möglich. Daher werden hier zwei weitere Drehmomentaktuatoren in Wechselwirkung zwischen den beiden Mo-

dellen eingesetzt. Bei einer starren Verbindung verbleibt kein ungekoppelter Freiheitsgrad, weshalb hier ein weiteres Drehmoment zwischengeschaltet wird.

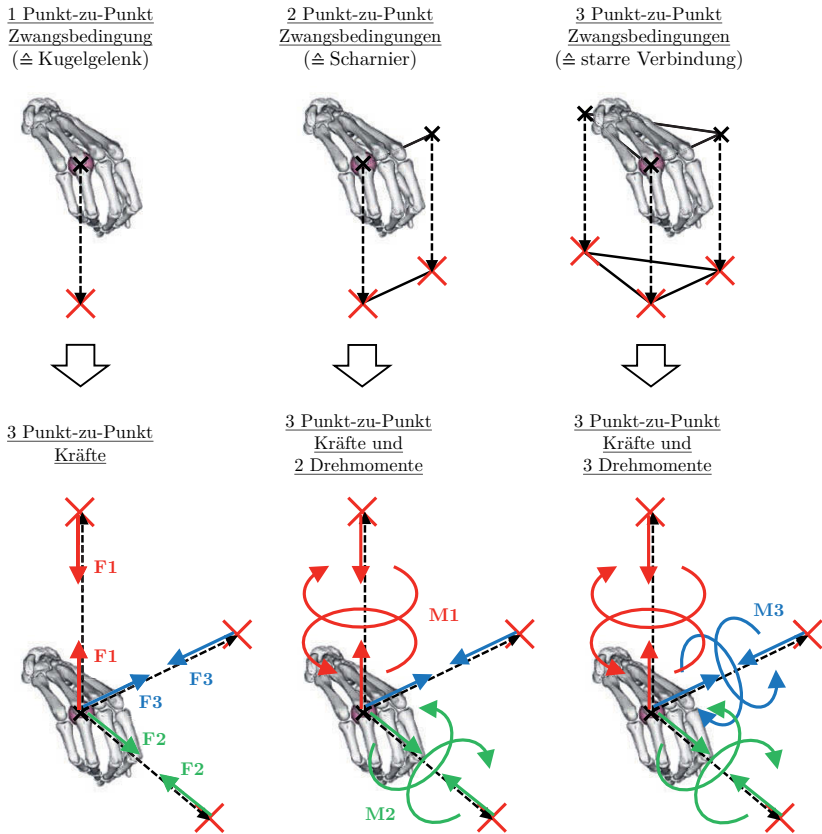


Bild 3.18: Ersetzung der kinematischen Zwangsbedingungen durch Punkt-zu-Punkt Kräfte und Drehmomente

Die Substitution der geometrischen mit einer kinetischen Rückkopplung kann grundsätzlich in der gezeigten Weise durchgeführt werden. Je nach Anwendungsfall muss die kinetische Kopplung allerdings nicht zwangsläufig mit den geometrischen Zwangsbedingungen aus der Bewegungssynthesephase übereinstimmen. Es kann sinnvoll sein einzelne Koppelkräfte oder -drehmomente wegzulassen, sofern entsprechende Zwangsbedingungen für die Bewegungserzeugung nötig sind, in der dynamischen Simulation sich das Nutzermodell im entsprechenden Freiheitsgrad hingegen selbst stabilisieren soll. Diese Entscheidung ist stark kontextbezogen und muss somit je nach Anwendungsfall individuell getroffen werden.

3.6.2 Inverse Dynamik unter statischer Optimierung

Nach der Erzeugung der Bewegung, Abschätzung der äußeren Reaktionen und kinetischer Kopplung von Nutzer- und Produktmodell wird jedem Freiheitsgrad der Menschmodelle zusätzlich ein Reservedrehmomentaktuator hinzugefügt, um die Robustheit der dynamischen Simulationen zu steigern. Die Aktivierung dieser Aktuatoren lässt in der Auswertung der Simulationsergebnisse außerdem Rückschlüsse darauf zu, ob ein Menschmodell die geforderte Interaktion aus eigener Kraft ausführen konnte.

Die Koppelkräfte und -momente sowie die Drehmomentreserve werden als Teil der Muskelrekrutierungsberechnung (vgl. Gleichung 2.4) mitoptimiert. Die Reserveaktuatoren werden dabei im Vergleich zu der Muskulatur des Nutzermodells sehr schwach ausgelegt, damit diese möglichst wenig aktiviert werden und erst bei Ausschöpfung der Kraftreserve des Menschmodells zum Einsatz kommen. Die Strategie bei den kinetischen Koppelkräften und -momenten ist hingegen genau umgekehrt. Die entsprechenden Aktuatoren werden sehr stark eingestellt, so dass trotz geringer Aktivierung die Interaktions- und Abstützungsreaktionen vom Nutzermodell so hoch wie nötig gewählt werden können. Damit wird die Nutzung der Interaktions- und Abstützungsreaktionen in der statischen Optimierung gefördert.

Auf Basis der kinetisch gekoppelten Modelle und der vorhergesagten Nutzer-Produkt-Interaktionen können die verschiedenen Nutzer-Produkt-Konfigurationen inversdynamisch unter statischer Optimierung simuliert werden. Dabei werden die vorgegebenen äußeren Kräfte mitbetrachtet. Die Bewegung von Nutzermodell und Produktmodell erfolgt dabei ohne kinematische Kopplung. Die beiden Modelle tauschen nur Kräfte und Drehmomente zwischen den kinetisch gekoppelten Interaktionspunkten aus.

Letztlich wird also die kinematische Kopplung durch eine geeignete kinetische Kraftkopplung ersetzt. Auf diese Weise wird die inversdynamische Simulation der vorhergesagten Nutzer-Produkt-Interaktionen erst ermöglicht.

3.7 Analyse und Interpretation der Simulationsergebnisse

Nach der nutzergruppenspezifischen Simulation gilt es die Simulationsergebnisse zu analysieren und zu interpretieren. Die mehrdimensionalen Ergebnisse können gut mit Hilfe von Streudiagrammen dargestellt und visuell analysiert werden.

Die Zusammenhänge zwischen den demographischen Parametern und den Produktparametern mit den Simulationsergebnissen werden in der vorgestellten Vorgehensweise mittels Regressionsmodellen beschrieben. Neben Regressionsmodellen

könnten ebenso andere Arten der Metamodellierung, wie etwa neuronale Netze, verwendet werden.

3.7.1 Metamodellierung

Die vorliegende Arbeit stützt sich auf mehrdimensionale Regressionen unterschiedlicher Grade und Dimensionen. Zur Abschätzung der kinematischen Bewegungsausführbarkeit in Abhängigkeit der demographischen und der Produktparameter wird ein mehrdimensionales Regressionsmodell vierten Grades berechnet. Der hohe Polynomgrad ist notwendig, da sich die Bewegungsausführbarkeit mit Parameteränderungen abrupt ändern kann. Trotz dieser scharfen Übergänge soll durch die Regression eine gewisse Interpolation im mehrdimensionalen Raum gewährleistet werden, da in Relation zur Anzahl variierbarer Parameter eine relativ geringe Sampleanzahl und damit ein vergleichsweise geringer Simulationsaufwand realisierbar sein soll. Dies ist wichtig für eine effiziente Anwendbarkeit der Vorgehensweise in der Produktentwicklung. Da beim ersten Regressionsmodell zwischen kinematisch möglichen und nicht möglichen Nutzer-Produkt-Konfigurationen unterschieden werden soll, werden hier auch die Konfigurationen einbezogen, für die die Interaktion kinematisch nicht möglich war.

Für die Regression der kinematischen Bewegungsausführbarkeit werden folgende demographische Parameter $\mathbf{P}_{demo,B}$ der einzelnen Menschmodelle herangezogen:

$$\mathbf{P}_{demo,B} = \begin{pmatrix} \text{Geschlecht} \\ \text{Alter} \\ \text{Körpergröße} \\ \text{Beweglichkeitsperzentil} \end{pmatrix} \quad (3.12)$$

Aufgrund der rein kinematischen Betrachtung kann hier auf die Parameter Körpergewicht und Stärkeperzentil verzichtet werden. Das Regressionsmodell für die kinematische Ausführbarkeit Reg_B bildet einen funktionalen Zusammenhang zwischen den Nutzer- und den Produktparametern mit der kinematischen Bewegungsausführbarkeit B auf Basis aller untersuchten Nutzer-Produkt-Konfigurationen:

$$Reg_B \triangleq f: (\mathbf{P}_{demo,B}, \mathbf{P}_{Produkt}) \rightarrow B \quad (3.13)$$

B ist dabei binär, da die Bewegung für eine bestimmte Nutzer-Produkt-Konfiguration entweder kinematisch ausführbar ist oder nicht.

Zusätzlich wird eine quadratische Regression zur Abschätzung des Nettokraftbedarfs der Interaktion der kinematisch erzeugbaren Nutzer-Produkt-Konfigurationen gerechnet. Der Nettokraftbedarf wird als der um die am Produkt verrichtete Arbeit korrigierte durchschnittliche Muskelkraftbedarf definiert. Das Kriterium wird so

verwendet, da Muskeln auch bei isometrischer Kontraktion Energie verbrauchen, obwohl nach physikalischem Sinne keine Arbeit verrichtet würde. Die Kraftoptimierung führt auch dazu, dass Kinematiken bevorzugt werden, bei denen die Muskeln bei gleicher, am Produkt verrichteter Arbeit größere Verkürzungswege in Verbindung mit geringeren Muskelkräften erzeugen. Folgender Zusammenhang gilt für den Nettokraftbedarf K_{Netto} unter Berücksichtigung der während der Interaktion am Produkt verrichteten Arbeit $W_{Produkt}$ und den Muskelkräften F_{Muskel} :

$$K_{Netto} = \frac{\sum_{j=1}^m \sum_{i=1}^n F_{Muskel,i}(t_j)}{m \cdot n} - W_{Produkt} \quad (3.14)$$

Die durchschnittliche Muskelkraft und die am Produkt verrichtete Arbeit können zusätzlich noch relativ zueinander gewichtet werden.

Für das Regressionsmodell des Nettokraftbedarfs werden alle sechs demographischen Parameter der Menschmodelle herangezogen:

$$\mathbf{P}_{demo,K} = \begin{pmatrix} \text{Geschlecht} \\ \text{Alter} \\ \text{Körpergröße} \\ \text{Körpergewicht} \\ \text{Beweglichkeitsperzentil} \\ \text{Stärkeperzentil} \end{pmatrix} \quad (3.15)$$

Das quadratische Regressionsmodell Reg_K wird auf Basis der Nettokraftbedarfe K_{Netto} sowie $\mathbf{P}_{demo,K}$ und $\mathbf{P}_{Produkt}$ berechnet:

$$Reg_K \triangleq f: (\mathbf{P}_{demo,K}, \mathbf{P}_{Produkt}) \rightarrow K_{Netto} \quad (3.16)$$

Hierbei werden nur die Nutzer-Produkt-Konfigurationen herangezogen, bei denen die Modelle die Interaktion aus eigener Kraft ausführen konnten, da sich der Kraftbedarf ansonsten durch Verwendung der Drehmomentreserve reduzieren und die Ergebnisse negativ beeinflussen würde.

Die Dimensionen der beiden Regressionsmodelle hängen von der Anzahl der Produktparameter ab.

3.7.2 Optimierung der Produktparameter für die virtuellen Nutzer

Im Sinne einer Synthese können nach der Metamodellierung die Produktparameter auf Basis der beiden Regressionsmodelle für die einzelnen virtuellen Nutzer der Nutzergruppe oder Population optimiert werden. Die Zielfunktion der Optimierung bezieht dabei die kinematische Bewegungsausführbarkeit, aber auch den Nettokraftbedarf über den Bewegungszyklus hinweg mit ein.

In folgendem Bild ist das Vorgehen von der Optimierung der Produktparameter in Abhängigkeit vorgegebener demographischer Parameter eines Nutzers bis hin zur muskuloskelettalen Simulation der optimierten Nutzer-Produkt-Konfiguration dargestellt:

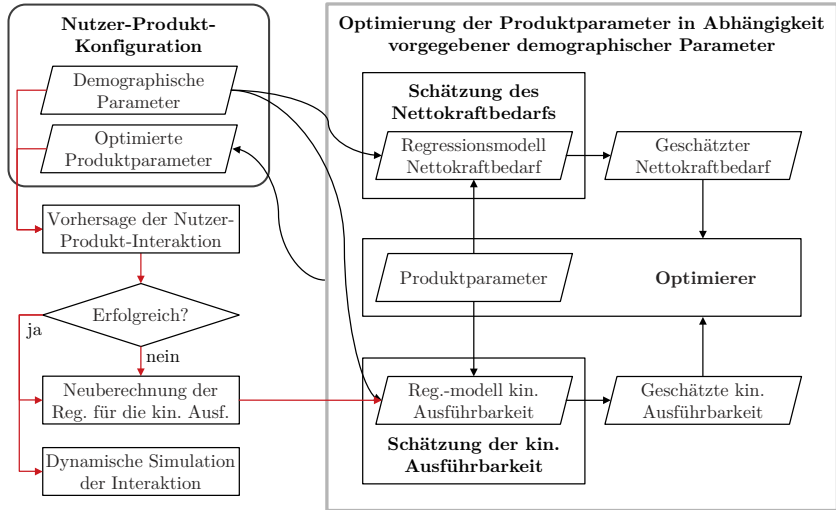


Bild 3.19: Ablauf von der Optimierung der Produktparameter für gegebene demographische Nutzerparameter bis hin zur muskuloskelettalen Simulation der optimierten Nutzer-Produkt-Konfiguration

Gesucht werden die optimalen Produktkonfigurationen für die erzeugte virtuelle Nutzergruppe (Bild 3.19 „optimierte Produktparameter“). Die demographischen Parameter der Nutzer-Produkt-Konfiguration sind bekannt.

Der Optimierer versucht nunmehr in Abhängigkeit der demographischen Nutzerparameter die Produktparameter zu optimieren. Dabei werden in jeder Iteration der Nettokraftbedarf sowie die kinematische Bewegungsausführbarkeit der Nutzer-Produkt-Interaktion mithilfe der beiden Regressionsmodelle aus Kapitel 3.7.1 abgeschätzt.

Folgendes Optimierungsproblem hat sich zur Berechnung der Produktparameter $P_{\text{Produkt,opt}}$ als praktikabler Kompromiss zwischen Sicherstellung der Bewegungsausführbarkeit und Reduzierung des Nettokraftbedarfs herausgestellt:

$$P_{\text{Produkt,opt}} = \arg \min \begin{cases} K_{\text{Reg}} + ((B_{\min} - B_{\text{Reg}}) \cdot w)^2 & \text{für } B_{\text{Reg}} < B_{\min} \\ K_{\text{Reg}} & \text{für } B_{\text{Reg}} \geq B_{\min} \end{cases} \quad (3.17)$$

w ist dabei ein Gewichtungsfaktor und B_{min} eine geforderte kinematische Mindestbewegungsausführbarkeit. Diese beiden Parameter müssen abhängig vom Anwendungsfall festgelegt werden. Die Parameterausprägungen K_{Reg} und B_{Reg} werden, wie bereits erwähnt, in Abhängigkeit der demographischen und der Produktparameter aus den Metamodellen gewonnen:

$$K_{Reg} = Reg_K(\mathbf{P}_{demo,K}, \mathbf{P}_{Produkt,opt}) \quad (3.18)$$

$$B_{Reg} = Reg_B(\mathbf{P}_{demo,B}, \mathbf{P}_{Produkt,opt}) \quad (3.19)$$

Bei der Optimierung der Produktparameter nach Gleichung 3.17 ist die kinematische Bewegungsausführbarkeit B nicht mehr auf das Binärsystem eingeschränkt, sondern eher als eine Art Wahrscheinlichkeit für die kinematische Bewegungsausführbarkeit zu interpretieren. Während der Optimierung werden die demographischen Parameter auf die des entsprechenden Menschmodells festgesetzt. Die Produktparameter werden zugleich auf das in Kapitel 3.4.2 gewählte Intervall eingeschränkt. Gegebenenfalls können auch fest gewählte Produktparameter als Eingangsvariablen eingehen, beispielsweise, wenn für einzelne Designparameter keine eindeutigen Zusammenhänge in den Regressionen auftreten. Auf diese Weise kann auch die Anzahl der zu optimierenden Produktparameter eingeschränkt werden. Damit reduziert sich gleichzeitig die Anzahl der in der Produktentwicklung zu berücksichtigenden, nutzerabhängigen Designparameter.

Nach der Optimierung der Produktparameter für die einzelnen virtuellen Nutzer wird nach der beschriebenen Vorgehensweise jeweils erneut die Interaktion mit den optimierten Produktmerkmalen vorhergesagt. Falls die Bewegungserzeugung für die entsprechende Nutzer-Produkt-Konfiguration erfolgreich durchgeführt werden konnte, wird die resultierende Interaktion muskuloskelettal simuliert. Wurde die Bewegungsausführbarkeit durch das Metamodell falsch abgeschätzt, wird die Regression der kinematischen Bewegungsausführbarkeit unter Einbeziehung der Fehleinschätzung neu berechnet und die Produktparameter für dieses Individuum erneut optimiert. Die Berücksichtigung der Fehleinschätzung stellt eine Verfeinerung des Metamodells für die kinematische Bewegungsausführbarkeit an der entsprechenden Stelle im mehrdimensionalen Raum dar.

Mittels der in Kapitel 3.7.1 vorgestellten Metamodelle können die Produktparameter in Abhängigkeit der demographischen Parameter der einzelnen Nutzer optimiert werden. Die Optimierung zielt dabei auf die Reduktion des Nettokraftbedarfs bei gleichzeitig kinematischer Ausführbarkeit der Nutzer-Produkt-Interaktion ab.

4 Erzeugung und Überprüfung der muskuloskelettalen Menschmodelle

Kapitel 4.1 befasst sich mit der Erstellung einer konsistenten Gruppe muskuloskelettaler Menschmodelle, welche in Kapitel 5 in zwei Anwendungsbeispielen herangezogen werden, um Anwendbarkeit und Nutzen der in Kapitel 3 beschriebenen Vorgehensweise darlegen zu können. Hierfür wurde die Vorgehensweise unter Verwendung von OpenSim 3.3 als muskuloskelettates Mehrkörpersimulationssystem in Verbindung mit MATLAB für Automatisierungszwecke, statistische Modellierung und Auswertung sowie Optimierung implementiert.

Zusätzlich wird in Kapitel 4.2 ein individualisiertes Menschmodell vorgestellt, das der muskuloskelettalen Simulation von Vergleichsmessungen mit einem Probanden dient.

4.1 Virtuelle Nutzergruppe

Das Sampling erfolgte, wie in Kapitel 3.4 beschrieben, mit Hilfe der Quasi-Monte Carlo-Methode. Dabei wurden generische demographische Parameter sowie generische Produktparameter als Zufallszahlen erzeugt. Als Eckdaten für die Erzeugung der Stichprobe wurde eine Altersspanne von 20 bis 80 Jahren zugrunde gelegt. Die Stichprobengröße beträgt 1.000 Modelle. Geschlechts- und Altersverteilung entsprechen der deutschen Bevölkerung in der betrachteten Altersspanne. Die Perzentilgrenzen für Körpergröße, BMI, Beweglichkeit und Stärke wurden auf 1 bis 99 gesetzt, da anderenfalls extreme Ausreißer beobachtet werden können, welche in den zugrunde liegenden empirischen Studien nicht beobachtet wurden.

Die dimensionslosen Kennzahlen für die demographischen Parameter, die die Stichprobe beschreiben, wurden schließlich mit Hilfe des Konzeptionsprozesses (vgl. Kapitel 3.2.2), unter Berücksichtigung der in der Populationsdatenbank hinterlegten Verteilungen, in aussagekräftigere Parameter (Geschlecht, Alter, Körpergröße, BMI/Körpergewicht, Beweglichkeitsgrenzen, max. Gelenkdrehmomente) überführt.

Schließlich konnte auf Basis dieser Modellparameter für jeden Nutzer in der Nutzergruppe ein muskuloskelettates Menschmodell durch anthropometrische Anpassung (vgl. Kapitel 3.2.3) und Stärkeanpassung (vgl. Kapitel 3.2.4) eines der beiden generischen Menschmodelle aus Kapitel 3.2.1 abgeleitet werden.

4.1.1 Verifikation der Modellparameter

In der erzeugten Nutzergruppe ist eine Geschlechteraufteilung von 497 männlichen (Erwartungswert = 496,23) zu 503 weiblichen Modellen (Erwartungswert = 503,77) zu beobachten. Bild 4.1 bzw. Bild 4.2 zeigen die beobachteten Verteilungen des Alters, der Körpergröße und des Body Mass Index gegenüber den erwarteten Verteilungen.

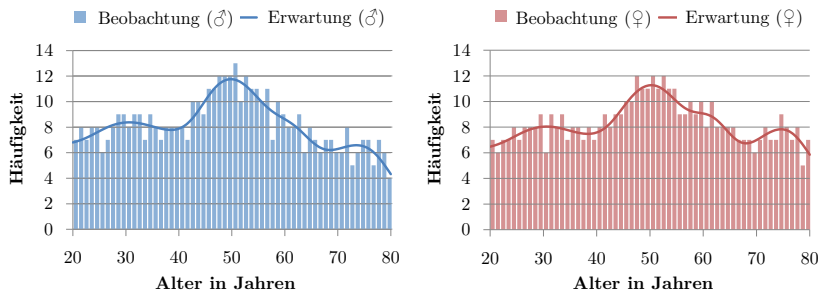


Bild 4.1: Histogramme des Alters für männliche (links) und weibliche Modelle (rechts) im Vergleich zur empirischen Erwartung

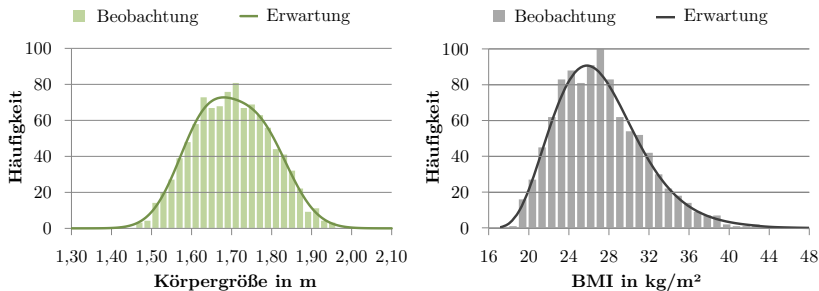


Bild 4.2: Histogramme der Körpergröße (links) und des BMI (rechts) für die gesamte Modellgruppe im Vergleich zu den empirischen Verteilungen

Aus den Darstellungen ist ersichtlich, dass die in der erzeugten Nutzergruppe beobachteten Verteilungen sehr gut mit den empirischen Verteilungen übereinstimmen.

Zur Überprüfung der Stärke der einzelnen Modelle wurde der Schritt zur Identifikation der maximalen Gelenkmomente des Algorithmus für Stärkeanpassung wiederholt und die resultierenden maximalen Gelenkmomente mit den Zielwerten verglichen. Die maximalen und durchschnittlichen Abweichungen der erreichten Gelenkmomente von der Vorgabe sind in Tabelle 4.1 aufgelistet.

Tabelle 4.1: Maximale und durchschnittliche Abweichung der Gelenkdrehmomente von der Vorgabe aus der Populationsdatenbank

	Abweichungen > 1 %	Durchschnittliche Abweichung	Betroffenes Gelenkmoment
Oberkörper	1,18 %	0,023 %	Innenrotation der Schulter
Rumpf	1,23 %	0,005 %	Beugung der Lendenwirbelsäule
	2,69 %		
	2,70 %		
Unterkörper	1,07 %	0,009 %	Hüftinnenrotation
	1,08 %		
	1,60 %		

Bei der Schulterinnenrotation ist lediglich einmal eine Abweichung von über einem Prozent aufgetreten, bei der Lendenwirbelsäulenbeugung und der Hüftinnenrotation jeweils dreimal. Alle anderen Abweichungen blieben unter einem Prozent, zumeist sogar deutlich niedriger.

Bei der Hüftinnenrotation und Innenrotation der Schulter beschränken sich die Abweichungen nur auf die Modelle mit den niedrigsten Stärkeperzentilen (maximales Perzentil: 2,15 bei Hüftinnenrotation; 1,29 bei Schulterinnenrotation). Bei der Abweichung der Lendenwirbelbeugung ist keine solche Systematik erkennbar. Im Durchschnitt sind die absoluten Abweichungen sehr gering. Auch liegen von den insgesamt 22.000 überprüften maximalen Gelenkmomenten nur sieben über einem Prozent, was einem Anteil von 0,03 % entspricht. Zusammenfassend kann dem Algorithmus zur Stärkeanpassung also eine sehr gute Anpassbarkeit von Menschmodellen an vorgegebene Gelenkdrehmomente bescheinigt werden.

4.1.2 Validierung der Stärkeverteilung

Der Vergleich der Stärkeverteilung der Modellpopulation mit der Realität erfolgte mittels virtueller Aktionskrafttests. Auf Ganzkörperebene sind aufgabenbezogene Kraftdaten aus Untersuchungen der manuellen Materialhandhabung verfügbar. Um die Kraftkapazität jedes einzelnen Modells in der erzeugten Population zu untersuchen, wurde als Anwendungsfall das beidhändige Heben einer Kiste aus der DIN 33411-5 [60] virtuell nachgestellt.

Zunächst wurde, analog zur Vorgehensweise zur Nutzergruppensimulation, ein generisches Referenzmodell erstellt. Dieses enthält neben der beispielhaften Körperhaltung auch entsprechende Zwangs- und Interaktionsbedingungen. Die Körperhaltung jedes einzelnen Modells wurde entsprechend der Referenzkonfiguration vorhergesagt, indem die Gelenkwinkel der Vorlage auf jedes der vorliegenden Modelle übertragen wurden, während die Randbedingungen eingehalten werden müssen.

Ähnlich wie bei der Stärkeanpassung, wird die maximale Aktionskraft jeweils an der Stelle gefunden, an der die Reservedrehmomentaktuatoren beginnen das jeweilige Modell zu unterstützen. Die Verteilungen der maximalen Aktionskräfte für die erzeugte Modellpopulation bei der beschriebenen Hebeaufgabe sind in Bild 4.4 und Bild 4.5 dargestellt.

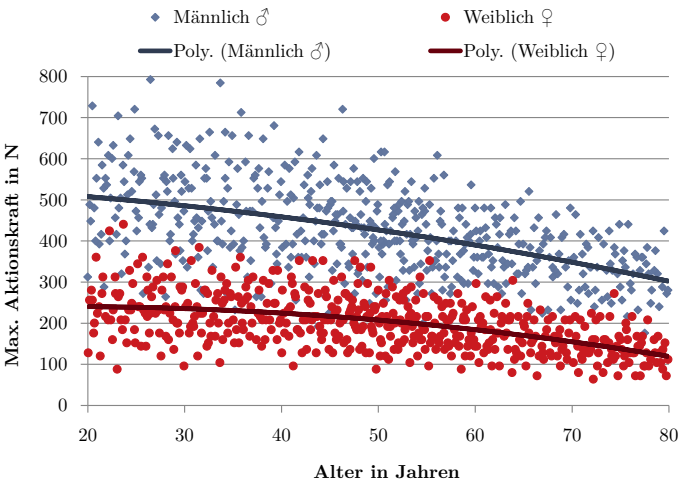


Bild 4.4: Maximale isometrische Aktionskräfte als Streudiagramm inklusive Polynomregressionskurven

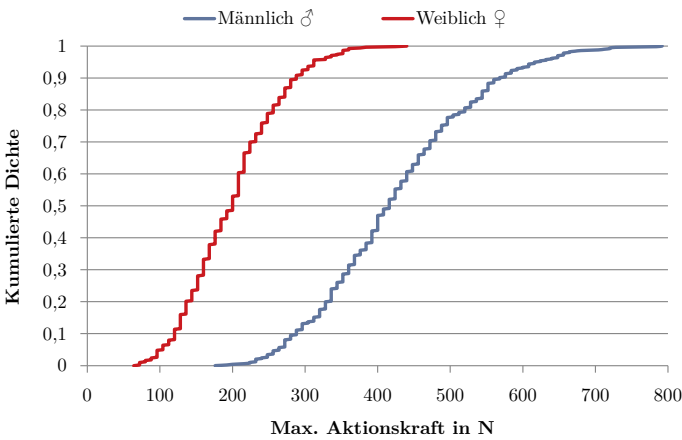


Bild 4.5: Kumulierte Dichteverteilung der maximalen statischen Aktionskräfte

Zur Validierung wurde die Stärkeverteilung des virtuellen Aktionskrafttests mit den empirischen Ergebnissen aus [60] verglichen:

Tabelle 4.2: Vergleich des Aktionskraftpotenzials der Modellpopulation mit empirischen Daten aus DIN 33411-5, Tabelle 3 [60]

Kraft- perzentil	Weiblich			Männlich		
	Modell- population	Vergleichs- wert	Abweichung	Modell- population	Vergleichs- wert	Abweichung
5	101 N	153 N	-33,9 %	264 N	353 N	-25,2 %
10	120 N	176 N	-31,8 %	288 N	393 N	-26,7 %
15	128 N	190 N	-32,6 %	312 N	419 N	-25,5 %
50	200 N	248 N	-19,4 %	416 N	541 N	-23,1 %
95	312 N	353 N	-11,6 %	621 N	784 N	-20,8 %

Auf den ersten Blick erscheinen die Abweichungen relativ groß, allerdings sind die demographischen Eigenschaften der zugrunde gelegten Probanden in der DIN-Norm nicht mit denen der erzeugten Stichprobe identisch. Die Modellpopulation hat ein Durchschnittsalter von 50,0 Jahren für die weiblichen und 48,9 Jahren für die männlichen Modelle. Die erzeugte virtuelle Nutzergruppe bildet im Gegensatz zur DIN-Norm die realen Auftretenshäufigkeiten in der Bevölkerung zwischen 20 und 80 Jahren ab. Wird die Altersspanne der berücksichtigten Menschmodelle an die DIN-Norm angeglichen, steigt der Median des Kraftpotenzials für die weiblichen Modelle auf 224 N (-9,6 % bzgl. DIN 33411-5) und für die männlichen Modelle auf 472 N (-12,7 % bzgl. DIN 33411-5).

Vor dem Hintergrund, dass die exakten Körperhaltungen aus der empirischen Studie nicht zur Verfügung standen, sind die Abweichungen erklärbar. Randbedingung für den virtuellen Aktionskrafttest war die in Bild 4.3 dargestellte symmetrische Körperhaltung ohne Abstützung der Kiste am Körper. Auch wurden die Körperhaltungen rein kinematisch erzeugt, so dass die Zwangsbedingungen an Füßen und Händen eingehalten wurden. Es ist nicht sichergestellt, dass die damit erzeugten Körperhaltungen die höchstmögliche Aktionskraft aller Menschmodelle erlauben. Kleine Änderungen der Körperhaltung können bereits beträchtlichen Einfluss auf das Kraftpotenzial haben [184].

Mittels dynamischer Optimierung der Körperhaltungen könnten die erzeugbaren Aktionskräfte der Modelle eventuell noch geringfügig gesteigert werden. Abschließend kann also konstatiert werden, dass die Modelle die in Realität auftretenden Kraftpotenziale der Bevölkerung gut abbilden.

4.2 Virtuelles Individuum

Neben der virtuellen Nutzergruppe wurde für spätere Vergleichszwecke zusätzlich ein individualisiertes Menschmodell erzeugt. Dieses soll in Verbindung mit aufgenommenen Bewegungen zum Einsatz kommen. Wichtig zur Simulation aufgenommenen Bewegungen ist, dass das verwendete Menschmodell möglichst gut mit der Versuchsperson übereinstimmt. Dies gilt vor allem in Bezug auf die Anthropometrie, um die Kinematik möglichst realitätsnah abbilden zu können.

Die zur Verfügung stehende Person war männlich und zum Zeitpunkt der Analyse 29 Jahre alt. Körperliche Einschränkungen lagen nicht vor. Die manuell gemessenen, anthropometrischen Daten des Probanden finden sich in folgender Tabelle:

Tabelle 4.3: Maße der Versuchsperson im Vergleich zu empirischen Daten für die entsprechende Altersgruppe

	Anthropometrische Maße der Versuchsperson (männlich, 29 Jahre)	Maße männlicher Personen des 50. Perzentils im Alter von 26 bis 40 Jahren [51]
Körpergewicht	72,0 kg	78,5 kg
Körpergröße	1,80 m	1,765 m
Augenhöhe	1,69 m	1,64 m
Schulterhöhe	1,48 m	1,465 m
Ellenbogenhöhe (über Standfläche)	1,10 m	1,10 m
Schritthöhe	0,85 m	0,835 m
Tibialhöhe	0,49 m	0,46 m
Brustkorbtiefe	0,22 m	0,225 m
Schulterbreite (biakromial)	0,38 m	0,41 m
Hüftbreite	0,32 m	0,365 m
Oberarmlänge	0,37 m	0,365 m
Unterarmlänge (Griffachse)	0,365 m	0,355 m
Fußbreite	0,10 m	0,101 m
Fußlänge	0,265 m	0,265 m
Kopflänge	0,20 m	0,195 m
Kopfhöhe	0,22 m	0,22 m
Kopfbreite	0,16 m	0,155 m

Die Daten aus der DIN 33402-2 [51] stammen aus Messungen, die zwischen 1999 und 2002 im Gebiet der Bundesrepublik Deutschland stattfanden. Im Vergleich zum damaligen 50. Perzentil in der vorliegenden Altersgruppe war der Proband relativ leicht, wodurch trotz größerer Körpergröße die geringere Brustkorbtiefe, Schulter- sowie Hüftbreite zu erklären sind. Die übrigen Maße sind bezogen auf die Körpergröße vergleichbar. Zieht man Daten der Körpergröße aus der Nationalen Verzehrsstudie II [163] zum Vergleich heran, so stimmt die Körpergröße des Probanden mit dem 50. Perzentil überein. Aus Körpergröße und Körpergewicht ergibt sich für die Versuchsperson ein BMI von $22,2 \text{ kg/m}^2$ (22. BMI-Perzentil), deutlich unter dem durchschnittlichen Wert von $24,8 \text{ kg/m}^2$ für 29-jährige Männer [165].

Für die Erzeugung des individualisierten Menschmodells wurde die Anthropometrie des generischen Modells auf Basis der Maße der Versuchsperson aus Tabelle 4.3 skaliert. Die Skalierung erfolgte mittels der in Kapitel 3.2.1.2 beschriebene Vorgehensweise. Das verwendete Messprotokoll ist mit dem dort beschriebenen identisch.

Um die Stärke des Modells an die des realen Probanden anzupassen, wurde der in Kapitel 4.1.2 beschriebene statische Aktionskrafttest durchgeführt. Der Proband war in der Lage, im realen Versuch einen Kasten mit einem Gewicht von etwa 56 kg kurzzeitig auf der vorgegebenen Höhe zu halten. Dies ergibt eine maximale Haltekraft von knapp 550 N. Dabei wurde explizit darauf geachtet, dass die eingenommene Körperhaltung der aus dem virtuellen Aktionskrafttest ähnelt und keine Abstützung am Oberkörper erfolgt. Für die Stärkee Anpassung ist die Eingruppierung des Probanden in ein Stärkeperzentil notwendig. Aus dem Aktionskrafttest der virtuellen Nutzergruppe (vgl. Bild 4.4) wurde für 29-jährige Männer ein erreichter Mittelwert von 488,8 N bei einer Standardabweichung von 117,8 N berechnet. Für die angenommene Normalverteilung ergibt sich daraus etwa das 70. Stärkeperzentil für den Probanden. Dieses Perzentil wurde schließlich für die Stärkee Anpassung des individualisierten Modells herangezogen. Die Kontrolle des resultierenden Modells mit dem virtuellen Aktionskrafttest ergab eine maximale Haltekraft von 552 N. Das bedeutet eine sehr gute Reproduzierbarkeit der Sollvorgabe.

Die Beweglichkeit des Modells wurde nicht durch Beweglichkeitsgrenzen eingeschränkt, da anhand des Probanden nur von diesem ausführbare Bewegungen aufgenommen werden können. Deshalb müssen diese vom Modell ebenfalls ausführbar sein. Das resultierende Modell enthält ebenfalls die mitskalierten Marker aus dem generischen Menschmodell.

In Kapitel 4 wurde eine muskuloskelettale Nutzergruppe erzeugt, die die Verteilungen der entsprechenden Parameter in der Bevölkerung korrekt abbildet. Ein virtueller Aktionskrafttest bestätigte das Krafterzeugungspotenzial. Zusätzlich konnte anhand eines leicht abgewandelten Vorgehens ein individualisiertes Menschmodell erzeugt werden. Dabei wurde neben Daten des Probanden auch auf die Populationsdatenbank zurückgegriffen.

5 Anwendungsbeispiele

In Kapitel 4 wurde eine virtuelle Nutzergruppe und zusätzlich ein individualisiertes Menschmodell erzeugt. Darauf aufbauend zeigt das vorliegende Kapitel mittels einer Simulationsstudie des Radfahrens und einer des Ruderns exemplarisch die Anwendbarkeit und den Nutzen der in Kapitel 3 vorgestellten Vorgehensweise, bevor die Ergebnisse in Kapitel 6 abschließend diskutiert werden.

5.1 Allgemeine Vorbemerkungen

Das Fahrrad ist ein breit eingesetztes Fortbewegungsmittel der individuellen Mobilität. Für kürzere Strecken ist es flexibel einsetzbar und bietet vor allem in Ballungszentren Vorteile gegenüber vielen anderen Fortbewegungsmitteln der individuellen Mobilität, wie z. B. Pkw. Große Probleme sind dabei Verkehrsüberlastungen oder auch die Parkplatzknappheit. Für diese ist das Fahrrad nicht anfällig. Darüber hinaus ist es ein weltweit sehr beliebtes Sport- und Trainingsgerät. Da das Fahrrad ein muskelkraftbetriebenes Fahrzeug darstellt, kann durch dessen Nutzung effizient Bewegung im Alltag untergebracht werden. Dies unterstützt die Gesunderhaltung des Bewegungsapparats. Das Fahrrad wird für die alltägliche Fortbewegung und im Sport von allen Altersgruppen genutzt [185].

Das Rudern ist seit langem eine beliebte Kraftausdauersportart [186], die in einem Ruderboot im Wasser sowie auf Ruderergometern ausgeübt werden kann. Dabei werden alle Hauptmuskelgruppen eingesetzt und trainiert. Ebenso wie das Radfahren, ist auch das Rudern in allen Altersklassen beliebt.

Aus den genannten Gründen ist bei der Entwicklung von Fahrrädern und Ruderbooten eine Berücksichtigung der demographischen Heterogenität der gesamten Bevölkerung sinnvoll. Beide Sportarten sind empirisch sehr gut erforscht. Damit wird die Vorgehensweise zwar nicht am Beispiel einer Neuentwicklung gezeigt. Dieser Ansatz erscheint dennoch sinnvoll, da die erreichten Ergebnisse ansonsten nicht mit empirischen Erfahrungen abgeglichen werden könnten.

Beide Studien folgen prinzipiell demselben Ablauf. Zunächst wird eine muskuloskelettale Simulation der jeweiligen Tätigkeit mit dem individualisierten Menschmodell beschrieben. Diese basiert auf einer Messung anhand des realen Probanden im Bewegungslabor. Danach folgt die Entwicklung eines parametrischen Produktmodells, mit dem die einzelnen virtuellen Individuen aus der erzeugten Nutzergruppe in

Interaktion gebracht und muskuloskelettal simuliert werden. Die dabei gewonnenen Simulationsergebnisse stellen wiederum die Basis für die Optimierung der Nutzer-Produkt-Interaktion für die einzelnen Menschmodelle dar. Auf Basis dessen können schließlich Aussagen hinsichtlich der vom Produktentwickler bei der Gestaltung zu berücksichtigenden Merkmalsbereiche getroffen werden. In den nutzergruppenspezifischen Simulationen wird teilweise auf die aufgezeichneten Daten zurückgegriffen. Schließlich werden die optimierten Nutzer-Produkt-Konfigurationen muskuloskelettal simuliert und mit den Ergebnissen aus der auf der aufgenommenen Bewegung basierenden nutzerindividuellen Simulation, aber auch mit Erfahrungen aus der Literatur abgeglichen.

5.2 Simulationsstudie 1: Radfahren

5.2.1 Nutzerindividuelle Simulation

Für die nutzerindividuelle Simulation des Radfahrens wurde, wie bereits erwähnt, eine Bewegung im realen Laborversuch aufgezeichnet. Als Proband diente die Person, für die in Kapitel 4.2 das individualisierte Menschmodell erzeugt wurde.

5.2.1.1 Aufzeichnung der Radfahrbewegung

Die Bewegungsaufzeichnung erfolgte mit einem GOM ARAMIS Kamerasystem, bestehend aus zwei Hochgeschwindigkeitskameras, die die Bewegung aus zwei unterschiedlichen Blickwinkeln aufzeichnen. Anzumerken ist, dass die Aufnahme mit zwei Kameras nur eine Aufnahme von einer Seite ermöglicht. Ein solches Vorgehen ist vor allem für symmetrische Bewegungen geeignet. Das Radfahren entspricht einer solchen symmetrischen Bewegung, allerdings mit einer Phasenverschiebung. Der Messraum wurde in der dazugehörigen Software kalibriert. Als reales Produkt wurde ein handelsübliches Rennrad der Marke Canyon herangezogen, welches bereits auf den Probanden eingestellt war. Das Rennrad wies eine Kurbellänge von 0,175 m und einen Sitzwinkel von 74° auf. Das Fahrrad wurde in einen Rollentrainer eingespannt, so dass innerhalb des feststehenden Messraums auf der Stelle gefahren werden konnte.

Vor der Aufnahme wurde der Proband mit Markerpunkten beklebt. Einige Marker konnten auf die Haut oder auch die Schuhe aufgeklebt werden. Teilweise wurden Platten verwendet, die dann mittels Klettbandern an den entsprechenden Körperteilen befestigt wurden. Beim verwendeten Messsystem werden die Marker, im Gegensatz zu den konventionellen Bewegungsaufzeichnungsverfahren, in Gruppen angebracht. Hierbei muss darauf geachtet werden, dass sich die Anordnungen in den einzelnen Gruppen möglichst gut voneinander unterscheiden. Auch das Fahrrad wurde mit einigen Markern versehen. Diese dienen in der Bildauswertung zur Festlegung des Koordinatensystems. Bei der Markieranordnung und Kameraausrichtung

wurde darauf geachtet, dass die Marker bei der gesamten Bewegungsausführung möglichst gut erkannt werden und keine Verdeckungen auftreten.

Nach diesen Vorbereitungen wurde die Bewegung aufgenommen. Bild 5.1 zeigt die Markeranordnung für die Aufzeichnung der Radfahrbewegung. Der Proband erzeugte während der Bewegungserfassung eine effektive Antriebsleistung von etwa 250 W bei einer Kurbeldrehzahl (Kadenz) von 93 Umdrehungen pro Minute.



Bild 5.1: Proband mit Markern bei der Aufzeichnung der Radfahrbewegung

Für die Auswertung wurden die Markergruppen zu Komponenten zusammengefasst, die über die relative Anordnung der Marker zueinander von der Software erkannt werden. Die einzelnen Markertrajektorien wurden aus den Kamerabildern mit GOM Correlate berechnet, einer Software für die digitale Bildkorrelation zur 3D-Bewegungsanalyse.

5.2.1.2 Inverse Kinematik

Ziel der inversen Kinematik ist die Berechnung von Gelenkwinkelverläufen aus den experimentellen Markertrajektorien, welche schließlich Voraussetzung für die muskuloskelettale Simulation sind. Da die Aufnahme nur von einer Seite erfolgte, mussten die Markertrajektorien um die Sagittalebene auf die linke Seite gespiegelt

werden. Da das Radfahren auf der linken und rechten Körperseite gegengleich erfolgt, muss hierbei eine zeitliche Verschiebung um die Hälfte des Zeitbedarfs einer Kurbelumdrehung berücksichtigt werden. Bild 5.2 zeigt auf der linken Seite die resultierende Markerwolke für den ersten Zeitschritt der aufgenommenen Radfahrbewegung.

Um die Marker an den entsprechenden Stellen im Menschmodell anzubringen, wurde das Menschmodell innerhalb der Simulationsumgebung über die Koordinatenregler so innerhalb der Markerwolke positioniert, dass die Startkörperhaltung möglichst gut mit der Aufnahme übereinstimmt. Danach wurden die virtuellen Marker an den resultierenden Positionen an den jeweils zugehörigen Körperteilen befestigt (vgl. rechte Seite von Bild 5.2).

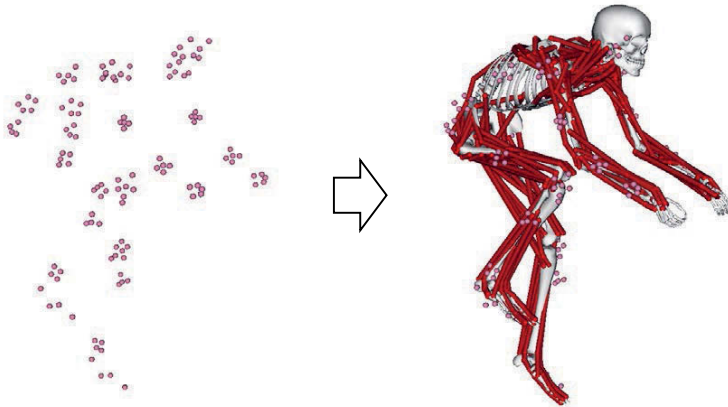


Bild 5.2: Virtuelle Markerwolke (links) und markerbehaftetes nutzersondividuelles Menschmodell für die inverse Kinematik der Radfahrbewegung (rechts)

Daraufhin konnte die Radfahrbewegung des individualisierten Menschmodells mittels inverser Kinematik (vgl. Gleichung 2.2 in Kapitel 2.4.2) erzeugt werden. Der mittlere quadratische Markerfehler lag für alle 218 Zeitschritte zwischen 1,1 und 1,5 cm. Um Sprüngen vorzubeugen, wurde die Bewegung mit einem Tiefpassfilter ohne Phasenverzerrung gefiltert. Hierzu wurde ein Butterworth-Filter [187] vierter Stufe mit einer Grenzfrequenz von 4 Hz verwendet.

5.2.1.3 Abschätzung des Kurbeldrehmoments

Wie bereits erwähnt, ist neben der Bewegung auch Kenntnis der zu erzeugenden externen Reaktionen in Form von Kräften und Momenten eine Voraussetzung für die muskuloskelettale Simulation. Der vom Menschmodell zu erzeugende Drehmomentverlauf an der Tretkurbel wurde während der Aufnahme nicht gemessen.

Dieser wurde daher aus Literaturerfahrungen nachmodelliert. Das beim Radfahren an der Tretkurbel erzeugte Drehmoment weist dabei mit der Kurbelrotation einen gleichgerichteten Sinusverlauf auf [188–190]. Der jeweils auf der vorderen Hälfte des Kurbelkreises befindliche Fuß bringt die für den Vortrieb notwendige Kraft tangential zum Kurbelkreis auf das jeweilige Pedal auf. Über den Hebelarm der Tretkurbel wird diese Kraft schließlich in das Kurbeldrehmoment umgewandelt. Das rückwärtige Bein entlastet das zugehörige Pedal möglichst vollständig und behindert damit möglichst wenig das vordere antreibende Bein.

Der Kurbelwinkel wird so definiert, dass sich das rechte Pedal in 0°-Stellung in der obersten und das linke Pedal in der untersten Position am Kurbelkreis befindet. Für das maximale Kurbeldrehmoment $M_{max,sin}$ des sinusförmigen Momentenverlaufs gilt für eine gleichförmige Rotation der Tretkurbel bei einer effektiven Tretleistung $P_{effektiv}$ mit der Kurbeldrehzahl n_{Kurbel} und dem Gleichrichtwert sinusförmiger Kurvenverläufe von 0,6366:

$$M_{max,sin} = \frac{P_{effektiv}}{0,6366 \cdot 2\pi \cdot n_{Kurbel}} \quad (5.1)$$

Das Drehmoment M_{Kurbel} in Abhängigkeit des Kurbelwinkels Φ_{Kurbel} ergibt sich zu:

$$M_{Kurbel}(\Phi_{Kurbel}) = M_{max,sin} \cdot |\cos(\Phi_{Kurbel} - \varphi_{Sitz})| \quad (5.2)$$

Dabei rotiert die Drehmomentkurve mit dem Sitzwinkel φ_{Sitz} . Stellt man sich beispielsweise ein Liegerad vor, so erfolgt die Drehmomenterzeugung durch die rückwärtige Rotation der Sitzposition bereits sehr viel früher bzw. im oberen Bereich der Kurbelrotation.

Das Kurbeldrehmoment in Abhängigkeit der Zeit t hängt von der zeitlichen Kurbelstellung $\Phi_{Kurbel}(t)$ ab, die wiederum von der Trittfrequenz n_{Kurbel} abhängt:

$$M_{Kurbel}(t) = M_{Kurbel}(\Phi_{Kurbel}(t)) \quad (5.3)$$

$$\Phi_{Kurbel}(t) = 2\pi \cdot t \cdot n_{Kurbel} \quad (5.4)$$

Mit Hilfe der Kurbellänge l_{Kurbel} kann schließlich die tangentialen, also die antreibende Pedalkraft $F_{Pedal,tan}$ berechnet werden:

$$F_{Pedal,tan}(t) = \frac{M_{Kurbel}(t)}{l_{Kurbel}} \quad (5.5)$$

Da die Pedalkraft in der muskuloskelettalen Simulation direkt auf die Füße des Menschmodells aufgebracht werden soll, muss diese noch in ihre räumlichen Anteile

zerlegt werden. Die Rotation der Tretkurbel erfolgt um die z-Achse. Die Krafterzeugung findet somit parallel zur Sagittalebene des Menschmodells statt. Sie lässt sich folgendermaßen in deren x- und y-Anteile aufspalten:

$$F_x(t) = F_{Pedal,tan}(t) \cdot \cos(\Phi_{Kurbel}(t)) \quad (5.6)$$

$$F_y(t) = F_{Pedal,tan}(t) \cdot \sin(\Phi_{Kurbel}(t)) \quad (5.7)$$

Für die effektive Antriebsleistung von 250 W bei einer Kurbeldrehzahl von 93 Umdrehungen pro Minute, einem Sitzwinkel von 74° und einer Kurbellänge von 0,175 m beim verwendeten Fahrrad ergeben sich folgende Pedalkräfte:

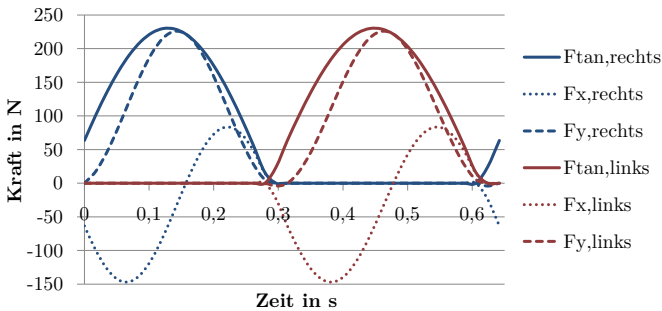


Bild 5.3: Pedalkräfte an den Füßen tangential zum Kurbelkreis und Aufspaltung in deren räumliche Anteile

5.2.1.4 Muskuloskelettale Simulation

Um die muskuloskelettale Simulation mittels inverser Dynamik unter statischer Optimierung durchführen zu können, bedurfte es noch einiger Vorbereitungen am individualisierten Menschmodell. Jedem der Menschmodellfreiheitsgrade wurde ein Reservedrehmomentaktuator hinzugefügt. Die Idee dabei ist, dass selbst im Falle, dass das Menschmodell die Bewegung nicht aus eigener Kraft ausführen kann, die Simulation nicht abbricht. Die Drehmomentreserve wird allerdings sehr niedrig eingestellt, damit das Menschmodell versucht die Bewegung aus eigener Muskelkraft durchzuführen und erst nach Kraftausschöpfung die Reservedrehmomente genutzt werden.

Zusätzlich werden virtuelle Kräfte und Momente benötigt, welche dafür sorgen, dass die in Realität vorliegende Kopplung zwischen dem Fahrrad und dem Nutzer abgebildet werden kann. Allerdings soll die Simulation ohne das Vorhandensein eines Produktmodells erfolgen, mit welchem das Menschmodell gekoppelt werden könnte. Deshalb wurden weitere abstrakte Aktuatoren am Modell angebracht, die dafür sorgen, dass die Interaktion realitätsnah darstellbar ist (vgl. Bild 5.4).

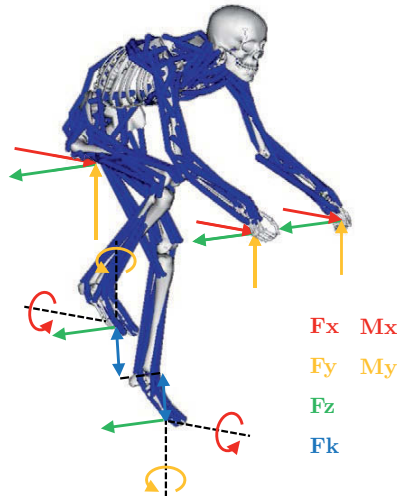


Bild 5.4: Individualisiertes Modell mit zusätzlichen Aktuatoren zur dynamischen Abbildung der Nutzer-Produkt-Interaktion beim Radfahren

Die Hände sowie das Gesäß können sich jeweils in allen drei Raumrichtungen an virtuellen Kräften abstützen. Äquivalent dazu sind am realen Fahrrad die Lenkergriffe und der Sattel. Die Füße werden während der Kurbelrotation durch virtuelle Kräfte in z-Richtung in ihrer Lage auf einer Ebene parallel zur Sagittalebene gehalten. Zusätzlich stützen Drehmomente um die x- und y-Richtung die Füße rotatorisch gegenüber dem gedachten Pedal ab. Die beschriebenen Kräfte und Momente wirken in oder um die angegebene globale Koordinatenrichtung.

Beim Radfahren tritt eine weitere Möglichkeit der Abstützung in Erscheinung. Die Kurbelarme, an welchen die Pedale befestigt sind, sorgen dafür, dass die Abstände zwischen den Pedalen/Füßen und der Rotationsachse der Tretkurbel konstant gehalten werden. Deshalb wurde zwischen jedem Fuß und der gedachten Kurbelachse eine Punkt-zu-Punkt Kraft F_k angebracht, welche diese Abstützung ermöglicht. Die Krafrichtung rotiert durch den jeweils festen Punkt auf der Kurbelachse und dem mitbewegten Befestigungspunkt am jeweiligen Fuß mit und steht damit immer senkrecht zur Antriebskraft.

Mit dem so angepassten Modell, der Bewegung aus der inversen Kinematik und den abgeschätzten Pedalkräften am Fuß wurde die inverse Dynamik unter statischer Optimierung durchgeführt. Da die zusätzlichen Aktuatoren sehr stark ausgelegt wurden, versucht das Modell während der Simulation die eigene Muskulatur so viel wie möglich zu entlasten, indem es die zusätzlichen virtuellen Kräfte aktiviert. Die benötigten Interaktionskräfte und -momente stellen sich während der

statischen Optimierung selbst ein. Einzig die zu erzeugende Vortriebskraft ist vorgegeben und muss vom Modell erzeugt werden.

Die resultierenden Simulationsergebnisse zeigen, dass die Reservedrehmomentaktuatoren über die gesamte Bewegung hinweg nur sehr gering aktiviert wurden, so dass das Modell die geforderte Interaktion aus eigener Kraft bewerkstelligte. Bild 5.5 stellt den simulierten Radfahrzyklus für eine halbe Kurbelumdrehung dar. Die dabei gewonnenen Simulationsergebnisse werden in Kapitel 5.2.4 der folgenden nutzergruppenspezifischen Simulation sowie empirischen Erfahrungen gegenübergestellt.

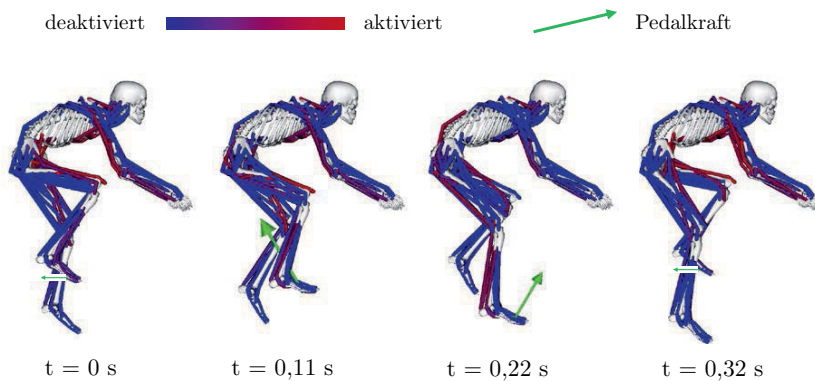
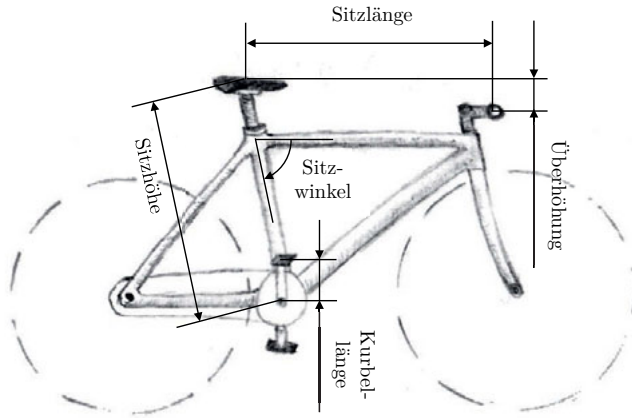


Bild 5.5: Muskelaktivität und dadurch erzeugte Pedalkräfte am Fuß in der Simulation mit dem individualisierten Menschmodell

5.2.2 Parametrisches Fahrradmodell

Die Vorgehensweise zur nutzergruppenspezifischen Simulation aus Kapitel 3 basiert auf der Abbildung der Nutzer-Produkt-Interaktionen in Verbindung mit einem parametrisch einstellbaren Produktmodell. Deshalb wird in diesem Kapitel ein solches Fahrradmodell beschrieben, das die entsprechende Interaktion darstellen lässt. Bild 5.6 veranschaulicht mögliche Variationsparameter an einem Fahrrad.

Um den Simulationsaufwand im Rahmen zu halten, wurden die vier Parameter Sitzhöhe, Sitzwinkel, Sitzlänge und Überhöhung/Lenkerhöhe als Designparameter (einstellbare Produktmerkmale) des Fahrrads festgelegt. Nachteil einer großen Anzahl an Designvariablen ist, dass mit steigender Anzahl auch die verwendete Stichprobengröße zunehmen muss und der Berechnungsaufwand stark ansteigt.



Nicht gezeigt: Lenkerbreite, Q-Faktor

Bild 5.6: Durch den Produktentwickler einstellbare Merkmale eines Fahrrads [84]

Bei der ersten Simulationsstudie wurde, im Unterschied zur nachfolgenden Simulationsstudie des Ruderns, bewusst auf die Modellierung eines CAD-Entwurfs verzichtet, um zu zeigen, dass muskuloskelettale Simulationen bereits in frühen Produktentwicklungsstadien ohne das Vorliegen einer detaillierten Produktgeometrie durchgeführt werden können. Es wird nur eine Art Skelettmodell (vgl. Bild 5.7) benötigt, welches Lage und Orientierung der einzelnen Benutzungsschnittstellen zueinander definiert. Mit diesen tritt der virtuelle Nutzer schließlich in Interaktion.

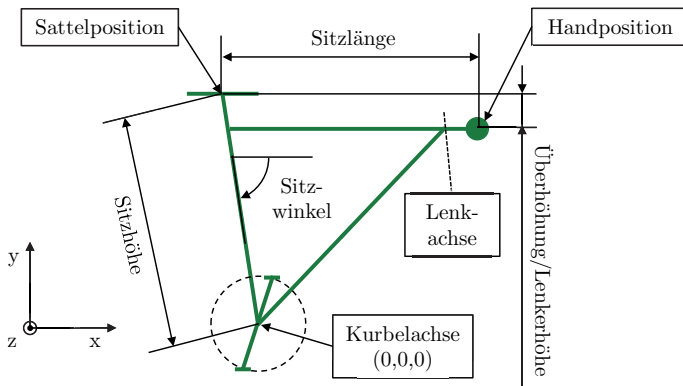


Bild 5.7: Abstrahiertes Skelettmodell des Fahrrads mit den in der nutzergruppenspezifischen Simulation verwendeten Variationsparametern

Tretkurbel und Lenker wurden als zusätzliche virtuelle Körper modelliert, die an den entsprechenden Positionen am globalen Koordinatensystem angebracht wurden. Freiheitsgrade des Produktmodells sind die Kurbel- und die Lenkerrotation, welche über den Kurbel- und den Lenkwinkel beschrieben werden.

Die Mitte der Kurbelachse stellt den Ursprung des Koordinatensystems dar. Alle anderen Parameter des Fahrrads werden in Beziehung dazu eingestellt, basierend auf den für jede Nutzer-Produkt-Konfiguration festgelegten Produktparametern:

$$\mathbf{Sattelposition} = \begin{pmatrix} -\cos(\text{Sitzwinkel}) \cdot \text{Sitzhöhe} \\ \sin(\text{Sitzwinkel}) \cdot \text{Sitzhöhe} \\ 0 \end{pmatrix} \quad (5.8)$$

$$\mathbf{Handposition}_{rechts} = \begin{pmatrix} \text{Sattelposition}_x + \text{Sitzlänge} \\ \text{Sattelposition}_y - \text{Überhöhung} \\ \text{Lenkerbreite}/2 \end{pmatrix} \quad (5.9)$$

$$\mathbf{Handposition}_{links} = \begin{pmatrix} \text{Sattelposition}_x + \text{Sitzlänge} \\ \text{Sattelposition}_y - \text{Überhöhung} \\ -\text{Lenkerbreite}/2 \end{pmatrix} \quad (5.10)$$

5.2.3 Nutzergruppenspezifische Simulation

Nach der Modellierung des parametrischen Produktmodells für das Fahrrad soll nun jedes der muskuloskelettalen Menschmodelle aus der in Kapitel 4.1 erzeugten virtuellen Nutzergruppe mit dem Produktmodell in Interaktion treten. Auf Basis der in der nutzergruppenspezifischen Simulation gesammelten Ergebnisse soll die Fahrradgeometrie für jedes einzelne dieser Menschmodelle optimiert werden.

5.2.3.1 Erzeugung der Nutzer-Produkt-Interaktionen

Um eine automatisierte Erzeugung der Interaktionen für die unterschiedlichen Nutzer-Produkt-Konfigurationen zu erreichen, wurde eine generische Simulationsvorlage erstellt. Diese enthält Informationen über die Interaktionsschnittstellen zwischen Nutzer und Produkt sowie eine generische Startkörperhaltung (vgl. Bild 5.8).

Die Hände werden jeweils über drei Punkt-zu-Punkt Verbindungen starr mit dem Lenker verbunden. Das Gesäß wird im Bereich des Sitz-/Schambeins über zwei Punkt-zu-Punkt Verbindungen am globalen Koordinatensystem angeheftet, so dass sich das Becken nur noch um die horizontale Sagittalachse verkippen kann. Die Füße werden jeweils an der Kurbel mittels zwei Punkt-zu-Punkt Verbindungen befestigt, damit zwischen den Füßen und der Tretkurbel nur eine Rotation um die Frontalachse ermöglicht wird.

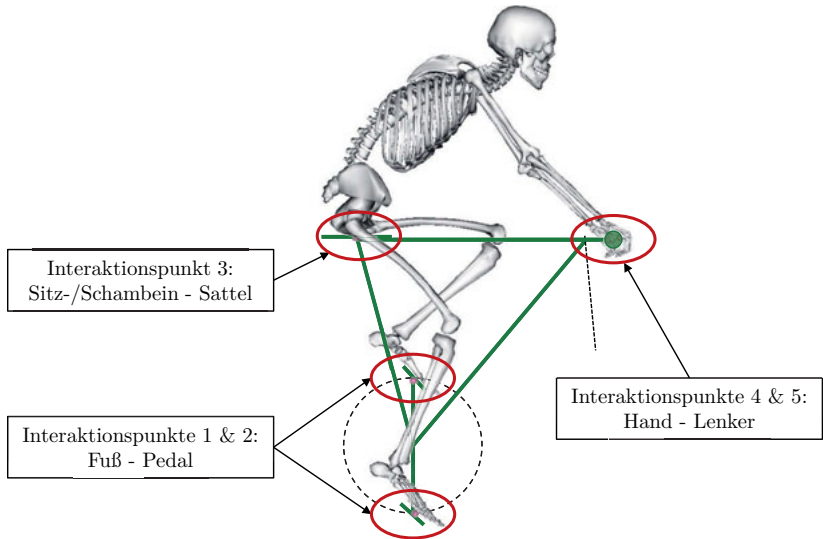


Bild 5.8: Simulationsvorlage zur Beschreibung der Benutzungsschnittstellen zwischen virtuellem Nutzer und parametrischem Fahrradmodell

Für die Durchführung der Radfahrersimulationen wurden folgende Annahmen getroffen:

- Greifabstand: 0,45 m
- Q-Faktor: 0,25 m (Seitlicher Abstand der Pedalmittelpunkte)
- Kurbellänge: 0,175 m
- Trittfrequenz: 80 Umdrehungen pro Minute
- Leistung: 100 W

Eine Antriebsleistung von 100 W entspricht in etwa einer Fahrt in der Ebene mit 20 km/h. Die Fahrgeschwindigkeit hängt neben der Steigung auch von Faktoren wie der Stirnfläche, dem Luftwiderstandsbeiwert und dem Rollwiderstand ab.

Im Sinne einer explorativen Studie wurden die Bereiche der veränderlichen Designparameter relativ groß gewählt, um sinnvolle Bereiche nicht von vornherein auszuschließen. Die Parameterbereiche wurden dabei anhand einer vorab durchgeführten Vorstudie ermittelt:

- Sitzhöhe: 0,5 m – 0,8 m
- Sitzwinkel: 60° – 90°
- Sitzlänge: 0,4 m – 0,9 m
- Lenkerhöhe: -0,3 m – 0,4 m

Die generischen Produktparameter mit dem Wertebereich von 0 bis 1 aus dem Sampling wurden mit Hilfe von Gleichung 3.11 auf die genannten Parameterbereiche umgerechnet. Nach der Kopplung des Produktmodells mit einem der virtuellen Nutzer wurden die für die entsprechende Nutzer-Produkt-Konfiguration berechneten Produktparameter eingestellt. Danach wurde die Startpose aus der Simulationsvorlage auf das nutzerspezifische Modell übertragen. Aufgrund der durch die Interaktions-Randbedingungen hervorgerufenen Einschränkungen kann die vorgegebene Pose vom Menschmodell im Normalfall nicht exakt eingenommen werden, weshalb eine Optimierung notwendig ist, mit dem Ziel eine möglichst ähnliche Körperhaltung zu finden.

Sobald Nutzer- und Produktmodell gekoppelt sind, kann die Radfahrbewegung ähnlich der in [84; 191] beschriebenen Vorgehensweise erzeugt werden. Um die kinematische Bewegungserzeugung robust durchführen zu können, wurde die Wirbelsäulenrotation auf die Sagittalebene, also Rotation um die Frontalachse, beschränkt. Die Ellenbogen sollen während der Bewegung möglichst gestreckt und der Lenker in einer geraden Position bleiben. In jedem Zeitschritt der Bewegungserzeugung wird die virtuelle Tretkurbel um einen festen Betrag weiterrotiert. Das Menschmodell muss schließlich im Rahmen dessen Bewegungsmöglichkeit dieser Bewegung folgen. Dabei soll die neue Körperhaltung möglichst wenig von der Körperhaltung aus dem vorherigen Zeitschritt abweichen, während trotzdem alle Zwangsbedingungen exakt erfüllt werden. Die Kurbelrotation steuert auf diese Weise die Bewegungserzeugung.

Aufgrund der kinematischen Kette vom Becken über den Ober- und Unterschenkel bis hin zum Fuß, sind die zugehörigen Winkel nicht eindeutig festlegbar. Deshalb wurde für die Winkelstellung im Sprunggelenk auf Informationen aus der nutzerindividuellen Simulation zurückgegriffen. Der Verlauf des Sprunggelenkwinkels über den Kurbelwinkel und in Abhängigkeit des Sitzwinkels wurde für beide Körperseiten in Form von Splinekurven modelliert (vgl. Bild 5.9).

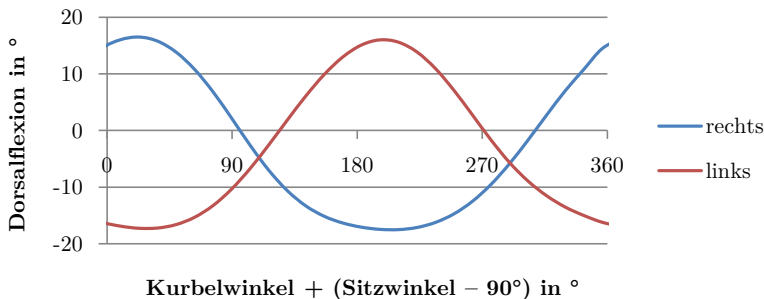


Bild 5.9: Dorsalflexion beider Sprunggelenke in Abhängigkeit des Kurbel- und des Sitzwinkels aus der nutzerindividuellen Simulation

Auf die Splinekurven wird bei der Bewegungserzeugung zurückgegriffen, um die Sprunggelenkwinkel des Modells für jeden Zeitschritt einzustellen. Das Menschmodell kann allerdings von dieser Vorgabe je nach Beweglichkeit abweichen. Die übrigen Beinfreiheitsgrade stellen sich automatisch ein.

Auch die Kopfhaltung wird nachkorrigiert, da die relativ groß gewählten Parameterbereiche dafür sorgen würden, dass die virtuellen Nutzer ggf. nicht nach vorne blicken, sondern sehr stark nach oben oder unten. Der Normalfall ist allerdings, dass der Blick beim Radfahren in Fahrtrichtung leicht Richtung Boden gerichtet wird, um etwaige Hindernisse wahrnehmen zu können. Bild 5.10 zeigt die den Blickwinkel beeinflussenden Körperwinkel.

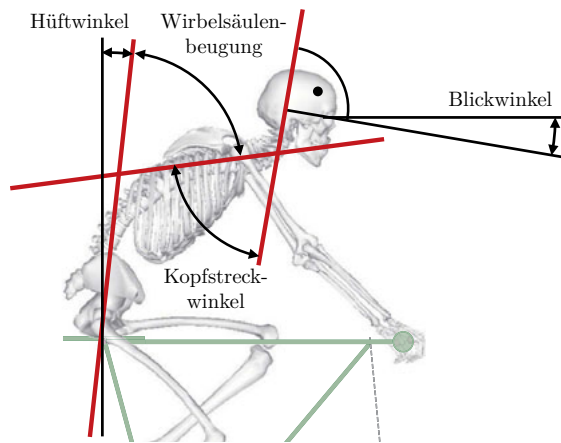


Bild 5.10: Körperwinkel, die den Blickwinkel beeinflussen

Vorgabe für die nutzergruppenspezifische Simulation ist, dass der Blick von der horizontalen Sagittalachse um 10° nach unten geneigt ist. Die dargestellten Körperwinkel stehen in folgendem Zusammenhang mit dem Blickwinkel φ_{Blick} :

$$\varphi_{H\ddot{u}fte} + \varphi_{Wirbels\ddot{a}ulenbeugung} - \varphi_{Kopfstreckung} = \varphi_{Blick} \quad (5.11)$$

Hüft- und Wirbelsäulenbeugewinkel ergeben sich aus der Körperhaltung für den jeweiligen Zeitschritt, weshalb der Blickwinkel über den Kopfstreckwinkel nachkorrigiert wird. Dieser ergibt sich dann für jeden Zeitschritt zu:

$$\varphi_{Kopfstreckung} = \varphi_{H\ddot{u}fte} + \varphi_{Wirbels\ddot{a}ulenbeugung} - \varphi_{Blick} \quad (5.12)$$

Von dieser Vorgabe kann allerdings, wie auch beim Sprunggelenk, bei mangelnder Beweglichkeit abgewichen werden.

Bei der beschriebenen kinematischen Bewegungserzeugung werden die Beweglichkeitsgrenzen des Menschmodells stets eingehalten. Sofern die Beweglichkeit eines Menschmodells nicht ausreichen sollte die vorgegebene Kurbelrotation auszuführen, kann die Bewegung für dieses nicht erzeugt werden.

Neben der Bewegung ist zur Durchführung der inversen Dynamik erneut Kenntnis über die zu erzeugenden Interaktionskräfte oder -drehmomente erforderlich. Das Kurbeldrehmoment beim Radfahren wurde bereits in Kapitel 5.2.1.3 modelliert. Das in den nutzergruppenspezifischen Simulationen zu erzeugende Drehmoment an der Tretkurbel (vgl. Bild 5.11) wurde mit Hilfe von Formel 5.3 berechnet. Der Unterschied zur nutzerindividuellen Simulation ist allerdings, dass das verwendete parametrische Produktmodell über eine virtuelle Tretkurbel verfügt, auf die das Drehmoment direkt aufgebracht werden kann. Das Antriebsmoment muss somit nicht in die entsprechenden Pedalkräfte aufgespalten werden.

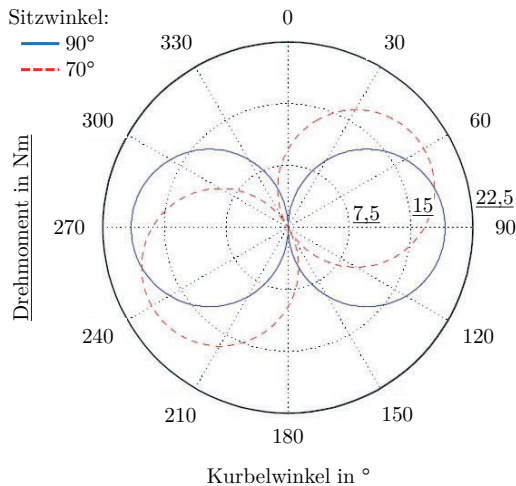


Bild 5.11: Kurbelmoment in Abhängigkeit des Kurbelwinkels für zwei exemplarische Sitzwinkel bei einer effektiven Leistung von 100 W, einer Kurbellänge von 0,175 m und einer Kadenz von 80 Umdrehungen pro Minute

5.2.3.2 Simulation der Nutzer-Produkt-Konfigurationen

Die kinematische Bewegungserzeugung stellt, wie bereits erwähnt, bereits eine Ausführbarkeitssimulation dar. Sofern ein Menschmodell der virtuellen Nutzergruppe die geforderte Interaktion nicht durchführen konnte, wurde versucht eine Bewegung für eine andere zufällig gewählte Produktausprägung im Rahmen der vorgegebenen

Parameterbereiche zu generieren. Ziel dieser Vorgehensweise ist es, möglichst für jedes Menschmodell eine kinematisch ausführbare und damit muskuloskelettal simulierbare Interaktion zu erzeugen. Um für jedes der Modelle eine mögliche Bewegung bereitstellen zu können, wurden insgesamt 7.130 Versuche benötigt. Bild 5.12 visualisiert die Kombinationen aus Produkt- und demographischen Parametern für die die Bewegungserzeugung erfolgreich bzw. nicht erfolgreich war.

In den bivariaten Streudiagrammen sind die gegenseitigen Abhängigkeiten der Parameter dargestellt. Diese ermöglichen eine verständliche Darstellung höherdimensionaler Zusammenhänge in zweidimensionalen Unterräumen. Die Diagramme auf der Diagonale zeigen die univariaten Verteilungen der untersuchten demographischen Nutzer- und Produktparameter. Bei den univariaten Diagrammen ist auf der Ordinate jeweils die relative Häufigkeit angetragen.

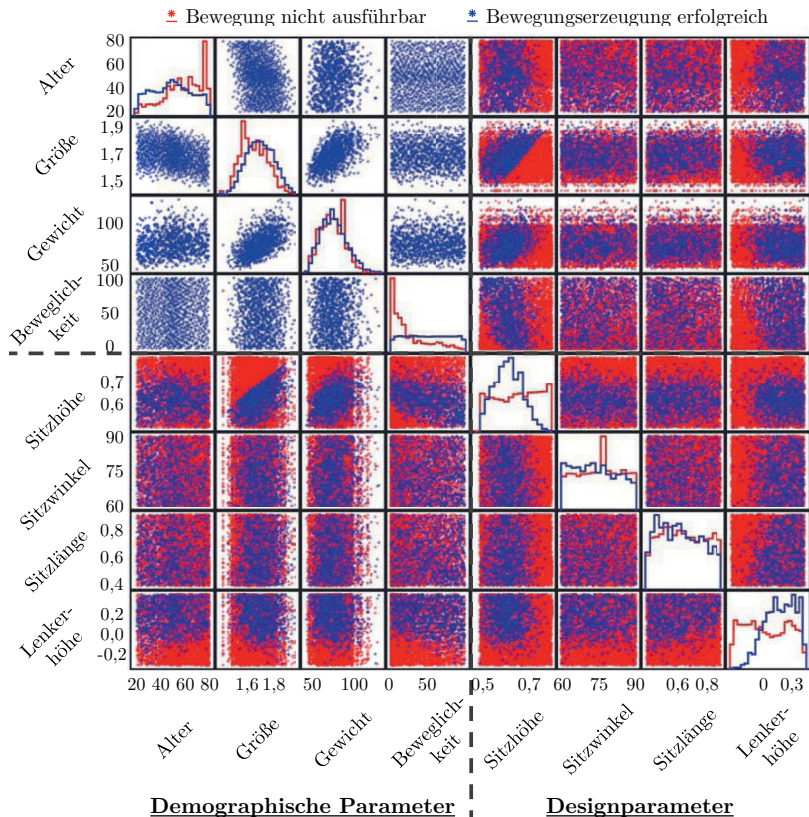


Bild 5.12: Ergebnisse der Bewegungsausführbarkeit der Radfahrbewegung für die untersuchten Nutzer-Produkt-Konfigurationen ($n = 7.130$)

Erkennbar ist der explorative Charakter der Studie. Die roten Bereiche zeigen die vielen Nutzer-Produkt-Konfigurationen, die die Bewegungsausführung für die Menschmodelle nicht zuließen. Zu sehen ist auch, dass es einen eindeutigen Zusammenhang zwischen der größtmöglichen Sitzhöhe und der Körpergröße eines Individuums gibt. Ferner wird ersichtlich, dass nur ein begrenzter Anteil an Menschmodellen in der Lage ist mit einer negativen Lenkerhöhe umzugehen, also einer Überhöhung vom Sattel gegenüber dem Lenker.

Für die erfolgreich erzeugten Nutzer-Produkt-Interaktionen sollen schließlich muskuloskelettale Simulationen durchgeführt werden. Um diese zu ermöglichen, wurden die geometrischen Kopplungen über Zwangsbedingungen mit einer kinetischen Kraft- und Momentenkopplung ersetzt (vgl. Kapitel 3.6.1). Bild 5.13 veranschaulicht diesen Zusammenhang für die Interaktionsschnittstellen zwischen virtuellem Nutzer- und Fahrradmodell. Außerdem wurden allen Menschmodellen vor der muskuloskelettalen Simulation die üblichen Reservedrehmomente hinzugefügt.

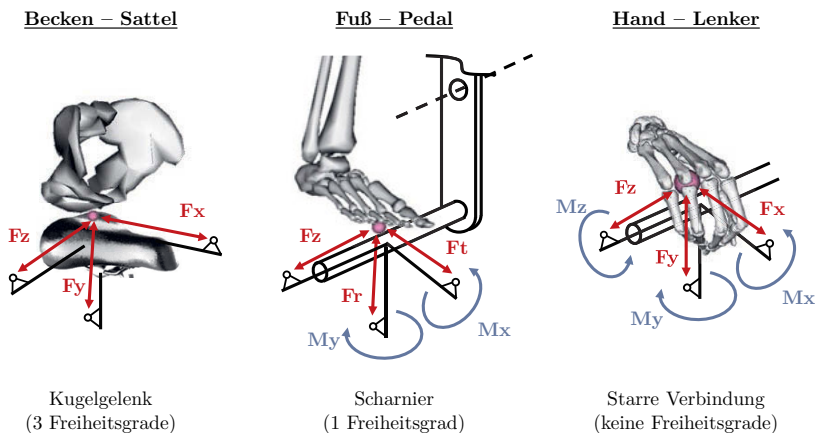


Bild 5.13: Ersetzung der kinematischen Interaktions-Zwangsbedingungen durch Aktuatoren (Reaktionskräfte und -momente) zwischen Nutzer- und Produktmodell

Die so angepassten Modelle ermöglichen die Durchführung der inversen Dynamik des dynamisch gekoppelten Gesamtsystems aus Mensch- und Produktmodell unter Berücksichtigung der äußeren Lasten. Die Simulationen wurden aus Effizienzgründen nur für einen halben Kurbelzyklus von 0,375 s mit einer Zeitschrittweite von 0,025 s durchgeführt. Die zweite Hälfte des Kurbelzyklus entspricht einer Spiegelung der Simulationsergebnisse. Dadurch, dass beide Beine phasenverschoben arbeiten, können aus der Simulation der halben Kurbelumdrehung die Ergebnisse für den kompletten Zyklus rekonstruiert werden.

5.2.3.3 Metamodellierung und Optimierung der Produktparameter

Die Ergebnisse der muskuloskelettalen, aber auch der kinematischen Bewegungssynthese wurden herangezogen, um Metamodelle für die kinematische Bewegungsausführbarkeit und den Kraftbedarf der Nutzer-Produkt-Konfigurationen zu erstellen (vgl. Kapitel 3.7.1). Diese dienen im weiteren Verlauf der Optimierung der Fahrradgeometrie in Bezug auf den Kraftbedarf bei gleichzeitiger Sicherstellung der kinematischen Ausführbarkeit der Radfahrbewegung. Für die Beweglichkeit wurde eine achtdimensionale Regression vierten Grades durchgeführt. Dabei ergab sich ein angepasstes Bestimmtheitsmaß (angepasstes R^2) von 0,46. Für den Kraftbedarf wurde eine zehndimensionale quadratische Regression gerechnet (angepasstes $R^2 = 0,70$).

Im Rahmen des Fahrradbeispiels wurde beim Kraftbedarf K auf die Korrektur um die am Produkt verrichtete Arbeit verzichtet. Dies kann so erfolgen, da die Kurbelarbeit für alle Modelle aufgrund desselben Kurbelmomentverlaufs bei gleichförmiger Kurbelrotation und gleicher Kadenz identisch ist:

$$K = \frac{\sum_{j=1}^m \sum_{i=1}^n F_{Muskul,i}(t_j)}{m \cdot n} \quad (5.13)$$

Die sitzwinkelspezifischen Faktoren zeigten in der Regression verhältnismäßig geringe Effekte, ohne signifikanten Zusammenhang mit dem Kraftbedarf. Der Sitzwinkel wurde daher auf einen festen Wert festgelegt. Ein Sitzwinkel von 76° stellte sich als guter Kompromiss zwischen kinematischer Bewegungsausführbarkeit und geringem Kraftbedarf in den Regressionen heraus. Die Zusammenhänge zwischen den übrigen drei Parametern und dem Kraftbedarf waren hingegen höchst signifikant ($p < 0,001$).

Um für jedes Menschmodell aus der virtuellen Population die optimale Produktkonfiguration auf Basis der nunmehr drei variablen Parameter zu finden, wurde eine nichtlineare Optimierung unter Nebenbedingungen durchgeführt (vgl. Kapitel 3.7.2):

$$P_{Produkt,opt} = \arg \min \begin{cases} K_{Reg} + ((0,7 - B_{Reg}) \cdot 10)^2 & \text{für } B_{Reg} < 0,7 \\ K_{Reg} & \text{für } B_{Reg} \geq 0,7 \end{cases} \quad (5.14)$$

Dabei wurden K_{Reg} und B_{Reg} mit Hilfe der Regressionsmodelle auf Basis der demographischen Parameter und der zu optimierenden Produktparameter approximiert:

$$K_{Reg} = Reg_K(P_{demo,K}, P_{Produkt,opt}) \quad (5.15)$$

$$B_{Reg} = Reg_B(P_{demo,B}, P_{Produkt,opt}) \quad (5.16)$$

Für die optimierten Nutzer-Produkt-Konfigurationen wurde erneut die Interaktion abgeschätzt. Falls die kinematische Bewegungsausführbarkeit durch das Regressionsmodell falsch vorhergesagt wurde und die Bewegung doch nicht ausgeführt werden konnte, wurde die entsprechende Nutzer-Produkt-Konfiguration als kinematisch nicht möglich deklariert. Nachdem versucht wurde für jedes Nutzermodell eine geeignete Konfiguration zu finden, wurde das Regressionsmodell für die Ausführbarkeit mit diesen neuen Erkenntnissen verfeinert. Diese Vorgehensweise wurde mehrfach wiederholt, um möglichst für alle Menschmodelle der virtuellen Nutzergruppe eine durchführbare Bewegung zu erzeugen. Dabei stieg das angepasste Bestimmtheitsmaß für die Regression der kinematischen Ausführbarkeit auf 0,63 an.

Durch dieses Vorgehen konnte die Fahrradgeometrie für 988 der 1.000 Modelle optimiert werden (vgl. Bild 5.14).

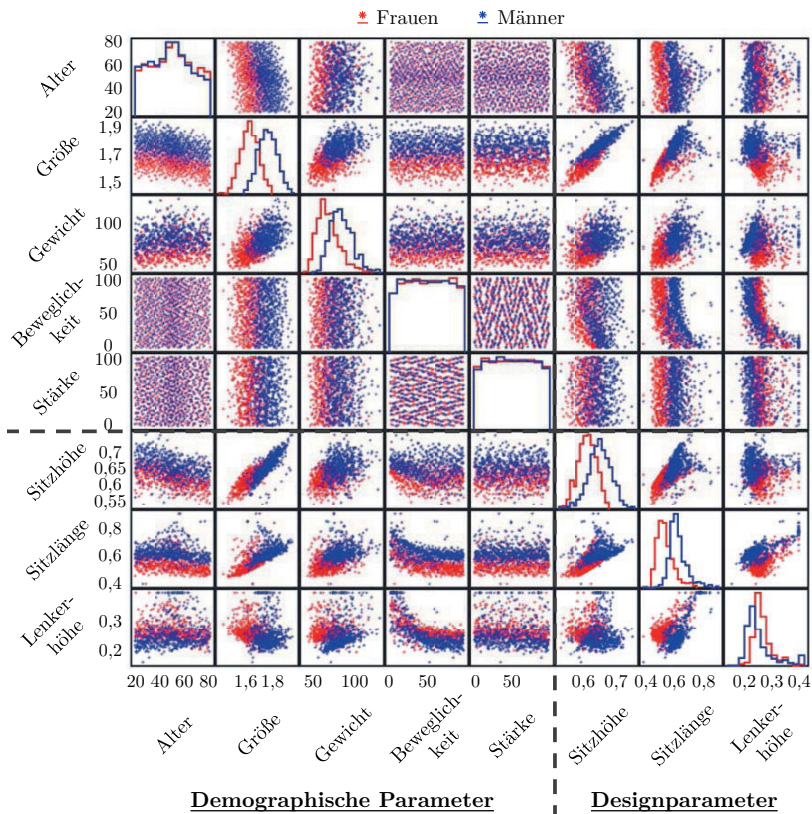


Bild 5.14: Zusammenhänge zwischen den demographischen und den Designparametern der optimierten Nutzer-Produkt-Konfigurationen

Für einige Modelle geringer Körpergröße und geringer Beweglichkeit war es nicht möglich den für die Interaktion notwendigen Bewegungsradius bereitzustellen. Die 988 erfolgreich optimierten Nutzer-Produkt-Konfigurationen wurden für Evaluationszwecke erneut muskuloskelettal simuliert. Alle Modelle waren in der Lage die optimierte Radfahrbewegung aus eigener Muskelkraft durchzuführen. Bei Betrachtung von Bild 5.14 ist ein eindeutiger Zusammenhang zwischen Körpergröße, Sitzhöhe und Sitzlänge festzustellen. Dies deckt sich mit empirischen Erfahrungen. Die Lenkerhöhe scheint vor allem bei niedrigen Beweglichkeitsperzentilen stark anzusteigen. Die Lenkerhöhe zeigt zudem einen leichten inversen Zusammenhang mit der Stärke der Modelle.

Bild 5.15 erörtert den Einfluss der einzelnen demographischen Parameter und der Designvariablen auf den durchschnittlichen Kraftbedarf der Interaktion.

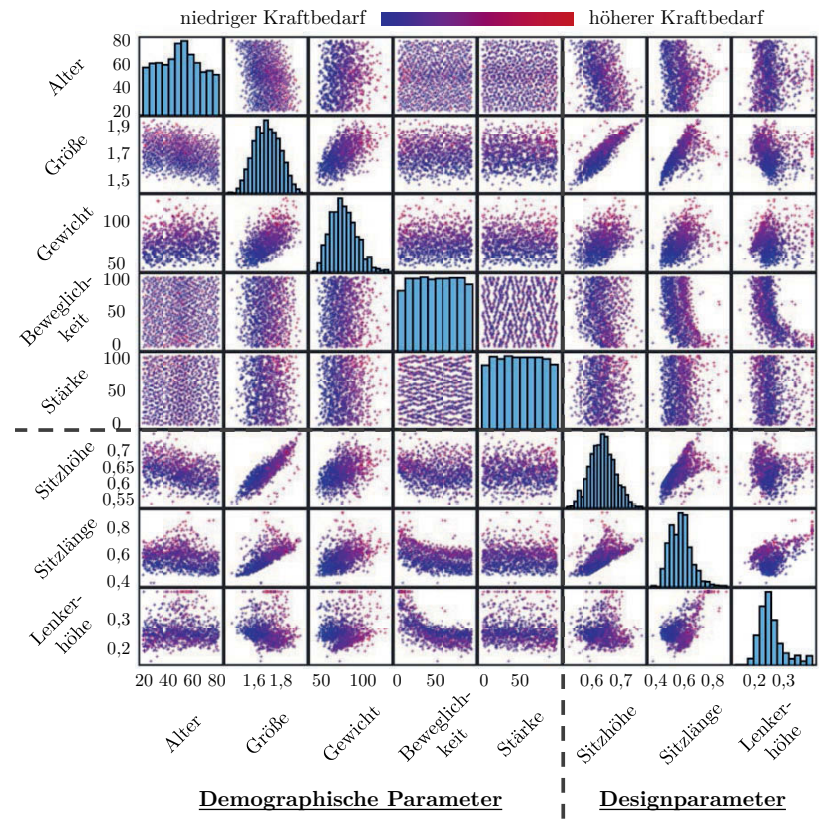
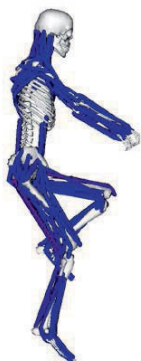


Bild 5.15: Durchschnittl. Kraftbedarf in Abhängigkeit der demographischen und der Designparameter für die optimierten Konfigurationen

Hier ist vor allem eine Progression des durchschnittlichen Kraftbedarfs für die Bewegungsausführung mit steigender Körpergröße und steigendem Körpergewicht erkennbar.

Nachfolgend sind zwei exemplarische Nutzer-Produkt-Konfigurationen gezeigt. Auffällig ist, dass die Körperhaltungen allesamt sehr aufrecht sind. Dies ist vermutlich darauf zurückzuführen, dass in den resultierenden Körperhaltungen nur ein sehr geringer Anteil des Körpergewichts über die Hände am Lenker abzustützen ist und damit die Oberkörpermuskulatur nahezu komplett entlastet werden kann. Mit 100 W wurde nur eine geringe Tretleistung von den Menschmodellen gefordert. Bei höheren Antriebsleistungen würde der Oberkörper vermutlich weiter nach vorne gebracht werden, um die damit einhergehenden höheren Pedalkräfte erzeugen zu können. Der Optimierer hat außerdem wie erwartet für alle Modelle versucht die Sitzhöhe jeweils nahe an die kinematisch höchstmögliche Sitzposition zu bringen.

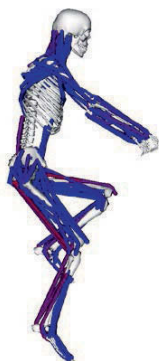


Demographische Parameter

Geschlecht:	weiblich
Alter:	23,2 Jahre
Größe:	1,63 m
Gewicht:	53,3 kg
Beweglichkeit:	P95,5
Stärke:	P81,2

Produktparameter

Sitzhöhe:	0,61 m
Sitzwinkel:	76°
Sitzlänge:	0,48 m
Lenkerhöhe:	0,23 m



Demographische Parameter

Geschlecht:	männlich
Alter:	73,7 Jahre
Größe:	1,74 m
Gewicht:	89,0 kg
Beweglichkeit:	P69,2
Stärke:	P7,4

Produktparameter

Sitzhöhe:	0,63 m
Sitzwinkel:	76°
Sitzlänge:	0,59 m
Lenkerhöhe:	0,23 m

Bild 5.16: Exemplarische optimierte Nutzer-Produkt-Konfigurationen der nutzergruppenspezifischen Radfahrstudie

5.2.4 Evaluation und Interpretation der Simulationsergebnisse

Nach erfolgreicher nutzerindividueller Simulation und nutzergruppenspezifischer Geometrieoptimierung wurden die Simulationsergebnisse empirischen Erfahrungen gegenübergestellt (vgl. Bild 5.17). Da während der nutzerindividuellen Bewegungsaufzeichnung die Muskelaktivitäten nicht direkt mittels Elektromyographie (EMG) gemessen wurden, wird für den Vergleich auf Literaturdaten zurückgegriffen. Basis bilden Daten von RYAN und GREGOR [192]. Es ist anzumerken, dass die zugrunde liegenden Versuche, wie bei nahezu allen Studien dieser Art, mit Leistungssportlern durchgeführt wurden. Die EMG-Verläufe von RYAN und GREGOR stimmen für die dargestellten Muskeln gut mit denen aus UMBERGER et al. [188] überein.

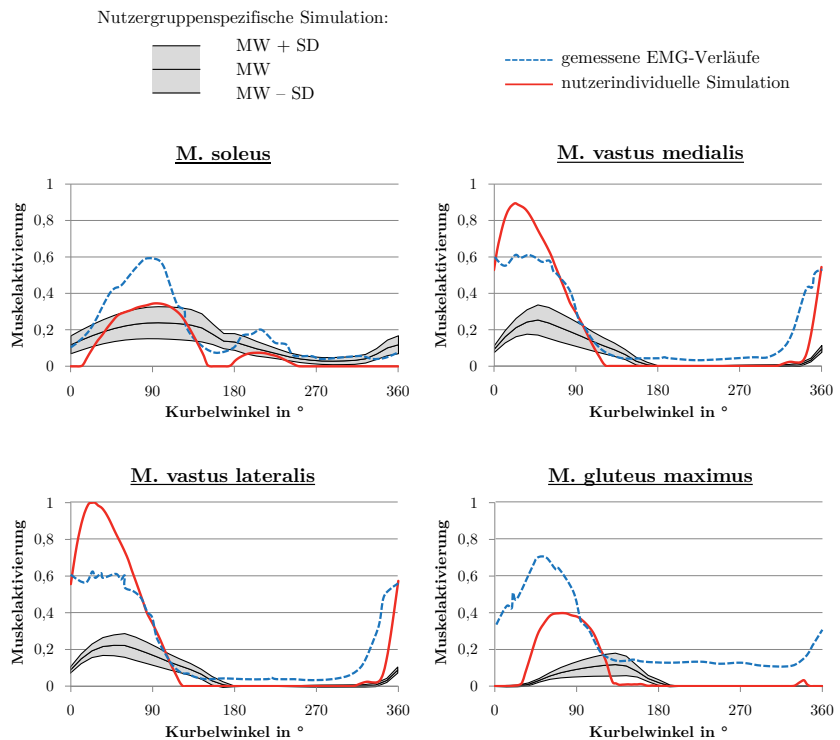


Bild 5.17: Vergleich der Muskelaktivitäten aus der nutzerindividuellen Simulation, der nutzergruppenspezifischen Simulation und gemessener EMG-Verläufe [192] für vier exemplarische Unterkörpermuskeln

Die Aktivitätsverläufe der nutzerindividuellen Simulation stimmen gut mit den empirischen EMG-Verläufen überein. Die Bereiche der zeitlichen Aktivierung der entsprechenden Muskeln sind nahezu identisch. Kleinere Abweichungen der Aktivi-

tätsniveaus sind zwar festzustellen, allerdings sind die Messbedingungen nicht notwendigerweise identisch und auch die Probanden in den Studien verschieden.

Beim Vergleich mit der nutzergruppenspezifischen Simulation stimmen die Verläufe zumindest für den Soleus und die Vasti bzgl. der Aktivitätszeitpunkte sehr gut überein, der Gluteus maximus wird etwas später eingesetzt. Auffällig ist vor allem die niedrigere Aktivitätshöhe bei der Nutzergruppensimulation. Grund hierfür ist die mit 100 W im Vergleich relativ niedrige effektive Tretleistung. Diese wurde so gewählt, dass die Interaktion für möglichst viele Individuen der virtuellen Nutzergruppe erzeugt werden kann. In der Studie mit den Spitzensportlern und der nutzerindividuellen Simulation wurden höhere Tretleistungen zugrunde gelegt.

5.3 Simulationsstudie 2: Rudern

5.3.1 Nutzerindividuelle Simulation

Die nutzerindividuelle Simulation des Ruderns folgt demselben grundsätzlichen Ablauf wie die Radfahrersimulation, allerdings wurde die Zugkraft mit aufgenommen.

5.3.1.1 Aufzeichnung der Ruderbewegung und der Zugkraft

Die Aufnahme der Ruderbewegung erfolgte genauso wie bei der ersten Simulationsstudie mit demselben GOM Kamerasystem. Als Produkt wurde hierbei ein Concept2-Ruderergometer Modell D mit Performance Monitor PM5 verwendet. Nach Beklebung des Probanden und des Ruderergometers mit Markerpunkten konnte die Ruderbewegung aufgezeichnet werden (vgl. Bild 5.18).

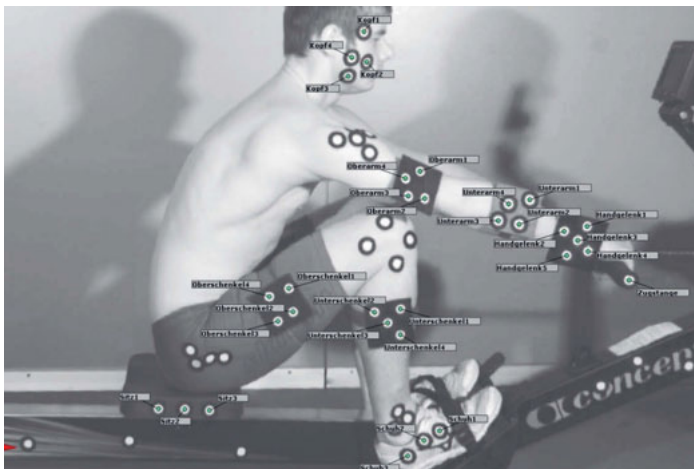


Bild 5.18: Proband mit Markern bei der Aufzeichnung der Ruderbewegung

Hierbei wurde zusätzlich die Bewegung des Rollsitzen des Ergometers miterfasst. Der Zugkraftverlauf (vgl. Bild 5.19) wurde während des Ruderns mit Hilfe des Performance Monitors aufgezeichnet. Der gemessene Zugkraftverlauf wird in der späteren muskuloskelettalen Simulation als externe Kraft herangezogen. Dieser stimmt sehr gut mit empirischen Erfahrungen anderer Autoren [193–195] überein.

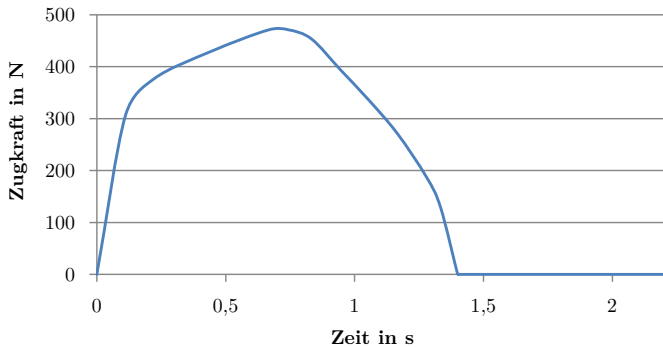


Bild 5.19: Während der Bewegungsaufzeichnung mitgeschriebene Gesamtkraft am Handgriff des Ergometers

5.3.1.2 Inverse Kinematik

Nach der Bewegungsaufzeichnung erfolgte im Sinne der konventionellen Vorgehensweise die Berechnung der Gelenkwinkelverläufe aus den experimentellen Markertrajektorien mittels inverser Kinematik.

Zur Vorbereitung der inversen Kinematik wurde hier ein virtueller Rollsitz ins Modell eingefügt, der bei der Bewegungsaufzeichnung mitgetrackt wurde. An diesem wurde das Gesäß des individualisierten Menschmodells über zwei in der z-Achse gegeneinander verschobenen Punkt-zu-Punkt Zwangsbedingungen befestigt, so dass das Menschmodell in der Sagittalebene gehalten wird und gegenüber der Umgebung nur noch um die Frontalachse (z-Achse) beweglich ist. Weitere Punkt-zu-Punkt Zwangsbedingungen sorgen für die Beibehaltung eines vorgegebenen Abstands zwischen der linken und der rechten Hand sowie dem linken und dem rechten Fuß. Diese Vorgehensweise verbesserte das Ergebnis der inversen Kinematik wesentlich.

Mangels weiterer Kameras konnte auch die Ruderbewegung nur von einer Seite aufgenommen werden. Analog zum Radfahren wurden die experimentellen Markertrajektorien auf die linke Seite gespiegelt. Im Unterschied war hier allerdings die zeitliche Verschiebung nicht nötig, da es sich beim Rudern um eine komplett symmetrische Bewegung handelt. Danach wurde das individualisierte Menschmodell so in die gemessene Markerwolke eingefittet, dass die Startposition möglichst gut abgebildet werden konnte. In dieser Körperhaltung wurden die Marker an den resultierenden Positionen am Körper des Menschmodells befestigt (vgl. Bild 5.20).

Mit dem vorgestellten Modell wurde sodann die inverse Kinematik der aufgenommenen Ruderbewegung durchgeführt. Die resultierende Bewegung wurde Tiefpass gefiltert (vgl. Kapitel 5.2.1.2).

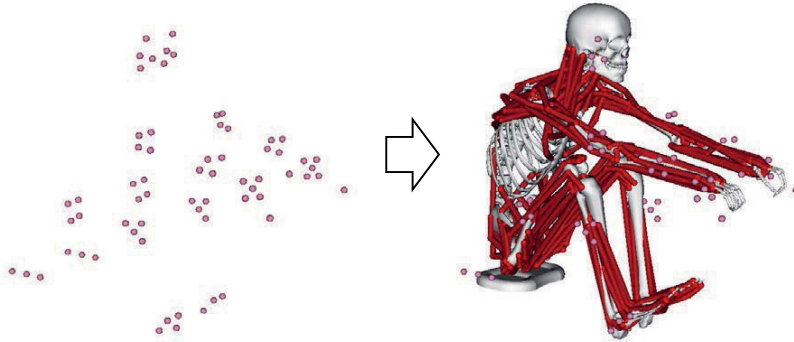


Bild 5.20: Virtuelle Markerwolke (links) und markerbehaftetes nutzerindividuelles Menschmodell für die inverse Kinematik der Ruderbewegung (rechts)

5.3.1.3 Muskuloskelettale Simulation

Auch für die muskuloskelettale Simulation der aufgezeichneten Ruderbewegung wurden dem Menschmodell Drehmomentreserven an den inneren Freiheitsgraden mit sehr geringer Stärke hinzugefügt. Zur realitätsgetreuen Abbildung der Nutzer-Produkt-Interaktion mit dem Ruderergometer bedarf es einiger zusätzlicher virtueller Kräfte und Drehmomente (vgl. Bild 5.21).

Diese Aktuatoren weisen, im Gegensatz zur Drehmomentreserve an den Gelenken, eine hohe Stärke auf, um deren Einsatz zu begünstigen. Ein Punkt-zu-Punkt Aktuator wurde eingesetzt, um die kinematische Punkt-zu-Punkt Zwangsbedingung zwischen den Händen zu ersetzen, die bei der inversen Kinematik zum Einsatz kam. Dieser Aktuator bildet die Kopplung der beiden Hände über den Rudergriff ab. Weiterhin werden die Zwangsbedingungen zwischen Gesäß (Sitzbeinhöcker) und Rollsitze mit vertikal abstützenden virtuellen Kräften ersetzt. Ferner wurde eine leichte seitliche Abstützung im Sinne einer seitlichen Reibkraft, die am realen Rudersitz auftreten kann, ins Modell integriert.

Weitere Kräfte in alle drei Raumrichtungen ermöglichen dem Menschmodell ein Abstoßen des Körpers von und Heranziehen an das in Realität vorhandene Stembrett des Ruderergometers. Weitere Drehmomentaktuatoren stützen die Füße rotatorisch ab. Lediglich die Rotation um die z-Achse wird nicht unterstützt.

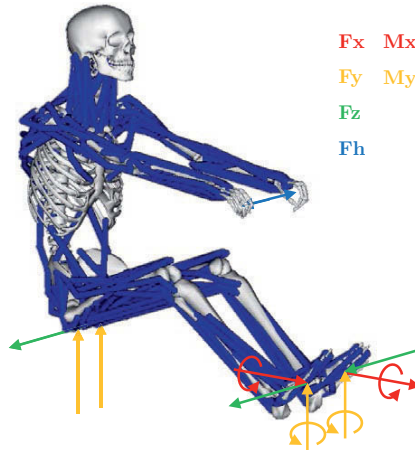


Bild 5.21: Individualisiertes Modell mit zusätzlichen Aktuatoren zur dynamischen Abbildung der Nutzer-Produkt-Interaktion auf dem Ruderergometer

Mit diesem Modell und der Bewegung aus der inversen Kinematik konnte die Ruderbewegung erfolgreich mittels statischer Optimierung simuliert werden. Bei der Simulation wurde jeweils die Hälfte der gemessenen Interaktionskraft direkt auf die Hände aufgebracht. Auch bei diesem Beispiel konnte das individualisierte Menschmodell die Interaktion aus eigener Kraft ausführen. Bild 5.22 zeigt den Vortrieb erzeugenden Teil der simulierten Ruderbewegung.

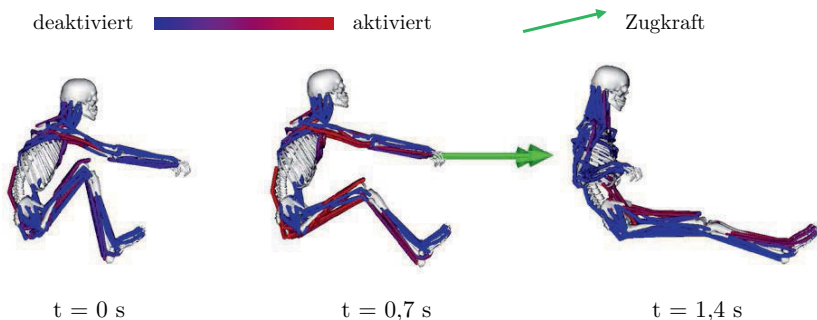
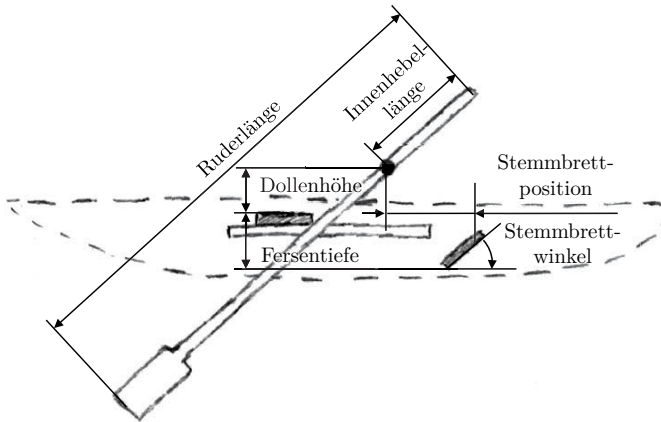


Bild 5.22: Muskelaktivität und erzeugte Zugkraft an den Händen beim Zug von der vorderen Auslageposition (links) bis zur hinteren Bewegungskehr (rechts)

Die Simulationsergebnisse dienen in Kapitel 5.3.4 dem Vergleich mit den Ergebnissen der nutzergruppenspezifischen Rudersimulation und empirischen Erfahrungen.

5.3.2 Parametrisches Ruderbootmodell

Auch für die nutzergruppenspezifische Rudersimulation und Optimierung der Produktgeometrie für die virtuellen Nutzer der erzeugten Nutzergruppe wird ein parametrisches Produktmodell benötigt. Bild 5.23 zeigt die wesentlichen Parameter eines Ruderboots.



Nicht gezeigt: Dollenabstand, Überlappung

Bild 5.23: Durch den Produktentwickler wählbare Merkmale eines Ruderboots (Skiff) [84]

Im Gegensatz zum Fahrradbeispiel wurde das virtuelle Ruderbootmodell in Form einer CAD-Geometrie entworfen. Dieses Modell wurde im Vorfeld bereits für die synthetische Erzeugung von Ruderbewegungen in Verbindung mit parametrischen Simulationen verwendet [84]. Analog zur Radfahrstudie wurde auch das Ruderbootmodell fest im Raum verankert. Kleinere Unterschiede bzgl. der Nutzer-Produkt-Interaktion zwischen feststehendem und sich translatorisch bewegendem Ruderboot wurden in der vorliegenden Arbeit vernachlässigt. Dieses Vorgehen ist vertretbar, da sich die Unterschiede in einem geringen Rahmen bewegen [193; 194].

Die Ruder (Skulls) werden an der Dollenposition gelenkig im Raum angebracht. Das Stemmbrett wird fest im Raum verankert. Der Rollsitz ist in x-Richtung beweglich. Als veränderliche Parameter wurden die Dollenhöhe, die Stemmbrethöhe, die Stemmbrettposition in Bootslängsrichtung, der Dollenabstand und die Überlappung gewählt (vgl. Bild 5.24).

Mit dem Dollenabstand und der Überlappung (bei horizontalen Skulls) wird indirekt über folgende Beziehung auch die Innenhebellänge festgelegt:

$$\text{Innenhebellänge} = \frac{\text{Dollenabstand} + \text{Überlappung}}{2} \quad (5.17)$$

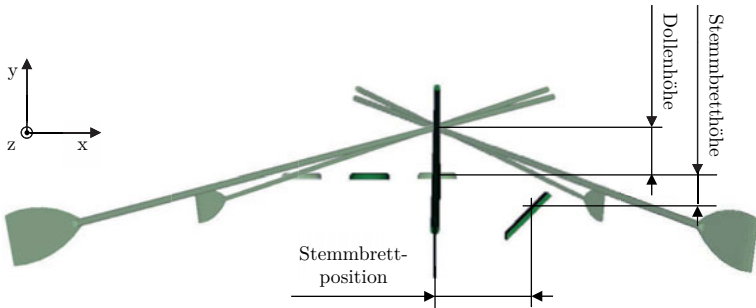
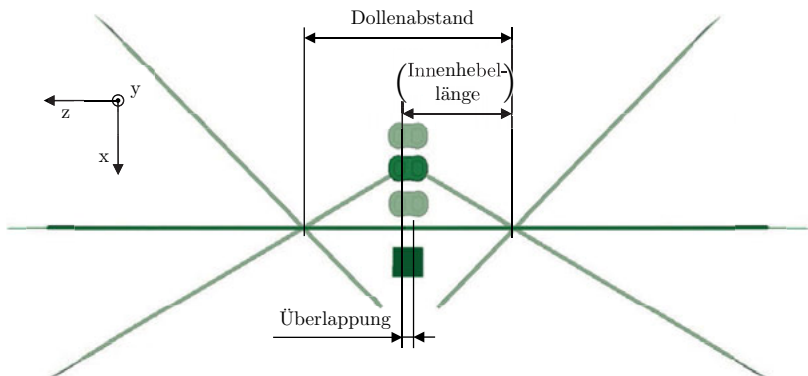
SeitenansichtDraufsicht

Bild 5.24: Geometrie des virtuellen parametrischen Rudersmodells mit den in der nutzergruppenspezifischen Simulation verwendeten Variationsparametern

5.3.3 Nutzergruppenspezifische Simulation

Der Durchlauf der nutzergruppenspezifischen Rudersimulation und Geometrieoptimierung folgt der in Kapitel 3 vorgestellten Vorgehensweise.

5.3.3.1 Erzeugung der Ruderbewegungen

Zur Automatisierung wurde, wie auch bei der ersten Simulationsstudie, eine Simulationsvorlage (vgl. Bild 5.25) zur Abbildung der Nutzer-Produkt-Interaktion erstellt.

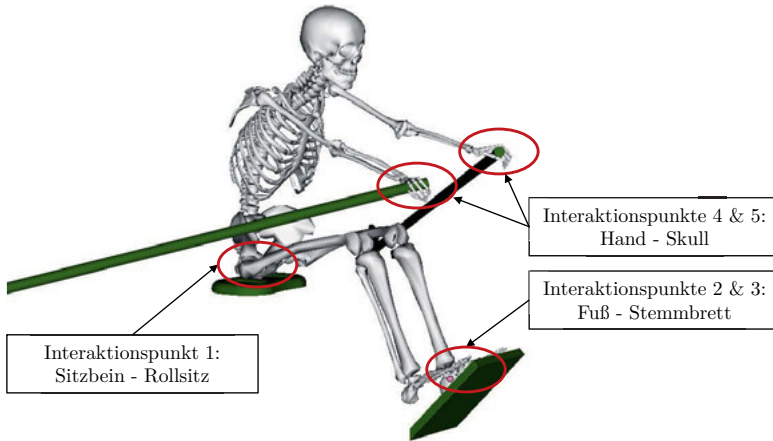


Bild 5.25: Simulationsvorlage zur Beschreibung der Benutzungsschnittstellen zwischen virtuellem Nutzer und parametrischem Ruderbootmodell

Die Hände wurden hierbei über drei Punkt-zu-Punkt Verbindungen starr mit den Skulls verbunden. Die Sitzbeinhöcker wurden mit zwei Punkt-zu-Punkt Verbindungen am Rollstuhl befestigt, so dass nur noch eine Rotation um die Frontalachse (z-Achse) ermöglicht wird. Die Füße sind ebenfalls über zwei Punkt-zu-Punkt Zwangsbedingungen am Stembrett befestigt und können relativ zum Stembrett um die Frontalachse rotieren.

Auch hier wurde im Sinne einer explorativen Studie vorgegangen. Folgende Parameterbereiche wurden für die vorliegende Simulationsstudie festgelegt:

- Dollenhöhe: 0,0 m – 0,5 m
- Stembrettposition: 0,2 m – 1,0 m
- Dollenabstand: 1,0 m – 2,5 m
- Überlappung: -0,2 m – 0,5 m
- Stembretthöhe: 0,0 m – 0,5 m

Die Erzeugung der Ruderbewegungen für die einzelnen Nutzer macht sich die aufgezeichnete Bewegung aus der nutzerindividuellen Simulation zunutze. Auch wenn eine rein kinematische Bewegungssynthese ohne Bewegungsaufzeichnung bereits in [84] vorgestellt wurde, so hat sich dennoch herausgestellt, dass die Bewegungserzeugung mittels einer Referenzbewegung für große Stichproben robuster eingesetzt werden kann. Eine solche Referenzbewegung könnte in einer Bewegungsbibliothek hinterlegt sein.

Die Bewegungserzeugung erfolgt im Prinzip wie beim Radfahren rein kinematisch. Im Unterschied wird hier nicht die Bewegung von außen auf das Menschmodell aufgeprägt, sondern durch Vorgabe innerer Gelenkwinkel. Somit sind nicht die Bewegungen der Produktkomponenten die Vorgabe, sondern das Resultat.

Für die Erzeugung der Ruderbewegungen der Menschmodelle werden für jeden einzelnen Zeitschritt die Gelenkwinkel aus der inversen Kinematik der nutzerindividuellen Simulation auf das entsprechende, durch die Interaktions-Randbedingungen eingeschränkte Menschmodell aufgeprägt. Da zu erwarten war, dass auch in diesem Fall die Vorgabewerte nicht eingehalten werden können, wurde versucht möglichst gut die Vorgaben zu erfüllen unter strikter Einhaltung dieser kinematischen Zwangsbedingungen.

Auf diese Weise wird es sogar möglich mit Hilfe der Messung am Ruderergometer Ruderbewegungen an einem Ruderboot nachzustellen, obwohl sich die Armkinematik bei der Ruderbewegung auf dem Ruderboot deutlich von der Armkinematik auf dem Ergometer unterscheidet. Auf dem Ruderboot beschreiben die Hände Kreisbahnen um die Dollen, anstelle der geradlinigen Bewegung auf dem Rudergerät. Die Charakteristik der Ruderbewegung bleibt dabei trotzdem erhalten.

Die Einstellung des Kopfstreckwinkels erfolgte äquivalent zum Radfahren (vgl. Formel 5.12). Auch hier wurde der Blick um 10° von der horizontalen Sagittalachse nach unten gerichtet.

Für die kinematische Bewegungserzeugung der Ruderbewegungen wurden folgende Gelenkwinkelverläufe aus der aufgezeichneten Bewegung herangezogen:

- Hüftrotation um Frontalachse
- Hüftabduktion/-adduktion
- Kniebeugung/-streckung
- Dorsal-/Plantarflexion
- Wirbelsäulenbeugung/-streckung
- Schulteranteversion/-retroversion
- Ellenbogenbeugung/-streckung

Neben den genannten Randbedingungen wurden folgende Annahmen getroffen:

- Neigung des rechten Skulls um $11,5^\circ$ um Bootslängsachse nach unten
- Neigung des linken Skulls um $12,6^\circ$ um Bootslängsachse nach unten
- Keine Rotation der Skulls um Längsachse
- Keine laterale Wirbelsäulenbeugung
- Keine Wirbelsäulenrotation

5.3.3.2 Simulation der Nutzer-Produkt-Konfigurationen

Für die erfolgreiche kinematische Erzeugung der Ruderbewegungen wurden folgende Kriterien zusätzlich zur Einhaltung der Beweglichkeitsgrenzen festgesetzt:

- Überstrichener Ruderwinkel der beiden Skulls zwischen 60° und 90°
- Winkelstellung der Skulls um die Hochachse (y-Achse) für die gesamte Bewegung zwischen -75° und 75°
- Keine Überstreckung der Wirbelsäule

Wurde eines dieser Kriterien verletzt, wurde die Bewegung als ungültig deklariert und versucht eine Bewegung für eine andere zufällig gewählte Produktausprägung zu erzeugen. Unter Einhaltung dieser Bedingungen konnte schließlich für jedes der 1.000 Modelle eine prinzipiell kinematisch ausführbare Bewegung erstellt werden.

Bild 5.26 fasst die Ergebnisse der Bewegungssynthesephase zusammen. Es hat sich gezeigt, dass eine sehr große Bandbreite an Nutzer-Produkt-Konfigurationen kinematisch möglich ist. Ferner ist erkennbar, dass sich größere Dollenhöhen und Dollenabstände negativ auf die kinematische Bewegungsausführbarkeit auswirken.

Bevor die kinematisch möglichen Nutzer-Produkt-Interaktionen mittels statischer Optimierung muskuloskelettal simuliert werden konnten, wurden die kinematischen Zwangsbedingungen, welche für die Bewegungserzeugung benötigt wurden, mit der kinetischen Kopplung aus Kapitel 3.6.1 substituiert. Die Koppelbedingungen ähneln dabei denen aus der nutzergruppenspezifischen Radfahrsimulation. Simuliert wurde ausschließlich die vortriebserzeugende Hälfte des Ruderzyklus von der vorderen Auslage bis hin zur hinteren Umkehrposition.

Für die inversdynamischen Rudersimulationen unter statischer Optimierung wurde die für die nutzerindividuellen Simulation aufgezeichnete Kraftkurve als äußere Kraft herangezogen (vgl. Bild 5.19). Der Verlauf wurde auf eine Maximalkraft von 40 N pro Hand herunterskaliert. Der vergleichsweise niedrige Wert wurde gewählt, um für einen großen Anteil der erzeugten Nutzerpopulation die Interaktion zu ermöglichen. Die Kraft sollte allerdings auch nicht zu gering gewählt werden, da anderenfalls kein sinnvolles Vorankommen in einem Ruderboot gewährleistet wäre.

Da die Skulls in der Dolle rotatorisch gelagert sind, wurde im Gegensatz zur rein translatorischen Bewegung des Handgriffs beim Ruderergometer die Kraft während dieser Simulationen immer senkrecht zu den Skulls auf die Hände aufgebracht. Die Kraftrichtung rotiert somit mit den Skulls mit.

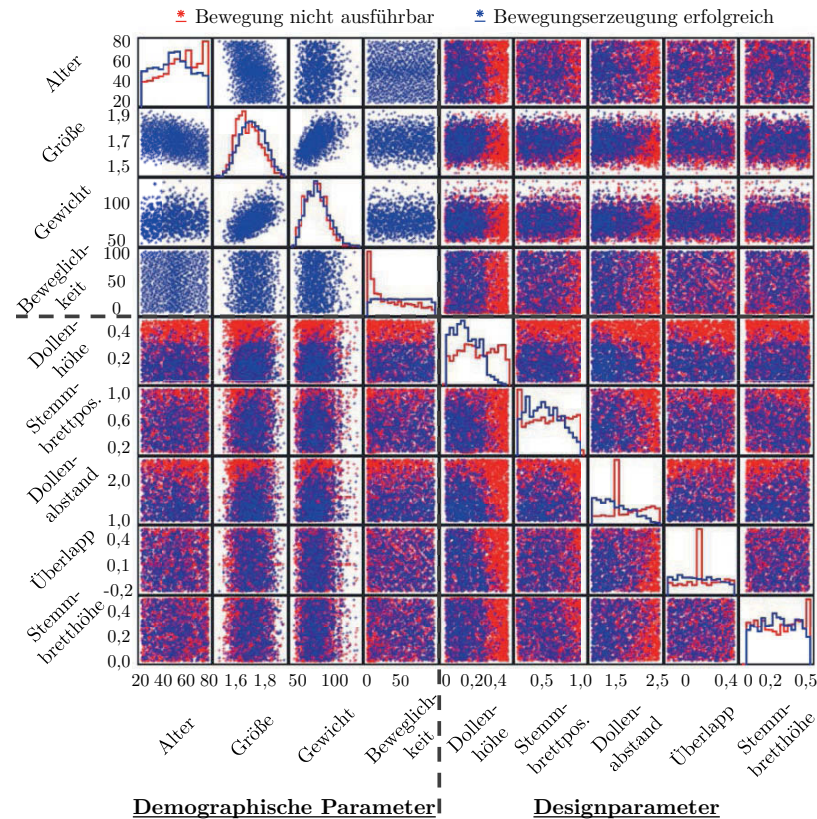


Bild 5.26: Ergebnisse der Bewegungsausführbarkeit der Ruderbewegung für die untersuchten Nutzer-Produkt-Konfigurationen (n = 3.682)

5.3.3.3 Metamodellierung und Optimierung der Produktparameter

Analog zur Radfahrstudie wurden die Simulationsergebnisse herangezogen, um Metamodelle für die kinematische Bewegungsausführbarkeit und den um die erzeugte Arbeit korrigierten Kraftbedarf der Nutzer-Produkt-Interaktion der Ruderbewegung erstellt. Die Metamodelle bilden wiederum die Basis für die Optimierung der Ruderbootgeometrie. Für die Beweglichkeit wurde hier eine neundimensionale Regression vierten Grades (angepasstes $R^2 = 0,59$) durchgeführt, für den Nettokraftbedarf eine elfdimensionale quadratische Regression (angepasstes $R^2 = 0,95$).

Beim Rudern unterscheidet sich die verrichtete Arbeit $W_{Produkt}$ je nach Nutzer-Produkt-Konfiguration abhängig vom sich ergebenden überstrichenen Ruderwinkel der Skulls Φ_{Ruder} , deren Verlauf und dem erzeugten Drehmoment am Ruder M_{Ruder} .

Für die verrichtete Arbeit wird deshalb folgende Beziehung in Gleichung 3.14 des Nettokraftbedarfs berücksichtigt:

$$\begin{aligned}
 W_{\text{Produkt}} = & \int M_{\text{Ruder, rechts}}(\Phi_{\text{Ruder, rechts}}) d\Phi_{\text{Ruder, rechts}} \\
 & + \int M_{\text{Ruder, links}}(\Phi_{\text{Ruder, links}}) d\Phi_{\text{Ruder, links}} \quad (5.18)
 \end{aligned}$$

Bei der Optimierung wird damit ein Kompromiss zwischen der Reduzierung des durchschnittlichen Muskelkraftbedarfs und der Maximierung der an den Rudern verrichteten Arbeit erreicht.

Die optimalen Produktparameter für jedes Menschmodell der virtuellen Population wurden schließlich mithilfe des folgenden Optimierungsproblems berechnet:

$$P_{\text{Produkt, opt}} = \arg \min \begin{cases} K_{\text{Reg}} + ((1 - B_{\text{Reg}}) \cdot 100)^2 & \text{für } B_{\text{Reg}} < 1 \\ K_{\text{Reg}} & \text{für } B_{\text{Reg}} \geq 1 \end{cases} \quad (5.19)$$

Um die Anzahl nutzerspezifisch einzustellender Parameter für die Produktentwicklung gering zu halten, wurden für die Optimierung nur die drei Produktparameter mit der höchsten Signifikanz (niedrigster p-Wert) als variierbar gewählt. Dies waren die Dollenhöhe, die Stembrettposition und die Stembrethöhe. Die zugehörigen Regressionsparameter waren höchst signifikant ($p < 0,001$). Der Dollenabstand und der Überlapp zeigten nur geringe Effekte auf den um die Arbeit korrigierten durchschnittlichen Kraftbedarf, auch wenn der Effekt des Dollenabstands trotzdem signifikant war. Aus diesem Grund wurde der Dollenabstand für die Geometrieoptimierung auf 1,6 m und die Überlappung der Skullenden in horizontaler Stellung auf 0,1 m festgesetzt. Für diese Werte war wiederum ein Kompromiss zwischen Ausführbarkeit und Nettokraftbedarf erkennbar.

Die Einschränkung auf drei Variationsparameter ist vertretbar, da Ziel der vorliegenden Arbeit die Optimierung der Produktparameter für eine möglichst große Anzahl an Personen war. Wäre das Ziel hingegen ein Produkt für ein einzelnes Individuum zu optimieren, sollten weitere Parameter herangezogen werden. Dies ist beispielsweise bei Spitzensportlern sinnvoll, da bei diesen selbst kleinste Unterschiede über deren Konkurrenzfähigkeit entscheiden.

Es wurde versucht, für jedes Modell eine nach den genannten Kriterien optimale Produktgeometrie zu finden. Falls sich die Interaktion in dieser Konfiguration als kinematisch nicht durchführbar herausstellte, wurde diese Nutzer-Produkt-Konfiguration als nicht möglich deklariert. Nachdem versucht wurde für jedes Modell eine geeignete Konfiguration zu finden, wurde das Regressionsmodell für die Beweglichkeit unter Hinzunahme der neuen Erkenntnisse erneut berechnet. Diese Vorgehensweise wurde mehrfach wiederholt, um für möglichst alle Menschmodelle

der virtuellen Nutzergruppe eine kinematisch ausführbare Ruderbewegung zu erzeugen. Als Resultat dieser Verfeinerung stieg das angepasste Bestimmtheitsmaß für die kinematische Bewegungsausführbarkeit auf 0,68 an.

Unter Einhaltung der in Kapitel 5.3.3.1 und 5.3.3.2 genannten Bedingungen konnte schließlich für 882 der 1.000 Modelle die Geometrie des Ruderboots optimiert werden, so dass die resultierende Interaktion kinematisch ausführbar war. Bei den übrigen Modellen lag zumeist eine Kombination von niedrigem Beweglichkeitsperzentil, höherem Alter und geringerer Körpergröße vor. Von den 882 Modellen konnten 197 die Ruderbewegung allerdings nicht aus eigener Muskelkraft durchführen. Folgendes Bild zeigt die Parameter der 685 durchführbaren Nutzer-Produkt-Interaktionen für die virtuelle Nutzergruppe.

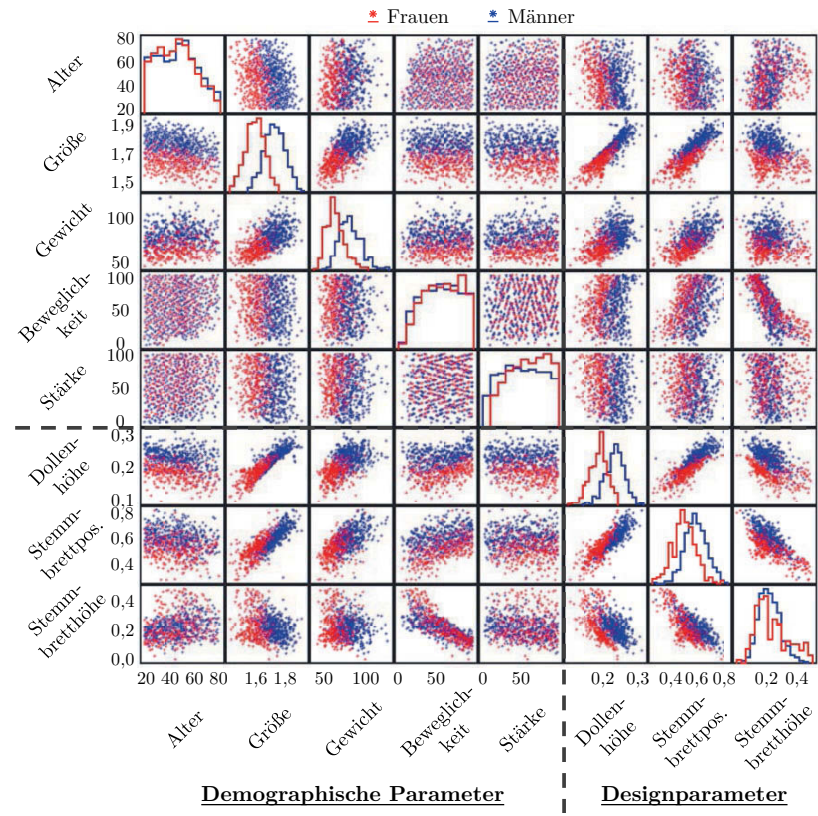


Bild 5.27: Zusammenhänge zwischen den demographischen und den Designparametern der optimierten Nutzer-Produkt-Konfigurationen

Erkennbar ist vor allem in den univariaten Alters-, Beweglichkeits- und Stärkeverteilungen, dass mit zunehmendem Alter und mit geringerer Beweglichkeit und Stärke die geforderte Interaktion nicht ausgeführt werden konnte. In den besagten Bereichen fallen die Histogramme stark ab. Außerdem ist ein leicht gegenläufiger Zusammenhang zwischen Stärkeperzentil und der Dollenhöhe sowie der Stembretthöhe erkennbar. Ein klarer Einfluss der Beweglichkeit auf die Stembretthöhe scheint ebenfalls vorhanden zu sein. Die Dollenhöhe und die Stembrettposition korrelieren wie erwartet stark mit der Körpergröße.

Bild 5.28 stellt den Nettokraftbedarf für die aus eigener Kraft ausführbaren Nutzer-Produkt-Konfigurationen dar.

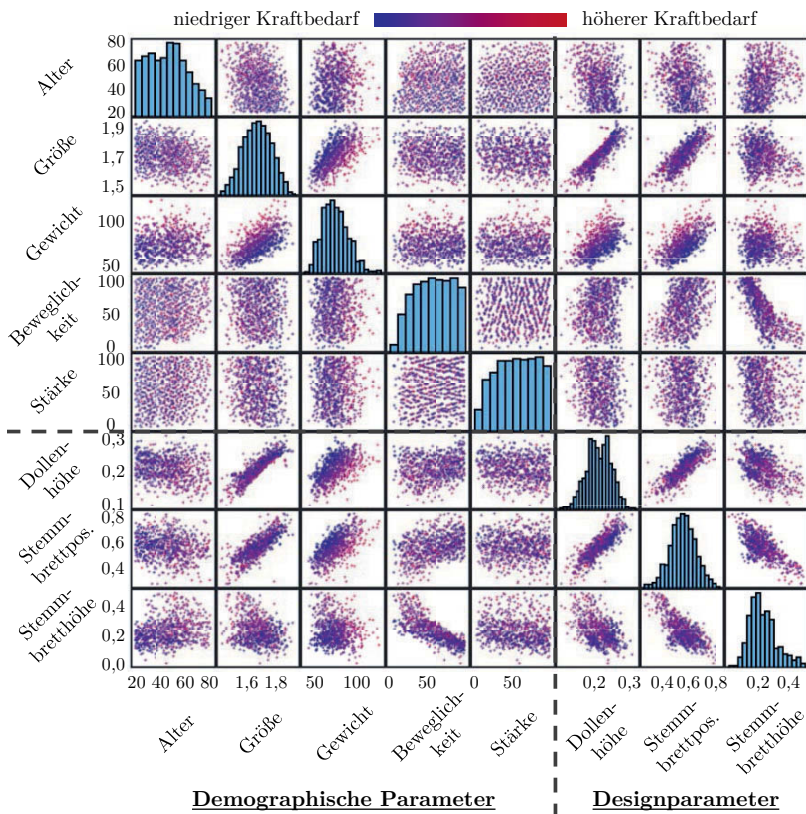


Bild 5.28: Nettokraftbedarf in Abhängigkeit der demographischen und der Designparameter für die optimierten Nutzer-Produkt-Konfigurationen

Interessant ist die Progression des Nettokraftbedarfs mit steigendem Körpergewicht. Zur Bewegung höherer Körpermassen werden scheinbar auch höhere Kräfte benötigt. Allerdings fällt der um die Arbeit korrigierte durchschnittliche Kraftbedarf mit steigender Körpergröße. Grund hierfür ist der mit der Körpergröße zunehmende überstrichene Winkel der Skulls, welcher stark mit der erzeugten Ruderarbeit zusammenhängt. Die Stärke der Modelle weist einen leicht inversen Zusammenhang mit allen drei Designparametern auf. In Bild 5.29 sind zwei exemplarische optimierte Nutzer-Produkt-Konfigurationen zu sehen.

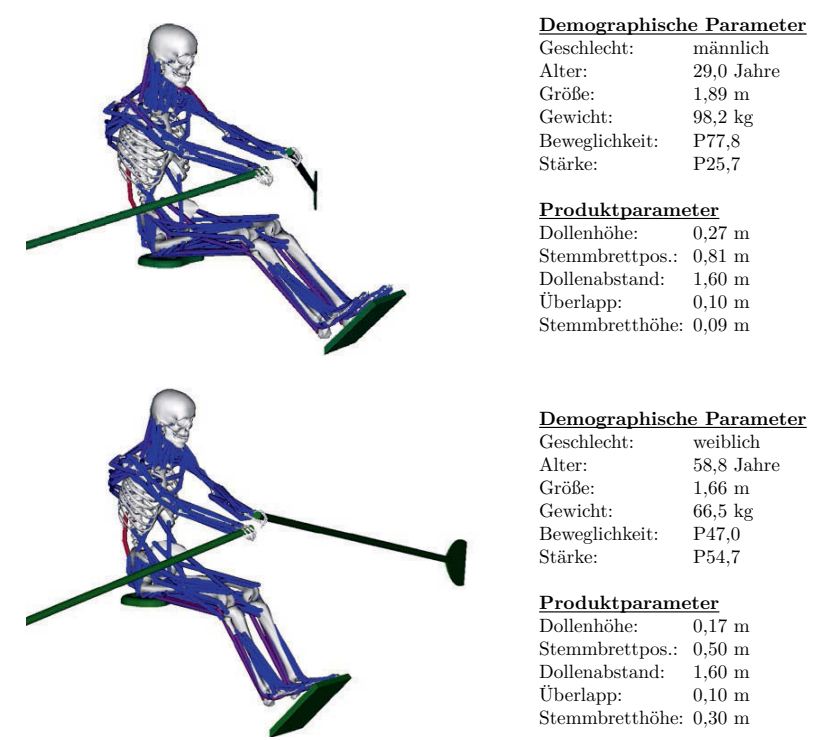


Bild 5.29: Ausgewählte optimierte Nutzer-Produkt-Konfigurationen der nutzergruppenspezifischen Ruderstudie

5.3.4 Evaluation und Interpretation der Simulationsergebnisse

Für Evaluationszwecke wurden auch bei dieser Simulationsstudie die Ergebnisse der nutzerindividuellen Simulation und der nutzergruppenspezifischen Optimierung mit Literaturdaten verglichen (vgl. Bild 5.30 für exemplarische Muskeln des Unterkörpers und Bild 5.31 für Muskeln des Rumpfs und des Oberkörpers).

Die Kurven, die die Muskelaktivitäten für die optimierten Nutzer-Produkt-Konfigurationen zusammenfassen, enden bei der Hälfte des Ruderzyklus, da sich die zugrunde liegenden Simulationen nur auf den Vortrieb erzeugenden Bereich von der vorderen Auslage bis hin zur hinteren Umkehr beschränken.

Die herangezogenen empirischen EMG-Verläufe [195] wurden beim Ergometerrudern gemessen. Die absoluten Aktivitätshöhen wurden in der Veröffentlichung nicht ausgewiesen, weshalb nur die Kurvenverläufe miteinander verglichen werden können. Allerdings waren auch hier die zugrunde gelegten Messbedingungen und Probanden nicht identisch.

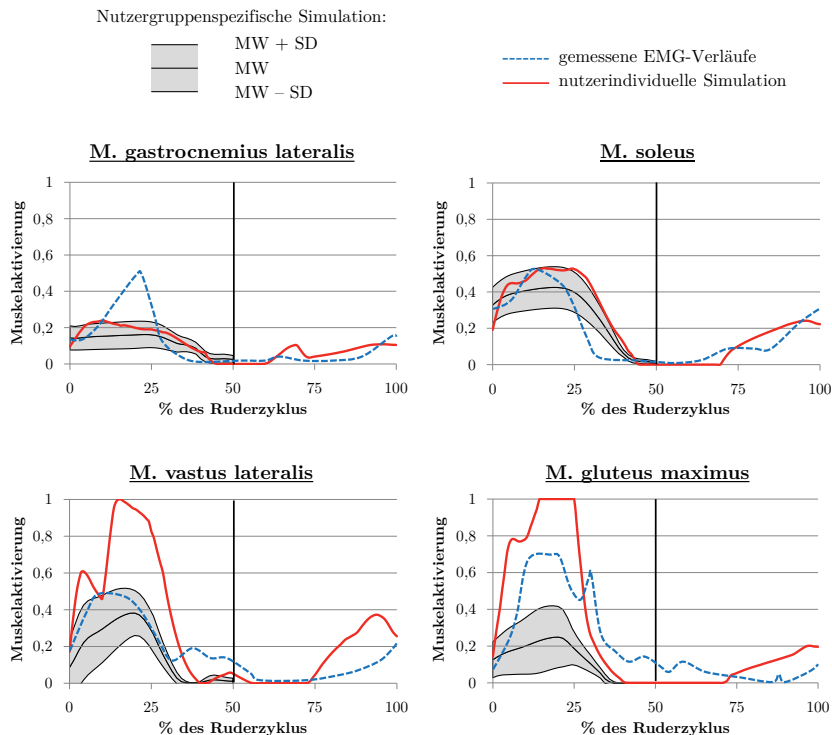


Bild 5.30: Vergleich der Muskelaktivitäten aus der nutzerindividuellen Simulation, der nutzergruppenspezifischen Simulation und gemessener EMG-Verläufe [195] für vier exemplarische Unterkörpermuskeln

Im Falle der Unterkörpermuskeln und des Rückenstreckers (*M. erector spinae*) stimmen die Kurvenverläufe relativ gut überein. Die Aktivitätszeiträume ähneln sich stark.

Die Aktivierungen der Muskulatur des Oberkörpers zeigen gemischte Ergebnisse. Die Verläufe für den M. erector spinae stimmen vom Verlauf her gut überein. In der nutzergruppenspezifischen Simulation muss der Rückenstrecker allerdings wesentlich stärker aktiviert werden als die übrige Muskulatur, trotz der geringen geforderten Ruderkraft. Die Kurvenformen der Aktivität des M. latissimus dorsi und des M. triceps caput laterale der nutzerindividuellen Simulation passen sehr gut mit den empirischen Daten zusammen, allerdings ist eine leichte Verschiebung im Aktivierungszeitbereich erkennbar. Beim M. triceps caput longum sind die Aktivitätszeitbereiche identisch, allerdings muss die Kraftreserve dieses Muskels in der nutzerindividuellen Simulation voll ausgeschöpft werden. Auffällig ist, dass in der nutzergruppenspezifischen Simulation die Muskeln der oberen Extremitäten nur sehr wenig aktiviert werden müssen, um den Menschmodellen die geforderte Interaktion zu ermöglichen (vgl. Bild 5.31).

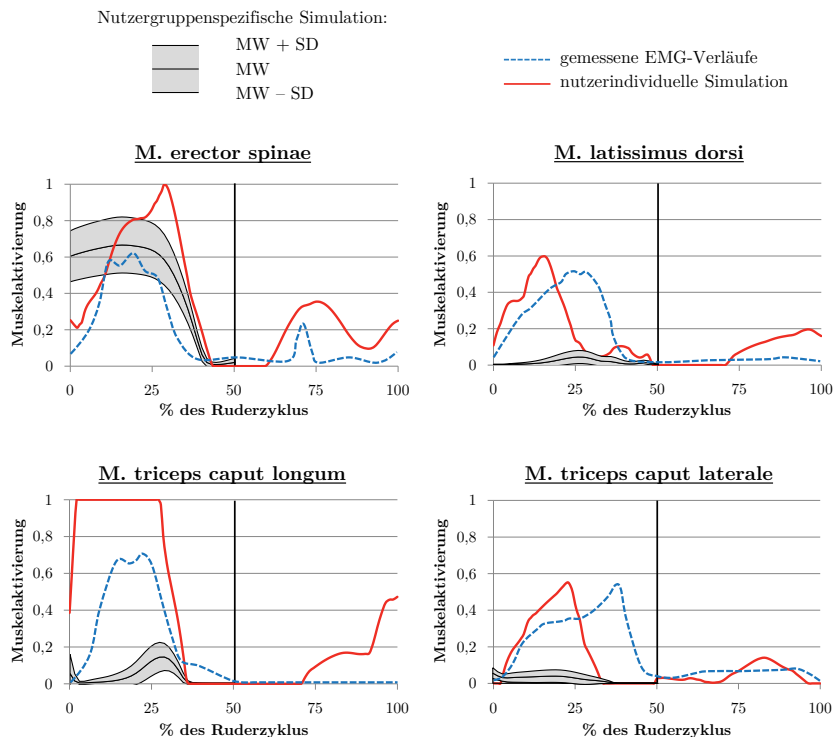


Bild 5.31: Vergleich der Muskelaktivitäten aus der nutzerindividuellen Simulation, der nutzergruppenspezifischen Simulation und gemessener EMG-Verläufe [195] für ausgewählte Rumpf-/Oberkörpermuskeln

Zusätzlich zu den dargestellten Muskelaktivitätsverläufen bilden die Verläufe der horizontalen und vertikalen Kräfte am Stemmbrett die empirischen Ergebnisse aus [195; 196] gut ab. An dieser Stelle sei noch einmal erwähnt, dass diese Kräfte in der nutzergruppenspezifischen und der nutzerindividuellen Simulation nicht vorgegeben wurden, sondern sich selbst so einstellten, dass sich die Menschmodelle mit ihren inneren Kräften und den von außen aufgeprägten Krafterandbedingungen im Gleichgewicht befinden. Die Reaktionskräfte zwischen virtuellem Nutzer und Produktmodell sind allerdings in den nutzergruppenspezifischen Simulationen wesentlich geringer als in der nutzerindividuellen Simulationsstudie und den empirischen Vergleichswerten. Dies ist auf die im Vergleich deutlich geringere geforderte Ruderkraft zurückzuführen.

Die beiden Anwendungsbeispiele zeigen die zielführende und ressourceneffiziente Anwendbarkeit und den Nutzen der in der vorliegenden Forschungsarbeit erarbeiteten Vorgehensweise für die nutzergruppenspezifische virtuelle Produktentwicklung. In beiden Simulationsstudien konnten die Produktparameter für einen großen Teil der betrachteten Nutzergruppe optimiert werden.

6 Diskussion

In diesem Kapitel werden die wichtigsten in der vorliegenden Arbeit erreichten Arbeitsergebnisse zusammengefasst sowie deren Implikationen für die Produktentwicklung und die damit einhergehenden Limitationen erörtert.

6.1 Ergebnisse der Forschungsarbeit

In dieser Arbeit wurde erfolgreich eine konsistente Gruppe muskuloskelettaler Modelle basierend auf empirischen Populationsdaten für die Anwendung in der nutzergruppenspezifischen Produkt- und Prozessentwicklung erstellt. Berücksichtigt wurden die Modellierungsdomänen Geschlecht, Alter, Körpergröße, Körpergewicht (über BMI), Stärke und Beweglichkeit. Dabei diente der beschriebene Konzeptionsprozess muskuloskelettaler Menschmodelle zur Berechnung der für die Modellierung notwendigen demographischen Nutzerparameter auf Basis der eigens dazu aufgebauten Populationsdatenbank. Auf diesen Daten basiert schließlich die Anpassung der generischen Ganzkörpermodelle. Der entwickelte Algorithmus zur Stärkeanpassung dient der Skalierung der generischen Muskelkräfte zur Anpassung der Menschmodelle an vorgegebene Zielgelenkmomente. Der erste Validierungsversuch anhand eines Aktionskrafttests, der mit jedem Modell der erzeugten Nutzergruppe durchgeführt wurde, führte zu vielversprechenden Ergebnissen.

Darüber hinaus wurde auf leicht angepasste Weise ein nutzerindividuelles Modell eines zur Verfügung stehenden Probanden erstellt. Der Prozess zur Modellerzeugung wurde dazu so verändert, dass über die entsprechende Person vorliegende Parameter herangezogen werden können. Nicht verfügbare Informationen wurden auf dieser Basis mit Hilfe der erstellten Populationsdatenbank abgeschätzt. Die Ergebnisse der damit durchgeführten nutzerindividuellen Simulationen bildeten die im Rahmen der Vergleichsmöglichkeiten vorliegenden empirischen Erfahrungen sehr gut ab. Diese Tatsache unterstreicht die Stärken der in dieser Arbeit beschriebenen Vorgehensweise zur Erzeugung virtueller Nutzergruppen, da die Prozesse zu deren Erzeugung sehr ähnlich sind.

Darauf aufbauend wurde eine Vorgehensweise zur nutzergruppenspezifischen virtuellen Produktentwicklung vorgeschlagen, welche die genannte Nutzergruppenerzeugung beinhaltet und mittels statistischer Versuchsplanung in der Lage ist zufällige Nutzer-Produkt-Konfigurationen zu erzeugen. Dabei werden die in der Populationsdatenbank hinterlegten Verteilungen über die erzeugte virtuelle Nutzer-

population hinweg stets korrekt abgebildet. Kinematische Kopplungen bilden die Interaktion zwischen Nutzer- und Produktmodell ab, wodurch eine rein kinematische Bewegungserzeugung ermöglicht wird. Für die inversdynamische muskuloskelettale Simulation unter statischer Optimierung werden diese kinematischen Zwangsbedingungen mithilfe der vorgestellten Methode durch kinetische, dynamische Kopplungen ersetzt, welche in der Lage sind die zwischen virtuellem Nutzer und Produkt auftretenden Interaktionskräfte und -momente darzustellen.

Das dabei verwendete parametrische Produktmodell, das mittels der Parameter aus der statistischen Versuchsplanung für die entsprechende Nutzer-Produkt-Konfiguration eingestellt wird, enthält Informationen über die Kinematik des Produkts sowie Lage und Orientierung der Interaktionspunkte zueinander.

Die Ergebnisse aus der Bewegungserzeugung stellen im ersten Schritt gleichzeitig eine kinematische Ausführbarkeitssimulation dar. Hierbei wird festgestellt, welche Nutzer-Produkt-Konfigurationen die geforderte Interaktion kinematisch ermöglichen und welche nicht. Die anschließende inversdynamische Simulation der kinematisch erzeugten Interaktionen gibt Aufschluss über die auftretenden Muskelkräfte und Muskelaktivitäten bei der entsprechenden Bewegung unter Einbezug der geforderten externen Interaktionskräfte.

Die in diesen Simulationen gesammelten Informationen ermöglichen wiederum die Erstellung von Regressionsmodellen, einerseits für die Ausführbarkeit, andererseits für den Nettokraftbedarf der Interaktion in Abhängigkeit der demographischen Nutzer- und der Produktparameter. Mittels dieser Metamodelle können für jedes der virtuellen Individuen in der herangezogenen Nutzergruppe die Designparameter des Produktmodells so optimiert werden, dass der Nettokraftbedarf der Interaktion möglichst minimal wird und diese gleichzeitig kinematisch ausführbar ist. Diese Vorgehensweise gibt über die gesamte virtuelle Nutzergruppe hinweg Aufschluss über die optimalen Produktparameter.

Die vorgestellte Methode konnte durch Erstellung generischer Simulationsvorlagen automatisiert werden. Eine solche Vorlage enthält die für die Simulation notwendigen Informationen für eine generische Nutzer-Produkt-Konfiguration des zu betrachtenden Anwendungsfalls. Diese Informationen werden zur Erstellung der einzelnen Interaktionen auf die verschiedenen Nutzer-Produkt-Konfigurationen übertragen und die entsprechenden Simulationen automatisiert für die gesamte Nutzergruppe durchgeführt.

Nutzen und Anwendbarkeit der vorgestellten Verfahren wurde mittels zweier Simulationsstudien veranschaulicht. Für die beiden Anwendungsbeispiele Radfahren und Rudern konnten die Geometrieparameter des Fahrrads sowie des Ruderboots für einen Großteil der Nutzergruppe optimiert werden.

An dieser Stelle sei noch einmal auf die für die Produktentwicklung relevanten Produktkonfigurationen hingewiesen. Die Bilder 6.1 bzw. 6.2 zeigen die für die weitere Produktentwicklung zu beachtenden Produktparameter des Fahrrads respektive des Ruderboots. In den univariaten Diagrammen auf der Diagonale sind dabei die zu betrachtenden Verteilungen der einzelnen Produktparameter für die zugrunde gelegte Nutzergruppe zu finden. Zusätzlich können die gegenseitigen Abhängigkeiten der optimierten Produktparameter aus den bivariaten Streudiagrammen für die Auslegung der Interaktionsbereiche des Produkts herausgelesen werden.

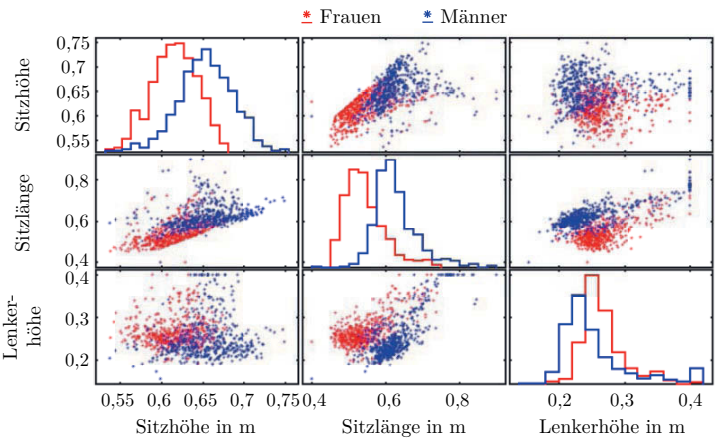


Bild 6.1: Optimierte Produktparameter und deren Abhängigkeiten aus der Fahrradstudie (n = 998)

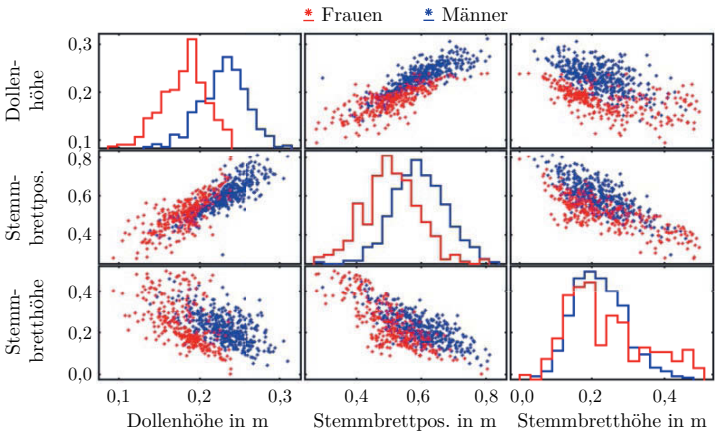


Bild 6.2: Optimierte Produktparameter und deren Abhängigkeiten aus der Ruderstudie (n = 685)

Auffällig ist bei den resultierenden Geometrieparametern der Radfahrstudie vor allem die Korrelation zwischen der Sitzhöhe und der Sitzlänge. Den hier aufgeführten Werten müssen ggf. noch Auf- bzw. Abschläge für Kleidung oder sonstige in der Simulation vernachlässigte Elemente hinzugerechnet werden, die sich auf die Interaktionsbereiche und damit die Designparameter auswirken. Bei der Simulationsstudie des Radfahrens sind das beispielsweise die Sohlendicke der von den Nutzern getragenen Schuhe oder auch der Abstand der Pedalaufstandsfläche von der Pedalachse. Beide Parameter vergrößern den Abstand zwischen der Fußsohle und der Pedalachse. Dabei kommen sehr schnell einige Zentimeter zusammen, die zur berechneten Sitzhöhe hinzugerechnet werden müssen. Bei der Sitzlänge und der Lenkerhöhe ist von keinem großen Einfluss der genannten Aspekte auszugehen.

Beim Anwendungsbeispiel des Ruderns sind die Korrelationen zwischen der Dollenhöhe und der Stembrettposition sowie der Stembrettposition und der Stembrethöhe eindeutig erkennbar. Im Falle der Designparameter des Ruderboots sollte, äquivalent zur Sitzhöhe beim Fahrrad, die Sohlendicke der von den Nutzern getragenen Schuhe berücksichtigt werden. Diese wirkt sich aufgrund des Stembrettwinkels anteilig auf die Stembrettposition und die Stembrethöhe aus.

Die vorgestellte Vorgehensweise ermöglicht die Identifikation von Parameterkombinationen, die das entsprechende Produkt für die betrachtete Nutzergruppe möglichst breit nutzbar macht. Neben der physischen Nutzergerechtigkeit sind allerdings noch weitere Aspekte bei der Entwicklung nutzerzentrierter Produkte und Systeme zu berücksichtigen. Hierzu zählen Aspekte der Psychologie, des Leichtbaus oder auch der Fertigung. Diese Aspekte müssen bei der Ausdetaillierung des Grobkonzepts zum endgültigen Produkt einbezogen werden. Hierbei können wiederum Anforderungskonflikte auftreten, welche innerhalb der übergeordneten Produktentwicklungsmethodik gelöst werden müssen. Die aufgedeckten Zusammenhänge zwischen geometrischen Produktmerkmalen und den demographischen Merkmalen aus den Regressionsmodellen können beispielsweise auch in die eigenschaftsbasierte Produktentwicklung in Form funktionaler Zusammenhänge Einzug finden.

6.2 Implikationen für die Anwendung und weitere Forschung

Aus den vorliegenden Ergebnissen ergeben sich sowohl Implikationen für die Anwendung der hier vorgeschlagenen Vorgehensweise in der nutzerzentrierten Produktentwicklung als auch für die weitere Forschung.

Für die Produktentwicklung wurde eine Methode geschaffen, die es ermöglicht biomechanische Zusammenhänge nicht nur für einzelne Individuen zu berücksichtigen, sondern vielmehr für ganze Nutzergruppen bzw. Populationen. Die erläuterten Verfahren eignen sich zur Anwendung bereits in den frühen Phasen der Produktentwicklung, bei welchen noch keine CAD-Geometrie des zu entwickelnden Produkts

vorliegt. Parametrische Skelettmodelle, welche Lage und Orientierung der Interaktionspunkte zueinander beschreiben, sind hier ausreichend. Bei niedriger Komplexität der zu erwartenden Interaktion zwischen Produkt und Nutzer, wie etwa dem Verstellen eines Hebels, kann auf Observationen am realen Objekt weitgehend verzichtet werden. Solche Interaktionen können rein kinematisch gut nachgebildet werden. Bei komplexeren Bewegungsabläufen, wie etwa dem gezeigten Anwendungsbeispiel des Ruderns, können Bewegungsdaten in Kombination mit Vorgänger- oder auch ähnlichen Produkten aufgenommen und mittels kinematischer Bewegungserzeugung für unterschiedliche Nutzer-Produkt-Konfigurationen herangezogen werden. Bei der Simulationsstudie des Ruderns wurde die Bewegung beispielsweise im Labor anhand eines Ruderergometers aufgezeichnet. Die dabei gewonnenen Bewegungsdaten wurden sodann dazu verwendet, Ruderbewegungen unter Berücksichtigung der davon abweichenden Kinematik eines normalen Ruderboots zu erzeugen und zu simulieren.

Die durch die Methode vorgeschlagenen Merkmalskonfigurationen sind als Empfehlungen für die weitere Ausdetaillierung des entsprechenden Produkts im weiteren Verlauf der Produktentwicklung zu sehen. Wie diese allerdings konkret umgesetzt werden, steht noch nicht fest. Die generierten Daten können auch bei der Entscheidung über die zu verfolgende Produktstrategie (Individualprodukt, anpassbares Massenprodukt, Modularisierung usw.) helfen. Gegebenenfalls sind auch nicht alle in der Simulation berechneten Kombinationen tatsächlich umsetzbar. Es können beispielsweise Einschränkungen aufgrund der zur Verfügung stehenden Fertigungsverfahren, oder auch der für die Nutzung und Haltbarkeit des Produkts zu erreichenden Mindeststeifigkeiten oder Maximalgewichte bestehen. Aspekte des technischen Designs, wie etwa die Ästhetik, können hierbei ebenfalls eine Rolle spielen.

Die sichere Nutzbarkeit und Funktionserfüllung des entwickelten Produkts hinsichtlich der zu berücksichtigenden Nutzeranforderungen sollte im Nachgang stets trotzdem mittels Funktionsprototypen in Verbindung mit realen Nutzern abgesichert werden. Die dargestellte Methode ermöglicht durch Virtualisierung der nutzerzentrierten Produktentwicklung im Sinne des Frontloadings und des Predictive Engineerings jedoch eine Nutzung von Informationen über die Nutzbarkeit eines zu entwickelnden Produkts in Phasen der Produktentwicklung, in denen diese mit den standardmäßigen Nutzertests nicht vorhanden gewesen wären. Im Rahmen der Produktentwicklung sind vor allem die Informationen der Geometrieoptimierungen auf Metamodellebene interessant. Die gezeigten Regressionen ermöglichen die Identifikation der im Hinblick auf die zu untersuchende Interaktion wichtigsten Designparameter. Diese Metamodelle können für die spätere Nutzungsphase auch dafür herangezogen werden, Tabellen, Diagramme oder auch Softwaretools bereitzustellen, um den potenziellen Käufern und Nutzern eine für sie höchstwahrscheinlich gut nutzbare Parameterkonfiguration für das entsprechende Produkt vorzuschlagen.

Für die weitere Forschung ergeben sich darüber hinaus durch die vorliegenden Methodenbausteine vielfältige Nutzungsmöglichkeiten. Beispielsweise kann die Vorgehensweise zur virtuellen Abbildung der Nutzergruppen auf Basis empirischer Daten in leicht abgewandelter Form, wie bereits in Kapitel 4.2 gezeigt, auch für die Erzeugung individualisierter muskuloskelettaler Menschmodelle herangezogen werden. Eine Kombination aus vorliegenden Informationen über den zu modellierenden Probanden in Kombination mit Werten aus der Populationsdatenbank kann hierfür zielführend herangezogen werden. Verwendet werden könnten solche Modelle neben muskuloskelettalen Simulationen nach der Standardvorgehensweise auch im Sinne eines digitalen Zwillings realer Personen, beispielsweise für begleitende Simulationen von Nutzungsprozessen zur direkten Rückmeldung von Verletzungsrisiken im Sport oder bei Arbeitsprozessen. Auch bieten solche Modelle Zukunftspotenziale, wie etwa zur Echtzeitberechnung der Steuersignale von mit dem Menschen in Interaktion stehenden, assistiven Technologien (z. B. Exoskelette), um eine sichere und effiziente Kollaboration zu gewährleisten.

Die übrigen dargestellten Methodenbausteine bieten in Kombination mit verbesserten Bewegungssyntheseverfahren [137; 197] Potenziale zur Interaktionsanalyse und Produktoptimierung innerhalb der für Produktentwickler gewohnten Arbeitsumgebungen. Hierzu zählen beispielsweise die automatisierte Bewegungserzeugung kinematisch gekoppelter Gesamtsysteme aus Nutzern und Produkten oder auch die Ersetzung geometrischer Interaktions-Randbedingungen mit einer dynamischen Kopplung zur Ermöglichung inversdynamischer Simulationen des Gesamtsystems.

6.3 Limitationen und Potenziale zur Weiterentwicklung

Eine der maßgeblichen Limitationen der vorliegenden Vorgehensweise ist das Fehlen geeigneter Bewertungsmodelle, welche die aus muskuloskelettalen Simulationen resultierenden Simulationsergebnisse hinsichtlich dem Auftreten von negativen Folgeeffekten auswerten lässt, wie etwa Kurz- und Langzeitschädigungen der Strukturen des Bewegungsapparates. Hierfür sollten Beanspruchungsgrößen entwickelt werden, die in Form von Hochrechnungen im Sinne von Dosismodellen das Auftreten von Langzeiteffekten oder auch durch Beanspruchungsschwellwerte Kurzeffekte abschätzen können. Solange keine Bewertungsmodelle für solche Szenarien verfügbar sind, beschränkt sich die vorgestellte Vorgehensweise auf die Gewährleistung der Ausführbarkeit bei gleichzeitiger Optimierung der Bewegungseffizienz. Diese Ziele sind vor allem bei Sportbewegungen und repetitiven Arbeitstätigkeiten ausschlaggebend. In diesen Fällen ist neben der bisher vernachlässigten Abschätzung der Folgeeffekte vor allem die Bewegungseffizienz wichtig, damit die entsprechende Bewegung möglichst lange mit möglichst geringer Ermüdung durchgeführt werden kann.

Ferner sind Limitationen in Bezug auf die muskuloskelettale Modellierung der Nutzer aus der virtuellen Nutzergruppe zu nennen. Wie bereits beschrieben, wurden durchschnittliche Verhältnisse der Körpermaße zueinander für Männer und Frauen aus der deutschen Bevölkerung verwendet, um die Population abzubilden. Somit wurden Staturvariationen vernachlässigt. Sofern auch diese anthropometrischen Variationen [198] berücksichtigt und untersucht werden sollen, müsste der Stichprobenumfang wesentlich größer gewählt werden, wodurch der Berechnungsaufwand ebenfalls sehr stark ansteigen würde und das Vorgehen damit nicht mehr praktikabel wäre. Zusätzlich liegen die Daten für die Erstellung der Populationsdatenbank nicht aus einer einheitlichen Datenquelle vor. Vielmehr mussten Daten aus unterschiedlichen Studien ähnlicher Kulturkreise geschickt miteinander kombiniert werden, um die für den Konzeptionsprozess und die Modellanpassung benötigten Informationen bereitstellen zu können.

Im Folgenden wird kurz auf die Schwächen der verwendeten muskuloskelettalen Ganzkörpermodelle eingegangen. Das verwendete Armmodell führte zu Problemen bei der Abbildung der in der nutzerindividuellen Simulation des Ruderns geforderten Beweglichkeit des Schultergürtels. Die Reichweite des Modells nach vorne reichte für die korrekte Bewegungsausführung kaum aus, trotz detaillierter anthropometrischer Anpassung an den Probanden. Zur realitätsgetreueren Abbildung der Schultergürtelkinematik wurden kürzlich Arbeiten von SETH et al. [199] durchgeführt. Beim Beispiel des Radfahrens wurden diese Probleme nicht festgestellt. Bei dieser Bewegung spielt die Schultergürtelbeweglichkeit aber auch nur eine sehr untergeordnete Rolle. Bei der Simulationsstudie des Ruderns ist ferner aufgefallen, dass die Muskeln zur Wirbelsäulenstreckung durchgängig relativ hoch aktiviert werden mussten. Eine detailliertere Abbildung der im vorgestellten Modell doch sehr grob modellierten Rumpfmuskulatur könnte hier Aufschluss geben, ob die Ergebnisse für diesen Modellbereich realistisch sind. CHRISTOPHY et al. [155] stellen neben dem in dieser Arbeit verwendeten Wirbelsäulenmodell noch ein wesentlich detaillierteres Modell mit 238 Teilmuskeln zur Verfügung, das im Gegensatz zum verwendeten Teilmodell die Rechenzeiten aber stark in die Höhe treiben würde. Detailliertere Teilmodelle der Hände [105; 106] und Füße [200] könnten die Aussagequalität der jeweiligen Modellbereiche ebenfalls steigern. Auch fanden Strukturen wie der Bandapparat des Skelettsystems in der vorliegenden Arbeit keine Berücksichtigung. Darüber hinaus wurden Effekte aufgrund interindividueller Unterschiede der weiterer Muskelparameter [112] ignoriert.

Ferner wurden in Realität ggf. vorliegende muskuloskelettale Unterschiede vernachlässigt. Hierzu zählen zum Beispiel Kontrakturen oder Muskelverkürzungen sowie interindividuelle Unterschiede in den Bewegungsachsen oder den Muskelansatzpunkten sowie Muskelverläufen [201]. Es erscheint allerdings aufgrund des damit verbundenen, sehr stark ansteigenden, nicht mehr praktikablen Berechnungsaufwandes zum aktuellen Zeitpunkt nicht zielführend diese interindividuellen

Unterschiede in der virtuellen nutzergruppenspezifischen Produktentwicklung zu berücksichtigen. Zudem fehlen hierzu die entsprechenden Daten für die Gesamtbevölkerung.

Die in dieser Arbeit erzeugte Modellpopulation sollte durch weitere Validierungsversuche untersucht und für die Anwendung in der Produktentwicklung abgesichert werden. Weitere Aktionskrafttests, aber auch dynamische Alltagsbewegungen sollten dafür herangezogen werden, damit das in Realität hauptsächlich auftretende Bewegungsspektrum abgedeckt ist und ggf. vorliegende Schwachstellen aufgedeckt werden können.

Die im Rahmen der beiden Simulationsstudien verwendete inverse Dynamik ignoriert eventuell auftretende passive Muskelkräfte. Diese resultieren aus einer Dehnung der Skelettmuskeln und können, je nach Muskellänge, einen beträchtlichen Anteil an der zur Verfügung stehenden Gesamtkraft eines Muskels ausmachen. Auch in der Stärkeanpassung der Modelle wurden diese Kräfte bereits vernachlässigt. Auch Ermüdungseffekte wurden nicht einbezogen. Es wurde eine einmalige Bewegungsausführung aus dem ausgeruhten Zustand simuliert. Ermüdungsmodelle, wie etwa die ROHMERT-Kurven [115], könnten herangezogen werden, um die Dauer der möglichen Bewegungsausführung abzuschätzen.

Ein weiterer Kritikpunkt betrifft das verwendete Verfahren zur kinematischen Bewegungssynthese. Die Bewegungserzeugung erfolgte nicht komplett ohne empirische Observationen. Die Rudersimulation basiert auf der Messung des Bewegungsablaufs und der dabei auftretenden Ruderkraft. Für die Radfahrsimulationen wurde der Sprunggelenkwinkel in Abhängigkeit des Kurbelwinkels der aufgezeichneten Bewegung entnommen. Diese Vorgehensweise ist zwar im Rahmen von Weiterentwicklungen gut umsetzbar, für komplette Neuentwicklungen, bei welchen keine Vorerfahrungen und keine Messungen in Verbindung mit ähnlichen Prototypen möglich sind, allerdings eher schwierig darzustellen. Außerdem wurden Vereinfachungen zur Abschätzung der äußeren Lasten in Kauf genommen. So wurden für beide Simulationsstudien über die virtuelle Nutzergruppe hinweg einheitliche Kraft- und Drehmomentverläufe verwendet. Es ist jedoch eher davon auszugehen, dass die erzeugten Lasten und das Bewegungsverhalten stark voneinander abhängen. In weiteren Forschungsarbeiten könnten hierzu Modelle der Zusammenhänge zwischen dem Bewegungsverhalten und auftretenden äußeren Lasten entwickelt werden.

In den durchgeführten Simulationsstudien wurden nur geringe Effekte der Stärke auf die entsprechenden Produktparameter festgestellt. Dieser Sachverhalt ist vor allem auf die für alle Modelle einheitliche äußere Last zurückzuführen. Diese wurde relativ gering gewählt, um für einen Großteil der Modelle im Sinne eines breit nutzbaren Produkts die Interaktion zu ermöglichen. Mit steigender Stärke könnte allerdings eine wesentlich höhere Leistungsabgabe von den Modellen gefordert werden. Dies hätte voraussichtlich Effekte auf die für diese Modelle optimalen

Produktparameter. Aufbauend auf den Erkenntnissen dieser Arbeit, könnte in weiteren Arbeiten die äußere Last über einen weiteren Variationsparameter in die Versuchsplanung und damit in die Simulationen einfließen. Eine alternative Herangehensweise wäre eine Erhöhung der Last auf Basis der in den vorliegenden Simulationsstudien vorhandenen Muskelaktivitäten und nach erneuter muskuloskelettaler Simulation eine wiederholte Optimierung der Produktparameter.

7 Zusammenfassung und Ausblick

Die fortschreitende Virtualisierung der Entwicklungsprozesse und ein zunehmender Zwang zur Nutzerorientierung erfordern die Entwicklung neuartiger Methoden und Werkzeuge. Die Virtualisierung eröffnet durch die Vorverlagerung von Informationen aus späteren Entwicklungsphasen Potenziale für frühzeitige Designentscheidungen. Eine rechnerinterne Abbildung der Nutzungsprozesse wird deshalb für wettbewerbsfähige Unternehmen immer wichtiger. Hierbei darf allerdings die Heterogenität der prognostizierten Zielgruppe bzgl. ihrer demographischen Eigenschaften nicht vernachlässigt werden.

Ziel der vorliegenden Forschungsarbeit war es, eine für die virtuelle Produktentwicklung anwendbare Vorgehensweise zur Berücksichtigung biomechanischer Zusammenhänge der Nutzer-Produkt-Interaktion bereitzustellen. Diese sollte gezielt den Aspekt der Nutzergruppenheterogenität adressieren. Die Abbildung der demographischen Variation einer Population gelang mittels eines Konzeptionsprozesses basierend auf einer Populationsdatenbank und einer darauf aufbauenden Modellanpassung. Berücksichtigung fanden das Alter, das Geschlecht, die Körpergröße, das Körpergewicht (über BMI), die Beweglichkeit und die Stärke. Ein erster Aktionskrafttest im Sinne einer Validierung mit empirischen Daten lieferte vielversprechende Ergebnisse.

Darauf aufbauend wurde eine Vorgehensweise entwickelt, welche ein simultanes Sampling demographischer und produktbezogener Parameter ermöglicht und automatisiert sowie ressourceneffizient die Interaktion für die resultierenden Nutzer-Produkt-Konfigurationen erzeugt und simuliert. Hierfür werden die virtuellen Nutzer und das parametrische Produktmodell an den Benutzungsschnittstellen mittels geometrischer Interaktions-Zwangsbedingungen gekoppelt. Die kinematische Bewegungserzeugung stellt gleichzeitig eine Ausführbarkeitssimulation dar. Die kinematischen Randbedingungen werden mittels der Methode zur kinetischen Kopplung von Nutzer- und Produktmodell ersetzt, bevor die inversdynamische Simulation des dynamisch gekoppelten Gesamtsystems stattfinden kann. Die Simulationsergebnisse der gesamten Nutzergruppe dienen der Aufstellung von Metamodellen für die kinematische Ausführbarkeit und den Nettokraftbedarf der Bewegungsausführung in Abhängigkeit der demographischen Nutzerparameter und der Produktparameter. Auf dieser Basis wird für jedes der virtuellen Individuen aus der Nutzergruppe die Produktgeometrie optimiert. Die resultierenden Verteilungen der Produktparameter stellen Handlungsempfehlungen für die weitere Entwicklung des Produkts dar. Die

Metamodelle können beispielsweise als funktionale Zusammenhänge in die CPM/PDD nach WEBER und DEUBEL [17] Eingang finden oder auch Modularisierungsstrategien auf Basis der Simulationsergebnisse im Sinne des integrierten PKT-Ansatzes nach KRAUSE et al. [44] umgesetzt werden.

Der Nutzen und die praktische Anwendbarkeit der Vorgehensweise zur nutzergruppenspezifischen Simulation wurden innerhalb zweier Simulationsstudien exemplarisch dargelegt. Die Ergebnisse der nutzergruppenspezifischen Produktoptimierung konnten mittels entsprechender Literaturdaten und nutzerindividueller Simulationen auf Basis von Bewegungsaufzeichnungen im Rahmen der Vergleichbarkeit bestätigt werden.

Auch wenn die Simulationsstudien in dieser Arbeit mit Hilfe einer rein kinematischen Bewegungserzeugung durchgeführt werden konnten, so besteht aus Sicht des Autors die Notwendigkeit zur Entwicklung verbesserter und dabei zugleich effizienter Bewegungssyntheseverfahren. Optimalsteuerungsalgorithmen wie die von FLUIT et al. [197] oder PORSA et al. [137] bieten hier vielversprechende Ansätze. Auf diese Weise könnte ein weitgehender Verzicht auf Bewegungsaufzeichnungen im Vorfeld der Produktentwicklung gelingen. Für die im Rahmen dieser Arbeit vorgestellte Vorgehensweise zur nutzergruppenspezifischen Produktentwicklung sind die besagten Algorithmen jedoch noch zu rechenintensiv.

Sobald Bewertungsmodelle für die Folgenabschätzung auf Basis muskuloskelettaler Beanspruchungsgrößen vorhanden sind, ist eine Erweiterung der vorgestellten Vorgehensweise auf weitere Produktgruppen möglich. Des Weiteren ist auch eine Übertragung zur virtuellen Planung von Arbeitsprozessen mittels muskuloskelettaler Werkergruppen denkbar. Ferner erscheint die Entwicklung und Implementierung von Beurteilungspfaden für die Bewertung der muskuloskelettalen Simulationsergebnisse sinnvoll. Eine solche logische Abfolge an Bewertungsschritten könnte von direkt eintretenden Folgen für das Muskelskelettsystem bis hin zu langfristigen Folgeerscheinungen das gesamte Spektrum an Beanspruchungsfolgen umfassend berücksichtigen. Beispiele für Kurzzeitaspekte wären etwa die Höhe der Muskelaktivierungen bei einmaliger Bewegungsausführung oder die kurzfristig tolerierbaren Kräfte der tragenden Strukturen des Muskelskelettsystems (Muskeln, Sehnen, Bänder, Knochen, Knorpel usw.). Längerfristige Folgen aufgrund dauerhaft auftretender Beanspruchungen könnten in Form von Dosismodellen Berücksichtigung finden.

Nicht zuletzt ist eine Integration muskuloskelettaler Analysen in die von Produktentwicklern gewohnte CAD-Arbeitsumgebung [202; 203] sinnvoll, um deren Anwendbarkeit in der Produktentwicklung zu erleichtern. Hierfür wäre eine Interaktionsdefinition durch Bereitstellung von Affordanzfeatures [204] zielführend. Hierdurch würde, analog zur vorgestellten Vorgehensweise innerhalb der muskuloskelettalen Simulationsumgebung, bereits das digitale Produktmodell Informationen über die mögliche Interaktion enthalten.

Auch wenn in den genannten Bereichen noch Weiterentwicklungsbedarf besteht, stellt die vorliegende Forschungsarbeit dennoch eine zielführend und effizient einsetzbare Vorgehensweise zur Berücksichtigung der demographischen Heterogenität innerhalb von Nutzergruppen in der Produktentwicklung bereit.

Literatur

- [1] EHRENSPIEL, K.; MEERKAMM, H.: Integrierte Produktentwicklung. Denkabläufe, Methodeneinsatz, Zusammenarbeit. 5., überarb. und erw. Aufl. München: Hanser, 2013.
- [2] KRAUS, R.: Strategisches Wertschöpfungsdesign. Ein konzeptioneller Ansatz zur innovativen Gestaltung der Wertschöpfung. Gabler Edition Wissenschaft Strategisches Kompetenz-Management. 1. Aufl. Wiesbaden: Dt. Univ.-Verl., 2005.
- [3] ZÖLLER, S. G.; WARTZACK, S.: Considering Users' Emotions in Product Development Processes and the Need to Design for Attitudes. In: FUKUDA, S. (Hrsg.): Emotional Engineering. 5. Auflage. Cham: Springer International Publishing, 2017, S. 69–97.
- [4] DIN EN ISO 9241: Ergonomie der Mensch-System-Interaktion – Teil 210: Prozess zur Gestaltung gebrauchstauglicher interaktiver Systeme. Berlin: Beuth, 2011.
- [5] GOULD, J. D.; LEWIS, C.: Designing for usability. Key principles and what designers think. Communications of the ACM Bd. 28 (1985) Nr. 3, S. 300–311.
- [6] MEYER, M.; WEHNER, K.; CICHON, P.: Krankheitsbedingte Fehlzeiten in der deutschen Wirtschaft im Jahr 2016. In: BADURA, B. et al. (Hrsg.): Fehlzeiten-Report 2017. Berlin Heidelberg: Springer, 2017, S. 281–484.
- [7] DA COSTA, B. R.; VIEIRA, E. R.: Risk factors for work-related musculoskeletal disorders: A systematic review of recent longitudinal studies. American journal of industrial medicine Bd. 53 (2010) Nr. 3, S. 285–323.
- [8] KRÜGER, A.; OBERDIECK, H.: Kleiner Ratgeber für Leichtathletik-Verletzungen. 1. Aufl. Berlin: Bartels & Wernitz, 1975.

- [9] THOMKE, S.: The effect of “front-loading” problem-solving on product development performance. *Journal of Product Innovation Management* Bd. 17 (2000) Nr. 2, S. 128–142.
- [10] VDI 2235: Wirtschaftliche Entscheidungen beim Konstruieren - Methoden und Hilfsmittel. Berlin: Beuth, 1987.
- [11] FELDHOUSEN, J.; GROTE, K.-H.: Pahl/Beitz Konstruktionslehre. Methoden und Anwendung erfolgreicher Produktentwicklung. 8. Auflage. Berlin Heidelberg: Springer Vieweg, 2013.
- [12] KREHMER, H.: Vorgehensmodell zum Iterations- und Produktreifegradmanagement in der eigenschaftsbasierten Produktentwicklung. Dissertation. Fortschritt-Berichte VDI Reihe 1 Nr. 416. Düsseldorf: VDI-Verlag, 2012.
- [13] VDI 2221: Methodik zum Entwickeln und Konstruieren technischer Systeme und Produkte. Berlin: Beuth, 1993.
- [14] LINDEMANN, U.: Methodische Entwicklung technischer Produkte. Methoden flexibel und situationsgerecht anwenden. VDI-Buch. Berlin Heidelberg: Springer, 2009.
- [15] EIGNER, M.; ROUBANOV, D.; ZAFIROV, R.: Modellbasierte virtuelle Produktentwicklung. Berlin: Springer Vieweg, 2014.
- [16] VAJNA, S.: Integrated Design Engineering. Ein interdisziplinäres Modell für die ganzheitliche Produktentwicklung. Berlin Heidelberg: Springer, 2014.
- [17] WEBER, C.; DEUBEL, T.: New theory-based concepts for PDM and PLM. In: DS 31: Proceedings of ICED 03, the 14th International Conference on Engineering Design, Stockholm, 2003.
- [18] WARTZACK, S.: Predictive Engineering - Assistenzsystem zur multi-kriteriellen Analyse alternativer Produktkonzepte. Dissertation. Fortschritt-Berichte VDI Reihe 1 Nr. 336. Düsseldorf: VDI-Verlag, 2001.
- [19] LUFT, T.; KAMIN, S.; MIEHLING, J.; LANG, F. R.; WARTZACK, S.: Die eigenschaftsbasierte Produktentwicklung unter Berücksichtigung der differenziellen Anforderungen älterer Nutzer. In: Beiträge zum 24. Symposium Design for X. Hamburg: TuTech, 2013, S. 197–208.

- [20] ALBERS, A.; BEHRENDT, M.; KLINGER, S.; MATROS, K.: Verifikation und Validierung im Produktentstehungsprozess. In: LINDEMANN, U. (Hrsg.): Handbuch Produktentwicklung. München: Hanser, 2016, S. 541–570.
- [21] BAUER, W.; DANGELMAIER, M.: Virtuelles Engineering. In: LINDEMANN, U. (Hrsg.): Handbuch Produktentwicklung. München: Hanser, 2016, S. 939–952.
- [22] FECHTER, M.; MIEHLING, J.; STANGL, T.; WARTZACK, S.: Intuitive virtual reality - CAD assembly system. In: Proceedings of the DESIGN 2014 13th International Design Conference, S. 1053–1062.
- [23] AMFT, M.: Phasenübergreifende bidirektionale Integration von Gestaltung und Berechnung. Produktentwicklung. 1. Aufl. München: Verl. Dr. Hut, 2003.
- [24] SEEGER, H.: Design technischer Produkte, Produktprogramme und -systeme. Industrial Design Engineering. 2., bearb. und erw. Aufl. Berlin Heidelberg: Springer, 2005.
- [25] MIEHLING, J.; KRÜGER, D.; WARTZACK, S.: Simulation in Human-Centered Design – Past, Present and Tomorrow. In: ABRAMOVICI, M.; STARK, R. (Hrsg.): Smart Product Engineering. Berlin Heidelberg: Springer, 2013, S. 643–652.
- [26] BRUDER, R.; KAISER, B.: Ergonomiegerechtes Konstruieren. In: RIEG, F.; STEINHILPER, R. (Hrsg.): Handbuch Konstruktion. München: Hanser, 2012, S. 545–560.
- [27] MAGUIRE, M.: Methods to support human-centred design. International Journal of Human-Computer Studies Bd. 55 (2001) Nr. 4, S. 587–634.
- [28] KRÜGER, D.; MIEHLING, J.; WARTZACK, S.: A transdisciplinary approach to model user-product interaction: how the collaboration between human sciences and engineering design could improve product development for physically impaired people. In: International Workshop on the Future of Transdisciplinary Design, 2013, S. 138–148.
- [29] KANO, N.: Attractive Quality and Must-Be Quality. J. Jpn. Soc. Quality Control Bd. 14 (1984), S. 39–48.

- [30] SCHMUTZLER, C.; TEUFELHART, S.; REINHART, G.; ZÄH, M. F.: Neue Produktionstechnologien am Beispiel der additiven Verfahren. In: LINDEMANN, U. (Hrsg.): Handbuch Produktentwicklung. München: Hanser, 2016, S. 953–978.
- [31] GLENDE, S.: Entwicklung eines Konzepts zur nutzergerechten Produktentwicklung - mit Fokus auf die "Generation Plus". Dissertation, Technische Universität Berlin, 2010.
- [32] LAWTON, M. P.; NAHEMOW, L.: Ecology and the aging process. In: EISDORFER, C.; LAWTON, M. P. (Hrsg.): The psychology of adult development and aging. Washington: American Psychological Association, 1973, S. 619–674.
- [33] STÖBER, C.; WILLIGER, B.; MEERKAMM, H.; LANG, F. R.: Leitfaden für die altersgerechte Produktentwicklung. Stuttgart: Fraunhofer-Verlag, 2012.
- [34] PAETZOLD, K.; WARTZACK, S.; MIEHLING, J.: Challenges in the Design of Products for Elderly People. In: Proceedings of the 9th International Workshop on Integrated Product Development, 2013, S. 13–21.
- [35] BIERMANN, H.; WEISSMANTEL, H.: Seniorengerechtes Konstruieren SENSI. Das Design seniorengerechter Geräte. Fortschritt-Berichte VDI Reihe 1 Nr. 247. Düsseldorf: VDI-Verlag, 1995.
- [36] REINICKE, T.: Möglichkeiten und Grenzen der Nutzerintegration in der Produktentwicklung. Dissertation, Technische Universität Berlin, 2004.
- [37] KUJALA, S.: User involvement. A review of the benefits and challenges. Behaviour & Information Technology Bd. 22 (2003) Nr. 1, S. 1–16.
- [38] HIPPEL, E.: Lead Users. A Source of Novel Product Concepts. Management Science Bd. 32 (1986) Nr. 7, S. 791–805.
- [39] KRÜGER, D.; STOCKINGER, A.; WARTZACK, S.: A Haptic Based Hybrid Mock-Up for Mechanical Products Supporting Human-Centered. In: Proceedings of the 18th International Conference on Engineering Design (ICED 11), 2011.

- [40] STORY, M.; MUELLER, J.; MACE, R.: The Universal Design File: Designing for People of All Ages and Abilities. *Design Research and Methods Journal* Bd. 1 (1998) Nr. 1.
- [41] United Nations General Assembly: *Convention on the Rights of Persons with Disabilities*, 2006.
- [42] ZÖLLER, S. G.; WARTZACK, S.: Universal Design - An Old-Fashioned Paradigm? In: FUKUDA, S. (Hrsg.): *Emotional Engineering*. 5. Auflage. Cham: Springer International Publishing, 2017, S. 55–67.
- [43] GILMORE, J. H.; PINE, B. J.: *Markets of one. Creating customer-unique value through mass customization*. A Harvard business review book. Boston, Mass.: Harvard Business School Press, 2000.
- [44] KRAUSE, D.; BECKMANN, G.; EILMUS, S.; GEBHARDT, N.; JONAS, H.; RETTBERG, R.: Integrated Development of Modular Product Families. A Methods Toolkit. In: SIMPSON, T. W. et al. (Hrsg.): *Advances in Product Family and Product Platform Design. Methods & Applications*. New York: Springer, 2014, S. 245–269.
- [45] NURKKA, P.; KUJALA, S.; KEMPPAINEN, K.: Capturing users' perceptions of valuable experience and meaning. *Journal of Engineering Design* Bd. 20 (2009) Nr. 5, S. 449–465.
- [46] DESMET, P. M. A.; POHLMAYER, A. E.: Positive design. An introduction to design for subjective well-being. *International Journal of Design* Bd. 7 (2013) Nr. 3.
- [47] NAGAMACHI, M.: Kansei Engineering. A new ergonomic consumer-oriented technology for product development. *International Journal of Industrial Ergonomics* Bd. 15 (1995) Nr. 1, S. 3–11.
- [48] KAMIN, S.; LUFT, T.; MIEHLING, J.; WILLIGER, B.; LANG, F.; WARTZACK, S.: Subjektive Adaptionsfähigkeit im Kontext der alternssensiblen Produktentwicklung. In: *Beiträge zum 25. Symposium Design for X*. Hamburg: TuTech, 2014, S. 99–110.

- [49] KAMIN, S. T.; LANG, F. R.: The Subjective Technology Adaptivity Inventory (STAI). A motivational measure of technology usage in old age. *Gerontechnology* Bd. 12 (2013) Nr. 1.
- [50] JASTRZĘBOWSKI, W. B.: An outline of ergonomics, or the science of work based upon the truths drawn from the Science of Nature: 1857. Warschau: Central Institute for Labour Protection, 2000.
- [51] DIN 33402 - Ergonomie - Körpermaße des Menschen - Teil 2: Werte. Berlin: Beuth, 2005.
- [52] CHAPANIS, A.: Ergonomics in product development: a personal view. *Ergonomics* Bd. 38 (1995) Nr. 8, S. 1625–1638.
- [53] KARWOWSKI, W.: The Discipline of Ergonomics and Human Factors. In: SALVENDY, G. (Hrsg.): *Handbook of human factors and ergonomics*. 3. ed. Hoboken: Wiley, 2006, S. 1–31.
- [54] BUBB, H.; POPOVA-DLUGOSCH, S.; BREUNINGER, J.: Ergonomische Produktgestaltung. In: LINDEMANN, U. (Hrsg.): *Handbuch Produktentwicklung*. München: Hanser, 2016, S. 837–866.
- [55] SCHLICK, C. M.; BRUDER, R.; LUCZAK, H.: *Arbeitswissenschaft*. Berlin Heidelberg: Springer, 2010.
- [56] VDI 2242 - Blatt 1: Konstruieren ergonomiegerechter Erzeugnisse - Grundlagen und Vorgehen. Berlin: Beuth, 1986.
- [57] ADLER, M.; HERRMANN, H.-J.; KOLDEHOFF, M.; MEUSER, V.; SCHEUER, S.; MÜLLER-ARNECKE, H. et al.: *Ergonomiekompandium. Anwendung ergonomischer Regeln und Prüfung der Gebrauchstauglichkeit von Produkten*. 1. Aufl. Dortmund: Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, 2010.
- [58] ROHMERT, W.: Das Belastungs-Beanspruchungs-Konzept. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft* Bd. 38 (1984) Nr. 4, S. 193–200.
- [59] SCHMAUDER, M.; SPANNER-ULMER, B.: *Ergonomie. Grundlagen zur Interaktion von Mensch, Technik und Organisation*. REFA-Fachbuchreihe Arbeitsgestaltung. 1. Aufl. München: Hanser, 2014.

- [60] DIN 33411 - Körperkräfte des Menschen - Teil 5: Maximale statische Aktionskräfte, Werte. Berlin: Beuth, 1999.
- [61] DIN 33408 - Körperumrisschablonen - Teil 1: Für Sitzarbeitsplätze. Berlin: Beuth, 2008.
- [62] KEE, D.; KARWOWSKI, W.: The boundaries for joint angles of isocomfort for sitting and standing males based on perceived comfort of static joint postures. *Ergonomics* Bd. 44 (2001) Nr. 6, S. 614–648.
- [63] KARHU, O.; KANSI, P.; KUORINKA, I.: Correcting working postures in industry. A practical method for analysis. *Applied Ergonomics* Bd. 8 (1977) Nr. 4, S. 199–201.
- [64] MCATAMNEY, L.; NIGEL CORLETT, E.: RULA. A survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. *Applied Ergonomics* Bd. 24 (1993) Nr. 2, S. 91–99.
- [65] HIGNETT, S.; MCATAMNEY, L.: Rapid Entire Body Assessment (REBA). *Applied Ergonomics* Bd. 31 (2000) Nr. 2, S. 201–205.
- [66] SCHAUB, K.; CARAGNANO, G.; BRITZKE, B.; BRUDER, R.: The European Assembly Worksheet. *Theoretical Issues in Ergonomics Science* Bd. 14 (2013) Nr. 6, S. 616–639.
- [67] OCCHIPINTI, E.: OCRA. A concise index for the assessment of exposure to repetitive movements of the upper limbs. *Ergonomics* Bd. 41 (1998) Nr. 9, S. 1290–1311.
- [68] SNOOK, S. H.; CIRIELLO, V. M.: The design of manual handling tasks. Revised tables of maximum acceptable weights and forces. *Ergonomics* Bd. 34 (1991) Nr. 9, S. 1197–1213.
- [69] WATERS, T. R.; PUTZ-ANDERSON, V.; GARG, A.; FINE, L. J.: Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks. *Ergonomics* Bd. 36 (1993) Nr. 7, S. 749–776.
- [70] WAKULA, J.; BERG, K.; SCHAUB, K.; Bruder, R., Glitsch, U.; ELLEGAST, R. P.: Der montagespezifische Kraftatlas. 3. BGIA-Report. Sankt Augustin: BGIA, 2009.

- [71] STEINBERG, U.: Leitmerkmalmethode Manuelle Arbeitsprozesse. Erarbeitung und Anwendungserprobung einer Handlungshilfe zur Beurteilung der Arbeitsbedingungen. Dortmund: Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, 2007.
- [72] WAGNER, D. W.; REED, M. P.; RASMUSSEN, J.: Assessing the Importance of Motion Dynamics for Ergonomic Analysis of Manual Materials Handling Tasks using the AnyBody Modeling System. In: SAE Technical Paper, 2007.
- [73] BORG, G. A. V.: Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine & Science in Sports & Exercise* Bd. 14 (1982) Nr. 5, 377-381.
- [74] HART, S. G.; STAVELAND, L. E.: Development of NASA-TLX (Task Load Index). Results of Empirical and Theoretical Research. *Advances in Psychology* Bd. 52 (1988), S. 139-183.
- [75] MÜHLSTEDT, J.: Virtuelle Ergonomie. In: BULLINGER-HOFFMANN, A. C.; MÜHLSTEDT, J. (Hrsg.): *Homo Sapiens Digitalis - Virtuelle Ergonomie und digitale Menschmodelle*, 2016, S. 183-226.
- [76] VDI 4499 - Blatt 4: Digitale Fabrik - Ergonomische Abbildung des Menschen in der Digitalen Fabrik. Berlin: Beuth.
- [77] BUBB, H.; FRITZSCHE, F.: A Scientific Perspective of Digital Human Models: Past, Present, and Future. In: DUFFY, V. G. (Hrsg.): *Handbook of digital human modeling. Research for applied ergonomics and human factors engineering. Human factors and ergonomics*. Boca Raton: CRC Press, 2009, S. 1-26.
- [78] VAN DER MEULEN, P.; SEIDL, A.: Ramsis – The Leading Cad Tool for Ergonomic Analysis of Vehicles. In: HUTCHISON, D. et al. (Hrsg.): *Digital Human Modeling*. Bd. 4561. *Lecture Notes in Computer Science*. Berlin Heidelberg: Springer, 2007, S. 1008-1017.
- [79] REED, M. P.; FARAWAY, J.; CHAFFIN, D. B.; MARTIN, B. J.: The HUMOSIM Ergonomics Framework. A New Approach to Digital Human Simulation for Ergonomic Analysis. In: SAE Technical Papers, 2006.

- [80] LEIDHOLDT, W.; FRITZSCHE, L.; BAUER, S.: Editor menschlicher Arbeit (ema) - Vom digitalen Menschmodell zum virtuellen Facharbeiter. In: BULLINGER-HOFFMANN, A. C.; MÜHLSTEDT, J. (Hrsg.): Homo Sapiens Digitalis - Virtuelle Ergonomie und digitale Menschmodelle, 2016, S. 355–362.
- [81] SCHIEMANN, T.; FREUDENBERG, J.; PFLESSER, B.; POMMERT, A.; PRIESMEYER, K.; RIEMER, M.; SCHUBERT, R.; TIEDE, U.; HÖHNE, K. H.: Exploring the Visible Human using the VOXEL-MAN framework. *Computerized Medical Imaging and Graphics* Bd. 24 (2000) Nr. 3, S. 127–132.
- [82] ANDERSON, J. R.; MATESSA, M.; LEBIERE, C.: ACT-R. A Theory of Higher Level Cognition and Its Relation to Visual Attention. *Human-Computer Interaction* Bd. 12 (1997) Nr. 4, S. 439–462.
- [83] REMLINGER, W.; BUBB, H.; WIRSCHING, H.-J.: Sight Analysis with ‘RAMSIS Cognitive’. Step II. In: *SAE Technical Papers*, 2009.
- [84] MIEHLING, J.; SCHUHHARDT, J.; PAULUS-ROHMER, F.; WARTZACK, S.: Computer Aided Ergonomics Through Parametric Biomechanical Simulation. In: *ASME 2015 International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference*, 2015.
- [85] SKALS, S.; JUNG, M. K.; DAMSGAARD, M.; ANDERSEN, M. S.: Prediction of ground reaction forces and moments during sports-related movements. *Multibody System Dynamics* Bd. 39 (2017) Nr. 3, S. 175–195.
- [86] FOX, M. D.; REINBOLT, J. A.; ÖUNPUU, S.; DELP, S. L.: Mechanisms of improved knee flexion after rectus femoris transfer surgery. *Journal of Biomechanics* Bd. 42 (2009) Nr. 5, S. 614–619.
- [87] MIEHLING, J.; FORST, R.; WARTZACK, S.; SESSELMANN, S.: Biomechanischer Simulator zur prä-operativen Abschätzung und Optimierung der post-operativen Muskelfunktion am Beispiel der Revisionsendoprothetik des Hüftgelenks. In: *Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie - PO11 Beste klinische Abstracts*, 2016.
- [88] SESSELMANN, S.; MIEHLING, J.; WARTZACK, S.; FORST, R.: Enhancement of Surgical Planning through Patient-Specific Biomechanical Modeling and Simulation. In: *37th SICOT Orthopaedic World Congress*, 2016.

- [89] GRUJICIC, M.; ARAKERE, G.; XIE, X.; LABERGE, M.; GRUJICIC, A.; WAGNER, D. W.; VALLEJO, A.: Design-optimization and material selection for a femoral-fracture fixation-plate implant. *Materials & Design* Bd. 31 (2010) Nr. 7, S. 3463–3473.
- [90] RASMUSSEN, J.; DAHLQUIST, J.; DAMSGAARD, M.; ZEE, M. de; CHRISTENSEN, S. T.: Musculoskeletal modeling as an ergonomic design method. In: *International Ergonomics Association XVth Triennial Conference*, 2003, S. 24–29.
- [91] ZHOU, L.; LI, Y.: Design optimization on passive exoskeletons through musculoskeletal model simulation. In: *Proceedings of the 2016 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, Qingdao, China. Piscataway: IEEE, 2016, S. 1159–1164.
- [92] DEMBIA, C. L.; SILDER, A.; UCHIDA, T. K.; HICKS, J. L.; DELP, S. L.: Simulating ideal assistive devices to reduce the metabolic cost of walking with heavy loads. *PloS one* Bd. 12 (2017) Nr. 7.
- [93] DAMSGAARD, M.; RASMUSSEN, J.; CHRISTENSEN, S. T.; SURMA, E.; ZEE, M. de: Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System. *Simulation Modelling Practice and Theory* Bd. 14 (2006) Nr. 8, S. 1100–1111.
- [94] DELP, S. L.; ANDERSON, F. C.; ARNOLD, A. S.; LOAN, P.; HABIB, A.; JOHN, C. T.; GUENDELMAN, E.; THELEN, D. G.: OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE transactions on bio-medical engineering* Bd. 54 (2007) Nr. 11, S. 1940–1950.
- [95] HUYNH, K. T.; GIBSON, I.; JAGDISH, B. N.; LU, W. F.: Development and validation of a discretised multi-body spine model in LifeMOD for biodynamic behaviour simulation. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* Bd. 18 (2015) Nr. 2, S. 175–184.
- [96] YANG, J.; KIM, J. H.; ABDEL-MALEK, K.; MARLER, T.; BECK, S.; KOPP, G. R.: A new digital human environment and assessment of vehicle interior design. *Computer-Aided Design* Bd. 39 (2007) Nr. 7, S. 548–558.

- [97] WISCHNIEWSKI, S.: Digitale Ergonomie 2025. Trends und Strategien zur Gestaltung gebrauchstauglicher Produkte und sicherer, gesunder und wettbewerbsfähiger sozio-technischer Arbeitssysteme. 1. Auflage. Dortmund: Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, 2013.
- [98] MÜHLSTEDT, J.; SPANNER-ULMER, B.: Homo Sapiens Digitalis: über den Praxiseinsatz digitaler Menschmodelle. In: LICHTENSTEIN, A. (Hrsg.): Der Mensch im Mittelpunkt technischer Systeme. Fortschritt-Berichte VDI Reihe 22 Nr. 29. Düsseldorf: VDI-Verlag, 2009, S. 7–8.
- [99] WINTER, D. A.: Biomechanics and motor control of human movement. 4. ed. Hoboken, NJ: Wiley, 2009.
- [100] RICHARD, H. A.; KULLMER, G.: Biomechanik. Grundlagen und Anwendungen auf den menschlichen Bewegungsapparat. Wiesbaden: Springer Vieweg, 2013.
- [101] PENDERGAST, M.; RUSOVICI, R.: A finite element parametric study of clavicle fixation plates. International journal for numerical methods in biomedical engineering Bd. 31 (2015) Nr. 6.
- [102] SCHAAL, S.; KUNSCH, K.; KUNSCH, S.: Der Mensch in Zahlen. Berlin Heidelberg: Springer, 2016.
- [103] APPELL, H.-J.; STANG-VOSS, C.: Funktionelle Anatomie. Grundlagen sportlicher Leistung und Bewegung. 4. Aufl. Heidelberg: Springer Medizin Verlag, 2008.
- [104] CHAFFIN, D. B.: A computerized biomechanical model - Development of and use in studying gross body actions. Journal of Biomechanics Bd. 2 (1969) Nr. 4, S. 429–441.
- [105] MIEHLING, J.; KRÜGER, D.; QUADRAT, E.; JALALI, J.; ERNE, H.; CERNY, M.; WARTZACK, S.; KOVACS, L.: Modellierung bandgeführter Gelenke der Hand zur Anwendung bei klinischen und biomechanischen Fragestellungen. In: 6. caMe-Konferenz, 2016.

- [106] ESCHWEILER, J.; STROMPS, J.-P.; FISCHER, M.; SCHICK, F.; RATH, B.; PALLUA, N.; RADERMACHER, K.: A biomechanical model of the wrist joint for patient-specific model guided surgical therapy: Part 2. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine Bd. 230 (2016) Nr. 4, S. 326–334.
- [107] MADEHKHAKSAR, F.; LUO, Z.; PRONOST, N.; EGGES, A.: Modeling and Simulating Virtual Anatomical Humans. In: MAGNENAT-THALMANN, N.; RATIB, O.; CHOI, H. F. (Hrsg.): 3D Multiscale Physiological Human. London: Springer London, 2014, S. 137–164.
- [108] PANDY, M. G.; MERRITT, J. S.; BARR, R. E.: Biomechanics of the Musculoskeletal System. In: KUTZ, M. (Hrsg.): Fundamentals - Biomedical engineering and design handbook. 2. ed. New York: McGraw-Hill, 2009, S. 153–193.
- [109] HUXLEY, H.; HANSON, J.: Changes in the Cross-Striations of Muscle during Contraction and Stretch and their Structural Interpretation. Nature Bd. 173 (1954) Nr. 4412, S. 973–976.
- [110] MCMAHON, T. A.: Muscles, reflexes, and locomotion. Princeton, NJ: Princeton Univ. Press, 1984.
- [111] HILL, A. V.: The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle. Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences Bd. 126 (1938) Nr. 843, S. 136–195.
- [112] THELEN, D. G.: Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults. Journal of biomechanical engineering Bd. 125 (2003) Nr. 1, S. 70–77.
- [113] ZAJAC, F. E.: Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. Critical reviews in biomedical engineering Bd. 17 (1989) Nr. 4, S. 359–411.
- [114] Kutz, Myer (Hg.) (2009): Fundamentals - Biomedical engineering and design handbook. 2. ed. New York: McGraw-Hill.
- [115] XIA, T.; FREY LAW, L. A.: A theoretical approach for modeling peripheral muscle fatigue and recovery. Journal of Biomechanics Bd. 41 (2008) Nr. 14, S. 3046–3052.

- [116] KLEIN HORSMAN, M. D.; KOOPMAN, H. F. J. M.; VAN DER HELM, F. C. T.; PROSE, L. P.; VEEGER, H. E. J.: Morphological muscle and joint parameters for musculoskeletal modelling of the lower extremity. *Clinical biomechanics* Bd. 22 (2007) Nr. 2, S. 239–247.
- [117] BLEMKER, S. S.; ASAKAWA, D. S.; GOLD, G. E.; DELP, S. L.: Image-based musculoskeletal modeling. Applications, advances, and future opportunities. *Journal of magnetic resonance imaging* Bd. 25 (2007) Nr. 2, S. 441–451.
- [118] MAGNENAT THALMANN, N.; CHOI, H. F.; THALMANN, D.: Towards Effective Diagnosis and Prediction via 3D Patient Model. A Complete Research Plan. In: MAGNENAT-THALMANN, N.; RATIB, O.; CHOI, H. F. (Hrsg.): *3D Multiscale Physiological Human*. London: Springer, 2014, S. 3–22.
- [119] ZAJAC, F. E.: Muscle coordination of movement. A perspective. *Journal of Biomechanics* Bd. 26 (1993), S. 109–124.
- [120] RASMUSSEN, J.; DAMSGAARD, M.; VOIGT, M.: Muscle recruitment by the min/max criterion -- a comparative numerical study. *Journal of Biomechanics* Bd. 34 (2001) Nr. 3, S. 409–415.
- [121] KRÜGER, D.; WARTZACK, S.: A contact model to simulate human-artifact interaction based on force optimization. Implementation and application to the analysis of a training machine. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* (2017), S. 1–10.
- [122] FLUIT, R.; ANDERSEN, M. S.; KOLK, S.; VERDONSCHOT, N.; KOOPMAN, H. F. J. M.: Prediction of ground reaction forces and moments during various activities of daily living. *Journal of Biomechanics* Bd. 47 (2014) Nr. 10, S. 2321–2329.
- [123] GÖBLING, R.; EICKER, H.; BARTZ, M.; BENDER, B.: Biomechanische Betrachtungen der Berechnung von Kräften mit Menschmodellen. In: *Beiträge zum 25. Symposium Design for X*. Hamburg: TuTech, 2014, S. 110–120.
- [124] THELEN, D. G.; ANDERSON, F. C.; DELP, S. L.: Generating dynamic simulations of movement using computed muscle control. *Journal of Biomechanics* Bd. 36 (2003) Nr. 3, S. 321–328.

- [125] ANDERSON, F. C.; PANDY, M. G.: Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent. *Journal of Biomechanics* Bd. 34 (2001) Nr. 2, S. 153–161.
- [126] DAL MUTTO, C.; ZANUTTIGH, P.; CORTELAZZO, G. M.: *Time-of-flight cameras and Microsoft Kinect*. SpringerBriefs in Electrical and Computer Engineering. New York: Springer, 2012.
- [127] MIEHLING, J.; WARTZACK, S.: Markerlose Bewegungsaufzeichnung und Bewertungsmethoden für die menschenzentrierte Produktentwicklung. In: *Beiträge zum 23. Symposium Design for X*. Hamburg: TuTech, 2012, S. 101–112.
- [128] KARATSIDIS, A.; JUNG, M.; SCHEPERS, H. M.; BELLUSCI, G.; ZEE, M. de; VELTINK, P. H.; ANDERSEN, M. S. (2018): Predicting kinetics using musculoskeletal modeling and inertial motion capture, 05.01.2018. URL: <http://arxiv.org/pdf/1801.01668>.
- [129] RAMPP, A.; BARTH, J.; SCHÜLEIN, S.; GABMANN, K.-G.; KLUCKEN, J.; ESKOFIER, B. M.: Inertial sensor-based stride parameter calculation from gait sequences in geriatric patients. *IEEE transactions on bio-medical engineering* Bd. 62 (2015) Nr. 4, S. 1089–1097.
- [130] MEADOR, W. S.; ROGERS, T. J.; O'NEAL, K.; KURT, E.; CUNNINGHAM, C.: Mixing dance realities. Collaborative development of live-motion capture in a performing arts environment. *Computers in Entertainment (CIE)* Bd. 2 (2004) Nr. 2, S. 12.
- [131] JACKÈL, D.; NEUNREITHER, S.; WAGNER, F.: *Methoden der Computer-animation*. Berlin: Springer, 2006.
- [132] UMBERGER, B. R.; GERRITSEN, K. G. M.; MARTIN, P. E.: A model of human muscle energy expenditure. *Computer methods in biomechanics and bio-medical engineering* Bd. 6 (2003) Nr. 2, S. 99–111.
- [133] SAFONOVA, A.; HODGINS, J. K.; POLLARD, N. S.: Synthesizing physically realistic human motion in low-dimensional, behavior-specific spaces. In: MARKS, J. (Hrsg.): *ACM SIGGRAPH 2004 Papers*. New York: ACM Press, 2004, S. 514.

- [134] PASCIUTO, I.; AUSEJO, S.; CELIGÜETA, J. T.; SUESCUN, Á.; CAZÓN, A.: A hybrid dynamic motion prediction method for multibody digital human models based on a motion database and motion knowledge. *Multibody System Dynamics* Bd. 32 (2014) Nr. 1, S. 27–53.
- [135] ANDERSEN, M. S.; DAMSGAARD, M.; RASMUSSEN, J.: Kinematic analysis of over-determinate biomechanical systems. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* Bd. 12 (2009) Nr. 4, S. 371–384.
- [136] WOLF, A.; MIEHLING, J.; WARTZACK, S.: Vorgehensweise zur Vorhersage menschlicher Bewegung durch muskuloskelettale Simulation. In: *Beiträge zum 28. Symposium Design for X*. Hamburg: TuTech, 2017, S. 13–24.
- [137] PORSA, S.; LIN, Y.-C.; PANDY, M. G.: Direct Methods for Predicting Movement Biomechanics Based Upon Optimal Control Theory with Implementation in OpenSim. *Annals of biomedical engineering* Bd. 44 (2016) Nr. 8, S. 2542–2557.
- [138] ACKERMANN, M.; VAN DEN BOGERT, A. J.: Optimality principles for model-based prediction of human gait. *Journal of Biomechanics* Bd. 43 (2010) Nr. 6, S. 1055–1060.
- [139] FARAHANI, S. D.; BERTUCCI, W.; ANDERSEN, M. S.; ZEE, M. de; RASMUSSEN, J.: Prediction of crank torque and pedal angle profiles during pedaling movements by biomechanical optimization. *Structural and Multidisciplinary Optimization* Bd. 51 (2015) Nr. 1, S. 251–266.
- [140] MILLER, R. H.; UMBERGER, B. R.; HAMILL, J.; CALDWELL, G. E.: Evaluation of the minimum energy hypothesis and other potential optimality criteria for human running. *Proceedings. Biological sciences* Bd. 279 (2012) Nr. 1733, S. 1498–1505.
- [141] RASMUSSEN, J.; WAAGEPETERSEN, R. P.; RASMUSSEN, K. P.: Projection of Anthropometric Correlation for Virtual Population Modelling. *International Journal of Human Factors Modelling and Simulation* (In Press).
- [142] JUNG, K.; KWON, O.; YOU, H.: Development of a digital human model generation method for ergonomic design in virtual environment. *International Journal of Industrial Ergonomics* Bd. 39 (2009) Nr. 5, S. 744–748.

- [143] PARKINSON, M. B.; REED, M. P.: Creating virtual user populations by analysis of anthropometric data. *International Journal of Industrial Ergonomics* Bd. 40 (2010) Nr. 1, S. 106–111.
- [144] VRIES, C.; ROACH, G.; PARKINSON, B.: A comparison of design for human variability strategies in seating requirements of anthropometrically diverse populations. In: *Proceedings of the 19th International Conference on Engineering Design (ICED13)*, 2013.
- [145] VRIES, C.; PARKINSON, M. B.: Limiting disproportionate disaccommodation in design for human variability. *Ergonomics* Bd. 57 (2014) Nr. 1, S. 52–65.
- [146] VRIES, C.; GARNEAU, C. J.; NADADUR, G.; PARKINSON, M. B.: Considering Secular and Demographic Trends in Designing Long Lifetime Products for Target User Populations. *Journal of Mechanical Design* Bd. 133 (2011) Nr. 8.
- [147] MIEHLING, J.; GEIBLER, B.; WARTZACK, S.: Towards Biomechanical Digital Human Modeling of Elderly People for Simulations in Virtual Product Development. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting* Bd. 57 (2013) Nr. 1, S. 813–817.
- [148] DELP, S. L.; LOAN, J. P.; HOY, M. G.; ZAJAC, F. E.; TOPP, E. L.; ROSEN, J. M.: An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE transactions on bio-medical engineering* Bd. 37 (1990) Nr. 8, S. 757–767.
- [149] YAMAGUCHI, G. T.; ZAJAC, F. E.: A planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism. *Journal of Biomechanics* Bd. 22 (1989) Nr. 1, S. 1–10.
- [150] ANDERSON, F. C.; PANDY, M. G.: A Dynamic Optimization Solution for Vertical Jumping in Three Dimensions. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* Bd. 2 (1999) Nr. 3, S. 201–231.
- [151] SAUL, K. R.; HU, X.; GOEHLER, C. M.; VIDT, M. E.; DALY, M.; VELISAR, A.; MURRAY, W. M.: Benchmarking of dynamic simulation predictions in two software platforms using an upper limb musculoskeletal model. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* Bd. 18 (2015) Nr. 13, S. 1445–1458.

- [152] HOLZBAUR, K. R.; MURRAY, W. M.; DELP, S. L.: A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control. *Annals of biomedical engineering* Bd. 33 (2005) Nr. 6, S. 829–840.
- [153] HOLZBAUR, K. R.; DELP, S. L.; GOLD, G. E.; MURRAY, W. M.: Moment-generating capacity of upper limb muscles in healthy adults. *Journal of Biomechanics* Bd. 40 (2007) Nr. 11, S. 2442–2449.
- [154] HOLZBAUR, K. R.; MURRAY, W. M.; GOLD, G. E.; DELP, S. L.: Upper limb muscle volumes in adult subjects. *Journal of Biomechanics* Bd. 40 (2007) Nr. 4, S. 742–749.
- [155] CHRISTOPHY, M.; FARUK SENAN, N. A.; LOTZ, J. C.; O'REILLY, O. M.: A musculoskeletal model for the lumbar spine. *Biomechanics and modeling in mechanobiology* Bd. 11 (2012) Nr. 1-2, S. 19–34.
- [156] VASAVADA, A. N.; LI, S.; DELP, S. L.: Influence of muscle morphometry and moment arms on the moment-generating capacity of human neck muscles. *Spine* Bd. 23 (1998) Nr. 4, S. 412–422.
- [157] TVEIT, P.; DAGGFELDT, K.; HETLAND, S.; THORSTENSSON, A.: Erector spinae lever arm length variations with changes in spinal curvature. *Spine* Bd. 19 (1994) Nr. 2, S. 199–204.
- [158] CLAUSER, C. E.; MCCONVILLE, J. T.; YOUNG, J. W.: Weight, volume, and center of mass of segments of the human body. Ohio: Aerospace Medical Research Laboratory, Wright-Patterson Air Force Base, 1969.
- [159] CHANDLER, R. F.; CLAUSER, C. E.; MCCONVILLE, J. T.; REYNOLDS, H. M.; YOUNG, J. W.: Investigation of inertial properties of the human body. Ohio: Aerospace Medical Research Laboratory, Wright-Patterson Air Force Base, 1975.
- [160] VIRMAVIRTA, M.; ISOLEHTO, J.: Determining the location of the bodys center of mass for different groups of physically active people. *Journal of Biomechanics* Bd. 47 (2014) Nr. 8, S. 1909–1913.

- [161] DANNESKIOLD-SAMSOE, B.; BARTELS, E. M.; BULOW, P. M.; LUND, H.; STOCKMARR, A.; HOLM, C. C.; WATJEN, I.; APPELYARD, M.; BLIDDAL, H.: Isokinetic and isometric muscle strength in a healthy population with special reference to age and gender. *Acta physiologica (Oxford, England)* Bd. 197 Suppl 673 (2009), S. 1–68.
- [162] Statistisches Bundesamt: Bevölkerung Deutschlands bis 2060. 13. koordinierte Bevölkerungsvorausberechnung. Wiesbaden, 2015.
- [163] Max Rubner-Institut: Nationale Verzehrsstudie II. Ergebnisbericht, Teil 1: Die bundesweite Befragung zur Ernährung von Jugendlichen und Erwachsenen, 2008.
- [164] KEYS, A.; FIDANZA, F.; KARVONEN, M. J.; KIMURA, N.; TAYLOR, H. L.: Indices of relative weight and obesity. *Journal of chronic diseases* Bd. 25 (1972) Nr. 6, S. 329–343.
- [165] HEMMELMANN, C.; BROSE, S.; VENS, M.; HEBEBRAND, J.; ZIEGLER, A.: Perzentilen des Body-Mass-Index auch für 18- bis 80-Jährige? Daten der Nationalen Verzehrsstudie II. *Deutsche medizinische Wochenschrift* Bd. 135 (2010) Nr. 17, S. 848–852.
- [166] COLE, T. J.; GREEN, P. J.: Smoothing reference centile curves. The lms method and penalized likelihood. *Statistics in Medicine* Bd. 11 (1992) Nr. 10, S. 1305–1319.
- [167] STOLL, T.: Isometric muscle strength measurement. Stuttgart, New York: Thieme, 2002.
- [168] SOUCIE, J. M.; WANG, C.; FORSYTH, A.; FUNK, S.; DENNY, M.; ROACH, K. E.; BOONE, D.: Range of motion measurements: reference values and a database for comparison studies. *Haemophilia* Bd. 17 (2011) Nr. 3, S. 500–507.
- [169] MCGREGOR, A. H.; MCCARTHY, I. D.; HUGHES, S. P.: Motion characteristics of the lumbar spine in the normal population. *Spine* Bd. 20 (1995) Nr. 22, S. 2421–2428.
- [170] ROACH, K. E.; MILES, T. P.: Normal hip and knee active range of motion: the relationship to age. *Physical therapy* Bd. 71 (1991) Nr. 9, S. 656–665.

- [171] MURRAY, M. P.; GORE, D. R.; GARDNER, G. M.; MOLLINGER, L. A.: Shoulder motion and muscle strength of normal men and women in two age groups. *Clinical orthopaedics and related research* (1985) Nr. 192, S. 268–273.
- [172] SEPIC, S. B.; MURRAY, M. P.; MOLLINGER, L. A.; SPURR, G. B.; GARDNER, G. M.: Strength and range of motion in the ankle in two age groups of men and women. *American journal of physical medicine* Bd. 65 (1986) Nr. 2, S. 75–84.
- [173] BELJSTERVELDT, C. E. M. v.; STEENBEKKERS, L. P. A.: Design-relevant characteristics of ageing users. Backgrounds and guidelines for product innovation. 1. Series ageing and ergonomics. Delft: Delft University of Technology, 1998.
- [174] MIEHLING, J.; WARTZACK, S.: Strength Mapping Algorithm (SMA) for Biomechanical Human Modelling using Empirical Population Data. In: *Proceedings of the 20th International Conference on Engineering Design (ICED 15) Vol 10: Design Information and Knowledge Management*, 2015, S. 115–124.
- [175] HICKS, J. L.; UCHIDA, T. K.; SETH, A.; RAJAGOPAL, A.; DELP, S. L.: Is my model good enough? Best practices for verification and validation of musculoskeletal models and simulations of movement. *Journal of biomechanical engineering* Bd. 137 (2015) Nr. 2.
- [176] ASME Standards Committee on Verification and Validation in Computational Solid Mechanics: ASME V&V 10-2006. Guide for verification and validation in computational solid mechanics : an American national standard. New York: ASME Press, 2006.
- [177] BERGMANN, G.; GRAICHEN, F.; BENDER, A.; KÄÄB, M.; ROHLMANN, A.; WESTERHOFF, P.: In vivo glenohumeral contact forces - measurements in the first patient 7 months postoperatively. *Journal of Biomechanics* Bd. 40 (2007) Nr. 10, S. 2139–2149.
- [178] SOBOL, I.M.: On the distribution of points in a cube and the approximate evaluation of integrals. *USSR Computational Mathematics and Mathematical Physics* Bd. 7 (1967) Nr. 4, S. 86–112.

- [179] BRATLEY, P.; FOX, B. L.: ALGORITHM 659. Implementing Sobol's quasirandom sequence generator. *ACM Transactions on Mathematical Software* Bd. 14 (1988) Nr. 1, S. 88–100.
- [180] KUCHERENKO, S.; ALBRECHT, D.; SALTELLI, A. (2015): Exploring multi-dimensional spaces. A Comparison of Latin Hypercube and Quasi Monte Carlo Sampling Techniques, 10.05.2015. URL: <http://arxiv.org/pdf/1505.02350>.
- [181] MASSEY, F. J.: The Kolmogorov-Smirnov Test for Goodness of Fit. *Journal of the American Statistical Association* Bd. 46 (1951) Nr. 253, S. 68–78.
- [182] ALBERS, A.; BURSAC, N.; RAPP, S.: PGE – Produktgenerationsentwicklung am Beispiel des Zweimassenschwungrads. *Forschung im Ingenieurwesen* Bd. 81 (2017) Nr. 1, S. 13–31.
- [183] FLUIT, R.; ANDERSEN, M. S.; KOLK, S.; VERDONSCHOT, N.; KOOPMAN, H. F. J. M.: Prediction of ground reaction forces and moments during various activities of daily living. *Journal of Biomechanics* Bd. 47 (2014) Nr. 10, S. 2321–2329.
- [184] KARWOWSKI, W.: A review of human factors challenges of complex adaptive systems. Discovering and understanding chaos in human performance. *Human factors* Bd. 54 (2012) Nr. 6, S. 983–995.
- [185] LIMBOURG, M.; MATERN, S.: Erleben, Verhalten und Sicherheit älterer Menschen im Straßenverkehr. Eine qualitative und quantitative Untersuchung (MOBIAL). Bd. 4. Mobilität und Alter. Köln: TÜV Media, 2009.
- [186] SCHRÖDER, W.: Rudern. Training, Technik, Taktik. 7010. rororo rororo Sport. Orig. Ausg., 31. - 33. Tsd. Reinbek bei Hamburg: Rowohlt, 1991.
- [187] MANAL, K. T.; BUCHANAN, T. S.: Biomechanics of Human Movement. In: KUTZ, M. (Hrsg.): Fundamentals - Biomedical engineering and design handbook. 2. ed. New York: McGraw-Hill, 2009, S. 125–151.
- [188] UMBERGER, B. R.; GERRITSEN, K. G. M.; MARTIN, P. E.: Muscle fiber type effects on energetically optimal cadences in cycling. *Journal of Biomechanics* Bd. 39 (2006) Nr. 8, S. 1472–1479.

- [189] HANSEN, E. A.; JØRGENSEN, L. V.; JENSEN, K.; FREGLY, B. J.; SJØGAARD, G.: Crank inertial load affects freely chosen pedal rate during cycling. *Journal of Biomechanics* Bd. 35 (2002) Nr. 2, S. 277–285.
- [190] BERTUCCI, W.; GRAPPE, F.; GIRARD, A.; BETIK, A.; ROUILLON, J. D.: Effects on the crank torque profile when changing pedalling cadence in level ground and uphill road cycling. *Journal of Biomechanics* Bd. 38 (2005) Nr. 5, S. 1003–1010.
- [191] MIEHLING, J.; WARTZACK, S.: Parametrische biomechanische Simulation am Beispiel des Radfahrens. In: *Beiträge zum 25. Symposium Design for X*. Hamburg: TuTech, 2014, S. 273–284.
- [192] RYAN, M. M.; GREGOR, R. J.: EMG profiles of lower extremity muscles during cycling at constant workload and cadence. *Journal of Electromyography and Kinesiology* Bd. 2 (1992) Nr. 2, S. 69–80.
- [193] KLESHNEV, V.: Comparison of On-Water Rowing with its Simulation on Concept2 and Rowperfect Machines. *ISBS Conference Proceedings* (2008).
- [194] BENSON, A.; ABENDROTH, J.; KING, D.; SWENSEN, T.: Comparison of Rowing on a Concept 2 Stationary and Dynamic Ergometer. *Journal of Sports Science & Medicine* Bd. 10 (2011) Nr. 2, S. 267–273.
- [195] TURPIN, N. A.; GUÉVEL, A.; DURAND, S.; HUG, F.: Effect of power output on muscle coordination during rowing. *European journal of applied physiology* Bd. 111 (2011) Nr. 12, S. 3017–3029.
- [196] BACA, A.; KORNFELD, P.; HELLER, M.: Comparison of foot-stretcher force profiles between on-water and ergometer rowing. In: SCHWAMEDER, H. (Hrsg.): *Proceedings of the XXIV International Symposium on Biomechanics in Sports*, S. 347–350.
- [197] FLUIT, R.; van der Krogt, M. M.; VAN DER KOOLJ, H.; VERDONSCOT, N.; KOOPMAN, H. F. J. M.: A simple controller for the prediction of three-dimensional gait. *Journal of Biomechanics* Bd. 45 (2012) Nr. 15, S. 2610–2617.

- [198] CARBONE, V.; van der Krogt, M. M.; KOOPMAN, H. F. J. M.; VERDONSCHOT, N.: Sensitivity of subject-specific models to errors in musculo-skeletal geometry. *Journal of Biomechanics* Bd. 45 (2012) Nr. 14, S. 2476–2480.
- [199] SETH, A.; MATIAS, R.; VELOSO, A. P.; DELP, S. L.: A Biomechanical Model of the Scapulothoracic Joint to Accurately Capture Scapular Kinematics during Shoulder Movements. *PloS one* Bd. 11 (2016) Nr. 1.
- [200] OOSTERWAAL, M.; CARBES, S.; TELFER, S.; WOODBURN, J.; TØRHHOLM, S.; AL-MUNAJJED, A. A.; VAN RHIJN, L.; MEIJER, K.: The Glasgow-Maastricht foot model, evaluation of a 26 segment kinematic model of the foot. *Journal of foot and ankle research* Bd. 9 (2016), S. 19.
- [201] BOSMANS, L.; VALENTE, G.; WESSELING, M.; VAN CAMPEN, A.; GROOTE, F. de; SCHUTTER, J. de; JONKERS, I.: Sensitivity of predicted muscle forces during gait to anatomical variability in musculotendon geometry. *Journal of Biomechanics* Bd. 48 (2015) Nr. 10, S. 2116–2123.
- [202] KRÜGER, D.; MIEHLING, J.; WARTZACK, S.: A simplified approach towards integrating biomechanical simulations into engineering environments. In: *Proceedings of NordDesign 2012*, S. 334–341.
- [203] KRÜGER, D.; WARTZACK, S.: Towards CAD integrated Simulation of Use under Ergonomic Aspects. In: *Proceedings of the International Design Conference - DESIGN 2014*, S. 2095–2104.
- [204] NORMAN, D. A.: *The design of everyday things*. Revised and expanded ed. New York: Basic Books, 2013.

Online-Buchshop für Ingenieure

■ ■ VDI nachrichten

BUCHSHOP

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

VDI nachrichten

BUCHSHOP

www.vdi-nachrichten.com/Der-Shop-im-Ueberblick

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 978-3-18-344501-1