Jens Mühlstedt

Entwicklung eines Modells dynamisch-muskulärer Arbeitsbeanspruchungen auf Basis digitaler Menschmodelle

Jens Mühlstedt

Entwicklung eines Modells dynamisch-muskulärer Arbeitsbeanspruchungen auf Basis digitaler Menschmodelle

TECHNISCHE UNIVERSITÄT
CHEMNITZ

Universitätsverlag Chemnitz
2012

Impressum

Bibliografische Information der Deutschen Nationalbibliothek

Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Angaben sind im Internet über http://dnb.d-nb.de abrufbar.

Zugl.: Chemnitz, Techn. Univ., Diss., 2012

Technische Universität Chemnitz/Universitätsbibliothek
Universitätsverlag Chemnitz
09107 Chemnitz
http://www.bibliothek.tu-chemnitz.de/UniVerlag/

Herstellung und Auslieferung
Verlagshaus Monsenstein und Vannerdat OHG
Am Hawerkamp 31
48155 Münster
http://www.mv-verlag.de

ISBN 978-3-941003-62-0

http://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:bsz:ch1-qucosa-86342

Entwicklung eines Modells dynamisch-muskulärer Arbeitsbeanspruchungen auf Basis digitaler Menschmodelle

Von der Fakultät für Maschinenbau der
Technischen Universität Chemnitz genehmigte

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor-Ingenieur
Dr.-Ing.

vorgelegt

von: **Dipl.-Ing. Jens Mühlstedt**
geboren am 06.05.1981 in Gera
eingereicht am 07.12.2011

Gutachter:
Prof. Dr. phil. habil. Dr.-Ing. Birgit Spanner-Ulmer
Prof. Dr.-Ing. Martin Schmauder

Chemnitz, den 07.12.2011

Bibliografische Beschreibung

Mühlstedt, Jens

Thema

**Entwicklung eines Modells
dynamisch-muskulärer Arbeitsbeanspruchungen
auf Basis digitaler Menschmodelle**

Dissertation an der Fakultät für Maschinenbau
der Technischen Universität Chemnitz,
Institut für Betriebswissenschaften und Fabriksysteme,
Professur Arbeitswissenschaft, Chemnitz

231 Seiten und 142 Seiten in Anlagen,
insgesamt 373 Seiten

88 Abbildungen und 82 Abbildungen in Anlagen,
insgesamt 170 Abbildungen

15 Tabellen und 3 Tabellen in Anlagen,
insgesamt 18 Tabellen

120 Quellenzitate und 291 Quellenzitate in Anlagen,
insgesamt 411 Quellenzitate[1]

[1] Unternehmensbezeichnungen, Handelsnamen, Warenzeichen und dergleichen sind in der Arbeit, soweit bekannt, durch Kursivschrift gekennzeichnet – die Rechte liegen bei den jeweiligen Inhabern

Referat

Arbeitswissenschaftliche digitale Menschmodelle werden als Werkzeuge virtueller Ergonomie zur Gestaltung menschengerechter Produkte und Arbeitsplätze genutzt. Der bislang nur qualitativ beschriebene Praxiseinsatz wird durch theoretische Analysen und eine empirische Studie systematisiert und darauf aufbauend werden die Schwachstellen der Systeme erörtert. Ein wesentlicher Ansatzpunkt für Weiterentwicklungen ist die Erarbeitung ergonomischer Bewertungsverfahren bzw. -modelle, insbesondere für Belastungen aufgrund von Bewegungen. Digitale Menschmodelle bieten das Potenzial, aus simulierten Bewegungsdaten und den damit zusammenhängenden Belastungen eine Bewertung der Arbeitsvorgänge zu generieren. In dieser Arbeit wird daher ein neues arbeitswissenschaftliches Bewertungsmodell für muskuläre Beanspruchungen erforscht, d. h. methodisch hergeleitet und evaluiert. Dazu ist ein Versuchsstand zur Standardisierung und Belastungserzeugung notwendig. In der darauf aufbauenden Laborstudie werden die Belastungsparameter statischer Momentanteil, Winkelgeschwindigkeit und Momentrichtung variiert und die daraus entstehende Veränderung der muskulären Beanspruchung von Probanden erforscht. Ein dafür benötigtes, neues Verfahren zur Normalisierung wird vorgestellt. Die Laborstudie zeigt, dass der statische Momentanteil linear steigend mit der Arbeitsbeanspruchung zusammenhängt. Die durchschnittliche Winkelgeschwindigkeit hat auf die Arbeitsbeanspruchung je nach Muskeltyp entweder einen linear steigenden oder keinen Einfluss.

Schlagworte

virtuelle Ergonomie, Arbeitswissenschaft, Ergonomieverfahren, Elektromyografie, EMG, MVC/MVE, NSM, Normbewegung, digitale Menschmodelle, Belastung, Beanspruchung

Abstract

Digital human models for human factors are used as tools for virtual ergonomics and the design of products and workplaces. In this work the use of the systems is analysed with theoretical models and an empirical study. Therefore, disadvantages of the systems are identified. A main idea for further developments is the research on ergonomic approaches and models, especially for movements and the strain caused by movements. Digital human models are capable to assess work processes based on data from simulations. In this work a new human factors orientated rating model for muscular strains is developed and evaluated. A test stand generates and standardizes the stress. In a laboratory survey the stress parameters are analysed. The variation of the static torque part, the angular velocity and the torque direction cause changes in the muscular strains. Hence, these muscular strains are measured electromyographically. A new normalisation method, the *normalised standard movement*, is introduced. The survey shows the existence of a correlation of static torque part and work strain. Depending on the muscle type, the angular velocity either affects the work strain linear increasing or does not affect it.

Keywords

virtual ergonomics, human factors, ergonomics, electromyography, EMG, MVC/MVE, NSM, normalised standard movement, digital human models, stress, strain

Inhalt

	Seite
Bibliografische Beschreibung	6
Referat, Schlagworte	7
Kurz- und Formelzeichen	12
1 Einleitung	**15**
2 Stand der Wissenschaft und Technik	**19**
2.1 Arbeitswissenschaft und virtuelle Ergonomie	19
2.2 Digitale Menschmodelle	26
2.2.1 Historie digitaler Menschmodelle	27
2.2.2 Systeme arbeitswissenschaftlicher digitaler Menschmodelle	30
2.2.3 Eigenschaften arbeitswissenschaftlicher digitaler Menschmodelle	38
2.3 Belastung und Beanspruchung	43
2.4 Arbeitswissenschaftlich-biometrische Bewertungsverfahren	50
2.4.1 Belastungsbewertungsverfahren	51
2.4.2 Beanspruchungsermittlungsverfahren	55
2.5 Fazit und Ableitung von Forschungsfragen	58
3 Studien zu digitalen Menschmodellen	**59**
3.1 Erweiterte Analysemethodik virtueller Ergonomie	59
3.2 Erarbeitung eines Funktionsschemas digitaler Menschmodelle	62
3.3 Empirische Studie zur Anwendung digitaler Menschmodelle	66

3.3.1 Vorstudie und Versuchsdesign der Anwenderbefragung 66
3.3.2 Ergebnisse der Anwenderbefragung 69
3.4 Fazit der Ergebnisse der Studien 92
4 Entwicklung eines Bewertungsmodells dynamisch-muskulärer Beanspruchungen für digitale Menschmodelle 99
4.1 Physiologische Funktionseinheiten 102
4.2 Verrichtungssystematik arbeitsbezogener Bewegungen und Elementarbewegungen 109
4.3 Herleitung des Bewertungsmodells dynamisch-muskulärer Beanspruchungen 111
4.3.1 Eine Ergonomie-Datenbank als Rahmen des Bewertungsmodells 112
4.3.2 Das Bewertungsmodell in einem digitalen Menschmodell 115
4.3.3 Das Bewertungsmodell in einer Laboruntersuchung 117
4.3.4 Weiterentwicklung zu einem Ergonomieverfahren 119
4.4 Fazit der Modellentwicklung 120
5 Laborstudie zur Evaluierung des Bewertungsmodells 121
5.1 Versuchsplanung 121
5.1.1 Messverfahren Elektromyografie 122
5.1.2 Bewegungsabstraktion, Schwerkraftausgleich und Körperhaltung 124
5.1.3 Zeitliche Steuerung der Versuche 130
5.1.4 Normalisierung der Versuchsergebnisse 133
5.1.5 Probanden 137
5.2 Konstruktion und Aufbau des Versuchsstandes 138

5.2.1 Funktions- und Wirkstruktur des Versuchsstandes 139
5.2.2 Versuchsstand ARBEX und Komponenten 147
5.3 Versuchsdurchführung 160
5.3.1 Versuchsserien zur Evaluierung des Bewertungsmodells 160
5.3.2 Ablauf einer Versuchsserie 169
5.4 Ergebnisse der Laborstudie 172
5.4.1 Berechnungen zur Versuchsauswertung 173
5.4.2 Zusammenhang zwischen Moment und Arbeitsbeanspruchung 182
5.4.3 Zusammenhang zwischen Bewegungsgeschwindigkeit und Arbeitsbeanspruchung 187
5.4.4 Kinetische und elektromyografische Normalisierung 195
5.4.5 Vergleich der Normalisierungen per Maximalkraftmessung und Normbewegung 199
5.4.6 Subjektive Beanspruchung und muskuläre Ermüdung 203
5.5 Fazit der Laborstudie 209
6 Zusammenfassung und Ausblick 215
Quellenverzeichnis 219
Anlagen
A Katalog digitaler Menschmodelle 233
B Fragebogen empirische Studie / Anwenderbefragung 329
C Anforderungsliste Versuchsstand 339
Quellenverzeichnis der Anlagen 343

Kurz- und Formelzeichen

AB	Arbeitsbeanspruchung [µV]
BA	Bewegungsaktivität [µVs]
bAB	beurteilte Arbeitsbeanspruchung
BE	Beanspruchungseinheiten
c	Variationskoeffizient
CAD	Computer Aided Design
CAE	Computer Aided Engineering
CAM	Computer Aided Manufacturing
CAx	Computer Aided …
EDV	elektronische Datenverarbeitung
EA	elektrische Aktivität [µV]
EMG	Elektromyografie
f	Freiheitsgrad
F	Kraft [N]
FE	Finite Elemente
FFT	Fast-Fourier-Transformation
l	(Muskel-)Länge [m]
M	Moment [Nm]
M_{eff}	Effektivmoment [Nm]
M_{stat}	statischer Momentanteil [Nm]
MVC	*maximal voluntary contraction*
MVE	*maximal voluntary electrical activity*
MKS	Mehrkörpersystem
NEMG	Nadel-Elektromyografie
NSM	*normalised standard movement*
NSMC	*normalised standard movement* / *contraction torque*
NSME	*normalised standard movement* / *electrical activity*

OEM	Original Equipment Manufacturer
OEMG	Oberflächen-Elektromyografie
PC	Personal Computer
pFE	physiologische Funktionseinheit
PLM	Produktlebenszyklusmanagement
q	Quotient
r	Korrelationskoeffizient
R^2	Bestimmtheit der Regressionsgerden
RMS	root mean square
RVC	*reference voluntary contraction*
RVE	*reference voluntary electrical activity*
s	Standardabweichung
s^2	Varianz
sEMG	surface electromyography
t	Zeit [s]
t_p	Pausendauer [s]
TU	Technische Universität
VR	Virtual Reality
$\bar{x}$	Mittelwert
α	Winkelbeschleunigung [°/s²]
$\overline{\omega}$	durchschnittliche Winkelgeschwindigkeit [°/s]
σ	(Gelenk-)Winkel [°]
σ_{min}	Minimal(gelenk-)winkel [°]
σ_{max}	Maximal(gelenk-)winkel [°]
ω	Winkelgeschwindigkeit [°/s]

1 Einleitung

Die Bewertung physischer Arbeit stellt eine Herausforderung bei der Analyse von Arbeitsvorgängen dar. Digitale Menschmodelle als Werkzeuge rechnerunterstützter Planung bieten das Potenzial, aus simulierten Bewegungsdaten und damit zusammenhängenden Belastungen ergonomische Bewertungen zu generieren. In dieser Arbeit werden digitale Menschmodelle betrachtet, deren Praxisanwendung untersucht und darauf aufbauend ein neues arbeitswissenschaftliches Bewertungsmodell für dynamisch-muskuläre Beanspruchungen entwickelt. Mithilfe dieses Modells können Beanspruchungen systematisch untersucht und bewertet werden. Eine anschließend vorgesehene Implementierung als Ergonomie-Datenbank erlaubt im Rückschluss eine Bewertung von simulierten Arbeitsbelastungen.

Motivation

Digitale Menschmodelle sind im Rahmen der virtuellen Ergonomie seit vielen Jahren erfolgreich eingesetzte Werkzeuge ergonomischer Produkt- und Prozessgestaltung. Die Auslegung von Fahrzeuginnenräumen und die Gestaltung von Mensch-Maschine-Schnittstellen sind ohne die Nutzung von CAD-Systemen und mit diesen Systemen verzahnten arbeitswissenschaftlichen digitalen Menschmodellen für Konstrukteure mittlerweile undenkbar. Auch Planer setzen derartige Menschmodelle bei der Gestaltung von Arbeitsplätzen, Lageplänen und Arbeitsprozessen im Rahmen der Digitalen Fabrik ein. Dazu kommen als zentrale Funktionen die Visualisierung einer virtuellen Gestaltung sowie die Nutzung von Ergonomieverfahren zur Bewertung dieser Gestaltung zum Einsatz. Hierfür wurden in der jüngeren Vergangenheit nur wenige neue, in digitale Menschmodelle integrierte Bewertungsverfahren zur Einschätzung physiologischer Arbeitsprozesse entwickelt, wobei gerade die zur Verfügung stehenden

Möglichkeiten aktueller Technik großes Potenzial bieten. Die Softwaresysteme beinhalten viele Simulationsdaten, die für die Bewertung von Belastungen digital erstellter Arbeitsprozesse notwendig sind. Gerade dynamische Vorgänge stellen hierbei einen relevanten, aber bislang kaum untersuchten Bereich arbeitswissenschaftlicher Betrachtung dar. Unterstrichen wird diese Notwendigkeit von dem Umstand, dass Muskel-Skelett-Erkrankungen nach wie vor Hauptursache beruflicher Krankenfehltage und von Berufskrankheiten darstellen (BMAS, 2009). Vor dem Hintergrund der demografischen Entwicklung, vor allem den älter werdenden Beschäftigten, wohnt der Gestaltung von Arbeit eine hohe Bedeutung inne. Jedes Werkzeug, das zur Verbesserung der Arbeitsbedingungen beiträgt, hilft bei der Vermeidung zu hoher Belastungen – die Entwicklung einer neuen Bewertung dynamischer Vorgänge zum Einsatz in digitalen Menschmodellen bzw. deren Erarbeitung durch die Messung von Beanspruchungen ist demnach die zentrale Motivation dieser Arbeit.

Zielsetzung

Die maßgebliche Zielsetzung der Arbeit besteht in der Analyse digitaler Menschmodelle mit der Absicht, ein darauf aufbauendes Bewertungsmodell für dynamisch-muskuläre Arbeitsbeanspruchungen zu entwickeln. Die theoretischen Analysen in Verbindung mit der empirischen Studie zu digitalen Menschmodellen und deren Anwendung dienen dazu, eine Weiterentwicklung vorzubereiten sowie methodisch zu begründen. Die Weiterentwicklung umfasst die Erarbeitung eines Modells, das einen Zusammenhang zwischen physiologischen Arbeitsvorgängen insbesondere dynamischer Art und den damit einhergehenden Belastungen in Bezug zu auftretenden Beanspruchungen des Menschen herstellt. Um das zunächst theoretisch aufgestellte Modell zu evaluieren, ist eine Laborstudie integraler Bestandteil der Zielsetzung. Mittels dieser Studie und des darin entwickelten Laborversuchsstandes wird das Bewertungsmodell bezüglich dessen physiologischer Anwendbarkeit evaluiert.

Vorgehen und Aufbau der Arbeit

Die Arbeit gründet vorwiegend auf zwei wissenschaftlichen Teildisziplinen: digitale Menschmodelle als Teil der virtuellen Ergonomie und ergonomische Bewertungsverfahren als wichtige Bausteine der angewandten Arbeitswissenschaft. Zu beiden Teildisziplinen wird der Stand der Technik dargestellt (Kapitel 2). Dies bildet die Grundlage der weiteren, in Abb. 1.1 dargestellten wesentlichen Forschungsschritte der Arbeit.

Mit dem Ziel, den Praxiseinsatz der virtuellen Ergonomie aufzuzeigen, werden die digitalen Menschmodelle analysiert (Kapitel 3). Dies erfolgt zuerst in zwei vorbereitenden theoretischen Studien, in denen eine erweiterte Analysemethodik virtueller Ergonomie vorgestellt und ein Funktionsschema zu den wesentlichen Systemelementen erarbeitet werden. Eine empirische Studie in Form einer Anwenderbefragung liefert wesentliche Erkenntnisse zu positiven und negativen Aspekten digitaler Menschmodelle. Ein zentrales Ergebnis besteht in der Notwendigkeit und dem Potenzial, neue ergonomische Bewertungsverfahren zu entwickeln und in die Systeme zu integrieren.

Die darauf folgende Entwicklung des Bewertungsmodells dynamisch-muskulärer Beanspruchungen (Kapitel 4) beginnt mit der Erarbeitung methodischer Forschungsansätze. Hierauf aufbauend wird eine Möglichkeit zur Integration des Modells als Ergonomie-Datenbank in digitale Menschmodelle vorgestellt. Auf dieser Basis erfolgt die theoretische Herleitung des Bewertungsmodells.

Anschließend werden diese theoretischen Erkenntnisse praktisch evaluiert. Hierfür wird ein Versuchsstand zur Standardisierung der Bewegungen und Belastungen konzipiert und aufgebaut. Mit diesem werden die eigentlichen Versuchsreihen der Laborstudie zur Analyse dynamisch-muskulärer Beanspruchungen durchgeführt (Kapitel 5). Die Studie nutzt das Verfahren der Elektromyografie, das durch die Messung elektrischer Potenziale im Muskel von Probanden Rück-

schlüsse auf Beanspruchungen ermöglicht. Ein Verfahren zur referenzbezogenen Normalisierung elektrischer Aktivitäten von Bewegungen wird vorgestellt. Durch die Studie wird aufgezeigt, ob dynamisch-muskuläre Arbeitsbeanspruchungen messbar und damit bewertbar im Sinn einer Einschätzung deren Höhe sind. Es werden die Zusammenhänge zwischen Belastungsvariablen und Beanspruchungsgrößen untersucht. Der Ausblick auf weiteren Forschungsbedarf schließt die Arbeit ab.

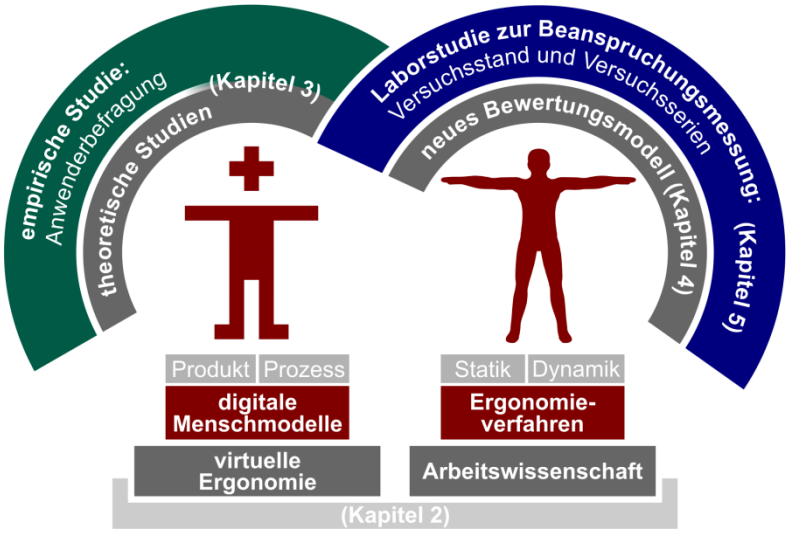


Abb. 1.1: schematischer Aufbau wesentlicher Forschungsschritte dieser Arbeit

2 Stand der Wissenschaft und Technik

Zum Stand arbeitswissenschaftlicher Forschung und Praxis werden im Folgenden die zwei wesentlichen Themenfelder der Arbeit vorgestellt: die virtuelle Ergonomie (Kapitel 2.1) sowie die digitalen Menschmodelle (Kapitel 2.2) insbesondere mit der Vorstellung aktueller Systeme und wesentlicher Eigenschaften. Anschließend wird das Belastungs-Beanspruchungs-Konzept (Kapitel 2.3) als integraler Bestandteil angewandter Arbeitswissenschaft und weiterer Ausgangspunkt für diese Arbeit beschrieben. Davon ausgehend werden arbeitswissenschaftliche Verfahren zur Belastungsbewertung sowie Verfahren zur Beanspruchungsermittlung erläutert (Kapitel 2.4).

Einige Teile dieses Kapitels konnten bereits in Vorträgen und Veröffentlichungen vorgestellt und diskutiert werden. Dies betrifft Komponenten der virtuellen Ergonomie, Menschmodelle in der Digitalen Fabrik und Fakten zur historischen Entwicklung sowie den arbeitswissenschaftlichen Menschmodellen (Spanner-Ulmer, Mühlstedt, 2009; Spanner-Ulmer, Mühlstedt, 2010; Mühlstedt, Spanner-Ulmer, 2008b; Mühlstedt, Kaußler, Spanner-Ulmer, 2008).

2.1 Arbeitswissenschaft und virtuelle Ergonomie

Das Fachgebiet der Arbeitswissenschaft befasst sich im Themenfeld von Mensch, Technik und Organisation mit der Humanisierung und der Rationalisierung der Arbeit. Die Arbeitswissenschaft beschäftigt sich hierbei

> „*mit der jeweils systematischen Analyse, Ordnung und Gestaltung der technischen, organisatorischen und sozialen Bedingungen von Arbeitsprozessen mit dem Ziel, dass die arbeitenden Menschen in produktiven und effizienten Arbeitsprozessen:*

- *schädigungslose, ausführbare, erträgliche und beeinträchtigungsfreie Arbeitsbedingungen vorfinden,*
- *Standards sozialer Angemessenheit nach Arbeitsinhalt, Arbeitsaufgabe, Arbeitsumgebung sowie Entlohnung und Kooperation erfüllt sehen,*
- *Handlungsspielräume entfalten, Fähigkeiten erwerben und in Kooperation mit anderen ihre Persönlichkeit erhalten und entwickeln können.*

Gegenstand der Arbeitswissenschaft ist es also, bestehende Arbeitsbedingungen zu analysieren, das dabei gewonnene Wissen systematisch aufzubereiten und daraus Gestaltungsregeln abzuleiten.“ (Luczak, Volpert, 1987).

Als „angewandte Arbeitswissenschaft“ können im Rahmen dieser Arbeit praxisbezogene Methoden und Werkzeuge verstanden werden. Die als Ergonomie bezeichnete Disziplin hat eine sehr große Schnittmenge mit der Arbeitswissenschaft, wird dieser aber meist untergeordnet, da die Arbeitswissenschaft z. B. auch Themen der Arbeitsorganisation umfasst. Die Ergonomie kann in Produkt- und Prozessergonomie getrennt werden. Daneben existieren viele Subdisziplinen wie System-Ergonomie, Informations-Ergonomie, Neuro-Ergonomie, Software-Ergonomie oder die im Folgenden beschriebene virtuelle Ergonomie.

Die Arbeitswissenschaft ist eine interdisziplinäre Wissenschaft, weswegen Verzahnungen mit benachbarten Disziplinen besonders stark sind (Lippoth, Schweres, 2011). Das Thema dieser Arbeit betrachtend, sind beispielsweise Physiologie (siehe Kapitel 2.3, 2.4, 4 und 5), Anthropometrie (siehe Kapitel 2.2.3), Sportwissenschaft, Biometrik und Biomechanik wichtige angrenzende Fachdisziplinen.

Virtuelle Ergonomie

Rechnergestützte Methoden und Werkzeuge zur ergonomischen Gestaltung bilden ein junges Themengebiet arbeitswissenschaftlicher Untersuchungen. Diese werden in dieser Arbeit als „virtuelle Ergonomie“ bezeichnet. Unter dem Begriff sollen Software-Werkzeuge oder Teile davon zusammengefasst werden, mit denen arbeitswissenschaftliche Ziele verfolgt werden können. Der Einsatz derartiger Software-Werkzeuge erfolgt zunehmend in fast allen Phasen des Produktentstehungs- und -herstellungsprozesses (Abb. 2.1) mit den Zielen einer hohen Wirtschaftlichkeit der Unternehmen, einer hohen Qualität der Produkte, des Wissenserwerbs und -erhalts bei den Nutzern sowie einer vermehrten Kommunikation und Standardisierung im Unternehmen (VDI 4499-1, 2008; VDI 2209, 2006). Die wesentlichen Anwendungsfelder der letzten Jahre sind CAx-Systeme und Werkzeuge der Digitalen Fabrik bzw. des Produktlebenszyklusmanagements.

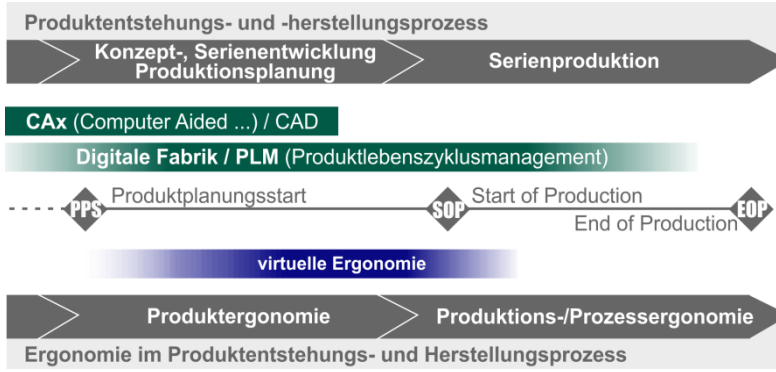


Abb. 2.1: Produktentstehungs- und -herstellungsprozess mit der darin verankerten Ergonomie sowie Softwarewerkzeugen

CAx-Systeme (wie CAD…Computer Aided Design, CAE…Computer Aided Engineering) sind aus der Produktentwicklung nicht mehr wegzudenken (Vajna, Weber, Bley, Zemann, 2009). Sowohl große als auch kleine und mittlere Unternehmen verwenden eines oder mehrere dieser Systeme. Produktergonomische Funktionalitäten umfassen dabei die Möglichkeit, 3-D-Objekte mit der Oberflächengeometrie eines Menschen zu nutzen oder digitale Menschmodelle zur ergonomischen Gestaltung zu verwenden, wie es etwa in *CATIA*, *NX* und *PRO/Engineer* möglich ist (siehe Kapitel 2.2.2). Neben den zahlreichen CAx-Systemen existieren Spezialsoftware-Systeme im Bereich der Produktergonomie, wie *EB Guide* zur Bewertung von Bedienoberflächen (Elektrobit, 2008) oder Systeme der Virtual Reality (VR) (z. B. Shaikh, Jayaram, Jayaram, Palmer, 2004).

Unter dem Begriff der **Digitalen Fabrik** werden alle Werkzeuge zur rechnergestützten Planung und Prozessgestaltung zusammengefasst (VDI 4499-1, 2008; Kühn, 2006). Die Digitale Fabrik stellt damit neben den CAx-Systemen das zweite wichtige Themenfeld im Produktentstehungs- und -herstellungsprozess dar, alle rechnergestützten Systeme werden oft unter dem Begriff Produktlebenszyklusmanagement (PLM) zusammengefasst. Die Systeme der Digitalen Fabrik werden seit vielen Jahren in großen und zum Teil auch in kleinen und mittleren Unternehmen angewandt. In den Softwaresystemen existieren zum Teil standardisierte Ansätze zur ergonomischen Gestaltung und Bewertung in Form von Checklisten (z. B. in *Dassault Systemes Delmia Process Engineer*), digitalen Menschmodellen (z. B. in *Tecnomatix*, *DELMIA*) oder als Ergonomie-Modul (z. B. *MTMergonomics* in *TiCon*). Im Bereich der Prozessergonomie existieren ungleich mehr Spezialsoftware-Systeme, beispielsweise zur Prozessplanung und Ablaufanalyse (MTM-Software, 2009; IOA, 2009), zur Lichtplanung (z. B. Dial, 2009; Relux Informatik, 2009; Alware, 2009; Radiance, 2009) oder zur Personalplanung (einen Überblick gibt z. B. SoftGuide, 2009). Über diese Werkzeuge

hinaus werden für die Lösung ergonomischer Fragestellungen häufig auch Standard-Softwaresysteme, von Software zu Messgeräten über Fragebögen- und Statistikpaketen bis hin zu Grafik- und Office-Systemen, verwendet.

Analyse des Marktes von PLM, CAx und der Digitalen Fabrik

Um den Praxiseinsatz der Werkzeuge der virtuellen Ergonomie abzuschätzen, wird eine Analyse der Marktanteile verschiedener Hersteller und Systeme herangezogen, die im Produktentstehungs- und -herstellungsprozess zum Einsatz kommen. Dies beinhaltet letztendlich auch die Systeme und Einsatzgebiete digitaler Menschmodelle.

Die Umsatzverteilung der Hersteller für Software des Produktlebenszyklusmanagements (PLM), von CAx-Systemen und der Digitalen Fabrik zeigen *Dassault Systemes* und *Siemens PLM*, gefolgt von *PTC* (*Parametric Technology Corporation*), als Marktführer (Abb. 2.2). Produktlebenszyklusmanagement (PLM) wird hierbei als Oberbegriff der Softwaresysteme aufgefasst, der die anderen beiden Bereiche integriert. Die CAx-Produkte der Unternehmen sind *CATIA* und *SolidWorks* von *Dassault Systemes*, *NX* und *SolidEdge* von *Siemens PLM* sowie *Creo*, vormals *Pro/ENGINEER* von *PTC* mit ähnlichen Marktanteilen. Darüber hinaus existieren sehr viele CAx-Softwaresysteme für sehr viele Anwendungen (Wikipedia, 2011b; OpenDirectory, 2011). Bezüglich der Systeme der Digitalen Fabrik besitzt *Siemens PLM* den größten Marktanteil, gefolgt von *Dassault Systemes* und *PTC*. Die Systeme der virtuellen Ergonomie mit den digitalen Menschmodellen können gleichsam den CAx-Systemen und der Digitalen Fabrik zugerechnet werden (Abb. 2.2).

Die Industriebereiche, in denen PLM-Softwaresysteme zum Einsatz kommen, sind primär Luft- und Raumfahrt, Automobil- und Fahrzeugindustrie sowie deren Zulieferer, Maschinenbauindustrie und Hightech- bzw. Elektronikindustrie. Weitere Einsatzfelder mit geringerem

Anteil am Gesamtumsatz sind beispielsweise die Konsumgüterindustrie, die Energieindustrie sowie der Ausbildungs- und Dienstleistungssektor (CIMdata, 2008; Zeyn, 2006). Die Systeme der virtuellen Ergonomie, insbesondere digitale Menschmodelle, können in eben diesen Industriesegmenten zum Einsatz kommen. Ob ein derartiger Einsatz sinnvoll ist und inwiefern die Systeme ausreichende Funktionen, vor allem Ergonomieverfahren, zur Verfügung stellen, wird die empirische Studie in Kapitel 3.3 erörtern.

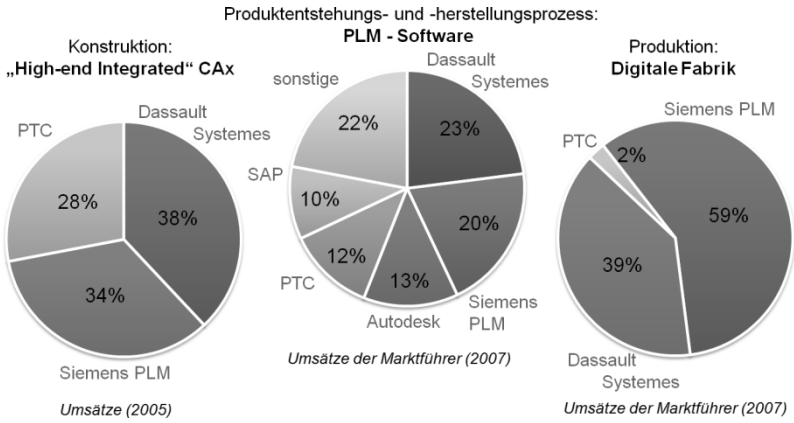


Abb. 2.2: Marktanteile der „großen“ Systeme in Konstruktion (links), Produktion (rechts) und im gesamten Produktentstehungs- und -herstellungsprozess (Mitte) (links: Zeyn, 2006; Mitte: PAC, 2008; rechts: CIMdata, 2008)

Um arbeitswissenschaftlichen Anforderungen in Konstruktion und Planung gewachsen zu sein, stellt sich die Frage, inwieweit eine Ergonomiebeurteilung und –gestaltung in den weit verbreiteten Konstruktions- und Planungssoftwaresystemen, also die **virtuelle Ergonomie**, integriert ist bzw. integriert werden sollte. Spezialsoftware ist für bestimmte Fragestellungen natürlich sehr hilfreich. Dennoch sind kritische Fragen im Zusammenhang mit einer sehr

heterogenen Softwareausstattung zu stellen: Unterschiedliche Bedienkonzepte können die Fehlermöglichkeiten erhöhen, eine (unternehmensweite) Standardisierung erscheint ebenso schwierig wie eine integrierte, redundante und sichere Datenhaltung oder der Rückgriff auf bestimmtes Expertenwissen. Um diese und weitere Fragen positiv zu beantworten, sollte angestrebt werden, universelle Softwaresysteme zu schaffen oder auszubauen, gerade auch um die ergonomischen Erkenntnisse für verschiedene Anwendungsbereiche und verschiedene Phasen des Produktentstehungs- und -herstellungsprozesses verfügbar zu machen. Die Nutzung von universellen Softwaresystemen und virtueller Ergonomie sollte folgende Ziele anstreben:

- Die modular aufgebauten Systeme können in vielen Phasen des Produktlebenszyklus zur Anwendung kommen, z. B. kann eine für die Produktgestaltung entwickelte Sichtanalyse auch bei der Arbeitsplatzgestaltung sinnvoll eingesetzt werden.
- Die in den CAx-/PLM-Systemen hoch entwickelten Datenspeicher- und -verwaltungssysteme können ebenso von den digitalen Menschmodellen, z. B. zur Archivierung oder für einen Variantenvergleich, genutzt werden.
- Mit der Nutzung der Systeme wird eine Standardisierung bei der ergonomischen Bewertung dadurch erreicht, dass in verschiedenen Praxisanwendungen dieselben Ergonomieverfahren zum Einsatz kommen.
- Die Zusammenarbeit verschiedener Anwender der Systeme wird vereinfacht, da sie mit denselben Werkzeugen und z. T. mit denselben Daten arbeiten.

- Nicht zuletzt sollten die Hauptziele der Digitalen Fabrik – Wirtschaftlichkeit der Unternehmen und Qualität der Produkte – auch bei der Nutzung der virtuellen Ergonomie eine wesentliche Rolle spielen.

Neben diesen Vorteilen sind auch verschiedene Nachteile derartiger Systeme bekannt, wie z. B. fehlende Nutzerakzeptanz, hoher Zeitaufwand bei der Bearbeitung, teilweise hoher Schulungsbedarf oder nicht ausreichend zur Verfügung stehende Analysefunktionen. Das Verhältnis zwischen Vor- und Nachteilen wird insbesondere in der empirischen Studie in Kapitel 3.3 thematisiert. Die digitalen Menschmodelle als wesentlicher Bestandteil der virtuellen Ergonomie werden im Folgenden vorgestellt.

2.2 Digitale Menschmodelle

Als digitale Menschmodelle werden Softwaresysteme oder Teile von Softwaresystemen bezeichnet, die modellhaft Eigenschaften und Fähigkeiten des menschlichen Organismus oder Elemente davon abbilden und zur Nutzung bereitstellen. Durch Anwendung dieser Systeme in spezifischen Szenarien können Erkenntnisse in den Bereichen Arbeitswissenschaft, Kognition, Medizin, Biometrik und weiteren gewonnen werden. Obwohl durch Andeutung einer Null-Eins-Dualität eventuell missverständlich, hat sich der Begriff digitale Menschmodelle im Wesentlichen für derartige Systeme durchgesetzt. Daneben kommen in Veröffentlichungen und im Sprachgebrauch zuweilen weitere Begriffe zum Einsatz (Abb. 2.3).

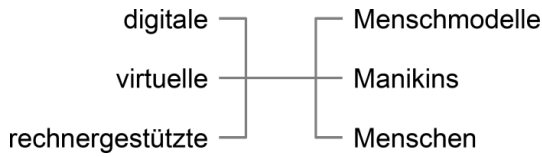


Abb. 2.3: verschiedene in der Literatur genutzte Begriffe für digitale Menschmodelle

Auch im Englischsprachigen existieren für die häufig als „digital man models“ bezeichneten Systeme verschiedene weitere Begriffe (Abb. 2.4).

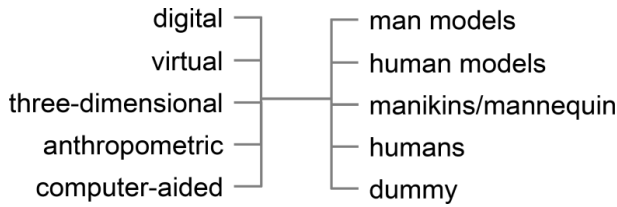


Abb. 2.4: verschiedene, in der Literatur genutzte englische Begriffe für digitale Menschmodelle

Im Folgenden werden nach einer kurzen Darstellung der historischen Entwicklung die wichtigen Systeme, die in arbeitswissenschaftlichen Untersuchungen zum Einsatz kommen, sowie deren wesentliche Eigenschaften vorgestellt.

2.2.1 Historie digitaler Menschmodelle

Nachdem in den 1970er-Jahren einige Firmen begannen, mit Großrechnern erste Forschungsschritte zu virtueller Konstruktion zu unternehmen, entwickelte sich die PC-orientierte, Software-basierte Konstruktion beginnend in den 1980er-Jahren. Bis in die 1990er-Jahre verbreiteten sich verschiedene Systeme zur Gestaltung von 2-D- und 3-D-Konstruktionen. Darüber hinaus wurden stetig andere

Bereiche neben der eigentlichen Produktgestaltung mit rechnergestützten Systemen erschlossen (Vajna, Weber, Bley, Zeman, 2009).

Die ersten Ansätze zur Entwicklung digitaler Menschmodelle bildeten sich in den **1960er**-Jahren als Digitalisierung der zweidimensionalen Körperumrissschablonen. Schnell entdeckten die Entwickler das Potenzial rechnerunterstützter Lösungen. In den ersten Jahrzehnten entwickelten viele Gruppen sowohl aus der Industrie als auch aus der universitären Forschung eigene Systeme, da der Aufwand für die Implementierung eines solchen einfachen Menschmodells vergleichsweise gering ausfiel. Es entstanden so Softwarelösungen historisch bedeutender Modelle wie *Anthropos*, *ANYBODY*, *AnyMan*, *BOEMAN*, *CAR*, *CyberMan*, *Ergo*, *ERGOman*, *ManneQuin* oder *Safework* (Bubb, Fritzsche, 2009; Duffy, 2009; Kroemer, Snook, Sheridan, 1988; Schaub, 1988; Seidl, 1994). Die Konzepte reichten hierbei von der Abbildung eines Menschen als Zusammensetzung polygonaler Grundkörper, als Modellierung aus horizontalen Schichten, als Darstellung über eine Vielzahl von Kugeln, Mehrkörpersysteme bis hin zur Nutzung von Finite-Elemente-Modellen. Seit den 1960er-Jahren entstanden viele Systeme digitaler Menschmodelle (Abb. 2.5), die im Laufe der Jahre weiterentwickelt, teilweise wieder eingestellt, teilweise zusammengeführt oder in andere Modelle integriert wurden.

Die weitere Entwicklung bezüglich arbeitswissenschaftlicher Fragestellungen wurde meist durch konkrete Anforderungen aus industriellen Problemstellungen vorangetrieben. Da kostenintensives Arbeiten im Weltraum möglichst genau vorher simuliert werden musste, wurden Modelle für diese Aufgaben entwickelt. Auch andere Gestaltungsfragen in Flugzeugen oder Ähnlichem, die zu einer Kostenersparnis führen konnten, beförderten weitere Entwicklungen. Später wurden vorhandene Modelle aus diesen Spezialanwendungen gelöst, erweitert und breiter gefächerten Anwendungsgebieten

zugänglich gemacht. Dies geschah nicht zuletzt durch die Steigerung der Rechenleistung.

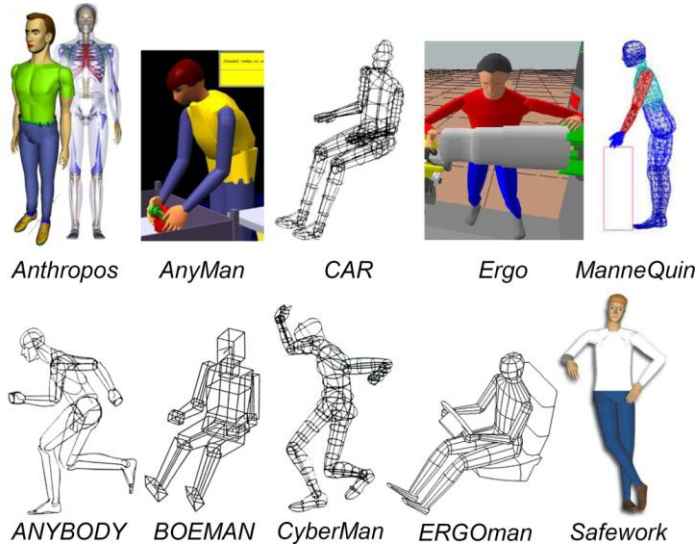


Abb. 2.5: Beispiele historischer arbeitswissenschaftlicher digitaler Menschmodelle

Im weiteren Verlauf – hauptsächlich in den **1980er**-Jahren – kristallisierten sich dann die Eigenschaften heutiger Menschmodelle heraus. Einige Speziallösungen wurden weiterhin gepflegt oder auch neu entwickelt, aber die eigentlichen arbeitswissenschaftlich genutzten digitalen Menschmodelle wurden immer vielseitiger einsetzbar und der Funktionsumfang wuchs. Dies führte dazu, dass sich die Anzahl der Modelle verringerte (siehe Anlage A), da der Aufwand zur Erstellung eines neuen Modells anstieg.

In den **1990er-Jahren** und nach der Jahrtausendwende reduzierte sich die Anzahl der Systeme weiter. Viele Unternehmen und damit auch die Menschmodelle fusionierten oder wurden aufgekauft. Einige

Entwicklungen wurden aber auch ganz eingestellt, da der Aufwand zum Zusammenführen zweier Modelle meist hoch ist (Anlage A).

2.2.2 Systeme arbeitswissenschaftlicher digitaler Menschmodelle

Als arbeitswissenschaftlich bezeichnete digitale Menschmodelle, wie *Human Builder*, *Jack* und *RAMSIS*, helfen als Teil eines CAD-Systems dem Konstrukteur bei der ergonomischen Produktentwicklung und als Bestandteil der Digitalen Fabrik dem Planer bei der arbeitswissenschaftlichen Prozessplanung (Abb. 2.6). Sie ermöglichen die Nutzung anthropometrischer Daten, die Nachbildung von Körperhaltungen und die Untersuchung ergonomischer Fragestellungen.

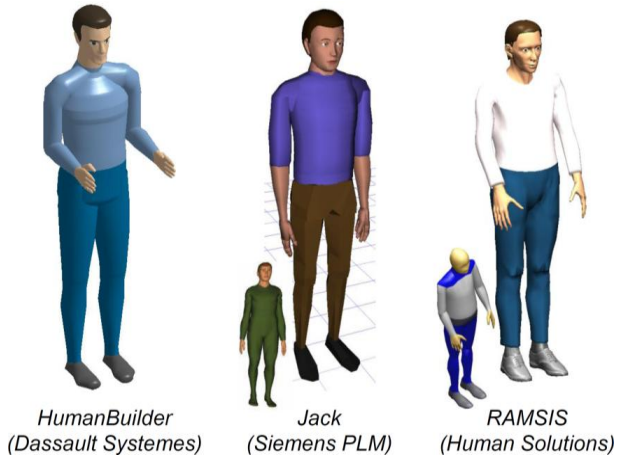


Abb. 2.6: wichtige arbeitswissenschaftliche digitale Menschmodelle

Die Anlage A dieser Arbeit enthält einen Katalog digitaler Menschmodelle, der im Verlauf der Forschungsarbeiten entstand und kontinuierlich erweitert wurde. Zwar existieren diverse Verzeichnisse

digitaler Menschmodelle, u. a. einige Fachartikel, die Dissertation von Seidl (1994) oder auch die Beiträge von Bubb und Fritzsche (2008), LaFiandra (2008) oder Li (2008) im *Handbook of Digital Human Modeling* von Duffy (2008). Diese beschränken sich aber oft auf eine bestimmte Auswahl der Systeme oder enthalten nicht alle aktuellen Entwicklungen, weswegen dieser Katalog zusammengestellt wurde. Dazu wurde eine Recherche durchgeführt, bei der insgesamt 148 historische und aktuelle digitale Menschmodelle untersucht wurden. Zu diesen wurden

- Aufbau,
- Eigenschaften,
- Analysefunktionen
- und Anwendungsbeispiele

recherchiert und zusammengefasst. In der Anlage A werden damit erstmals 97 arbeitswissenschaftliche sowie arbeitswissenschaftlich nutzbare digitale Menschmodelle in diesem Umfang und diesem Detailgrad dargestellt. Im Folgenden werden die drei am stärksten verbreiteten (siehe Kapitel 3.3.2) aktuellen Menschmodelle *Human Builder*, *Jack* und *RAMSIS* mit ihren Eigenschaften und Funktionen vorgestellt. Anschließend werden weitere Systeme zusammenfassend charakterisiert. Die Erkenntnisse dieses Teilkapitels basieren im Wesentlichen auf den Erfahrungen aus der Arbeit mit den Systemen.

Human Builder

Als Teil der CAD-Anwendung *CATIA* des Herstellers *Dassault Systemes* ist ***Human Builder*** (Abb. 2.6) ein Werkzeug, mit dem Produkte und Prozesse untersucht werden können. Es ist ebenso in den Systemen der Digitalen Fabrik *ENOVIA* und *DELMIA* verfügbar. Das Modell kann auf Daten mehrerer Populationen zurückgreifen (Frankreich, Amerika, Kanada, Japan, Korea), jedoch ohne Berücksichtigung der Akzeleration. Bei der Positionierung des Modells über

vordefinierte Haltungen, Vorwärtskinematik oder inverse Kinematik werden die natürlichen Beschränkungen der Gelenkwinkel berücksichtigt.

Neben den Grundfunktionalitäten sind Zusatzpakete zur Analyse erhältlich. Mit *Human Activity Analysis* werden statische Haltungsanalysen, Heben/Tragen *nach NIOSH* und Schieben/Ziehen *nach Snook & Ciriello*, Haltungsanalysen *nach RULA* sowie Bewegungs-, Ergonomie- und Handhabungsuntersuchungen zusammengefasst. *Human Posture Analysis* ermöglicht die qualitative und quantitative Haltungsanalyse mit Einzelwerten für jedes Gelenk, wobei Komfort- und Diskomfort-Bereiche durch den Nutzer definiert werden müssen. Eine automatische Haltungsoptimierung komplettiert den Funktionsumfang. *Human Task Simulation* erlaubt Bewegungssimulationen für Arbeitsprozesse zur Kontrolle ergonomischer, gesundheits- und sicherheitstechnischer Aspekte. So sind Treppensteigen, das Benutzen einer Leiter, die Erstellung makroartiger Bewegungspfade und Schlüsselbild-Animationen vorgesehen. Mit dem *Human Measurements Editor* lassen sich die anthropometrischen Daten für alle Segmente des Menschmodells (um-)definieren.

Jack

Das Menschmodell ***Jack*** (Abb. 2.6) wurde Mitte der 80er-Jahre von der Universität Pennsylvania (*Center for Human Modeling*) in Zusammenarbeit mit der *NASA* und dem Unternehmen *Transom Technologies Inc.* entwickelt. Das Menschmodell ist bisher unter dem Namen *Classic Jack*, auch *Jack* stand-alone, als Einzelsoftware verfügbar; ebenso sind Anbindungen an *Tecnomatix*, die CAD-Lösung *NX* (*NX Human*) sowie die Software *Teamcenter* (*VIS Jack*) verfügbar. In dem System *Tecnomatix* von *Siemens PLM* war das *AnyMan*-Modell implementiert (auch bezeichnet als *eM-Human*). Seit 2007 wurde das *AnyMan*-System von dem *Jack*-Modell abgelöst. *Tecnomatix* wurde nicht zuletzt für die Anwendung in der Digitalen

Fabrik entwickelt. Dabei können Arbeitssequenzen und -abläufe, der Arbeitsplatz, Taktzeiten und ergonomische Bedingungen analysiert werden. Bewegungsmakros, z. B. beim Greifen von Gegenständen, ermöglichen einen effizienten Einsatz. Die Grunddaten des Menschmodells *Jack* entstammen der anthropometrischen Datenbank *Ansur*. Eine bewegliche Wirbelsäule und Gelenke erlauben vielseitige Anwendungen. Das weibliche Gegenstück zum Modell *Jack* wird als *Jill* bezeichnet. Beide sind in einzelnen Anthropometriewerten veränderbar.

Eine Reihe von Analysefunktionen sind in das System integriert (Kraftanalysen, Heben/Tragen, Gefahrenanalysen usw.). Für *Jack* gibt es weitere ergänzende Pakete: *Vis Jack* für die Arbeit mit *VisMockup*, einer Digital-Mockup-Lösung, das *Task Analysis Toolkit* zur ergonomischen Arbeitsgestaltung, das *Occupant Packaging Toolkit* zur weitergehenden Ergonomieuntersuchung und das *Motion Capture Toolkit* zur Aufnahme realer Bewegungsdaten. Die mit *Tecnomatix* meist mit allen integrierten Menschmodellen (*AnyMan*, *Jack*, *RAMSIS*) durchführbaren Analysen sind Taktzeit- und Ergonomieuntersuchungen (Anheben, Körperhaltung, Energieeinsatz), Erreichbarkeitsanalysen, Zeitanalysen *nach MTM*, Sichtbarkeitsauswertungen, Kollisionsanalysen, Heben/Tragen *nach NIOSH* und Analyse von Hand-Arm-Belastungen.

RAMSIS

Das Menschmodell mit dem Akronym ***RAMSIS*** (Rechnergestütztes Anthropologisch-Mathematisches System zur Insassen-Simulation, Abb. 2.7) wurde ursprünglich vom *Lehrstuhl für Ergonomie* an der *TU München*, von der *Katholischen Universität Eichstätt*, der *Forschungsvereinigung Automobiltechnik* und dem Unternehmen *tecmath* entwickelt. Das besonders an die Erfordernisse der Automobilindustrie angepasste Menschmodell ist als Einzelanwendung sowie als Integration für PLM-Anwendungen (*CATIA*, *Tecnomatix*)

verfügbar und wird von einem Großteil der Automobilhersteller in der Entwicklung genutzt (Human Solutions, 2005). Das Hauptaugenmerk des Programms liegt bei ergonomischen Untersuchungen von Cockpits der Fahrzeug-, Flugzeug- und Baumaschinenindustrie, wofür vom Hersteller *Human Solutions* die Pakete *RAMSIS Automotive*, *Aircraft* und *Industrial Vehicles* verfügbar sind. Das System integriert viele differenzierte Datenbanken mit etlichen Populationen unterschiedlichen Alters, Differenzierung nach Perzentilen, Somatotypen und Einbeziehung der Akzeleration.

In den jeweiligen Systemkonfigurationen können verschiedene ergonomische Analysefunktionen genutzt werden. Untersuchungen des Komfortempfindens, Haltungs- und Sichtanalysen sowie Erreichbarkeits-Betrachtungen sind durchführbar. Mittels der Module *RAMSIS Global Concepts*, *Seat Belt Design*, *Ergonomic Expert* und *Standards & Regulations* stehen weitere Pakete für spezielle Anwendungen zur Verfügung. Außerdem können Daten aus 3-D-Bodyscannern von *Human Solutions* importiert werden. Eine Schnittstelle zur Software *Virtual Design 2* erlaubt Anwendungen in Virtual-Reality-Umgebungen.

Tabelle 2.1 fasst die wesentlichen Eigenschaften und Funktionen der drei Menschmodelle zusammen.

Tabelle 2.1: Überblick über wichtige arbeitswissenschaftliche digitale Menschmodelle

Modell	Human Builder	Jack	RAMSIS
Hersteller	*Dassault Systems*	*Siemens PLM*	*Human Solutions*
Aufbau	Skelett, Haut	Skelett, Haut	Skelett, Haut
Modelleigenschaften	5 Populationen, Geschlecht, Alter, 99 Perzentile	Geschlecht, 5 Perzentile (Gewicht/Größe)	10 Populationen, Geschlecht, Alter, Perzentile, Proportion, Akzeleration
Analysefunktionen	Sichtbarkeit, Erreichbarkeit, Lastenhandhabung, Haltung, Biomechanik etc.	Sichtbarkeit, Erreichbarkeit, Lastenhandhabung, Ermüdungsanalyse, Arbeitsumsatz, Zeitanalysen, Komfort etc.	Sichtbarkeit, Erreichbarkeit, Diskomfort, Kräfte, Gurtverlauf etc.
(PLM-) Plattform	*CATIA*, *ENOVIA*, *DELMIA*	stand-alone, *Tecnomatix*, *NX*, *Teamcenter*	stand-alone, *CATIA*, *Tecnomatix*

Weitere arbeitswissenschaftliche digitale Menschmodelle

Neben den drei beschriebenen Menschmodellen, die die größte Verbreitung in der Praxis aufweisen (siehe Kapitel 3.3), existieren weitere (Abb. 2.7), die ebenfalls als arbeitswissenschaftliche Menschmodelle zu bezeichnen sind, aber im Ergebnis der empirischen Studie (Kapitel 3.3) eine geringere Verbreitung oder einen eingeschränkten Funktionsumfang aufweisen. *AnyMan* ist neben Jack ebenso Teil des *Tecnomatix*-Systems. Das *Boeing Human*

Modeling System (*B-HMS*) wird aktuell noch vertrieben und dient primär Anwendungen in Luft- und Raumfahrt. Auch im CAD-System *CREO*, vormals *PRO/Engineer*, ist seit Version *Wildfire 4.0* das Menschmodell *Manikin* erhältlich. Das Menschmodell *Human* in *DELMIA Process Engineer* (*DPE*) wird für Arbeitsplatzanalysen mit besonderem Fokus auf zeitwirtschaftlichen Fragenstellungen genutzt. Der *Editor menschlicher Arbeit* (*EMA*) wird von *imk automotive* entwickelt und vertrieben und bietet die Möglichkeit einer Prozessbaustein-basierten Bewegungssimulation. *HumanCAD* von *NexGen Ergonomics* wird als Nachfolger von *Mannequin* für arbeitswissenschaftliche Untersuchungen angeboten. *SAMMIE* von *SAMMIE CAD Ltd.* ist ein weiteres arbeitswissenschaftliches System. *Santos* wurde vom amerikanischen Militär entwickelt, soll aber zukünftig auch für zivile Anwendungen erschlossen werden (ausführliche Beschreibungen siehe Anlage A).

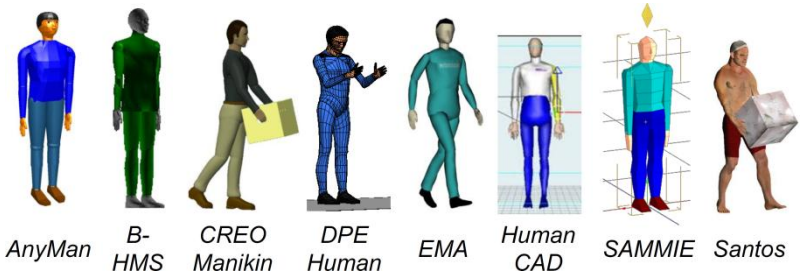


Abb. 2.7: weitere arbeitswissenschaftliche digitale Menschmodelle

Arbeitswissenschaftlich nutzbare digitale Menschmodelle

Weitere Menschmodelle werden in Anwendungsgebieten genutzt, die nicht arbeitswissenschaftlich im engeren Sinn sind, aber dennoch Schnittmengen mit der Arbeitswissenschaft aufweisen (Abb. 2.8). Da einige Fragen nur mit dynamischen Modellen analysierbar sind, verwenden einige Menschmodelle (*DYNAMICUS*) Mehrkörpersyste-

me (MKS). Andere Systeme (*HUMOS*, *MADYMO*, *SIMULA*, *THUMS*) sind als Finite-Elemente-Modelle aufgebaut, um besonders bei Crash-Simulationen die Auswirkungen auf den Menschen simulieren zu können. Eine weitere Gruppe (*DI-Guy*, *Digital Biomechanics*, *Poser*) setzt den Fokus auf realistisches Aussehen, autonome Animation und echtes Bewegungsverhalten, teilweise auch mit Mehr-Personen-Interaktion. Ebenso grafisch orientiert sind spezielle VR-Anwendungen (*IC:IDO Ergonomics*). Eine letzte Gruppe (*AnyBody*, *LifeMOD*, *SIMM*, *VIMS*) modelliert Knochen, Sehnen und Bänder sehr detailliert. Dadurch lassen sich verschiedene Analysen der Muskelkräfte, z. B. für Anwendungen im Sport-, Physiotherapie- oder Medizinbereich, realisieren (ausführliche Beschreibungen siehe Anlage A).

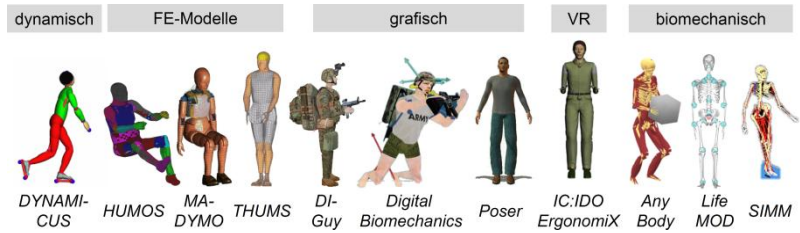


Abb. 2.8: arbeitswissenschaftlich nutzbare digitale Menschmodelle

Darüber hinaus existieren weitere als Menschmodelle bezeichnete Systeme, wie Avatare oder Figuren aus 3-D-Animationen und Computerspielen. Diese haben keine arbeitswissenschaftliche Anwendung, wenngleich sie teilweise ähnliche Algorithmen verwenden.

2.2.3 Eigenschaften arbeitswissenschaftlicher digitaler Menschmodelle

Die arbeitswissenschaftlichen digitalen Menschmodelle haben vielfach gemeinsame Eigenschaften und Funktionen. Die Modelle basieren auf einem abstrakten Skelettmodell, das Segmente (Strecken, Linien, auch Bones) mit Gelenken (auch Joints, Links) verbindet. Die Gelenke enthalten null bis drei rotatorische Freiheitsgrade und ermöglichen somit das Nachbilden einer Körperhaltung. Des Weiteren sind arbeitswissenschaftliche digitale Menschmodelle mit einer Oberfläche versehen, die Haut bzw. Kleidung darstellt. In vielen Systemen ist hierbei jeweils ein 3-D-Körper an ein Segment gekoppelt und bewegt sich dementsprechend in gleicher Weise. Dies führt an den Übergangs- bzw. Schnittstellen der 3-D-Objekte zu unrealistischen Darstellungen, gerade in Extremlagen der Gelenke, weswegen neuere Systeme mit verformbaren Hüllflächen für Haut und Kleidung ausgestattet sind (sogenannte Meshs). Die Modelle sind durch Vorwärtskinematik, inverse Kinematik oder Zugriff auf eine Datenbank positionierbar. Dabei sind entweder ausreichende Im-/Export-Schnittstellen zum Austausch von CAD-Daten vorhanden oder das Menschmodell ist als Plug-In oder Teil einer Software implementiert und kann so mit den 3-D-Daten der Konstrukteure und Planer direkt arbeiten. Jedes der Menschmodelle ist in unterschiedlich vielen anthropometrischen Variablen veränderbar, die im Folgenden erläutert werden.

Anthropometrie

Die Anthropometrie wird als Disziplin der Verhältnisse und Vermessung des menschlichen Körpers verstanden (z. B. Adler et al., 2010). Diese Vermessung betrifft hauptsächlich Längen und Massen des gesamten Körpers oder Teile davon. Das Ziel ist die Bereitstellung von Längenmaßen und Körper(teil)massen zur Gestaltung von Cockpits, Fahrzeugen, Arbeitsplätzen, Möbeln etc. **Anthropometri-**

sche Untersuchungen werden klassisch mit Anthropometern – Messwerkzeugen ähnlich eines Messschiebers –, Messzirkeln und weiteren Längen- und Winkelmessgeräten durchgeführt. Seit einigen Jahren werden außerdem Bodyscanner genutzt, die mittels Laserscannern schichtweise eine 3-D-Punktwolke der Oberfläche eines Menschen erstellen und anschließend anthropometrische Maße daraus ermitteln lassen.

Wie lang die Segmente sind, wie groß der Bewegungsbereich der Gelenke ist und wie groß die 3-D-Hüllobjekte für Haut und Kleidung sind, bestimmt die **anthropometrische Datenbasis** eines Menschmodells. Diese entstammt fast immer Reihenuntersuchungen, bei denen die Individuen einer Population anthropometrisch vermessen werden und dies statistisch ausgewertet wird. Diese Daten sind für den Populationsdurchschnitt oder veränderbar anhand anthropometrischer Variablen vorhanden und können somit ein konkretes Menschmodell entstehen lassen. Längenmaße sind meist normalverteilt, Körper(teil-)massen weisen meist eine schiefe Verteilung auf. In Deutschland existiert beispielsweise die DIN 33402-2 (2005), die auf Basis der Definitionen von DIN 33402-1 (2008) und DIN EN ISO 7250 (1997) perzentilierte, altersabhängige anthropometrische Maße der deutschen Bevölkerung enthält. Außerdem ist für Gestaltungen die BAuA-Veröffentlichung von Jürgens, Matzdorff und Windberg (1998) relevant, die Daten eines geschlechtsneutralen *Europamenschen* enthält. In den Jahren 2007 und 2008 wurde in Deutschland die Reihenuntersuchung *SizeGERMANY* (2007) durchgeführt, die neuere Daten erfasste. Einen Überblick über weltweit verschiedene Untersuchungen gibt Wikipedia (2011a).

Anthropometrische Variablen und Anthropometrietyp

Die Anthropometrie differenziert sich basierend auf der Vielfalt der Menschen unterschiedlicher Populationen. Die Parameter, die einen Einfluss auf die Maße haben, werden als **anthropometrische Vari-**

ablen bezeichnet (Abb. 2.9). Diese können gegliedert werden in die Grunddaten Geschlecht und Perzentil, demografische Daten und Daten zum Körperbau. Ein Individuum besitzt eine bestimmte Ausprägung dieser anthropometrischen Variablen, bezeichnet als **Anthropometrietyp**. Da in diesem Zusammenhang kein Terminus gebräuchlich ist, wird im Folgenden der Begriff Anthropometrietyp verwendet.

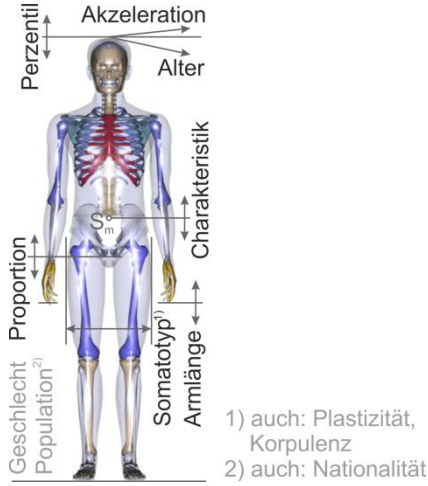


Abb. 2.9: anthropometrische Variablen des menschlichen Körpers

Grunddaten: Geschlecht und Perzentil

Anthropometrieuntersuchungen unterteilen Populationen primär nach Geschlecht und Perzentil, wobei auch geschlechtsneutrale Verteilungen wie der Europamensch bekannt sind. Ein **Perzentilwert** gibt nach DIN 33402-2-B1 (1984) an, „wieviel [sic] Prozent der Menschen in einer Bevölkerungsgruppe – in bezug [sic] auf ein bestimmtes Körpermaß – kleiner sind als der jeweils angegebene Wert.“ Die Körperhöhe ist das Maß, das in diesem Zusammenhang am häufigs-

ten genutzt wird. Alle anderen in den Datenbasen genutzten Längenmaße, ebenso wie die Körpermasse und Körperteilmassen, sind ebenfalls perzentiliert ermittelbar. Üblicherweise werden bei anthropometrischen Gestaltungen zwei Perzentilgrenzen genutzt, um bei einer Gestaltung möglichst viele Nutzer zu beachten und möglichst wenige ausschließen zu müssen. In der Produktergonomie werden oft das 5. Perzentil weiblich sowie das 95. Perzentil männlich genutzt. Somit werden fünf Prozent der Bevölkerung ausgeschlossen, deren anthropometrische Maße aufgrund der Verteilung ohnehin vergleichsweise weit von den anderen Maßen weg liegen. Daneben werden in einigen Anwendungsfällen 1. (w) und 99. (m) oder 2,5. (w) und 97,5. (m) Perzentil zur Gestaltung herangezogen. Demgegenüber wird bei prozessergonomischen Analysen und Gestaltungen überwiegend nur ein bestimmter Anthropometriewert, z. B. das 50. Perzentil männlich oder das 85. Perzentil weiblich, genutzt. Die Gründe für diese Herangehensweise liegen einerseits in der oft geringen zur Verfügung stehenden Zeit für eine Analyse sowie in geringeren Anforderungen an die Genauigkeit bei der Gestaltung eines Arbeitsplatzes.

Demografie: Population/Nationalität, Alter und Akzeleration

Weitere relevante anthropometrische Variablen betreffen die Demografie. Hierbei wird eine Datenmenge nach der regionalen Herkunft, bezeichnet als **Population** oder Nationalität, differenziert. Dies kann sich, wie bei der DIN-Norm, auf eine Nation beziehen, kann aber auch eine größere Region, wie Nordamerika oder Südasien, betreffen. Eine Einteilung nach **Altersgruppen** orientiert sich an einem Querschnitt einer Bevölkerung. In der DIN 33402-2 (2005) werden etwa die Altersgruppen 18-25, 26-40, 41-60, 61-65 sowie eine zusammenfassende Gruppe 18-65 Jahre unterschieden. Diese Unterteilung begründet sich in der Entwicklung der Menschen und den jeweiligen Lebensumständen. Andererseits beeinflussen weiterhin Alterseffekte die Anthropometrie. Beides führt in Deutschland dazu,

dass alte Menschen beispielsweise kleiner sind als junge. In engem Zusammenhang dazu bezeichnet die **Akzeleration**, auch als säkulare Akzeleration benannt, den Umstand einer Längsschnitt-bezogenen Veränderung einer Population. In den letzten Jahrzehnten ist in Deutschland beispielsweise die Körperhöhe des 50. Perzentils etwa 10 mm pro Dekade gestiegen. Dieser Anstieg verlangsamt sich allmählich und kommt prognostiziert etwa 2030 zum Stillstand. Die Zunahme des Körpergewichts verläuft hingegen mit bislang gleichbleibendem Wachstum (Speyer, 2006). Die Nutzung akzelerierter Werte hilft demnach, eine Datenbasis in die Zukunft zu extrapolieren und damit nicht nur jeweils aktuelle Werte zum Zeitpunkt einer Gestaltung nutzen zu können, sondern für zukünftige Gestaltungen entsprechende Daten zur Verfügung zu haben.

Körperbau: Somatotyp/Plastizität/Korpulenz, Proportion, Charakteristik und Armlänge

Weitere anthropometrische Variablen betreffen den Körperbau des Menschen. Hier sind die Bezeichnungen in verschiedenen Quellen different. Das generelle Verhältnis von Körperhöhe zu Körpermasse wird meist als **Somatotyp** bezeichnet, bei *RAMSIS* im engeren Sinn auch Plastizität und im allgemeinen Sprachgebrauch Korpulenz genannt. Die wissenschaftlich obsolete frühere Unterteilung nach drei Somatotypen (Sheldon, Stevens, Tucker, 1940), vier Konstitutionstypen (Kretschmer, 1921) oder fünf Figurtypen (Braun, 2011) wird heute eher als kontinuierlicher Verlauf betrachtet. Weiter differenziert werden kann der Somatotyp durch die **Proportion**, die das Verhältnis von Oberkörperhöhe zu Beinlänge angibt. Hierbei werden Sitzriesen und Sitzzwerge als Bezeichnungen der Extreme genutzt. Eine weitere Variable betrifft die Körpermassenverteilung und wird als **Charakteristik** bezeichnet. Diese Variable bezeichnet das Verhältnis von Muskelmasse und Fettmasse, die im Körper an unterschiedlichen Stellen verstärkt lokalisiert sind. Eine letzte anthropometrische

Variable ist die **Armlänge**, deren Betrachtung bei gleich hohen Menschen gerade in Bezug auf Erreichbarkeiten sinnvoll ist.

Neben den Eigenschaften und anthropometrischen Daten digitaler Menschmodelle sind auch deren Funktionen von besonderem Interesse. Diese werden in den zwei theoretischen Studien betrachtet (Kapitel 3.1f).

2.3 Belastung und Beanspruchung

Das Belastungs-Beanspruchungs-Konzept (Abb. 2.10) wurde in den 1970er-Jahren vorgestellt und zeigt den Zusammenhang zwischen einer absoluten, wiederholt messbaren, objektbezogenen Belastung und der konkreten subjektbezogenen Beanspruchung eines Menschen, die von seinen individuellen Eigenschaften abhängt (Rohmert, 1984; Schlick, Luczak, Bruder, 2010). Diese individuellen Eigenschaften können inter- und intraindividuell verschieden sein. Ein grundlegender Zusammenhang ist dabei die Beeinflussung der individuellen Eigenschaften durch eine Ermüdung, wie sie Laurig (Pornschlegel, Scholz, 1978) dem Konzept hinzufügt.

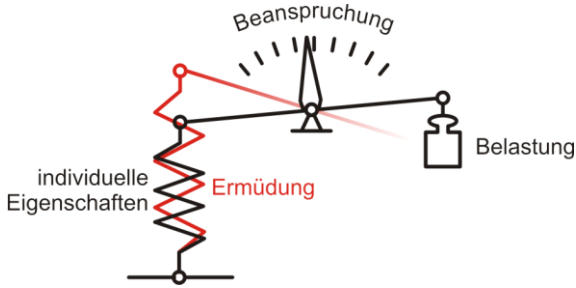


Abb. 2.10: klassisches Belastungs-Beanspruchungs-Konzept, erweitert um die Darstellung des Einflusses der Ermüdung (nach Laurig, 1981, zitiert nach Zülch, von Kiparski, Grießer, 1997)

Das Belastungs-Beanspruchungs-Konzept teilt die auftretenden Vorgänge darüber hinaus in zwei Gruppen auf, die sich je nach Aufgabenstellung unterscheiden (Strasser, 1982). Der physiologischen Betrachtungsweise folgend, wird in dieser Arbeit eine Unterscheidung zwischen muskulären und sonstigen physischen und psychischen Belastungen und Beanspruchungen vorgenommen.

Belastung in physiologischen Arbeitsprozessen

Das Belastungs-Beanspruchungs-Konzept ist sehr allgemein formuliert und kann auf viele Szenarien angewendet werden. Wird die Belastung auf einen Arbeitsprozess bezogen, kann sie als **Arbeitsbelastung** definiert werden. So wurde sie bereits in frühen Arbeiten als „Summe aller Einwirkungen auf die Arbeitsperson durch die Arbeit und Umgebung und aus ihrer Einwirkungsdauer“ beschrieben (Dietrich, 1979). Die DIN EN ISO 6385 definiert die Arbeitsbelastung in aktueller, aber durchaus ähnlicher Form als

> *„Gesamtheit der äußeren Bedingungen und Anforderungen im Arbeitssystem, die auf den physiologischen und/oder psychologischen Zustand einer Person einwirken“ (DIN EN ISO 6385, 2004).*

Arbeitsbelastungen werden in einer grundlegenden Rechnung durch Belastungshöhe und Belastungsdauer gekennzeichnet. Diese zu ermitteln, ist jedoch nur selten trivial lösbar. Daher folgt eine gliedernde Auseinandersetzung mit dem Arbeitsprozess, um den Forschungsgegenstand einzugrenzen. Bei einer Betrachtung der verschiedenen **Belastungsursachen** (z. B. nach Bullinger, 1994) können die drei Hauptaspekte Arbeitsaufgabe, Arbeitsumwelt und Arbeitsorganisation getrennt werden. Arbeitsorganisatorische Belastungen entstehen beispielsweise durch Kommunikation, Veränderungen, Gruppenarbeit, Hierarchien oder Sozialgefüge. Belastungen der Arbeitsumwelt entstammen den Faktoren Lärm, Schwingungen, Luft und Klima, Strahlungen sowie Licht- und Farbgestaltungen. Belas-

tungen aus Arbeitsumwelt und -organisation können den Arbeitsprozess stark behindern, sind aber im Idealfall völlig vermeidbar. Eine kontinuierliche, systemimmanente Arbeitsbelastung entsteht aus der Arbeitsaufgabe. Hier kann die Belastung wie oben beschrieben in physisch-muskuläre und weitere Belastungen der Arbeitsaufgabe unterteilt werden. Während die weiteren, wie z. B. psychischen Belastungen, zwar eine hohe Wachstumsrate um 10% zeigen, besitzen sie einen Anteil von etwa 11% an den Ursachen für Arbeitsunfähigkeitstage gegenüber den fast dreifach so hohen physischen Belastungen mit 29% Anteil (BMAS, 2009). Die physisch-muskuläre Arbeitsbelastung kann in Muskelbelastungen, Herz-Kreislauf-Belastungen, Gelenk- und Hautbelastungen sowie weitere unterteilt werden (z. B. Bullinger, 1994). Hierbei betrifft der Forschungsgegenstand dieser Arbeit die muskulären Belastungen aus dem Arbeitsprozess, die im arbeitswissenschaftlichen Verständnis in statische und dynamische Muskelarbeit aufgegliedert werden können (z. B. Schlick, Bruder, Luczak, 2010).

Beanspruchung in physiologischen Arbeitsprozessen

Belastungen stellen objektbezogene Größen dar, Beanspruchungen hingegen sind subjektbezogen und von individuellen menschlichen Voraussetzungen bzw. Fähigkeiten abhängig. Die Beanspruchung wird in Bezug zur Belastung als „körperliche, mentale und emotionale Beaufschlagung der Arbeitsperson durch die Arbeitsbelastung“ bezeichnet (Dietrich, 1979). Die DIN EN ISO 6385 unterstreicht dies und definiert die Arbeitsbeanspruchung als

> *„innere Reaktion des Arbeitenden/Benutzers auf die Arbeitsbelastung, der er ausgesetzt ist und die von seinen individuellen Merkmalen (z. B. Größe, Alter, Fähigkeiten, Begabungen, Fertigkeiten usw.) abhängig ist“ (DIN EN ISO 6385, 2004).*

Arbeitsbeanspruchungen können in unspezifische, die äußeren Bedingungen betreffende und spezifische, aufgabenbezogene Beanspruchungen unterteilt werden. Ein wichtiger Zusammenhang zur Belastung besteht bei der Ermittlung von Grenzwerten: Beanspruchungen der Individuen eines Probandenkollektivs können statistisch gemittelt und durch die Übertragung auf die Grundgesamtheit zur Ermittlung von Belastungsgrenzwerten genutzt werden.

Statische und dynamische Muskelarbeit

Die vorangegangenen Ausführungen verdeutlichen, dass die muskulären Belastungen und Beanspruchungen für den untersuchten Forschungsgegenstand eine entscheidende Rolle spielen. In der Vergangenheit sind zahlreiche Arbeiten zu statischer und dynamischer Muskelarbeit durchgeführt worden, woraus sich die Trennung der verschiedenen Arten der Muskelarbeit entwickelt hat (z. B. Schlick, Bruder, Luczak, 2010):

- statische Haltungsarbeit (Aufrechterhalten einer Körperposition / innere Kraftwirkung),
- statische Haltearbeit (einer äußeren Kraft entgegenwirkend / äußere Kraftwirkung),
- Kontraktionsarbeit (einer zeitlich sich ändernden äußeren Kraft entgegenwirkend),
- einseitige dynamische Arbeit (Bewegung unter Einsatz von max. 1/7 der Gesamtmuskelmasse eines Menschen),
- schwere dynamische Arbeit (Bewegung unter Einsatz von mehr als 1/7 der Gesamtmuskelmasse eines Menschen).

In dieser Arbeit ist in der Laborstudie (Kapitel 5) hauptsächlich die einseitige, bei der späteren Zusammenführung zu einem Bewertungsmodell auch die schwere dynamische Arbeit Betrachtungsgegenstand, jedoch mit dem Ziel einer Beanspruchung unterhalb der Dauerleistungsgrenze. Bei der Betrachtung der Hand-Finger-

Beanspruchungen, die in Folgearbeiten untersucht werden sollen, kann darüber hinaus Kontraktionsarbeit, etwa bei Clips-Vorgängen[1], auftreten. Die im Folgenden diskutierten Arten der Muskelkontraktion ergänzen diese Einteilung.

Arten der Muskelkontraktion

Um die Untersuchung der Muskeln und ihrer Funktionsweise zu vereinfachen, wird oft auf Spezialfälle der allgemeinen Muskelkontraktion zurückgegriffen (Tabelle 2.2). Diese Arten der Muskelkontraktion sind in quasi jedem Buch über Physiologie, Biometrik und Sportwissenschaft enthalten (z. B. Schlick, Bruder, Luczak, 2010; Weineck, 2000). Dennoch werden die durchaus leicht unterschiedlich definierten Kontraktionsarten kurz beschrieben, nicht zuletzt um darzustellen, wie sie begrifflich in dieser Arbeit verwendet werden.

Im arbeitswissenschaftlich als statisch bezeichneten Fall, auch **isometrische Muskelkontraktion** genannt, hat der Muskel eine konstante Länge und muss z. B. ein Gewicht in Schwebe halten. Hierunter fallen Haltungs- und Haltearbeit. Messungen beschränken sich bei isometrischen Kontraktionen auf weniger Einflussparameter als bei dynamischen Vorgängen. Auch die Maximalkraft des Muskels in verschiedenen Kontraktionszuständen kann vergleichsweise gut bestimmt werden (sogenanntes MVC-Verfahren – *maximal voluntary contraction*, siehe Kapitel 5.2.3 und 5.5.4f). Alle weiteren Muskelkontraktionen sind mit einer Bewegung verbunden und damit dynamisch.

Die **auxotonische** Muskelkontraktion beschreibt den allgemeinen Fall einer Bewegung, ohne dies genauer zu spezifizieren. Im Prinzip könnte diese Art als Überbegriff der weiteren dynamischen Kontraktionsarten verstanden werden.

[1] als Clipsen wird das manuelle Einbringen eines Halteelements in eine dafür vorgesehene Arretierung bezeichnet; ein Clips hält sich und weitere Objekte durch Kraft- und Formschluss; Clipsen wird aufgrund von Kostenvorteilen als Ersatz für Schraubvorgänge o.ä. genutzt

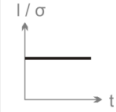
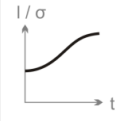
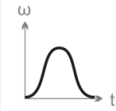
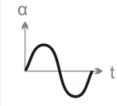
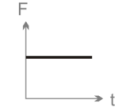
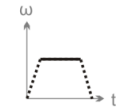
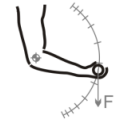
Eine in der Literatur aus verschiedenen Gründen kaum verwendete und daher hier eingeführte Art ist die **natürliche Muskelkontraktion**. Diese entsteht bei einer quasi unbewusst absolvierten Bewegung ohne äußere Einflüsse, wie es z. B. bei Montageprozessen fast immer der Fall ist. Die Bewegung folgt dabei wiederkehrenden Mustern, d. h. Gelenkwinkel, -geschwindigkeit und -beschleunigung sind Funktionen der Zeit ($\sigma = f(t)$; $\omega = f(t)$ und $\alpha = f(t)$). Diese Muster sind beim Gehen sehr detailliert untersucht (z. B. Perry, Burnfield, 2010), bei arbeitswissenschaftlichen Armbewegungen etwa als Polynome dritter und fünfter Ordnung darstellbar (Alexander, 2010). Eine Besonderheit sind die sich ändernden Muskelkräfte, die durch Lage und Bewegung der Körperteile sowie äußere Kräfte und Gewichtskräfte beeinflusst werden. Die natürlichen Bewegungen haben den Vorteil, dass keine gesonderte Bewegungssteuerung erfolgen muss, was ohnehin schwierig ist, wie Vorversuche zeigen werden (siehe Kapitel 5.2.2).

Bei **isotonischen Muskelkontraktionen** bleibt die Muskelkraft gleich. Wird beispielsweise eine horizontale (und damit Gewichtskraft-unbeeinflusste) Krafterhöhung im Ellenbogen gegen einen Widerstand durchgeführt und dieser Widerstand ist örtlich konstant, so ist die Muskelkontraktion isotonisch. Der rein isotonische Fall tritt in der Praxis kaum auf.

Die fünfte Art der Kontraktion ist die **isokinetische Muskelkontraktion**. Diese findet mit gleichbleibender Geschwindigkeit statt. Dadurch reduzieren sich die Einflussparameter, weswegen sie oft für Untersuchungen herangezogen wird. Hierbei tritt das das Problem auf, dass sichergestellt werden muss, dass die Bewegung auch wirklich mit gleichbleibender Geschwindigkeit erfolgt. Dies ermöglicht z. B. ein isokinetisches Dynamometer[1].

[1] isokinetische Dynamometer sind Geräte zur Erzeugung dynamischer Belastungen mit analytischen, rehabilitativen oder physiotherapeutischen Zielen

Tabelle 2.2: Arten der Muskelkontraktion und ihre Eigenschaften (fett markiert ist jeweils der entscheidende Zusammenhang)

Muskelkontraktion	**statisch**	**dynamisch**			
	isometrisch	**allgem. (auxotonisch)**	**natürlich**	**isotonisch**	**isokinetisch**
Muskellänge	$\boldsymbol{l = const.}$	$l \neq const.$	$l = f(t)$	$l \neq const.$	$l = m \cdot t + n$
Winkel	$\sigma = const.$	$\sigma \neq const.$	$\sigma = f(t)$	$\sigma \neq const.$	$\sigma = m \cdot t + n$
Winkelgeschw.	$\omega = 0$	$\omega \neq 0$	$\omega = f(t)$	$\omega \neq 0$	$\boldsymbol{\omega = const.}$
Winkelbeschl.	$\alpha = 0$		$\alpha = f(t)$		$\alpha = 0$
Kraft	$F \neq 0$		$F \neq 0$	$\boldsymbol{F = const.}$	$F \neq 0$
Diagramm			  		
Darstellung					

Ein weiteres Problem ist die Beschleunigungsphase zu Beginn und am Ende der Bewegung, die streng genommen von der isokinetischen Bewegung getrennt werden muss, oft aber mitgemessen wird. Werden natürliche Bewegungen sehr langsam durchgeführt, verläuft der Mittelteil der Bewegung isokinetisch. Wird dies zu stark verlangsamt, ist die Bewegung jedoch kaum noch gleichmäßig, sondern Tremor[1]-beeinflusst „verwackelt".

Von den verschiedenen Muskelkontraktionen sind die statischen pauschal einfacher zu messen, weswegen dazu mehr gesicherte Erkenntnisse vorhanden sind. Unter den dynamischen Muskelkontraktionen sind die Spezialfälle zwar ebenfalls häufig mit weniger Parametern behaftet, die natürlichen Muskelkontraktionen stehen in dieser Arbeit jedoch im Vordergrund, da sie die Bewegungen bei Montagevorgängen, die im Fokus des Forschungsprojektes stehen, am realitätsnächsten modellieren.

2.4 Arbeitswissenschaftlich-biometrische Bewertungsverfahren

Die Messung, Analyse und Bewertung von Arbeit ist immer schon Gegenstand arbeitswissenschaftlicher Forschung und Praxis und wird Wissenschaftlern, Ingenieuren und Praktikern mittels verschiedener Bewertungs- bzw. Ergonomieverfahren zur Verfügung gestellt. Den grundlegenden Zusammenhang zwischen der Arbeitsaufgabe, der daraus resultierenden Belastung und der den einzelnen Menschen betreffenden Beanspruchung kann auf der Grundlage des in Kapitel 2.3 beschriebenen Belastungs-Beanspruchungs-Konzeptes erläutert werden. Dementsprechend werden in Kapitel 2.4.1 zuerst Belastungsbewertungsverfahren vorgestellt und anschließend in Kapitel 2.4.2 Messverfahren zur Ermittlung einer Beanspruchung erläutert.

[1] als Tremor werden unwillkürliche Mikro-Muskelkontraktionen bezeichnet

2.4.1 Belastungsbewertungsverfahren

Der Stand der Wissenschaft und Technik zu ergonomischen Belastungsbewertungsverfahren wird durch eine zusammenfassende Betrachtung der in digitalen Menschmodellen enthaltenen Verfahren sowie die anschließende Übersicht über weitere Belastungsbewertungsverfahren erarbeitet. Zu allen genannten Verfahren dieses Teilkapitels sind ausführliche Beschreibungen und Vergleiche unter anderem in Hoehne-Hückstädt et al. (2007), Caffier, Steinberg, Liebers (1999), Bongwald, Luttmann, Laurig (1995) und Glitsch et al. (2004) enthalten. Nach einer kurzen Systematisierung der Verfahren wird anschließend der Forschungsbedarf abgeleitet.

Belastungsbewertungsverfahren in digitalen Menschmodellen

Die grundlegenden, in digitalen Menschmodellen nutzbaren Analysefunktionen sind Visualisierungen, Sicht- und Erreichbarkeitsanalysen sowie Maß- und Anthropometrieanalysen (siehe Kapitel 2.2 und 3.2). Diese Funktionen entstammen den digitalen Menschmodellen und deren Daten und basieren nicht auf Ergonomieverfahren im eigentlichen Sinn.

Neben diesen Funktionen sind einige in der Vergangenheit als Papier-und-Bleistift-Methoden entwickelte Verfahren der Arbeitswissenschaft in digitalen Menschmodellen nutzbar gemacht worden, indem meist geometrische Daten, wie Gelenkwinkel oder Maßverhältnisse, in Verbindung mit zusätzlichen Eingaben über Dialoge oder Masken und den Algorithmen der Verfahren zu den Ergebnissen führen. Die in den drei am stärksten verbreiteten digitalen Menschmodellen *Jack*, *Human Builder* und *RAMSIS* verfügbaren Methoden sind:

- Körperhaltungs-Bewertung durch Gelenkwinkelanalyse,
- Körperhaltungs-Bewertung *nach NASA-Diskomfort*,
- Lastenhandhabungs-Bewertung *nach NIOSH-Verfahren*,
- Lastenhandhabungs-Bewertung *nach SSP-Modell*,

- Lastenhandhabungs-Bewertung *nach Snook und Ciriello*,
- Lastenhandhabungs-Bewertung *nach REFA* bzw. *nach Siemens-Burandt*,
- Körperhaltungs-Bewertung mit Lastenanteil *nach RULA-Verfahren* und
- Körperhaltungs-Bewertung mit Lastenanteil *nach OWAS-Verfahren*.

In weiteren Systemen sind neben wiederholten Implementierungen oben genannter Ergonomieverfahren die Verfahren der Tätigkeitsbewertung nach *EAWS* in den Menschmodellen *DYNAMICUS* und *EMA* sowie eine Tätigkeitsbewertung durch Energieverbrauchberechnung *nach Garg* im Menschmodell *ERGO* nutzbar[1].

Weitere Belastungsbewertungsverfahren

Sowohl die in digitalen Menschmodellen verfügbaren als auch weitere physiologische Bewertungsverfahren können in verschiedene Kategorien untergliedert werden. Die Möglichkeiten dazu betreffen die Komplexität oder Beurteilungstiefe (Checklisten, Screening-Verfahren oder detaillierte Analysen), die Ergebnisart (Grenzlast, Punktbewertung oder Ampelschema) und das nötige Hintergrundwissen (Praktiker- oder Expertenverfahren). Besonders aber bei der Betrachtung der Datengrundlage bzw. dem physiologischen Wirkzusammenhang werden sowohl der Verfahrenscharakter als auch die Anwendungsbereiche deutlich (Abb. 2.11).

Eine erste Verfahrensgruppe basiert im Wesentlichen auf der Analyse der **Körperhaltung** unter Beachtung bestimmter Lastenhandhabungskomponenten. Mit der Kenntnis über Komfortbereiche der Gelenkwinkel kann eine Aussage über die Arbeitsbelastung getroffen

[1] weitere, in den recherchierten Dokumenten zu ungenau beschriebene Verfahren sowie Spezial-Analysen wurden nicht erwähnt; siehe auch Katalog der Menschmodelle in Anlage A

werden. Hierzu können beispielsweise die Verfahren *RULA*, *OWAS*, *OCRA* / DIN 1005-5 und *REBA* gezählt werden. Diese Verfahren basieren auf Daten der Gelenkwinkel oder einer weniger diffizil aufgelösten Gelenkwinkel-Bereichszuordnung.

Einige Modelle basieren auf **statischen Körperkräften** und damit auf der Position einer Masse oder äußeren Kraft bezogen auf den Körper. Dabei werden Maximalkräfte oder Kraftperzentile (z. B. 15. oder 40.) angegeben. Modelle und Datensammlungen dieses Charakters sind unter anderem die Isodynen *nach Rohmert*, *nach E. A. Müller*, *nach Caldwell*, *nach Davis und Stubbs*, die DIN 1005-3 oder die Normenfamilie DIN 33411. Basisdaten für diese Modelle sind Kraftangriffspunkte und -richtungen in Bezug zum menschlichen Körper.

Eine weitere Verfahrensgruppe basiert auf der Untersuchung der **Wirbelsäule**. Hierbei liegen Kräfteverhältnisse in den Wirbelkörpern und Bandscheiben, insbesondere in der Lendenwirbelsäule, zugrunde. Zu diesen Verfahren zählen u. a. das Verfahren *Der Dortmunder*, das *Mainz-Dortmunder-Dosismodell*, das *NIOSH*- (DIN 1005-2), das *MTJA*- und das *SSP*-Modell, der *Dosisansatz nach Pangert und Hartmann* sowie das *Feststellungsverfahren nach Hartung und Dupuis*. Die Datengrundlage dieser Verfahren bilden Gelenkwinkelangaben der Körperhaltungen sowie Massen und Kräfte, die auf den Körper zusätzlich einwirken. Sehr ähnlich zu den Verfahren basierend auf der Wirbelsäule sind weitere **Lastenhandhabungsverfahren** zum Heben und Senken, Tragen sowie Schieben und Ziehen von Gegenständen. Hierzu zählen die Wertetafeln *nach Snook&Ciriello*, *nach Ayoub*, die *Leitmerkmalmethoden* sowie die einander ähnlichen *REFA*-, *VDI*-, *Siemens*-, *Bosch*- und *Burandt*-Verfahren. Die Datengrundlage für derartige Verfahren bilden die bewegte Masse bzw. benötigte äußere Kraft sowie ausgewählte Körperhaltungs- und Bewegungsmaße.

Eine weitere Gruppe der Bewertungsverfahren nutzt den **Energieumsatz** und ermöglicht damit die Bewertung komplexer Tätigkeiten. Dies betrifft beispielsweise die Verfahren *nach Hettinger*, *nach Laurig*, *nach Spitzer und Hettinger* und Erweiterungen sowie *nach Garg et al.* und Erweiterungen. Grundlage dieser Verfahren ist die Einordnung komplexer Tätigkeiten nach qualitativen Kriterien.

Die letzte Gruppe der **Kombinationsverfahren** nutzt die Erkenntnisse mehrerer Ansätze und ergänzt diese um eine umfassendere Gesamtbewertung. Dazu können das *AAWS*- und *EAWS*-Verfahren sowie deren Derivate *NPW*, *BkB* und *Design-Check* gezählt werden.

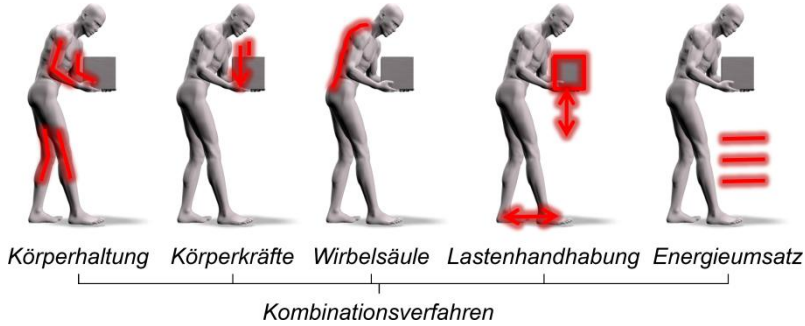


Abb. 2.11: schematische Darstellung der verschiedenen Klassen von Bewertungsverfahren bei einer Unterteilung nach Datengrundlage und physiologischem Wirkzusammenhang

All diese in den Menschmodellen implementierten sowie sonstigen Verfahren und Modelle basieren auf einer Momentaufnahme einer Körperhaltung oder einer Analyse eines Prozessbausteins mittels Anfangs- und Endzustand oder bewerten einen sehr komplexen, aber auch isolierten Vorgang. Die Bewertung einer Bewegung bzw. Bewegungsfolge ist demnach nur eingeschränkt möglich. Das in dieser Arbeit vorgestellte Bewertungsmodell stellt einen Ansatz für eine derartige Bewertung dar.

2.4.2 Beanspruchungsermittlungsverfahren

Gegenüber der verallgemeinerten Bewertung der Belastung kann die Beanspruchung auf ein Individuum bezogen ermittelt werden. Dies dient einerseits der Einschätzung individueller Belastungssituationen, andererseits kann mittels der Messung vieler Individuen und einer Mittelwertbildung im Rückschluss auch eine Belastung beurteilt werden. Die Verfahren können in die physiologische Größen messenden, d. h. objektiven, und in die auf einer Einschätzung durch den Mensch beruhenden, d. h. subjektiven, unterteilt werden.

Objektive Beanspruchungsermittlungsverfahren

Die messtechnische Erfassung physiologischer Größen dient den **objektiven Verfahren** zur Beanspruchungsermittlung. Dies gelingt einerseits mit Leistungsmessungen und andererseits mit der Erfassung physiologischer Kennwerte (Abb. 2.12).

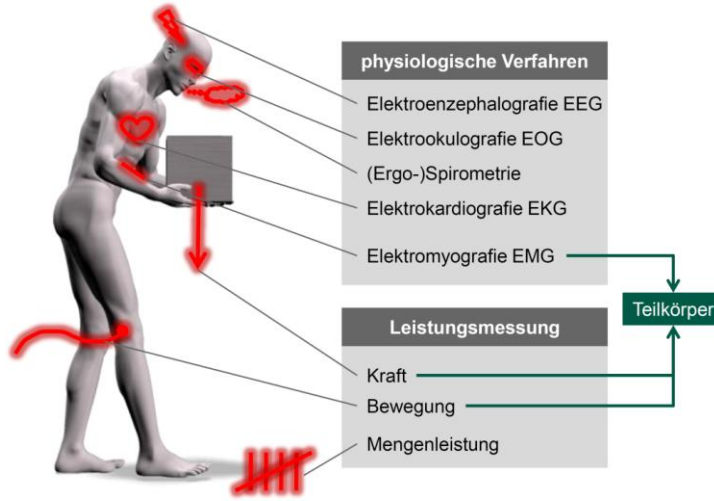


Abb. 2.12: physiologische Verfahren und Methoden der Leistungsmessung

Die **Leistungsmessung** ermöglicht die direkte Erfassung des Ergebnisses einer Arbeitsaufgabe. Die Möglichkeiten hierzu sind zahlreich und von Anwendungsgebiet, Fertigungsart und anderen Faktoren abhängig. Einige Beispiele für Leistungsmessungen sind die Messung von eingeprägten Kräften und Momenten, die Auswertung von Bewegungen (z. B. mittels Motion Capturing), die Erfassung von Mengenleistungen oder die Auszählung von Fehlern.

Die Verfahren, die physiologische bzw. biometrische Größen nutzen, um einen Beanspruchungszustand zu ermitteln, werden als **physiologische Verfahren** bezeichnet. Klassische und oft genutzte Kenngrößen und dazugehörige Verfahren sind (z. B. Bullinger, 1994):

- Herzfrequenz und Arrhythmie via Elektrokardiografie (EKG),
- elektrische Muskelaktivität via Elektromyografie (EMG),
- Augenbewegung und Netzhautpotenziale via Elektrookulografie (EOG),
- Hirnströme via Elektroenzephalografie (EEG),
- Atemfrequenz und Atemgasanalyse via (Ergo-)Spirometrie.

Weitere genutzte Variablen sind die Körperkern- und Hauttemperatur, der Blutdruck, die Flimmerverschmelzungsfrequenz und biochemische Größen (z. B. Hormone, Körperflüssigkeiten). Die Ermüdung kann nur indirekt gemessen werden, weswegen hierfür beispielsweise Maximalkraft- oder Maximalausdauer-Rückgang, Erholungspulssummen oder Lidschlaghäufigkeiten herangezogen werden (z. B. Strasser, 1982).

Die einzigen gebräuchlichen Verfahren, die sich nicht auf die Beanspruchung des Gesamtkörpers beziehen, sondern einzelne Körperteile untersuchen können, sind die Leistungsmessung per Bewegungsuntersuchung und das physiologische Verfahren der Elektromyografie, das in dieser Arbeit genutzt wird (siehe Kapitel 5.1). Weitere theoretisch denkbare Verfahren, die etwa lokale

Leistungs- (Laktatdiagnostik), Schwingungs- (Myotonometrie) oder Temperatur-Werte verwenden, sind (bislang) nicht praxistauglich (Korhonen, Vain, Vanninen, Viir, Jurvelin, 2005).

Subjektive Beanspruchungsermittlungsverfahren

Eine Befragung der Personen, die einer Belastung unterliegen und durch diese beansprucht werden, bildet den gemeinsamen Charakter der **subjektiven Verfahren**. Die Beanspruchung wird mit ein- oder mehrdimensionalen Skalen erfasst.

Die subjektiven Verfahren mit **eindimensionaler Skala** sind nach vorheriger Instruktion sehr schnell und unkompliziert in ihrer Anwendung. Bekannte Verfahren sind

- die *Borg-Skala* mit (unter anderem) 14 Anstrengungs-Werten, z. B. „locker“, „sehr anstrengend“ (Borg, 1982),
- die *CP50-Skala* mit 51 Diskomfort-Werten, z. B. „starker Diskomfort“, „mittlerer Diskomfort“ (Shen, Parsons, 1996) oder
- die *Body Discomfort Scale*, auch *Corlett Discomfort Scale* mit sechs verschiedenen Werten von „kein Diskomfort“ bis „extremer Diskomfort“ (Shen, Parsons, 1996).

Die Erfassung verschiedener Auswirkungen einer Beanspruchung, wie mentale Beanspruchung, physische Beanspruchung, Ermüdung usw., wird mittels subjektiver Verfahren mit mehrdimensionalen Skalen durchgeführt, die eher den Charakter eines Fragebogens aufweisen. Ein Beispiel für diese Art von Verfahren ist der *NASA TLX / Task Load Index* (Hart, 2006). Viele andere existierende Verfahren betrachten Arbeitsprozesse allgemeiner und beziehen neben physischen Beanspruchungen weitere Bereiche ein.

Die in dieser Arbeit genutzten Werkzeuge zur Beanspruchungs-Ermittlung sind aufgrund ihrer Eigenschaften die Elektromyografie, die Bewegungsuntersuchung sowie die *Borg-Skala*.

2.5 Fazit und Ableitung von Forschungsfragen

Die Analyse des Standes von Wissenschaft und Technik der beiden grundlegenden für diese Arbeit relevanten Teildisziplinen – virtuelle Ergonomie mit den digitalen Menschmodellen sowie die Verfahren zur Belastungsbewertung und Beanspruchungsermittlung – zeigt das Potenzial, eine Verknüpfung beider Gebiete zu erforschen. Die technischen Möglichkeiten der rechnergestützten Systeme können durch ein neuartiges Bewertungsmodell für dynamisch-muskuläre Beanspruchungen hervorragend genutzt werden. Um dieses Ziel zu erreichen, stellen sich folgende Forschungsfragen, die durch die Arbeit beantwortet werden sollen:

Forschungsfrage A	In welchem Rahmen und auf welche Weise werden digitale Menschmodelle eingesetzt und welche Weiterentwicklungen folgen aus der Praxisevaluierung? (Kapitel 3)
Forschungsfrage B	Wie kann eine Bewertung muskulär-dynamischer Beanspruchungen modelliert und in Systeme digitaler Menschmodelle integriert werden? (Kapitel 4)
Forschungsfrage C	Sind dynamisch-muskuläre Beanspruchungen messbar und wie hängen Belastungsvariablen und Beanspruchungsgrößen zusammen? (Kapitel 5)

3 Studien zu digitalen Menschmodellen

Um den Einsatz digitaler Menschmodelle zu untersuchen, wird in diesem Kapitel zuerst eine aus der Literatur bekannte, im Rahmen der Arbeit weiterentwickelte Analysemethodik virtueller Ergonomie vorgestellt (Kapitel 3.1). Diese wird um das wesentliche Element eines Funktionsschemas erweitert (Kapitel 3.2). Anschließend wird eine empirische Studie, die sich mit dem Praxiseinsatz digitaler Menschmodelle bei Konstrukteuren und Planern in Deutschland auseinandersetzt, vorgestellt (Kapitel 3.3).

Einige Ergebnisse der Studien konnten bereits in Vorträgen und Veröffentlichungen vorgestellt und diskutiert werden. Dies erfolgte für das Versuchsdesign der empirischen Studie, Teile der Ergebnisse und Komponenten des Funktionsschemas (Mühlstedt, Spanner-Ulmer, 2008a; Mühlstedt, Spanner-Ulmer, 2009; Schlick, Bruder, Luczak, 2010).

3.1 Erweiterte Analysemethodik virtueller Ergonomie

Um digitale Menschmodelle methodisch sinnvoll einzusetzen, ist es hilfreich, nach einer standardisierten Methodik vorzugehen. Ähnlich der Konstruktionsmethodik (VDI 2221, 1993; VDI 2222-1, 1997; Pahl, Beitz, Feldhusen, Grote, 2007), der Arbeitssystemgestaltung (DIN EN ISO 6385, 2004) oder der benutzerorientierten Gestaltungsmethodik (DIN EN ISO 13407, 2000) wurde hierfür „a generic process for human model analysis“ von Green (2000) vorgestellt.

In diesem Analyseablauf werden in sieben Schritten die insbesondere für die Nutzung von digitalen Menschmodellen bei einer prozessorientierten Verbesserung eines Arbeitssystems notwendigen Elemente vorgestellt. Diese Methodik wurde in einigen Arbeiten angewandt. Lämkull, Hanson und Örtengren (2009) stellen den

Schritten verschiedene Bearbeitungspersonen gegenüber. Auch in Forschungs- und Dienstleistungsprojekten während der Entstehung dieser Arbeit wurde diese Methodik erfolgreich eingesetzt. Der bisherige Analyseablauf kann an zwei Stellen entscheidend verbessert werden: Ein zusätzlicher Analyseschritt zur Erarbeitung von Verbesserungsvorschlägen bzw. Gestaltungslösungen sowie eine Ausdehnung des Anwendungsgebietes auf die Produktergonomie ergaben sich als sinnvolle Ergänzungen. In Abb. 3.1 sind die nun acht methodischen Schritte dargestellt, die im Folgenden erläutert werden.

Der erste Schritt besteht in der **Analyse der Aufgabenstellung**, d. h. der Anforderungen der zu bearbeitenden Aufgabe. Hierzu gehören die Elemente des Arbeitssystems bzw. Funktionselemente der Gestaltung, benötigte Werkzeuge und Hilfsmittel, die Mensch-Maschine-Schnittstelle sowie notwendige Körperhaltungen und Kräfte. Außerdem sind Bedienelemente, Anzeigen, zeitliche oder örtliche Einschränkungen und wiederkehrende Aufgaben zu analysieren. Eng verbunden mit dem ersten Schritt ist die **Analyse der Umgebung** des Arbeitsplatzes oder Produktes. Dazu gehören die festen und beweglichen Objekte, mit denen eine Interaktion stattfindet sowie eventuell auftretende Gefährdungen und Arbeitsumweltbedingungen. Bei den beiden ersten Schritten ist eine enge Kommunikation mit dem Auftraggeber sinnvoll, um die Anforderungen gemeinsam detailliert zu erarbeiten.

Nach diesen auch in anderen Gestaltungsmethodiken auftretenden grundlegenden Betrachtungen folgen zwei weitere Analyseschritte, die spezifisch der virtuellen Ergonomie zugeordnet werden können. Zum einen untersucht die **Analyse der Population**, wer mit dem Produkt oder Arbeitsplatz konfrontiert ist oder sein wird. Dazu zählen die eigentlich mit der Gestaltung interagierenden Personen und die Personen in der Umgebung, jeweils mit deren Anthropometrietyp (siehe Kapitel 2.2.3) und mit sonstigen relevanten Merkmalen. Außerdem können Aussagen darüber getroffen werden, ob spezielle

Anforderungen zu Schutzkleidung, Helmen, Brillen, Schuhen oder sonstigen am Körper getragenen Objekten bestehen. Zum anderen werden mit einer **Analyse der Beschränkungen des Softwaresystems** mögliche, zusätzlich zu den rechnerunterstützten Funktionen notwendige Methoden oder Verfahren erörtert. Dies betrifft die Grenzen des primär genutzten Softwaresystems und die daraus folgenden notwendigen weiteren Ergonomieverfahren.

Anschließend folgt die eigentliche Arbeit mit dem System der virtuellen Ergonomie mit der **Durchführung der ergonomischen Analyse**. Hierbei spielen die Ergonomieverfahren die zentrale Rolle, die mit weiteren unabdingbaren Arbeitsschritten im Funktionsschema in Kapitel 3.2 detailliert vorgestellt werden. Durch eine anschließende **Bewertung und Beurteilung der Ergebnisse** der Analyse kann ein Abgleich mit den Anforderungen erfolgen. Hier wird deutlich, welche Anforderungen erfüllt werden können und wie Funktionen und Wirkprinzipien des Produktes bzw. Elemente des Arbeitsplatzes gestaltet werden sollen. Eine Priorisierung der Elemente hilft bei der Präzisierung der Lösung. Bei diesen beiden Schritten ist die Unterstützung durch einen Ergonomen bzw. eine arbeitswissenschaftlich geschulte Person ratsam.

Abschließend kann ein **Entwickeln von Entwürfen und Verbesserungsvorschlägen** die Zielstellung der Gestaltung oder Verbesserung eines ergonomischen Produktes oder Arbeitsplatzes umsetzen. Alle Elemente der Gestaltungslösung müssen im gewünschten Detailgrad durchdacht und entworfen werden. Eine abschließende **Dokumentation der Studie** fasst wichtige Hintergrundinformationen, wie anthropometrische Datenquellen, Körpermaße, Analyseergebnisse, Lösungsentwürfe, Verbesserungsvorschläge sowie relevante Ansprechpartner, zusammen und stellt somit eine Nachvollziehbarkeit sicher.

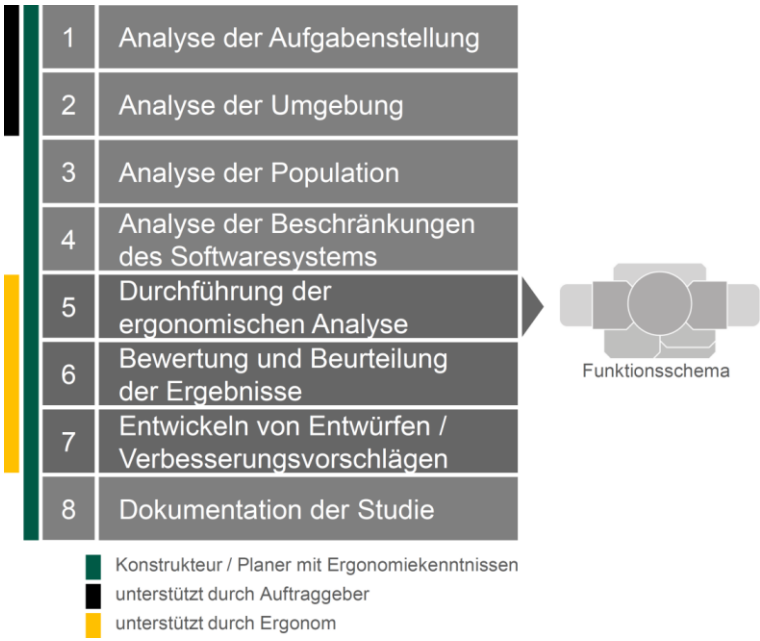


Abb. 3.1: Arbeitsschritte bei der Durchführung einer ergonomischen Studie mit digitalen Menschmodellen (modifiziert nach Green, 2000) sowie daran beteiligte Personen (modifiziert nach Lämkull, Hanson, Örtengren, 2009)

3.2 Erarbeitung eines Funktionsschemas digitaler Menschmodelle

Bei der Durchführung einer ergonomischen Analyse mit den digitalen Menschmodellen und somit der eigentlichen Benutzung der Softwarewerkzeuge kommen viele Funktionen zum Einsatz. Diese möglichst vollständig zu sammeln und methodisch aufzubereiten ist das Ziel der Entwicklung des Funktionsschemas (Abb. 3.2). Es fügt sich in den fünften Schritt der Analysemethodik von Kapitel 3.1 – Durch-

führung der ergonomischen Analyse – ein. Das Schema bildet die Grundlage für die empirische Studie und dient weiterhin der Ableitung des Forschungs- und Entwicklungsbedarfs.

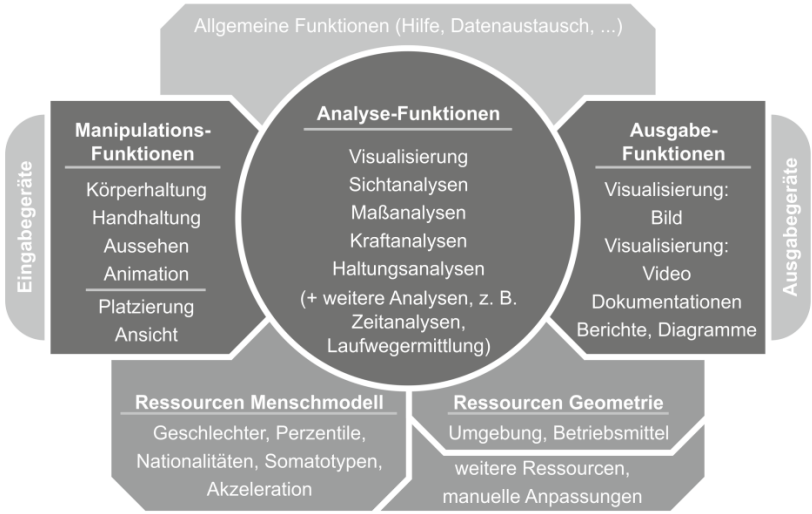


Abb. 3.2: Funktionsschema digitaler Menschmodelle, das alle Elemente zur Durchführung einer ergonomischen Analyse enthält

Mit dem Funktionsschema lässt sich ein typischer Arbeitsablauf bei der Nutzung eines digitalen Menschmodells nachvollziehen: Als Basis einer Analyse wird das Menschmodell unter Rückgriff auf die anthropometrischen **Ressourcen** des Systems erzeugt. Weiterhin werden 3-D-**Geometrien** für die Umgebung sowie benötigte Betriebsmittel erzeugt, importiert oder im CAD- bzw. PLM-System verfügbar gemacht. Unter Verwendung der Ein- und Ausgabegeräte können nun die zentralen Funktionen des Systems genutzt werden: Mittels der **Manipulations-Funktionen** können die Körperhaltung des Menschmodells eingestellt und weitere Eigenschaften (z. B. das Aussehen) festgelegt werden. Zur Einstellung der Körperhaltung

kommen die drei wesentlichen Funktionen Vorwärtskinematik, inverse Kinematik und Datenbanken zur Anwendung. Zusätzlich zu den Körperhaltungs-Manipulations-Funktionen sind die Platzierung des Menschmodells im 3-D-Raum sowie die stetige Nutzung ansichtsverändernder Werkzeuge unerlässlich.

Im weiteren Verlauf können mittels der zentralen **Ergonomie-Methoden** verschiedene Analysen durchgeführt werden. Dabei ist die eigentliche systemimmanente Visualisierung die grundlegende und zugleich auch sehr wichtige Funktion. Daneben kann mittels einer Sichtanalyse beispielsweise der Sehbereich ermittelt werden. Eine mit Hüllflächen unterstützte Erreichbarkeitsanalyse kann das Erlangen z. B. von Bedienhebeln untersuchen, eine Maßanalyse Abstände bzw. Bewegungsräume erfassen und eine Kraft- oder Haltungsanalyse lässt die Körperhaltung bewerten. Weitere Funktionen zur Lastenhandhabung oder zum Energieverbrauch führen zu ergänzenden Erkenntnissen. Der Funktionsumfang und die Anzahl der Ergonomie-Methoden unterscheiden sich von System zu System (siehe Kapitel 2.2.2, 2.4.1 und Anlage A). Das Ergebnis der Ergonomiemethoden können die **Ausgabe-Funktionen** visualisieren bzw. in weiterverarbeitbarer Form zur Verfügung stellen. Mehrere Ansichten werden etwa für Präsentationszwecke erstellt und die Ergebnisse der weiteren Analysen in einem Bericht zusammengefasst. Außerdem können in der Benutzung der Systeme **allgemeine Funktionen**, wie Hilfewerkzeuge oder Im-/Exportfunktionen, verwendet werden.

Abschließend zum Funktionsschema bilden die Ein- und Ausgabegeräte den Rahmen, da sie im Laufe der Durchführung einer Analyse mit digitalen Menschmodellen im stetigen Einsatz sind. Die klassischen, an jedem Computer-Arbeitsplatz vorhandenen und wohl am häufigsten genutzten **Eingabegeräte** (Abb. 3.3) sind Tastatur und Maus. Alle Systeme stellen diese in den Mittelpunkt der Dateneingabe. Zur Ansichts-Manipulation werden daneben 3-D-Mäuse (z. B.

3Dconnexion SpaceExplorer), haptische Geräte (z. B. *Haption Virtuose*), Datenhandschuhe, (z. B. *CyberGlove*, *Essential Reality P5 Glove*) oder Systeme des Motion Capturing (z. B. *A.R.T.*, *Vicon*, *Xsens*) genutzt.

Abb. 3.3: Eingabegeräte, die im Zusammenhang mit digitalen Menschmodellen genutzt werden können; v.l.n.r.: Maus und Tastatur (Logitech, 2011), oben *SpaceExplorer* (3Dconnexion, 2011), unten *SpaceNavigator* (3Dconnexion, 2011), haptische Eingabegeräte (Haption, 2011), Datenhandschuhe (Inition, 2011; CyberGlove, 2011), Motion Capturing (Xsens, 2011)

Neben Tastatur und Maus gehört auch ein Monitor als **Ausgabegerät** zur Grundkonfiguration eines Computer-Arbeitsplatzes. Über diesen wird ein 2-D-Abbild der 3-D-Szene dargestellt, was durch eine Bewegung der 3-D-Szene einen intuitiv erfassbaren Eindruck bildet. Neben der zweidimensionalen Darstellung bietet sich die 3-D-Szene systembedingt auch für eine 3-D-Visualisierung an. Dafür existieren verschiedene Möglichkeiten: Ein *Head-Mounted Display* wird auf dem Kopf getragen und besitzt einen Monitor je Auge für eine 3-D-Darstellung. Eine mehrere Quadratmeter große *Powerwall* ebenso wie eine L-förmige, aus zwei Bildschirmflächen zusammengesetzte *Holobench* oder *L-Bench* ermöglicht die 3-D-Darstellung auch für mehrere Personen. Eine *CAVE* stellt die größte Immersion zur Verfügung, da sie aus vier bis sechs Seiten besteht, die alle mit stereo-

skopischen Darstellungen versehen sind (z. B. Biopac, 2008; Mechdyne, 2008).

Das Funktionsschema umfasst damit alle relevanten Geräte, Funktionen und Methoden, die bei der Durchführung einer Analyse mit einem digitalen Menschmodell genutzt werden können. Obwohl eine gewisse Reihenfolge in dargestellter Art sinnvoll ist, können nahezu alle Funktionalitäten zu beliebigen Zeitpunkten verwendet und deren Auswirkungen auch später wieder geändert werden. In der im Folgenden vorgestellten empirischen Studie wird unter anderem erörtert, inwiefern die Elemente des Funktionsschemas genutzt werden und ob Verbesserungen dieser notwendig sind.

3.3 Empirische Studie zur Anwendung digitaler Menschmodelle

Dass es Verbesserungspotenzial beim Umgang mit digitalen Menschmodellen gibt, zeigt das Arbeiten mit derartigen Systemen. Selbst nach kurzer Anwendung eines solchen Modells fallen mögliche Verbesserungen an verschiedenen Stellen auf. Welche jedoch die entscheidenden und welche vernachlässigbare Mängel sind und welche Weiterentwicklungen den größten Effekt hätten, ist sowohl in der Vielfalt als auch in der Priorisierung nicht bekannt. Um diese Frage zu beantworten, wurde eine empirische Studie durchgeführt. Eine Vorstudie in Form von Experteninterviews dient der Strukturierung und Themensammlung für den Fragebogen, der in der eigentlichen Anwenderbefragung zum Einsatz kommt. Das Versuchsdesign und die Ergebnisse werden im Anschluss vorgestellt.

3.3.1 Vorstudie und Versuchsdesign der Anwenderbefragung

Die empirische Studie hat das Ziel, die Häufigkeit, Art- und Weise sowie Vor- und Nachteile des Arbeitens mit digitalen Menschmodellen zu erörtern. Daher werden zuerst qualitative Experteninterviews als Vorstudie durchgeführt, um das Thema möglichst umfassend aus

der Sicht verschiedener Personen zu umreißen. Darauf aufbauend kann die Anwenderbefragung gestaltet werden.

Vorstudie: Experteninterviews zu digitalen Menschmodellen

Um ein Themengebiet in seinen Einzelheiten qualitativ zu erfassen, können verschiedene empirische Methoden zum Einsatz kommen (z. B. Diekmann, 2004). Um das durch Literaturrecherchen und Erfahrungen bereits gesammelte Wissen zu erweitern, ist bei dieser ersten Teilstudie die **persönliche und telefonische Befragung** von Experten vorgesehen. So können mit einer vergleichsweise geringen Probandenanzahl und einer dafür hohen Gesprächsdauer neue Facetten des Themengebiets im Dialog erarbeitet werden. Die Experteninterviews wurden als geführte Interviews im Zwiegespräch durchgeführt. Zur groben Strukturierung diente ein Interviewleitfaden, der die wichtigen Themenfelder beinhaltet und als Denkanstoß für neue Gesprächsrichtungen diente. Die Interviews wurden mit Zustimmung der Experten aufgezeichnet, wodurch sie anschließend von mehreren Personen inhaltlich analysiert und aufgearbeitet werden konnten. Die **Auswahl der Experten** erfolgte nach den Vorgaben, dass diese entweder langjährige Erfahrungen in der eigenen Anwendung digitaler Menschmodelle haben oder selbst an der Entwicklung derartiger Menschmodelle mitwirkten. Insgesamt wurden sechs Interviews mit einem Umfang von jeweils etwa zwei Stunden durchgeführt.

Die Experteninterviews lieferten aufschlussreiche **Ergebnisse**, die die Fülle des Themengebietes aufzeigen und von Problemen bei der Ein- und Ausgabe bis hin zu unternehmenskulturellen Bewertungen digitaler Menschmodelle reichen. Durch eine Strukturierung konnte ein Fragebogen erstellt werden, der dem Anspruch, den Praxiseinsatz digitaler Menschmodelle zu ergründen, gerecht wurde.

Nachdem die Themenfelder bezüglich digitaler Menschmodelle durch die Vorstudie im Wesentlichen erfasst werden konnten, sollen diese

mittels der im Anschluss beschriebenen Anwenderbefragung strukturiert und bewertet werden.

Vorbereitung der Anwenderbefragung

Um den Anwenderfragebogen zu erstellen, wurden die bisher gewonnenen Erkenntnisse methodisch aufbereitet. Daraus ergeben sich die in Abb. 3.4 dargestellten Fragenkomplexe. Diese bilden einen neunseitigen, teilstandardisierten Fragebogen, der in Anlage B enthalten ist. Die Teilstandardisierung ermöglicht die quantitative Auswertung der Fragen mit vorgegebenen Antwortkategorien und ermöglicht den Probanden zugleich, über die Frage hinausgehende Ergänzungen einzutragen, die im Anschluss qualitativ ausgewertet werden können.

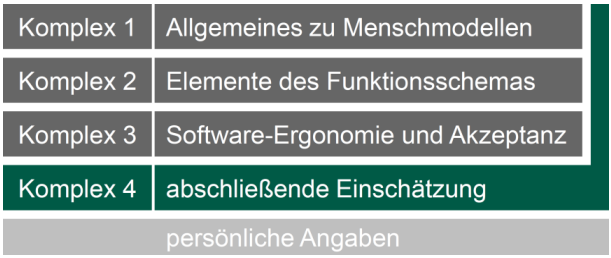


Abb. 3.4: Fragenkomplexe des in der Anwenderbefragung genutzten Fragebogens

Durchführung der Anwenderbefragung

Der Fragebogen, der 28 Sachfragen und 6 Fragen zu persönlichen Angaben enthält, wurde wahlweise als Ausdruck per Post oder als Word-Formular-Datei per E-Mail an die Anwender gesandt, die den Fragebogen ausfüllen und anschließend per Post, Fax oder Mail zurücksenden konnten. Um den Ansprüchen an eine möglichst heterogene Stichprobe gerecht zu werden sowie die Stichprobengröße trotz der vergleichsweise geringen Anzahl von Anwendern (Kapi-

tel 2.1) digitaler Menschmodelle in Deutschland möglichst groß zu halten, wurden verschiedene Möglichkeiten ergriffen, Anwender anzusprechen. Es konnten insgesamt 124 direkte und indirekte persönliche Kontakte angefragt werden. Weiterhin wurden Multiplikatoren (z. B. Mitarbeiter von Herstellern digitaler Menschmodelle) und Teilnehmer bzw. Referenten einschlägiger Tagungen und Workshops sowie Kunden der Hersteller digitaler Menschmodelle, soweit diese ermittelt werden konnten, angeschrieben. Die Anwender wurden vorher explizit telefonisch oder per Mail kontaktiert, sodass sich hier eine erhöhte Rücklaufquote ergab. Damit konnte dem wesentlichen Nachteil des schlechten Aufwand/Nutzen-Verhältnisses, der postalischen Befragungen im Allgemeinen zugeschrieben wird, entgegen gewirkt werden. Von den kontaktierten Personen antworteten 65% auf die Anfrage und die Rücklaufquote betrug 29%. Außerdem wurden in einem Online-Forum zum Thema Digitale Fabrik insgesamt 683 Teilnehmer angeschrieben (Antwortquote 26%, Teilnahmequote 2%), die ihrerseits teilweise wieder auf ihre Kontakte verwiesen. In weiteren Foren (zu den Themen Ergonomie und CAD, CAM) wurden Anfragen als Posting gestellt (sehr geringe Antwortquote). Eine Pressemeldung über verschiedene Verteiler konnte keine weiteren Teilnehmer gewinnen. Die Befragung wurde von Ende 2008 bis Anfang 2009 durchgeführt.

3.3.2 Ergebnisse der Anwenderbefragung

Bei der Anwenderbefragung konnten insgesamt 59 zurückgesandte Fragebögen ausgewertet werden, die den folgenden Ergebnissen zugrunde liegen. Die Personen, die an der Anwenderbefragung teilnahmen, zeichnen sich durch bestimmte persönliche Eigenschaften aus. Ein überwiegender Teil der Probanden ist männlich (93%) im **Alter** von 24 bis 63 Jahren, der größte Teil zwischen 30 und 39 Jahren (Abb. 3.5). Etwa zwei Drittel besitzen ein abgeschlossenes Studium als höchsten Ausbildungs-**Abschluss** (68%), aber auch Probanden mit Abitur (21%) – meist verbunden mit einem laufenden

Studium – oder mit einer abgeschlossenen Promotion (6%) nahmen an der Studie teil.

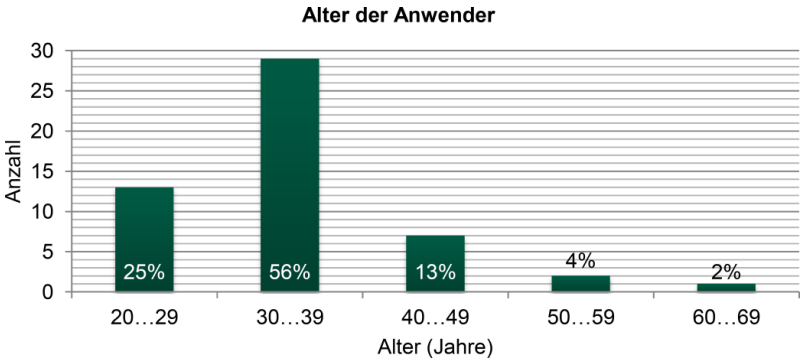


Abb. 3.5: Histogramm der Altersverteilung der Teilnehmer der Anwenderbefragung

Viele der Anwender digitaler Menschmodelle besitzen **Kompetenzen** in den verschiedenen Disziplinen der **Arbeitswissenschaft**. Dies bezieht sich auf Wissen zur Gestaltung von Mensch-Maschine-Interaktionen mit den meisten Nennungen, auf anthropometrische, arbeitstechnische und organisatorische Arbeitsgestaltung, auf Arbeits- und Gesundheitsschutz, physiologische Arbeitsgestaltung und Gestaltung der Arbeitsumwelt. Weitaus weniger Wissen ist über Elemente der psychologischen Arbeitsgestaltung vorhanden. Sehr häufig erlangten die Anwender ihr Wissen während des Studiums bzw. der Ausbildung (im Themen-Durchschnitt 23 Nennungen), oft jedoch in der Praxis (Ø 17 Nennungen). Weniger Anwender erlangten das Wissen im Selbststudium (Ø 12 Nennungen) oder Weiterbildungen (Ø 6 Nennungen). Diese Ergebnisse bestätigen die Annahme, dass die Anwender auf den verschiedenen Gebieten der Arbeitswissenschaft durchaus Kenntnisse und Fertigkeiten besitzen, diese aber noch erweitert werden könnten.

Die Anwender **nutzen** digitale Menschmodelle meist **seit** einigen Jahren, 17% wenden derartige Systeme seit mehr als zehn Jahren an (Abb. 3.6). Die meisten Anwender nutzen Menschmodelle seit einem bis sechs Jahren (53%). Diese Verteilung macht deutlich, dass in der Befragung verschiedene Nutzergruppen angesprochen werden konnten. Sowohl langjährige Erfahrungsträger als auch Neu-Nutzer nahmen an der Befragung teil.

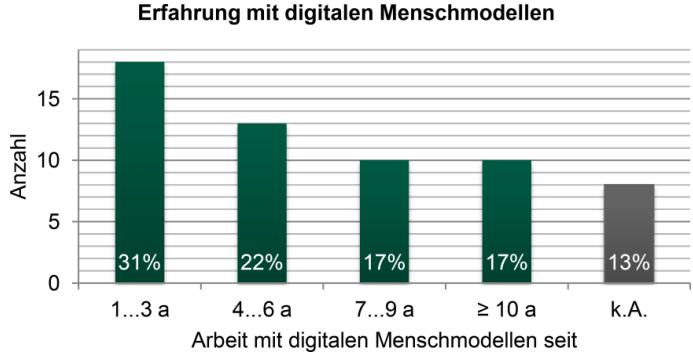


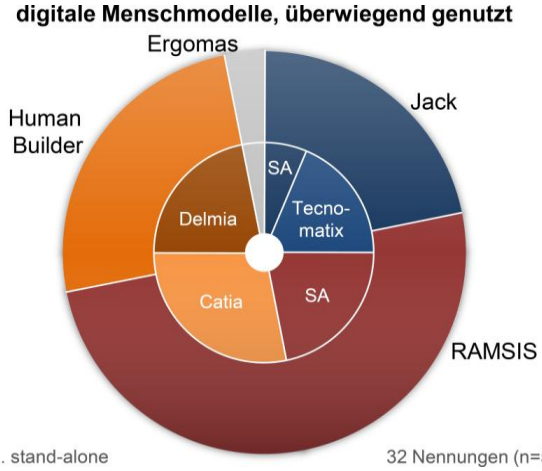
Abb. 3.6: die Nutzungszeit in Jahren, seit der die Teilnehmer der Anwenderbefragung bereits mit digitalen Menschmodellen arbeiten

Die **Kompetenzen** auf dem Gebiet der **digitalen Menschmodelle** haben etwa ein Drittel der Teilnehmer durch eine interne Schulung erworben (28%), ein weiteres Drittel nahm an einer externen Schulung teil (27%) und ein drittes Drittel besuchte keine Schulung zu dem Thema (32%). Nur 3% der Befragten nahmen an einer externen Schulung durch einen Drittanbieter teil. Die Schulungen allgemein werden im Mittel als gut bewertet (Ø 0,73 ± 0,77; wobei -2 sehr schlecht und +2 sehr gut bedeutet). Etwa zwei Drittel der Probanden (63%) würden gern **weitere Schulungen** besuchen. Die gewünschte Dauer dafür sollte im Durchschnitt 2,8 Tage pro Jahr betragen. Die Themen für diese Schulungen, die die Probanden in einer freien

Antwort formulieren konnten, betreffen hauptsächlich die Betrachtung verschiedener Analyseverfahren, die Auffrischung des Wissens verbunden mit einer Vertiefung, z. B. durch Praxisbeispiele, sowie die Bewegungssimulation mit den Menschmodellen. Ebenso wird die Auffrischung und Vertiefung der arbeitswissenschaftlichen und ergonomischen Grundkenntnisse als Schulungsinhalt gewünscht.

Der erste inhaltsbezogene Fragenkomplex betrifft **Allgemeines zu Menschmodellen**, d. h. die Systeme digitaler Menschmodelle und deren allgemeine Art des Einsatzes. In drei Fragen werden dazu die genutzten Menschmodelle, die Integration in die Software-Umgebung und die Themenbereiche des Einsatzes erfragt. Es soll deutlich werden, welche Menschmodelle in welchen Systemkonfigurationen von den Nutzern eingesetzt werden. Dem Produktentwicklungs- und -herstellungsprozess (siehe Abb. 2.1) folgend, sollen außerdem die Anwendungsgebiete digitaler Menschmodelle in den jeweiligen Unternehmen untersucht werden. Die Nutzung der digitalen Menschmodelle bezieht sich einerseits auf die eigentlichen Menschmodelle und andererseits auf die Systeme, in denen die Menschmodelle zum Einsatz kommen. Im Folgenden wird dargelegt, welche digitalen Menschmodelle von den 59 Anwendern hauptsächlich eingesetzt werden (32 Nennungen) und, durch die Kumulation der Systeme sowie die Auswertung der freien Antworten, welche Menschmodelle insgesamt zur Anwendung kommen (gesamt 88 Nennungen). Die von den Anwendern **hauptsächlich eingesetzten** digitalen **Menschmodelle** sind *RAMSIS* (*Human Solutions*) durch 50% der Anwender, *Jack* (*Siemens PLM*) bei 22% und *Human Builder* (*Dassault Systemes*) bei 25% der Anwender (Abb. 3.7). Das nicht weiterentwickelte *Ergomas*-System wird noch von einem Anwender genutzt. Die Menschmodelle werden überwiegend in *Tecnomatix* (*Siemens PLM*), *Delmia* (*Dassault Systemes*) und *Catia* (*Dassault Systemes*), aber auch als Stand-alone-Versionen (Einzelanwendung) eingesetzt. Die tendenziell häufigere Anwendung der Systeme von

Siemens PLM im Gesamtmarkt steht im Bereich digitaler Menschmodelle einer häufigeren Anwendung der Systeme von *Dassault Systemes* gegenüber.

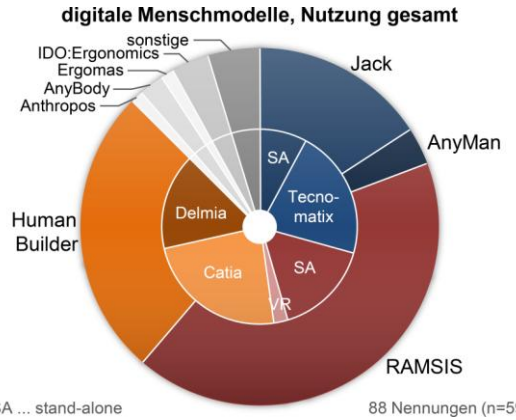


Menschmodell				System
Jack [3]	24%	6%		stand-alone
		16%	19%	*Tecnomatix* [3]
RAMSIS [2]	50%	3%		
		22%		stand-alone
		25%	28%	*Catia* [1]
Human Builder [1]	25%	3%		
		22%	22%	*Delmia* [1]
Ergomas [4]	3%	3%	3%	*Ergomas* [4]
Hersteller: [1] *Dassault Systemes*; [2] *Human Solutions*; [3] *Siemens PLM*; [4] Vertrieb eingestellt				

Abb. 3.7: digitale Menschmodelle, die von den Anwendern überwiegend eingesetzt werden

Die ebenfalls erfragten, gelegentlich eingesetzten digitalen Menschmodelle bezeichnen diejenigen, die neben einem Hauptsystem oder die lediglich von Zeit zu Zeit genutzt werden. Interessant ist hierbei die Verschiebung der Anteile einiger Menschmodell-System-Kombinationen. Die vorher verbreitetere Kombination *Human Builder* in *Delmia* (22% in *Delmia* gegenüber 3% in *Catia*) der Hauptnutzung steht einer häufigeren Kombination von *Human Builder* in *Catia* bei gelegentlicher Nutzung (19% in *Catia* zu 17% in *Delmia*) gegenüber. Der Anteil von *RAMSIS* bleibt ähnlich, jedoch steigt der Anteil in *Tecnomatix* gegenüber dem in *Catia*. Der insgesamt etwas reduzierte Anteil von *Jack* verlagert sich von *Tecnomatix* auf *Jack* stand-alone.

Eine weitere Auswertung zur Nutzungshäufigkeit betrifft den zusammengefassten gesamten **Einsatz der verschiedenen digitalen Menschmodelle** (Abb. 3.8). Die drei wichtigsten arbeitswissenschaftlichen digitalen Menschmodelle (*Human Builder*, *Jack*, *RAMSIS*) erreichen zusammen einen Anteil von 84%, wobei sich eine ähnliche Verteilung wie bei den vorherigen Auswertungen mit 42% für *RAMSIS*, 26% für *Human Builder* und 16% für *Jack* ergibt. Daneben kommen die Systeme *AnyMan* (früheres *Tecnomatix*-Standard-Modell, auch *AnySIM/Man* oder *eM-Human*) und *RAMSIS* in Virtual-Reality-Systemen (*vrcom*) zum Einsatz. Weiterhin werden *Anthropos* (*Human Solutions*, vorher *IST*), *AnyBody* (*AnyBody Technologies* / Universität *Aalborg*), *Ergomas* (heute *Delmia Process Engineer* von *Dassault Systemes*) und *IDO:Ergonomics* (*IC:IDO*) genutzt.



Menschmodell				System
Jack [3]	16%	8%		stand-alone
		8%	24%	*Tecnomatix* [3]
AnyMan [3]	4%	4%		
RAMSIS [2]	42%	10%		
		16%		stand-alone
		2%	2%	VR (Virtual-Reality) [7]
		14%	24%	*Catia* [1]
Human Builder [1]	26%	10%		
		16%	16%	*Delmia* [1]
Anthropos [8]	1%	1%	1%	*3d Studio* [5]
Anybody [4]	2%	2%		stand-alone
Ergomas [8]	1%	1%		stand-alone
IDO:Ergonomics [6]	3%	3%		stand-alone
sonstige	5%	5%		sonstige

Hersteller: [1] *Dassault Systemes*; [2] *Human Solutions*; [3] *Siemens PLM*; [4] *Anybody Tec.*; [5] *Autodesk*; [6] *IC:IDO*; [7] *vrcom*; [8] Vertrieb eingestellt

Abb. 3.8: digitale Menschmodelle, Praxiseinsatz laut Anwender

Bei den darüber hinaus erfragten Daten zu den **früher genutzten Menschmodellen** erreichen die Modelle *Anthropos* (20%) und *Ergomas* (14%) sowie das Menschmodell *B-HMS* (*Boeing Human Modeling System*; 3%) eine gewisse Verbreitung. Diese Ergebnisse können aber nur bedingt auf die Grundgesamtheit übertragen werden, da Nutzer historischer Modelle nicht zwingend noch immer mit dieser Thematik zu tun haben müssen und daher unter Umständen nicht an der Anwenderbefragung teilnahmen.

Die Wertung der Probanden bezüglich der **Güte der Integration des Menschmodells** in das jeweilige CAx- oder PLM-System liegt im neutralen Bereich mit Tendenz zu einer guten Bewertung (Ø 0,39; -2…sehr schlecht und +2…sehr gut). Die zusätzlichen freien Antworten bestätigen diese Aussage mit Hinweisen zu einer gewünschten besseren Integration und differenzieren dies dahingehend, dass die Integration in CAD-Systeme (besonders *RAMSIS* in *Catia*) bemängelt wird.

Die Auswertung der **Industriebranchen**, in denen digitale Menschmodelle eingesetzt werden, bestätigt die im Kapitel 2.1 vorgestellten Daten für die PLM-Gesamtsituation (Abb. 3.9). Der Hauptanwendungsbereich liegt in der Automobilindustrie (47%). Weitere Anwendungen liegen in der universitären Forschung (24%), im Maschinenbau (11%), in der Elektroindustrie (7%), im Bereich der Luft- und Raumfahrt (6%) und in der Softwareentwicklung (5%). Eine Besonderheit stellt die Forschung dar, die sich im PLM-Markt nicht in solcher Größe wiederfindet. Die im PLM-Markt vorhandenen Bereiche der Konsumgüter- und Energieindustrie spielen bei der Anwendung digitaler Menschmodelle offensichtlich keine Rolle.

Die **Anwendungsgebiete** innerhalb der Unternehmen, in denen digitale Menschmodelle eingesetzt werden, betreffen alle Bereiche des Produktlebenszyklus. Sowohl in der Produktgestaltung als auch in der Planung und Gestaltung der Produktion (Layout-, Arbeitsplatz- und Prozessgestaltung) kommen die Menschmodelle zum Einsatz.

Lediglich in der Gestaltung von Instandhaltungsarbeitsplätzen sind die Anwendungen weniger häufig.

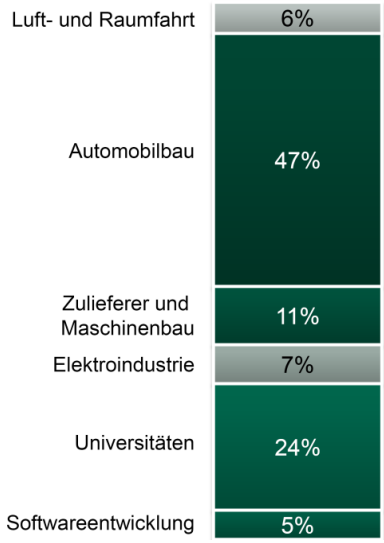


Abb. 3.9: Industriebranchen, in denen die Teilnehmer der Anwenderbefragung tätig sind

Der zweite Fragenkomplex umfasst die wesentlichen **Elemente des Funktionsschemas** digitaler Menschmodelle, was Fragen zu Ressourcen, Manipulations-Funktionen, Analyse-Funktionen sowie Ein- und Ausgabegeräten betrifft. Praktisch alle Nutzer verwenden zur Datenein- und -ausgabe erwartungsgemäß Tastatur und Maus sowie einen Monitor. Bei den weiteren Geräten zur **Dateneingabe** (Abb. 3.10) erreichen die 3-D-Mäuse (*SpaceMouse* bzw. *SpaceNavigator*) die höchste, jedoch absolut eher niedrige Nutzungshäufigkeit. Vereinzelt kommen außerdem Motion-Capture-Systeme zur Anwendung; Geräte wie Datenhandschuhe und haptische Eingabegeräte werden fast nicht genutzt. Bei der Angabe, ob

die Nutzer Interesse an bestimmten alternativen Eingabegeräten haben, wird ein hoher Anteil von 41% bis 48% erreicht (abgesehen von Tastatur, Maus und 3-D-Maus). Verbesserungen der Dateneingabe sind demnach stark gewünscht. Die späteren Auswertungen zu den Manipulations-Funktionen und zu den Nachteilen digitaler Menschmodelle werden dieses Ergebnis untermauern.

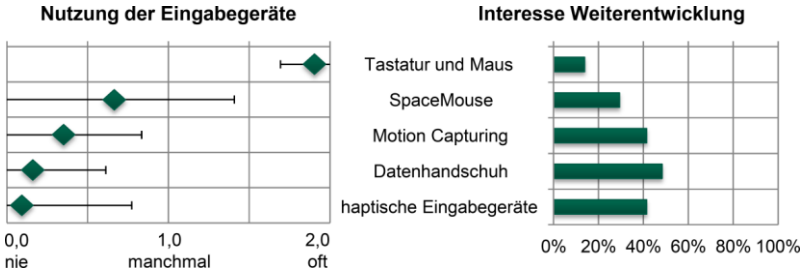


Abb. 3.10: Nutzung der Geräte zur Dateneingabe (Mittelwert und Standardabweichung) und Interesse der Anwender an Weiterentwicklungen der Geräte bzw. an Alternativen (Anteil der Befragten)

Neben dem bereits erwähnten Monitor erreichen die Systeme *Powerwall* und *Cave* erhöhte Nutzungshäufigkeiten bezüglich der **Datenausgabe** (Abb. 3.11). Andere 3-D-Systeme, wie Head Mounted Displays oder *L-Bench* bzw. *Holobench*, werden fast nicht eingesetzt. Ein gewisses Interesse an anderen Ausgabegeräten außer dem Monitor ist auch hier zu verzeichnen, bei der *Cave* (34%) und der *Powerwall* (31%) etwas höher als bei den anderen. Dieses Interesse ist jedoch nicht so hoch wie bei den Eingabegeräten. Die freien Antworten zu dieser Frage können die Situation weiter konkretisieren. Demnach äußern viele Anwender eine positive Meinung bezüglich 3-D-Darstellungen. Besonders die realistischere, stereoskopische 1:1-Darstellung, der hohe Immersionsgrad und die Möglichkeit zur Gruppendiskussion werden hervorgehoben. Aber auch kritische Meinungen werden geäußert, z. B. zur geringen Effizienz

der 3-D-Systeme und der Situation, dass entstehende VR-Daten nicht weiterverwendet werden können. Die Systeme zur Datenausgabe sind also bislang durchaus ausreichend, Entwicklungen im 3-D-Bereich sollten dennoch weiter verfolgt werden.

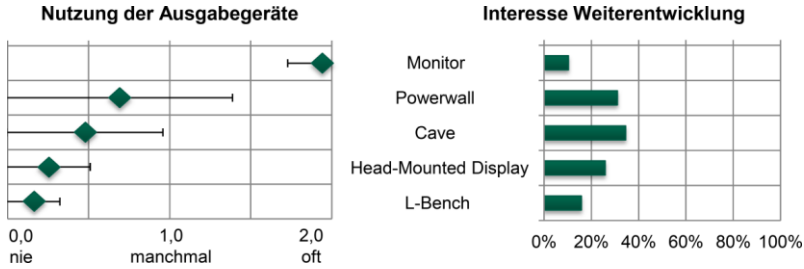
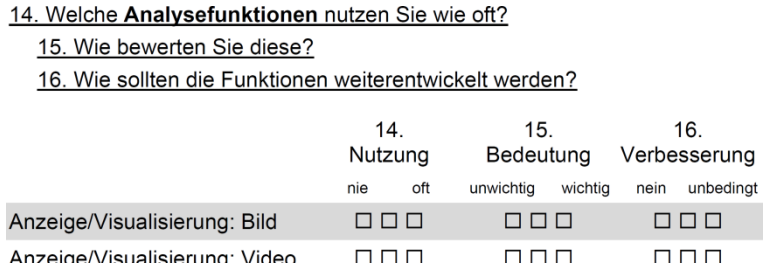


Abb. 3.11: Nutzung der Geräte zur Datenausgabe (Mittelwert und Standardabweichung) und Interesse der Anwender an Weiterentwicklungen der Geräte bzw. an Alternativen (Anteil der Befragten)

Einer der wichtigsten Teile der Anwenderbefragung betrifft die zentrale **Datenverarbeitung** der Menschmodelle, im Einzelnen sind dies die Ressourcen-Funktionen, die Manipulations-Funktionen und die Analyse-Funktionen (siehe Kapitel 3.2). Dabei wurde eine komplexe Art der Fragengestaltung gewählt, um möglichst viele Informationen zu erhalten. Die Fragen sind hierzu jeweils in die Einschätzung der Nutzung, die Bewertung der Bedeutung und die Formulierung eines Verbesserungsbedarfs unterteilt; ein Beispiel einer derartigen Fragebogengestaltung ist in Abb. 3.12 dargestellt. Um diese drei Elemente auswerten zu können, werden dreidimensionale Diagramme genutzt. Hierbei sind Nutzungshäufigkeit auf der x-Achse (0,0…nie bis 2,0…oft) und Bedeutung (0,0…unwichtig bis 2,0…wichtig) auf der y-Achse abgetragen. Diese Parameter sind primär für eine Einschätzung heranzuziehen. Das Interesse an einer Weiterentwicklung wird mittels eines Kreisdiagrammes dargestellt (0,0=0%…nein bis 2,0=100%…unbedingt). Da nicht vorausgesetzt werden kann, dass

jeder Anwender den Vorteil bestimmter nicht genutzter oder nicht vorhandener Funktionen erkennt bzw. erkennen kann, weicht das Votum in dieser Kategorie eventuell stärker von der späteren tatsächlichen Beurteilung ab als bei den anderen Kategorien. Dennoch kann das Interesse an einer Weiterentwicklung als sekundärer Parameter zur Beurteilung einer Funktion genutzt werden. Die gezeigten Werte stellen jeweils den Mittelwert dar; auf die Angabe der Standardabweichung als statistischem Parameter wurde aus Darstellungsgründen verzichtet.



14. Welche **Analysefunktionen** nutzen Sie wie oft?
15. Wie bewerten Sie diese?
16. Wie sollten die Funktionen weiterentwickelt werden?

	14. Nutzung		15. Bedeutung		16. Verbesserung	
	nie	oft	unwichtig	wichtig	nein	unbedingt
Anzeige/Visualisierung: Bild	☐ ☐ ☐		☐ ☐ ☐		☐ ☐ ☐	
Anzeige/Visualisierung: Video	☐ ☐ ☐		☐ ☐ ☐		☐ ☐ ☐	

Abb. 3.12: Beispielausschnitt des Fragebogens der Anwenderbefragung zu verschiedenen Analysefunktionen, deren Nutzung, Bedeutung und zugeordnetem Verbesserungsbedarf

Die **Ressourcen-Funktionen**, die am häufigsten genutzt werden und für die Anwender ebenfalls am bedeutsamsten erscheinen, sind die Perzentile, gefolgt von der Nutzung verschiedener Modelle beider Geschlechter (Abb. 3.13). In einem Bereich mittelhäufiger Nutzung und mittlerer Bedeutung finden sich alle anderen Ressourcen, im Einzelnen manuelle Anpassung der Anthropometrie, Somatotypen, Akzeleration und Nationalitäten. Ebenso finden sich die altersspezifischen Ressourcen in diesem Bereich. Ein fast entgegengesetztes Bild ergibt sich durch die Auswertung des Interesses an einer Weiterentwicklung bestimmter Funktionen. Der höchste Wert wird bei den altersspezifischen Funktionen erreicht, gefolgt von der manuel-

len Anpassung der Anthropometrie. Nur für einige Nutzer interessant sind die Weiterentwicklungen der Somatotypen, der Nationalitäten und der Perzentile. Dennoch sei angemerkt, dass alle Werte für das Interesse an Weiterentwicklungen (0,41 bis 0,79) gerade auch im Vergleich mit anderen Fragen in einem niedrigen Bereich liegen. Die in den freien Antworten erfolgten Hinweise deuten darauf hin, dass primär die vorhandenen Daten an Qualität und Aktualität gewinnen sollten. Gerade die Nennung der Datenquellen und Hinweise zu den implementierten Datenbanken wären hilfreich. Weiterhin fordern die Anwender eine bessere Abbildung der Somatotypen, die Erweiterung um leistungsgewandelte Menschmodelle und betonen die Wichtigkeit altersspezifischer Daten. Die Ressourcen-Funktionen besitzen alle eine hohe Bedeutung und Nutzungshäufigkeit, deren Weiterentwicklung wird aber eine nicht so hohe Dringlichkeit zugeordnet.

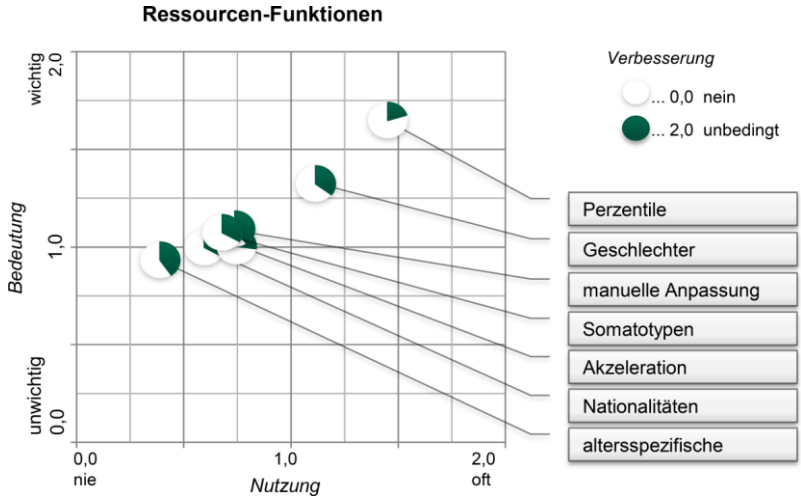


Abb. 3.13: Ressourcen-Funktionen digitaler Menschmodelle mit deren Nutzungshäufigkeit, Bedeutung und Interesse an Weiterentwicklungen (Mittelwerte)

Die **Manipulations-Funktion** mit der größten Nutzungshäufigkeit und gleichzeitig der größten Bedeutung ist das Anpassen der Körperhaltung (Abb. 3.14). Etwas niedrigere, aber dennoch mittelhohe Nutzungshäufigkeit und hohe Bedeutung erlangen das Anpassen der Handhaltung, die Animation bzw. Bewegung des Modells und die Bibliotheken zur Körper- und Handhaltung. Seltener genutzt, aber immer noch mit einer recht hohen Bedeutung werden die Bibliothek der Animationen und die Mehrpersoneninteraktion bewertet. Der Wunsch nach Verbesserungen bzw. Weiterentwicklungen kommt hingegen am stärksten bei der Animation des Modells, aber auch bei den anderen genannten Manipulations-Funktionen mit Werten über 1,0 zum Ausdruck (Wertebereich Verbesserungswunsch: 0,0…keine bis 2,0…unbedingt). Sowohl das manuelle Anpassen des Aussehens als auch eine Bibliothek dazu werden am niedrigsten bewertet.

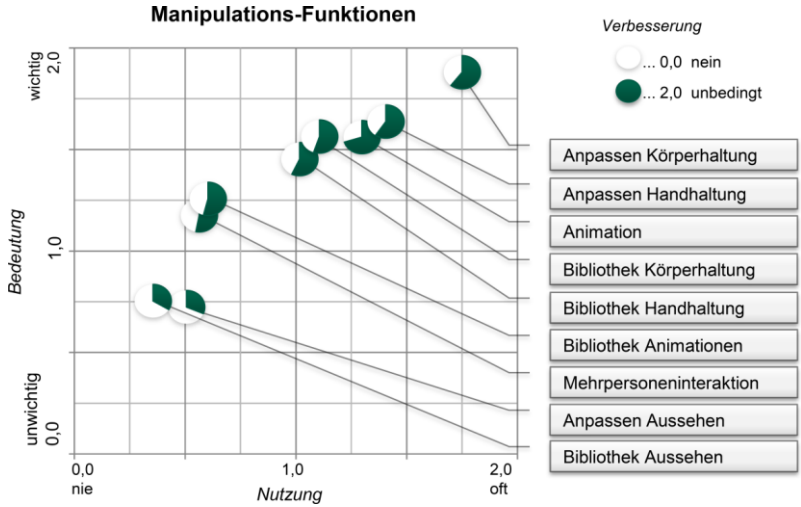


Abb. 3.14: Manipulations-Funktionen (zum Anpassen von Körperhaltung und Aussehen) digitaler Menschmodelle mit deren Nutzungshäufigkeit, Bedeutung und Interesse an Weiterentwicklungen (Mittelwerte)

Die freien Antworten knüpfen zum einen an die hoch bewertete Bedeutung einiger Manipulations-Funktionen an, da die Anwender parametrische Eingabefunktionen für Körperhaltungen und Bewegungen sowie erweiterte Bibliotheken fordern. Weiterhin wird ein höherer Realitätsgrad, besonders der Animationen, gewünscht. Die wichtigen Manipulations-Funktionen der Körper- und Handhaltungs-Manipulation sowie der Animation sind damit als Ergebnis der Anwenderbefragung neben den Analyse-Funktionen die wichtigsten Elemente bei der Nutzung digitaler Menschmodelle. Deren Weiterentwicklung sollte besonderes Interesse gewidmet werden.

Die Auswertung der Antworten zu den **Analyse-Funktionen** zeigt eine Aufteilung in zwei Gruppen (Abb. 3.15). In der einen Gruppe befinden sich Funktionen mit häufiger bis sehr häufiger Nutzung und gleichzeitig sehr hoher Bedeutung. Dies trifft auf die statische Visualisierung (als Bild) zu, dicht gefolgt von Erreichbarkeits-, Sicht-, Maß- und Haltungs-Analysen. Auch die dynamische Visualisierung (als Video) befindet sich in dieser Gruppe. Der Wunsch zur Weiterentwicklung in dieser Gruppe betrifft zuerst die Haltungs-Analysen mit der höchsten Wertung (1,21). Die Wünsche zu den weiteren Funktionen werden mit mittlerer Priorität bewertet. Visualisierung als Bild und Maß-Analysen ergeben die niedrigsten Werte bzgl. einer Weiterentwicklung. Die zweite Gruppe der Analyse-Funktionen umfasst solche mit einer geringen Nutzungshäufigkeit und einer mittelhohen Bedeutung für die Anwender. Im Einzelnen sind dies Kraft-Analysen, Zeit-Analysen, Funktionen zur Lastenhandhabung sowie, mit den geringsten Werten, *OWAS*- und *RULA*-Analysen. Der Wunsch einer Verbesserung ist bei den Kraft-Analysen besonders ausgeprägt. Zeitanalysen und Funktionen der Lastenhandhabung erhalten diesbezüglich eine mittlere Bewertung. Die Auswertung der freien Antworten zeigt, dass sich die Anwender zum einen Erweiterungen der bisherigen Funktionen wünschen (verbesserte Bedienung, Assistenten) und zum anderen weitere Analyse-Verfahren (Einzelverfahren

wie Kraft-/Haltungsanalysen oder dynamische Analysen und Kombinationsverfahren) fordern. Die hohe Bedeutung der Analyse-Funktionen verbunden mit den hohen Werten beim Verbesserungswunsch für Haltungs-, Kraft- aber auch andere Analysen lassen erkennen, dass die Weiter- und Neuentwicklung derartiger Funktionen eines der wichtigsten Elemente bei der Weiterentwicklung digitaler Menschmodelle ist.

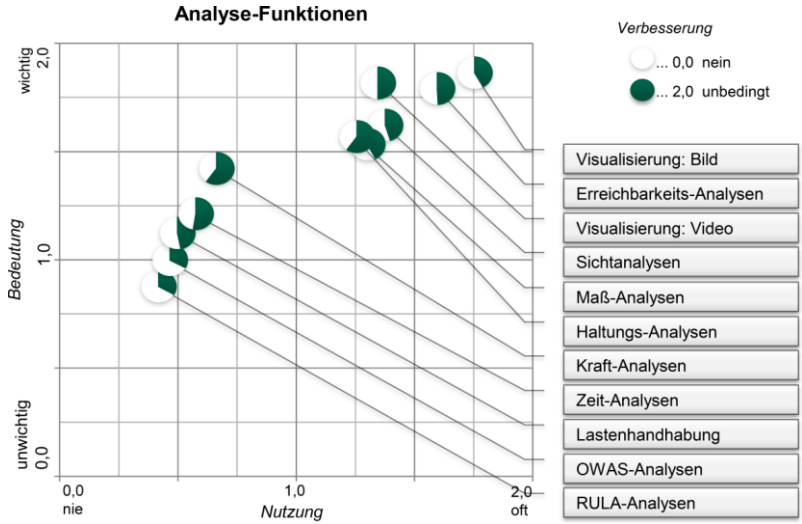


Abb. 3.15: Analyse-Funktionen digitaler Menschmodelle mit deren Nutzungshäufigkeit, Bedeutung und Interesse an Weiterentwicklungen (Mittelwerte)

Die **Analyse-Funktionen** konnten mit einer weiteren Frage dahingehend untersucht werden, wie die Art der **Weiterentwicklung** gestaltet sein sollte. Hierbei werden von den Anwendern besonders Erläuterungen der Verfahren und Hinweise zu den Ergebnissen gefordert. Auch die Aufbereitung der Analyseergebnisse sollte verbessert werden. Die Forderung weiterer Verfahren und die Integrati-

on von Alterseffekten erreichen ebenso einen hohen Wert. Auch bei dieser Frage hatten die Probanden die Möglichkeit, in einem freien Antwortfeld Verfahren anzugeben, die sie gern in digitalen Menschmodellen nutzen würden, was die Antworten zu der vorherigen Frage weiter untersetzt. Hierzu wurden spezielle Verfahren (z. B. Analyse der Haltung, Ermüdung) und Kombinationsverfahren (Gesamt-Ergonomiebewertung, wie etwa *AAWS*/*EAWS*) notiert.

Ein dritter Komplex des Fragebogens untersucht die Beurteilung der **Software-Ergonomie und Akzeptanz** der Systeme. Zur Software-Ergonomie wurden allgemeinorientierte Fragen formuliert, die sich an den sieben Grundsätzen der Dialoggestaltung der DIN EN ISO 9241-110 (2006) anlehnen. Die Anwender konnten die sieben Elemente auf einer fünfstufigen Skala zwischen „sehr gut“ und „sehr schlecht“ bewerten und außerdem Hinweise bezüglich existierender Mängel notieren. Die Ergebnisse erreichen eine geringe Bandbreite von -0,5 bis 0,2 (-2…sehr schlecht bis +2…sehr gut) im Bereich einer neutralen Wertung und eine hohe Streuung mit Standardabweichungen zwischen ±0,9 und ±1,1. Die Werte der einzelnen Software-Ergonomie-Elemente unterscheiden sich in ihrer Tendenz; dies betrifft die Lernförderlichkeit (-0,4) und die Fehlertoleranz (-0,5), die eine leicht schlechte Bewertung erhalten. Aus der negativen Lernförderlichkeit könnte auf die fehlende Erläuterung zu den Verfahren geschlossen werden. Die negative Fehlertoleranz ist auf den teilweise recht stringent zu verfolgenden Ablauf in den Programmen zurückzuführen. Bei den weiteren Elementen der Software-Ergonomie werden lediglich werte nahe Null (neutrale Bewertung) erreicht. Die genutzten Fragen zu den Elementen der Software-Ergonomie, die inhaltlich vergleichsweise hoch aggregiert sind, lassen keine genauere Aussage über derartige Belange zu. Es ergeben sich dennoch Hinweise aus den freien Antworten. Die Nutzer kritisieren die hohe Komplexität der Programme, die zu unübersichtlichen Dialogen oder nicht-intuitiven Menüanordnungen führe. Die zu starren Abläufe und

Konfigurationen fordern einen stringenten Bedienungsablauf oder schwierig durchzuführende, nachträgliche Änderungen. Die Software-Oberfläche wird beanstandet, da sie z. T. nicht *Windows*-konform und nicht selbsterklärend sei sowie eine hohe Einarbeitungszeit erfordere. Obwohl die Auswertung dieses Fragenkomplexes eher Tendenzen als klare Ergebnisse aufzeigt, kann in Kombination mit den Antworten anderer Fragen die Aussage getroffen werden, dass die Software-Ergonomie der digitalen Menschmodelle ausreichend ist, um die geforderten Arbeitsergebnisse zu erreichen. Jedoch können an vielen Punkten Verbesserungen erfolgen, um die Arbeitsproduktivität und die Qualität der Ergebnisse weiter zu steigern.

Ergänzend zur Software-Ergonomie betreffen weitere Fragen die **Hilfe-Funktionen**, die sich im Zusammenhang mit digitalen Menschmodellen nutzen lassen (Abb. 3.16). Hier wurde die gleiche Frage- und Auswerteart wie bei den Funktionen der Datenverarbeitung genutzt. Alle Hilfe-Funktionen erlangen in der Bewertung durch die Anwender eine hohe Bedeutung und eine niedrige bis mittlere Nutzungshäufigkeit. Es zeigt sich eine tendenzielle Rangfolge, die die Hilfe in der Software am relevantesten einstuft, gefolgt von dem Handbuch, der Online-Hilfe, dem Telefonsupport und dem Internetsupport. Der Verbesserungswunsch erreicht bei der Software-Hilfe einen sehr hohen Wert (1,46), was weiterhin durch die freien Antworten zu der Frage untermauert wird. Diese betreffen zum Großteil die Software-Hilfe und Handbücher, die teilweise nur in Englisch verfügbar und in Umfang und Inhalt stark überarbeitungswürdig seien. Die Fehlerbehebung würde weiterhin sehr lange dauern und von den Anwendern werden verstärkt beispielhafte Anwendungsleitfäden verlangt. Die Hilfe-Funktionen werden mittelhäufig genutzt, können den Anwendern jedoch nur bedingt weiterhelfen.

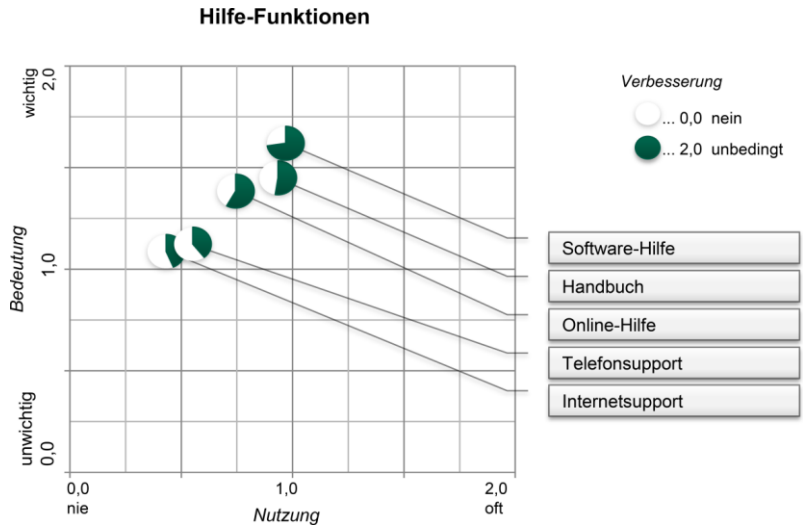


Abb. 3.16: Hilfe- bzw. Unterstützungs-Funktionen und deren Nutzungshäufigkeit, Bedeutung und Verbesserungswunsch (Mittelwerte)

Anschließend stehen **Effektivität und Akzeptanz** der digitalen Menschmodelle im Vordergrund, was durch Fragen nach Vor- und Nachteilen sowie nach Verbesserungswünschen erfolgt. Die Vorteile digitaler Menschmodelle ergeben sich im Spannungsfeld zwischen deren Funktionalität und den Zielen der Digitalen Fabrik aus der VDI 4499-1 (2008), die zum Großteil auch auf die digitalen Menschmodelle zutreffen. Die Nachteile basieren im Wesentlichen auf den Ergebnissen der Experteninterviews. Die Teilnehmer der Befragung konnten dabei die genannten Punkte auf einer dreistufigen Skala von „trifft nicht zu“ bis „trifft stark zu“ bewerten und zusätzlich anmerken, ob sie sich bei den Punkten eine Verbesserung wünschen (Abb. 3.17 und 3.18). Weiterhin konnten sie in einem freien Antwortfeld zusätzliche Hinweise notieren.

Die größten **Vorteile** digitaler Menschmodelle sind aus Sicht der Anwender die verbesserte Ergonomie der konstruktiven oder planerischen Gestaltungen, digital unterstützte Variantenvergleiche und eine digital abgesicherte Ergonomie (Abb. 3.17). Auch die erhöhte Anpassungsfähigkeit an Veränderungen, ein verstärktes eigenes Bewusstsein über ergonomische Zusammenhänge und eine verbesserte Kommunikation (z. B. mit anderen Abteilungen) sind klar als Vorteile erkennbar. Weitere Vorteile liegen laut Votum der Anwender in einem mittleren Bereich und betreffen die verstärkte Zusammenarbeit mit anderen Personen, eine erhöhte Arbeitsproduktivität, die Wiederverwendung von Teilmodellen, eine verbesserte Standardisierung von Abläufen und das parallele Abarbeiten verschiedener Aufgaben. Diese Vorteile spielen für die Anwender eine weniger große Rolle.

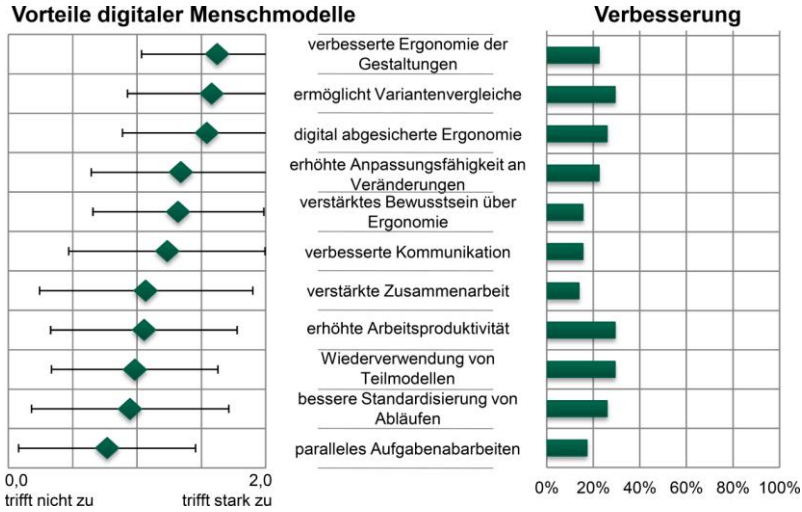


Abb. 3.17: Vorteile digitaler Menschmodelle (Mittelwert und Standardabweichung) sowie Anteil der Befragten, die sich eine Verbesserung in der spezifischen Thematik wünschen (Anteil)

Zu der Frage nach den Vorteilen wurden fast keine freien Antworten angefügt, was auf eine ausreichende Erörterung des Themas durch den Fragebogen hindeutet. Der Wunsch nach Verbesserungen der verschiedenen Punkte erreicht bei den Themen Qualität und Standardisierung die höchsten Werte, die aber insgesamt auf einem niedrigen Niveau liegen (alle unter 30% der Anwender).

Die gravierendsten **Nachteile** digitaler Menschmodelle sind laut den Anwendern der hohe Zeitaufwand, der zur Abarbeitung einer Aufgabe notwendig ist und ein mit den Systemen verbundener hoher finanzieller Aufwand (Abb. 3.18). Korrespondierend zu den Fragen bezüglich der verschiedenen Funktionen sind die Manipulations-Funktionen und speziell die Einstellung der Körperhaltung sowie die Animation zu einem großen Teil dafür verantwortlich. Weitere Nachteile sind die fehlende Akzeptanz durch mangelndes Wissen um Aufwand und Nutzen und die momentan noch zu wenigen verfügbaren Bibliotheken. Die bemängelten fehlenden Bibliotheken betreffen die Anthropometrie, Körperhaltungen und Animationen sowie Betriebsmittel und andere Geometrie-Objekte. Als weiteren Nachteil sehen die Anwender die zu wenigen verfügbaren Bewertungs-/Analyseverfahren. Darüber hinausgehende, weniger starke Nachteile sind eine zu niedrige Software-Performanz, ein hoher Pflege- und Wartungsaufwand sowie hohe technische Hürden. Das Risiko der Systemeinführung wird als wenig nachteilig bewertet. Der Wunsch nach Verbesserungen der einzelnen Punkte ergibt hohe Werte für den Zeitaufwand (49%) und die Bibliotheken (43%), was die vorherigen Ergebnisse unterstreicht. Hohe Werte erreichen außerdem der finanzielle Aufwand, die Bewertungs-/Analyseverfahren und die fehlende Akzeptenz. Die anderen Punkte schätzen wiederum weniger als 30% der Anwender als verbesserungswürdig ein. Die freien Antworten detaillieren das Ergebnis dahingehend, dass besonders der Zeitaufwand, die Analysefunktionen und die Bibliotheken als Möglichkeiten für Verbesserungen angemerkt werden.

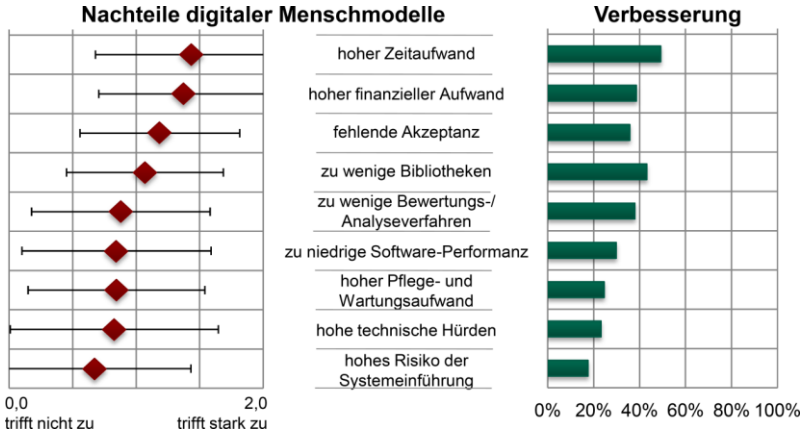


Abb. 3.18: Nachteile digitaler Menschmodelle (Mittelwert und Standardabweichung) sowie Anteil der Befragten, die sich eine Verbesserung in der spezifischen Thematik wünschen (Anteil)

Nach der Abarbeitung vieler Detailfragen trugen die Anwender im vierten Fragenkomplex eine **abschließende Bewertung** zu den digitalen Menschmodellen in den Fragebogen ein (Abb. 3.19), wozu sie drei Fragen auf je einer fünfstufigen Skala einschätzen konnten (jeweils von -2 bis +2). Das Ziel ist dabei, neben den Einzelanalysen, die bislang dargestellt wurden, eine zusammenfassende Gesamtbeurteilung von den Anwendern abzufragen, damit die Situation der Akzeptanz digitaler Menschmodelle in der Praxis erörtert werden kann. Die Frage, ob digitale Menschmodelle den Anwendern bei der Erledigung ihrer Arbeitsaufgaben helfen, wird positiv mit einer guten Bewertung eingeschätzt (Ø 0,91 ± 0,76). Die Effizienz digitaler Menschmodelle für den einzelnen Anwender ist demzufolge gegeben. Die Antwort auf die zweite Frage, ob die Anwender digitale Menschmodelle gern nutzen, liegt in einem ähnlich positiven Bereich (Ø 1,00 ± 0,81). Demnach gelangen die Anwender mit den Systemen nicht nur zu einem Arbeitsergebnis, sondern die Akzeptanz der

Systeme und damit auch die persönliche Zufriedenstellung ist vorhanden. Die dritte Frage, inwiefern Ergonomie-Untersuchungen im Unternehmen durch digitale Menschmodelle unterstützt werden, wird ebenfalls im positiven Bereich mit einem halb so hohen Wert wie bei der ersten Frage bewertet (Ø 0,52 ± 1,05). Hier zeigt sich, dass der Effekt der Nutzung digitaler Menschmodelle laut Einschätzung der Befragten nicht nur dem einzelnen Anwender, sondern durchaus auch dem gesamten Unternehmen hilft.

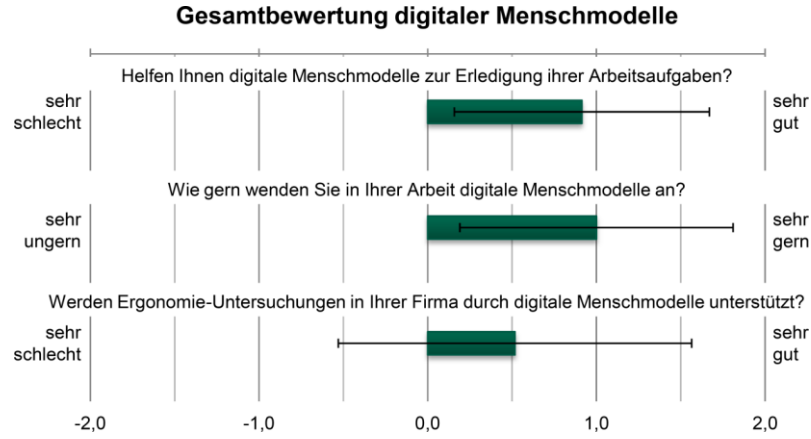


Abb. 3.19: abschließende Bewertung der Arbeit mit digitalen Menschmodellen (Mittelwert und Standardabweichung)

Methodenkritik und Zusammenfassung der Anwenderbefragung

An der Anwenderbefragung nahmen insgesamt 59 Nutzer digitaler Menschmodelle teil. Diese Stichprobe lässt einen Rückschluss auf die Grundgesamtheit nach statistischen Zusammenhängen zu. Sowohl Probanden verschiedener Altersgruppen als auch solche mit verschiedenen Anwendungsgebieten, Ausbildungsarten, aus unterschiedlichen Abteilungen, mit differierendem Vorwissen, unterschiedlichem Wissenserwerb und Praxiserfahrung konnten mit der

Befragung erreicht werden. Da bestimmte Nutzergruppen nur schwer zu kontaktieren sind (z. B. zu militärischen Anwendungen) gelten diese Zusammenhänge nur für die in dieser Studie beschriebenen Nutzergruppen. Weiterhin wurde die Befragung nur unter deutschsprachigen Anwendern durchgeführt, eine Ausdehnung der Grundgesamtheit könnte weitere Ergebnisse erbringen. Bezüglich der Fragen nach Akzeptanz und Effizienz im Einsatz lassen sich Rückschlüsse auf bestehende Mängel und Hürden ziehen, die Ergebnisse spiegeln jedoch nur die Meinung von Anwendern digitaler Menschmodelle wider. Personen oder Unternehmen, die digitale Menschmodelle aus bestimmten Gründen nicht einsetzen, wurden in der Untersuchung außen vor gelassen. Urteile der Nicht-Anwender über digitale Menschmodelle könnten zu weiteren Erkenntnissen führen. Die Objektivität wurde im Rahmen der Studie dahingehend beachtet, dass kein Befrager zum Einsatz kam und ein Standardtext die Einleitung des Fragebogens darstellte. Validität und Reliabilität können nur durch weitere Untersuchungen ermittelt werden.

3.4 Fazit der Ergebnisse der Studien

Das Ziel der Evaluierung der Praxisanwendung digitaler Menschmodelle ist die Untersuchung der Einsatzweise mit einer systematischen Gliederung und Priorisierung der verschiedenen Themen, die in Zukunft einen entscheidenden Fortschritt auf diesem Gebiet bringen könnten (Forschungsfrage A, Kapitel 2.5). Weiterhin konnten nicht zuletzt durch die Befragungen viele Ideen für die verschiedenen existierenden Probleme gesammelt werden. Im Folgenden werden die wichtigsten Ergebnisse der Experten- und Anwenderbefragung herausgestellt, um anschließend die Ansätze für Weiterentwicklungen vorstellen zu können.

Die Funktionen digitaler Menschmodelle mit den höchsten Werten der Häufigkeit der **Nutzung** und der größten **Bedeutung** sind die Analyse-Funktionen

- Visualisierung (Bild und Video),
- Sicht-, Erreichbarkeits-, Maßanalysen und Haltungsanalysen

sowie die Manipulations-Funktionen

- statisches und dynamisches Anpassen von Körper- und Handhaltung sowie
- Bibliotheken zur Körper- und Handhaltung.

Häufig genutzt werden weiterhin die Ressourcen-Funktionen der Perzentile und Geschlechter. All diese Funktionen sind für die Nutzung digitaler Menschmodelle unabdingbar. Die Manipulations-Funktionen sind vermutlich durch die Probanden derart hoch bewertet, weil sie einen wesentlichen Teil des Zeitaufwandes zur Erstellung einer Simulation verursachen. Bei den Analyse-Funktionen sind es die Relevanzen als Werkzeuge zur Erstellung der Ergebnisse, die ihnen eine hohe Bedeutung zukommen lassen.

Die Wertungen des **Verbesserungswunsches** der verschiedenen Funktionen erreichen, bezogen auf die Hilfefunktionen, speziell Software-Hilfe, Handbuch und Online-Hilfe, die höchsten Einstufungen. Je besser die Software-Ergonomie eines Systems ist, desto seltener wird eine Hilfestellung benötigt. Durch die seltene Nutzung der Hilfe-Funktionen ist hingegen auch das Nutzen-/Aufwand-Verhältnis zur Erstellung und Pflege guter Hilfen, gerade bei einem Expertensystem, wie es digitale Menschmodelle sind, vergleichsweise ungünstig. Weiterhin erreichen die Manipulations- und Analysefunktionen bezüglich des Verbesserungswunsches hohe Werte, jedoch anders verteilt als bei Nutzung und Bedeutung. Somit wird bei den Manipulations-Funktionen die

- Animation

am höchsten gewertet und bei den Analysefunktionen sind die

- Kraftanalysen, Haltungsanalysen und
- Zeitanalysen

diejenigen, die die Anwender gern verbessert sähen. Die niedrigeren Nutzungshäufigkeiten und der hohe Verbesserungswunsch hängen hierbei zusammen. Dies führt zur Bewertung der **Vor- und Nachteile** sowie zur Gesamtwertung für digitale Menschmodelle. Hier stehen die Vorteile, insbesondere eine bessere, digital abgesicherte Ergonomie und ermöglichte Variantenvergleiche, klar über den Nachteilen. Dies zeigt auch das positive Gesamtvotum bezüglich digitaler Menschmodelle. Der größte Nachteil ist für die Anwender der

- hohe Zeitaufwand.

Daneben sind die

- Bewertungs- und Analyseverfahren, die erweitert und verbessert werden können, und
- eine steigerbare Akzeptanz digitaler Menschmodelle

entscheidende Nachteile, an denen in Zukunft gearbeitet werden sollte. Im folgenden Teilkapitel werden Ansätze aufgezeigt, wie diese Nachteile behoben werden können.

Forschungsansätze für Weiterentwicklungen digitaler Menschmodelle

Digitale Menschmodelle sind als Elemente der virtuellen Ergonomie einer stetigen Entwicklung unterzogen, die nicht zuletzt durch die technische Weiterentwicklung der Computertechnik befördert wird. Auch die Algorithmen, Datenstrukturen und die eigentlichen Anwendungsprogramme werden durch die Hersteller weiterentwickelt. Dies kann durch eigene Ideen der Entwickler der Software, durch Wünsche der Kunden und Anwender und durch Erkenntnisse aus der Wissenschaft erfolgen. Die vorgestellten Forschungsansätze basieren im Wesentlichen auf den theoretischen Analysen und der empiri-

schen Studie. Damit stellen sie die Sichtweise der Anwender digitaler Menschmodelle dar. Ob manche Ideen softwaretechnisch, politisch motiviert oder aus anderen Gründen realisierbar oder nicht realisierbar sind, muss sich erst zeigen.

Ein wichtiges Forschungsgebiet der Zukunft stellt die **Dateneingabe** dar. Dabei können verschiedene Ansätze sowohl zur Soft- als auch Hardwareentwicklung verfolgt werden. Die Verbesserung der Softwareergonomie kann durch aufgaben- und nutzerzentrierte Schnittstellen erfolgen. Andere Software, die mit 3-D-Modellen arbeitet, kann als Vorbild herangezogen werden. Diese Verbesserung kann Vorwärtskinematik und inverse Kinematik betreffen. Auch erweiterte und detailliertere Datenbanken, die mit mehr Parametern und Kombinationsmöglichkeiten, z. B. verschiedener Teilkörperhaltungen, arbeiten, können Verbesserungen darstellen. Ein Assistent zur Definition typischer Aufgaben, ähnlich wie er im *Ergomas*-System vorhanden war und im *RAMSIS*-Modell für Fahrerkörperhaltungen existiert, ist in aktuellen Systemen zur Arbeitsplatzgestaltung denkbar. Eine weitere Verbesserung betrifft die Eingabe von Bewegungen. Hier sind höher aggregierte Eingabeebenen, beispielsweise die Eingabe von Prozessbausteinen, ein vielversprechender Ansatz. Neben den Verbesserungen der Software sind auch Möglichkeiten zur Verbesserung der Hardware vorhanden. Ein Eingabegerät für die Vorwärtskinematik, ähnlich einer in der Nähe des PCs stehenden Glieder-/Künstlerpuppe, ließe schnell Körperhaltungen einstellen und in die Software übertragen. Ein japanisches Forschungsprojekt verfolgt dieses Ziel (Yoshizaki et al., 2011). Außerdem sind auch Eingabeverfahren wie Motion Capturing oder Datenhandschuhe von stetiger Weiterentwicklung gekennzeichnet; denkbar ist beispielsweise die Nutzung von Systemen wie *Microsoft Kinect* (Microsoft, 2011) auch für digitale Menschmodelle.

Bezüglich der **Datenverarbeitung** existieren weitere Forschungsansätze. Dies betrifft die Ressourcen des Menschmodells, die Ressour-

cen von 3-D-Objekten und die Ergonomie-Verfahren. Die anthropometrische Datenbasis auszubauen, sollte stetes Anliegen der Hersteller und von Forschungsprojekten sein. Die Integration weiterer Populationen, weiterer Daten zu Somatotypen und zur Akzeleration sind ebenfalls sinnvolle Ansätze. Wachsende Bedeutung erfährt die Integration von Daten zum Alter – gerade im Kontext aktueller demografischer Entwicklungen. Daneben sind Datenbanken für Körperhaltungen, Bewegungen und unterschiedliche Oberflächen der Menschmodelle, die das Aussehen betreffen sowie Zubehörelemente wie Helme, Gürtel oder Schuhe, wünschenswert. Bezüglich der Betriebsmittel-Ressourcen wird von den Anwendern eine allgemeine Bibliothek gefordert, um die 3-D-Objekte nicht aufwändig erstellen zu müssen. Den Ergonomie-Verfahren sollte aufgrund ihrer Bedeutung besondere Aufmerksamkeit gewidmet werden. Hierbei können verschiedene Ansätze verfolgt werden: die Integration existierender Verfahren ebenso wie die Entwicklung neuer Verfahren. Insbesondere für dynamische Analysen – wie in den folgenden Kapiteln vorgestellt – aber auch zur Integration von Arbeitsumweltfaktoren sind Forschungen notwendig. Weiterhin können Assistenten für Analyse-Funktionen, die den Anwender mit weiteren Informationen unterstützen, sowie Funktionen, die eine Analyse zur Identifikation der Handlungsfelder bereitstellen, die Weiterentwicklungen befördern.

Die **Datenausgabe** ist ebenfalls ein Themenkomplex, in dem Verbesserungen ansetzen können. Dies kann softwareseitig mittels erweiterter Visualisierung, z. B. durch Bildfolge-Sequenzfunktionen, die mehrere Prozessschritte in einem Bild darstellen, und hardwareseitig durch die Arbeit an den 3-D-Ausgabemöglichkeiten geschehen. Weitere Entwicklungsansätze betreffen die Überarbeitung und Erweiterung der Hilfe-Funktionen.

Forschungsprojekte eMAN und ARBEX sowie deren Nachfolger

Im April 2009 begannen die Arbeiten am Verbundforschungsprojekt „System zur Bewegungssynthese für digitale Menschmodelle“ („eMAN“), das von der *Sächsischen Aufbaubank* (*SAB*) mit Mitteln der *Europäischen Union* gefördert wird. In dem Verbundforschungsprojekt arbeitet der Projektkoordinator, die *imk automotive GmbH*, an der wissenschaftlichen Begleitung der Entwicklung und Programmierung des *Editors menschlicher Arbeit* (*EMA*), ein digitales Menschmodell, das die Prozessbausteineingabe beherrscht (siehe auch Anlage A). Weiterhin sind die *Professur für Graphische Datenverarbeitung und Visualisierung* und die *Professur Arbeitswissenschaft* der *TU Chemnitz* sowie das *Institut für Mechatronik e.V.* beteiligt. Der erste Förderzeitraum endete im Dezember 2010, ein Folgeprojekt führt die Arbeiten von April 2011 bis September 2013 fort.

Das Verbundprojekt *eMAN* baut methodisch auf die Ergebnisse der Anwenderbefragung (Kapitel 3.3) auf und setzt sich mit den zwei wesentlichen daraus entwickelten Forschungsansätzen auseinander: der Bewegungseingabe und den Ergonomieverfahren. Zur **Bewegungseingabe** wird an einer neuartigen Manipulations-Funktion geforscht, die Prozessbausteine mit ergänzenden Geometriedaten zur Bewegungssimulation nutzt. Im Funktionsschema (Kapitel 3.2) sind die existierenden Manipulations-Funktionen aufgeführt: Körperhaltung, Handhaltung, Aussehen und Animation. Die Eingabe einer Animation, d. h. die Simulation einer menschlichen Bewegung, läuft dabei bislang derart ab, dass wesentliche, aufeinanderfolgende Körperhaltungen der Bewegung eingestellt und als Schlüsselposen (Keyframes) gespeichert werden. Dazwischen liegende Körperhaltungen werden linear interpoliert. Ein Laufen zu einer Werkstückkiste und anschließendes Aufnehmen eines Werkstücks zerteilt sich somit nach dem Hinlaufen zur Kiste in die Schlüsselposen „Hinbeugen zum Werkstück“, „Einnehmen der Körper- und Handhaltung zum Greifen des Werkstücks“, „Werkstückentnahme“, „Aufrichten“, „Positionierung

des Werkstücks in der Tragehaltung“ und den sich anschließenden Prozessschritten. Hierbei kommen wiederholt die Körperhaltungs- und Handhaltungs-Manipulationsfunktionen zum Einsatz. In dem neuartigen Ansatz werden als Verrichtungen (Kapitel 4.2) bezeichnete Prozessbausteine dazu genutzt, einen Prozess zu strukturieren. Eine ergänzende Eingabe von 3D-Positionen, z. B. wie ein Werkstück gegriffen werden sollte, ermöglicht eine semiautomatische und im Normalfall zeitsparende Dateneingabe. Notwendige Zwischenschritte werden automatisiert von dem Softwaresystem errechnet.

Die Ergebnisse der Anwenderbefragung (Kapitel 3.3) zeigen außerdem deutlich auf, dass die Entwicklung von **Ergonomieverfahren** die zweite zentrale Forderung der Anwender darstellt. Dieser empirische Befund untermauert die aus den zusammenfassend dargestellten existierenden Belastungsbewertungsverfahren folgenden Forschungsfelder (Kapitel 2.4.1). Verfahren zur Bewertung statischer Arbeitsbelastungen werden erfolgreich eingesetzt, Ansätze zur Beurteilung dynamischer Belastungen existieren hingegen nur für bestimmte Spezialfälle. Das Funktionsschema (Kapitel 3.2) ergänzt diese Schlussfolgerung und verdeutlicht den Iststand: Analysefunktionen sind neben der eigentlichen Visualisierung Sicht-, Maß-, Kraft- und Haltungsanalysen. Die Kraft- und Haltungsanalysen beziehen sich dabei auf die Ergonomieverfahren im eigentlichen Sinn. Die Entwicklung neuer Ergonomieverfahren bietet für Simulationen physiologischer Arbeitsprozesse die Möglichkeit, vorliegende Daten für Gelenkwinkel, deren Verläufe und äußere Belastungen zu nutzen. Dies macht sich der Forschungsansatz des *ARBEX*-Teilprojektes zunutze, in dem diese Daten als Voraussetzung abstrahiert und mit einem Bewertungsmodell analysierbar gemacht werden. Demnach betrifft der Forschungsansatz die Entwicklung eines neuen Ergonomieverfahrens, das als Bewegungsanalyse bezeichnet werden kann. In Kapitel 4 wird dieser Ansatz eines neuen Bewertungsmodells vorgestellt und darauffolgend in Kapitel 5 evaluiert.

4 Entwicklung eines Bewertungsmodells dynamisch-muskulärer Beanspruchungen für digitale Menschmodelle

Das Bestreben, ein neues Ergonomieverfahren zu entwickeln, basiert auf zwei wichtigen Grundlagen. Die existierenden und vor allem die in digitalen Menschmodellen verfügbaren Analyse-Funktionen und Ergonomieverfahren reichen bislang nicht aus, um den Ansprüchen der Anwender nach einer umfassenden ergonomischen Bewertung von Produkten, Arbeitsplätzen und Arbeitsprozessen gerecht zu werden, wie die empirische Studie (Kapitel 3) zeigt. Das Ziel nicht zuletzt dieser Arbeit ist es daher, neue Bewertungsmodelle zu entwickeln und zu validieren. Des Weiteren kann die in digitalen Menschmodellen systemimmanent vorhandene Datenbasis in Verbindung mit der verfügbaren Rechenleistung für eine ganz neue Qualität der ergonomischen Bewertung genutzt werden. Im Folgenden werden die Forschungsansätze vorgestellt, beginnend mit der Aufgliederung des menschlichen Körpers und der Arbeitsvorgänge. Daraus folgend wird das Modell theoretisch erarbeitet.

Einige Elemente des Modells konnten bereits in Vorträgen und Veröffentlichungen vorgestellt und diskutiert werden. Der Fokus lag dabei auf Komponenten der Verrichtungssystematik und den physiologischen Funktionseinheiten (Leidholdt, Fischer, Mühlstedt, 2010).

Modellierungsebene des Bewertungsmodells

Um die methodische Grundlage des Bewertungsmodells herauszuarbeiten, sollen zunächst unterschiedliche Ebenen der Modellbildung bei der Entwicklung von Ergonomieverfahren betrachtet werden (Abb. 4.1). Die **Modellierungsebene** hängt grundlegend vom Ziel der Methode ab, bedingt jedoch unterschiedliche Herangehensweisen bei der Erforschung des Modells. Bei der Verfahrensentwicklung

wird hierbei entweder der Mensch als Gesamtorganismus betrachtet, es können als physiologische Funktionseinheiten bezeichnete Teile des menschlichen Körpers untersucht werden oder Knochen, Muskeln mit Sehnen und Bändern usw. werden einzeln modelliert. Die Modellierungsebene bedingt sowohl den Detaillierungsgrad als auch den Aufwand zur Erhebung der notwendigen Daten – im Folgenden werden die drei Ebenen jeweils beispielhaft erläutert.

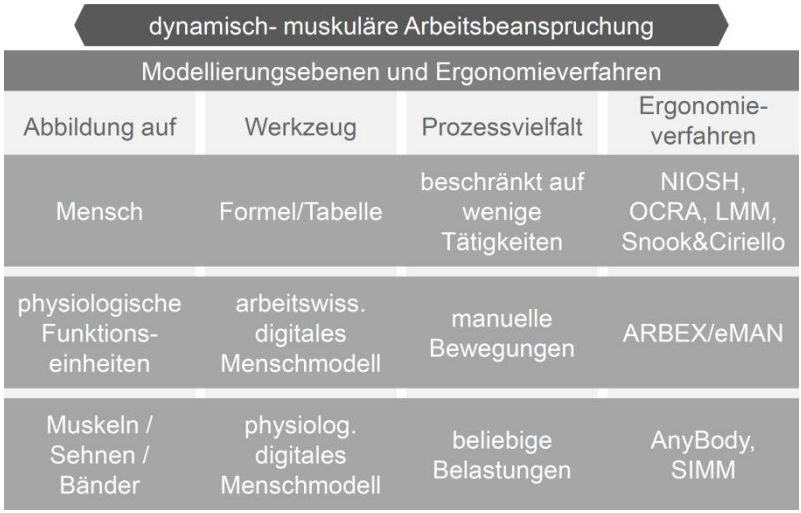


Abb. 4.1: Modellierungsebenen und Ergonomieverfahren für dynamisch-muskuläre Arbeitsbeanspruchungen

Eine komplexe physiologische Tätigkeit, wie etwa Heben, Tragen oder Schieben einer Last, kann durch die diesen Vorgang verursachte Durchschnittsbeanspruchung mittels einiger Parameter beschrieben werden. Diese Näherung ist für die Anwendung in der Praxis durch den geringen Rechenaufwand geeignet und liefert aufgrund der Beschränkung auf spezielle Prozesse dennoch brauchbare Ergebnisse. Bei einem derartigen Vorgang sind vielerlei Muskeln an

statischen und/oder dynamischen Vorgängen beteiligt, dennoch gelingt eine Modellbildung. Deren Umsetzung kann als Formel mit einigen Parametern (z. B. sieben bis zehn beim Heben von Lasten bei *NIOSH*/DIN1005-2) oder als Matrix bzw. Tabelle (z. B. beim Tragen von Lasten bei *Snook&Ciriello*) erfolgen.

Die Ebene der Betrachtung von physiologischen Funktionseinheiten wird in diesem Kapitel erläutert. Es ist dazu zwingend ein digitales Menschmodell erforderlich, da sonst weder die Ausgangsdaten vorhanden wären noch die zahlreich erforderlichen Berechnungen der Ergebnisse erfolgen könnten. Der große Vorteil dieser Betrachtungsebene liegt in den universellen Einsatzmöglichkeiten des Modells für beliebige arbeitsbezogene Bewegungen.

In einer noch feineren Ebene der Modellierung einzelner Muskeln wird zweifelsohne die höchste Genauigkeit erreicht. Dem einher geht ein hoher Modellierungsaufwand, da unterschiedliche Muskeln unterschiedlich aufgebaut sind und im Zusammenspiel mit Gelenken, Knochen, Sehnen und Bändern modelliert werden müssen. Das *AnyBody*-Menschmodell (siehe Anlage A) ist ein Beispiel für diesen Ansatz. Anhand der langjährigen Forschungsarbeit und der zahlreichen Teilforschungsgebiete lässt sich die Komplexität dieses Ansatzes erkennen. Die Anwendungsmöglichkeiten sind gegenüber den anderen Ebenen breiter und nicht auf arbeitswissenschaftliche Analysen von Arbeitsprozessen beschränkt. Anwendungen im Sport, in der Medizin, der Rehabilitation und viele mehr sind möglich.

4.1 Physiologische Funktionseinheiten

Das Bewertungsmodell dynamisch-muskulärer Beanspruchungen erfordert die Entwicklung sogenannter physiologischer Funktionseinheiten. Dies ist notwendig, da sich der Detaillierungsgrad des Bewertungsmodells auf der Ebene funktionell zusammenhängender Einheiten einordnet. Das Ziel der Entwicklung des Bewertungsmodells ist die Anwendung bei der Bewertung von Teilbewegungen des menschlichen Körpers und muss sich daher auf differenziertere Teilbereiche des Körpers fokussieren.

Die einzelnen Funktionselemente des menschlichen Körpers sind die Grundlage der Entwicklung der Methode. Durch die hohe Anzahl ist es jedoch nicht möglich, das Modell unmittelbar auf diesen Elementen aufzubauen. Der Mensch besitzt über 200 Knochen, über 300 Gelenke und mehr als 600 Muskeln (Gottlob, 2009). Auch wenn davon sicherlich einige für arbeitswissenschaftliche Betrachtungen irrelevant sind, ist die Anzahl dennoch zu hoch, um für das Ziel der Arbeit infrage zu kommen. Da das zu entwickelnde Bewertungsmodell arbeitswissenschaftliche digitale Menschmodelle als Anwendung hat, müssen höher aggregierte Gruppen gebildet werden, die hierfür als „physiologische Funktionseinheiten“ bezeichnet werden.

Bewegungselemente arbeitswissenschaftlicher digitaler Menschmodelle

Arbeitswissenschaftliche digitale Menschmodelle sind aus einem modellhaften „Skelett“ und einer Oberfläche, die Haut und Kleidung darstellt, aufgebaut. Das Skelett ist hierbei ein aus Linien (auch Segmente, Körperelemente oder Bones genannt) und verbindenden Gelenken aufgebautes **Modell** der Bewegungsmöglichkeiten **des Menschen**. Alle Systeme erlauben die Anzeige dieser Skelette, je nach Menschmodell unterscheidet sich jedoch deren Aufbau (Abb. 4.2). Das Menschmodell *Human Builder* (V5) besitzt 68 Segmente und 99 Gelenke mit insgesamt 148 Freiheitsgraden (Dassault

Systemes, 2004 und 2005), *Jack* (Version 5) verfügt über 39 Segmente mit 88 Gelenken und insgesamt 135 Freiheitsgraden (UGS, 2006) und *RAMSIS* (3.8) ist mit 53 Gelenken und 104 Freiheitsgraden versehen (Human Solutions, 2005). Bei der Betrachtung dynamischer Arbeitsbeanspruchungen spielen die Gelenke eine zentrale Rolle; daher wird die Herleitung der physiologischen Funktionselemente anhand der Gelenke der arbeitswissenschaftlichen digitalen Menschmodelle begonnen.

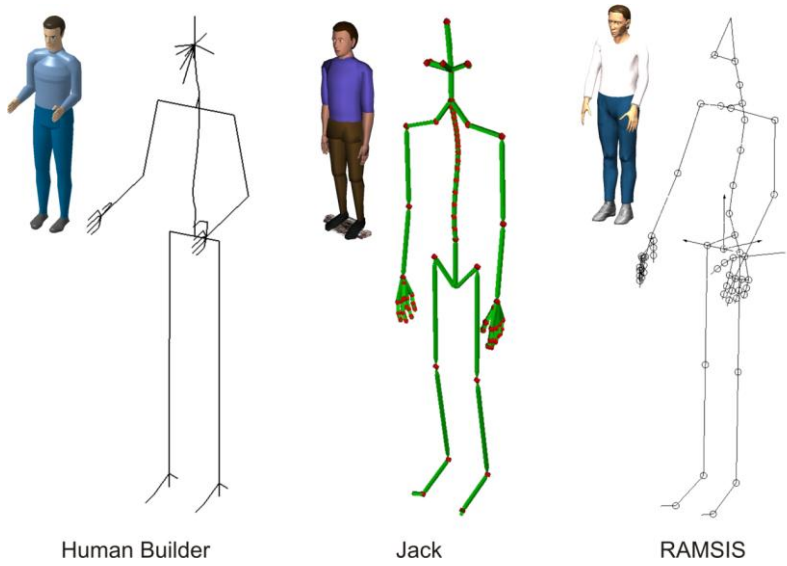


Abb. 4.2: Darstellung der „Skelette“ (Segmente und Gelenke) der arbeitswissenschaftlichen digitalen Menschmodelle Human Builder, Jack und RAMSIS

Einige aus den Anwendungsgebieten arbeitswissenschaftlicher digitaler Menschmodelle ableitbare Randbedingungen ermöglichen die Vereinfachung dieser Skelette für die Modellierung der physiologischen Funktionseinheiten:

- die Wirbelsäule, in den Menschmodellen ohnehin mit unterschiedlich vielen Segmenten modelliert, soll vereinfacht werden;
- eine Bewegung der Hände mit den vielen Gelenken der Finger soll vereinfacht werden, da zum einen die Bewegungen einzelner Gelenke nicht bedeutsam sind und zum anderen ergonomisch relevante Handbewegungen auf Greif- und Clipsvorgänge (Eindrücken von Befestigungselementen) reduziert werden können;
- eine Bewegung der Füße (in den Menschmodellen sind zwei Gelenke modelliert: Sprunggelenke und Fußballen) findet bei produktionsergonomischen Aufgabenstellungen äußerst selten statt und soll daher vernachlässigt werden.

Alle weiteren Gelenke sind in den drei Menschmodellen gleichermaßen vorhanden und bieten damit die Möglichkeit, die Arbeitsbelastung oder -beanspruchung auf diese zu übertragen; im Einzelnen sind dies Hand-, Ellenbogen-, Schulter-, Schlüsselbein-, Hals-, Hüft- und Kniegelenke.

Beanspruchungselemente des Menschen

Neben den Vorgaben durch digitale Menschmodelle gibt es durch die Messmethode der Elektromyografie in Verbindung mit der menschlichen **Physiologie** weitere Randbedingungen, die sich ebenfalls auf die Modellierung der physiologischen Funktionseinheiten auswirken. Da die Oberflächen-Elektromyografie im Gegensatz zu der Nadel-Elektromyografie die elektrische Aktivität mehrerer Muskelfaserbündel, meist eines gesamten Muskels und oft auch mehrerer Muskeln zusammengefasst misst, muss die Modellierung der physiologischen Funktionseinheiten dies beachten. Weiterhin ist die Messung tieferliegender Muskeln sehr schwierig, da deren elektrische Signale nur

teilweise an die Haut dringen und zusätzlich von weiter außen liegenden Muskelschichten überlagert werden. Die elektromyografisch gut messbaren Muskeln zeigt Abb. 4.3.

Durch die Einschränkungen der elektromyografischen Messmethode ergeben sich weitere Vereinfachungen des Modells der physiologischen Funktionseinheiten:

- Schulter- und Schlüsselbeingelenk(e) sollen zusammen in einer Funktionsgruppe „Schulter“ betrachtet werden;
- die Bewegungen der Wirbelsäule bzw. des Rumpfes können muskelbezogen, u. U. in zwei bis drei Bereiche (Lende, Brust, Schulter), unterteilt werden; durch die Diffizilität der Messung soll anfangs jedoch nur eine Funktionseinheit gebildet werden;
- die Bewegungen in Hand- und Fingergelenken sollen aufgrund der Oberflächen-elektromyografisch beschränkten Messbarkeit als eine Funktionseinheit modelliert werden;
- die Bewegungen des Kopfes sind elektromyografisch z. T. messbar und sollen als einzelne Funktionseinheit abgebildet werden.

Die Bewegungen in Ellenbogen-, Knie- und Schultergelenk können elektromyografisch vergleichsweise gut gemessen werden und unterliegen daher keinen weiteren Einschränkungen.

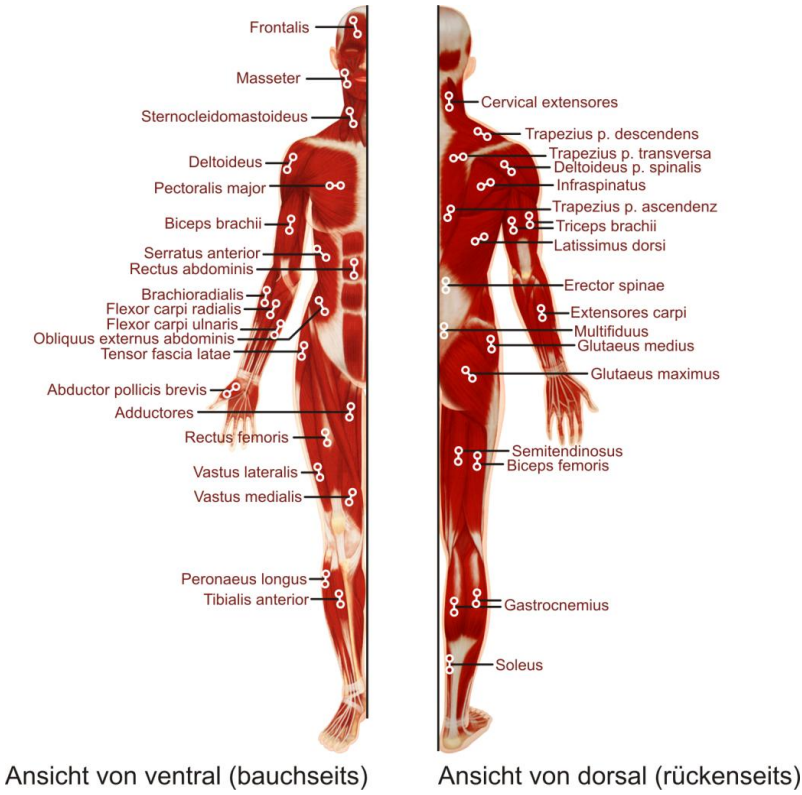


Abb. 4.3: Muskeln des Menschen, die mit der Oberflächen-Elektromyografie gut erfasst werden können (nach Konrad, 2005)

Ableitung der physiologischen Funktionseinheiten für das Bewertungsmodell

Die gewonnenen Erkenntnisse, abgeleitet aus dem Aufbau arbeitswissenschaftlicher digitaler Menschmodelle und der Funktion des menschlichen Muskelapparates in Verbindung mit dem angestrebten

Messverfahren, erlauben nun die Ableitung der sogenannten physiologischen Funktionseinheiten.

Die Arme unterteilen sich in drei Funktionseinheiten: Hand, Ellenbogen und Schulter. Die Finger können mittels des Elektromyografie-Messverfahrens kaum einzeln erfasst werden und in Arbeitsvorgängen finden großteils Greif- und Drückbewegungen statt, was mit einer aggregierten Funktionseinheit „Hand“ und zugehörigen Parametern erfasst werden kann. Die Funktionseinheit „Ellenbogen“ betrifft ausschließlich das Ellenbogengelenk und die für die Bewegung des Unterarmes notwendigen Muskeln. Bei der Funktionseinheit „Schulter“ müssen Schulter- und Schlüsselbeingelenk zusammengefasst werden, da die Muskeln eine getrennte Betrachtung kaum möglich machen; die Funktionseinheit fasst demnach Bewegungen des Oberarmes gegenüber dem Oberkörper (Brustkorb) zusammen.

Die Beine werden lediglich in zwei physiologische Funktionseinheiten getrennt. Dabei werden jegliche Bewegungen der Zehen und Füße vernachlässigt, da diese gar nicht oder nur schwer messbar sind und im Arbeitsprozess nur eine untergeordnete Rolle spielen. Die Funktionseinheit „Knie“ fasst das Kniegelenk und alle zur dazugehörigen Bewegung notwendigen Muskeln zusammen. Die Funktionseinheit „Hüfte“ bezieht sich in ähnlicher Weise auf das jeweilige Hüftgelenk und die dazugehörigen Muskeln.

Die physiologische Funktionseinheit „Rumpf“ fasst zunächst die gesamte Bewegung der Wirbelsäule zusammen. Sollte es aufgrund differenzierter Messergebnisse möglich bzw. notwendig sein, diese in Lenden-, Brust- und Halswirbelsäule zu unterteilen, kann dies später erfolgen. Schlussendlich sind in der Funktionseinheit „Hals“ alle Bewegungen des Kopfes gegenüber dem Rumpf (bzw. Brustkorb) zusammengefasst.

Somit können 7 unterschiedliche – durch symmetrisch vorhandene insgesamt 12 – physiologische Funktionseinheiten abgeleitet werden, an denen sich bei der Herleitung des Bewertungsmodells orientiert

wird und auf denen die Laborstudie zur Evaluierung des Modells basiert (Abb. 4.4). In der Studie werden die drei physiologischen Funktionseinheiten „Ellenbogen“, „Knie“ und „Schulter“ untersucht (Kapitel 5). Die Bildung der physiologischen Funktionseinheiten erlaubt es nun, Arbeitsvorgänge als Bewegungen des menschlichen Körpers abstrahiert abzubilden und systematisch zu untersuchen, um anschließend durch eine Zusammenfassung wiederum zu einer Gesamtbewertung zu gelangen.

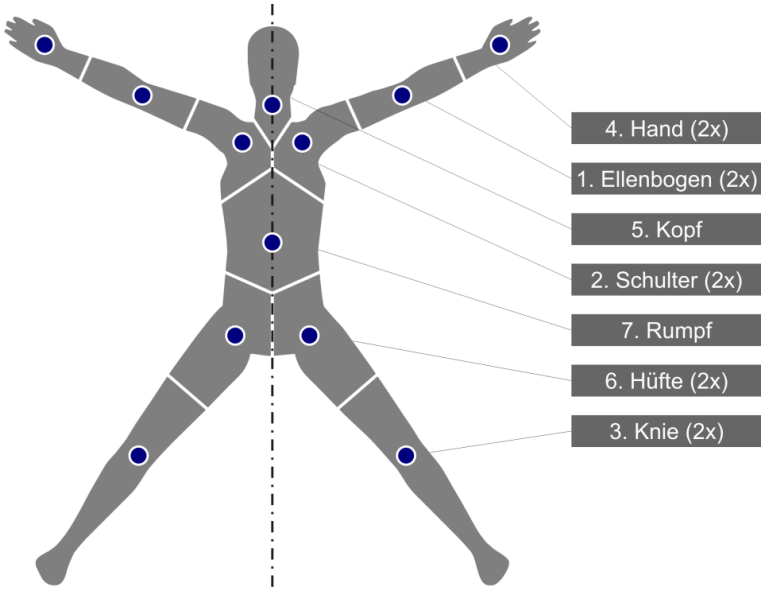


Abb. 4.4: Darstellung der sieben (da teilweise symmetrisch vorhanden insgesamt zwölf) unterschiedlichen physiologischen Funktionseinheiten (Nummerierung entspricht der Untersuchungsreihenfolge)

4.2 Verrichtungssystematik arbeitsbezogener Bewegungen und Elementarbewegungen

Die Systematik arbeitsbezogener Bewegungen dient als Prozessbausteinsystem der Gliederung und Strukturierung menschlicher Bewegungsabläufe bei der Durchführung von Arbeitsprozessen. Es ist an bestehende Prozessbausteinsysteme, insbesondere *MTM-UAS* und *MTM-1* (Bokranz, Landau, 2006), angelehnt. Ein zentraler, im Rahmen des Forschungsvorhabens erarbeiteter Begriff dieser Systematik ist die **Verrichtung**, die definiert wird als

> *Beschreibung eines komplexen Arbeitsvorgangs (z. B. „entnehme Werkstück aus Kiste, transportiere Werkstück zu Werkbank, platziere Werkstück an gegebener Position") im Umfang von wenigen Sekunden bis hin zu wenigen Minuten (je nach Betrachtungsebene).*

Verrichtungen entsprechen damit in etwa den Bausteinen des *MTM-UAS*-Systems, unterscheiden sich von diesen aber derart, dass sie geometrisch definierte Anfangs- und Endpositionen sowie -körperhaltungen beinhalten und somit eine Modellierung mit digitalen Menschmodellen möglich ist. Diese auch als Komplexverrichtung bezeichneten Bausteine werden in kleinere Untereinheiten zerlegt. Die verschiedenen Ebenen zeigt Abb. 4.5.

Die Komplexverrichtung kann zunächst in Elementarverrichtungen zerlegt werden. Die **Elementarverrichtung** wird im Rahmen des Forschungsvorhabens definiert als

> *ein nicht mehr sinnvoll teilbares Segment einer (Komplex-)Verrichtung.*

Beispielsweise wird die Komplexverrichtung „Schraubendreher handhaben" zerlegt in die Elementarverrichtungen „Schraubendreher aufnehmen", „Schraubendreher am Objekt platzieren", „manuell

Schrauben per Hand“ und „Schraubendreher ablegen“. Auch hier besteht der Unterschied zu *MTM*-Bausteinen in den geometrischen Informationen.

Die Elementarverrichtungen werden weiter in Grundbewegungen zerlegt, die eine Aufeinanderfolge von Grundposen darstellt. Die Elementarverrichtung „Schraubendreher aufnehmen“ teilt sich demnach in die Grundbewegungen „Bewege Hand auf Pfad“ und „Greifen“.

Bei der Erarbeitung des Bewertungsmodells wurde schnell deutlich, dass hier noch kleinere Bewegungseinheiten notwendig sind (Abb. 4.5), da eine Grundbewegung aus menschmodellierender Sicht nicht zerteilt werden muss, im Hinblick auf die parametrisierten Messungen der physiologischen Funktionseinheiten jedoch noch zu komplex sein kann. Eine **Elementarbewegung** ist im Rahmen dieses Forschungsvorhabens definiert als

> *Bewegung einer physiologischen Funktionseinheit in deren Gelenk in einer Ebene von einem Anfangs- zu einem Endgelenkwinkel, eingegrenzt (je nach Funktionseinheit) durch Minimal- und Maximalgeschwindigkeit sowie -moment.*

Diese Elementarbewegungen werden sowohl bei der Laboruntersuchung als auch vom Menschmodell genutzt. Bei der Laboruntersuchung werden bezogen auf Funktionseinheiten verschiedene Elementarbewegungen parametrisch analysiert. Beispielsweise werden am Ellenbogen Flexions- und Extensions-Bewegungen mit verschiedenen Geschwindigkeits- und Momentvariationen untersucht. Das Menschmodell muss eine virtuelle Bewegung ebenfalls auf diese Elementarbewegungen zurückführen, um einen physiologischen Vorgang bewerten zu können. Letztendlich können auch reale Bewegungen, die durch ein Motion-Capturing erfasst werden, in Elementarbewegungen übertragen werden.

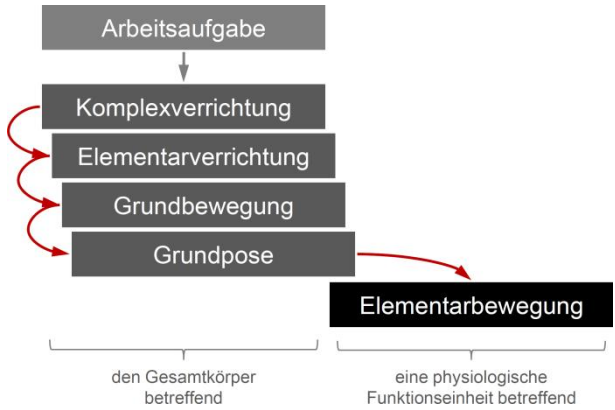


Abb. 4.5: Ebenen der Verrichtungssystematik: ausgehend von der Arbeitsaufgabe können technologisch orientierte Komplex- und Elementarverrichtung unterschieden werden, für das Menschmodell werden Grundbewegung und -pose benötigt, für die Laborversuche wird die Ebene der Elementarbewegungen eingeführt

4.3 Herleitung des Bewertungsmodells dynamisch-muskulärer Beanspruchungen

Die Aufgliederung des Körpers in physiologische Funktionseinheiten sowie des Arbeitsprozesses in Verrichtungen bilden die Grundlage für die Entwicklung des Bewertungsmodells muskulärer Beanspruchungen. Das Ziel dieser Modellierung ist die Integration der Bewertung dynamisch-muskulärer Beanspruchungen in digitale Menschmodelle. Bei der Bewertung statisch-muskulärer Beanspruchungen ist es ausreichend, die Gelenkwinkel in den Freiheitsgraden der Gelenke zu betrachten. Da sich Bewegungen aber wesentlich komplexer darstellen, ist ein vereinfachendes Modell, das dennoch mit ausreichender Genauigkeit die Vorgänge abbildet, unerlässlich. Ausgehend von dem Rahmen zur Implementierung des Bewertungsmodells wird im Folgenden beschrieben, wie in den Systemen

der digitalen Menschmodelle die Bewertungen genutzt werden können und anschließend, wie mittels einer Laboruntersuchung Daten für das Modell erforscht werden können.

4.3.1 Eine Ergonomie-Datenbank als Rahmen des Bewertungsmodells

In den vorgesehenen Ausgangsbedingungen – dem Aufbau auf physiologischen Funktionseinheiten (siehe Kapitel 4.1) und Elementarbewegungen des Verrichtungssystems (siehe Kapitel 4.2) – bildet die Entwicklung einer Ergonomie-Datenbank den notwendigen Rahmen für eine diesem Forschungsvorhaben folgende Implementierung des Bewertungsmodells. Diese kann durch Laborstudien sowohl mit Einzelmesswerten als auch mit mathematischen Zusammenhängen aufgebaut werden. Zwischen den Einzelmesswerten ist eine Approximation und darüber hinaus u. U. eine Extrapolation möglich. Weiterhin ist eine Integration existierender Verfahren denkbar, sofern diese mit den Rahmenbedingungen vereinbar sind.

Die Ergonomie-Datenbank soll, ausgehend von physiologischer Funktionseinheit und Bewegungsdauer, für die Parameter Moment, Körperhaltung sowie Momentrichtung die Durchschnittsbeanspruchung einer Population enthalten (Tabelle 4.1). Weitere mögliche Parameter sind die Bewegungsebene und der Momentverlauf. Alle Parametervariationen sind zunächst verbal formuliert, da sich beispielsweise eine sehr langsame und eine sehr schnelle Bewegung von Funktionseinheit zu Funktionseinheit in verschiedenen Durchschnittswinkelgeschwindigkeiten äußern.

Die **Bewegungsdauer** einer Elementarbewegung ist in eine Durchschnittsgeschwindigkeit übersetzbar. Ausgehend von einer Ruhelage vor und nach einer Bewegung durchlaufen die bewegten Körperteile eine Beschleunigungsphase, fallweise eine isokinetische, mit gleichförmiger Winkelgeschwindigkeit vollzogene Bewegungsphase und anschließend eine Abbremsphase. Da bei der Entwicklung des

Bewertungsmodells von einer natürlichen Bewegung ausgegangen wird, reicht der Parameter Durchschnittswinkelgeschwindigkeit zur eindeutigen Bestimmung der Bewegung aus.

Tabelle 4.1: die Ergonomie-Datenbank und ihre Parameter

Ergonomie-Datenbank		
Parameter	**Parametervariation**	**Größe(n)**
physiologische Funktionseinheit	Ellenbogen – Schulter – Rumpf – Hüfte – Knie – Hand – Kopf	f…Freiheitsgrad
Bewegungsdauer	statisch – sehr langsam – langsam – normal – schnell – sehr schnell – maximal	$\bar{\omega}(t)$…Durchschnittswinkelgeschwindigkeit $\sigma_{min}; \sigma_{max}$…Minimal-/Maximalwinkel
Moment	kein – sehr klein – klein – mittel – groß – sehr groß – maximal	M_{stat}…statischer Momentanteil
Körperhaltung	sitzend – stehend	
Bewegungsrichtung	Richtung A – Richtung B (entgegengesetzt A)	$\pm\omega$…Richtung der Winkelgeschwindigkeit
Momentrichtung	Flexionsrichtung – Extensionsrichtung	$\pm M_{stat}$…Richtung des statischen Momentanteils
Bewegungsebene[1]	vertikal – horizontal – 45°	
Momentverlauf	konstant – linear ändernd – Sägezahn	$M(t)$…Momentverlauf

[1] bezogen auf die Gelenk-Ausgangslage, z. B. beim Schultergelenk: Arme in Vorhalte

Der vereinfacht als **Moment** bezeichnete Parameter bezieht sich auf den statischen Momentanteil. Bei einer Bewegung wirken in einem Drehpunkt überlagert ein statischer Momentanteil, resultierend aus Eigengewicht der Körperteile und äußeren Zusatzgewichten, sowie ein dynamischer Momentanteil, folgend aus der Beschleunigung der Massen. Der dynamische Anteil macht den Momentverlauf sehr komplex. Durch seinen gleichbleibenden Charakter wird dieser jedoch nicht als Parameter in das Modell integriert, sondern als naturgemäß vorhanden in den Versuchen berücksichtigt. Aber auch der statische Anteil ändert sich bei einer normalen Bewegung. Je nach Kraftangriffspunkt und Hebelarmen steigt dieser an, fällt ab oder beides. Dies geschieht in komplexen Kurvenverläufen. Ein Weg, diese Komplexität zu verringern, ist der Schwerkraftausgleich, der methodisch in Kapitel 5.2.1 und technisch in Kapitel 5.3 diskutiert wird. Dies ermöglicht die Vereinfachung auf einen konstanten statischen Momentanteil, der in mehreren Stufen von keinem bis zum maximalen Moment in der physiologischen Funktionseinheit gesteigert wird. In einem weiter entwickelten Modell können nicht konstante **Momentverläufe** integriert werden.

Die **Körperhaltung** als Parameter beeinflusst die Gesamtbeanspruchung eines Menschen. Bei einer Laborstudie mit dem beschriebenen Ziel ist es von Vorteil, eine sitzende Körperhaltung einzunehmen. Der Grundumsatz ist dabei höher als im Liegen und es sind keine Beanspruchungen durch ein Stehen notwendig. Dies gelingt jedoch nicht immer, z. B. kann bei der Untersuchung der Hüfte eine stehende oder liegende Körperhaltung erforderlich sein, was einen Einfluss auf den Grundenergieumsatz des Menschen hätte.

Der Parameter **Bewegungsrichtung** gibt an, in welcher Richtung der Normalvektor der Bewegung bezüglich der Bewegungsebene liegt. Die **Momentrichtung** gibt zusätzlich an, welchen Drehsinn der Momentvektor hat. Vereinfacht lässt sich sagen, dass der statische

Momentanteil in oder gegen die Bewegungsrichtung gerichtet sein kann.

In dem Bewertungsmodell wird vorausgesetzt, dass eine Bewegung in einer Ebene abläuft. Komplexere Bewegungen müssen in mehrere Teilbewegungen zerlegt werden. Die **Bewegungsebene** bezeichnet demnach die Ausrichtung der Ebene. Dies erfolgt in Bezug zur Gelenk-Ausgangslage. Bei der Bewegung der physiologischen Funktionseinheit Schulter ist z. B. die Vorhalte der Arme (quasi in Blickrichtung) die Ausgangslage. Die Bewegungsebenen werden ausführlich im Kapitel 4.3.3 diskutiert.

4.3.2 Das Bewertungsmodell in einem digitalen Menschmodell

Um das Bewertungsmodell in ein System eines digitalen Menschmodells integrieren zu können, muss eine Datenumwandlung erfolgen. Die dafür notwendigen Schritte sind eine Bewegungserkennung, eine Werteextraktion und eine Interpolation (Abb. 4.6).

Die **Bewegungserkennung** extrahiert die Elementarbewegungen aus einem Arbeitsablauf. Dazu kann algorithmisch eine Bewegung erkannt werden, in dem z. B. durch Übersteigen eines bestimmten Gelenkwinkels innerhalb einer bestimmten Zeit oder anhand von Extrem- und Wendepunkten die Bewegung identifiziert wird. Alternativ können Elementarbewegungen durch die Analyse von Komplex- oder Elementarverrichtungen bestimmt werden.

Ist die Elementarbewegung erkannt, können durch eine **Werteextraktion** die notwendigen Größen wie Bewegungsdauer, statischer (Effektiv-)Momentanteil, Körperhaltung, Bewegungs- und Momentrichtung ermittelt werden. Diese Berechnung abstrahiert die Bewegung.

Anschließend können die extrahierten Werte durch eine **Interpolation** mit Werten aus der Ergonomie-Datenbank verglichen werden, sofern die Werte innerhalb festgelegter Grenzen liegen und z. B. eine Bewegung nicht zu schnell erfolgt. Aus der Ergonomie-Datenbank

kann so die mittlere Arbeitsbeanspruchung der Elementarbewegung einer physiologischen Funktionseinheit ermittelt werden. Weiterhin ist es denkbar, die Einzelbewertungen (gewichtet) zu einer Gesamtbewertung zusammenzuführen.

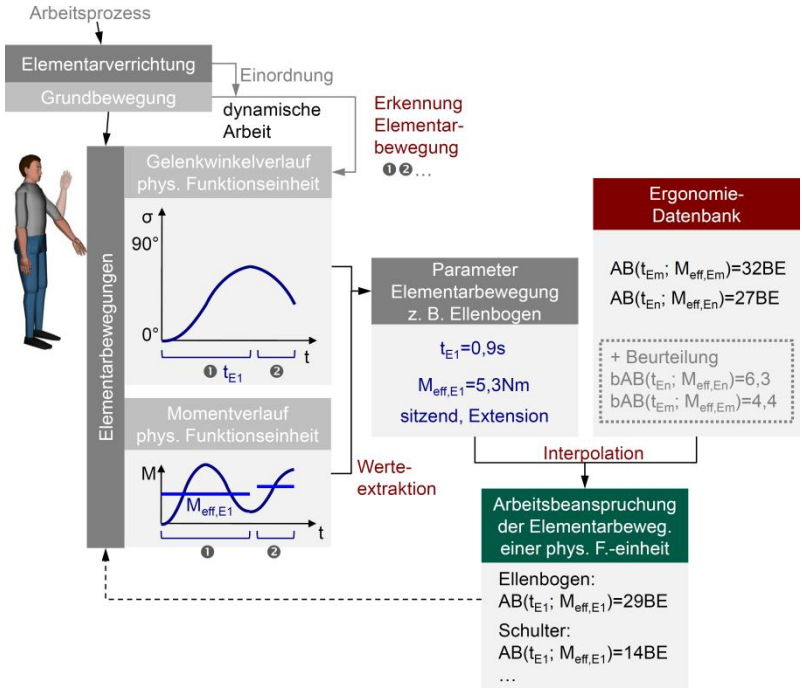


Abb. 4.6: Algorithmus der Nutzung des Bewertungsmodells bzw. der Ergonomie-Datenbank in einem System eines digitalen Menschmodells mit dem Ergebnis (grün) der Bewertung der Arbeitsbeanspruchung einer Elementarbewegung (AB…Arbeitsbeanspruchung; BE…Bewertungseinheiten)

4.3.3 Das Bewertungsmodell in einer Laboruntersuchung

Um das Bewertungsmodell zu erstellen und mit Daten zu füllen, können Laboruntersuchungen durchgeführt werden. Diese bestehen im Wesentlichen aus einer Messung mit Parametervariation, einer Werteermittlung und Normalisierung sowie ergänzend einer Beurteilung der Werte (Abb. 4.7).

Eine Elementarbewegung wird mittels eines Versuchsstandes standardisiert und reproduzierbar durchgeführt. Zu dieser Bewegung findet eine **Messung** der elektrischen Aktivität der beteiligten Muskeln in Verbindung mit einer **Parametervariation** statt. Dabei werden die Parameter der Ergonomie-Datenbank, wie Bewegungsdauer und Moment, gestuft geändert. Das Vorgehen dazu wird ausführlich in Kapitel 5 erläutert.

Anschließend finden mit den Messkurven eine **Werteermittlung** sowie eine **Normalisierung** statt. Die datenintensiven Messkurven müssen auf so wenige wie möglich aussagekräftige Kennwerte reduziert werden. Meist wird hierbei eine (quadratische) Mittelung der Messkurven eines Muskels genutzt. Dieses Vorgehen wird in Kapitel 5.5.1 dargelegt. Weiterhin müssen die in die Bewertung einfließenden Muskeln ausgewählt werden. An jeder Bewegung sind mehrere Muskeln mit unterschiedlichen Anteilen beteiligt, von denen nur eine Auswahl mit OEMG gemessen werden kann. Von den gemessenen Muskeln wird in einer ersten Stufe des Modells derjenige ausgewählt und zur Beurteilung herangezogen, der den höchsten Momentanteil hat. Alle weiteren Muskeln werden auf Unregelmäßigkeiten in den Messkurven bzw. bezüglich der Kennwerte überprüft. Vorwegnehmend kann angemerkt werden, dass hierbei in den vorgestellten Versuchsreihen keine derartigen Unregelmäßigkeiten gegenüber den bewertenden Muskeln auftreten. In späteren Modellverfeinerungen ist es denkbar, weitere beteiligte und gemessene Muskeln in die Auswertung einzubeziehen. Die so ermittelten para-

meterabhängigen Werte der mittleren Arbeitsbeanspruchung bilden die Ergonomie-Datenbank.

Ergänzend zu der Bewertung soll perspektivisch weiterhin eine **Beurteilung der Daten** erfolgen. Diese dient der Risikoabschätzung, inwiefern die Arbeitsprozesse kurzzeitig oder auch dauerhaft von Arbeitspersonen durchgeführt werden können. Für die Beurteilung wird meist ein Ampelschema genutzt. Grundlage der Beurteilung können Selbsteinschätzungen der Beanspruchung durch die Probanden, Erkenntnisse über die muskuläre Ermüdung sowie bekannte Grenzwerte gesicherter arbeitswissenschaftlicher Erkenntnisse sein.

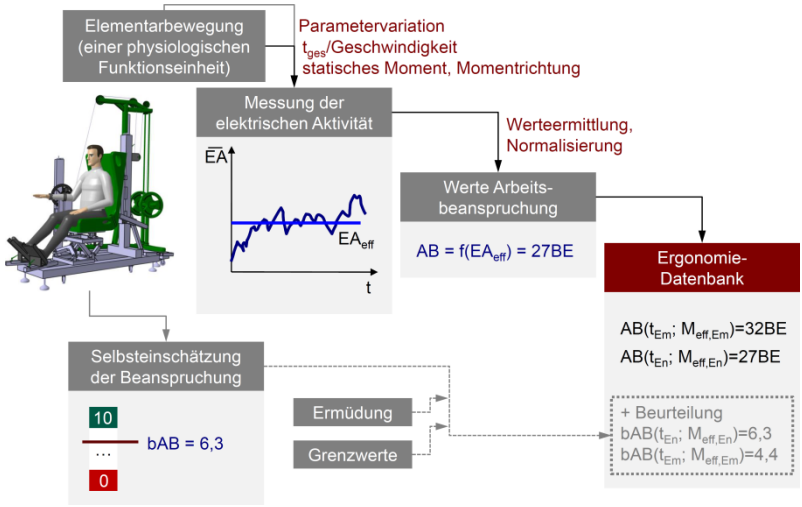


Abb. 4.7: Algorithmus der Entstehung des Bewertungsmodells bzw. der Ergonomie-Datenbank in einer Laborstudie (EA … elektrische Aktivität; EA_{eff} … Effektivwert; AB … Arbeitsbeanspruchung; bAB … Beurteilung der AB)

4.3.4 Weiterentwicklung zu einem Ergonomieverfahren

Bei der Entwicklung des Bewertungsmodells wurde stets berücksichtigt, dass auch bei einer erfolgreichen Umsetzung weitere Arbeiten notwendig sind. Um letztendlich praxisnah eine Einschätzung eines Prozesses zu erlauben, sind eine funktionelle und zeitliche Superposition sowie eine Extrapolation auf eine 8-h-Schicht notwendig. Weiterhin ist eine Evaluation des gesamten Modells sinnvoll, um dessen Praxistauglichkeit sicherzustellen.

Superposition physiologischer Funktionseinheiten

Der erste Schritt zur Erlangung einer Gesamteischätzung eines Arbeitsablaufes ist die Superposition der physiologischen Funktionseinheiten. Hierbei können sich die einzelnen Beanspruchungen verstärkend, abschwächend oder unbeeinflussend aufeinander auswirken. Eine gewichtete Addition der Einzelbeanspruchungswerte könnte eine Gesamtbeanspruchung des Menschen ergeben. Die Gewichtung könnte z. B. auf den Muskelmasseanteilen basieren.

Superposition[1] von Verrichtungen

Ein weiterer Schritt ist die Superposition von Elementar- und Komplexverrichtungen, da sich ein Arbeitsablauf aus mehreren dieser Prozessbausteine zusammensetzt. Auch diese können sich (meist negativ) beeinflussen oder unbeeinflusst aneinanderreihen. Bei Beeinflussungen würde einer beanspruchenden Tätigkeit eine anschließende ähnliche beanspruchenden Tätigkeit folgen.

Extrapolation auf eine 8-h-Schicht

Ein abschließender Schritt bei der Einschätzung eines Arbeitsprozesses ist die Extrapolation auf eine gesamte Schicht, die üblicherweise 480 min umfasst. Hierbei entsteht die Frage, ob ein Prozess unterhalb der Dauerleistungsgrenze durchgeführt werden kann.

[1] Superposition bezeichnet eine Überlagerung bzw. Zusammenfassung

Evaluation des Ergonomieverfahrens

Sowohl das Ergonomieverfahren als Ganzes als auch einzelne Teile davon, wie z. B. das Bewertungsmodell dynamisch-muskulärer Belastungen, müssen im Anschluss an ihre Entwicklung evaluiert werden. Bei einer Modellierung, die verschiedene Aspekte der Realität abstrahiert, können stets Fehler auftreten. Diese zu finden und zu korrigieren ist der Inhalt dieser Evaluation.

Erweiterung um gesicherte arbeitswissenschaftliche Erkenntnisse

Schließlich kann das Ergonomieverfahren um weitere arbeitswissenschaftliche Erkenntnisse erweitert werden, um eine ganzheitliche Einschätzung eines arbeitsbezogenen Prozesses zu ermöglichen. Derart könnten Erkenntnisse zu statischen Belastungen oder zum Arbeitsumsatz bei verschiedenen Tätigkeiten integriert werden.

4.4 Fazit der Modellentwicklung

Die Modellentwicklung verfolgt das Ziel, eine Modellierung der Bewertung dynamisch-muskulärer Beanspruchungen und deren Integration in Systeme digitaler Menschmodelle zu untersuchen (Forschungsfrage B, Kapitel 2.5). Durch die in diesem Kapitel beschriebenen Forschungsansätze konnten die Voraussetzungen geschaffen werden, eine Bewertung dynamisch-muskulärer Beanspruchungen in digitalen Menschmodellen zu planen. Insbesondere mit der Entwicklung der physiologischen Funktionseinheiten, der Applikation der Verrichtungssystematik und der Herleitung des Modells konnten notwendige Schritte dahingehend vollzogen werden. Dennoch sind einige Aspekte unklar: Beispielsweise sind Literaturaussagen zur elektromyografischen Messung dynamisch-muskulärer Beanspruchungen sehr different, zum Teil sogar widersprüchlich. Die in Kapitel 5 beschriebene Laborstudie untersucht daher die messtechnische Umsetzbarkeit.

5 Laborstudie zur Evaluierung des Bewertungsmodells

Im folgenden Kapitel werden die theoretisch erarbeiteten Erkenntnisse in einer Laboruntersuchung überprüft. Diese widmet sich der Forschungsfrage C (Kapitel 2.5) zur Messbarkeit dynamisch-muskulärer Beanspruchungen und der Erbringung des Nachweises eines Zusammenhangs zwischen Belastungsgrößen und Beanspruchungsreaktionen von Probanden. Nach einer Darstellung des Messverfahrens werden der Versuch geplant, der Versuchsstand mit Konzeption und Aufbau dargestellt, sowie Versuchsdurchführung und Ergebnisse der Untersuchung erläutert.

Einige Ergebnisse der Studie konnten bereits in Vorträgen und Veröffentlichungen vorgestellt und diskutiert werden. Dies betrifft Teile des Versuchsdesigns, Elemente des Versuchsstandes und Bestandteile des Normalisierungsverfahrens (Mühlstedt, Hentschel, Bartel, Grundmann, Spanner-Ulmer, 2011; Mühlstedt, Spanner-Ulmer, 2011; Hentschel, Mühlstedt, Spanner-Ulmer, 2011; Mühlstedt, Grundmann, Conrad, Spanner-Ulmer, 2012).

5.1 Versuchsplanung

Um dynamisch-muskuläre Beanspruchungen systematisch zu analysieren, sind verschiedene Vorüberlegungen notwendig. Nach einer kurzen Erläuterung des verwendeten Messverfahrens werden die wichtigsten Elemente der Untersuchung definiert. Dies betrifft die Belastungserzeugung, verbunden mit einer gewissen Führung der Bewegung. Beides wird im Kapitel 5.2 bei der Entwicklung des Versuchsstandes genauer betrachtet. Durch die Zerlegung einer komplexen Bewegung des gesamten menschlichen Körpers in einzelne Bewegungen der physiologischen Funktionseinheiten (Kapitel 4.1) werden diese im Sinne des Ziels der Arbeit mess- und analysierbar.

Dennoch entstehen bei einem ersten Entwurf für eine Versuchsplanung sehr schnell sehr viele Versuchsreihen. Im Folgenden werden daher die Vorüberlegungen zur Strukturierung der Laboruntersuchungen dargestellt.

5.1.1 Messverfahren Elektromyografie

Bei der Beanspruchung von Muskeln laufen verschiedene biochemische und bioelektrische Prozesse ab. Energiereiche Phosphatverbindungen (*Adenosintriphosphat – ATP, Kreatinphosphat*) werden in energieärmere umgewandelt, was durch die Zufuhr von Glukose und Bausteinen von Fetten und Eiweißen sowie Sauerstoff (aus der Blutzufuhr oder durch Milchsäureproduktion) erreicht wird (Konrad, 2005). Sowohl Blutzirkulation als auch die biochemischen Prozesse eignen sich nicht für arbeitswissenschaftliche Messungen einzelner Muskeln. Die elektrophysiologische Ansteuerung der sogenannten motorischen Einheiten der Muskelfasern kann hingegen zur Messung herangezogen werden.

Zur **Messung von Muskelbeanspruchungen** ist die Elektromyografie ein anerkanntes und weit verbreitetes Verfahren. Hierbei wird ein im Muskel vorhandenes bioelektrisches Potenzial, das nach Ansteuerung der motorischen Nerven in den Muskelfasermembranen entsteht, gemessen. Es teilt sich in zwei grundlegende Vorgehensweisen. Bei der Nadel-Elektromyografie (NEMG) werden hohlzylindrische Nadeln mit darin befindlichen Drähten in die Muskulatur eingestochen, womit bioelektrische Signale einzelner Muskelfasern untersucht werden können. Die Oberflächen-Elektromyografie (OEMG, auch sEMG für surface…) verwendet etwa 1…2 cm² große Klebeelektroden, die nach der Aufbringung auf die Haut ein Summensignal mehrerer Muskelfaserbündel des darunterliegenden Muskels erfassen. Beide Verfahren haben Vor- und Nachteile, da aber bei der Nadel-Elektromyografie medizinisch ausgebildete Versuchsleiter die Probanden präparieren müssen, hat sich für arbeits-

wissenschaftliche Untersuchungen das OEMG-Verfahren durchgesetzt. Das in dieser Laborstudie verwendete Messsystem *Noraxon TeleMyo* ist in Kapitel 5.2.3 beschrieben.

Die Auswertung der Messungen beruht hauptsächlich auf zwei Größen. Die **elektrische Aktivität**, oft geglättet oder gemittelt, lässt eine Aussage über die Beanspruchungshöhe zu. Je öfter die motorischen Einheiten angesprochen werden und je mehr der Einheiten einer Belastung entgegenwirken, desto mehr Einzelsignale summieren sich zu der gemessenen Aktivität auf, die ein Maß für die Beanspruchung darstellt. Die Medianfrequenz, die zweite wichtige Größe, ergibt sich durch die Auswertung des Frequenzspektrums. Auch hier bewirkt eine höhere Beanspruchung eine Verschiebung zu höheren Frequenzen.

Die **muskuläre Ermüdung** kann nicht direkt gemessen werden, sondern stützt sich auf die Erfassung von indirekten Indikatoren. Es können die subjektive Ermüdungsempfindung oder die objektive Änderung von Ergebnissen der Elektromyografie herangezogen werden. Andere Verfahren, wie Elektroenzephalogramm (EEG), Lidschluss- oder Verschmelzungsfrequenz des Auges, Reaktionstests usw., beziehen sich wiederum auf die Ermüdung des Gesamtorganismus und sind für den vorliegenden Betrachtungsgegenstand ungeeignet. Bei der elektromyografischen Erfassung der Ermüdung kann bei gleichbleibender Belastung von einer steigenden elektrischen Aktivität in Verbindung mit einer Abnahme der Medianfrequenz ausgegangen werden (Abb. 5.1). Im dynamischen Bereich können weitere Effekte wirksam werden (Schmidtke, 1965; Hoffmann, 2001).

In der Laborstudie werden beide Zusammenhänge, elektrische Aktivität und muskuläre Ermüdung, untersucht; der Schwerpunkt liegt primär auf der elektrischen Aktivität.

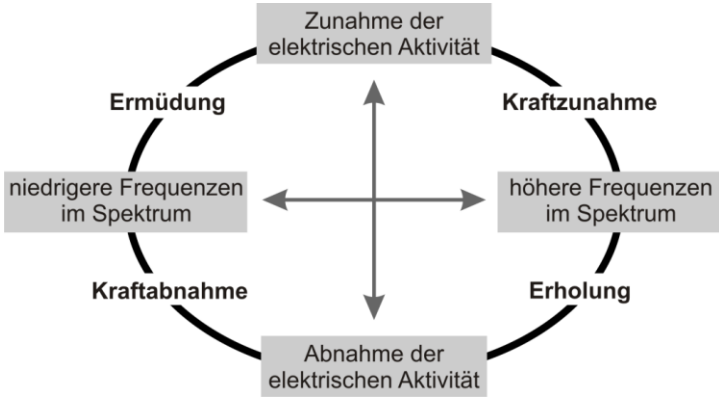


Abb. 5.1: die elektromyografischen Grundgrößen elektrische Aktivität und Medianfrequenz (Lage der Frequenzanteile im Spektrum) und ihr Zusammenhang (z. B. Schmidtke, 1965; Hoffmann, 2001, Schlick, Bruder, Luczak, 2010)

5.1.2 Bewegungsabstraktion, Schwerkraftausgleich und Körperhaltung

Ein wichtiger Punkt der Versuchsplanung betrifft die örtliche Bewegungsabstraktion. Die in Kapitel 4.2 eingeführten Elementarbewegungen können und werden im (Berufs-)Alltag auf komplexen Bahnen vollzogen. Diese Komplexität muss reduziert werden, um in einer Laboruntersuchung parametrisiert untersucht werden zu können. Um dies durchzuführen, wird der Bewegungsbereich in den betrachteten physiologischen Funktionseinheiten analysiert.

Im Ellenbogen- und Kniegelenk besitzt der Mensch jeweils einen Freiheitsgrad, da die als Kulissengelenk[1] bezeichnete Bewegungsmöglichkeit des Knies vereinfacht betrachtet werden kann. Im (simplifizierten) Schultergelenk existieren drei (rotatorische)

[1] als Kulissengelenk werden Gelenke mit translatorischer Verschiebung bei gleichzeitiger Rotation bezeichnet; die Translation wird auf Kurven geführt; Beispiel: Kniegelenk

Freiheitsgrade. Wird nun der Bewegungsbereich, der durch Polarkoordinaten beschrieben werden kann, durch eine Projektion auf zwei Dimensionen abgebildet, können Bewegungen nachvollzogen werden. Für die Projektion wird eine Hammer-Aitov-Projektion genutzt, die eine Kugel flächentreu als Ellipse darstellt (Snyder, 1993). Nach Festlegung der Null-Lage des Gelenks können der mögliche Bewegungsbereich sowie die genutzte, abstrahierte Bewegungsbahn dargestellt werden (Abb. 5.2). Als Bewegungsbahnen werden Orthodrome –Verbindungen zweier Punkte einer Kugeloberfläche – genutzt, die projektionsbedingt nicht immer als Gerade erscheinen.

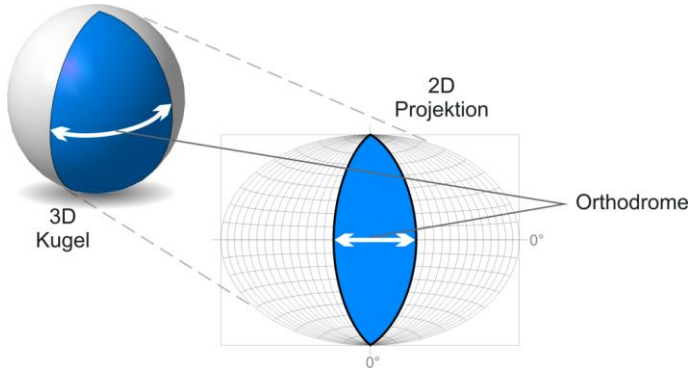


Abb. 5.2: schematische Darstellung der Projektion eines Bewegungsbereiches (blau) und von Bewegungsbahnen, hier Orthodromen

Bei Gelenken mit einem Freiheitsgrad erscheint der Bewegungsbereich bereits als Orthodrome, hier ist lediglich eine Winkeleinschränkung möglich. Bei den Gelenken mit drei Freiheitsgraden, wie dem vereinfachten Schultergelenk, müssen die Daten für mögliche Bewegungsbereiche digitalen Menschmodellen bzw. weiteren anthropometrischen Datenquellen (DIN 1005-4, 2005; DIN 33408-1, 2008 usw.) entnommen werden. Für das Ellenbogen-, Schulter- und Kniegelenk ergeben sich die in Abb. 5.3 dargestellten (blauen) Bewe-

gungsbereiche sowie die (weiß eingezeichneten) abstrahierten Bewegungsbahnen, die in der Laborstudie untersucht werden sollen.

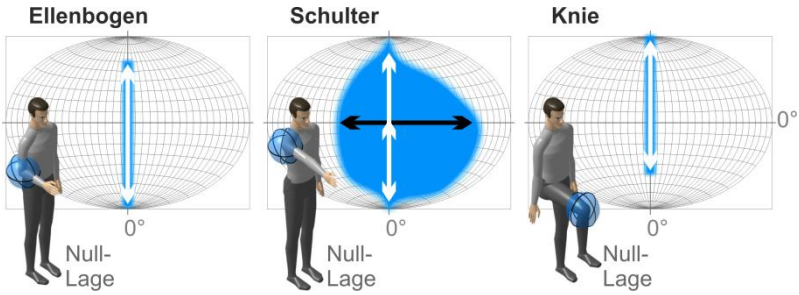


Abb. 5.3: Bewegungsbereiche und –bahnen der in der Laborstudie zu untersuchenden physiologischen Funktionseinheiten (blau: Bewegungsbereiche; weiße Pfeile: Bewegungsbahnen der Laborstudie; schwarz: mögliche weitere Bewegungsbahnen)

Die Bewegungsbereiche stellen keine statistisch gesicherten Daten dar, Grundlagenuntersuchungen hierzu wurden bislang in diesem Detaillierungsgrad nicht durchgeführt. Lediglich für die Hauptebenen bzw. Hauptbewegungsrichtungen sind Daten vorhanden. Die Bewegungsbereiche und -bahnen wurden in Zusammenhang mit dem zu entwickelnden Versuchsstand, ersten Erkenntnissen aus Motion-Capture-Untersuchungen und Erfahrungen aus der Bewegungsmodellierung mit Menschmodellen entwickelt.

Schwerkraftausgleich

Eine Bewegung kann in sehr vielen verschiedenen Lagen ausgeführt werden. Eine Beugung und Streckung des Unterarmes kann beispielsweise nach vorn, nach unten, zur Seite, schräg usw. geschehen, was in vielen verschiedenen Belastungsverläufen resultiert (Abb. 5.4). Aus diesem Grund wird der Versuchsstand einen sogenannten Schwerkraftausgleich beinhalten. Dieser hat zur Aufgabe, ein Gegenmoment zum Moment der bewegten Körperteile zu erzeu-

gen, sodass die Lage der Versuchsausführung keine Rolle mehr spielt. Durch ein zusätzliches, aufgeprägtes und im statischen Anteil konstantes Moment kann eine sehr definierte Belastungssituation erzeugt werden. Die Größe dieses Gegenmoments kann sowohl rechnerisch durch Angaben zu Gewicht und Geometrie der Körperteile als auch experimentell ermittelt werden.

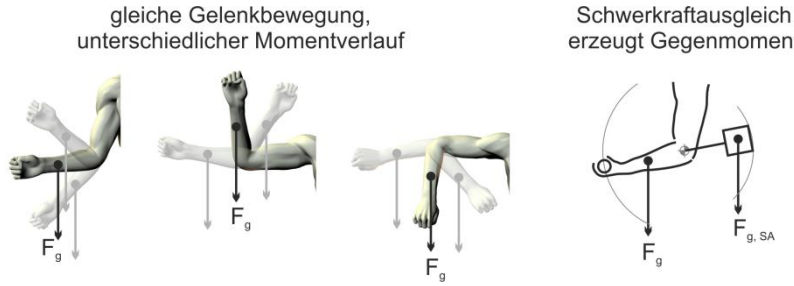


Abb. 5.4: Gelenkbewegung im Ellenbogen ohne (linke) und mit (rechts) Schwerkraftausgleich (SA)

Es muss bedacht werden, dass die Bewegung nun zwar unabhängig von der Lage im Raum ist, jedoch insgesamt eine höhere Massenträgheit überwunden werden muss. Überschlägige Berechnungen sowie Analysen mit dem *DYNAMICUS*-Menschmodell ergeben, dass der Anteil des dynamischen Moments bei normalen Bewegungsgeschwindigkeiten in Relation zu dem statischen Moment gering ausfällt. Die Messung des dynamischen Belastungsmoments wird Aufschluss darüber geben können, wie dieses real aussieht.

Körperhaltung unbewegter und bewegter Körperteile

Bei der Untersuchung der Bewegungen in der Laborstudie ist von Bedeutung, wie sich die Gesamtkörperhaltung und wie sich die Körperhaltung der bewegten Körperteile darstellen. Die **Gesamtkörperhaltung** beeinflusst den Grundenergieumsatz. Bei liegender

Haltung wäre dieser zu niedrig, bei sitzender oder stehender vergleichbar mit realen Arbeitssituationen. Durch den Umstand, dass ein Versuch sich durchaus über mehrere Stunden erstrecken kann, scheint auch die stehende Körperhaltung ungeeignet. Es ergibt sich somit die Vorgabe, möglichst eine sitzende Körperhaltung während der Versuche einzunehmen, was zumindest für die ersten drei untersuchten physiologischen Funktionseinheiten auch umsetzbar ist.

Die **Körperhaltung der bewegten Körperteile** kann die Beanspruchung der an der Bewegung beteiligten Muskeln beeinflussen. Um diesen Einfluss zu untersuchen, wurden für die drei zu untersuchenden physiologischen Funktionseinheiten Vorversuche durchgeführt, deren Ergebnisse nun kurz dargestellt werden.

Bei der Untersuchung der physiologischen Funktionseinheit **Ellenbogen** ist die Verdrehung von Elle und Speiche sowie die Handhaltung festzulegen, um standardisierte Versuchsbedingungen sicherzustellen. Um den Einfluss dieser Körperhaltungen auf die Beanspruchung der Muskeln zu untersuchen, wurde eine Versuchsreihe mit vier Varianten durchgeführt (Abb. 5.5): den Unterarm nach innen verdreht (*pronate*), nach außen verdreht (*supinate*) jeweils mit entspannten Fingern sowie mit Daumen nach oben zeigend („neutral“) und Fingern zur Faust geballt („Faust“).

„neutral“ | *pronate* (nach innen) | *supinate* (nach außen) | Faust

Abb. 5.5: bei einer Bewegung im Ellenbogen wird der Einfluss der Handhaltung auf die Beanspruchung untersucht (jeweils Sicht von oben auf rechte Hand)

Der Vorversuch wurde mit ähnlichen Parametern und analoger Auswertung wie die eigentlichen Versuchsserien durchgeführt. Abbildung 5.8 zeigt die Beanspruchungen für die messbaren Muskeln des Armes. Es zeigt sich, dass lediglich der *M. brachioradialis* von der Handhaltung beeinflusst wird und für *Supination* und *Faust* eine erhöhte, für *Pronantion* eine verringerte elektrische Aktivität gegenüber der neutralen Position aufweist.

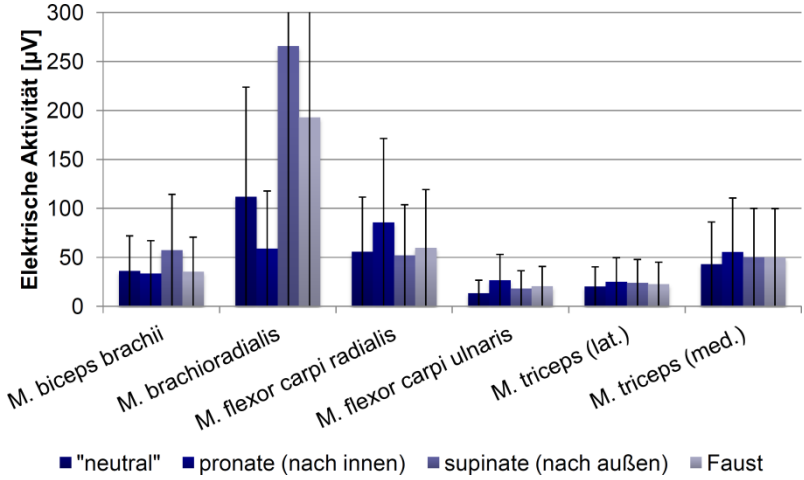


Abb. 5.6: gemittelte elektrische Aktivität der Armmuskeln bei den vier Handhaltungen; lediglich im *M. brachioradialis* zeigt sich ein (signifikanter) Einfluss

Für die Laboruntersuchung ergibt sich die Vorgabe, dass nur bei einer Nutzung der Messwerte des *M. brachioradialis* auf die Handhaltung geachtet werden muss. Bei Betrachtung des *M. biceps brachii* spielt die Handhaltung quasi keine Rolle. Für alle Versuche wird die „neutrale“ Handstellung vorgegeben.

Bei der Betrachtung der physiologischen Funktionseinheit **Knie** stellt sich die Frage, welche Haltung das Fußgelenk einnehmen soll. Es

zeigt sich, dass die Gelenkwinkel wenig von einer neutralen Stellung (Fuß wie im normalen Stehen 90° angewinkelt) abweichen. Die offene Fragestellung betrifft vielmehr den Sachverhalt, ob der Fuß während eines Versuches in einer festen Haltung arretiert wird oder ob der Fuß frei beweglich ist und die Fußhaltung vom Probanden gehalten werden muss. Vorversuche im Versuchsstand zeigten sehr schnell, dass eine Arretierung die sinnvollere Lösung ist, da ein frei hängender Fuß zu schwer kontrollierbaren Ausgleichsbewegungen führt.

Ein weiterer Vorversuch erfolgt zur Körperhaltung der bewegten Körperteile bei der physiologischen Funktionseinheit **Schulter**. Hier ist neben Hand- und Fingerhaltung – wie beim Ellenbogen auch – die Rotation im Schultergelenk ein festzulegender Parameter. Bei Hand- und Fingerhaltung wurden die Ergebnisse der Ellenbogen-Vorversuche übertragen. Bei den Vorversuchen konnte auf eine elektromyografische Messung verzichtet werden, da sich zeigte, dass die Haltung bei ausgestreckten Armen mit Daumen nach oben zeigend von den Probanden aus bewegungstechnischen Gründen stark bevorzugt wurde.

5.1.3 Zeitliche Steuerung der Versuche

Um die Bewegungen in der Laborstudie mit einer definierten Geschwindigkeit durchführen zu können, müssen diese gesteuert werden. Dafür eignen sich akustische und / oder optische Signale. Zur Steuerung wurden mehrere Varianten akustischer und optischer Signale getestet, die in mehreren sinnvollen Kombinationen in einem Vorversuch betrachtet wurden.

Zuerst wurde ein **Metronom**, dergestalt wie es beim Musizieren Verwendung findet, genutzt. Dieses erlaubt die Einstellung eines Taktes und damit die Festlegung einer Zeitperiode sowie als elektronische Variante die Einstellung einer Taktart. Bei einem Zwei-Viertel-Takt werden dadurch abwechselnd zwei sehr kurze Töne unter-

schiedlicher Frequenz wiedergegeben. Dies funktioniert durchaus zufriedenstellend, stößt aber an seine Grenzen, wenn Pausen genutzt werden sollen, da der Takt kontinuierlich wiedergegeben wird.

Bei der Weiterentwicklung wurde nun ein **digitales Metronom** verwendet. Mithilfe der Software *Audacity* können hierbei Signaldateien beliebig komplex vor dem Versuch erzeugt und während des Versuchs wiedergegeben werden (Abb. 5.7). Die Töne werden bei Beginn und Ende einer Bewegung sowie in deren Umkehrpunkten wiedergegeben. Für alle untersuchten Probanden funktioniert dies nach kurzer Eingewöhnung sehr zufriedenstellend.

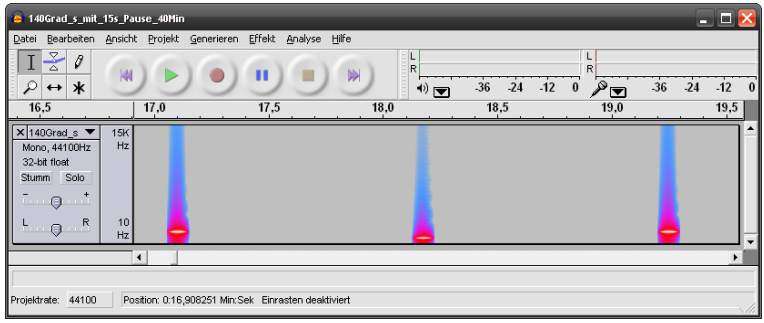


Abb. 5.7: ein digitales Metronom (hier: Umsetzung mit Software *Audacity*; drei Signale unterschiedlicher Tonhöhe im Spektrogramm)

Um die Bewegung noch stärker zu kontrollieren, wurde ein **Kurven-Template** erprobt. Die Steuerungs-Software erlaubt das Einlesen einer vorgegebenen Bewegungskurve (bezeichnet als Template), die mit einem Toleranzbereich versehen werden kann. Anschließend muss der Proband der Kurve im Toleranzbereich durch eine optische Rückkopplung folgen (Abb. 5.8). Dazu werden der momentane sowie die vergangenen Gelenkwinkel mittels einer Kurve grafisch angezeigt. Dieser Ansatz verfolgt das Ziel, die Bewegung auch zwischen Start-, End- und Wendepunkten kontrollieren zu können. Bei den

damit durchgeführten Vorversuchen stellte sich schnell heraus, dass es den Probanden sehr schwer fällt, den Kurven zu folgen. Besonders, wenn Probanden merken, die Bewegung zu langsam oder zu schnell auszuführen, gelingt eine Korrektur nur schwierig.

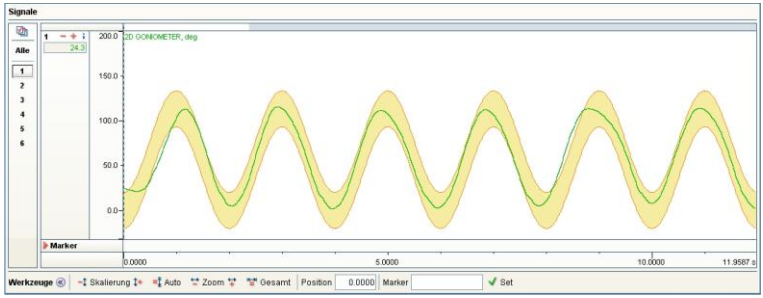


Abb. 5.8: ein Kurven-Template gibt einen gespeicherten Bewegungsverlauf (grüne Kurve) mit einer definierbaren Winkeltoleranz vor (gelber Bereich), denen der Proband optisch folgen muss

Als Erweiterung wurde ein **digitales Metronom in Verbindung mit einem Kurven-Template** untersucht, in der Hoffnung, die zusätzliche akustische Steuerung helfe den Probanden bei der Verfolgung des Kurven-Templates. Auch hier zeigte sich jedoch eine ähnliche Auswirkung bei der Nachverfolgung des Kurven-Templates. Von der Nutzung des Kurven-Templates als Bewegungssteuerung wird daher abgesehen.

Die Template-Funktion ermöglichte eine weitere Steuerungs-Option: ein **digitales Metronom in Verbindung mit einem Block-Template**. Das sogenannte Block-Template nutzt eine Null-Linie mit einem einstellbaren Toleranzbereich, wobei der Gelenkwinkel wieder als Kurve dargestellt wird (Abb. 5.9). Dieses ermöglicht, dass ein Minimal- und Maximalwinkel des Bewegungsbereiches angegeben wird und der Proband optisch kontrollieren kann, ob er den Minimalwinkel unter- und den Maximalwinkel überschreitet. Diese Variante stellte

sich wiederum nach kurzer Eingewöhnung seitens der Probanden als sehr geeignet heraus und wird daher in den Versuchen verwendet.

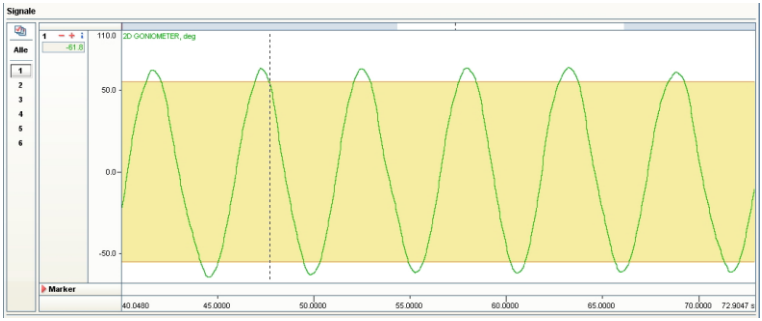


Abb. 5.9: ein Block-Template ermöglicht die optische Bewegungsregelung (grüne Kurve) bezüglich Minimal- und Maximalwinkel (gelber Bereich) durch den Proband und ergibt mit gleichzeitig genutztem digitalem Metronom die bevorzugte Steuerungsvariante

5.1.4 Normalisierung der Versuchsergebnisse

Die Elektromyografie misst ein im Muskel vorhandenes Aktionspotenzial, das nach Ansteuerung mittels motorischer Nerven durch De- und Repolarisationsprozesse in den Muskelfasermembranen entsteht. Diesem folgen elektro-mechanische Prozesse, die zu einer Kontraktion der Muskelzellen führen (Konrad, 2005). Zwischen Oberflächenelektrode und Muskel(-zellen bzw. -faserbündeln) befinden sich etliche Schichten des Bindegewebes und der Haut des Menschen, die das gemessene Potenzial beeinflussen. Im elektrotechnischen Sinn können diese als parallel geschaltete Widerstände und Kapazitäten betrachtet werden. Der praktische Versuch zeigt, dass die Hautvorbereitung und selbst der einmalige Klebekontakt der Oberflächenelektroden das gemessene Signal massiv beeinflussen können. Bei jeder Messung ist es demnach nur möglich, während einer Klebung erfolgte Kontraktionen miteinander zu vergleichen. Um

dennoch eine Verallgemeinerung der Messwerte zu erreichen, werden Normalisierungen der Signale durchgeführt.

Zur Normalisierung von EMG-Signalen kommen verschiedene Verfahren zum Einsatz, wie die Nutzung von submaximalen isometrischen Kontraktionen (RVC – *reference voluntary contraction*), die Muskelaktivität in Ruhe oder die höchste Muskelaktivität im Beobachtungszeitraum. Einen Überblick geben Einsiedler, Borch und Rieger (2011). Das gebräuchlichste Normalisierungsverfahren bezieht sich auf die **Maximalkraft** und wird als MVC – für *maximal voluntary contraction* – bezeichnet. Die korrespondierende elektrische Aktivität dazu heißt MVE – *maximal voluntary electrical activation*. Dieses Verfahren wird bei statischen Versuchen oft angewandt (z. B. Salmanazadeh, Diaz Meyer, Bopp, Landau, Bruder, 2010), da es zu verwertbaren Ergebnissen führt; auch die Leitlinie EMG der Deutschen Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin nutzt dieses Verfahren (Strasser, 2004). Außerdem wird üblicherweise die Subtraktion der Ruhe-EMG-Signale EA_0 bei aufgabentypischer Arbeitshaltung vorgenommen. Der prozentuale Anteil der elektrischen Aktivität ergibt sich zu

$$sEA[\%] = \frac{EA - EA_0}{MVE - EA_0} \tag{5.1}$$

mit der Aktivität der Arbeitsaufgabe EA, der Aktivität bei maximaler isometrischer Kontraktion – allerdings wiederum in arbeitsaufgabentypischer Körperhaltung – MVE sowie die Muskelaktivität in Ruhe EA_0. Die Erzeugung der Maximalkraft ist hierbei durchaus zu hinterfragen, da sie die willentlich zugängliche Leistung betrifft, die von der Motivation eines Probanden abhängt. Bereits Kroemer und Marras (1980) stellten 13 beeinflussende Faktoren fest, u. a. eine Ergebnisrückkopplung, die Art der Anleitung, eine Anfeuerung der Probanden oder eine Zieldefinition. Übliche Streuungen von intraindividuellen MVC-Werten sind sehr unterschiedlich und liegen z. B. bei 6,4%

(Rainoldi, Bullock-Saxton, Cavarretta, Hogan, 2001), 8% (Morton et al., 2005), 6% bis 10% (Colombo et al., 2000), 4% bis 36% (Dankaerts, O'Sullivan, Burnett, Straker, Danneels, 2004) oder 30% (Pincivero, Green, Mark, Campy, 2000). Die MVC-Normalisierung hat neben der hohen Streuung den weiteren entscheidenden Nachteil, dass sie bei der Betrachtung von Bewegungen nur bedingt geeignet ist. Maximalkräfte werden an einer Gelenkwinkelposition durchgeführt (Konrad, 2005) und repräsentieren daher eher statische Verhältnisse. Da eine „Maximalkraft"-Bewegung nicht trivial definierbar ist, schon allein da sie von Geschwindigkeit und Gelenkmoment abhängt, wird folgend eine Normbewegung vorgestellt, die dieses Dilemma zu lösen sucht.

Als **Normbewegung** wird ein im Rahmen dieser Arbeit entstandener Ansatz bezeichnet, elektrische Aktivitätsverläufe dynamisch-muskulärer Beanspruchungen auf eine Referenz zu beziehen; als Bezeichnung wurde neben dem deutschen Begriff außerdem die Bezeichnung *normalised standard movement* (NSM) gewählt. Für eine Normbewegung wird eine spezifische Bewegung einer physiologischen Funktionseinheit mit Normparametern definiert und zur Normalisierung der im Versuch durchgeführten Messreihen verwendet. Um die Normparameter zu definieren, wurden verschiedene Vorversuche an dem Versuchsstand durchgeführt. Deren Ergebnisse zeigen, dass sich eine kontinuierliche, mindestens 20-fach wiederholte Bewegung mit äußerem Moment in einer für die physiologische Funktionseinheit definierten Richtung als vorteilhaft darstellt (Abb. 5.10). Eine kontinuierliche Bewegung hat die Vorteile der geringen Gesamtdauer sowie der nicht notwendigen Pausenabgrenzung. Die Wiederholungsanzahl resultiert daraus, dass bei mindestens 15 Bewegungen eine Mittelung gute Ergebnisse zeigt, häufig jedoch einige Perioden einer Messung mit Artefakten versehen sind. Diese können unterschiedliche Ursachen, wie Bewegungen des Probanden, unwillkürliche Muskelkontraktionen oder „Weglaufen" der

Bewegung am Versuchsende haben, eine Sicherheit von etwa fünf zusätzlichen Bewegungen hat sich bei den durchgeführten Messungen als ausreichend bestätigt.

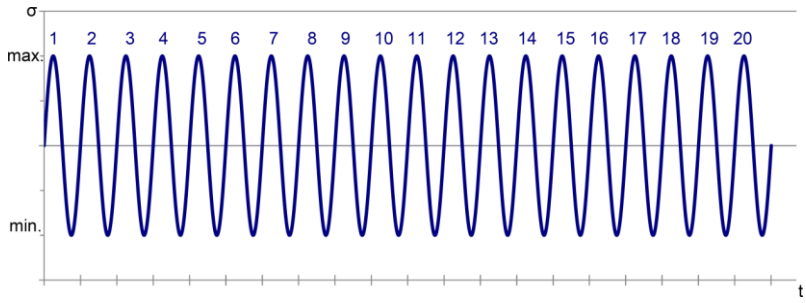


Abb. 5.10: Darstellung des Bewegungsverlaufes einer Normbewegung: mindestens 20 aufeinanderfolgende Bewegungen von Minimal- zu Maximalgelenkwinkel

Die Parameter für Geschwindigkeit und statischen Momentanteil wurden jeweils im Mittel zwischen Minimum und Maximum der Versuchsvariablen gewählt. Für die untersuchten physiologischen Funktionseinheiten ergeben sich die in Tabelle 5.2 dargestellten Normparameter.

Die hier genannten Werte für die Normparameter waren für die Probanden angepasst. Für eine Verallgemeinerung der Normbewegung muss diskutiert werden, wie hoch Geschwindigkeit und Momentanteil gewählt werden sollten. Außerdem wäre eine allgemeine geschlechtsunspezifische Vorgabe wünschenswert. Nicht zuletzt werden die Versuche gerade am Knie zeigen, dass eine Normbewegung mit einer Belastung in einer Momentrichtung (Extension) nicht ausreichend alle Muskeln beansprucht. Das führt dazu, dass entweder zwei Normbewegungen (mit entgegengesetzter Momentrichtung) durchgeführt werden müssen oder eine konstruktive Lösung dafür gefunden werden muss, dass bei der Bewegung eine Belastung in

beiden Richtungen auftritt, etwa wie es eine Bremse verursachen könnte.

Tabelle 5.2: Normparameter, die äquivalent zur Maximalkraftmessung bei einer Normbewegung genutzt werden; teilweise wurden unterschiedliche Vorgaben für männliche (m) und weibliche (w) Probanden genutzt

	physiologische Funktionseinheit		
Normparameter	**Ellenbogen**	**Knie**	**Schulter**
Geschwindigkeit	$\omega = 140°/s$	$\omega = 80°/s$	$\omega = 120°/s$ (m) $\omega = 100°/s$ (w)
statischer Momentanteil	$M_{stat} = 2Nm$	$M_{stat} = 25Nm$ (m) $M_{stat} = 18Nm$ (w)	$M_{stat} = 12{,}5Nm$ (m) $M_{stat} = 4{,}5Nm$ (w)

5.1.5 Probanden

Die Laborstudie zu dynamisch-muskulären Beanspruchungen hat zum Ziel, die Machbarkeit eines Bewertungsmodells für derartige Beanspruchungen zu klären. Bevor dies nicht geschehen ist, ist es wenig sinnvoll, mit möglichst vielen Probanden bestimmte Arbeitsbeanspruchungswerte zu ermitteln. Daher werden für die Laborstudie lediglich drei Probanden vorgesehen. Dabei soll anhand eines Hauptprobanden gezeigt werden, ob und wie bestimmte Zusammenhänge vorhanden sind. Dieser Hauptproband ist männlich, zum Zeitpunkt der Laborstudie 25 Jahre alt und 1,90 m groß. Die zwei weiteren Probanden dienen der Kontrolle, ob im relativen Ergebnis gleiche Zusammenhänge auftreten. Beide sind ebenfalls 25 Jahre alt, um zusätzlich die Variable Geschlecht zu überprüfen, ein Proband

männlich und ein Proband weiblich. Weitere durchgeführte Forschungsprojekte mit anderen Probanden konnten die Ergebnisse zusätzlich bestätigen.

5.2 Konstruktion und Aufbau des Versuchsstandes

Zur Erzeugung determinierter dynamischer Arbeitsbelastungen wird ein Versuchsstand benötigt, der diese möglichst exakt und mit verschiedenen einstellbaren Variablen ermöglicht. Im Anschluss werden, dem methodischen Vorgehen nach VDI 2221 (1993) bzw. VDI 2222-1 (1997) folgend, die Lösungsfindung über Funktions- und Wirkstruktur sowie die eigentliche Lösung, bestehend aus mehreren Baugruppen, beschrieben.

Anforderungen an den Versuchsstand

Der Versuchsstand basiert auf den **Hauptfunktionen**, eine variable dynamische Belastung an einer physiologischen Funktionseinheit zu erzeugen und mittels des Elektromyografie-Messsystems die muskuläre Beanspruchung zu messen. Die Belastung soll in Form eines in Größe und Richtung einstellbaren Momentes erfolgen und muss dabei einer natürlichen Belastung, wie sie in der Produktion auftritt, möglichst nahe kommen. Außerdem soll eine Rotationsbewegung in den Gelenken der physiologischen Funktionseinheiten ausgeführt werden. Dazu müssen die entsprechenden Körperteile an dem Versuchsstand befestigt werden. Die Bewegung soll im Raum sowie nach den Vorgaben der Vorversuche (Kapitel 5.1) im Zeitverlauf standardisiert werden. Bei der Konstruktion ist zur Eingrenzung von Störgrößen darauf zu achten, dass Reibung, Geräuschpegel und bewegte Massen möglichst klein sind.

Als **Nebenfunktionen** sind die Variabilität der Körperhaltung, ein Betrieb im Labor und ein möglicher Transport im Gebäude vorzusehen. Die Grundfläche des Versuchsstandes sollte drei mal drei

Quadratmeter nicht überschreiten. Die Körperhaltung eines Probanden muss flexibel und reproduzierbar einzustellen sein, um eine für den jeweiligen Versuch günstige, möglichst belastungsfreie Situation herzustellen. Geltende Sicherheitsanforderungen sind zu beachten. Spätere Erweiterungen sollen Bewegungsbahnen in verschiedenen Ebenen vorsehen und eine Dämpfung in einer Bewegungsrichtung, die einen lastfreien Rückweg ermöglicht sowie ein Schwungrad zur trägheitsbasierten Belastungserzeugung für die Normbewegung integrieren. Die komplette Anforderungsliste des Versuchsstandes ist in Anlage C dargestellt.

5.2.1 Funktions- und Wirkstruktur des Versuchsstandes

Den Anforderungen folgend wird eine Funktionsstruktur des Versuchsstandes, als Gesamtfunktion und aufgegliedert in Teilfunktionen, entworfen. Der Versuchsstand muss aus einer zur Verfügung stehenden Muskelkraft eine definierte dynamisch-muskuläre Arbeitsbeanspruchung erzeugen und unter Nutzung des Messsystems die elektromyografischen Kenngrößen ausgeben (Abb. 5.11).

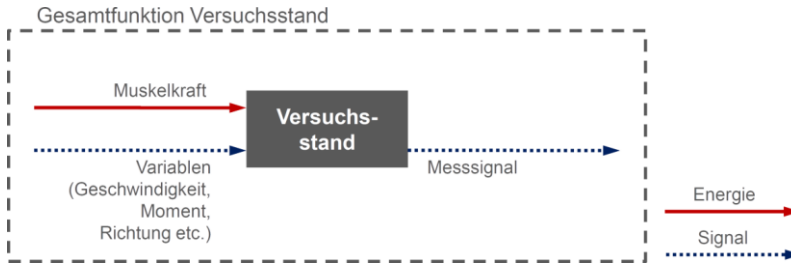


Abb. 5.11: Gesamtfunktion des Versuchsstandes „ARBEX“ zur Untersuchung dynamisch-muskulärer Beanspruchungen

Dabei werden verschiedene Variablen, wie Geschwindigkeit, Moment(-höhe) oder (Moment-)Richtung, je nach Versuchsreihe eingestellt. Neben dem EMG-Messsignal ist die definierte dynamisch-

muskuläre Arbeitsbeanspruchung die „energetische“ Größe, die durch den Versuchsstand erzeugt wird, aber im System verbleibt.

Diese Gesamtfunktion in **Teilfunktionen** untergliedernd, werden bereits die größeren Baugruppen des Versuchsstandes ersichtlich (Abb. 5.12).

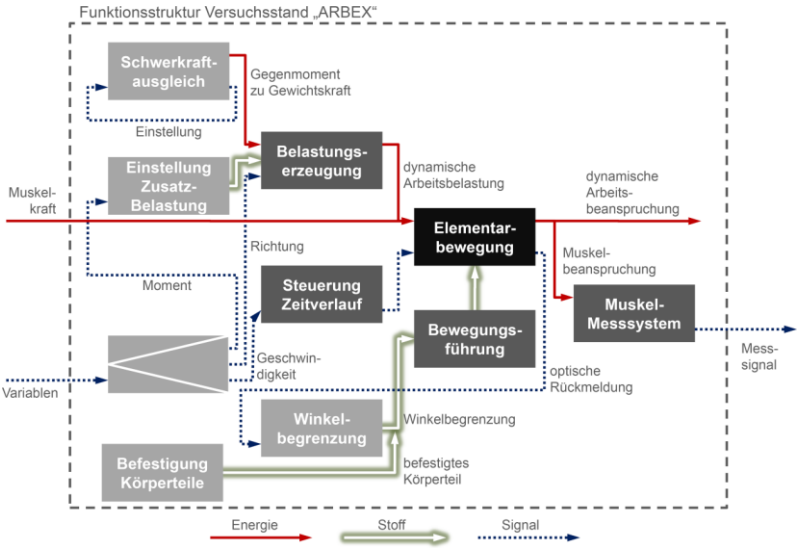


Abb. 5.12: Funktionsstruktur des Versuchsstandes „ARBEX“ zur Untersuchung dynamisch-muskulärer Beanspruchungen während einer Elementarbewegung

Zentrales Funktionselement ist die in Kapitel 4.2 methodisch beschriebene Elementarbewegung, die aus der zur Verfügung stehenden Muskelkraft des Probanden eine definierte dynamisch-muskuläre Beanspruchung erzeugt. Diese Beanspruchung eines Muskels oder mehrerer Muskeln kann mit dem Messsystem erfasst werden. Um die Elementarbewegung mit den kinematischen und kraftbezogenen Anforderungen realisieren zu können, sind die Funktionen Bewe-

gungsführung, Belastungserzeugung und Steuerung im Zeitverlauf notwendig. Für eine Bewegungsführung sind eine ergonomische Befestigung der Körperteile sowie eine einstellbare Begrenzung der Maximalwinkel notwendig. Die Steuerung im Zeitverlauf muss mit der Vorgabe von Geschwindigkeits-Variablen eine definierte Bewegung realisieren. Für die Belastungserzeugung sind weiterhin eine Einstellung der Zusatzbelastung zur Definition des Moments sowie ein Schwerkraftausgleich nach Kapitel 5.1.2 notwendig. Die Verstellung des Versuchsstandes an eine andere physiologische Funktionseinheit sowie die reproduzierbare Einstellung der Körperhaltung werden zwischen zwei Versuchsreihen durchgeführt und sind daher nicht in der Funktionsstruktur aufgeführt.

Wirkstruktur der Komponenten des Versuchsstandes

Mit der erörterten Funktionsstruktur können nun die Wirkprinzipien der Teilfunktionen systematisch erarbeitet werden. Dafür werden die je Wirkprinzip bekannten technischen Lösungsvarianten vorgestellt und wesentliche Eigenschaften sowie Vor- und Nachteile kurz umrissen. Am Ende dieses Teilkapitels erfolgt eine Auswahl der für den Versuchsstand genutzten Wirkprinzipien.

Eine Elementarbewegung (Tabelle 5.3) kann erzeugt werden, indem eine Bewegung eines starren {1.1} oder flexiblen {1.2} Körpers um ein Zentrum erfolgt oder eine Führung auf einer Kreisbahn {1.3} stattfindet. Die rotatorische Bewegung eines starren Körpers hat den großen Vorteil, dass die dafür notwendige Welle zur Befestigung weiterer Baugruppen genutzt werden kann.

Tabelle 5.3: Wirkprinzipien zur Erzeugung einer Elementarbewegung

Elementarbewegung			
	{1.1}	{1.2}	{1.3}

Eine weitere hochrelevante Baugruppe ist die Belastungserzeugung (Tabelle 5.4). Diese kann durch ein Gewicht {2.1} erfolgen, das z. B. mittels eines Seilzugs mit dem Körperteil gekoppelt wird. Dieses Prinzip ist von verschiedenen Fitnessgeräten bekannt und hat den Vorteil, dass die Manipulation eines Gewichtes als Vorbild für die Nachahmung im Versuchsstand realitätsnah und aufwandsarm nachgebildet werden kann. Die Belastung kann weiterhin mechanisch mittels Reibung {2.2} erzeugt werden. Auch dieses Prinzip wird z. B. bei Ergometern oder Crosstrainern angewandt. Negativ wirken sich jedoch eine geschwindigkeitsabhängige Gleit- und eine höhere Haftreibung aus. Weitere Möglichkeiten der Belastungserzeugung könnten elektromagnetisch {2.3} oder pneumatisch bzw. hydraulisch {2.4} erfolgen. Auch hier sind z. B. Fitnessgeräte mit Wirbelstrombremsen oder pneumatischer Belastungserzeugung bekannt. Gehen die Anforderungen über ein Mindestmaß hinaus, ist für ein System nach {2.2…2.4} eine Steuerung notwendig. Auch die Belastungsgenerierung mittels einer Feder {2.5} ist möglich. Hierbei ist die Federkennlinie das bestimmende Element. Ebenso eine Erzeugung durch die Überwindung einer Massenträgheit {2.6} ist denkbar. Nicht zuletzt bietet die Reibung in einer Flüssigkeit {2.7} eine weitere Variante zur Erzeugung einer Belastung. Dieses Prinzip wird z. B. von einigen Rudergeräten verwendet und eliminiert zumindest das Haftreibungsproblem von {2.2}. Weiterhin ist natürlich auch eine Kombination aus zwei oder mehr Wirkprinzipien denkbar, z. B. ein Pneumatik-Zylinder mit einer Reibkraft-Bremse.

Tabelle 5.4: Wirkprinzipien zur Belastungserzeugung

Belastungserzeugung							
	{2.1}	{2.2}	{2.3}	{2.4}	{2.5}	{2.6}	{2.7}

Der Schwerkraftausgleich wurde entwickelt, um die Anzahl der Versuche zu reduzieren und eine Gegenkraft bzw. ein Gegenmoment zum bewegten Körperteil zu erzeugen (Kapitel 5.1.2, Tabelle 5.5). Dieser Ausgleich kann auf ähnliche Art erfolgen wie die Belastungserzeugung, wobei durchaus auch verschiedene Kombinationen verwendet werden können. Ein Gegengewicht {3.1} kann bei der Nutzung einer Welle vergleichsweise einfach angebracht werden. Bei der Ausnutzung einer Reibkraft {3.2, 3.7}, des elektromagnetischen {3.3}, hydraulischen oder pneumatischen {3.4} Prinzips sowie bei der Verwendung einer zu überwindenden Trägheit {3.6} ist jeweils eine Steuerung der Größe der entsprechenden Kraft bzw. des Moments notwendig. Bei der Zuhilfenahme einer Feder {3.5} muss die entsprechende Federkennlinie den Anforderungen genügen. Die Auswahl richtet sich in der Tendenz nach dem Wirkprinzip der Belastungserzeugung, da meist Synergieeffekte bei Nutzung des gleichen Prinzips auftreten.

Tabelle 5.5: Wirkprinzipien zum Ausgleich der Schwerkraft der bewegten Körperteile

Schwerkraftausgleich							
	{3.1}	{3.2}	{3.3}	{3.4}	{3.5}	{3.6}	{3.7}

Auch die Gestaltung der Wirkprinzipien der Einstellung der Belastung (Tabelle 5.6) erfolgt in Anlehnung an die Belastungserzeugung. Demnach kann die Größe des Gewichts {4.1}, die Größe der Reibung {4.2, 4.7}, das elektromagnetische Feld {4.3}, der hydraulische / pneumatische Widerstand {4.4}, die Anzahl oder Stärke der Federn {4.5} oder die Größe der Massenträgheit {4.6} verändert werden. Die Nutzung eines anderen Wirkprinzips als bei der Belastungserzeugung ist kaum zielführend.

Tabelle 5.6: Wirkprinzipien zur Einstellung der Belastungshöhe

Einstellung Belastung							
	{4.1}	{4.2}	{4.3}	{4.4}	{4.5}	{4.6}	{4.7}

Der zeitliche Verlauf der Versuche muss durch die Probanden gesteuert werden, da diese die zu messende Beanspruchung erzeugen (Kapitel 5.1.3, Tabelle 5.7). Eine Vorgabe kann somit nur mittelbar erfolgen. Eine Möglichkeit dazu ist die Nutzung akustischer Signale zu bestimmten Zeitpunkten des Versuchs (z. B. an den Wendepunkten der Bewegungsrichtung) durch ein (digitales) Metronom {5.1}. Alternativ kann eine optische Vorgabe genutzt werden {5.2}.

Tabelle 5.7: Wirkprinzipien zur Steuerung des zeitlichen Verlaufs eines Versuches

Steuerung Zeitverlauf		
	{5.1}	{5.2}

Die Bewegungsführung stellt sicher, dass die Probanden das zu bewegende Körperteil mit einer hohen Wiederholgenauigkeit auf einer definierten Bahn bewegen (Tabelle 5.8), was zum Teil mit der Elementarbewegung korrespondiert. Bei der starr geführten Bewegung um ein Zentrum {1.1} und der Führung auf einer Kreisbahn {1.3} ist die Bewegungsführung mechanisch begrenzt {6.1}. Bei der flexiblen Bewegung um ein Zentrum kann auch eine visuell {6.2} oder elektromagnetisch {6.3} geführte Bewegung erfolgen.

Tabelle 5.8: Wirkprinzipien zur Bewegungsführung

Bewegungsführung			
	{6.1}	{6.2}	{6.3}

Die Befestigung der bewegten Körperteile am Versuchsstand stellt eine hohe Güte der Bewegung sicher, sodass kaum Relativbewegungen zwischen Körperteil und Versuchsstand stattfinden (Tabelle 5.9). Die Wirkprinzipien für die Befestigung sind eine punktuelle {7.1}, eine flächige {7.2} oder eine gänzliche Einspannung {7.3} des jeweiligen Körperteils.

Tabelle 5.9: Wirkprinzipien zur Befestigung der bewegten Körperteile

Befestigung Körperteile			
	{7.1}	{7.2}	{7.3}

Die Begrenzung des Maximalgelenkwinkels einer Elementarbewegung dient einer späteren Einschränkung der Bewegung (Tabelle 5.10). In den ersten Versuchen soll die Bewegung zwischen den physiologischen Maximalgelenkwinkeln, d. h. zwischen maximaler Flexion und maximaler Extension erfolgen. Dabei stellen die Winkelbegrenzungen eine Überstreckung der jeweiligen Gelenke sicher. In späteren Versuchen ist auch eine Bewegung über Teile des Gesamtgelenkwinkelbereiches vorgesehen, die mit einer möglichst hohen Genauigkeit erfolgen soll. Wirkprinzipien für diese Begrenzung sind die Nutzung mechanischer Anschläge {8.1}, die optische Vorgabe des Gelenkbereiches gekoppelt mit der Anzeige des

Momentangelenkwinkels {8.2} sowie die elektromagnetische Begrenzung der Gelenkwinkel {8.3}.

Tabelle 5.10: Wirkprinzipien zur Begrenzung der Maximalwinkel einer Elementarbewegung

Winkelbegrenzung			
	{8.1}	{8.2}	{8.3}

Die Wirkprinzipien werden nun ausgewählt und zu einer Lösung kombiniert. Die **Auswahl** der zum Einsatz kommenden **Wirkprinzipien** wurde durch Vorversuche und Diskussionen der technischen Lösungsmöglichkeiten für die Wirkprinzipien am Versuchsstand erörtert. Die Elementarbewegung soll mit starren Körpern mechanisch geführt um ein Zentrum erfolgen {1.1, 6.1}, aufgrund der Vorteile der damit zum Einsatz kommenden Welle. Als Belastungserzeugung sollen Gewichte genutzt werden {2.1}. Die Wirkprinzipien der elektromagnetischen, der hydraulischen/pneumatischen und der Belastungserzeugung mittels Reibung erfordern eine Steuerung zur Einstellung der Zusatzbelastung und des Schwerkraftausgleiches, die gerade bei dynamischen Belastungen mit nicht unerheblichem Aufwand verbunden ist. Die Ausnutzung der Trägheit oder der Einsatz von Federn ist vorerst gegenüber der bevorzugten Lösung ebenfalls aufwändiger. Für den Schwerkraftausgleich und die Einstellung der Zusatzbelastung sollen ebenfalls Gewichte genutzt werden {3.1, 4.1}. Die Vorversuche zur Steuerung im Zeitverlauf ergaben eine Bevorzugung des digitalen Metronoms {5.1}, dessen akustische Signale durch eine optische Anzeige unterstützt werden. Zur Befestigung der bewegten Körperteile eignet sich nach den Ergebnissen weiterer Vorversuche eine Kombination aus Auflageflächen und einer kompletten Einspannung des Körperteils

{7.2&7.3}. Als Winkelbegrenzung stellte sich eine Kombination des mechanischen und informationstechnischen Wirkprinzips als geeignet heraus {8.1&8.2}.

5.2.2 Versuchsstand ARBEX und Komponenten

Nach der Festlegung der Wirkprinzipien wurde der Versuchsstand mit seinen Komponenten zuerst rechnergestützt konstruiert und anschließend im Labor für Biometrik und virtuelle Ergonomie aufgebaut (Abb. 5.13). Im Folgenden werden die Baugruppen sowie deren Funktion und Ausführung ausgehend vom Probanden dargestellt.

Bei der Analyse der Wirkstruktur wurde schnell deutlich, dass eine Auftrennung in zwei große Teile sinnvoll ist. Auf dem sogenannten **Sitzteil** wird der Proband in einer sitzenden Körperhaltung fixiert. Der sogenannte **Zugteil** des Versuchsstandes dient der Integration aller mechanischen Komponenten. Der Vorteil der Nutzung der zwei Teile in beschriebener Art ist die flexible gegenseitige Positionierung unter gleichzeitiger Beibehaltung einer einzigen Ebene, in der sich das Seil bewegt. Damit wird eine seitliche Umlenkung des Seils unnötig und der Verstellbereich der Mechanik kann weniger groß ausfallen.

Abb. 5.13: Versuchsstand ARBEX, links als CAD-Modell und rechts aufgebaut im Labor

Der **Sitz** besteht aus einer schaumstoffgepolsterten Hartschale (Modell *OMP WRC*) und wurde für die Nutzung im Versuchsstand in Sitzfläche und Sitzlehne unterteilt (Abb. 5.14). Eine weitgehende Flexibilität zur Einstellung der Sitzposition, gerade auch des Winkels zwischen Oberkörper und Oberschenkeln, machen diese Zweiteilung notwendig. Bei einigen Versuchen ist es dadurch möglich, Sitzfläche oder Sitzlehne zu entfernen bzw. auszutauschen, um z. B. die Bewegungsfreiheit der Schulter zu gewährleisten. Auch die Verstellung beider Teile in Position (horizontal und vertikal) und Neigung ermöglicht zum einen die Anpassung an verschiedene Probanden und zum anderen die jeweilige Einstellung für die Versuchsreihe.

Alle Verstellmöglichkeiten sind mit Skalen versehen, sodass eine Position später wiederhergestellt werden kann. Daneben ist ein 6-Punkt-Gurt (Modell *TRS*) am Sitzgestell befestigt, der eine wiederholgenaue Fixierung des Probanden in seiner Sitzposition erlaubt.

Ergänzend sind zwei horizontal und in zwei Stufen vertikal verstellbare Fußauflagen am Versuchsstand angebracht.

Abb. 5.14: zweigeteilte Sitzfläche und Verstellmöglichkeiten für Position und Neigung von Sitzfläche und –lehne

Für die Steuerung des Zeitverlaufs, genauso wie für eine informationstechnisch umgesetzte Winkelbegrenzung, wird ein vor dem Probanden stehender **Bildschirm** genutzt (Abb. 5.15). Die Zeitsteuerung erfolgt dabei sowohl akustisch, was besonders bei schnelleren Bewegungen mit kurzen oder keinen Pausen vorteilhaft ist, als auch optisch – bei langen Bewegungspausen durch den vorher absehbaren Bewegungsstart vorteilhaft (siehe Kapitel 5.1.3). Der Proband kann somit über Bewegungsbeginn und –ende informiert werden. Weiterhin ist für die zu messenden Bewegungen während eines Versuches ein Minimal-Winkelbereich auf dem Bildschirm dargestellt, den der Proband in beide Richtungen überschreiten muss. Damit ergibt sich in beiden Endlagen jeweils ein Bereich (ca. 5°…10°), in

den sich der Proband „hinein bewegen“ muss und den er nicht bis zu den mechanischen Anschlägen ausnutzt.

Abb. 5.15: Proband, Versuchsstand und im Hintergrund der Bildschirm, auf dem Winkelbegrenzung (unten, gelber Bereich), momentane Winkelposition (unten, grüne Kurve) und zeitlicher Versuchsablauf (oben, blaue Striche) angezeigt werden.

Zur **Befestigung der Körperteile** werden eine senkrecht zur Welle angebrachte Strebe und daran flexibel befestigte Halterungen für den jeweiligen Körperteil genutzt. Die Halterungen können längs der Strebe verstellt werden, um für den jeweiligen Probanden eine sinnvolle Position zu erreichen. Teilweise werden auch verschiedene Halterungen für verschiedene Probanden verwendet. Sie bestehen hauptsächlich aus einem gekrümmten Blech, welches die formschlüssige Kraftübertragung bei der Bewegung sicherstellt. Zur Polsterung sind Schaumstoffelemente (*Moltofoam 25 8 mm*) an den Blechen mit Industrie-Klettband befestigt, welches wiederum mit Klebstoff (*Vulkofest 96*) an Schaumstoff und Blechen hält. Weitere Klettbänder umschließen den Körperteil und geben somit zusätzlichen Halt. Problematisch kann das Befestigen der Oberflächen-Elektroden werden. Diese dürfen auch bei Bewegungen während der

Versuche von den Befestigungselementen nicht beeinflusst werden, weswegen die Schaumstoffelemente nicht zu groß sein dürfen.

Als Wirkprinzip der Elementarbewegung wurde die Bewegung eines starren Körpers um ein Zentrum ausgewählt, wofür eine **Welle** notwendig ist, die diese Bewegung ermöglicht (Abb. 5.16).

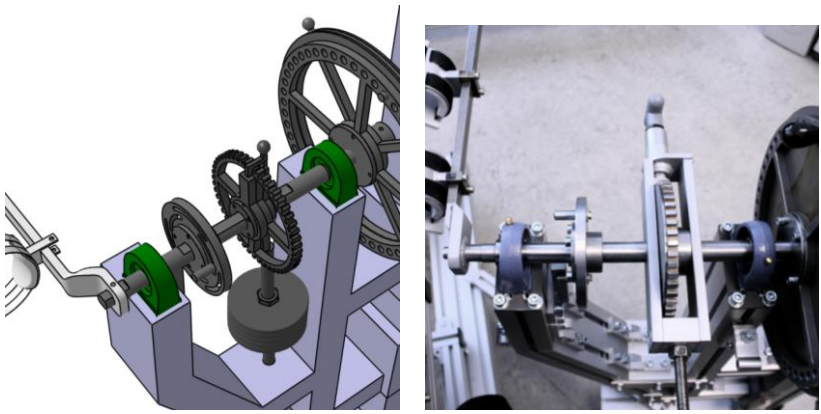


Abb. 5.16: die zentrale Welle des Versuchsstandes, die durch die Bewegungsführung und die Belastungserzeugung genutzt ist (v.l.n.r.: Befestigung Körperteil [weiß], Lager [grün/blau], Winkelbegrenzung, Schwerkraftausgleich, Lager [grün/blau], Belastungsweiterleitung)

Auch die Komponenten Schwerkraftausgleich, Bewegungsführung inklusive Winkelbegrenzung und Befestigung der Körperteile sowie die Weiterleitung der Belastung nutzen die Welle als Grundlage Ihrer Funktion. Die Welle und die Lager wurden dafür überschlägig dimensioniert, da vor Versuchsbeginn die genauen Belastungssituationen nur grob bekannt waren. Es ergab sich ein minimaler Nenndurchmesser von Ø15 mm und als Material wurde Vergütungsstahl *42CrMo4* gewählt, der zum Korrosionsschutz anschließend verzinkt wurde. An den Lagern besitzt die Welle einen runden Querschnitt mit einem Durchmesser von Ø20 mm, zwischen den Lagern ist der

Durchmesser von Ø22 mm durch eine einseitige Abflachung von 2 mm verringert, die die formschlüssige Befestigung der Naben von Schwerkraftausgleich und Winkelbegrenzung erlaubt. Die entstehende Exzentrizität hat keine Auswirkungen auf die Versuchsdurchführung. Außerhalb der zwei Lager ist der Durchmesser auf der Seite der Weiterleitung der Belastung Ø16 mm; die Befestigung der Strebe der Körperteile ist mit einem Vierkant gelöst. Die Welle ist gegenüber dem Gestell mittels zweier Kugellager mit Innendurchmesser Ø20 mm (*NBR SBPW 204*) befestigt.

Die als **Winkelbegrenzung** bezeichnete Funktion erlaubt einen mechanischen Anschlag, der einen definierten maximalen Umkehrpunkt für die Bewegung vorgibt (Abb. 5.17).

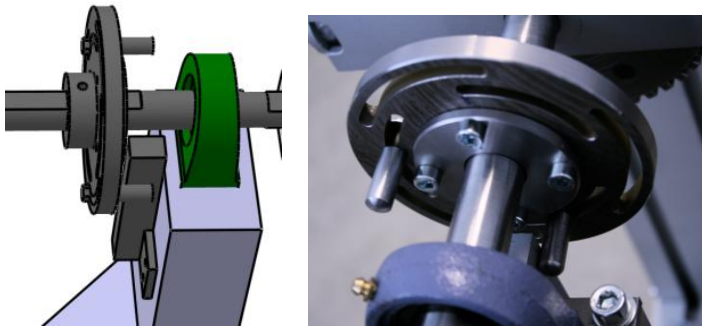


Abb. 5.17: Winkelbegrenzung, die durch zwei mit Schrauben fixierbare Bolzen mechanische Anschläge für die Umkehrpunkte der Bewegung erzeugt (hier ohne Tape-Ummantelung)

Dazu sind in einer Scheibe Langlöcher angeordnet, in denen zwei Bolzen flexibel am ganzen Umfang der Scheibe mittels Schrauben fixiert werden können. Die Scheibe ist axial mit einer Nabe verschraubt, die wiederum auf der Abflachung der Welle formschlüssig

befestigt ist. Nabe, Scheibe und Bolzen sind aus Baustahl *S235JR* gefertigt. Die Scheibe wurde Wasserstrahl-geschnitten, der Innendurchmesser nachgedreht und beides anschließend verzinkt.

Der **Schwerkraftausgleich** dient der Erzeugung eines Gegenmomentes zu dem Moment, das aus der Masse der bewegten Körperteile durch Gewichts- und Beschleunigungskräfte entsteht (Abb. 5.18). Der Schwerkraftausgleich ist, wie die Winkelbegrenzung, auf einer Nabe angebracht, die durch eine radiale Schraube auf der Abflachung der Welle eine formschlüssige Welle-Nabe-Verbindung erzeugt. Auf der Nabe sitzt ein durch vier axiale Schrauben befestigtes Zahnrad mit rechteckigen Zähnen. In dieses Zahnrad greift ein Haltebolzen ein, der mit einer Feder angehoben und in einen anderen Zahnzwischenraum gebracht werden kann.

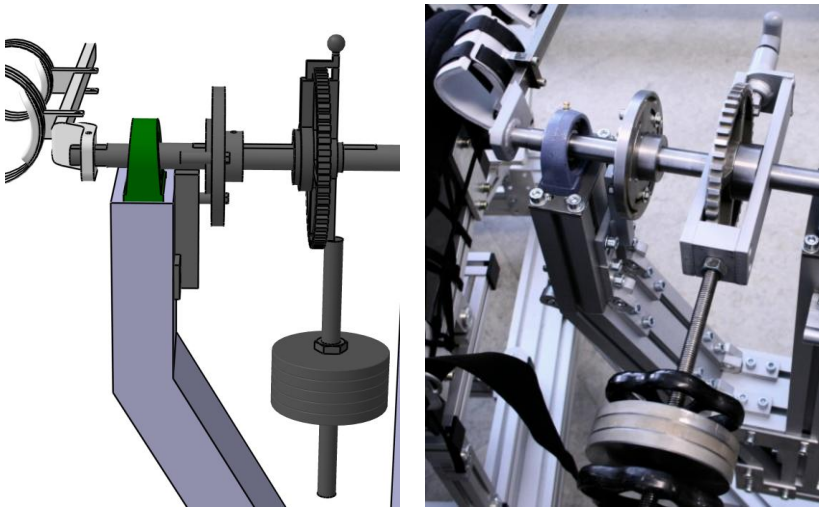


Abb. 5.18: Schwerkraftausgleich mit einem Zahnrad, dem Haltebolzen (oben) und den Gewichten auf der Gewindestange (Scheiben)

Der Haltebolzen ist an zwei Blechen befestigt, die ebenfalls auf der Welle (beweglich) gelagert sind und auf der gegenüberliegenden Seite eine Gewindestange halten, auf der Scheiben als Gegengewicht variabel mit zwei Handmuttern befestigt werden können. Durch die Nutzung unterschiedlich vieler Gewichtsscheiben und der zusätzlichen Verstellung der Scheiben entlang der Gewindestange kann das Gegenmoment somit flexibel eingestellt werden. Die Bleche und die Gewichtsscheiben sowie das Zahnrad sind aus Baustahl *S235JR* gefertigt und wiederum Wasserstrahl-geschnitten, nachbearbeitet und verzinkt. Haltebolzen, Gewindestange und Handmuttern sind Zukaufteile. Der virtuelle Entwurf und die reale Umsetzung weisen kleine Abweichungen auf, da während des Aufbaus verschiedene Verbesserungen vorgenommen wurden.

Auf der Welle ist außerdem die **Kraftweiterleitung des Seils** befestigt (Abb. 5.19). Dazu wird eine Scheibe mit tangential angebrachter Nut verwendet (Nutscheibe), in der das Seil läuft. Zur Befestigung des Seils ist eine Aussparung am Nutboden angebracht. Das Seil kann so zu beiden Seiten über eine Rundung mit großem Radius herausgeführt werden, ohne es zu stark knicken zu müssen. Der Einschnitt mündet in eine Bohrung, durch die das Seil auf der Innenseite des äußeren Kranzes austritt und mit zwei kleinen, verschraubten Blechen arretiert ist. Die Nutscheibe ist auf einer Nabe radial beweglich gelagert. Axial wird sie durch eine Nutmutter fixiert. Neben dieser ist eine zweite Scheibe angebracht, die axial mit der Nabe verschraubt und damit fest mit der Welle verbunden ist. In beiden Scheiben befinden sich 48 Löcher. Damit können sie durch einen Splint fest verbunden werden. Die Löcher erlauben außerdem eine Arretierung der Welle gegenüber dem Gestell – die Welle wird unbeweglich – mittels eines weiteren Splints, womit der Aufbau, z. B. vor und nach einem Versuch, fixiert wird. Die Nabe ist wie vorher mit einer Schraube auf einer weiteren Abflachung der Welle befestigt. Nabe und Scheiben sind wiederum aus Baustahl *S235J* gefertigt, die

Scheiben Wasserstrahl-geschnitten und nachbearbeitet. Alle Teile wurden verzinkt. Die Scheiben sind zur Gewichtsreduzierung mit Aussparungen versehen. Um dennoch eine Verletzung z. B. der Finger zu vermeiden, wurde zwischen beide Scheiben ein rundes Blech befestigt, das ein Durchgreifen verhindert.

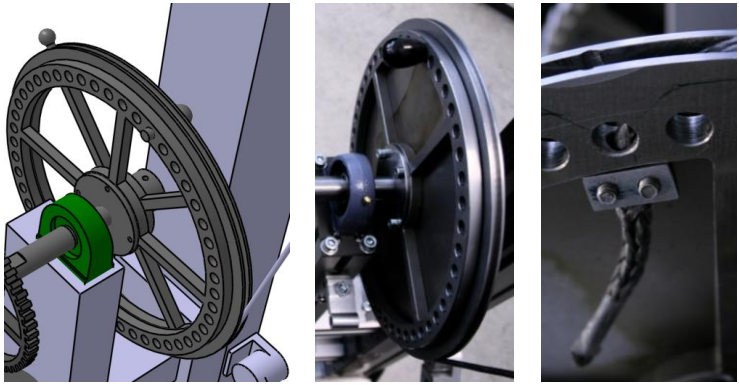


Abb. 5.19: Kraftweiterleitung vom Seil auf die Welle und Wellen-Lageausgleich mittels zweier Scheiben auf der Welle (links, Mitte) und Befestigung des Seils, dass von unten kommend in der Nut nach innen geführt wird und mit zwei Blechen und zwei Schrauben arretiert wird (rechts)

Das **Seil** überträgt die Belastung von der Zugstation zu der Welle und muss je nach Versuchsreihe unterschiedlich lang sein, etwa 5…10 m (Abb. 5.20). Nach Vorversuchen – auch mit kunststoffummantelten Stahlseilen – wurde ein 5 mm starkes, 12-fach geflochtenes Textilseil gewählt (*Liros-D-Pro*; Material: *Dyneema SK75*). Dieses besitzt eine Bruchlast von 2.600 daN, ermöglicht mit einer Arbeitsdehnung unter 1% sehr kleine Biegeradien und wiegt 13 Gramm pro Meter. Damit erfüllt es alle notwendigen Anforderungen zum Einsatz im Versuchsstand. Das Seil wird an Gewindeösen am Versuchsstand oder an der Zugstation befestigt. Dazu läuft es am

Ende über Kauschen und wird mittels Duplexklemmen befestigt (siehe Abb. 5.20). Es ist an verschiedenen Stellen unterbrochen, an denen Karabiner ein Auswechseln des Seils oder z. B. das Dazwischenschalten eines Kraftsensors ermöglichen. Außerdem ist an der Zugstation ein Längenausgleich angebracht, um bei Verstellung der Geometrie des Versuchsstandes auch das Seil in die richtige Position bringen zu können. Dazu ist auf einem Profil eine verstellbare Rolle befestigt, über die das Seil geführt wird. Dieser Längenausgleich ermöglicht eine weitergehende Längen-Flexibilität des Seils, als es die zwei Scheiben der Kraftweiterleitung des Seils bereitstellen. Diese müssen eher nach Versuchsparametern wie Minimal- und Maximalwinkeln konfiguriert werden und ermöglichen damit eine Variabilität von einigen Zentimetern. Der Seillängenausgleich ist um ca. 700 mm verstellbar, was einen Längenausgleich von über 1400 mm ausmacht.

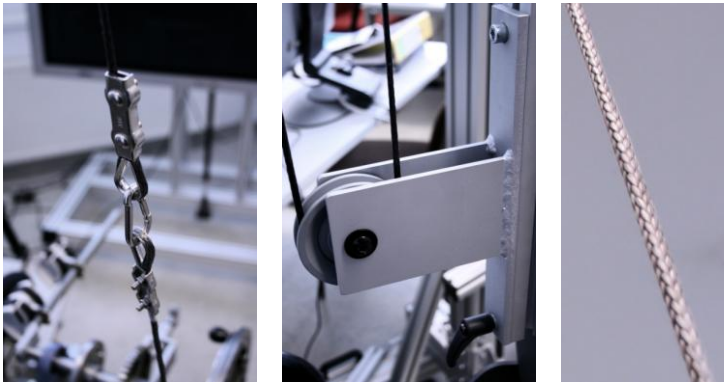


Abb. 5.20: Seil, Duplexklemme, Kausche, Karabiner, Kausche, Duplexklemme und Seil (linkes Bild, von oben nach unten) und Längenausgleich durch eine verstellbare Rolle (Mitte) sowie 12-fach geflochtenes Textilseil (rechts)

Für die eigentliche **Erzeugung der Belastung** wird eine für Fitnessübungen eingesetzte Zugstation verwendet (*Body-Track Hi-Professional BT530 Latzugmaschine*), die als Zukaufteil den Versuchsstand komplettiert (Abb. 5.21). Die Zugstation ist nach Herstellerangaben mit maximal 500 kg Gewicht auflastbar. Wesentliche Teile sind eine Querstange, an der Gewichtsscheiben angebracht werden können, und zwei Metallstreben, auf denen die Querstange vertikal bewegt werden kann. Das an der Querstange mittels einer Gewindeöse angebrachte Seil leitet die Kraft der Gewichte über mehrere Rollen an die Welle des Versuchsstandes weiter.

Abb. 5.21: zur Belastungserzeugung genutzte, am Versuchsstand montierte Zugstation mit Querstange und daran befestigten Gewichten

An der Zugstation ist auch der eben beschriebene Längenausgleich für das Seil angebracht. Ein weiterer Vorteil der Zugstation ist die

Stabilisierung des Zugteils des Versuchsstandes durch deren Eigengewicht. Zugstation und Welle sind beide an einem Aluminiumgestell angebracht und in Richtung der Seilebene gegeneinander verschiebbar, um verschiedene Konfigurationen für die Versuche einstellen zu können.

Das **Messsystem** besteht aus einem Messrechner, einem daran angeschlossenen *USB*-Empfängermodul und einer per *W-LAN* angebundenen Transmittereinheit, an der die Sensoren mit Kabeln befestigt sind (Abb. 5.22). Dies sind im Einzelnen die Elektromyografie-Sensoren zur Beanspruchungsmessung der Muskeln, ein Neigungssensor, der die Lage der Welle misst und zuverlässiger als ein Gelenkwinkelsensor – der auf der Haut verschoben werden kann – die Position der bewegten Körperteile detektiert.

Abb. 5.22: eine Transmittereinheit am Versuchsstand mit den Kabeln zu den Sensoren am Probanden (links) und der Messrechner mit dem *USB*-Empfangsmodul am Versuchsleiter-Arbeitsplatz (rechts)

Des Weiteren wird ein Kraft-Sensor genutzt, der zwischen zwei Seilenden gespannt wird und somit in der Lage ist, die dynamischen Zugkräfte zu messen. Sollten mehr als 16 Kanäle belegt sein, kann

eine zweite Transmittereinheit das System um weitere 16 Kanäle erweitern, was in den hier beschriebenen Versuchen nicht notwendig ist.

In Abbildung 5.22 ist außerdem eine Kamera (rechtes Bild, links oben) sichtbar, die alle Versuche in *PAL*-Auflösung mit 25 Bildern pro Sekunde aufzeichnet. Das erweist sich als hilfreich, um während der Auswertungen die Versuche nochmals nachvollziehen zu können.

Bewertung und Beurteilung des Versuchsstandes

Der Versuchsstand wurde nicht nur in seinen Funktionen vorher geplant, sondern auch, soweit dies möglich war, **dimensioniert**. Es war im Vorfeld zwar nicht bekannt, welche Drehmomente von welchen Gelenken mit welchen Geschwindigkeiten in den Versuchsreihen bewegt werden sollten, dennoch konnte eine grobe Abschätzung anhand einiger bekannter Zusammenhänge vorgenommen werden. Als maximale Kräfte wurden die Kraftisodynen der Arme nach Rohmert und Caldwell und die maximalen Tretkräfte nach Müller zugrunde gelegt (Löhr, 1976). Mit den Dimensionen der Extremitäten (Sazioski, Aruin, Selujanow, 1984) konnte das auf die Welle am Ellenbogen, an Schulter, Hüfte und Knie eingebrachte (statische) Moment grob überschlagen werden. Damit war eine annähernde Wellendimensionierung, ein erster Entwurf der Nutscheibe und des Schwerkraftausgleiches möglich.

Am Versuchsstand existieren außerdem einige Möglichkeiten **aufbaubezogener Flexibilität**, die sich durch von den Annahmen abweichende Versuchsbedingungen ergeben könnten. So wurde die Nutscheibe zuerst mit 300 mm Durchmesser dimensioniert. Für Scheiben anderer Größen, mit Durchmessern von etwa 150 mm bis 600 mm, ist Bauraum am Versuchsstand vorgesehen. Auch die Welle kann in gewissen Grenzen durch eine andere ausgetauscht werden. Sollten sich einige Profile oder Profilverbindungen als zu instabil erweisen, besteht die Möglichkeit, verstärkende und verstei-

fende Profile auszutauschen oder zusätzlich einzusetzen. Diese Verstärkung wird bei den Versuchsserien am Knie nötig, da sich der Versuchsstand aus der Seilebene heraus verbiegt und insgesamt verwindet. Einige Querstreben lösen dieses Problem.

Für den Versuchsstand wurde eine **Gefährdungsbeurteilung** durchgeführt, die als mögliche Gefährdungen eine Quetschung bzw. Klemmung, ein Kippen und die Gefahr durch bewegte Teile ergibt. Um diesen Gefahren zu begegnen, wurden neben der Laborordnung und einer Unterweisung aller beteiligten Personen Warnschilder am Versuchsstand angebracht, die auf die möglichen Gefahren hinweisen.

5.3 Versuchsdurchführung

Nach der Planung der Rahmenbedingungen der Laborstudie sowie der Gestaltung des Versuchsstandes werden nun die Versuchsserien und -reihen im Überblick vorgestellt. Die Laborstudie unterteilt sich in Versuchsserien zu den drei physiologischen Funktionseinheiten. Eine Versuchsserie umfasst wiederum mehrere Versuchsreihen und bezieht sich jeweils auf die Untersuchung einer Variablen. Jede Versuchsreihe ist aus mehreren Bewegungszyklen aufgebaut, die jeweils eine Bewegung und eine Bewegungspause enthalten (siehe auch Abb. 5.29 in Kapitel 5.3.2). Im Anschluss an die Vorstellung aller Versuchsserien wird eine exemplarisch detailliert erörtert, die als Blaupause für alle Versuchsserien gelten kann.

5.3.1 Versuchsserien zur Evaluierung des Bewertungsmodells

Bei der Vorbereitung der Laborstudie wurden drei physiologische Funktionseinheiten ausgewählt, anhand derer die Evaluierung des Bewertungsmodells zuerst durchgeführt werden soll. Dieser Arbeit folgende Forschungsvorhaben sollen weitere Funktionseinheiten untersuchen. Bei der Auswahl der Funktionseinheiten wird mit dem

Ellenbogen begonnen, um die Anzahl beeinflussender Parameter so gering wie möglich zu halten.

Physiologische Funktionseinheit Ellenbogen

Als erste physiologische Funktionseinheit wird der **Ellenbogen** untersucht, da dieses durch das Scharniergelenk einen Freiheitsgrad besitzt. Außerdem sind die Muskeln ausreichend groß, kaum von anderen Gewebeschichten verdeckt und einige davon gut mit OEMG messbar. Nicht zuletzt kommen Bewegungen im Ellenbogengelenk in Montageprozessen häufig vor und sind daher für die Praxis hochrelevant.

Die Auswahl der zu messenden und der in der Analyse verwendeten **Muskeln** wurde bereits in Kapitel 4.3.2 methodisch umrissen und erfolgt anhand der Veröffentlichung von Weineck (2000), die auf eine Arbeit von Lanz, Lang und Wachsmuth (1972) zurückgreift. Darin sind Anteile der Muskeln für die Bewegung des Ellenbogens bei Flexion und Extension (Abb. 5.23) enthalten. An der Flexion beteiligt und messbar sind der *Musculus biceps brachii* sowie der *Musculus brachioradialis*. Aufgrund des höheren Momentanteils von 37% dient der *Musculus biceps brachii* als primär auszuwertender Muskel. Der einzige messbare und damit auch auszuwertende Muskel der Extension ist mit 83% Momentanteil der *Musculus triceps brachii*. Da dieser jedoch über zwei Köpfe – den medial, innenliegenden *Caput longum* und den lateral, außenliegenden *Caput laterale* – verfügt und diese unabhängig voneinander gemessen werden, wird der auszuwertende Muskel fallweise gewählt, je nachdem, welcher Muskelteil die höhere elektrische Gesamtaktivität zeigt. In den Versuchen dieser Arbeit wird dies meist der *Musculus triceps brachii caput longum* (gekürzt bezeichnet als *M. triceps brachii [lon.]*) sein.

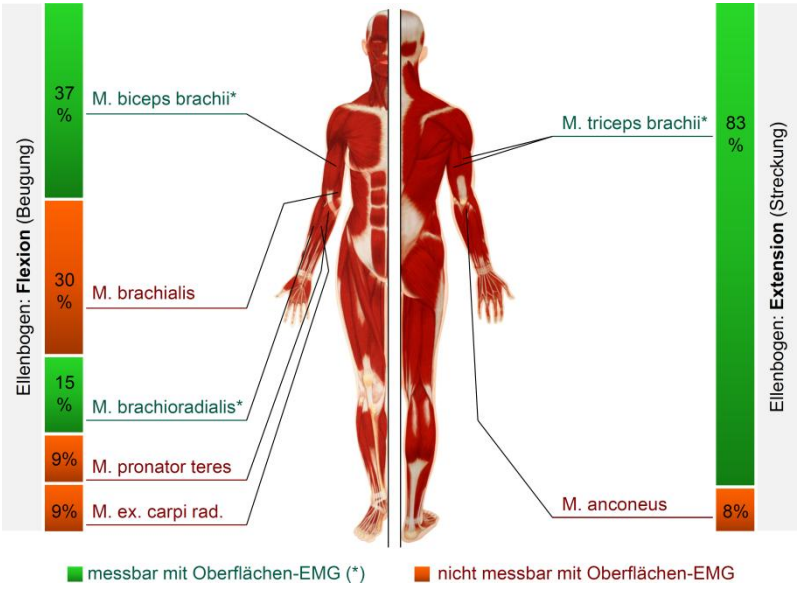


Abb. 5.23: bei der Flexion (links) und Extension (rechts) im Ellenbogen beteiligte Muskeln und deren Anteile am Gesamtmoment (nach Weineck, 2000) sowie OEMG-Messbarkeit

In der Versuchsserie Ellenbogen (V1) existieren eine Reihe von **Parametern**, die festgelegt wurden und für alle Versuche gelten (Abb. 5.24 links). Dies betrifft beispielsweise den Bewegungsbereich und dessen Maximalgelenkwinkel, die gemessenen Muskeln oder die subjektive Beanspruchungseinschätzung durch die Probanden. Auch für die Variablen wurden **Standardwerte** festgelegt, die grundsätzlich für die Versuchsreihen und ebenso für die Normbewegung (*normalised standard movement* – NSM) genutzt werden (Abb. 5.24 Mitte). Die wichtigsten Standardwerte betreffen den statischen Momentanteil, die Durchschnittsgeschwindigkeit der Bewegung sowie die Pausendauer in den Versuchsreihen. Als Körperhaltung des

Unterarmes wird die neutrale Haltung (siehe Kapitel 5.1.2) und als minimale Wiederholungsanzahl werden 15 Bewegungen festgelegt.

Die Standardwerte und ebenso die Variablenvariationen basieren auf drei Grundlagen: einer Literaturrecherche über ähnliche Laborstudien, Analysen vorhandener Motion-Capture-Daten und eigenen Vorversuchen im Versuchsstand. Bei der Durchführung der verschiedenen Versuchsreihen wird jeweils eine **Variable** variiert (Abb. 5.24 rechts). Bei der Untersuchung der Geschwindigkeit (V1.1) wird demzufolge die Durchschnitts-Winkelgeschwindigkeit von 40°/s in fünf Stufen bis 240°/s verändert. Analog wird der statische Momentanteil (V1.2) in fünf Stufen von 0 Nm bis 8 Nm und, wenn vom Proband durchführbar, mit 15 Nm als extrem hohen Wert absolviert. Die zwei zu untersuchenden Momentrichtungen Flexion und Extension werden sowohl bei der Versuchsreihe Geschwindigkeit (V1.1) als auch Moment (V1.2) untersucht. Eine weitere Versuchsreihe (V1.3) soll die bis zur Erschöpfung der Muskeln auftretende Ermüdung messen (siehe Kapitel 5.4.6).

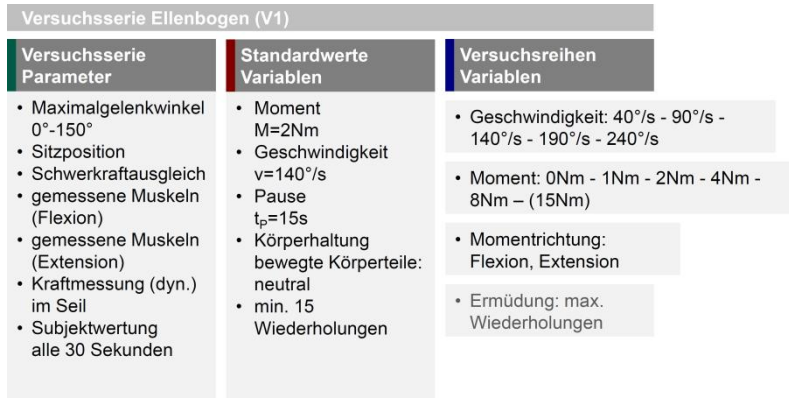


Abb. 5.24: Gliederung der Parameter und Variablen in der Versuchsserie Ellenbogen (V1)

Physiologische Funktionseinheit Knie

Als zweite zu untersuchende physiologische Funktionseinheit wird das **Knie** betrachtet. Gegenüber den Ellenbogen-Messungen sind hierbei anspruchsvollere Bedingungen durch höhere Momente und schwerere Messbarkeit durch das im Knie arbeitende Kulissengelenk sowie die teilweise durch Sitzpolster verdeckten Hautoberflächen zu erwarten.

Die Auswahl der zu messenden und in der Auswertung betrachteten **Muskeln** erfolgt analog zu dem Vorgehen bei der physiologischen Funktionseinheit Ellenbogen. Auch im Knie sind die Anteile für die an der Flexions- und Extensions-Bewegung beteiligten Muskeln bekannt (Weineck, 2000; Abb. 5.25). Bei der Flexion im Kniegelenk – die sich in der Abbildung auf der rechten Seite findet – ist der am stärksten am Moment beteiligte tieferliegende *Musculus semimembranosus* für OEMG-Messungen nicht zugänglich. Für die Messung werden die ebenfalls hoch beteiligten *Musculi semitendinosus* und *biceps femoris* verwendet; auf ersteren stützen sich die Auswertungen. Bei der Extensions-Bewegung ist zu 83% der *Musculus vastus* am Moment beteiligt. Dieser untergliedert sich in drei Teilmuskeln, die *Musculi vastus lateralis*, *vastus medialis* und *vastus intermedius*, von denen die ersten zwei mit OEMG gemessen werden können. Hierbei wird, ähnlich wie bei der Extension im Ellenbogen, derjenige Teilmuskel mit dem absolut höheren Signalmaximum zur Analyse herangezogen. In den Versuchen wird dies praktisch immer der *M. vastus lateralis* sein.

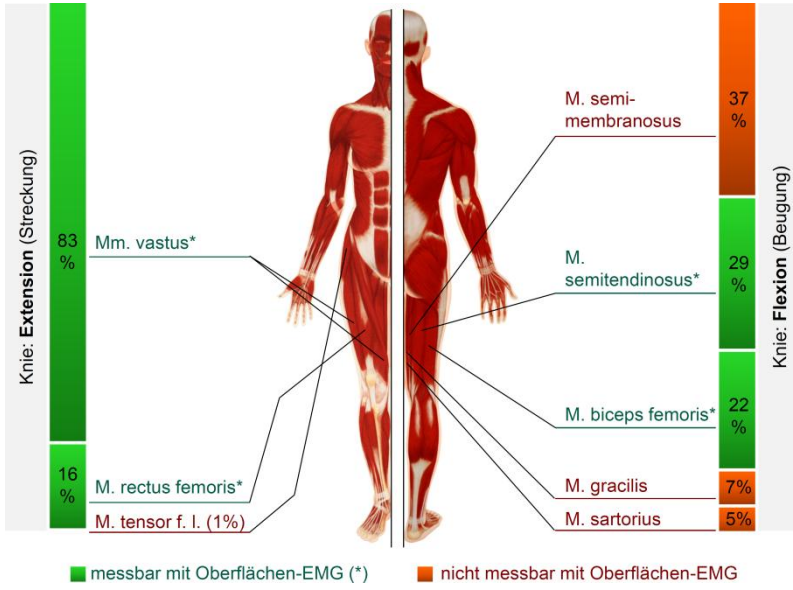


Abb. 5.25: bei der Flexion (links) und Extension (rechts) im Knie beteiligte Muskeln und deren Anteile am Gesamtmoment (nach Weineck, 2000) sowie OEMG-Messbarkeit

Die **Parameter** sind denen der Ellenbogen-Messungen sehr ähnlich, einziger Unterschied besteht in einer leicht anderen Versuchsstand-Konfiguration, da in den Seilzug ein Flaschenzug eingebaut ist (Abb. 5.26 links). Dieser dient dazu, den Kraftsensor nicht zu überlasten. Die Notwendigkeit doppelt so hoher Massen, die dadurch entsteht, bringt praktisch keine Nachteile mit sich. Bei den **Standardwerten** der Variablen musste für den statischen Momentanteil eine Unterscheidung zwischen männlichen und weiblichen Probanden eingeführt werden (Abb. 5.26 Mitte), da beide stark unterschiedliche Maximalbelastungen bewältigen können. Die weiteren Standardwerte sind analog zu denen beim Ellenbogen.

Standardwerte und Variablenvariationen basieren wiederum auf einer Literaturrecherche, den Motion-Capture-Daten und Vorversuchen. Bei der Variation der **Variablen** (Abb. 5.26 rechts) wird die Geschwindigkeit zwischen 40°/s und 120°/s (V2.1) und das Moment bei männlichen Probanden zwischen 0 Nm und 50 Nm bzw. 62,5 Nm sowie bei weiblichen Probanden zwischen 0 Nm und 36 Nm (V2.2) jeweils fünfstufig variiert. Auch die Ermüdung wird untersucht (V2.3, Kapitel 5.4.6).

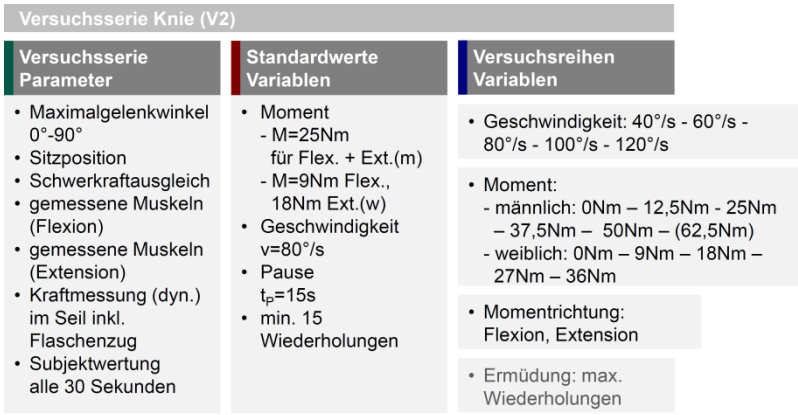


Abb. 5.26: Gliederung der Parameter und Variablen in der Versuchsserie Knie (V2)

Physiologische Funktionseinheit Schulter

Die dritte im Rahmen dieser Arbeit evaluierte physiologische Funktionseinheit ist die **Schulter**, da sie eine hohe Relevanz in der Praxis besitzt. Diese Funktionseinheit stellt die Messung vor die größten Herausforderungen, da drei rotatorische und durch das unechte „Schultergelenk“ praktisch außerdem translatorische Gelenkbewegungen auftreten können. Gerade bei der Elevation, d. h. der Bewe-

gung des Armes über Schulterhöhe, kann dies zu Schwierigkeiten führen.

Auch bei der Schulter werden die zu messenden und zur Auswertung genutzten Muskeln wiederum anhand der Literaturdaten ausgewählt (Abb. 5.27), die Bewegungen werden hier als Anteversion (nach vorn oben) und Retroversion (zurück nach unten) bezeichnet. Bei der Anteversions-Bewegung sind die vier messbaren Muskeln die *Musculi deltoideus*, *biceps brachii*, *infraspinatus* und *pectoralis major* mit insgesamt 83% an der Bewegung beteiligt. Zur Auswertung wird der mit 62% hauptsächlich beteiligte *Musculus deltoideus* genutzt, der ebenfalls aus drei einzeln messbaren Teilmuskeln besteht: dem *posterior*/hinteren *Pars spinalis*, dem mittleren *Pars acromialis* und dem *anterior*/vorderen *Pars clavicularis*. Alle drei Teile können mit OEMG gemessen werden. Derjenige mit dem größten Anteil wird wiederum für die Auswertung verwendet, bei den Versuchsreihen dieser Arbeit ist dies vorwiegend der *anterior*/vordere *Pars clavicularis* (gekürzt bezeichnet als *M. deltoideus [ant.]*). Bei der entgegengesetzten Retroversions-Bewegung können insgesamt 43% der momenterzeugenden Muskelmasse gemessen werden. Der *Musculus deltoideus* und dessen *posterior*/hinterer *Pars spinalis* (kurz: *M. deltoideus [post.]*) werden für die Auswertung verwendet.

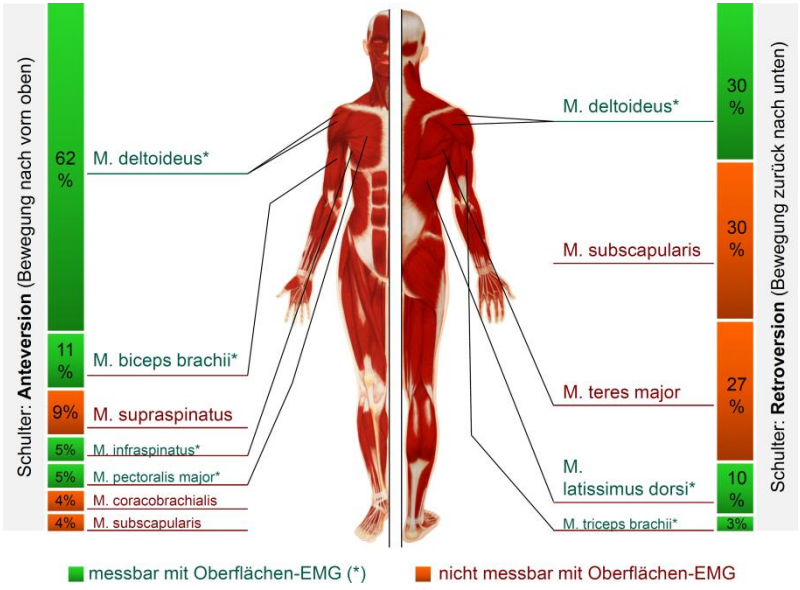


Abb. 5.27: bei der Anteversion (links) und Retroversion (rechts) in der Schulter beteiligte Muskeln und deren Anteile am Gesamtmoment (nach Weineck, 2000) sowie OEMG-Messbarkeit

Die **Parameter** der Messungen stellen sich analog zu denen der Ellenbogen- und Knie-Messungen dar. Bei den **Standardwerten** der Variablen ist wiederum das Moment nach Geschlecht differenziert.

Auch hier sind die Werte durch eine Literaturanalyse, Motion-Capture-Daten und Vorversuche ermittelt worden. Bei den **Variablen** für die Versuchsreihen Schulter (Abb. 5.28) werden die Geschwindigkeit von 40°/s bis 200°/s (V3.1) und das Moment für männliche Probanden von 0 Nm bis 25 Nm bzw. 35 Nm und für weibliche Probanden von 0 Nm bis 9 Nm variiert (V3.2). Da die Vorgänge bei Beginn der Elevation, d. h. einer Bewegung über Schulterhöhe, durch einsetzende Translation und weitere beteiligte Muskeln mit mehr

Parametern versehen sind, werden die Versuchsreihen in „kurze“ Versionen mit Maximalgelenkwinkeln von 0° (Arm nach unten hängend) bis 90° (Arm in Vorhalte) ohne Elevation und „lange“ Versionen mit Maximalgelenkwinkeln von 0° (Arm nach unten hängend) bis 180° (Arm senkrecht nach oben) mit Elevation getrennt. Die Versuchsreihen V3.1 und V3.2 sowie die Versuchsreihe zur Ermüdung V3.4 werden mit dem kurzen Bewegungsbereich durchgeführt und eine zusätzliche Versuchsreihe V3.3 soll den Einfluss der Elevation untersuchen.

Abb. 5.28: Gliederung der Parameter und Variablen in der Versuchsserie Schulter (V3)

5.3.2 Ablauf einer Versuchsserie

Vor dem Beginn der ersten Versuchsserie mit einem Probanden werden dessen Grunddaten, d. h. Anthropometrietyp sowie zum Teil auch die körperliche Form, mittels eines **Fragebogens** erfasst. Diese gelten aufgrund der Stabilität der Daten auch für mehrere Versuchs-

serien oder -reihen. Auch vor jeder Versuchsserie, die ein bis sechs Stunden dauern, wird ein weiterer Fragebogen zur körperlichen Verfassung des Probanden genutzt. Dieser erfasst beispielsweise absolvierte sportliche Aktivitäten oder möglicherweise vorhandene Erkältungen.

Vor einer Versuchsserie muss der **Versuchsstand** auf die zu untersuchende physiologische Funktionseinheit umgebaut werden. Weiterhin muss vor einer Versuchsserie der Versuchsstand auf den jeweiligen Probanden konfiguriert werden. Für beide Tätigkeiten sind Anleitungen und Wertetabellen vorhanden, um jeweils wieder einen erfassten Zustand des Versuchsstandes herstellen zu können. Dazu sind an einzelnen Teilen des Versuchsstandes Skalen angebracht. Die Verstelleinheiten besitzen Zählwerke, mit denen sich eine Position ebenfalls wiederherstellen lässt.

Ein weiterer Schritt ist die **Hautvorbereitung** der Probanden. Diese muss an den Stellen der Elektroden-Haut-Verbindung sehr sorgfältig geschehen, um ein möglichst sauberes und starkes Messsignal zu erhalten. Nach einer Entfernung von Härchen mit einem Einweg-Rasierer werden lose Hautschuppen mittels einer abrasiven Reinigungsemulsion (auch Abrasivgel) *GVB-geliMED* von *everi* entfernt. Nun können mittels Reinigungsalkohol (*70%-Isopropylalkohol*) Fettreste der Talgdrüsen der Haut beseitigt werden. Anschließend werden je Muskel zwei Einweg-Oberflächenelektroden *Tyco Healthcare/Kendall/Arbo* aufgeklebt. Diese aus Schaumstoff, einem Druckknopf zum Anschluss an das Messgerät, sogenanntem Solid Gel zur Verbindung von Haut und Elektrode sowie dem eigentlichen Ag/AgCl-Sensor bestehenden Elektroden haben eine Klebefläche von 35 mmx26 mm und können paarweise an einer geraden Seite aneinander gefügt aufgeklebt werden.

Nun wird der eigentliche Versuchsablauf vorgestellt (Abb. 5.29). Eine Versuchsserie beginnt immer mit der **Versuchsvorbereitung**. Diese beinhaltet die eben beschriebenen Vorbereitungsschritte. Anschlie-

ßend werden ein Maximalkraftversuch (*maximal voluntary contraction / electrical activity* – MVC/MVE) und ein Normbewegungsversuch (*normalised standard movement* – NSM) vom Probanden absolviert (siehe Kapitel 5.1.4). Anschließend kann mit der eigentlichen **Versuchsserie** begonnen werden. Wie am Anfang des Kapitels bereits angedeutet, ist eine Versuchsserie in mehrere Versuchsreihen unterteilt. Eine Versuchsreihe besteht aus den zu untersuchenden Bewegungen, dazwischenliegenden Erholungspausen zur (möglichst vollständigen) Regeneration der Muskeln und einer Befragung der Probanden zu deren empfundenen Beanspruchungen. Die Pausen zwischen den Versuchsreihen können vom Versuchsleiter zum Abspeichern der Daten oder Umkonfigurieren des momentanen Versuchszustandes und vom Probanden zur Erholung und Entspannung genutzt werden.

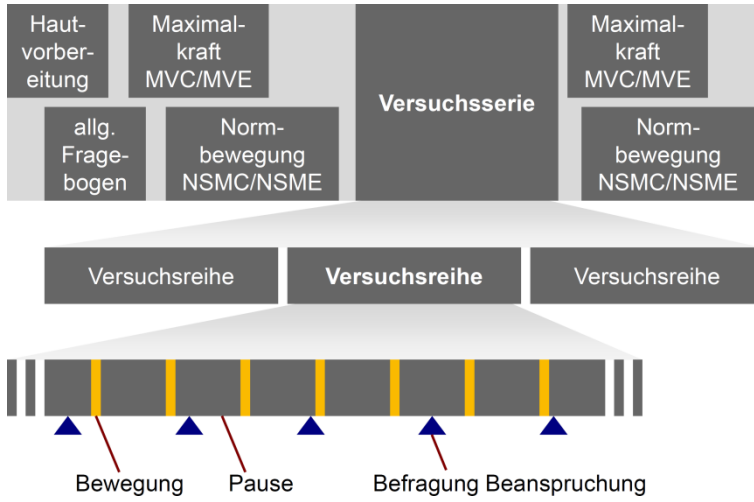


Abb. 5.29: Ablauf der Versuchsvor- und -nachbereitung (oben), der Versuchsserie (oben und Mitte) und der Versuchsreihen (Mitte und unten)

Im Anschluss an die Versuchsserie werden als **Versuchsnachbereitung** erneut Maximalkraft- und Normbewegungsversuch durchgeführt, um die Konstanz der Messbedingungen sicherzustellen und eine Streuung dieser Messwerte ermitteln zu können (siehe Kapitel 5.1.4, 5.4.4f).

Um die Bewertung der Arbeitsbeanspruchung, die alleinig durch die Messwerte der Elektromyografie erfolgen kann, anschließend zu beurteilen, werden parallel zu den Messungen die Probanden zu ihrer momentan empfundenen, **subjektiven Beanspruchung** befragt. Hierzu wird die **Borg-Skala** genutzt (Borg, 1982), eine 14-stufige, lineare und evaluierte Skala mit den Extremwerten „keine Anstrengung“ und „maximale Anstrengung“. Diese subjektive Beanspruchung wird in 30-Sekunden-Intervallen abgefragt. Ein weiterer Versuch zur Beurteilungen der Bewertungen wird in zusätzlichen **Ermüdungs-Versuchsserien** vorgenommen. Hierbei werden ausgewählte Versuchsreihen nicht nur für 20 bis 25 Wiederholungen, wie in den sonstigen Versuchsreihen, sondern bis zur Erschöpfung der Muskulatur durchgeführt. Um die Versuche zeitlich zu begrenzen, wird die maximale Versuchsdauer auf 30 min beschränkt. In diesen Versuchen soll gezeigt werden, ob die Muskeln bei dynamisch-muskulärer Beanspruchung ein Verhalten wie im statischen Fall zeigen, d. h. dass die Amplitude der elektrischen Aktivität steigt, die Medianfrequenz hingegen sinkt (siehe Kapitel 5.4.6).

5.4 Ergebnisse der Laborstudie

Das Ziel der Laborstudie ist es, dynamisch-muskuläre Zusammenhänge zwischen Belastungen und Beanspruchungen zu untersuchen. Die Entwicklung von Kennzahlen zur Arbeitsbeanspruchung steht dabei im Fokus, da derartige Kennzahlen in digitalen Menschmodellen genutzt werden sollen, um die Arbeitsbeanspruchung infolge dynamischer Belastungen zu bewerten.

5.4.1 Berechnungen zur Versuchsauswertung

Im Folgenden werden die Algorithmen und die Berechnungen dargelegt, die zu den Ergebnissen der Versuche führen. Die eigentlichen Ergebnisse werden ab Kapitel 5.4.2 vorgestellt.

Mittelung der Messwertkurven

Für jede Messreihe entsteht ein Datensatz mit 1500 Hz Aufzeichnungsfrequenz für alle aktivierten Kanäle. Bei allen Messungen sind Inklinometer bzw. Neigungsmesssensor der Welle und der Kraftmesssensor im Seil angeschlossen. Die weiteren Kanäle werden von den EMG-Sensoren genutzt. Die Anzahl variiert hierbei von sechs Kanälen beim Ellenbogen über sieben beim Knie bis hin zu neun Kanälen bei den Schultermessungen. Dies können durchaus mehr gemessene Muskeln sein, als an der Bewegung beteiligt sind (siehe Kapitel 5.3.1), meist wurden auch benachbarte Muskelgruppen mitgemessen, um eventuell auftretende, nicht zum Versuch gehörende Bewegungen nachzuvollziehen. Nach einer Messung liegen Inklinometer- und Kraftsignal als Rohdaten und die EMG-Kanäle bereits vorverarbeitet vor (Abb. 5.30). Die EMG-Daten werden hier mit einem *RMS200*-Algorithmus[1] geglättet und gleichgerichtet (root mean square, Glättung über 200 ms).

Nach der Messung werden die Daten aus dem Programm des Messsystems *Noraxon MyoResearch XP* als fortlaufend geschriebene Datei exportiert, um sie anschließend in *Microsoft Excel* weiterverarbeiten zu können.

[1] verschiedene, als Filter zur Verfügung stehende Glättungsalgorithmen (RMS, Mittelung, unterschiedliche Mittelungsintervalle) wurden in einem Vorversuch getestet; der RMS200 stellte sich als geeignet für dieses Forschungsvorhaben heraus

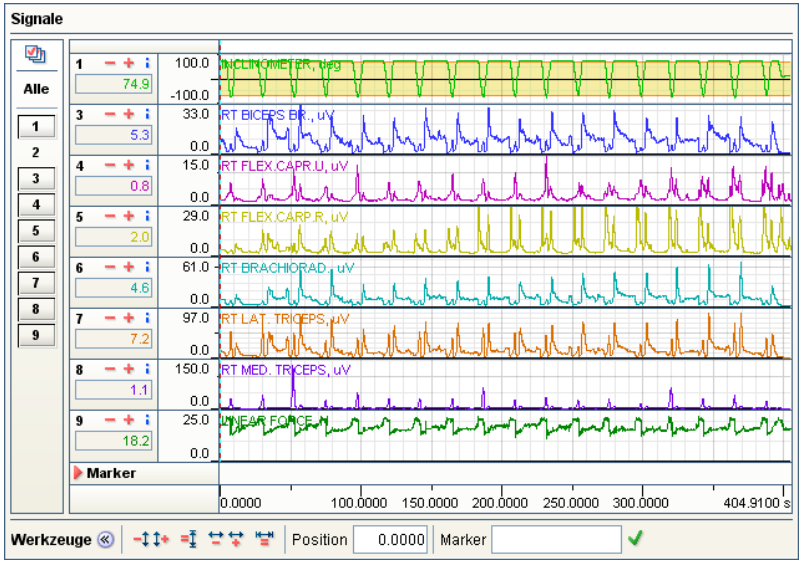


Abb. 5.30: Beispielaufzeichnung eines Versuches mit den verschiedenen Kanälen (physiologische Funktionseinheit Ellenbogen, Versuchsserie Geschwindigkeit, Versuchsreihe 40°/s; Extension; Screenshot des Messprogramms *Noraxon MyoResearch XP*)

Da die Streuung der elektrischen Aktivität bei EMG-Messungen im Allgemeinen vergleichsweise hoch ist, wurde eine Bewegung jeweils mehrfach ausgeführt. Zwischen den Bewegungen wurde eine Pause eingelegt. Diese wurde durch Vorversuche derart gestaltet, dass eine ausreichende Anzahl von Wiederholungen (etwa 15 bis 20) erfolgen kann, ohne dass die Probanden in der beanspruchten Muskulatur bemerkbar ermüden. Mittels eines *Excel-VBA*-Makros wird demnach zuerst die kontinuierliche Messsignalaufzeichnung in **periodisch wiederholte Bewegungs-Pausen-Kombinationen** zerlegt (Abb. 5.31). Dazu ordnet ein *VBA*-Makro in *Excel* die Daten derart, dass je Kanal bzw. Sensor ein Tabellenblatt aufgebaut wird, in dem die

Daten in einer Spalte pro Periode angeordnet werden. Durch die Auswertung in Diagrammen für jedes Tabellenblatt sind Ausreißer der Bewegung oder der auszuwertenden Muskeln gut erkennbar. Diese können durch verschiedene Ursachen erklärt werden, etwa einer Veränderung der Sitzposition des Probanden oder einer nicht beabsichtigten untypischen Bewegung. Nach einer visuellen Kontrolle der Diagramme des auszuwertenden Muskels werden die **Ausreißer** mit einem weiteren Makro gelöscht. Dies tritt ungefähr bei jeder fünften Versuchsreihe auf, selten werden mehr als eine Bewegungswiederholung als Ausreißer klassifiziert.

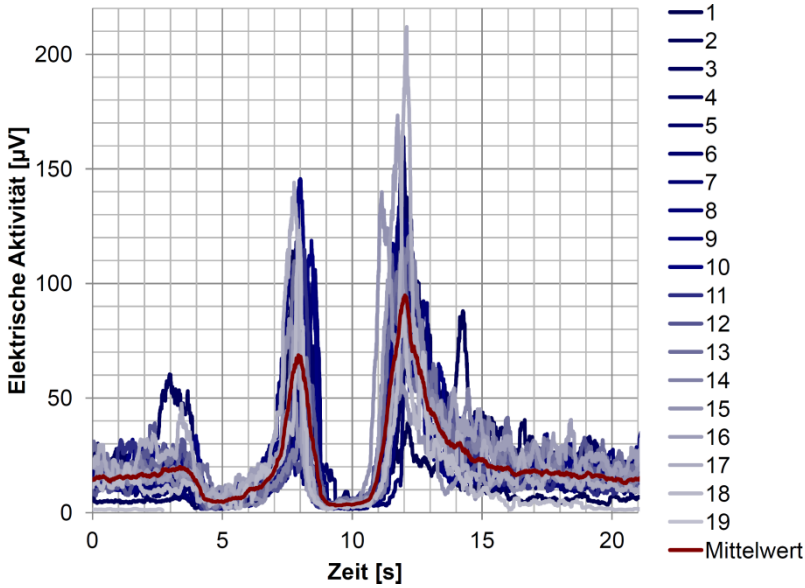


Abb. 5.31: Überlagerung von 19 gleichen, ursprünglich sequentiell erfolgten Bewegungen (physiologische Funktionseinheit Ellenbogen, Versuchsserie Geschwindigkeit, Versuchsreihe 40°/s; Extension); die Bewegung erfolgt etwa zwischen t=4 s und t=12 s; bei t=3 s und t=14 s sind Ausreißer zu erkennen

Im Folgenden wird dargestellt, wie aus diesen zahlreichen Einzelmesswerten der Aktivitätsverläufe Kennwerte der Beanspruchung ermittelt werden.

Berechnung der Kennwerte der Beanspruchung

Die in den Spalten des Tabellenblattes vorliegenden Einzelmesswerte der elektrischen Aktivität EA_i der n Bewegungen werden für jeden Zeitschritt weiterverarbeitet. Eine solche Mittelwertkurve ist in Abb. 5.33 dargestellt. Berechnet wird hierzu der arithmetische **Mittelwert**

$$\bar{x}_{EA} = \sum_{i=1}^{n} EA_i \tag{5.2}$$

mit der **Varianz**

$${s_{EA}}^2 = \frac{1}{n-1} \cdot \sum_{i=1}^{n} (EA_i - \bar{x}_{EA})^2 \tag{5.3}$$

und der **Standardabweichung** (unter Verwendung von „$n-1$“ für kleine Stichproben)

$$s_{EA} = \sqrt{{s_{EA}}^2} = \sqrt{\frac{1}{n-1} \cdot \sum_{i=1}^{n} (EA_i - \bar{x}_{EA})^2} \tag{5.4}$$

(Bohley, 1996). Somit entsteht eine Datenreihe mit 1.500 Verteilungen pro Sekunde, bedingt durch die Messfrequenz von 1.500 Hz. Die Pause zwischen zwei Bewegungen bei den in dieser Arbeit untersuchten physiologischen Funktionseinheiten beträgt 15 Sekunden. Da die Pausen lediglich der Erholung dienen und für das Untersuchungsziel keine Daten liefern, bzw. im Gegenteil die Mittelwertberechnungen stark beeinflussen würden, müssen sie vom Nutzsignal der Bewegungen getrennt werden. Dies ist weniger trivial als es im

ersten Moment scheinen mag, da eine Muskelaktivität bereits vor der einsetzenden Bewegung beginnen kann. Ursächlich dafür kann eine Muskelkraft sein, die aufgebracht werden muss, um den statischen Momentanteil zu überwinden. Auch im Anschluss an eine Bewegung kann ein Muskel eine begrenzte Aktivität zeigen, etwa durch ein langsames Entspannen. Um die **Pausen vom Nutzsignal** zu **trennen**, wird ein Schwellenwert verwendet. Bei allen Messungen liegt das Rauschsignal bei etwa 2 µV bis 4 µV. Ein Schwellenwert von 5 µV hat sich als sehr guter Trigger sowohl für einsetzende als auch beendete Muskelaktivität herausgestellt. Anhand der Daten werden die Zeitpunkte des Durchschreitens des Schwellenwertes ermittelt und somit die relevanten Messwerte der Bewegung extrahiert. Nur in einigen Ausnahmefällen wurde ein anderer Schwellenwert von 3 µV, 10 µV oder 15 µV je nach Höhe des Rauschsignals gewählt.

Nun liegen Messwertkurven für Inklinometer, Kraftsensor und EMG-Sensoren vor (Abb. 5.32).

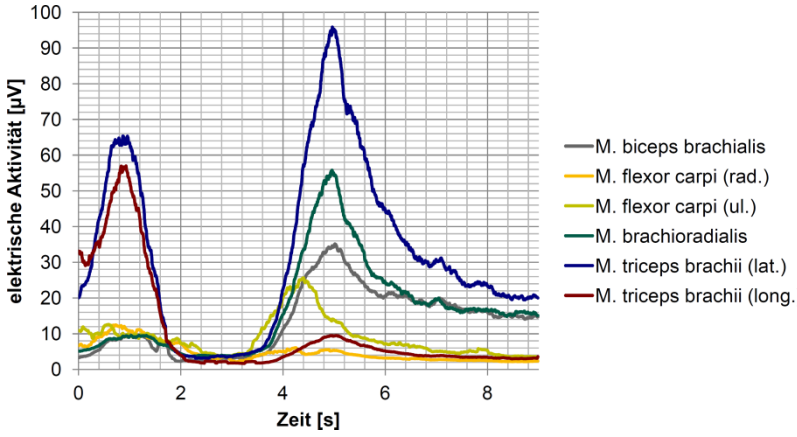


Abb. 5.32: Mittelwertkurven der gemessenen Muskeln (physiologische Funktionseinheit Ellenbogen, Versuchsserie Geschwindigkeit, Versuchsreihe 40°/s; Extension)

Zur Ermittlung eines Kennwertes für die Beanspruchung der Muskulatur wird eine quadratische Mittelung durchgeführt. Quadratische Mittelungen, auch als Effektivwert bezeichnet, haben den Vorteil, dass sie hohe Werte betonen und damit das in elektromyografischen Signalen latent vorhandene Grundrauschen mildern. Der quadratische Mittelwert, bezeichnet als **Arbeitsbeanspruchung** EA_{eff}, ergibt sich zu

$$EA_{eff} = \sqrt{\frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n} \bar{x}_{EA,i}{}^2} \qquad (5.5)$$

und wird definiert als quadratisch gemittelte elektrische Aktivität einer Elementarbewegung. Zu den gezeigten Messwertkurven liegen nun jeweils Kennwerte vor, die die Beanspruchung für einen Muskel der spezifischen Messung abbilden (Abb. 5.33).

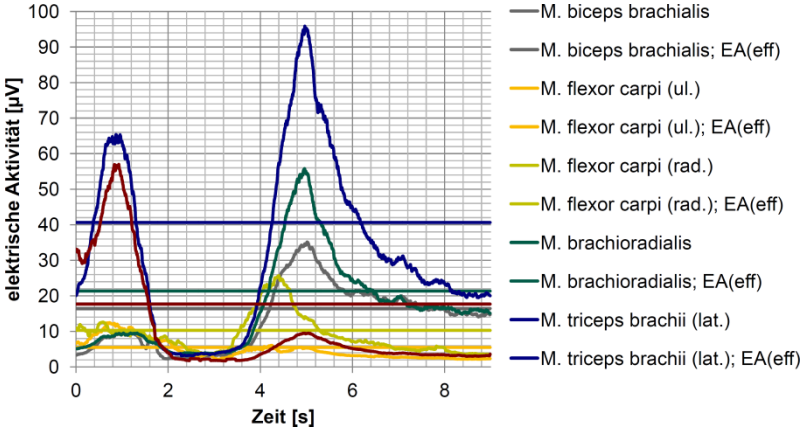


Abb. 5.33: Mittelwertkurven und quadratisch gemittelte Arbeitsbeanspruchungen EA_{eff} (horizontale Linien) der gemessenen Muskeln (physiologische Funktionseinheit Ellenbogen, Versuchsserie Geschwindigkeit, Versuchsreihe 40°/s; Extension)

Um ein Streuungsmaß für die quadratisch gemittelten Arbeitsbeanspruchungen EA_{eff} zu errechnen, kann davon ausgegangen werden, dass die Mittelwertberechnung einer Addition von Verteilungen entspricht. Dabei dürfen keine Standardabweichungen, sehr wohl aber Varianzen addiert werden (Mohr, 2008). Die Streuung der Arbeitsbeanspruchung s_{eff} errechnet sich aus den Varianzen ${s_{EA,i}}^2$ der Arbeitsbeanspruchungen nach

$$s_{eff} = \sqrt{\frac{1}{m-1}\sum_{i=1}^{m} {s_{EA,i}}^2} \quad . \tag{5.6}$$

Da für derartige Kennwertbildungen bislang kaum Erfahrungen vorliegen, wird außerdem noch der Maximalwert

$$EA_{max} = max\left\{\bar{x}_{EA,i}\right\}, \tag{5.7}$$

der anschließend mit dem Effektivwert verglichen werden kann sowie das Integral ermittelt. Das Integral bzw. die Fläche unter der Aktivitätskurve – als Bewegungsaktivität BA bezeichnet – errechnet sich als Produkt aus dem arithmetischen Mittelwert und einer Zeit, entweder der reinen Bewegungsdauer t_B oder der Aktivitätsdauer t_{EA}, nach

$$BA = \left\{\frac{1}{m_B} \cdot \sum_{i=1}^{m_B} \bar{x}_{EA,i} \cdot t_B\right\}; \left\{\frac{1}{m_{EA}} \cdot \sum_{i=1}^{m_{EA}} \bar{x}_{EA,i} \cdot t_{EA}\right\} \tag{5.8}$$

(die Variable m_B umfasst die Messwerte der Bewegungsdauer, die Variable m_{EA} diejenigen der Aktivitätsdauer).

Nun können Zusammenhänge zwischen den verschiedenen Variablen (Bewegungsgeschwindigkeit, statisches Moment usw.) und der resultierenden Beanspruchung untersucht werden. Die Ergebnisse dieser Untersuchung sind in den Teilkapiteln 5.4.2 und 5.4.3 dargestellt.

Berechnung der Validierung der Normalisierung

Die Validierung der Normalisierung basiert auf dem Umstand, dass zu Beginn und am Ende einer Messreihe jeweils Maximalkraftmessungen (*maximal voluntary contraction / electrical activation* – MVC/MVE) und Normbewegungen (*normalised standard movement* – NSM) stattfinden (Kapitel 5.4.4 und 5.4.5). Während einer Messreihe herrschen nahezu konstante Muskel-Sensor-Kopplungen. Lediglich Effekte, wie sich bildender Schweiß oder nachlassende Klebewirkung der Elektroden, können möglicherweise die Kopplung verändern, was in den Messungen aber nicht zu beobachten ist. Durch die konstante Kopplung stellt der Vergleich zwischen den zwei Messungen eine Möglichkeit dar, die Streuung der Momente und der elektrischen Aktivitäten beurteilen zu können. Dazu werden bezüglich der Maximalmomentmessungen die Größen Quotient der MVC

$$q_{MVC} = \frac{M_{max,Ende}}{M_{max,Anfang}} \tag{5.9}$$

und Quotient der MVE je Muskel

$$q_{MVE} = \frac{EA_{max,Ende}}{EA_{max,Anfang}} \tag{5.10}$$

sowie Quotient der Effektivmomente NSMC der Normbewegungen

$$q_{NSMC} = \frac{M_{eff,Ende}}{M_{eff,Anfang}} \tag{5.11}$$

und Quotient der Arbeitsbeanspruchungen NSME der Normbewegungen je Muskel

$$q_{NSME} = \frac{EA_{eff,Ende}}{EA_{eff,Anfang}} \tag{5.12}$$

ermittelt.

Die Quotienten einer Versuchsserie werden anschließend gemittelt nach

$$\overline{q_z} = \sum_{i=1}^{n} q_{z,n} \quad , \tag{5.13}$$

wobei mit z die jeweiligen Größen MVC, MVE, NSMC und NSME gemeint sind. Diese gemittelten Quotienten erlauben eine Aussage über eine eventuell vorhandene systematische Veränderung der Messwerte. Weiterhin werden die Standardabweichung der Quotienten

$$s_{\bar{q}} = \sqrt{\frac{1}{n-1} \cdot \sum_{i=1}^{n} (q_{z,i} - \bar{q}_z)^2} \tag{5.14}$$

sowie die Variationskoeffizienten c (auch bezeichnet als $VarK$ bzw. c_x) aus Standardabweichungen der Quotienten und aus gemittelten Quotienten

$$c_z = VarK_z = \frac{s_{\bar{q}}}{\overline{q_z}} \tag{5.15}$$

gebildet. Die Variationskoeffizienten von MVC, MVE, NSMC und NSME werden schlussendlich als Maß der Streuung herangezogen (Abb. 5.34).

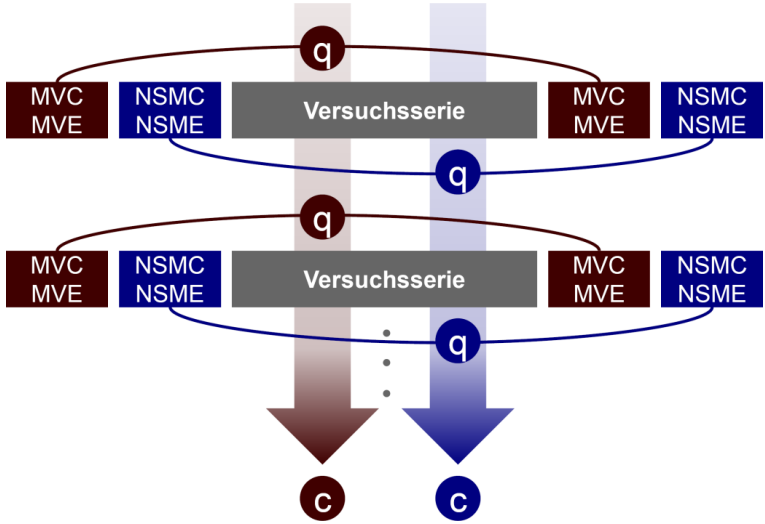


Abb. 5.34: schematische Darstellung der Validierung von Maximalkraftmessung (MVC/MVE) und Normbewegung (NSMC/NSME) durch Berechnen der Quotienten q und Ermittlung der Variationskoeffizienten c.

5.4.2 Zusammenhang zwischen Moment und Arbeitsbeanspruchung

Der erste Teil der Forschungsfrage C (Kapitel 2.5) der Laborstudie betrifft den Zusammenhang zwischen statischem Momentanteil – in der Überschrift verkürzt als Moment bezeichnet – und der quadratisch gemittelten elektrischen Aktivität, die bereits vorangegangen auch als Arbeitsbeanspruchung bezeichnet wurde. Die Berechnungsalgorithmen dazu enthält Kapitel 5.4.1. Bezüglich des Zusammenhangs ist vorhersagbar, dass mit steigendem statischen Momentanteil auch die Arbeitsbeanspruchung steigen wird, die Forschungsfrage betrifft die Art des Zusammenhangs.

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Versuchsreihen zur Untersuchung des statischen Momentanteils zum Ellenbogen (V1.2), zum Knie (V2.2) und zur Schulter (V3.2) für jeweils zwei Bewegungsrichtungen vorgestellt. In den Diagrammen sind die quadratischen Mittelwerte der elektrischen Aktivität EA_{eff} des jeweiligen Muskels in Abhängigkeit der statischen Momentanteile M_{stat} sowie als Streuungsmaß der elektrischen Aktivitäten die jeweiligen Standardabweichungen s_{eff} eingetragen. Dabei sind in jedem Diagramm zwei Versuchsreihen enthalten: jede Messreihe wird durch den ersten Probanden (P1) mit jeweils aufsteigend (P1a) und absteigend (P1b) veränderter Moment-Variable durchgeführt, um erkennen zu können, ob dies einen Einfluss auf das Ergebnis hat. Für beide Versuchsreihen wird außerdem eine Regressionsgerade sowie deren Bestimmtheitsmaß R^2 berechnet, da die Korrelationskoeffizienten r jeweils nahe eins liegen und damit von einem linearen Zusammenhang ausgegangen werden kann (Matthäus, Schulze, 2008). Sollten die Messreihen der zwei weiteren Probanden (P2, P3) systematisch von denen des ersten Probanden abweichen, wird dies explizit erwähnt; andernfalls sind sie in absoluten Werten der Arbeitsbeanspruchung unterschiedlich, im relativen Verhalten nahezu gleich.

Die Versuchsreihe zum **Moment am Ellenbogen** (V1.2) zeigt bei der Flexions-Bewegung einen linear steigenden Zusammenhang zwischen statischem Momentanteil und Arbeitsbeanspruchung im *M. biceps brachii* (Abb. 5.35). Die Korrelation ist mit $r > 0{,}997$ äußerst hoch, das Bestimmtheitsmaß der Regressionsgraden mit $R^2 > 0{,}995$ ebenfalls. Außerdem sind die Streuungen vergleichsweise gering und die zwei Versuchsreihen zeigen keine signifikanten Abweichungen untereinander. Ein linearer Zusammenhang ist daher zu vermuten. Hier zeigt sich nicht zuletzt die bekannte gute Messbarkeit des *M. biceps brachii*, der von den Oberflächen-Elektroden gut überdeckt und nur durch wenig Gewebe zwischen Elektrode und Muskel gestört wird.

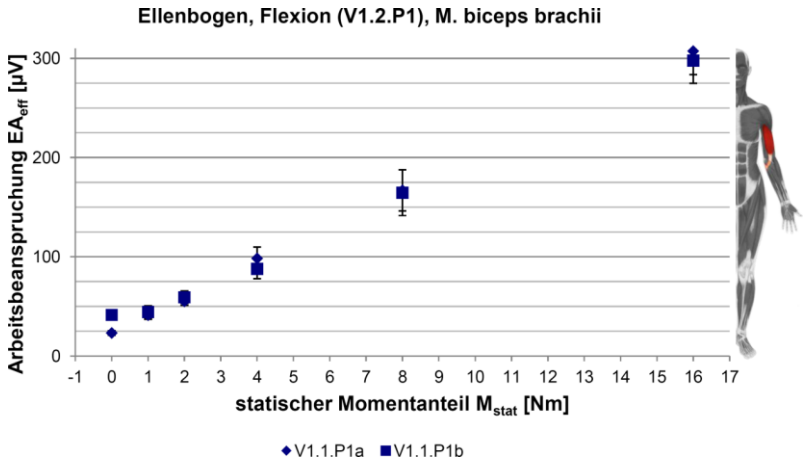


Abb. 5.35: Zusammenhang zwischen Moment und Arbeitsbeanspruchung an der Funktionseinheit Ellenbogen (V1.2) bei der Flexions-Bewegung

Bei der Extensions-Bewegung der Versuchsreihe zum Moment am Ellenbogen (V1.2) weist der *M. triceps brachii (lon.)* ebenfalls einen linear steigenden Zusammenhang mit einer Korrelation $r > 0{,}980$ und einer Bestimmtheit der Regressionsgeraden von $R^2 > 0{,}962$ auf. Die etwas schlechteren Werte sind vermutlich auf die etwas schlechtere Messbarkeit des *M. triceps brachii* zurückzuführen. Dennoch sind die Werte ausreichend, um ebenfalls von einem linearen Zusammenhang zwischen Moment und Beanspruchung auszugehen.

Die Messwerte der Versuchsreihe zum **Moment am Knie** (V2.2) zeigen bei der Flexions-Bewegung im *M. semitendinosus* wiederum bis zu einem beachtlichen statischen Momentanteil von $M_{stat} = 50\,Nm$ einen linear steigenden Zusammenhang (Abb. 5.36). Die Korrelation ist hierbei mit $r > 0{,}995$ und einer Bestimmtheit von $R^2 > 0{,}990$ wiederum äußerst hoch, weswegen ein linearer Zusammenhang vermutet werden kann.

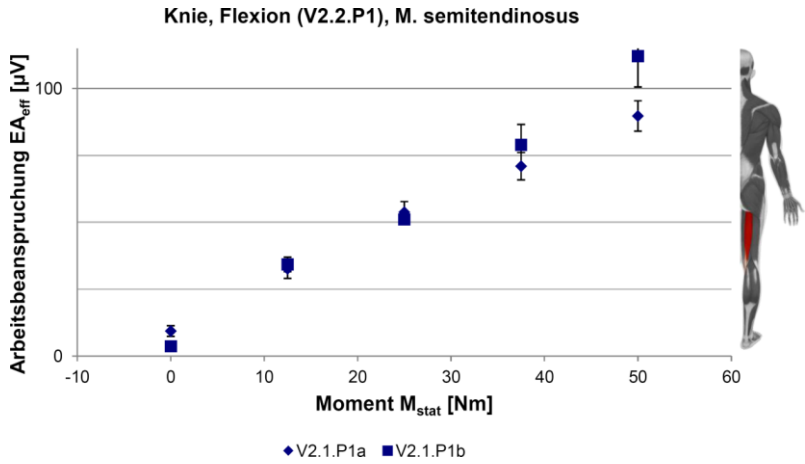


Abb. 5.36: Zusammenhang zwischen Moment und Arbeitsbeanspruchung an der Funktionseinheit Knie (V2.2) bei der Flexions-Bewegung

Bei der Extensions-Bewegung der Versuchsreihe zum Moment am Knie (V2.2) zeigt sich bezüglich des *M. vastus lateralis* abermals ein linear steigender Zusammenhang. Hier wurde ein weiterer Messwert bei $M_{stat} = 62{,}5\ Nm$ genutzt, da der Proband bei $M_{stat} = 50\ Nm$ noch Leistungsreserven zeigte. Die Korrelation ist mit $r > 0{,}945$ und die Bestimmtheit der Regressionsgerade mit $R^2 > 0{,}894$ etwas niedriger als bei den oben beschriebenen Messungen, jedoch immer noch sehr hoch. Da die Streuung bei den Einzelmesswerten auch höher als bei der Flexions-Bewegung ist, wird davon ausgegangen, dass die Messverhältnisse zu diesen weniger starken Zusammenhängen führen. Insgesamt wird auch hierbei von einem linear steigenden Zusammenhang ausgegangen.

Die Versuchsserie zur **Schulter** stellt, wie bereits beschrieben, die größte Herausforderung bezüglich einer Abbildung im Versuchsstand und einer Messung dar. Nichtsdestotrotz zeigt die Versuchsreihe zum **Moment** (V3.2) im *M. deltoideus (ant.)* bei der Anteversions-

Bewegung einen linear steigenden Zusammenhang (Abb. 5.37). Die Korrelation ist mit $r > 0{,}978$ und die Bestimmtheit der Regressionsgeraden mit $R^2 > 0{,}958$ sehr hoch. Auch die Streuung der Messwerte und die Abweichungen der zwei Versuchsreihen bleiben in einem vertretbaren Rahmen. Es kann wiederum von einem linear steigenden Zusammenhang ausgegangen werden.

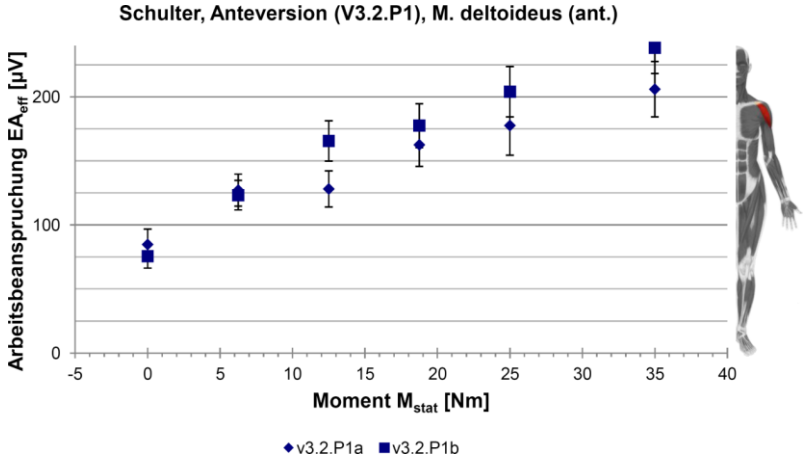


Abb. 5.37: Zusammenhang zwischen Moment und Arbeitsbeanspruchung an der Funktionseinheit Schulter (V3.2) bei der Anteversions-Bewegung

Bei der Versuchsreihe zur Retroversions-Bewegung an der Schulter (V3.2) ist abermals ein linear steigender Zusammenhang im *M. deltoideus (post.)* mit einer Korrelation $r > 0{,}988$ und einem Bestimmtheitsmaß der Regression von $R^2 > 0{,}976$ zu beobachten. Die Streuungsmaße und Abweichungen der zwei Messreihen sind im Vergleich etwas höher, können aber auf den schwieriger zu messenden posterioren Anteil des *M. deltoideus* zurückgeführt werden. Mit diesem Ergebnis kann bei allen Messreihen von einem linear steigenden Zusammenhang ausgegangen werden.

In einer zusätzlichen Versuchsserie (V3.3) wurde der Einfluss der **Elevation** und damit eines vergrößerten Bewegungsbereiches untersucht. Alle in Kapitel 5.4.2 vorgestellten Ergebnisse können durch diese Versuchsserie bestätigt werden. Darüber hinaus zeigt der bei der Elevation zusätzlich an der Bewegung beteiligte *M. trapezius (ant.)* ebenfalls einen linear steigenden Zusammenhang zwischen statischem Momentanteil und Arbeitsbeanspruchung. Für dieser Arbeit folgende Untersuchungen wird vorgeschlagen, weitere Versuchsserien zur Erforschung der absoluten Beanspruchungshöhen durchzuführen.

Bei allen Messungen zum Zusammenhang zwischen statischem Momentanteil und Arbeitsbeanspruchung wurde neben dem quadratischen Mittelwert der elektrischen Aktivität EA_{eff} – auch als Arbeitsbeanspruchung bezeichnet –, außerdem die maximale elektrische Aktivität EA_{max} errechnet, die in allen Fällen das gleiche Verhalten wie der quadratische Mittelwert zeigt. Die weiterhin als Integral berechnete Bewegungsaktivität BA konnte weder auf die reine Bewegungsdauer t_B noch auf die Aktivitätsdauer t_{EA} bezogen einen auswertbaren Zusammenhang darstellen.

5.4.3 Zusammenhang zwischen Bewegungsgeschwindigkeit und Arbeitsbeanspruchung

Der zweite Teil der Forschungsfrage C (Kapitel 2.5) zur Laborstudie betrifft die Beziehung zwischen mittlerer Bewegungsgeschwindigkeit und gemittelter elektrischer Aktivität einer Bewegung im bewerteten Muskel, kurz Arbeitsbeanspruchung. Die Berechnungsdetails dazu sind in Kapitel 5.4.1 dargelegt. Bezüglich des Zusammenhangs kann vorab keine Vorhersage getroffen werden, da aus der Physiologie kein Verhalten ableitbar und aus der Literatur für die Bedingungen der Laborstudie keine Ergebnisse bekannt sind. Allgemeine Modelle, wie das Muskelmodell von Hill oder Huxley sowie weitere Modelle (Prochel, 2009) stellen grundlegende Zusammenhänge zwischen

Muskellänge, Muskelkraft und Bewegungsgeschwindigkeit her. Wie sich dies jedoch in der Beanspruchung bei vergleichsweise niedrigen Belastungen auswirkt, ist nur zu vermuten und ohnehin vorab nur als relativer Zusammenhang ermittelbar.

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Versuchsreihen zur Untersuchung der Bewegungsgeschwindigkeit zum Ellenbogen (V1.1), zum Knie (V2.1) und zur Schulter (V3.1) für jeweils zwei Bewegungsrichtungen vorgestellt. Die Diagramme enthalten analog zum Kapitel 5.4.2 die quadratischen Mittelwerte der elektrischen Aktivität EA_{eff} des jeweiligen Muskels, diesmal in Abhängigkeit von der mittleren Winkelgeschwindigkeit ω. Als Streuungsmaß der elektrischen Aktivitäten werden erneut die jeweiligen Standardabweichungen s_{eff} genutzt. Ebenso werden zwei Versuchsreihen mit aufsteigend und absteigend veränderter Geschwindigkeitsvariable gezeigt. Außerdem wurden die Korrelationskoeffizienten r und Bestimmtheitsmaße R^2 der Korrelationsgeraden gleichsam ermittelt - sollten die Messreihen der zwei weiteren Probanden systematisch abweichen, wird dies explizit erwähnt.

Bei der Versuchsreihe zum Zusammenhang zwischen **Geschwindigkeit** und Arbeitsbeanspruchung **im Ellenbogen** (V1.1) zeigt sich im *M. biceps brachii* ein linear steigender Zusammenhang mit vergleichsweise niedrigen Streuungen, einem Korrelationskoeffizienten von $r > 0{,}989$ und einem Bestimmtheitsmaß von $R^2 > 0{,}978$ (Abb. 5.38). Der systematische Unterschied zwischen erstem (V1.1.P1a) und zweitem (V1.1.P1b) Versuchsreihenteil wird als Übungseffekt interpretiert. Zum einen ist dies die erste Versuchsreihe, die mit dem Probanden durchgeführt wurde, zum anderen zeigt sich dieses Verhalten ebenfalls bei den weiteren physiologischen Funktionseinheiten. Die höheren Streuungen in der ersten Versuchsreihe erhärten diese Vermutung. Insgesamt kann – wie bei der Moment-Versuchsreihe – von einem linearen Zusammenhang ausgegangen

werden, d. h. bei steigender Bewegungsgeschwindigkeit steigt ebenfalls die Beanspruchung des *M. biceps brachii*.

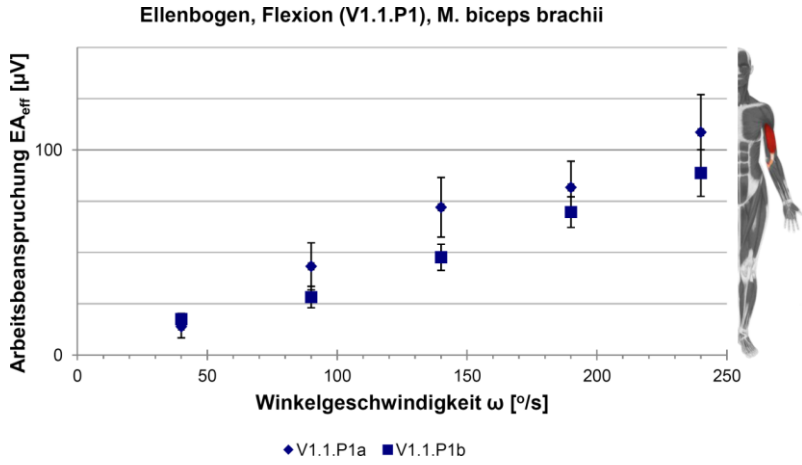


Abb. 5.38: Zusammenhang zwischen Winkelgeschwindigkeit und Arbeitsbeanspruchung an der Funktionseinheit Ellenbogen (V1.1) bei der Flexions-Bewegung

Bei der Extensions-Bewegung zeigt der *M. triceps brachii* bezüglich des Zusammenhangs zwischen Geschwindigkeit und Arbeitsbeanspruchung (V1.1) ebenfalls einen linear steigenden Zusammenhang. Der Korrelationskoeffizient mit $r > 0{,}988$ und das Bestimmtheitsmaß der Regressionsgeraden mit $R^2 > 0{,}977$ weisen auf einen starken Effekt hin.

Der Zusammenhang zwischen **Geschwindigkeit** und Arbeitsbeanspruchung **im Knie** (V2.1) zeigt nun interessanterweise keinen linear steigenden Zusammenhang im *M. semitendinosus* (Abb. 5.39). Die Korrelation fällt mit $r < -0{,}778$ schwach und negativ aus. Das Bestimmtheitsmaß der Regressionsgeraden ist durch die schwache Korrelation hinfällig. Die Streuungen der Messwerte sind wiederum

vergleichsweise gering. Ein Lerneffekt während des ersten Versuchsreihenteils (V2.1.P1a) scheint auch hier beobachtbar. Der ermittelte Zusammenhang zeigt sich ebenfalls für den mit 22% an der Bewegung beteiligten (Kapitel 5.3.1) *M. biceps femoris* und in gleicher Weise für die anderen Probanden. Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass die Arbeitsbeanspruchung im *M. semitendinosus* unabhängig von der Bewegungsgeschwindigkeit ist. Anders gesagt führt eine steigende Winkelgeschwindigkeit, die gleichzeitig die Bewegungsdauer verringert, zu einer konstant bleibenden Arbeitsbeanspruchung.

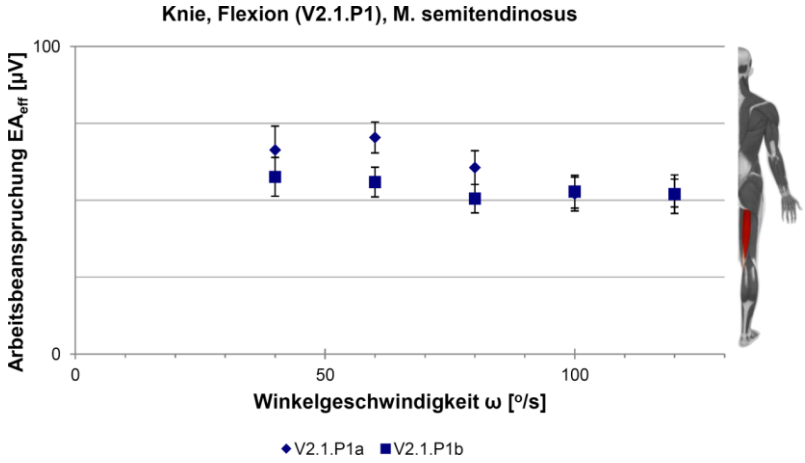


Abb. 5.39: Zusammenhang zwischen Winkelgeschwindigkeit und Arbeitsbeanspruchung an der Funktionseinheit Knie (V2.1) bei der Flexions-Bewegung

Bei der Extensions-Bewegung im Knie zum Zusammenhang zwischen Bewegungsgeschwindigkeit und Arbeitsbeanspruchung (V2.1) zeigt sich im *M. vastus lateralis* ebenfalls kein steigender Zusammenhang. Der Korrelationskoeffizient $|r| > 0{,}370$ bestätigt diese Schlussfolgerung. Ohne weitere Versuche nicht beantwortbar ist die

Erhöhung der Arbeitsbeanspruchungen im zweiten Versuchsreihenteil (V2.1.P1b) gegenüber dem ersten (V2.1.P1a). Der nicht vorhandene Zusammenhang zwischen Bewegungsgeschwindigkeit und Arbeitsbeanspruchung tritt ebenfalls für den *M. vastus medialis* und für alle Probanden in gleicher Weise auf. Die Arbeitsbeanspruchung der *Mm. vastus lateralis* und *vastus medialis* scheinen ebenfalls unabhängig von der Bewegungsgeschwindigkeit zu sein.

Die Messreihe zur **Schulter** zum Zusammenhang zwischen **Geschwindigkeit** und Arbeitsbeanspruchung (V3.1) ist, gleich der Moment-Versuchsreihe V3.2, im Versuchsstand mit etwas ungünstigeren Messbedingungen verbunden. Bei der Anteversions-Bewegung ergibt sich im *M. deltoideus (ant.)* mit einem Korrelationskoeffizient von $|r| > 0{,}237$ kein linear steigender Zusammenhang (Abb. 5.40).

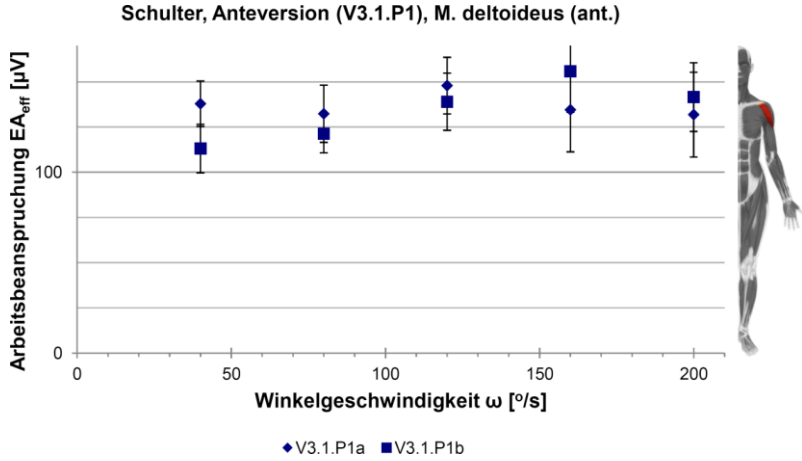


Abb. 5.40: Zusammenhang zwischen Winkelgeschwindigkeit und Arbeitsbeanspruchung an der Funktionseinheit Schulter (V3.1) bei der Anteversions-Bewegung im *M. deltoideus (ant.)*

Die Streuungen sind wie erwartet etwas höher als bei den anderen physiologischen Funktionseinheiten und ein Lerneffekt scheint auch hier aufzutreten. Weitergehende Interpretationen sind auch hier ohne zahlreichere Messungen nicht sinnvoll.

Interessanterweise ergibt dieselbe Messreihe zur Anteversionsbewegung zum Zusammenhang zwischen Geschwindigkeit und Arbeitsbeanspruchung (V3.1) bezüglich des *M. biceps brachii* erneut einen linear steigenden Zusammenhang (Abb. 5.41). Der Korrelationskoeffizient $r > 0{,}875$ und das Bestimmtheitsmaß $R^2 > 0{,}766$ bestätigen diese Vermutung. Die Streuung fällt wie erwartet etwas höher und die Korrelationswerte fallen zugleich etwas niedriger als beispielsweise bei der Ellenbogen-Versuchsreihe (V1.1) aus. Diese Versuchsreihe legt jedoch zum ersten Mal die Vermutung nahe, dass die Existenz eines Zusammenhangs zwischen Bewegungsgeschwindigkeit und Arbeitsbeanspruchung vom Muskel abhängt.

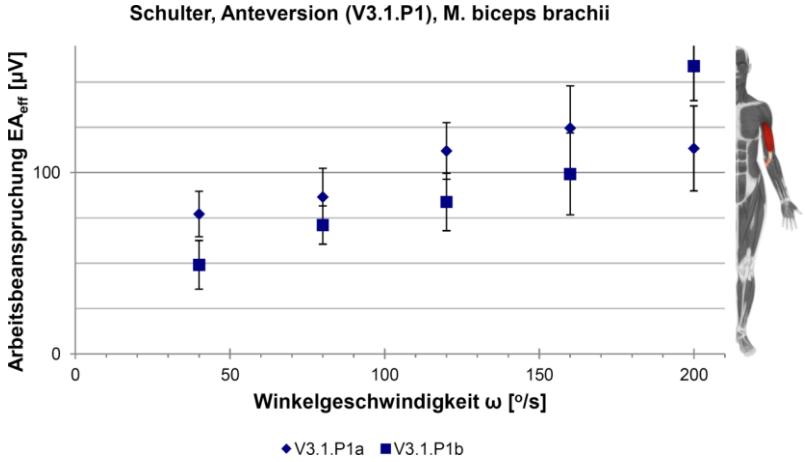


Abb. 5.41: Zusammenhang zwischen Winkelgeschwindigkeit und Arbeitsbeanspruchung an der Funktionseinheit Schulter (V3.1) bei der Anteversions-Bewegung im *M. biceps brachii*

Bei der Retroversionsbewegung zeigt schließlich der Zusammenhang im *M. deltoideus (post.)* zwischen Winkelgeschwindigkeit und Arbeitsbeanspruchung wiederum keinen linearen Zusammenhang (Abb. 5.42). Die Korrelation liegt mit $r > 0{,}431$ in einem niedrigen Bereich. Ob die dennoch vorhandenen Unterschiede der Arbeitsbeanspruchung physiologisch begründet werden können, ist wiederum ohne weitere Messungen nicht vorhersagbar. Die Messwerte des *M. latissimus dorsi* bestätigen die nicht vorhandene Abhängigkeit der Arbeitsbeanspruchung von der Winkelgeschwindigkeit gleichsam.

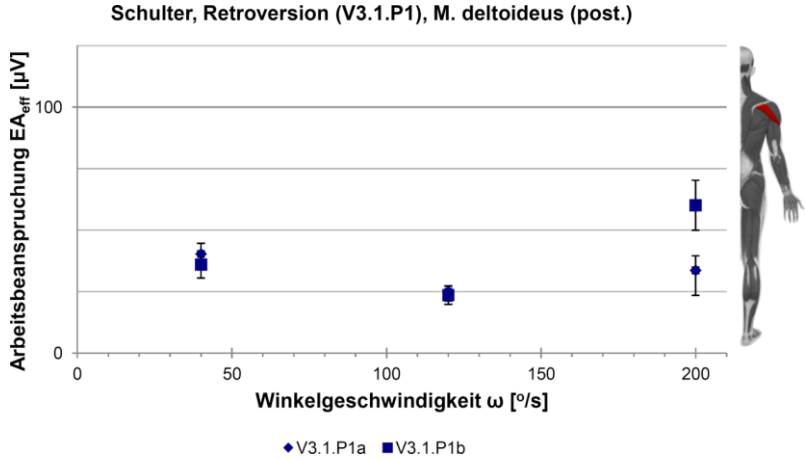


Abb. 5.42: Zusammenhang zwischen Winkelgeschwindigkeit und Arbeitsbeanspruchung an der Funktionseinheit Schulter (V3.1) bei der Retroversions-Bewegung

Es wurde zusätzlich eine Versuchsserie (V3.3) mit einem verlängerten Bewegungsbereich, d. h. mit integrierter **Elevation**, durchgeführt. Diese zeigt bezüglich der in Kapitel 5.4.3 erzielten Ergebnisse keine systematischen Widersprüche. Alle Ergebnisse konnten nach einer Normalisierung bestätigt werden. Darüber hinaus wird für weiterfüh-

rende Untersuchungen vorgeschlagen, mit weiteren Versuchsserien den Einfluss der Elevation zu erforschen.

Für alle Messreihen wurde die maximale Arbeitsbeanspruchung EA_{max} bestimmt, die wiederum ein identisches Verhalten im Vergleich zu den quadratischen Mittelwerten EA_{eff} aufweist. Ebenso wurden die als Integral berechneten Bewegungsaktivitäten BA ermittelt, die sich abermals einer sinnvollen Interpretation entziehen.

Zum Zusammenhang zwischen Bewegungsgeschwindigkeit und Arbeitsbeanspruchung lässt die Versuchsserie die Schlussfolgerung zu, dass die Arbeitsbeanspruchung muskelabhängig von der Winkelgeschwindigkeit beeinflusst wird oder sich kein Zusammenhang zeigt, wie in Abb. 5.43 dargestellt.

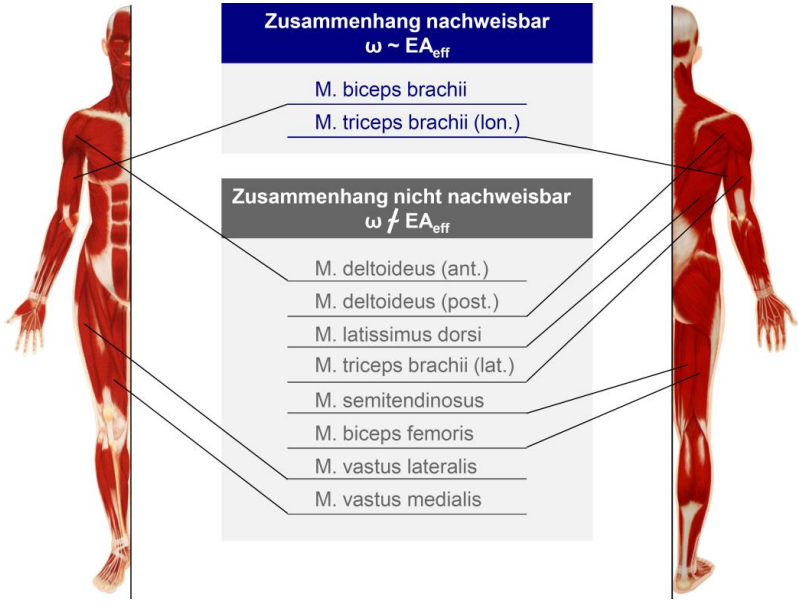


Abb. 5.43: muskelbezogen vorhandene Zusammenhänge zwischen Bewegungsgeschwindigkeit und Arbeitsbeanspruchung

5.4.4 Kinetische und elektromyografische Normalisierung

Die Messergebnisse der Kräfte, Momente und elektrischen Aktivitäten müssen normalisiert werden, um verschiedene Versuche sowie verschiedene Probanden miteinander vergleichen zu können, wie in Kapitel 5.1.4 theoretisch beschrieben ist. Im Folgenden werden die Ergebnisse, die in den beiden vorangegangenen Teilkapiteln als absolute Größen vorgestellt wurden, normalisiert und damit als relative, vergleichbare Größen abgebildet. Es werden dabei sowohl die kinetischen Größen Maximal- und Effektivmoment als auch die elektromyografischen Größen Maximalaktivität und Arbeitsbeanspruchung auf ein Vergleichsnormal bezogen. Die Normalisierung erfolgt dabei zuerst nach dem herkömmlichen und gebräuchlichen MVC/MVE-Verfahren (*maximal voluntary contraction* / *electrical activity*) und anschließend nach dem neu entwickelten NSM-Verfahren (*normalised standard movement*).

MVC/MVE-Normalisierung der Ergebnisse

Bei der Maximalkraftmessung, die am Anfang und am Ende einer Versuchsserie durchgeführt wird, vollzieht der Proband in einer definierten Körperhaltung mit der später in der Versuchsserie untersuchten Muskulatur eine maximale Kontraktion. Die Probanden werden dazu angewiesen, die Muskulatur für drei bis fünf Sekunden so stark wie möglich anzuspannen. Die Messung wird dreimal wiederholt, da Steigerungen der Messwerte auftreten können (Morton et al., 2005). Die nun ermittelbaren maximalen Werte, die mit dem Kraftsensor gemessen und in ein Gelenkmoment umgerechnet werden (MVC – *maximal voluntary contraction*) sowie die maximal auftretenden elektrischen Aktivitäten (MVE – *maximal voluntary electrical activity*) der betrachteten Muskeln sind die Berechnungsgrundlage der Normalisierung. Die Normalisierung der Versuchsergebnisse per Maximalkraftmessung stellt die bekannte und etablierte Variante dar. Der methodische Nachteil besteht darin, dass eine

isometrische Kontraktionsarbeit in einer Winkelposition erfolgt, die mit den in den Versuchsreihen erfolgten Bewegungen nur bedingt vergleichbar ist.

Die **MVC/MVE-normalisierten Ergebnisse** der Versuchsserien zum Zusammenhang zwischen statischem **Momentanteil** und Arbeitsbeanspruchung (V1.2, V2.2, V3.2) sind in Abb. 5.44 dargestellt.

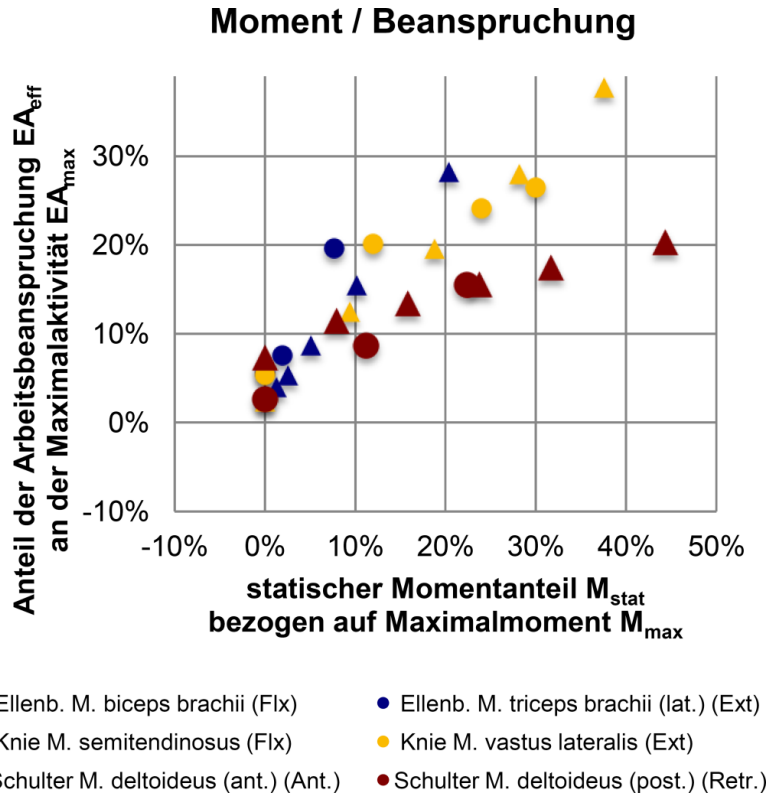


Abb. 5.44: Normalisierung per Maximalkraftmessung – Darstellung der Zusammenhänge zwischen Moment und Beanspruchung

Der statische Momentanteil beträgt zwischen 0% und 44% des Maximalmomentes, die Arbeitsbeanspruchung beträgt zwischen 2% und 38% der Maximalaktivität. Gut erkennbar sind hier abermals die linear steigenden Zusammenhänge bei allen physiologischen Funktionseinheiten und Bewegungsrichtungen.

Die **MVC/MVE-normalisierten Ergebnisse** der Versuchsserien zum Zusammenhang zwischen **Bewegungsgeschwindigkeit** und Arbeitsbeanspruchungen zeigen, dass die mittleren Geschwindigkeiten einen Anteil von 29% bis 171% bezogen auf die Normgeschwindigkeit besitzen. Da es in der praktischen Umsetzung keine Maximalgeschwindigkeit der Bewegungen, insbesondere nicht für unterschiedliche statische Momentanteile, gibt, muss zur Normalisierung der Geschwindigkeit bereits hier die Normgeschwindigkeit genutzt werden. Die Arbeitsbeanspruchung liegt zwischen 1% und 24% der Maximalaktivität. Somit werden abermals die linear steigenden Zusammenhänge bei den *Mm. biceps brachii* und *triceps brachii (lon.)* sowie die nicht vorhandenen Zusammenhänge bei den weiteren Muskeln deutlich.

Ein Nachteil der Normalisierung per Maximalkraftmessung, der in verschiedenen Diskussionen über die Ergebnisse und deren Beurteilung deutlich wurde, ist die schwierige Interpretation der Anteile der Arbeitsbeanspruchung, da die Maximalkraft im Vergleich zu normalen Arbeitssituationen (Dauerleistungsgrenze) recht hoch ist. Was dann jeweils eine Beanspruchung zu beispielsweise 5% oder 11% in der Praxis bedeutet, erschließt sich kaum intuitiv.

NSM-Normalisierung der Ergebnisse

Bei der Normbewegung wird eine kontinuierliche Bewegung der jeweiligen physiologischen Funktionseinheit mit bestimmten, festgelegten Bewegungsvariablen genutzt. Diese Bewegung orientiert sich an einer üblichen Belastung in der Montage und liegt daher bezogen auf die Beanspruchung unter der Maximalbeanspruchung. Die

Normbewegung wird genau wie die Maximalkraftmessung am Anfang und Ende einer Versuchsserie durchgeführt. Dabei wird die kontinuierliche, ohne Pausen durchgeführte Bewegung mit mindestens 20 Wiederholungen vollzogen, um wenigstens 15 in die Auswertung einbeziehbare Bewegungen zu messen. Die Auswertung erfolgt nach der in Kapitel 5.4.1 beschriebenen Vorgehensweise. Die Kennwerte des mittleren Moments (*normalised standard movement contraction* – NSMC) und der mittleren elektrischen Aktivität (*normalised standard movement electrical activity* – NSME) werden für die Normalisierung herangezogen. Diese neuartige Variante der Normalisierung bietet den Vorteil, dass Bewegungen mit Bewegungen normalisiert werden und außerdem die 100%-Werte in praxisrelevanten Bereichen liegen, womit eine Beanspruchung von beispielsweise 200% vergleichsweise verständlich ist.

Bezüglich der **NSMC/NSME-normalisierten Messwerte** der Versuchsserien zum Zusammenhang zwischen statischem **Momentanteil** und Arbeitsbeanspruchung (V1.2, V2.2, V3.2) sind wiederum die linear steigenden Zusammenhänge gut erkennbar. Die Verhältnisse der Messserien zueinander sind im Vergleich zur Maximalkraft-Normalisierung anders verteilt, was am Verhältnis von Normbewegungs-Standardvariablen zu Maximalkraft und Maximalaktivität festgemacht werden kann. Der Vorteil liegt hier, wie oben beschrieben, in der besseren Anschaulichkeit für arbeitswissenschaftliche Zusammenhänge.

Die **NSMC/NSME-normalisierten Messwerte** der Versuchsserien zum Zusammenhang zwischen durchschnittlicher **Bewegungsgeschwindigkeit** und Arbeitsbeanspruchung (V1.1, V2.1, V3.1) sind in Abb. 5.45 aufgeführt. Die Normalisierung der Geschwindigkeit, die bei der Maximalkraft-Normalisierung bereits genutzt wurde, erlangt nun ihre eigentliche Bestimmung im Zusammenhang mit der Arbeitsbeanspruchung, die auf die Normaktivität bezogen wird. Linear steigende Zusammenhänge der *Mm. biceps brachii* und *triceps*

brachii (lon.) sowie nicht vorhandene Abhängigkeiten sind sehr gut erkennbar.

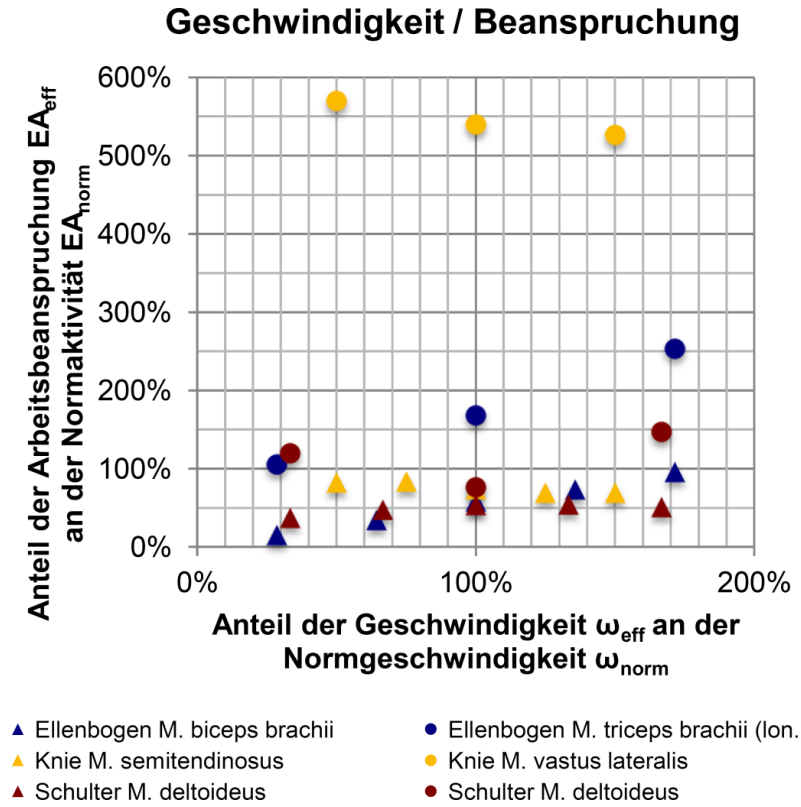


Abb. 5.45: Normalisierung per Normbewegung – Darstellung der Zusammenhänge zwischen Geschwindigkeit und Beanspruchung

Die sehr hohen Werte des *M. vastus lateralis* bei der Messung am Knie (V2.1) begründen sich darin, dass bei der Normbewegung das Moment in Richtung Extension zeigt und somit die für die Extension zuständigen Muskeln sehr wenig beansprucht werden. Was bei den

physiologischen Funktionseinheiten Ellenbogen und Schulter weniger problematisch ist, da in der Regel alle beteiligten Muskeln durch die Normbewegung beansprucht werden, zeigt sich hier als Nachteil.

5.4.5 Vergleich der Normalisierungen per Maximalkraftmessung und Normbewegung

Nachdem nun die normalisierten Ergebnisse der Versuche diskutiert wurden, soll ein statistischer Vergleich der beiden Varianten der Normalisierung angestellt werden. Hier soll sich zeigen, wie die Normalisierung per Normbewegung (*normalised standard movement* – NSM) neben theoretisch-methodischen Vorteilen ebenfalls bezüglich der Streuung zu bewerten ist. Die Auswertung erfolgt in zwei Schritten: zuerst werden die Maximalgelenkmomente der Maximalkraftmessungen und Effektivmomente der Normbewegung in einem kinetischen Vergleich untersucht. Anschließend werden die elektrischen Maximalaktivitäten der Maximalkraftmessungen sowie die Arbeitsbeanspruchungen der Normbewegung in einem elektromyografischen Vergleich betrachtet. Die Berechnung der Größen ist in Kapitel 5.4.1 dargelegt.

Kinetischer Vergleich der Normalisierungen (MVC und NSMC)

Der kinetische Vergleich der Normalisierungen erfolgt anhand der Variationskoeffizienten – Standardabweichung dividiert durch Mittelwert – und bezieht sich auf den Vergleich der Messung am Anfang und am Ende einer Versuchsserie. Sowohl Maximalkraftmessung als auch Normbewegung wurden zu diesen zwei Zeitpunkten durchgeführt und erlauben damit eine Analyse der Streuung. Es werden hierbei jeweils die Werte aller Messungen einer physiologischen Funktionseinheit zusammengefasst. Für die Maximalkraftmessung (*maximal voluntary contraction* – MVC) werden dazu 15 Versuchsserien für V1/Ellenbogen, 16 Versuchsserien für V2/Knie und 19 Versuchsserien für V3/Schulter einbezogen. Die Auswertung der Normbewegung (*normalised standard movement* – NSMC) basiert

auf zehn Versuchsserien für V1, sieben Versuchsserien für V2 und zehn Versuchsserien für V3. Die jeweils ungleiche Anzahl kommt durch unterschiedliche Versuchspläne, die auch während den Messungen noch weiterentwickelt wurden sowie sonst nicht erwähnte, aber hier genutzte Sonderversuche zustande.

Abb. 5.46 zeigt den **kinetischen Vergleich der Variationskoeffizienten** der untersuchten physiologischen Funktionseinheiten. Die Streuungen der Kräfte der Maximalkraftmessungen sind mit 7,0% bis 18,3% vergleichsweise gering und liegen im üblichen Bereich anderer Messungen (siehe Kapitel 5.1.4). Dennoch sind alle Variationskoeffizienten der Normbewegung mit 1,7% bis 7,3% deutlich kleiner als die Vergleichswerte der Maximalkraftmessung. Dies bestätigt die theoretisch-methodischen Vorteile der Normbewegung mit praktischen Streuungswerten.

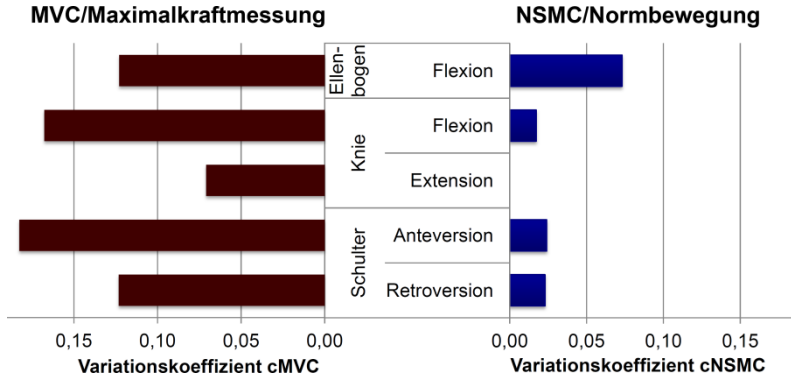


Abb. 5.46: Vergleich der Variationskoeffizienten der Kräfte der Maximalkraftmessungen (links) und Effektivmomente der Normbewegungen (rechts) – eine Normbewegung/Extension am Knie wurde nicht durchgeführt

Elektromyografischer Vergleich der Normalisierungen (MVE und NSME)

Der **elektromyografische Vergleich** der Normalisierungen erfolgt anhand **der Variationskoeffizienten** bezogen auf den Vergleich der elektrischen Aktivitäten der Muskeln bei Maximalkraftmessung und Normbewegung zu Beginn und am Ende einer Versuchsserie (Abb. 5.47). Die Auswertung basiert auf der gleichen Anzahl an Messwerten wie beim kinetischen Vergleich.

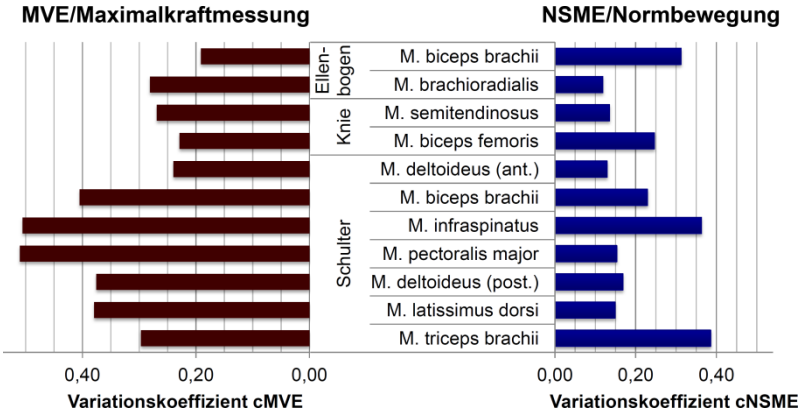


Abb. 5.47: Vergleich der Variationskoeffizienten der elektrischen Aktivitäten der Maximalkraftmessungen und Normbewegungen

Die Variationskoeffizienten der elektrischen Aktivitäten der Maximalkraftmessung liegen mit 19,1% bis 51,0% um einiges höher als diejenigen der Kräfte. Hier ist die Schwierigkeit der Messung von Muskeln mittels Oberflächen-EMG nachzuvollziehen. Auch die Streuungen der elektrischen Aktivitäten der Normbewegungen sind im Vergleich zu den Effektivmomenten größer. Jedoch sind die Variationskoeffizienten der elektrischen Aktivitäten der Normbewegungen mit 11,8% bis 38,6% wiederum kleiner als die Vergleichswer-

te der Maximalkraftmessung. Lediglich die Werte der Variationskoeffizienten der elektrischen Aktivitäten für die *Mm. biceps brachii* (31,2% zu 19,1%), *biceps femoris* (24,6% zu 22,9%) und *triceps brachii* (38,6% zu 34,0%) streuen ähnlich stark beziehungsweise etwas mehr als bei der Maximalkraftmessung.

Zusammenfassend weist die Normbewegung neben den in Kapitel 5.1.4 dargelegten theoretisch-methodischen Vorteilen auch Vorteile bei der Streuung der Messwerte auf. Die Variationskoeffizienten als Maßzahlen dieser Streuung sind für die Normbewegung immer ähnlich groß bis sehr viel kleiner. Wenn es weiterhin gelingt, die Normbewegung mit den am Ende des Kapitels 5.4.4 beschriebenen Ideen weiterzuentwickeln, sollte die Normbewegung zwar nie ausschließlich, aber immer bevorzugt zur Normalisierung von Bewegungsmessungen verwendet werden.

5.4.6 Subjektive Beanspruchung und muskuläre Ermüdung

Die subjektiv durch die Probanden empfundene Beanspruchung stellt neben der objektiven elektromyografischen Messung ein wichtiges Verfahren dar, um die Beanspruchung nicht nur zu bewerten, sondern auch beurteilen zu können. Zur subjektiven Einschätzung wird die Borg-Skala (Borg, 1982) genutzt. Die Borg-Skala nutzt Zahlenwerte zwischen 06 und 20 sowie Adjektive, um eine Beanspruchung bzw. Anstrengung zu klassifizieren (Abb. 5.48). Die Besonderheit der originalen Skala ist, dass der Wert mit zehn multipliziert der Herzfrequenz nahe kommt. Dies ist bei der Anwendung auf nur wenige beanspruchte Muskeln mit Vorsicht zu betrachten. Die schlichte Skala ist auch ohne diese Umrechnung geeignet, um die subjektive Beanspruchung der Probanden festzustellen. Genauere Verfahren, wie z. B. die 50-stufige Skala *CP50* (Shen, Parsons, 1997), haben sich als zu schwierig in der Handhabung für die Probanden herausgestellt, für die Auswertung ist dies demnach die optimale, parallel zu

EMG-Versuchen ermittelbare Genauigkeit bezüglich einer Beurteilung der Bewertungen.

Abb. 5.48: die Borg-Skala zur subjektiven Beanspruchungsbestimmung (nach Borg, 1982)

Eine Ermittlung der subjektiven Beanspruchung wurde im Rahmen dieses Forschungsvorhabens parallel zu den Versuchsserien mit nur einem Probanden einmalig durchgeführt und besitzt daher keinerlei statistische Aussagekraft. Dennoch liefert eine kurze Diskussion der Ergebnisse hilfreiche Hinweise auf die Anwendung dieses Verfahrens. Die Einschätzung wurde für Geschwindigkeits- und Moment-Variablenwerte für die drei physiologischen Funktionseinheiten Ellenbogen, Knie und Schulter durchgeführt (Tabelle 5.11).

Tabelle 5.11: beispielhaft ermittelte Werte der subjektiven Beanspruchung eines Probanden mittels der Borg-Skala

V1 Ellenbogen	V1.1		Geschwind.	40	90	140	190	240	°/s
			normalisiert	29%	64%	100%	136%	171%	
		Borg-Wert	Flexion	8	8	8	8	9	[06…20]
			Extension	8		9		10	[06…20]
	V1.2		Moment	0,00	1,00	2,00	4,00	8,00	16,00	Nm
			normalisiert	0%	50%	100%	200%	400%	800%	
		Borg-Wert	Flexion	6	7	8	12	14	17	[06…20]
			Extension	6		9		14		[06…20]
	1)	Borg-Wert	Flexion	13						[06…20]

Tabelle 5.11 (Fortsetzung): beispielhaft ermittelte Werte der subjektiven Beanspruchung eines Probanden mittels der Borg-Skala

V2 Knie	V2.1		Geschwind.	40	60	80	100	120	°/s
			normalisiert	50%	75%	100%	125%	150%	
		Borg-Wert	Flexion	10	9	9	10	10	[06…20]
			Extension	9	8	8	9	9	[06…20]
	V2.2		Moment	0,00	12,50	25,00	37,50	50,00	62,50	Nm
			normalisiert	0%	50%	100%	150%	200%	250%	
		Borg-Wert	Flexion	6	8	9	14	17		[06…20]
			Extension	6	7	8	13	15	18	[06…20]
	1)	Borg-Wert	Flexion	15						[06…20]
V3 Schulter	V3.1		Geschwind.	40	80	120	160	200	°/s
			normalisiert	33%	67%	100%	133%	167%	
		Borg-Wert	Antev.	10	9	9	10	10	[06…20]
			Retrov.	10	9	9	9	9	[06…20]
	V3.2		Moment	0,00	6,25	12,50	18,75	25,00	35,00	Nm
			normalisiert	0%	50%	100%	150%	200%	280%	
		Borg-Wert	Antev.	6	8	9	12	15	19	[06…20]
			Retrov.	6	7	9	11	14	17	[06…20]
	1)	Borg-Wert	Antev.	16						[06…20]

1) … Normbewegung

Die Daten dieser ersten Erfassung der **subjektiven Beanspruchung** zeigen deutlich, dass eine differenzierte Einschätzung der Beanspruchung während einer Versuchsserie durch Probanden sehr gut möglich ist und praktikable Ergebnisse liefert. Hierbei wird beispielsweise ersichtlich, dass in diesem Beispiel die variierte Geschwindigkeit (V1.1, V2.1, V3.1) keinen Einfluss auf die subjektive Beanspruchung des Probanden hat. Das variierte Moment hingegen zeigt einen ansteigenden Verlauf (V1.2, V2.2, V3.3). In zukünftigen Forschungsvorhaben muss geprüft werden, ob auch dieser Zusammenhang linear steigend ist. Auch die Auseinandersetzung mit der vergleichsweise hohen subjektiven Beanspruchung der Normbewegungen im Vergleich zu den Versuchen muss durch weitere Daten kritisch hinterfragt werden. Es sei nochmals betont, dass die Daten keinerlei statistische Aussagekraft besitzen, sie sollen lediglich einen möglichen Umgang mit der subjektiven Beanspruchung aufzeigen.

Muskuläre Ermüdung

Die Auseinandersetzung mit der muskulären Ermüdung infolge dynamisch-muskulärer Beanspruchung stellt die zweite Möglichkeit dar, die Bewertung der Beanspruchung um eine Beurteilung zu ergänzen. Gelänge es, durch eine Messung eines Anstiegs der elektrischen Aktivität und einer Verringerung des Medians des Frequenzspektrums eine Ermüdung bei wiederholt durchgeführten Bewegungen zu ermitteln (siehe Kapitel 5.1), könnte dies einen wesentlichen Beitrag zu dem in der Arbeit entwickelten Modell leisten. Es könnte dadurch bestimmt werden, wie lang Erholungspausen ausfallen müssen, um dauerhaft eine Beanspruchung zu „ertragen“, was einem Arbeiten unterhalb der Dauerleistungsgrenze gleich käme. Die Messung der muskulären Ermüdung durch dynamisch-muskuläre Beanspruchung stellt damit einen weiteren wichtigen Bestandteil der Laborstudie dar, weil perspektivisch gezeigt werden soll, ob und wie dies geschehen kann.

Um eine Ermüdung zu ermitteln, wurden zu jeder physiologischen Funktionseinheit Versuchsserien durchgeführt. Dabei wurden einige ausgewählte der bereits in den Versuchsserien zur Geschwindigkeit oder zum Moment genutzten Kombinationen von Standardwerten genutzt (Tabelle 5.12). Es ergaben sich aufgrund teilweiser Überschneidungen 42 Versuchsreihen zur muskulären Ermüdung.

Tabelle 5.12: gewählte Werte der Variablen für die Versuchsreihen zur muskulären Ermüdung

	variierte Variable	Proband 1 (m)	Proband 2 (w)	
Ellenbogen	Geschwindigkeit	40; 140; 240	40; 140; 240	°/s
	Moment	0; 2; 8	0; 2; 8	Nm
	Pausendauer	5; 10; 15	5; 10; 15	s
Knie	Geschwindigkeit	40; 80; 120	40; 80; 120	°/s
	Moment	0; 25; 50	0; 9; 18	Nm
	Pausendauer	5; 10; 15	5; 10; 15	s
Schulter	Geschwindigkeit	40; 120; 200	50; 100; 120	°/s
	Moment	0; 12,5; 25	0; 4,5; 9	Nm
	Pausendauer	5; 10; 15	5; 10; 15	s

Zusätzlich wurde die Anzahl der Wiederholungen der Bewegung von 20 bis 25 in den anderen Versuchen auf eine Messung bis zur muskulären Erschöpfung der Probanden, maximal jedoch eine halbe Stunde, erhöht. Ausgehend von bisherigen Erkenntnissen wird nun untersucht, ob sich die elektrische Aktivität bei zunehmender muskulärer Ermüdung wesentlich erhöht und der Median des EMG-

Frequenzspektrums wesentlich verringert. Bei niedrigen Belastungen sollten beide im Rahmen der Streuung konstant bleiben. Die elektrische Aktivität bzw. die Arbeitsbeanspruchung wurde hierbei genauso berechnet wie in den bisherigen Messserien (Berechnung siehe Kapitel 5.4.1). Zur Ermittlung der Medianfrequenz ist eine Fast-Fourier-Transformation (FFT) notwendig, um das Frequenzspektrum zu ermitteln. Dies konnte mittels der Software des Messsystems, *Noraxon MyoResearch XP*, berechnet werden.

Für die 42 Messreihen ergab sich für 10% ein erwarteter Anstieg der elektrischen Aktivität, für 76% eine etwa gleichbleibende und für 14% eine unerwartet fallende Aktivität. Gleichzeitig ist für 5% der Messreihen eine erwartete Verringerung der Medianfrequenz sichtbar, für 90% bleibt die Medianfrequenz etwa gleich und für 5% steigt die Medianfrequenz. Die Veränderung von Amplitude und Frequenzspektrum stehen dabei in keinem erkennbaren Zusammenhang. Obwohl gerade die Messreihen mit den jeweils höchsten Momenten eine Ermüdung hervorrufen sollten und sowohl die subjektive Beanspruchungsbewertung als auch die verbale Beschreibung einer hohen Anstrengung dies vermuten lässt, ist dieser Zusammenhang in den Messwerten der Aktivitäten und Medianfrequenzen nicht nachweisbar.

Eine **Ermüdung** ist auf die durchgeführte Art und Weise mit den Daten der elektromyografischen Messungen **nicht nachweisbar**. Erste Versuche im Anschluss an diese Versuchsserien mit viel kürzeren oder keinen Pausen scheinen auswertbare Daten zu liefern, was darauf hindeutet, dass die ursprünglichen Pausendauern von meist 15 s, teilweise auch 10 s und 5 s, zu lang waren und sich die Muskeln zumindest teilweise wieder erholen konnten. Aufgrund dieser ersten Erkenntnisse sollten weitere über dieses Projekt hinausgehende Versuchsreihen durchgeführt werden, die sich damit auseinandersetzen, dynamisch die Ermüdung zu messen.

5.5 Fazit der Laborstudie

Die Laborstudie zur Evaluierung des Bewertungsmodells hatte zum Ziel, dynamisch-muskuläre Beanspruchungen auf ihre Messbarkeit hin zu untersuchen und den Zusammenhang zwischen Belastungsvariablen und Beanspruchungsgrößen zu analysieren (Forschungsfrage C, Kapitel 2.5).

Die **muskuläre Beanspruchung** konnte bei allen drei untersuchten physiologischen Funktionseinheiten Ellenbogen, Knie und Schulter sehr gut gemessen werden. Für den Zusammenhang zwischen der Belastungshöhe bezüglich dem **Moment** und der **Beanspruchung** zeigen sich bei allen Versuchsserien linear steigende Beziehungen (Abb. 5.49).

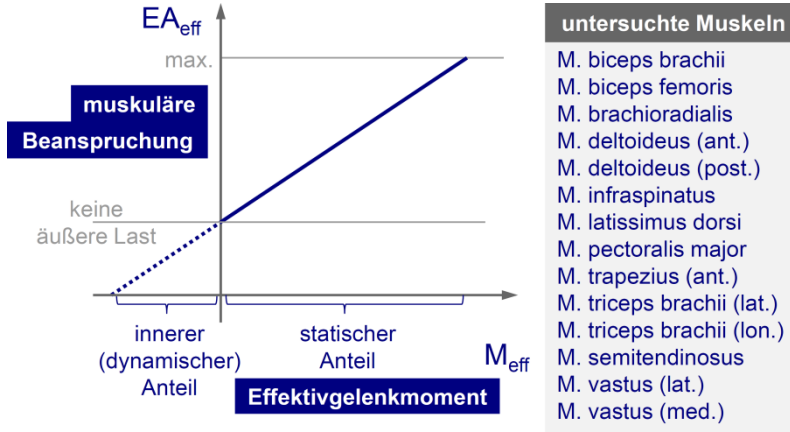


Abb. 5.49: modellhafte Darstellung der Ergebnisse der Laborstudie: Zusammenhang zwischen Effektivgelenkmoment und muskulärer Beanspruchung

Ein gewisser Beanspruchungsanteil entsteht durch die Beschleunigung der bewegten Körperteilmassen. Bezüglich des statischen

Momentanteils, der die äußere, auf den Körper einwirkende Last beschreibt, steigt die muskuläre Beanspruchung linear mit steigendem Effektivmoment.

Für den Zusammenhang zwischen der **Bewegungsgeschwindigkeit** und der **Beanspruchungshöhe** kann mit den vorliegenden Ergebnissen von einer muskelspezifischen Beziehung ausgegangen werden (Abb. 5.50). Dieser Zusammenahng bezieht sich auf den Bereich oberhalb der minimalen Bewegungsgeschwindigkeit, unter der keine saubere Bewegung vollzogen wird, die derart langsam ist, dass (quasi-)statische Bedingungen vorherrschen. Der Bereich erstreckt sich bis zur maximalen Bewegungsgeschwindigkeit, die von Probanden leistbar ist. Für die *Mm. biceps brachii* und *triceps brachii (lon.)* ist ein linearer Zusammenhang vorhanden. Für alle anderen untersuchten Muskeln ist die Beanspruchung in den untersuchten Grenzen unabhängig von der Bewegungsgeschwindigkeit.

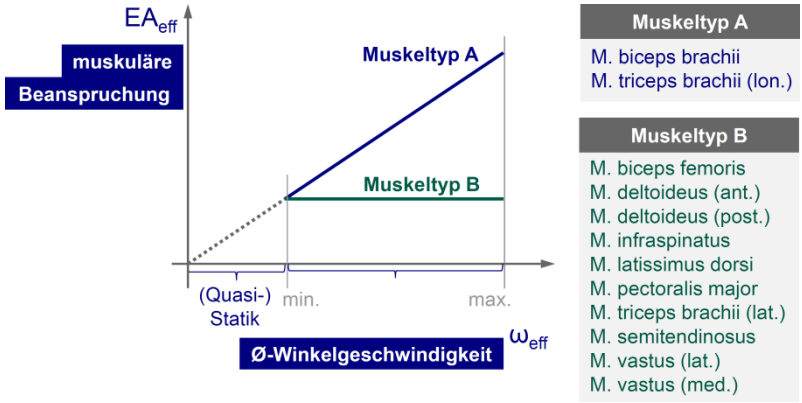


Abb. 5.50: modellhafte Darstellung der Ergebnisse der Laborstudie: Zusammenhang zwischen Durchschnittswinkelgeschwindigkeit und muskulärer Beanspruchung

Sowohl der Versuchsstand als auch das Bewertungsmodell stellten sich als geeignet heraus, die Forschungsfragen zu beantworten. Dynamisch-muskuläre Beanspruchungen konnten gemessen werden und ein Zusammenhang zwischen Belastungsparametern und Arbeitsbeanspruchungen wurde nachgewiesen und bewertet.

Für die **Normalisierung** der Arbeitsbeanspruchungen wird das neue Verfahren der Normbewegung (*normalised standard movement* – NSM) vorgestellt, das gegenüber der bisherigen Methode der Maximalkraftmessung (MVC) nicht nur methodische Vorteile, sondern auch geringere und damit bessere Streuungswerte aufweist. Das Verfahren wird ergänzend für zukünftige Forschungsprojekte empfohlen.

Die **subjektive Beanspruchung**, die durch eine Wertung der Probanden mittels der Borg-Skala bestimmt wurde, ist in der vorgestellten Form sehr gut geeignet, um eine Beurteilung der Arbeitsbeanspruchung vorzunehmen. Hingegen konnten die Messungen zur **Ermüdung** bislang keine nutzbaren Ergebnisse liefern, erste Ansätze, um in zukünftigen Versuchen den Sachverhalt doch messbar zu machen, liegen vor. Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass das entwickelte Bewertungsmodell, der Versuchsaufbau sowie die Versuchsdurchführung geeignet sind, um die beschriebene Ergonomie-Datenbank mit Daten zu füllen.

Ausblick auf weitere Untersuchungen

Um die endgültigen Daten für die Ergonomie-Datenbank zu erhalten, sollen in zukünftigen Forschungsvorhaben folgende Arbeiten weitergeführt werden:

- Untersuchung mit einem größeren Probandenkollektiv,
- Untersuchung gleichzeitig variierter Versuchsparameter und deren Abhängigkeiten,
- Herstellung einer Verbindung mit gesicherten arbeitswissenschaftlichen Erkenntnissen und einer damit einhergehenden Verallgemeinerung der Daten,
- Weiterentwicklung des Versuchsstandes durch Integrierung eines Dämpfers zur Entlastung des zweiten Bewegungsteils der Rückbewegung.

Im Anschluss an das Forschungsvorhaben ist außerdem eine weitere Spezifizierung der Normbewegung notwendig. Die Schwierigkeit ist in diesem Zusammenhang die möglichst einfache Beschreibung der Normbewegung. Bei der hier gewählten Variante der Überwindung eines durch ein Gewicht hervorgerufenen Moments ist dies sehr gut durch die Angabe der Masse des Gewichts umsetzbar. Jedoch wurde der Nachteil der nur in einer Richtung wirkenden Belastung offenbar. Alternativ zu der Masse kommen sämtliche Belastungserzeugungsvarianten in Frage, die ähnlich einer Bremse wirken, z. B. den Reibwert ausnutzende, mechanische Bremsen, elektromagnetische oder pneumatisch / hydraulische Bremsen. Im Fokus der Überlegungen steht die Nutzung des Rotationsträgheitsmoments durch Anbringung eines Schwungrades. Dies muss in der ersten Bewegungsrichtung beschleunigt, abgebremst und in der zweiten Bewegungsrichtung ebenfalls beschleunigt und abgebremst werden. Eine Steuerung ist nicht notwendig und eine Beschreibung durch die Höhe des Rotationsträgheitsmoments scheint realisierbar. Erste Vorversuche bestätigen das positive Potenzial dieses Ansatzes, bis zur end-

gültigen Bewertung sind aber noch einige Forschungsschritte notwendig.

Darüber hinaus existieren weitere Untersuchungsgegenstände, die aus den Erkenntnissen des Forschungsprojektes entstanden und stärker in das Betrachtungsfeld rücken:

- Ermitteln von Standardwerten für die Standardvariablen,
- weitergehende Untersuchung der Ermüdung,
- Erforschung des Einflusses des Alters in Zusammenarbeit mit der Chemnitzer Altersdatenbank (Keil, Spanner-Ulmer, 2010),
- Untersuchung maximaler und optimaler Bewegungsbereiche verschiedener Gelenke.

Diesen und weiteren Fragen soll momentan und in Zukunft mit weiteren Forschungsprojekten nachgegangen werden.

6 Zusammenfassung und Ausblick

Das Ziel dieser Arbeit ist die Untersuchung digitaler Menschmodelle und darauf aufbauend die Entwicklung eines neuartigen Bewertungsmodells dynamisch-muskulärer Beanspruchungen. Methodische Analysen und eine empirische Studie zu digitalen Menschmodellen bildeten die Grundlage und Rechtfertigung für dieses Vorhaben. Die Entwicklung des Modells wurde zunächst theoretisch und anschließend in einer Laborstudie vorgenommen.

Digitale Menschmodelle werden in CAD-Systemen in der Konstruktion und in der Digitalen Fabrik in der Planung zur ergonomischen Analyse und Gestaltung eingesetzt. Hierbei unterstützen die in der Arbeit vorgestellten Schritte der Analysemethodik virtueller Ergonomie und die in einem Funktionsschema systematisierten Elemente den Bearbeitungsprozess. Der Einsatz digitaler Menschmodelle erfolgt bei OEM immer selbstverständlicher, bei Zulieferern und insbesondere bei kleinen und mittleren Unternehmen jedoch noch immer zögerlich. Die Hauptgründe dafür wurden in einer empirischen Studie erörtert (Kapitel 3). Mit deren Ergebnissen konnte die Forschungsfrage A der Arbeit zur Art und Weise des Praxiseinsatzes digitaler Menschmodelle beantwortet werden. Hierzu wurde, basierend auf einer vorbereitenden Expertenbefragung, ein teilstandardisierter Fragebogen erstellt, der anschließend von 59 deutschen Anwendern digitaler Menschmodelle ausgefüllt wurde. Die wesentlichen Erkenntnisse zeigen die zeitaufwändige Dateneingabe von Körperhaltungen und Bewegungen sowie die in Anzahl und Aussagekraft verbesserungsfähigen Ergonomieverfahren als Hauptziele zukünftiger Forschungsarbeiten. Die Dateneingabe stellt sich, abgesehen von einigen softwareergonomischen Fragestellungen, als informationstechnisches Problem dar. Entwicklungen neuartiger Ergonomieverfahren hingegen bilden ein hochspannendes arbeitswissenschaftliches Forschungsgebiet, das in der vorliegenden Arbeit

betrachtet wurde. Das Ziel der Arbeit ist daher die Untersuchung dynamischer Vorgänge humanbezogener Arbeitsprozesse. Hierbei wurde auf einer Ebene einzelner Elementarbewegungen ein Zusammenhang zwischen Belastungen, die aus dem Arbeitsprozess entstehen, und daraus folgenden Beanspruchungen von Probanden untersucht und dazu ein Bewertungsmodell entwickelt.

Die Ausgangsbasis des neu entwickelten Bewertungsmodells sind die Systeme arbeitswissenschaftlicher digitaler Menschmodelle und deren vorhandene, potenziell nutzbare Daten. Anders als bei bisherigen Papier-und-Bleistift-Methoden besteht die Möglichkeit, eine viel umfangreichere Datenbasis aus anthropometrischen Daten, Gelenkwinkeln, Bewegungen und Kräfteverhältnissen zu nutzen. In Verbindung mit der hohen Rechenkapazität aktueller Computerarchitekturen ergibt sich die Möglichkeit, insbesondere Bewegungen eines Menschmodells detailliert zu analysieren und zu bewerten. Um die Forschungsfrage B der Arbeit nach einer Modellbildung zur Bewertung muskulär-dynamischer Beanspruchungen zu beantworten (Kapitel 4), wurde ein Forschungsansatz genutzt, der auf den Elementen der Verrichtungssystematik und auf den physiologischen Funktionseinheiten basiert. Mittels der Verrichtungen werden Arbeitsvorgänge in mehrere Ebenen von Prozessbausteinen bis hin zu Elementarbewegungen gegliedert. Diese sind auf physiologische Funktionseinheiten bezogen – eine Zusammenfassung mehrerer Muskeln und eines Gelenks oder mehrerer Gelenke zu einer beanspruchungsbezogenen funktionellen Einheit. Das eigentliche Bewertungsmodell beschreibt den Zusammenhang zwischen mit digitalen Menschmodellen ermittelbaren Belastungsparametern, in der Laborstudie veränderten Bewegungsvariablen und anschließend bewerteten Arbeitsbeanspruchungen. Eine zukünftige Beurteilung der Beanspruchungswerte ermöglicht die rückschließende Einschätzung der Belastungen und damit den Aufbau und die Implementierung einer Ergonomie-Datenbank.

In der Laborstudie wurden einzelne Elementarbewegungen unter veränderten Belastungsvariablen analysiert. Das Ziel dieser Studie betrifft die Forschungsfrage C dieser Arbeit und untersucht die Messbarkeit dynamisch-muskulärer Beanspruchungen sowie den Zusammenhang zwischen Belastungsvariablen und Beanspruchungsgrößen. Die angestrebte Granularität der Analyse physiologischer Funktionseinheiten wurde durch den Einsatz des Elektromyografie-Verfahrens ermöglicht. Dieses misst mittels auf der Haut angebrachter Klebeelektroden die elektrische Aktivität von Muskeln, was als Indikator für Beanspruchungen genutzt wird. Da der Forschungsansatz auf der örtlichen und zeitlichen Zerlegung von Bewegungen aufbaut, wurden eine Laborstudie sowie ein Laborversuchsstand dementsprechend konzipiert (Kapitel 5). Der Versuchsstand ermöglicht eine weitestgehende Standardisierung von Bewegungen sowie die Variation der zu untersuchenden Variablen. Die mit verschiedenen Vorversuchen entworfene Studie betrachtet im Kern den Zusammenhang zwischen den Belastungskomponenten Bewegungsgeschwindigkeit bzw. -widerstand und der Beanspruchungsreaktion der Probanden. Hinsichtlich des statischen Momentanteils als Kennzahl des Bewegungswiderstandes kann für alle untersuchten Muskeln der physiologischen Funktionseinheiten Ellenbogen, Knie und Schulter ein linearer Zusammenhang zur Arbeitsbeanspruchung konstatiert werden: Bei steigender momentbasierter Belastung steigt die Beanspruchung im gleichen Verhältnis. Hinsichtlich der mittleren Winkelgeschwindigkeit zeigten sich muskelbezogen zwei charakteristische Ergebnisse: Steigt die geschwindigkeitsbasierte Belastung, so steigt die Beanspruchung in den Muskeln des ersten Muskeltyps. Muskeln des zweiten Muskeltyps zeigten keine Abhängigkeit der Beanspruchung von der Bewegungsgeschwindigkeit. Die weiterhin entwickelte neuartige, da bewegungsorientierte, Normbewegung – auch *normalised standard movement* (NSM) – wird für zukünftige Untersuchungen empfohlen und bietet wesentliche theore-

tische sowie statistische Vorteile gegenüber bisher eingesetzten Methoden.

Die Arbeit zur Entwicklung eines Bewertungsmodells dynamisch-muskulärer Beanspruchungen für digitale Menschmodelle hat Ergebnisse erbracht, die zur Realisierung einer derartigen Ergonomiemethode notwendig sind. Sowohl methodisch-theoretisch als auch in einer ersten Evaluierung konnten die Erkenntnisse analysiert und validiert werden. Mit weiteren, in dieser Arbeit diskutierten Forschungsschritten ist es möglich, dieses Modell bis zum Ergonomieverfahren und dessen Implementierung als Datenbank auszubauen.

Ausblick

In zukünftigen Forschungsvorhaben können die Weiterentwicklung existierender sowie die Entwicklung neuer Ergonomieverfahren einen Beitrag leisten, menschluche Arbeit ergonomisch zu gestalten. Durch das in dem vorgestellten Forschungsvorhaben entwickelte Modell zur Bewertung dynamisch-muskulärer Beanspruchungen wird ein Schritt in diese Richtung vollzogen. Darüber hinaus ist es notwendig, durch die interdisziplinäre Verzahnung der Entwicklung digitaler Menschmodelle bzw. der Systeme der virtuellen Ergonomie mit den Erkenntnissen arbeitswissenschaftlicher, arbeitsmedizinischer sowie arbeitsorganisatorischer Forschung, eine neue Qualität in der Simulation von Arbeitsprozessen zu erreichen. In dem Komplex dynamischer Belastungen existieren weitere ungelöste Fragen, die sich durch überarbeitete Produktionsprozesse auch zukünftig entwickeln. Je detaillierter die Systeme hierbei eine Analyse erlauben, umso genauer kann auf die Anforderungen der Menschen in Arbeitsprozessen eingegangen werden und je mehr Ergonomieverfahren zur Verfügung stehen, desto breiter ist die Bewertungsgrundlage für Konstrukteure und Planer in der Praxis.

Quellenverzeichnis

3Dconnexion. (2011). *SpaceExplorer. SpaceNavigator.* Zugriff am 19.09.2011: http://www.3dconnexion.com/products/spaceexplorer.html.

Adler, M.; Herrmann, H.-J.; Koldehoff, M.; Meuser, V.; Scheuer, S.; Müller-Arnecke, H.; Windel, A.; Bleyer, T. (2010). Ergonomiekompendium. Anwendung Ergonomischer Regeln und Prüfung der Gebrauchstauglichkeit von Produkten. BAuA Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin. ISBN 978-3-88261-118-2.

Alexander, Thomas. (2010). *Funktionale Analyse und Modellierung der zielgerichteten Armbewegung.* Zeitschrift für Arbeitswissenschaft, 02/2010, S. 77-87. Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e. V. ISSN 0340-2444.

Alware (2009). *ALware 3D Lighting.* Alware, Braunschweig. Zugriff am 15.05.2009, http://www.alware.com/index.php?CATID=150&SUBCATID=151.

Biopac. (2008). *HEAD-MOUNTED DISPLAY - HIGH RES - HMD2.* Biopac Systems, Inc. Zugriff am 09.10.2008: http://www.biopac.com/head-mounted-display-high-res.

BMAS – Bundesministerium für Arbeit und Soziales. (2009). *Sicherheit und Gesundheit bei der Arbeit.* Bericht der Bundesregierung.

Bohley, Peter. (1996). *Statistik: einführendes Lehrbuch für Wirtschafts- und Sozialwissenschaftler.* München: Ouldenbourg Verlag GmbH. ISBN 3-486-23497-8.

Bokranz, Rainer; Landau, Kurt. (2006). *Produktivitätsmanagement von Arbeitssystemen: MTM-Handbuch.* Schäffer-Poeschel. ISBN 978-3791021331.

Bongwald, Olaf; Luttmann, Alwin; Laurig, Wolfgang. (1995). *Leitfaden für die Beurteilung von Hebe- und Tragetätigkeiten.* Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften HVBG.

Borg, Gunnar A. V. (1982). *Psychophysical bases of perceived exertion.* Medicine and Science in Sports and Exercise, Vol. 14, Nr. 5, S. 377-381.

Braun, Frank. (2011). *Die fünf Figurtypen.* Ratgeber & Hilfe – Das Ratgeber- und Hilfeportal. Zugriff am 05.09.2011: http://www.ratgeber-und-hilfe.de/figurtypen-uebersicht/.

Bubb, Heiner; Fritzsche, Florian (2009). *A Scientific Perspective of Digital Human Models: Past, Present, and Future.* In: Duffy, Vincent G. (Hrsg.): Handbook of Digital Human Modeling. Research for Applied Ergonomics and Human Factors Engineering. S. 3-1 - 3-30 Boca Raton (FL/USA): CRC Press, Taylor & Francis Group. ISBN 978-0-8058-5646-0.

Bullinger, Hans-Jörg (1994). *Ergonomie.* Produkt- und Arbeitsplatzgestaltung. Stuttgart: Teubner. ISBN 3-519-06366-2.

Caffier, G.; Steinberg, U.; Liebers, F. (1999). *Praxisorientiertes Methodeninventar zur Belastungs- und Beanspruchungsbeurteilung im Zusammenhang mit arbeitsbedingten Muskel-Skelett-Erkrankungen.* Forschungsbericht Fb 850, Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin BAuA, Dortmund.

CIMdata. (2008). *PLM Market Growth in 2007 A First Look in 2008 - Exceeding Expectations.* White Paper. Ann Arbor, Michigan: CIMdata, Inc.

Colombo, R.; Mazzini, L.; Mora, G.; Parenzan, R.;Creola, G.;Pirali, I.; Minuco, G. (2000). *Measurement of isometric muscle strength: a reproducibility study of maximal voluntary contraction in normal subjects and amyotrophic lateral sclerosis patients.* Medical Engineering & Physics, Nr. 22/2000, S. 167–174. IPEM. Elsevier Science Ltd.

CyberGlove. (2011). *CyberGlove III.* Zugriff am 19.09.2011: http://www.cyberglovesystems.com/products/cyberglove-III/overview.

Dankaerts, Wim; O'Sullivan, Peter B.; Burnett, Angus F.; Straker, Leon M.; Danneels, Lieven A. (2004). *Reliability of EMG measurements for trunk muscles during maximal and sub-maximal voluntary isometric contractions in healthy controls and CLBP patients.* Journal of Electromyography and Kinesiology, Nr. 14/2004, S. 333–342. Elsevier Ltd.

Dassault Systemes. (2004). *Human Builder 2 (HBR).* Product Synthesis. Catia V5R18.

Dassault Systemes. (2005). *Human Posture Analysis.* User's Guide. Version 5 Release 16.

Diekmann, Andreas. (2004). *Empirische Sozialforschung.* Reinbek: Rowohlt-Verlag. ISBN 3-499-55551-4.

Dietrich, Lothar. (1979). *Entwicklung eines anwendungsnahen Konzeptes über die Arbeitsbeanspruchung als Kriterium der Arbeitsgestaltung.* Dissertation, Fachbereich Konstruktion und Fertigung, Technische Universität Berlin.

DIN 33402-1. (2008). *Ergonomie – Körpermaße des Menschen – Teil 1: Begriffe, Messverfahren.* DIN Deutsches Institut für Normung e. V. Berlin: Beuth Verlag.

DIN 33402-2. (2005). *Ergonomie – Körpermaße des Menschen – Teil 2: Werte.* DIN Deutsches Institut für Normung e. V. Berlin: Beuth Verlag.

DIN 33402-2-B1. (1984). *Körpermaße des Menschen – Werte – Beiblatt 1: Anwendung der Körpermaße in der Praxis.* DIN Deutsches Institut für Normung e. V. Berlin: Beuth Verlag.

DIN 33408-1. (2008). *Körperumrissschablonen – Teil 1: Für Sitzplätze.* Normenausschuss Ergonomie (NAErg) im DIN; Normenausschuss Automobiltechnik (NAAutomobil) im DIN, DIN Deutsches Institut für Normung e.V., Berlin: Beuth Verlag GmbH.

DIN EN 1005-4. (2005). *Sicherheit von Maschinen – Menschliche körperliche Leistung –Teil 4: Bewertung von Körperhaltungen und Bewegungen bei der Arbeit an Maschinen.* Normenausschuss Ergonomie (FNErg) im DIN, DIN Deutsches Institut für Normung e.V., Berlin: Beuth Verlag GmbH.

DIN EN ISO 6385. (2004). *Grundsätze der Ergonomie für die Gestaltung von Arbeitssystemen.* DIN Deutsches Institut für Normung e. V. Berlin: Beuth Verlag.

DIN EN ISO 7250. (1997). *Wesentliche Maße des menschlichen Körpers für die technischen Gestaltung.* DIN Deutsches Institut für Normung e. V. Berlin: Beuth Verlag.

DIN EN ISO 9241-110. (2006). *Ergonomie der Mensch-System-Interaktion – Teil 110: Grundsätze der Dialoggestaltung.* DIN Deutsches Institut für Normung e. V. Berlin: Beuth Verlag.

DIN EN ISO 13407. (2000). *Benutzerorientierte Gestaltung interaktiver Systeme.* DIN Deutsches Institut für Normung e. V. Berlin: Beuth Verlag.

Dial GmbH (2009). *DIALux – light. building. software.* Dial GmbH, Lüdenscheid. Zugriff am 15.05.2009, http://www.dial.de/CMS/German/Articles/DIAL/DIAL.html?ID=1.

Duffy, Vincent G. (2009): *Handbook of Digital Human Modeling.* Research for Applied Ergonomics and Human Factors Engineering. S. 3-1 - 3-30 Boca Raton (FL/USA): CRC Press, Taylor & Francis Group. ISBN 978-0-8058-5646-0, ISBN 0-8058-5646-3.

Einsiedler, Kerstin; Borch Hannes; Rieger Monika A. (2011*). Arbeitsmedizinisch ausgerichtete Normierungsverfahren von Oberflächen-EMG – Ergebnisse eines Literaturreviews.* In: Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e. V. (Hrsg.). Mensch, Technik, Organisation - Vernetzung im PEHP, Bericht zum 57. Arbeitswissenschaftlichen Kongress, S. 331 - 334. Dortmund: GfA-Press. ISBN 978-3-936804-10-2.

Elektrobit (2008). *EB GUIDE: Intelligentes HMI-Design mit System.* Zugriff am 15.05.2009, http://www.elektrobit.com/index.php?id=920&lang_id=6.

Glitsch, Ulrich; Ottersbach, Hans-Jürgen; Ellegast, Rolf; Heermanns, Ingo; Feldges, Wolfgang; Schaub, Karlheinz; Berg, Knut; Winter, Gabriele; Sawatzki, Kirsten; Voß, Jürgen; Göllner, Rainer; Jäger, Matthias; Franz, Gerhard. (2004). *Untersuchung der Belastung von Flugbegleiterinnen und Flugbegleitern beim Schieben und Zeihen von Trolleys in Flugzeugen.* Berufsgenossenschaft für Fahrzeughaltungen BGF, Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften HVBG, Berufsgenossenschaftliches Institut für Arbeitsschutz BIA. ISBN 3-88383-670-2.

Gottlob, Axel. (2009). *Differenziertes Krafttraining mit Schwerpunkt Wirbelsäule.* München: Elsevier GmbH / Urban Fischer Verlag. ISBN 978-3-437-47052-3.

Green, Rush F. (2000). *A Generic Process for Human Model Analysis.* Digital Human Modeling for Design and Engineering Conference and Exposition. Paper 2000-01-2167. Warrendale, Pa. (USA): Society of Automotive Engineers (SAE). ISSN: 0148-7191.

Haption. (2011). *HAPTION presents the Virtuose™ Family.* Zugriff am 19.09.2011: http://www.haption.com/site/eng/html/materiel.php?item=0.

Hart, Sandra G. (2006). *NASA-Task Load Index (NASA-TLX): 20 years later.* Human Factors & Ergonomics Society Annual Meeting Proceedings, No. 50(9): 904. ISSN 1071-1813.

Hentschel, Christian; Mühlstedt, Jens; Spanner-Ulmer, Birgit (2011). *Ergonomic evaluation of dynamic muscular strains for the simulation in digital human models.* Annual Conference of the Institute of Ergonomics & Human Factors, Lincolnshire (GB).

Hoehne-Hückstädt, Ulrike; Herda, Christian; Ellegast, Rolf; Hermanns, Ingo; Hamburger, Rene; Ditchen, Dirk. (2007). *Muskel-Skelett-Erkrankungen der oberen Extremität und berufliche Tätigkeit.* Entwicklung eines Systems zur Erfassung und arbeitswissenschaftlichen Bewertung von komplexen Bewegungen der oberen Extremität bei beruflichen Tätigkeiten. BGIA-Report 2/2007. Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften HVBG. ISBN 987-3-88383-722-9.

Hoffmann, Marion. (2001). *Koordination und Ermüdung.* Dissertation, Univ. der Bundeswehr München. Herbert Utz Verlag GmbH. ISBN 3-89675-879-9.

Human Solutions. (2004). *RAMSIS – Nutzen und Vorteile.* Kaiserslautern: Human Solutions GmbH.

Human Solutions. (2005). *RAMSIS. Bewegung beginnt im Inneren.* Das intelligente Menschmodell für die Fahrzeugindustrie. Kaiserslautern: Human Solutions GmbH.

Inition. (2011). *Essential Reality P5 Glove.* Zugriff am 19.09.2011: http://inition.co.uk/3D-Technologies/essential-reality-p5-glove.

IOA – Institut für Organisation und Arbeitsgestaltung (2009). *design&motion.* Zugriff am 18.05.2009, http://www.ioa-online.at/projekte/design-and-motion/ziele-zielgruppen.php.

Jürgens, H. W.; Matzdorff, I.; Windberg, J. (1998). *Internationale anthropometrische Daten als Voraussetzung für die Gestaltung von Arbeitsplätzen und Maschinen.* Arbeitswissenschaftliche Erkenntnisse Nr. 108. Dortmund: Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin. ISSN 0720-1699.

Keil, M.; Spanner-Ulmer, B. (2010). *Konzeption eines Tätigkeitsanalyse- und Screening-Verfahrens zur Identifikation alterskritischer Handlungsfelder auf Basis des "Chemnitzer Altersmodells".* Neue Arbeits- und Lebenswelten gestalten, Tagungsband 56. Kongress der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft. 24. März 2010 - 26. März 2010, Darmstadt, S. 839-843.

Klar, John; Acula, Jack S.; Aber, Jens. (2005). *Als der arbeitswissenschaftliche Fortschritt fort schritt.* White Paper. Zynis: Verlag Wissen.macht.Arbeit.

Konrad, Peter. (2005). *EMG-Fibel.* Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyografie. Köln: Velamed Medizintechnik GmbH.

Korhonen, R. K.; Vain, A.; Vanninen, E.; Viir, R.; Jurvelin, J. S. (2005). Can mechanical myotonometry or electromyography be used for the prediction of intramuscular pressure? Physiol. Meas., No. 26 (2005), S. 951–963. IOP Publishing Ltd.

Kretschmer, Ernst. (1921). *Körperbau und Charakter.* Untersuchungen zum Konstitutionsproblem und zur Lehre von den Temperamenten. Berlin: Springer.

Kroemer, K. H. E.; Marras, William S. (1980). *Towards an Objective Assessment of the “Maximal Volountary Contraction” Component in Routine Muscle Strength Measurements.* European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, Nr. 45, S. 1-9. Springer-Verlag.

Kroemer, Karl H. E.; Snook, Stover H.; Sheridan, Thomas B. (1988). *Ergonomic Models of Anthropometry, Human Biomechanics, and Operator Equipment Interfaces.* Proceedings of a Workshop. National Research Council, Washington, DC, USA. Washington, D.C.: National Academy Press.

Kühn, Wolfgang (2006). *Digitale Fabrik.* Fabriksimulation für Produktionsplaner. München, Wien: Carl Hanser Verlag. ISBN: 978-3-446-40619-3.

LaFiandra, Michael. (2009). *Methods, Models, and Technology for Lifting Biomechanics.* In: In: Duffy, Vincent G. (Hrsg.): Handbook of Digital Human Modeling. Research for Applied Ergonomics and Human Factors Engineering. S. 8-1 – 8-18. Boca Raton (FL/USA): CRC Press, Taylor & Francis Group. ISBN 978-0-8058-5646-0.

Lämkull, Dan; Hanson, Lars; Örtengren, Roland. (2009). *A comparative study of digital human modelling simulation results and their outcomes in reality: A case study within manual assembly of automobiles.* International Journal of Industrial Ergonomics 39 (2009) 428–441 and Exposition. Paper 2000-01-2167. Warrendale, Pa. (USA): Society of Automotive Engineers (SAE). ISSN: 0148-7191.

Lanz, T.; Lang, J.; Wachsmut, W. (1972). *Praktische Anatomie.* 7 Bände. Berlin: Springer. ISBN: 978-3540405726.

Leidholdt, Wolfgang; Fischer, Hans; Mühlstedt, Jens. (2010). *Simulation der menschlichen Arbeit.* In: Müller, Egon; Spanner-Ulmer, Birgit (Hrsg.): 4. Symposium Wissenschaft und Praxis & 8. Fachtagung Vernetzt planen und produzieren (VPP2010), S. 71 - 83. Chemnitz: Wissenschaftliche Schriftenreihe des Instituts für Betriebswissenschaften und Fabriksysteme.

Li, Zhizhong (2008). *Digital Human Modeling Packages: DHM Software, Santos.* In: Duffy, Vincent G. (Hrsg.): Handbook of Digital Human Modeling. Research for Applied Ergonomics and Human Factors Engineering. S. 54-15. CRC Press, Taylor & Francis Group. ISBN: 0805856463, ISBN: 978-0-8058-5646-0.

Lippoth, Karl Ulrich; Schweres, Manfred. (2011). *Editorial: Interdisziplinarität im Widerstreit von Arbeitswissenschaft und Wirtschaftswissenschaften.* Zeitschrift für Arbeitswissenschaft 1/2011, S. 1-3. Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e. V. Stuttgart: Ergonomia Verlag. ISSN 0340-2444.

Logitech. (2011). *Logitech Wireless Combo MK520.* Zugriff am 19.09.2011: http://www.logitech.com/de-de/keyboards/keyboard-mice-combos/devices/7305.

Löhr, Reiner W. (1976). *Ergonomie: Grundlagen der Wechselbeziehungen zwischen Mensch, Technik und Umwelt.* Würzburg: Vogel-Verlag. ISBN 3-8023-0098-X.

Luczak, H.; Volpert, W. (1987). *Arbeitswissenschaft.* Kerndefinition – Gegenstandskatalog – Forschungsgebiete. Eschborn: RKW-Verlag.

Matthäus, Wolf-Gert; Schulze, Jörg. (2008). *Statistik mit Excel.* Beschreibende Statistik für jedermann. Wiesbaden: B.G. Teubner Verlag. ISBN 978-3-8351-0159-3.

Mechdyne. (2008). *2D and 3D Walls.* Zugriff am 09.10.2008: http://www.mechdyne.com/2d-and-3d-walls.aspx.

Microsoft. (2011). *Kinect für Xbox 360.* Zugriff am 26.09.2011: http://www.xbox.com/de-DE/Kinect.

Mohr, Richard. (2008). *Statistik für Ingenieure und Naturwissenschaftler.* Grundlagen und Anwendungen statistischer Verfahren. Renningen: expert Verlag. ISBN 978-3-8169-2762-4.

Morton, James P.; Atkinson, Greg; MacLaren, Donald PM.; Cable, Nigel T.; Gilbert, Gareth; Broome, Caroline; McArdle, Anne; Drust, Barry. (2005). *Reliability of maximal muscle force and voluntary activation as markers of exercise-induced muscle damage.* European Journal of Applied Physiology, Nr. 94/2005, S. 541-548. Springer-Verlag.

MTM-Software (2009). *TiCon®-Modul MTMergonomics®.* Deutsche MTM-Vereinigung e.V. Zugriff am 15.05.2009, https://www.dmtm.com/produkte/software/ticon_modul_ergo.php.

Mühlstedt, Jens; Grundmann, Isabell; Conrad, Marco; Spanner-Ulmer, Birgit. (2012). *Normalized standard movement (NSM) - neu entwickeltes Normalisierungsverfahren für EMG-Messungen von Bewegungen.* GfA-Frühjahrskongress, 22.-24.02.2012, Kassel. [eingereicht, angenommen]

Mühlstedt, Jens; Hentschel, Christian; Bartel, Doreen; Grundmann, Isabell; Spanner-Ulmer, Birgit. (2011). *Bewertungsmodell muskulärer dynamischer Beanspruchungen.* In: Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e. V. (Hrsg.). Mensch, Technik, Organisation - Vernetzung im Produktentstehungs- und -herstellungsprozess. Bericht zum 57. Arbeitswissenschaftlichen Kongress, S. 593 - 596. Dortmund: GfA-Press. ISBN 978-3-936804-10-2.

Mühlstedt, Jens; Kaußler, Hans; Spanner-Ulmer, Birgit. (2008). *Programme in Menschengestalt: Digitale Menschmodelle für CAx- und PLM-Systeme.* Zeitschrift für Arbeitswissenschaft, 02/2008, S. 79-86. Stuttgart: Ergonomia Verlag. ISSN: 0340-2444.

Mühlstedt, Jens; Scherf, Christian; Spanner-Ulmer, Birgit. (2008). *Alles beim Alten? Digitale Menschmodelle und die Simulation des Alters.* In: BGAG - Institut Arbeit und Gesundheit der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung e.V. (DGUV). Tagungsband Produktdesign für alle: FÜR JUNGE = FÜR ALTE? 15.-16.05.2008. Dresden: BGAG. S. 119-124. ISBN: 978-3-88383-734-2.

Mühlstedt, Jens; Spanner-Ulmer, Birgit. (2008a). *Effizienz und Akzeptanz aktueller digitaler Menschmodelle.* In: Tagungsband 54. GfA-Frühjahrskongress. 09.-11. April, München. Dortmund: GfA Press. S. 837-840. ISBN: 978-3-936804-06-5.

Mühlstedt, Jens; Spanner-Ulmer, Birgit. (2008b). *Der Mensch in der Digitalen Fabrik.* In: Müller, E.; Spanner-Ulmer, B. (Hrsg.): Wandlungsfähige Produktionssysteme – TBI´08 / 2. Symposium Wissenschaft & Praxis. Tagungsband, Wissenschaftliche Schriftenreihe des IBF, Sonderheft 14, TU Chemnitz, 13.11.2008, S. 169-174, ISSN 0947-2495.

Mühlstedt, J.; Spanner-Ulmer, B. (2009). *Homo Sapiens Digitalis: über den Praxiseinsatz digitaler Menschmodelle.* In: Lichtenstein, A.; Stößel, C.; Clemens, C. (Hrsg.). Der Mensch im Mittelpunkt technischer Systeme. 8. Berliner Werkstatt Mensch-Maschine-Systeme, 7. bis 9. Oktober 2009. S. 7-8. Düsseldorf: VDI Verlag. ISBN 978-3-18-302922-8, ISSN 1439-958X.

Mühlstedt, Jens; Spanner-Ulmer, Birgit. (2011). *Modeling muscular strain induced by movements for enhancing digital human models.* In: Göbel, M.; Christie, C.; Zschernack, S.; Todd, A.; Mattison, M. (Hrsg.). Research for the Missing Link, ODAM - Human Factors in Organisational Design and Management – X, S. 357 - 363. Santa Monica, CA (USA): IEA Press.

OpenDirectory. (2011). *CAD Systems.* Zugriff am 19.09.2011: http://www.dmoz.org/Computers/Consultants/CAD_Systems/.

PAC. (2008). *PLM – Trend in Richtung integrierte Lösungen*. Pierre Audoin Consultants (PAC) GmbH. München.

Pahl, Gerhard; Beitz, Wolfgang; Feldhusen, Jörg; Grote, Karl-H. (2007). Pahl/Beitz *Konstruktionslehre. Grundlagen.* Berlin, Heidelberg, New York: Springer. ISBN 978-3-540-34060-7.

Perry, Jaquelin; Burnfield, Judith, M. (2010). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function.* Slack Inc. ISBN 978-1556427664.

Pincivero, Danny M.; Green, Richard C.; Mark, Jason D.; Campy, Robert M. (2000). *Gender and muscle differences in EMG amplitude and median frequency, and variability during maximal voluntary contractions of the quadriceps femoris.* Journal of Electromyography and Kinesiology, Nr. 10/2000, S. 189–196. Elsevier Science Ltd.

Pornschlegel, Hans; Scholz, Herbert. (1978). *Arbeitswissenschaft in der Gesellschaftspolitik.* Berlin: Duncker & Humblot.

Prochel, Anton. (2009). *Erstellung eines komplexen Muskel-Skelett-Modells zur Berechnung der Druckbelastung in Gelenken bei vorwärtsdynamisch simulierten Bewegungsformen.* Dissertation an der Eberhard-Karls-Universität Tübingen.

Radiance (2009). *Radiance Synthetic Imaging System.* Ernest Orlando Lawrence Berkeley National Laboratory, Berkeley (USA). Zugriff am 15.05.2009, http://radsite.lbl.gov/radiance/

Rainoldi, A.; Bullock-Saxton, J. E.; Cavarretta, F.; Hogan, N. (2001). *Repeat-ability of maximal voluntary force and of surface EMG variables during voluntary isometric contraction of quadriceps muscles in healthy subjects.* Journal of Electromyography and Kinesiology, No. 11 (2001), S. 425–438. Elsevier Science Ltd.

Relux Informatik (2009). *ReluxSuite 2009.* Relux Informatik AG, Basel (CH). Zugriff am 15.05.2009, http://www.relux.biz/.

Rohmert, W. (1984). *Das Belastungs-Beanspruchungs-Konzept.* Zeitschrift für Arbeitswissenschaft. Vol. 38, Nr. 4, S. 193-200. Köln: Schmidt. ISSN 0340-2444.

Salmanazadeh, Hamed; Diaz Meyer, Marianela; Bopp, Verena; Landau, Kurt; Bruder, Ralph. (2010). *Untersuchung des Einflusses von Scharfkantigkeit und Fügekraft auf Fügezeit und muskuläre Beanspruchung während der Clipsarbeit.* Zeitschrift für Arbeitswissenschaft, Nr. 02/2010, S. 111-121. Stuttgart: Ergonomia Verlag. ISSN: 0340-2444.

Sazioski, W. M.; Aruin, A. S.; Selujanow, W. N. (1984). *Biomechanik des menschlichen Bewegungsapparates.* Berlin: Sportverlag.

Schaub, K. (1988). *Entwicklung eines modularen, rechnergestützten, dreidimensionalen man models mit interaktiver Anpassung an die Arbeitsgestaltungsaufgabe.* Schriftenreihe Fortschrittsbericht Nr. 51, VDI-Reihe 17: Biotechnik. Düsseldorf: VDI-Verlag.

Schlick, Christopher; Bruder, Ralph; Luczak, Holger. (2010). *Arbeitswissenschaft.* Heidelberg: Springer. ISBN 987-3-540-78332-9.

Schmidtke, Heinz. (1965). *Die Ermüdung.* Symptome, Theorien, Messversuche. Bern, Stuttgart: Verlag Hans Huber.

Seidl, Andreas (1994). *Das Menschmodell RAMSIS.* Analyse, Synthese und Simulation drei-dimensionaler Körperhaltungen des Menschen. Dissertation, Lehrstuhl für Ergonomie, TU München.

Shaikh, Imtiyaz; Jayaram, Uma; Jayaram, Sankar; Palmer, Craig (2004). *Participatory Ergonomics Using VR integrated with Analysis Tools.* In: Ingalls, R. G.; Rossetti, M.D.; Smith, J.S.; Peters, B.A. (Hrsg.): Proceedings of the 2004 Winter Simulation Conference. Washington, D.C. ISBN: 0-7803-8786-4; 0-7803-8787-2 (CD-ROM).

Sheldon, William H.; Stevens, S. S.; Tucker, W. B. (1940). *The varieties of human physique: An introduction to constitutional psychology.* Hafner Pub. Co.

Shen, Wenqi; Parsons, Kenneth C. (1997). *Validity and reliability of rating scales for seated pressure discomfort.* International Journal of Industrial Ergonomics, Nr. 20, S. 441-461. Elsevier Science B.V.

SizeGERMANY. (2007). *SizeGERMANY – Die deutsche Reihenmessung.* Hohensteiner Institute & HUMAN SOLUTIONS GmbH. Zugriff am 05.09.2011: http://www.sizegermany.de/.

Snyder, John P. (1993). *Flattening the Earth: Two Thousand Years of Map Projections.* ISBN 0-226-76747-7.

SoftGuide (2009). *Aktuelle Marktübersicht - Software zur Personalplanung, Personalplanungssoftware.* Auszug aus dem SoftGuide Softwareführer und IT-Dienstleister-Guide. SoftGuide GmbH & Co. KG, Wolfsburg. Zugriff am 15.05.2009, http://www.softguide.de/software/personalplanung.htm.

Spanner-Ulmer, Birgit; Mühlstedt, Jens. (2009). *Virtuelle Ergonomie mittels digitaler Menschmodelle und anderer Softwarewerkzeuge.* In: Schenk, M. (Hrsg.). Digital Engineering – Herausforderung für die Arbeits- und Betriebsorganisation. 22. HAB-Forschungsseminar, 09.-10.10.2009. Schriftenreihe der Hochschulgruppe für Arbeits- und Betriebsorganisation e.V. (HAB). S. 151-174. Berlin: GITO-Verlag. ISBN 978-3-940019-80-6.

Spanner-Ulmer, Birgit; Mühlstedt, Jens. (2010). *Digitale Menschmodelle als Werkzeuge virtueller Ergonomie.* Ergebnisse einer empirischen Studie. Industrie Management - Zeitschrift für industrielle Geschäftsprozesse, 4/2010, S. 69-72. Berlin: GITO mbH. ISSN 1434-1980.

Speyer, Hartmut J. (2006). *RAMSIS. Anthropometrische Datenbanken – Umfang, Quellen, Maßdefinitionen.* White Paper. Kaiserslautern: Human Solutions GmbH.

Strasser, Helmut (1982). *Arbeitswissenschaftliche Methoden der Beanspruchungsermittlung.* Stuttgart: Gentner. ISBN 3-87247-290-9.

Strasser, H. (2004). *Elektromyographie in der Arbeitsphysiologie.* Leitlinien Arbeitsmedizin der Deutschen Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin e.V. Zugriff am 30.05.2011, www.dgaum.de/index.php/publikationen/leitlinien/leitlinienarbeitsmedizin/93-elektromyographie.

UGS – Unigraphics Solutions. (2006). *Jack User Manual.* Version 5.1. UGS.

Underwood, R. C.; Hilby, D. L.; Holzhauser, T. B.; Tedlund, B. E. (1991*). The Development of the Boeing Human Model.* Proceedings of the Human Factors Society 35th Annual Meeting.

Vajna, S.; Weber, Chr.; Bley, H.; Zemann, K. (2009). *CAx für Ingenieure.* Eine praxisorientierte Einführung. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag. ISBN 978-3-540-36038-4.

VDI 2209. (2006). *3-D-Produktmodellierung.* Düsseldorf: Verein Deutscher Ingenieure. Berlin: Beuth Verlag GmbH.

VDI 2221. (1993). *Methodik zum Entwickeln und Konstruieren technischer Systeme und Produkte.* Düsseldorf: Verein Deutscher Ingenieure. Berlin: Beuth Verlag GmbH.

VDI 2222-1. (1997). *Konstruktionsmethodik – Methodisches Entwickeln von Lösungsprinzipien.* Düsseldorf: Verein Deutscher Ingenieure. Berlin: Beuth Verlag GmbH.

VDI 4499-1. (2008). *Digitale Fabrik – Grundlagen.* Düsseldorf: Verein Deutscher Ingenieure. Berlin: Beuth Verlag GmbH.

Weineck, J. (2000). *Sportanatomie.* Spitta Verlag GmbH & Co. ISBN: 978-3932753398.

Wikipedia. (2011a). *Human heigth.* Zugriff am 05.09.2011: http://en.wikipedia.org/wiki/Human_height.

Wikipedia. (2011b). *List of CAx companies.* Zugriff am 19.09.2011: http://en.wikipedia.org/wiki/List_of_CAx_companies.

Xsens. (2011). *Xsens MVN Inertial Motion Capture.* Zugriff am 19.09.2011: http://www.xsens.com/en/general/mvn.

Yoshizaki, Wataru; Sugiura, Yuta; Chiou, Albert C.; Hashimoto, Sunao; Inami, Masahiko; Igarashi, Takeo; Akazawa, Yoshiaki; Kawachi, Katsuaki; Kagami, Satoshi; Mochimaru, Masaaki. (2011). *An Actuated Physical Puppet as an Input Device for Controlling a Digital Manikin.* CHI 2011, 7.-12.5.2011. Vancouver, Canada. ACM.

Zeyn, Helmut. (2006). *UGS Industrie Präsenz.* UGS PLM Software – Transforming the Process of Innovation. Kundentag Ost. Leipzig: Siemens AG.

Zülch, Gert; von Kiparski, Rainer; Grießer, Klaus. (1997). *Messen, Beurteilen und Gestalten von Arbeitsbedingungen.* Handbuch für die betriebliche Praxis zur Umsetzung ergonomischer Kenntnisse. Heidelberg: Dr. Curt Haefner Verlag.

Anlage A: Katalog digitaler Menschmodelle

In folgender, alphabetisch geordneter Auflistung sind alle während der Entstehung der Arbeit durch Recherchen, wissenschaftliche Aufsätze, Hinweise, Firmenkontakte, Messen usw. gesammelten arbeitswissenschaftlichen digitalen Menschmodelle aufgeführt und beschrieben. Es konnten insgesamt 148 Systeme erfasst werden, von denen 109 arbeitswissenschaftlich nutzbar sind und 97 davon eigentliche arbeitswissenschaftliche digitale Menschmodelle darstellen (siehe Kapitel 2.2.2).

Im Anschluss an die Beschreibung des jeweiligen digitalen Menschmodells und, wenn möglich, einer bildhaften Darstellung der Systeme sind die zum Zeitpunkt der Arbeit verfügbaren Internet- sowie alle Literaturquellen erwähnt. Alle hier dargestellten Modelle sind außerdem mit den jeweils bekannten Eigenschaften und Funktionen in einer Tabellendatei zur Arbeit enthalten. In der Tabelle A.1 sind alle arbeitswissenschaftlichen digitalen Menschmodelle aufgelistet, die in dieser Anlage beschrieben sind.

Durch die große Anzahl der untersuchten Menschmodelle ist es möglich, eine Meta-Auswertung vorzunehmen. Dies wird im Folgenden für die Nutzungsdekaden sowie für die Herkunftsländer durchgeführt: Betrachtet man die Zeiten, in denen die Systeme genutzt wurden und werden, bestätigt dies die in Kapitel 2.2.1 beschriebene historische Entwicklung. Dabei wurden alle Veröffentlichungen, Internetseiten sowie in diesen Dokumenten enthaltene Jahresangaben in die Auswertung einbezogen und über die Dekaden summiert (Abb. A.1). Es wird ersichtlich, dass die Entwicklung in den 1960er-Jahren begann und einen ersten Höhepunkt in den 80er-Jahren erreichte. Dieser ist, wie in Kapitel 2.2.1 der Arbeit beschrieben, auf die damals vergleichsweise einfach machbare Entwicklung der Systeme zurückzuführen.

Tabelle A.1: Liste der 97 in diesem Katalog beschriebenen digitalen Menschmodelle

3DSSPP
ADAM
ADAMS/Figure, ADAMS/Android
ADAPS
ANNIE-Ergoman
Anthropos (ErgoMAX)
ANYBODY (D)
AnyBody (DK)
AnyMan
Apolinex
ARMO
ATB Model
BHMS (Boeing Human Modeling System)
BioMan
Boeing Human Model
BOEMAN
Bubbleman
Buford
CADHUMAN
Calspan 3D CVS
CAPE
CAR / CAR II / CAR III / CAR IV
CARLA
Casimir
CBMAN
Cinci Kid
CombiMan
Creo Manikin
CrewChief
CrewStation
CyberMan
DARIU / ELLEN
Delmia Process Engineer Human
Dhaiba
DI-Guy
DIANA
Digital Biomechanics
DYNAMICUS
eM-Human
EMA
ErgMan
ERGO
ErgoBim
ERGOman
ErgoSHAPE
First Man
Fourth Man
Franky
GENPAD
Graphic Man Model
GRIBS
HANAVAN
HEINER
HUMAN (Auto-CAD)
Human Builder
Human-Builder
HUGO
HumanCAD
HYBRID
IDO : Ergonomics
IMMA
Jack
Landing Signal Officer (LSO)
LifeMOD
MADYMO
MakeHuman
MAN3D
ManneQuin
MATHES
MINTAC
MIRA
MTM-Man
MTMergonomics
NASA GRAF
OSCAR
OSKU
OWASCA
Poser
PRO/E Manikin
RAMSIS
RapidManikin
Real People
Safework
SAMMIE
Santos
Sausage Man
Second Man
SIMM
Skeleton Animation System
TEMPUS
Third Man and Woman
THUMS
Tommy
TORQUEMAN
VADE
VIMS
VirtualMan

Der Rückgang in den 1990er-Jahren korrespondiert mit der Zusammenführung und Einstellung vieler Modelle. Die hohe Anzahl in den 2000er-Jahren ist nicht zuletzt auf eine erhöhte Anzahl sowie Zugänglichkeit zu Veröffentlichungen zurückzuführen.

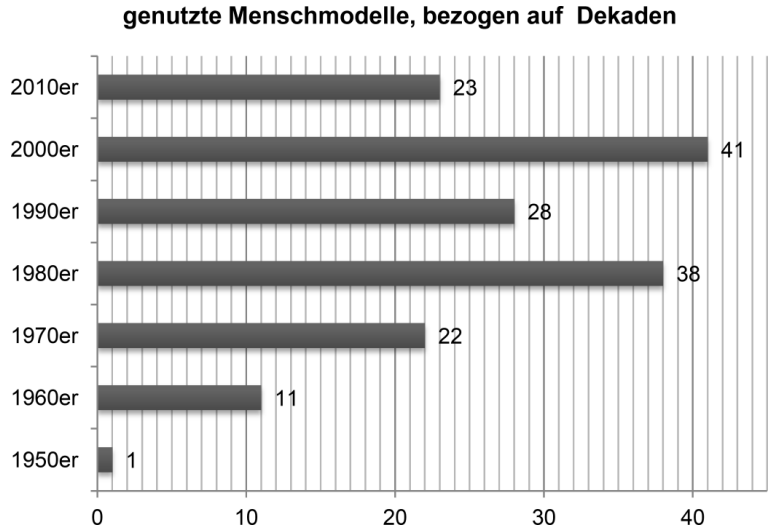


Abb. A.1: aus dem Katalog ausgewertete Verteilung der arbeitswissenschaftlich nutzbaren Menschmodelle über die letzten Dekaden

Eine weitere Auswertung der Daten bezieht sich auf die Länder, in denen die arbeitswissenschaftlich nutzbaren digitalen Menschmodelle entstanden (Abb. A.2). Die häufigsten Entwicklungen erfolgten mit 49 Nennungen in den USA. Eine weitere hohe Anzahl stammt mit 29 Nennungen aus Deutschland. Diese Zahl ist vermutlich in Relation zu den anderen Ländern etwas höher, da Veröffentlichungen, die ausschließlich auf Deutsch vorhanden sind, berücksichtigt werden konnten. Die weiteren Länder sind mit unter fünf Systemen vertreten. Entwicklungen aus China oder anderen asiatischen Ländern konnten aufgrund der Sprachbarriere im Rahmen dieser Arbeit nicht unter-

sucht werden, da in den seltensten Fällen Veröffentlichungen in einer Zweitsprache existierten.

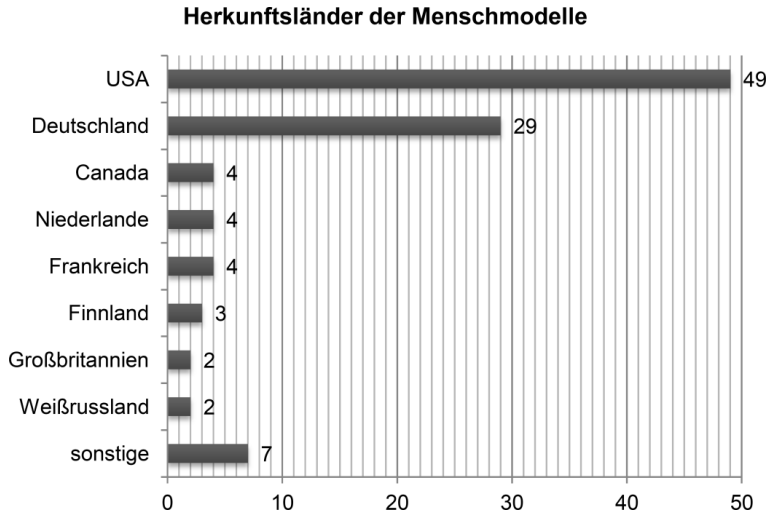


Abb. A.2: aus dem Katalog ausgewertete Verteilung der Menschmodelle nach Ländern

3DSSPP

Das *3D Static Strength Prediction Program* wird vom *Center for Ergonomics* der Universität Michigan entwickelt und seit 1989 kommerziell vertrieben (Abb. A.3). Die vor allem in den USA von Behörden und anderen Organisationen verwendete Software, primär ein Stand-alone-Programm, aber auch als *AutoCAD*-Integration verfügbar, besteht aus einem biomechanischen, auf Wirbelsäulenkräften basierenden Modell zur Vorhersage populationsabhängiger Kräfte und einer Visualisierung, die im weiteren Sinn als digitales Menschmodell bezeichnet werden kann. Datenbasis ist eine Untersuchung von 2.000 Probanden, die in den 1960er Jahren durchgeführt wurde. Das Programm behandelt hauptsächlich die Tätigkeiten Heben, Tragen, Ziehen und Schieben. Neben Haltungsparametern und zusätzlichen Kraftdaten dienen Geschlecht und Perzentil als Eingangsgröße. Als Ergebnis wird die Prozentzahl der Bevölkerung ausgegeben, die die gestellte Aufgabe bewältigen kann; Wirbelsäulenkräfte sowie Ergebnisse einer *NIOSH*-Analyse sind ebenso abrufbar. Die dreidimensionale Grafik dient lediglich der Veranschaulichung, es ist also kein Menschmodell im engeren Sinn.

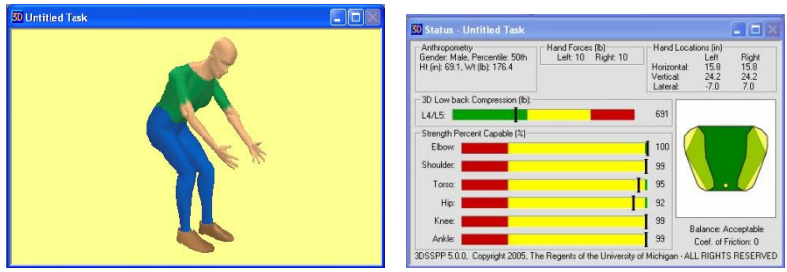


Abb. A.3: die im weiteren Sinn als Menschmodell bezeichenbare Visualisierung des *3D Static Strength Prediction Program* (University of Michigan, 2009)

Weitere Informationen finden sich im Internet unter www.umichergo.com und www.engin.umich.edu/dept/ioe/3DSSPP/index.html sowie

- im Handbuch zur Software (University of Michigan, 2009),
- bei Chaffin (1997),
- zur *AutoCAD*-Integration bei Feyen, Liu, Chaffin, Jimmerson, Joseph (1999) und Feyen, Liu, Chaffin, Jimmerson, Joseph (2000) und
- zur Anwendung bei Chaffin, Woolley (2001), bei Russell, Winnemuller, Camp, Johnson (2007, 2004), sowie bei Mohr (2009).

ADAM

Das System *Anthropometric (Body Measurements) Design Aid Manikin* (*ADAM*) ist ein Ende der 1960er bis Anfang der 1970er Jahre von *Lockheed Missiles & Space Co.* (*LMSC*) eingesetztes Modell, mit dem Analysen zu Erreichbarkeit, Werkzeugeinsatz, Sichtbarkeit, Arbeitshaltung und Heben durchgeführt werden konnten (Abb. A.4).

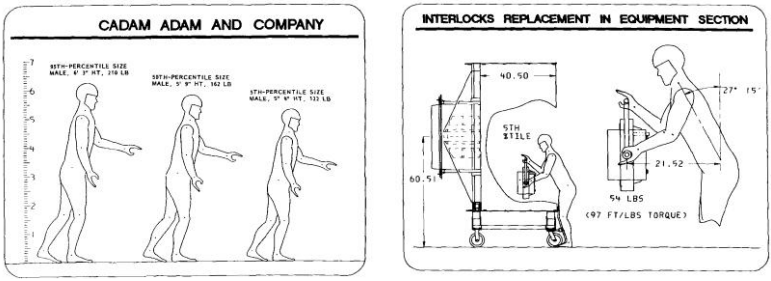


Abb. A.4: das digitale Menschmodell *ADAM*, das in den 1970er Jahren in dem CAD-System *CADAM* genutzt werden konnte (Cahill, Davids, 1984)

Das aus 15 Segmenten bestehende Menschmodell basierte auf anthropometrischen Daten aus *NASA*-Datenbanken und konnte neben Geschlechtern und Perzentilen auch Kinder abbilden.

Weitere Informationen finden sich bei Bubb, Fritzsche (2009) und Cahill, Davids (1984).

ADAMS/Figure und ADAMS/Android

Das Akronym *ADAMS* bezeichnet eine Software zur dynamischen Mehrkörpersimulation (*ADAMS = Automatic Dynamic Analysis of Mechanical Systems*), die bereits in den 1970ern entwickelt und heute von *MSC Software* vertrieben und weiterentwickelt wird. In diesem arbeitswissenschaftlich nutzbaren System wurden Zusätze zur Simulation von Menschen angeboten, bezeichnet als *Figure* und *Android*. Beide erforderten die manuelle Eingabe weiterer Daten, z. B. der anthropometrischen Segmentlängen. Dafür ermöglichten sie u. a. auch die Simulation einzelner (wiederum selbst modellierter) Muskeln. Zur Anwendung kamen die Systeme z. B. bei der Simulation von Fahrzeuginsassen oder von Fahrgeschäften.

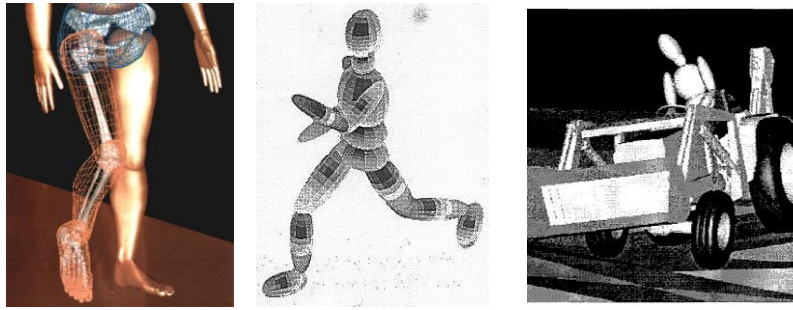


Abb. A.5: *ADAMS/Figure*: links in verschiedenen Teilansichten (Keppler, 2003), *ADAMS/Android*: mittig das Menschmodell (Patton, 1993); rechts in einem Anwendungsszenario (Playter, 1998)

Weitere Informationen finden sich zum Vergleich von *ADAMS/Android* mit anderen Systemen bei Beagley (1997), bei Playter (1998) und bei Patton (1993) sowie zur Anwendung von *ADAMS/Figure* bei Leino, Viitaniemi, Aromaa, Helin (2002) und bei Keppler (2003).

ADAPS

Seit 1979 entwickelte man an der Universität in Delft (NL) das *Anthropometric Design Assessment Program System* (*ADAPS*) (Abb. A.6). Ursprünglich wurde es für einen speziellen Mini-Computer entwickelt und später auf den PC portiert, wofür auch zum Zeitpunkt der Anfertigung dieser Arbeit noch eine Version zum Download verfügbar ist. Mit dem im Aufbau vergleichsweise einfachen Modell waren bereits einige Analysefunktionen, wie Erreichbarkeitsanalysen, Sichtlinien und Sichtfenster, nutzbar. Das Forschungsprogramm, in dem *ADAPS* entwickelt wurde, hieß *CAAA* (*Computer Aided Anthropometric Assessment*).

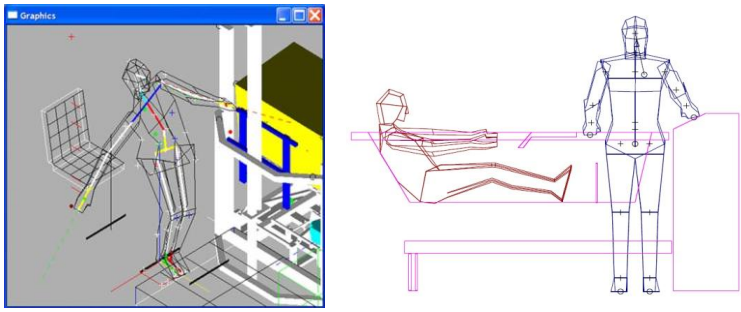


Abb. A.6: das an der Universität Delft entwickelte digitale Menschmodell *ADAPS* (links: Medland, Matthews, 2009; rechts: Ruiter, 2002)

Weitere Informationen finden sich bei Molenbroek (2010), bei Ruiter (2002), zur Anwendung bei Medland, Matthews (2009) und bei Peijs,

Broek, Hoekstra (1998) sowie im Internet unter http://www.tnw.tudelft.nl. Zu *CAAA* sind Beschreibungen bei Hoekstra (1996, 1993) enthalten.

ANNIE-Ergoman

Das Menschmodell *ANNIE* (*Application of Neural Networks to Integrated Ergonomic*) basiert auf dem *Ergoman*-System und stellt ein 11-segmentiges Modell der oberen Körperhälfte mit 10 Gelenken und 30 Freiheitsgraden dar (Abb. A.7). Die Manipulation der Körperhaltung erfolgt mittels „Fuzzy Neural Networks“. Für die Analyse können alle Funktionen des *Ergoman*-Systems und zusätzlich Komfort-Analysen, dynamisch-biomechanische Untersuchungen sowie die Abstandsmessung zu Objekten genutzt werden.

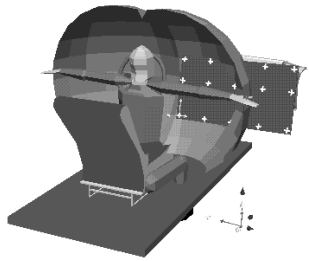


Abb. A.7: das Menschmodell *ANNIE* in der *Ergoman*-Umgebung (Hanson et al., 1999)

Weitere Informationen finden sich bei Hanson et al. (1999) und bei Hanson (2000).

Anthropos (ErgoMAX)

Das Menschmodell *Anthropos* (griech. Mensch) wurde 1989 von der *IST GmbH* in Kaiserslautern vorgestellt und geht auf die Arbeiten am

ANYBODY-Modell zurück (Abb. A.8). Das Menschmodell war in drei Hauptvarianten als *VR Anthropos* für *Silicon-Graphics*-Systeme, als *VIS Anthropos* für *3D Studio MAX* und als *CAD Anthropos* für *AutoCAD*, *CADKEY*, *CADDS* und *CATIA* erhältlich. Weiterhin entstand in Zusammenarbeit mit dem *Fraunhofer IAO* in Stuttgart eine Version mit der Bezeichnung *VirtualANTHROPOS*, die in den VR-Systemen *Performer*/*Inventor*, *Lightning* und *DB-View* zum Einsatz kam. Später wurde das Modell mit dem Zusatz *ErgoMAX* versehen, was sich auf das *3D-Studio-MAX*-Plug-In bezieht. Das System wurde bis etwa 2001 weiterentwickelt. Durch die Übernahme der *IST GmbH* durch *Human Solutions* ging auch das *Anthropos*-Modell in deren Besitz über und wird seitdem nicht mehr weiterentwickelt oder vertrieben.

Das Anthropos-Menschmodell verfügt über 90 Segmente und 86 Gelenke und eine sehr detaillierte Grafikausgabe mit über 3.000 Hautpunkten. Eine Datenbank mit verschiedenen Oberflächen, z. B. Freizeitkleidung, Piloten, Afrikaner, Asiaten, usw., erlaubte die optische Anpassung an verschiedene Einsatzzwecke. Auch die Darstellung eines Knochenskeletts war seinerzeit eine Novität. Als Datenbasis nutzt das Menschmodell verschiedene Quellen, u. a. den *Anthropologischen Atlas*, die DIN 33402 von 1978, das *Handbuch der Ergonomie* oder die Daten von *Pheasant*. Auch die zur Verfügung gestellten, einstellbaren anthropometrischen Variablen waren umfangreicher als bei vielen anderen (auch aktuellen) digitalen Menschmodellen. So konnte neben dem Perzentil, der Akzeleration und verschiedenen Nationalitäten mehrere Altersbereiche, die Plastizität, die Charakteristik und die Proportionalität in Stufen eingestellt werden.

Zur Manipulation der Körperhaltung waren alle üblichen Werkzeuge vorhanden. Die Analyse-Funktionen umfassten u. a. Sichtfenster, Erreichbarkeitshüllen für Arme und Beine und in *CAD Anthropos* Heben-/Tragen-Analysen und Beinkräfte. Das Ergonomie-Modul

ErgoMAX erlaubt verschiedene Haltungsanalysen. Optional konnten resultierende Kräfte und Momente sowie Diskomfort-, Haltungs-, Widerstands- und *NASA*-Haltungs-Werte ausgegeben werden.

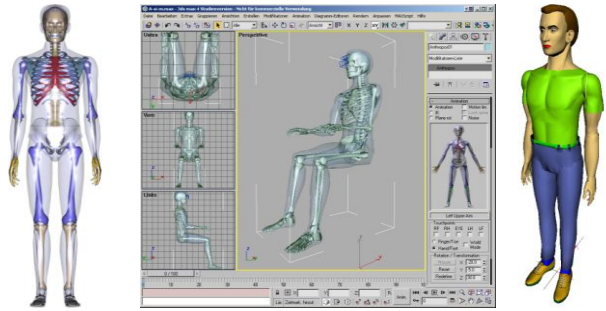


Abb. A.8: das digitale Menschmodell *Anthropos*, das u. a. aufgrund seiner hochentwickelten Grafik über viele Jahre genutzt wurde (aus verschiedenen eigenen Projekten)

Weitere Informationen finden sich

- zur Anwendung bei Winkler, Michalik (2004), bei Bauch (2001), bei Rößler, Lippmann (1999), bei Lippmann (1993, 1996) sowie
- zu *VirtualANTHROPOS* bei Roßgoderer (2002), bei Deisinger, Breining, Rößler (2000) und bei Seidl (2000).

ANYBODY (D)

Das Menschmodell *ANYBODY* der *IST GmbH* (*InterSomacadTeam*) aus Deutschland wurde Mitte der 1980er Jahre entwickelt und 1988 vorgestellt. Es war an das CAD-System *Cadkey* der Firma *Micro Control*, später *CADStar*, angebunden und intern aus anfangs 1.000, später 2.500 3-D-Punkten aufgebaut. Damit konnten in den weiterentwickelten Versionen 53 Segmente und 50 Gelenke modelliert werden. Die anthropometrischen Maße beruhten auf verschiedenen

Datenbanken, u. a. den Normen DIN 33402, DIN 33408 und ÖNorm A8060, auf den Datenbanken von *Bodyspace* und *Dreyfuss* sowie dem *Handbuch der Ergonomie*. Als Zusatzmodule konnten später auch verschiedene Populationen der Welt sowie eine manuelle Anpassung der Anthropometrie ergänzt werden.

Die Körperhaltungs-Manipulation wurde bei dem System durch eine Gelenkwinkeleingabe und damit durch eine Vorwärtskinematik realisiert. Verschiedene Analysefunktionen, z. B. Sichtanalysen oder die Verfahren *nach Siemens, Burandt* und *nach REFA-FA Chemie*, ermöglichten ergonomische Auswertungen. Nach der Veröffentlichung der letzten Version 3.5 im April 1990 wurde das System durch seinen Nachfolger *Anthropos* abgelöst.

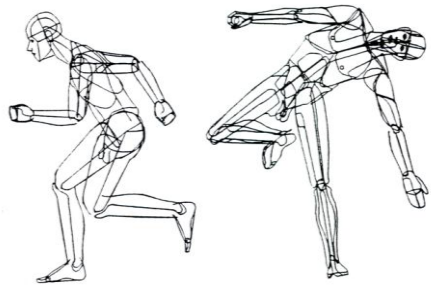


Abb. A.9: der Vorgänger von *Anthropos*: das digitale Menschmodell *ANYBODY* (IST, 1994)

Weitere Informationen finden sich bei Lippmann (1988) und bei IST (1994, 1988).

AnyBody (DK)

Das arbeitswissenschaftlich nutzbare *AnyBody*-Modellierungssystem simuliert das menschliche Skelett sowie einzelne Muskeln, Bänder und Sehnen, jedoch bislang keine Haut. Die Anwendungsgebiete des

Systems erstrecken sich daher auf Prothetik und Implantate (z. B. Hüftendoprothesen, Osteosynthesen), Ergonomie (z. B. Tür zuziehen, Sitze, Arbeitsplatz), Sport (z. B. Schwimmen, Sprint, Radfahren) und Rehabilitation. Als wissenschaftliches Projekt an der Universität *Aalborg* in Dänemark entwickelt, wird es seit 2002 von dem ausgegründeten Unternehmen *AnyBody Technology* weiterentwickelt und vertrieben, wobei weiterhin wissenschaftliche Impulse aus universitären Arbeiten einfließen.

Das System enthält noch keine anthropometrische Datenbank, kann also weder verschiedene Perzentile noch unterschiedliche Geschlechter u. ä. darstellen. Laufende Forschungsarbeiten über die Skalierbarkeit von Anthropometrie-Werten sollen jedoch eine Implementierung einer solchen Datenbank ermöglichen. Eine Schnittstelle des Windows-Programmes zu anderen Menschmodellen, die die Anwendung in gängigen CAD-Umgebungen erlaubt, wird von dem australischen Unternehmen *SomaDynamics* entwickelt.

In dem 2010 in Version 4.2 erhältlichen muskuloskeletalen Simulationssystem werden die einzelnen Körperteile nicht-grafisch in der Skriptsprache *AnyScript* definiert. Diese Sprache basiert auf objektorientiertem *C++*, wobei die Software als Einzelanwendung unter *Windows* läuft und als Grafikausgabe *OpenGL* nutzt. Anbindungen des *AnyBody*-Systems wurden für das FEM-System *Ansys* und das Motion-Capture-System *SIMI* entwickelt.

Die Datenausgabe zeigt eine dreidimensionale Ansicht des Menschmodells und dessen Animation. Es ist möglich, die Muskelkräfte zu analysieren, ergonomische Untersuchungen vorzunehmen (Metabolismus, Ermüdung), die Belastung durch Heben und Tragen zu prüfen und physiotherapeutische Betrachtungen durchzuführen. Nicht zuletzt aus diesem Grund nennen die Entwickler viele Unternehmen und Organisationen in zahlreichen Ländern, die das System anwenden. Auch im Internet ist das System durch eine Community, die z. B. an einem Wiki zum System arbeitet, vertreten.

Weitere Informationen finden sich

- im Internet unter www.anybodytech.com, anybody.auc.dk, www.anybody.aau.dk, groups.yahoo.com/group/anyscript, forum.anyscript.org, www.anyscript.org und www.nexgenergo.com/ergonomics/anybody.html,
- bei Wagner, Reed, Rasmussen (2007),
- bei Damsgaard, Rasmussen, Christensen, Surma, de Zee (2006),
- bei Rasmussen et al. (2003) und bei Rasmussen et al. (2002),
- zur Anwendung bei Jung, Cho, Roh, Lee (2009),
- zur Anwendung im Fahrzeug bei Rausch, Siebertz, Christensen, Rasmussen (2006)

sowie in einer ausführlichen Literatur-Liste unter wiki.anyscript.org/index.php/Publications.

AnyMan

Das digitale Menschmodell *AnyMan* wurde als *ROBCAD/Man* von der *AnySIM Simulationssysteme GmbH* entwickelt, die (1998) von *Tecnomatix* übernommen wurde (Abb. A.10 und A.11). Diese wiederum wurde *UGS (Unigraphics Solutions)* und diese *Siemens PLM* eingegliedert. Daher führte auch das Menschmodell verschiedene Bezeichnungen und ist daher als *Anysim/Man* oder als *eM-Human* (in *Tecnomatix*) benannt worden. Anfangs als Stand-alone-Software angeboten, wurde es später in die PLM-Software *Tecnomatix* (im Modul *Process Simulate*) integriert. Bis Version 8 war es das darin für prozessergonomische Aufgaben genutzte Modell. Ab *Tecnomatix* Version 9 wurde es von dem Modell *Jack* abgelöst, ist aber weiterhin zur Abwärtskompatibilität enthalten.

Abb. A.10: das digitale Menschmodell *AnyMan* in einer früheren Version als *AnySIM/Man* (links: Zäh, Lindemann, Lüth, 2007; rechts: Patron, Baudisch, 2000)

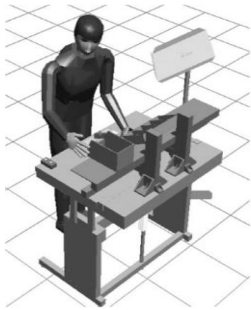


Abb. A.11.: das digitale Menschmodell *AnyMan* (links, Mitte: Chan, 2003, rechts: eigene Darstellung)

Weitere Informationen finden sich

- allgemein zum Menschmodell *AnyMan* bei Bossomaier, Bruzzone, Cimino, Longo, Mirabelli (2010), und bei Patron, Baudisch (2000),
- zu *eM-Human* bei Lämkull, Hanson, Örtengren (2009), bei Bennis, Chablat, Dépincé (2005), bei Chan (2003) und bei Roßgoderer (2002),

- zur Anwendung in *eM-Workplace* bei Santos, Sarriegi, Serrano, Torres (2007),
- zu *AnySIM/Man* bei Zäh, Lindemann, Lüth (2007),
- und zur Weiterentwicklung zu *Jack* bei Kühn (2006).

Apolinex

Das digitale Menschmodell *Apolinex* wurde in Polen als Erweiterung des *AutoCAD*-Systems entwickelt und ist ca. 2010 in Benutzung (Abb. A.12). Es kann fünf Perzentile und drei Somatotypen darstellen und erlaubt u. a. Sichtanalysen sowie Gelenkmoment-Analysen.

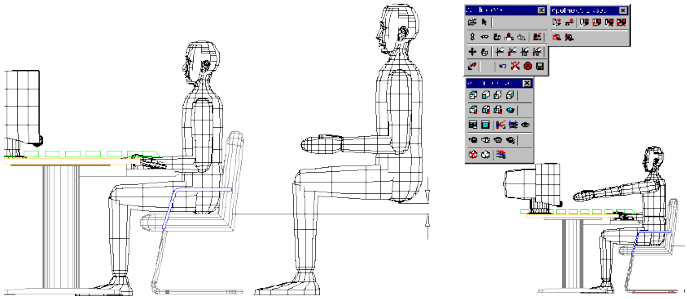


Abb. A.12: das Menschmodell *Apolinex* (Kuliński, Michalski, 2010)

Weitere Informationen finden sich bei Kuliński, Michalski (2010).

ARMO

Das arbeitswissenschaftlich nutzbare System *ARMO* stammt von dem japanischen Unternehmen *G-sport, Inc.*, weswegen nur wenige englischsprachige Informationen recherchierbar sind (Abb. A.13). Das System wird im Zusammenhang mit Motion Capturing eingesetzt und scheint Gelenkwinkel sowie Muskelkräfte analysieren zu können.

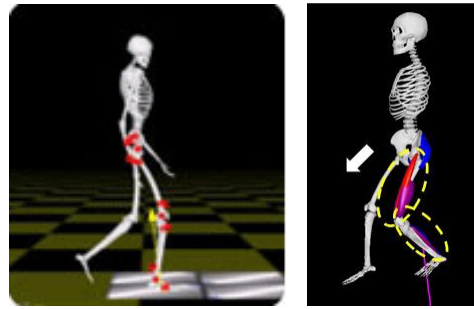


Abb. A.13: Darstellung des Menschmodells *ARMO* (Hasegawa et al., 2010)

Weitere Informationen finden sich bei Hasegawa et al. (2010) und bei Miaki, Tachino (2007).

ATB Model

Das *Articulated-Total-Body*-(*ATB*-)Modell bezeichnet ein dynamisches Starrkörper-Analysesystem, das zur Crash-Simulation und für die Untersuchung von Schleudersitzen hauptsächlich am *Air Force Aerospace Medical Research Laboratory* entwickelt wurde (Abb. A14). Das bereits 1975 erstmals erwähnte und auf dem *Calspan-3D-CVS*-System basierende, auch als *AFAMRL CAL3D model* bezeichnete System durchlief verschiedene Ausbaustufen (*ATB I* bis *ATB V*) und wird auch nach der Jahrtausendwende noch eingesetzt, was diverse *ATB-User-Group*-Treffen belegen. Das enthaltene Menschmodell besitzt 21 Gelenke und 30 Segmente.

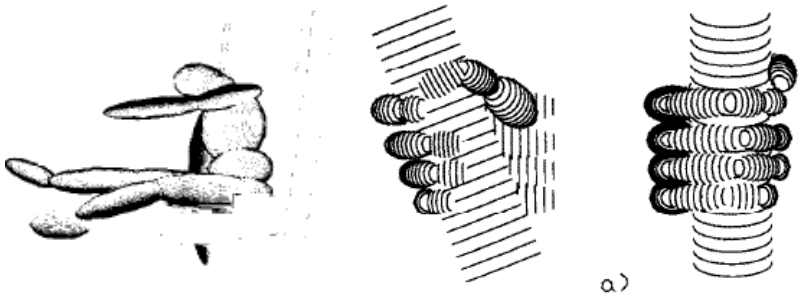


Abb. A.14: das Starrkörper-Menschmodell *ATB* (*Articulated Total Body*), links in einer Simulation eines Schleudersitzes (Obergefell, Kaleps, 1988) und rechts zwei Darstellungen der Hand (Buchholz, Armstrong, 1992)

Weitere Informationen finden sich

- bei Smeesters, Hayes, McMahon (2007),
- bei Gardner (2004),
- bei Shams, Cheng (2007),
- bei McHenry (2004),
- bei Ashrafiuon, Colbert, Obergefell, Kaleps (1996),
- bei Buchholz, Armstrong (1992),
- bei Kroemer, Snook, Sheridan (1988),
- bei Obergefell, Kaleps (1988),
- bei Freivalds, Kaleps (1984)
- und bei Baughman (1983).

BHMS (Boeing Human Modeling System)

Das 1990 von der Luftfahrtindustrie entwickelte Modell *Boeing Human Modeling System* (*BHMS* bzw. anfangs *Boeing-McDonell-Douglas-Human-Modeling-System* / *BMD-HMS*) analysiert manuelle

Tätigkeiten für die Wartung, Inspektion und Bedienung von Flugzeugen. Auch Arbeiten im Weltraum können simuliert werden. Ziel des Systems ist es, Abläufe zu visualisieren und herauszufinden, welcher Anteil der Bevölkerung eine physische Aufgabe erfüllen kann und welcher nicht. Das Menschmodell erlaubt Sichtbarkeits- und Erreichbarkeitsanalysen sowie Kollisionsdetektionen. In die Einzelanwendung können 3-D-Modelle in unterschiedlichen Formaten importiert werden und eine Werkzeug-Datenbank ergänzt die Funktionalität. Das aktuell in Version 3.6 kommerziell verfügbare Menschmodell ist für verschiedene Hardware-Plattformen erhältlich und erlaubt den Import diverser 3-D-Datenformate.

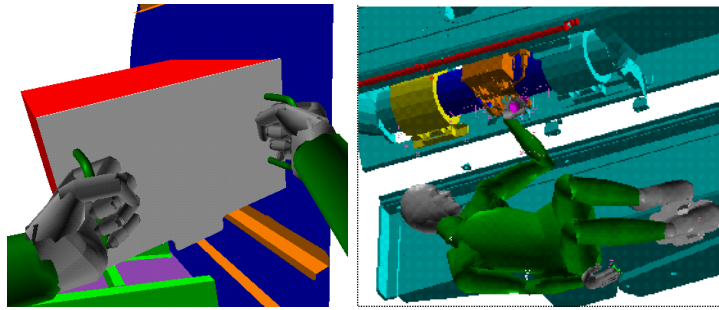


Abb. A.15: *Boeing Human Modeling System* bei der Simulation diverser Wartungsarbeiten (Rice, 2002)

Weitere Informationen finden sich im Internet unter www.boeing.com/assocproducts/hms/ sowie bei Chaffin (2001), bei Delleman, Haslegrave, Chaffin (2004), bei Graham, Hebermehl (2001) sowie zur Anwendung bei Punte (2000) und bei Oudenhuijzen (1998).

BioMan

Als *BioMan*-Menschmodell wurde ein Ende der 1970er bis Anfang der 1980er Jahre verwendetes Modell bezeichnet, dass die menschliche Gestalt anhand von aufeinander geschichteten Kontur-Linien repräsentiert (Abb. A.16). Dieses wurde am *Naval Aerospace Medical Research Laboratory* in New Orleans und am *Aircraft and Crew Systems Technology Directorate* des *Naval Air Development Centre* in Warminster (USA) entwickelt, besaß 19 Gelenke für 20 Segmente und erlaubte u. a. die Simulation extremer Beschleunigungen in Luft- und Raumfahrt, Kollisionsanalysen sowie die Simulation verschiedener Schwerkräfte.

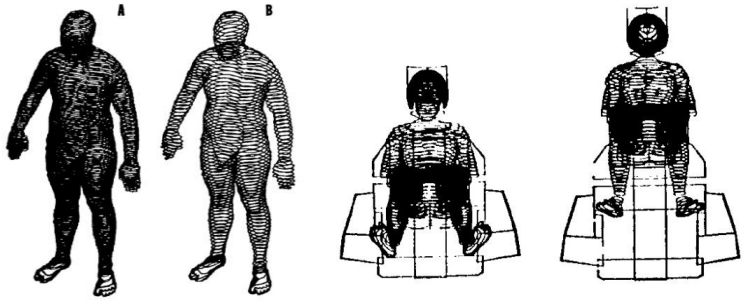


Abb. A.16: das aus gestapelten Konturlinien-Schichten aufgebaute *BioMan*-Menschmodell (Frisch, D'Aulerio, 1980)

Weitere Informationen finden sich bei Frisch, D'Aulerio (1980).

Boeing Human Model

Von der *Boeing Commercial Airplane Group* (*BCAG*) wurde, basierend auf den Erfahrungen des *CAR*-Modells, in den 1980er Jahren das *Boeing Human Model* als Vorgänger des *BHMS* entwickelt. Auf der *CATIA*-Plattform aufbauend konnten Cockpits produktergono-

misch und Montage-/Instandhaltungsarbeitsplätze prozessergonomisch untersucht werden. Derart kam das System z. B. bei der Entwicklung der *Boeing 777* zum Einsatz. Als Analyse-Funktionen waren u. a. Erreichbarkeitshüllen und Sichtanalysen möglich.

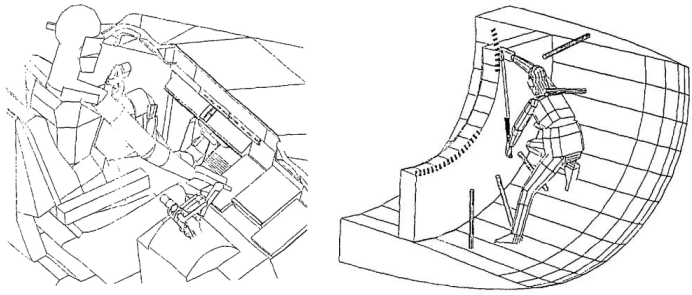


Abb. A.17: das *Boeing Human Model*, genutzt zur Produkt- und Prozessgestaltung (Underwood, Hilby, Holzhauser, Tedlund, 1991)

Weitere Informationen finden sich bei Underwood, Hilby, Holzhauser, Tedlund (1991).

BOEMAN

In den 1960er Jahren wurde von *Boeing* das Modell *BOEMAN* als Nachfolger des *First Man* zur Untersuchung von Cockpits entwickelt. *BOEMAN*, auch *Boeing Computerized Man Model* in den zwei Entwicklungsstufen *BOEMAN-I* und *BOEMAN-II*, ist eines der ersten wichtigen historischen Modelle, die den Beginn der digitalen Menschmodellierung verkörpern. Dabei konnten von dem anfangs 26-, später 31-gelenkigen Modell verschiedene anthropometrische Variablen simuliert werden, z. B. Geschlechter und Perzentile, basierend auf Arbeiten von *Dreyfus, Hertzberg und Dempster*. Die Dateneingabe des auf damaligen *CDC6000*-Systemen lauffähigen Programms erfolgte per Texteingabe. In den 1970er Jahren wurde es

vom medizinischen US-Forschungslabor für Luft- und Raumfahrt (*ARML*) übernommen. Das Menschmodell wurde vom *ARML* später zum *CombiMan* weiterentwickelt, *Boeing* ließ den Arbeiten das *CAR*-Modell folgen.

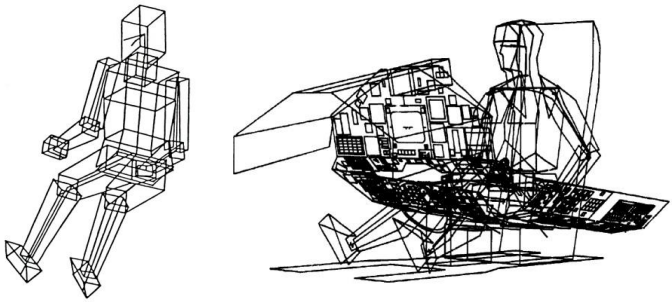


Abb. A.18: das Menschmodell *BOEMAN* der *Boeing Company* (links: Ist, 1994; rechts: Ryan, 1970)

Weitere Informationen finden sich bei Ryan (1970), bei IST (1994), bei Kroemer, Snook, Meadows, Deutsch (1988), bei Bubb, Fritzsche (2009), bei Dooley (1982) sowie erwähnend bei Seitz (2003) und bei Chaffin (2007).

Bubbleman

Etwa um 1978 wurde von einer Gruppe um Badler an der Universität von Pennsylvania das *Bubbleman*-Menschmodell vorgestellt (Abb. A.19), das auf einer Kombination aus Skelett und Ellipsoiden aufbaut. Es besteht aus 8.000 Datenpunkten und 250 sogenannten Körperscheiben (*body slices*). Das Modell wurde vornehmlich für Bewegungsstudien eingesetzt, jedoch schnell von seinem Nachfolger *TEMPUS* abgelöst.

Abb. A.19: Darstellung des Menschmodells *Bubbleman* (Gray, 1984)

Weitere Informationen finden sich bei Gray (1984), bei Badler, Korein, Korein, Radack, Brotman (1985) und bei Bubb, Fritzsche (2009).

Buford

Die in Downey, Kalifornien ansässige Firma *Rockwell International* entwickelte um das Jahr 1980 das Menschmodell *Buford* (Abb. A.20).

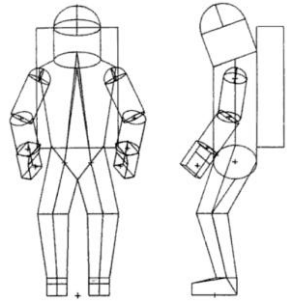


Abb. A.20: das Menschmodell *Buford* in einer Konfiguration mit Raumanzug (Dooley, 1982)

Dieses war in der Lage, das 50. Perzentil mit anthropometrischen Daten *nach Dreyfuss* als polygonale Vektorgrafik darzustellen. Das Modell besaß 15 Gelenke und erlaubte eine manuelle Anpassung der Anthropometrie.

Weitere Informationen finden sich bei Magnenat-Thalmann, Thalmann (2004), bei Porter, Freer, Case, Bonney (1990) und bei Dooley (1982).

CADHUMAN

Die unter dem Namen *CADHUMAN* vertriebenen Modelle sind weitestgehend funktionslose, arbeitswissenschaftlich nutzbare 3-D-Modelle für CAD-Systeme (Abb. A.21). Die für beide Geschlechter und drei unterschiedliche Perzentile generierten Modelle bestehen aus Volumenkörpern, die durch 42 Gelenke mit ein bis drei Freiheitsgraden verbunden sind und sich ausschließlich mittels Vorwärtskinematik manipulieren lassen. Über die Visualisierung hinausgehende Analyse-Funktionen sind nicht integriert.

Abb. A.21: *CADHUMAN* bietet gleichnamige funktionslose Volumenmodelle für verschiedene CAD-Systeme an (CADHUMAN, 2011)

Weitere Informationen finden sich im Internet unter www.cadhuman.com.

Calspan 3D CVS

In den 1970er Jahren wurde von dem amerikanischen Unternehmen *Calspan Corp.* der sogenannte *Crash Victim Simulator*, auch *Calspan 3D CVS*, entwickelt (Abb. A.22). Dieses 17-segmentige Menschmodell diente der digitalen Crash-Test-Simulation und ist nicht arbeitswissenschaftlich nutzbar.

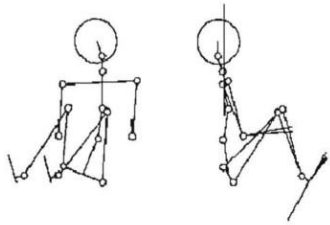


Abb. A.22: *Calspan 3D CVS* (*crash victim simulator*), ein Menschmodell zur digitalen Crash-Test-Simulation (Teulings, 2001)

Weitere Informationen finden sich bei Bubb, Fritzsche (2009), bei Schüszler (1998), bei Teulings (2001), bei Robbins, Becker, Bennett, Bowman (1980) und bei Bennett, Robbins (1982).

CAPE

Um das Jahr 1970 wurde am *Naval Air Station and Pacific Missile Test Center* (USA) das System *Computerized Accommodated Percentage Evaluation* (*CAPE*) zur Analyse von Cockpit-Innenräumen eingesetzt. Das mit verschiedenen Monte-Carlo-Simulationen arbeitende System erlaubte z. B. Erreichbarkeitsanalysen mit Armen und Beinen. Die Arbeiten an diesem Menschmodell waren eine Basis zur Entwicklung des *CAR*-Systems.

Weitere Informationen dazu finden sich bei Kroemer, Snook, Meadows, Deutsch (1988).

CAR / CAR II / CAR III / CAR IV

Aufbauend auf den Erkenntnissen der Menschmodelle *BOEMAN* und *CAPE* entwickelte das amerikanische Unternehmen *Boeing* ca. 1976 das digitale Menschmodell *CAR*, ein Akronym für *Crewstation Assessment of Reach* (Abb. A.23). Weiterentwicklungen des Modells wurden mit den Nummern *II*, *III* und *IV* versehen. Das auf einem *CDC-6000-Computer* eingesetzte, 31-gelenkige Menschmodell basiert auf verschiedenen militärischen, anthropometrischen Datenbanken und diente zur Gestaltung von Flugzeug-Cockpits, u. a. bei den Modellen *Boeing 757* und *767*. Nach der nicht-grafischen Dateneingabe konnten verschiedene Analysefunktionen, wie Sichtlinien, Augenpunkte oder Erreichbarkeits-Analysen genutzt werden. Ein Nachfolger von *CAR* war u. a. *COMBIMAN*.

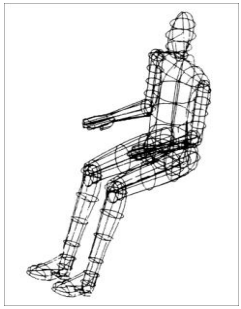


Abb. A.23: das digitale Menschmodell *CAR* (*Crewstation Assessment of Reach*) von *Boeing* (Kroemer, Snook, Meadows, Deutsch, 1988)

Weitere Informationen finden sich bei Bubb, Fritzsche (2009), bei Chaffin (2001), bei Gärtner (1992), bei Kroemer, Snook, Meadows, Deutsch (1988), bei Iavecchia, Harris (1986), bei Harris, Bennett, Stokes (1982) und bei Dooley (1982).

CARLA

Das sogenannte *CAD-Arbeitsplatz-Layout* (*CARLA*) ist Teil eines Softwaresystems, zu dem auch die Module *SIMON* (*Simulation der Montage*) und *EMMA* (*Experte zur Planung manueller Montagearbeitssysteme*) gehören (Abb. A.24). Das um 1990 am Institut für Arbeitswissenschaft und Betriebsorganisation der Universität Karlsruhe unter der Leitung von Zülch entwickelte System diente zur Analyse manueller Montageprozesse, u. a. mit der Möglichkeit zur *MTM*-Zeitanalyse.

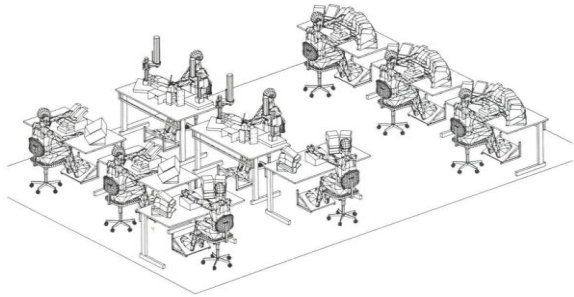


Abb. A.24: mit dem *CARLA*-System der Universität Karlsruhe visualisierte Montage-Arbeitsplätze

Weitere Informationen finden sich bei Zülch (2009) und bei Zülch, Waldher (1992).

Casimir

Das am Fachgebiet Maschinendynamik der TU Darmstadt entwickelte Modell *Casimir* ist ein numerischer Schwingungsdummy (Abb. A.25). Die Repräsentation des Menschen erfolgt dabei als aktiver Schwinger mit einem Freiheitsgrad, dient der Nachbildung des Schwingungsverhaltens für den Anwendungsfall in Pkws und ist

nicht arbeitswissenschaftlich nutzbar. Mittels des Finite-Elemente-Modells (FE) können dynamische Bandscheibenkräfte berechnet werden, da insbesondere Bauch- und Rückenmuskulatur sowie Lendenwirbelsäule detailliert modelliert sind. Das System kann drei Perzentile (5. weiblich, 50. männlich, 95. männlich) darstellen. Analysefunktionen des Systems sind u. a. statische Sitzdruckverteilung, "Meat-to-Metal", H-Punkt nach SAE J826, Sitzübertragungsfunktion in horizontale und vertikale Richtung und dynamische Belastungen der Insassen während der Fahrt. Das Projekt *Casimir* wurde im Jahr 2002 abgeschlossen. Letzte Forschungsarbeiten betreffen die Modellierung einer anatomiebasierten Körperoberfläche (besonders in der Kontaktfläche zum Sitz) durch die Anbindung der Daten des Modells *RAMSIS* an das FE-Modell. Das Menschmodell wird seitdem von der *Wölfel Meßsysteme Software GmbH + Co. KG* vertrieben.

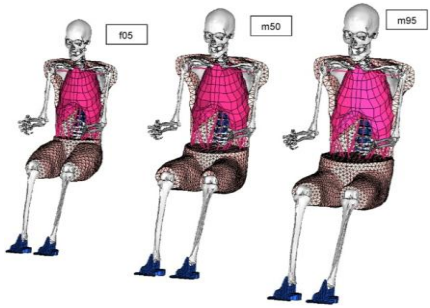


Abb. A.25: Finite-Elemente-Menschmodell *Casimir* zur Analyse verschiedener Sitzparameter (Siefert, Pankoke, Wölfel, 2008)

Weitere Informationen finden sich im Internet unter www.woelfel.de/produkte/sitzkomfort/casimirautomotive.html sowie bei Siefert, Pankoke, Wölfel (2008), bei Wölfel, Rützel, Hofmann (2002), bei Rützel, Wölfel (2005), bei Pankoke, Balzulat, Wölfel (2002), bei Siefert, Delavoye, Cakmak (2006) und bei Cakmak, Delavoye, Führlinger (2006).

CBMAN

Das Menschmodell *CBMAN* wurde am Labor für Bioinformatik des Instituts für Kybernetik der Akademie der Wissenschaften in Minsk (Weißrußland) entwickelt.

Weitere Informationen finden sich bei Tom, Navasiolava (2002) und bei Tom (2000).

Cinci Kid

Das digitale Menschmodell *Cinci Kid* ist ein Mitte der 1970er Jahre genutztes System zur Crash-Simulation, das, wie der Name bereits andeutet, in Cincinnati (USA) entwickelt wurde.

Weitere Informationen finden sich bei Case (1975).

CombiMan

Das *BOEMAN*-Modell wurde im Auftrag des US-amerikanischen Verteidigungsministeriums weiterentwickelt und erlangte in den 1970er Jahren als einfach zu manipulierendes digitales Menschmodell *CombiMan* Verbreitung (Abb. A.26). Das Modell wurde an der *University of Dayton* in Zusammenarbeit mit dem *Armstrong Aerospace Medical Research Laboratory* entwickelt, besteht aus 35 Segmenten und 33 Gelenken und basiert auf sechs verschiedenen militärischen anthropometrischen Datenbanken. Es wurde zur Cockpit-Auslegung und später auch zur Simulation von Wartungsarbeiten genutzt. Das System war in späteren Versionen auch mit *CADAM* und *AutoCAD* kompatibel. Zur Auswertung konnten unter anderem die Funktionen Sichtfeld, Sichtlinie, Erreichbarkeitsanalysen, Kleidungsanalysen und Kraftprognosen genutzt werden.

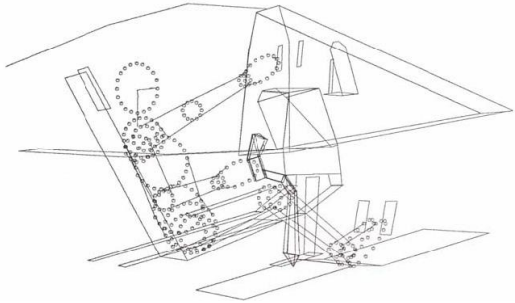


Abb. A.26: das *COMputerized Biomechanical MAN Model*, auch *CombiMan* (Blanchonette, 2006)

Weitere Informationen finden sich im Internet unter http://www.eurocontrol.int/hifa/public/standard_page/Hifa_HifaData_Tools_Anthrop.html sowie bei Bubb, Fritzsche (2009), bei Blanchonette (2006), bei Chaffin, Evans (1986), bei Cahill, Davids (1984), bei Dooley (1982), bei Case (1975) und bei Krause, Kroemer (1973).

Creo Manikin

Seit 2008 und der Version *Wildfire* 4.0 enthält die CAD-Software *Pro/ENGINEER* das Menschmodell *Manikin* (Abb. A.27). Seit 2011 führt *PTC* (*Parametric Technology Corporation*, Needham, USA) das Produkt unter dem Namen *Creo* und das Menschmodell als *Creo Manikin* bzw. *Creo Elements/Pro Manikin Extension*. Das Menschmodell kann auf verschiedene Populationen und Perzentile zurückgreifen und erlaubt die Manipulation der Körperhaltung per Vorwärtskinematik, inverser Kinematik und Datenbanken.

Mit dem Basismodul sind Sichtanalysen, Erreichbarkeitsanalysen, Kollisions- und Maßanalysen durchführbar. Die *Creo Manikin Analysis Extension* (vorher *Pro/ENGINEER Manikin Analysis Extension*) erlaubt außerdem die Nutzung der Funktionen *RULA*, *Snook* (Schie-

ben/Ziehen, Anheben/Absetzen, Tragen) und *NIOSH*. Weitere Verfahren sollen zukünftig integriert werden.

Abb. A.27: das Menschmodell *Creo Manikin* in verschiedenen Anwendungsszenarien (PTC, 2011)

Weitere Informationen finden sich im Internet unter

- www.ptc.com/products/creo/manikin-extension,
- www.ptc.com/products/creo/manikin-analysis-extension und
- www.ptc.com/go/manikin

sowie bei PTC (2011, 2010, 2008a, 2008b).

CrewChief

Das digitale Menschmodell *CrewChief* ist der Nachfolger des ebenfalls am *ARML* (*Armstrong Aerospace Medical Research Laboratory*) der *U.S. Air Force* entwickelten *CombiMan*-Modells. Es wurde Ende der 1980er Jahre zur Analyse von Flugzeug-Cockpits und Flugzeug-Wartungsarbeiten verwendet und verfügt u. a. über Kraftanalysefunktionen.

Weitere Informationen finden sich bei Seitz (2003) und Chaffin (2009).

CrewStation

Das digitale Menschmodell *Crewstation Geometry Evaluator* entstand in den 1990ern aus einer Zusammenarbeit zwischen dem US-amerikanischen *Air Force Research Lab.* (*AFRL*/*HECP*) und dem niederländischen *Human Factors Research Institute* (*TNO HFRI*).

Weitere Informationen finden sich bei Hudson, Oudenhuijzen, Zehner (2000) und bei Tom, Navasiolava (2002).

CyberMan

Neben der Bezeichnung von Charakteren der britischen Fernsehserie *Doctor Who* verbirgt sich hinter dem Namen *CyberMan* ein seit 1978 von *Chrysler* entwickeltes digitales Menschmodell, auch *Cybernetic Man-Model* genannt (Abb. A.28). Die Datenbank des 15 Glieder umfassenden Modells entstammt der SAE-Puppe. Verschiedene Körperperzentile können gewählt und z. B. die Erreichbarkeit analysiert werden. Mit *Cyberman* wurden z. B. die Innenraumabmaße kleiner Autos gestaltet.

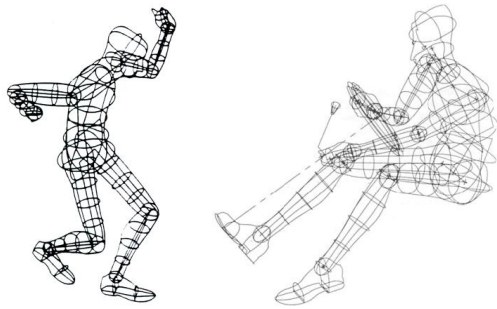


Abb. A.28: das Menschmodell *CyberMan* der *Chrysler Corporation* (IST, 1994; Blanchonette, 2006)

Weitere Informationen finden sich bei Bubb, Fritzsche (2009), bei Blanchonette (2006), bei Rix, Stork (2005), bei IST (1994), bei Dooley (1982) und bei Waterman, Washburn (1978).

DARIU / ELLEN

Die Menschmodelle mit der Bezeichnung *DARIU* und *ELLEN* entstammen einem System zur dreidimensionalen Bewegungsanalyse der Universität von Maryland (Abb. A.29). Die Modelle besitzen kein Skelett, sondern sind aus als konische Superquadriken bezeichneten Objekten mit insgesamt 22 Freiheitsgraden aufgebaut. Das arbeitswissenschaftlich nutzbare System wurde hauptsächlich zur Bewegungsanalyse in Videodaten verwendet.

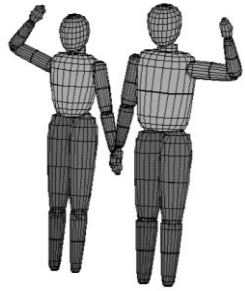


Abb. A.29: *DARIU* / *ELLEN*, Modelle eines Systems zur Bewegungsanalyse (Gavrila, Davis, 1996)

Weitere Informationen finden sich bei Gavrila, Davis (1996).

Delmia Process Engineer Human

Die Software *Delmia Process Engineer* (*DPE*) ist ein anderes System als das bekanntere *DELMIA*. Beide werden durch *Dassault Systemes* vertrieben. *DPE* ist ein Nachfolger der *Ergomas*-Software des Herstellers *EAI-Delta*, die später von der *DELMIA GmbH* in Fellbach

übernommen wurde, und ist bis auf wenige Möglichkeiten zum Datenaustausch inkompatibel zu *DELMIA* V5/V6. *Delmia Process Engineer* wurde z. T. auch als *DELMIA Industrial Engineer* bezeichnet.

Nach einem Import von 3-D-Produktdaten (z. B. CRG, JT, VRML1) kann in *DPE* ein Arbeitsplatz mit dem eigentlichen Menschmodell *DPE Human* konfiguriert werden und anschließend stehen verschiedene Analysen zur Verfügung (Abb. A.30). Das System verfügt über verschiedene Analysemodule, u. a. zu Erreichbarkeitshüllen bzw. dem Greifraum in verschiedenen Konfigurationen (idealer, 90%, 100%, mit Oberkörperbewegung), zur Sichtbarkeit, zu Maximalkräften und -momenten und zum *NIOSH*-Verfahren. Darüber hinaus bieten Arbeitsplatzchecklisten weitere Möglichkeiten zur Ergonomie-Analyse und mit Hilfe der Systeme vorbestimmter Zeiten *MTM* (*1*, *2*, *SD*, *UAS*, *MEK*, *SAM*, *Office Tasks*, *Visual Inspection*) und *WF* (*Block*, *Quick*) können Prozessbausteine und deren Zeiten geplant werden.

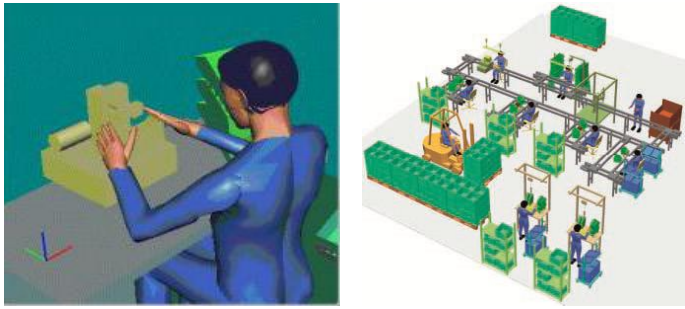


Abb. A.30: das Menschmodell *DELMIA Process Engineer Human* (Delmia, 2001)

Weitere Informationen finden sich bei Delmia (2001).

Dhaiba

Das digitale Menschmodell *Dhaiba*, ein Akronym für *Digital Human Alded Basic Assessment system*, wurde in Japan an der *Hokkaido University* und dem *AIST*-Institut entwickelt (Abb. A.31). In verschiedenen Artikeln wird unter anderem ein detailliertes Handmodell mit verschiedenen Greifalgorithmen, aber auch die Simulation von Ein-/Ausstieg mit einem Gesamtkörpermodell beschrieben.

Abb. A.31: das Handmodell und das Ganzkörpermodell *Dhaiba* (Endo et al., 2007; Endo et al., 2008)

Weitere Informationen finden sich bei Endo et al. (2008, 2007).

DI-Guy

Der *Dismounted Infantry Guy* ist ein Produkt der amerikanischen Firma *Boston Dynamics*, ein 1992 aus dem *MIT* (*Massachusetts Institute of Technology*) hervorgegangenes Spin-Off (Abb. A.32). Die Software dient der Integration menschlicher Charaktere in Echtzeit-Simulationen. Das Modell ist dafür optisch detailliert gestaltet. Mit Texturen und fotorealistischen Polygonmodellen sind über 100 Personenmodelle aus einer Bibliothek wählbar (z. B. abgesessene Infanterie, Flugdeck-Besatzung, Soldaten in ABC-Schutz). Verschie-

dene Kleidung sowie zusätzliches Equipment (Rucksack, Geschirr, Bajonett, etc.) kann ebenfalls simuliert werden. Eine Bibliothek umfasst diverse Echtzeit-Bewegungsanimationen (Stehen, Knien, Liegen, Laufen, Kriechen, Schießen etc.); das Modell beherrscht auch verschiedene Mimik. Durch die Reaktion auf einfache Kommandos kann sich ein *DI-Guy* beispielsweise zu einem bestimmten Punkt durch das Gelände bewegen. Die Zusatzmodule *DI-Guy Scenario* und *DI-Guy Motion Editor* erlauben das Erstellen verschiedener Szenarien sowie das erleichterte Animieren der Modelle.

Das Modell beinhaltet aufgrund des speziellen Anwendungsgebietes kein Skelett und es können keine ergonomischen Analysen durchgeführt werden. Die Software wird z. B. zum Helikopter-Landetraining, zur Simulation von Truppenbewegungen, zur Stadtplanung und -visualisierung, zur Simulation von *Navy-Seals*-Unterwasseroperationen, zur Analyse eines Atomkraftwerk-Leitstandes, zum Training von Landeoffizieren auf Flugzeugträgern oder für das Virtual Prototyping für Waffen eingesetzt.

Abb. A.32: *Dismounted Infantry Guy* (*DI-Guy*), eine Software zur Integration menschlicher Charaktere in militärische Echtzeit-Simulationen (BostonDynamics, 2010)

Weitere Informationen finden sich im Internet unter

- www.bostondynamics.com,
- www.diguy.com/diguy/ und
- www.mak.com/company/DI-Guy.php

sowie bei Boston Dynamics (2010), bei Blank, Broadbent, Crane, Pasternak (2009), bei Terzopoulos (2009, 2003), bei Rabie, Terzopoulos (2000) und bei Raibert (1998).

DIANA

Das Menschmodell *DIANA*, das in dem Anthropos-Handbuch erwähnt wird, wurde von *General Electric* in den USA erstellt (Abb. A.33).

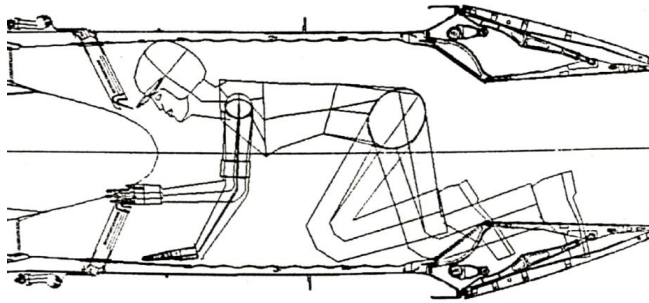


Abb. A.33: das Menschmodell *DIANA* (IST, 1994)

Weitere Informationen finden sich bei IST (1994).

DigitalBiomechanics

Die wie *DI-Guy* ebenfalls vom Hersteller *Boston Dynamics* stammende Software *DigitalBiomechanics* dient der Simulation von Auswirkungen verschiedenen Equipments auf Soldaten sowie der

Modellierung von Robotern (Abb. A.34). Durch eine integrierte Datenbank können verschiedene Menschmodelle mit anthropometrischen Datensätzen genutzt werden. Daneben ist aktives Verhalten (Laufen, Rennen, Kriechen) simulierbar. Das Projekt wird hauptsächlich durch das US-Militär finanziert (*US Army Natick Soldier Center*), es fließen aber auch wissenschaftliche Impulse z. B. der *Cornell University* (Ithaca, NY/USA) ein. Die Software findet hauptsächlich beim Militär Anwendung (*Marines*, Forschungsinstitut für Umgebungsmedizin – *USARIEM* usw.), aber auch einige kommerzielle Firmen (z. B. *Sony Corp*. - *SDR Humanoid Robot Simulator*, *Sacros Corp.*) verwenden das Werkzeug. Die Analysen, die mit *DigitalBiomechanics* durchgeführt werden können, betreffen u. a. Interaktionskräfte, relative Bewegungen, Equipment-Formen, Gewichtsverteilungen, Befestigungen, Haltungs- und Balancebeeinflussungen sowie Bewegungseinschränkungen.

Abb. A.34: *DigitalBiomechanics* – digitale Menschmodelle zur meist militärischen Equipment-Simulation (Boston Dynamics, 2003)

Weitere Informationen finden sich im Internet unter www.BostonDynamics.com sowie bei Boston Dynamics (2003) und bei LaFiandra (2009).

DYNAMICUS

Das arbeitswissenschaftlich nutzbare Menschmodell *DYNAMICUS* wurde und wird vom *Institut für Mechatronik e. V.* in Chemnitz entwickelt (Abb. A.35). Durch die Erweiterung des Mehrkörper-Simulations-(MKS-)Systems *alaska* (*advanced lagrangian solver in kinetic analysis* / Simulationswerkzeug zur Analyse, Synthese und Optimierung mechatronischer Systeme) um eine Anthropometrie-Bibliothek mit Segmenten und Gelenken sowie Algorithmen zur Skalierung der Segmente wurde ein System mit sehr speziellen, gleichzeitig einzigartigen Anwendungsmöglichkeiten geschaffen. Die Dateneingabe für das biomechanische 3-D-MKS-Menschmodell erfolgt entweder über Videodaten mehrerer Perspektiven, in denen Markierungen am Körper manuell bestimmt werden oder per Motion Capturing (*MoCaSim*).

Anwendung findet dieses System z. B. bei der Schwingungsuntersuchung im Zeit- und Frequenzbereich, sportlichen Technikanalysen, orthopädischen Diagnostik, der Bewertung von Arbeitsvorgängen oder der Ermittlung mechanischer Kenngrößen für Sitz- und Menschmodelle.

COSYMAN ist eine Erweiterung des Systems um die Anbindung an eine Software von *Johnson Controls* sowie die Verknüpfung mit dem Menschmodell *RAMSIS*, um dessen Datenbasis nutzen zu können. Das primär zur Komfortsimulation von PKW-Sitzen genutzte System modelliert den Kontakt zwischen Menschmodell und Sitzoberfläche. Damit können Aussagen über das dynamische Verhalten des Mensch-Sitz-Systems gemacht werden. *JUMPICUS* ist eine weitere Speziallösung, die durch eine besondere Oberflächengestaltung der Software für Trainer und Sportler optimiert wurde.

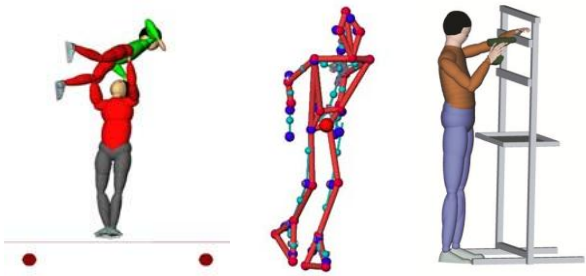


Abb. A.35: das Menschmodell *alaska/DYNAMICUS* in verschiedenen Anwendungsszenarien; links: Simulation von Eiskunstläufern (Härtel, Knoll, Maißer, 2006); Mitte: Skelettstruktur (Härtel, Knoll, Maißer, 2006); rechts: Montagesimulation (IfM, insys, 2010)

Weitere Informationen finden sich im Internet unter

- www.tu-chemnitz.de/ifm/,
- www.tu-chemnitz.de/ifm/projekte/p_cosyman.htm und
- www.tu-chemnitz.de/ifm/produkte-html/alaskaDYNAMICUS.html

sowie bei IfM (2010), bei IfM, insys (2010), bei Keil, Härtel, Toledo Munoz, Busche, Hoffmeyer, (2010), bei Bubb, Fritzsche (2009), bei Härtel, Knoll, Maißer (2006) und bei Härtel, Hermsdorf (2006).

eM-Human

Die Bezeichnung *eM-Human* wurde für das digitale Menschmodell *AnyMan* in Verbindung mit einigen weiteren Funktionen in der Software *Tecnomatix* von *Siemens PLM*, vormals *UGS* / *Unigraphics Solutions* genutzt (siehe *AnyMan*). Auch eine *RAMSIS*-Integration war unter dem Begriff *eM-Human* verfügbar (siehe *RAMSIS*).

EMA

Das Menschmodell *EMA – Editor menschlicher Arbeit* – wird von der *imk automotive GmbH* in Chemnitz entwickelt (Abb. A.36). Das System besteht aus einem Programmkern, der modular angelegt ist und mit verschiedenen Plattformen zusammenarbeiten soll. Nach der Entwicklung eines Prototypen und wissenschaftlichen Vorarbeiten wurde im Jahr 2011 zunächst eine Version für *DELMIA* von *Dassault Systemes* entwickelt. Es sollen eine Stand-alone-Version sowie evtl. weitere Systemintegrationen folgen.

Neben verschiedenen, mit anderen Menschmodellen vergleichbaren Funktionen liegt der Fokus der Entwicklungen auf einer neuartigen Methode zur Bewegungseingabe, die nicht – wie bislang üblich – als Keyframe-Animation, sondern durch Eingabe von Prozessbausteinen, sogenannten Verrichtungen, erfolgt. Diese werden um weitere geometrische und parametrische Informationen ergänzt, wonach das System algorithmisch die notwendigen Bewegungen ermittelt.

Ein zweiter Schwerpunkt ist die Verbesserung der ergonomischen Bewertung, die in Zusammenarbeit mit den Projektpartnern von *imk automotive* vorangetrieben wird.

Abb. A.36: der *Editor menschlicher Arbeit* (*EMA*), links das Menschmodell und rechts eine Ansicht des Prototypen (Leidholdt, Fischer, Mühlstedt, 2010)

Weitere Informationen finden sich im Internet unter www.imk-automotive.de sowie bei Leidholdt, Fischer, Mühlstedt (2010) und bei Leidholdt (2009).

ErgMan

Als *ErgMan* wurde ein interaktives Mehrsegment-Körpermodell bezeichnet, das während des *ErgonEXPERT*-Projektes am *IfADo* in Dortmund geplant war. Über Fertigstellung oder spätere Veröffentlichungen zum Modell ist nichts bekannt.

Weitere Informationen finden sich bei Laurig, Hecktor, Jäger (1994).

ERGO

Das ursprünglich Mitte der 1990er Jahre von der Firma *Deneb Robotics, Inc.* (Auburn Hills, MI/USA) entwickelte Werkzeug – zunächst *Deneb/ERGO* genannt – ist ein Plug-In für die CAD-Software *IGRIP* bzw. *ENVISION* (Abb. A.37). Später wurde es als *ENVISION/ERGO* und *IGRIP/ERGO* bezeichnet und wurde letztlich in das Modell *Safework* integriert.

Mit dem Menschmodell können drei verschiedene Perzentile (5., 50. und 95.) und Geschlechter eingestellt werden, es erlaubt Manipulationen mit inverser sowie Vorwärtskinematik und die Anthropometrie kann außerdem manuell angepasst werden. Weiterhin können mit dem System verschiedene Analysen durchgeführt werden, wie z. B. zur Sichtbarkeit, Erreichbarkeit, Heben/Tragen (*NIOSH* 91), zum Energieaufwand (*Garg*), eine Haltungsanalyse (*RULA*) und Zeitanalysen (*MTM-UAS*).

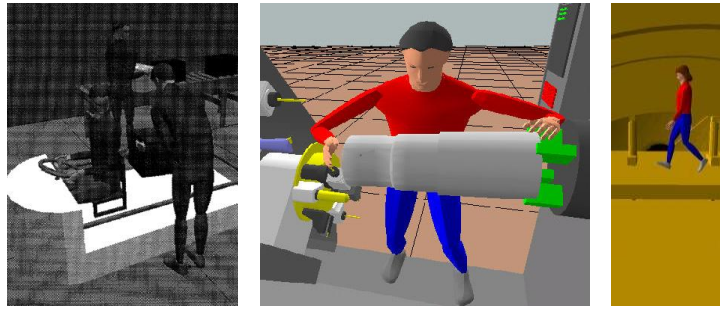


Abb. A.37: das Menschmodell *Deneb/ERGO*, links in einer frühen Version (Nayar, 1995), in der Mitte eine Anwendung in der Montage (Donald, 1998) und rechts die letzte bekannte Veröffentlichung mit der Untersuchung großer Behälter (Hunter, Thomas, Dischinger, Babai, 2003)

Weitere Informationen finden sich bei Hunter, Dischinger, Babai (2003), bei Calton (1999), bei Donald (1998), bei Nayar (1996, 1995a und 1995b) und bei Vickers, Davis, Breazeal, Watson (1995).

ErgoBim

Das Modell bzw. System *ErgoBim* – die Kurzform von *Ergonomical Biomechanics* – wird in zwei vorliegenden Artikeln erwähnt und stammt aus Russland. Weiterführende Informationen waren im Rahmen der Arbeit (zumindest im Deutsch- und Englischsprachigen) nicht recherchierbar.

Weitere Informationen finden sich bei Tom, Navasiolava (2002) und Tom (2003).

ERGOman

Das Modell *ERGOMan* wurde seit 1983 im *Laboratorie d'Anthropologie Appliguée et d'Ecole Humaine / Laboratory of Applied Anthropology* in Paris an der *Université de Paris V René Descar-*

tes entwickelt (Abb. A.38). In den 1990er Jahren wurde es von der Firma *EAI-Delta GmbH* weitergeführt, die 2000 von *Dassault Systemes* übernommen wurde. Das Modell basiert auf der anthropometrischen Datenbank *ErgoDATA*, in der 40.000 Datensätze enthalten sind. Ebenso wie *ERGOMas* ist es Teil des *ERGOPlan*-Systems. Basierte es anfangs noch auf einer CAD-Integration in *EUCLID-IS* (*Matra*), so wurde das Menschmodell später in *ENVISION* integriert bzw. ging in das Know-How von *Dassault Systemes* und deren Produkten über (z. B. *Delmia*). Im Laufe der Jahre kam das Menschmodell in verschiedenen Anwendungsgebieten, u. a. bei *Porsche*, *AMT Ireland* und *Lockheed Martin Aeronautics* zum Einsatz. Der direkte Nachfolger ist das Menschmodell *Delmia Process Engineer Human*.

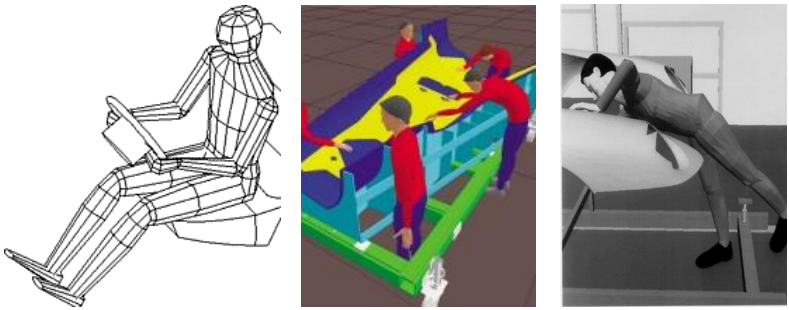


Abb. A.38: das Menschmodell *Ergoman* in verschiedenen Anwendungsszenarien (Université de Paris V, 2005; Alexander, 2004; Schlick, Luczak, Bruder, 2010)

ERGOMan verfügt über 20 Segmente, die durch 19 Gelenke miteinander verbunden sind und in 46 Freiheitsgraden bewegt werden können. Es können verschiedene Analysefunktionen zu Bewegungen, Bewertung von Haltungen, Maximalkräften, Kollisionsdetektionen, Analyse von Gelenkkräften und *MTM-1* genutzt werden. Eingesetzt wurde das System u. a. zur Simulation von Bewegungs-

abläufen in Fertigung und Montage, zur Optimierung von Mensch-Maschine-Schnittstellen, zur anthropometrischen Analyse in Fahrzeugen, bei der Luft- und Raumfahrt oder der Bahntechnik sowie zu Simulationen von Handwerkzeugen, Einrichtungen, Spannvorrichtungen, Wagen, Schutzkleidung, etc.

Weitere Informationen finden sich im Internet unter

- www.biomedicale.univ-paris5.fr/LAA/eergoman.htm,
- www.irishscientist.ie/2000/contents.asp?contentxml=211bs.xml&contentxsl=insight3.xsl und
- www.thefreelibrary.com/Gearing+up+for+JSF+assembly%3A+simulating+ERGOman+at+work.-a0105368797

sowie bei Bubb, Fritzsche (2009), bei Université de Paris V (2005), bei Fulder, Pitzmoht, Polajnar, Leber (2005), bei Alexander (2004), bei Hanson, Wienholt, Sperling (2003), bei Coffey, Fitzpatrick (2000), bei Lippmann (1996) und bei Mollard, Ledunois, Ignazi, Coblentz (1992).

ErgoSHAPE

ErgoSHAPE wurde am *Institute of Occupational Health* in Helsinki, Finnland zu Beginn der 1990er Jahre entwickelt (Abb. A.39). Das System, das anfangs *ErgoSPACE* genannt wurde, ist ein Zusatzmodul für *AutoCAD* und arbeitet hauptsächlich mit einer 2-D-Oberfläche. Als Menschmodelle stehen ein in neun Segmenten bewegbares Modell sowie verschiedene Modelle in vorgefertigten Körperhaltungen zu Verfügung. Das Menschmodell kann die Anthropometrie in einer finnischen, einer nordeuropäischen und einer nordamerikanischen Variante für das 5., das 50. und das 95. Perzentil beiderlei Geschlechts abbilden. Als Analyse-Funktionen sind Sichtanalysen und Erreichbarkeitsanalysen dokumentiert.

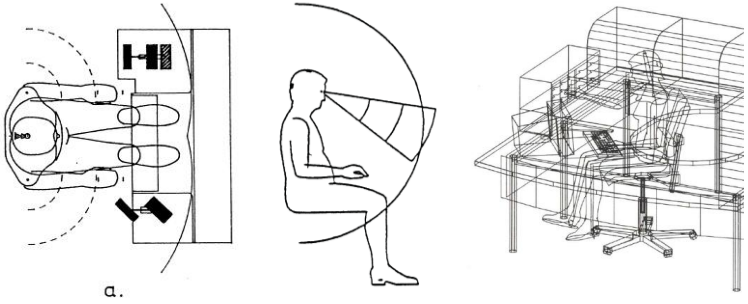


Abb. A.39: das in Finnland entwickelte Menschmodell *ErgoSHAPE* (links: Stevenson, Coleman, Long, Williamson, 2000; Mitte: Laitila, 2005, rechts: Launis, Lehtelä, 1992)

Weitere Informationen finden sich bei Laitila (2005), bei Stevenson, Coleman, Long, Williamson (2000) und bei Launis, Lehtelä (1992).

First Man

In einer Zusammenarbeit zwischen *Boeing*, *Computer Graphics, Inc.* und der *Southern Illinois University* entstand aus den Erfahrungen des *Landing Signal Officer* 1967 das digitale Menschmodell *First Man*, das später zu *Second*, *Third* und *Fourth Man* weiterentwickelt wurde (Abb. A.40).

Das Modell ist aus sieben Gelenken und sieben Segmenten aufgebaut, hat lediglich einige Linien als „Oberfläche“ und stellt das 50. Perzentil eines amerikanischen Mannes dar. Es wurde zur Entwicklung der Instrumententafeln in der *Boeing 747* genutzt und kam außerdem in einer Fernsehwerbung des Unternehmens *Norelco* zum Einsatz.

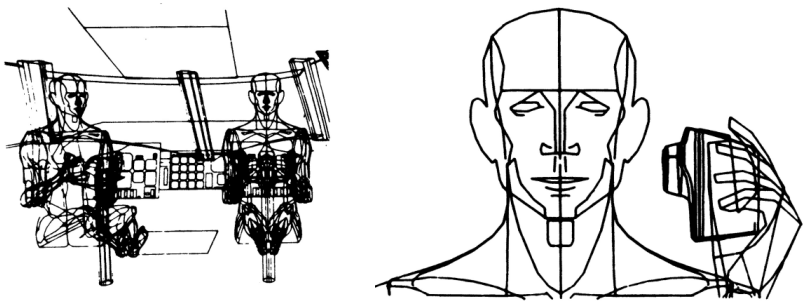


Abb. A.40: ein frühes Menschmodell aus den 1960ern: *First Man* (Fetter, 1982)

Weitere Informationen finden sich bei Bubb, Fritzsche (2009), bei Magnenat-Thalmann, Thalmann (2008), bei Blanchonette (2006) und bei Fetter (1982).

Fourth Man

Der *Fourth Man* ist einer der Nachfolger des *First Man* bzw. direkter Nachfolger des *Third Man and Woman* (Abb. A.41).

Abb. A.41: aus dem *First Man* wurde später der hier abgebildete *Fourth Man* (Fetter, 1982)

Das digitale Menschmodell wurde am *Southern Illinois Research Institute* 1977 entwickelt. Als eines der ersten Systeme erlaubte es eine Farbdarstellung von polygonalen Oberflächen sowie die Simulation von Schatten. Darüber hinaus sind der Literatur kaum Informationen zu diesem Menschmodell zu entnehmen.

Weitere Informationen finden sich bei Bubb, Fritzsche (2009) und bei Fetter (1982).

Franky

Die *Gesellschaft für Ingenieurtechnik mbH* (*GIT*) in Essen veröffentlichte 1986 das Menschmodell *Franky* für die Plattformen *CAMX/ROMULUS* und *VAX 750* (Abb. A.42). Das aus 16 Segmenten und 15 Kugelgelenken verbundene Modell basierte auf anthropometrischen Werten der DIN 33416 sowie des *Handbuches der Ergonomie*. Für Anwendungen, die eine fein modellierte Hand benötigten, existiert ein Extramodul einer gegliederten Hand mit 27 Freiheitsgraden. Es konnte das 5. und 50. Perzentil weiblich sowie das 50. und 95. Perzentil männlich genutzt werden. Die durchführbaren Analysen umfassten Sichtbarkeit, Erreichbarkeit, Kräfte und Drehmomente.

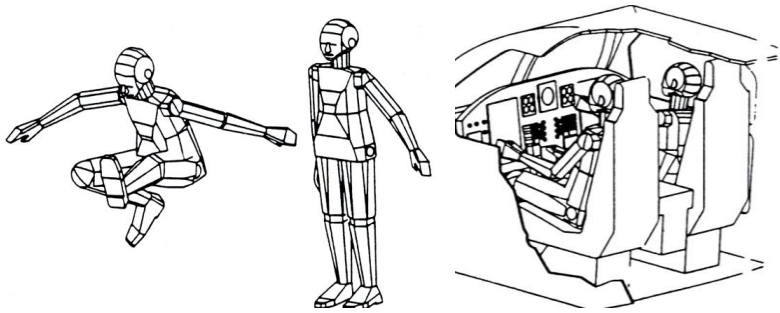


Abb. A.42: das Menschmodell *Franky* aus den 1980er Jahren (IST, 1994; rechts: Laitila, 2005)

Weitere Informationen finden sich bei Laitila (2005), bei IST (1994), bei Seidl (1994) und bei Schaub (1988).

GENPAD

Die Software *GENPAD* von *Visteon Corp.* enthält ein 3-D-Objekt, das einer Gliederpuppe ähnelt (Abb. A.43). Es bietet einige Funktionen zur Fahrzeuginnenraumgestaltung, wie Sichtanalysen, Erreichbarkeitszonen, Sicherheitszonen, Kniepolsterzonen oder die Anzeige des optimalen Bereiches für den Gangwahlhebel. Das System scheint jedoch kein Menschmodell im eigentlichen Sinn zu enthalten.

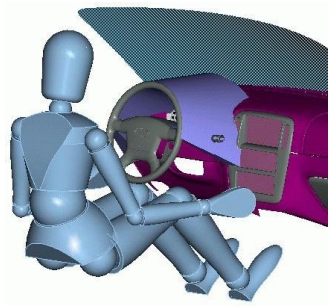


Abb. A.43: Gestaltung eines Fahrzeuginnenraumes mit *GENPAD* (McGuire et al., 2002)

Weitere Informationen finden sich im Internet unter www.visteon.com/company/capabilities/genpad.html und bei McGuire et al. (2002).

Graphic Man Model

Das Menschmodell *Graphic Man Model* wurde an der Universität von Michigan (USA) in den 1980er Jahren entwickelt (Abb. A.44).

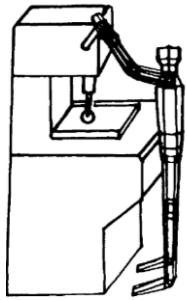


Abb. A.44: das in Michigan entwickelte *Graphic Man Model* (Chaffin, Evans, 1980)

Weitere Informationen finden sich bei Chaffin, Evans (1980).

GRIBS

Das System *GRIBS* wurde Mitte der 1980er Jahre am *Fraunhofer IAO* in Stuttgart entwickelt (Abb. A.45).

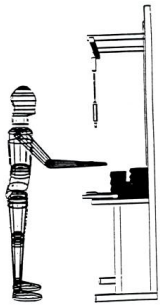


Abb. A.45: das *GRIBS*-System aus Stuttgart (Bullinger, Kay, Menges, 1988)

Weitere Informationen finden sich bei IST (1994) und bei Bullinger, Kay, Menges (1988).

HANAVAN

Im Jahr 1964 veröffentlichte Hanavan ein biomechanisches Menschmodell, das aus Zylindern bzw. Kegelstumpfen aufgebaut war (Abb. A.46). Das 15-segmentige und 13-gelenkige Modell war eines der ersten aus dreidimensionalen Körpern aufgebaute Menschmodell. Vorhergehende Systeme wurden meist als durch Linien verbundene Gelenke dargestellt.

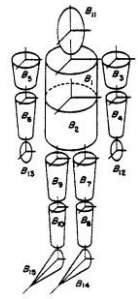


Abb. A.46: das 1964 veröffentlichte biomechanische *Hanavan*-Modell (Huston, Passerello, 1971)

Weitere Informationen finden sich bei Huston, Passerello (1971) und bei Hanavan (1964).

HEINER

Das System *HEINER* bezeichnet ein anthropometrisches Modell in einer Drahtgitter-Darstellung, das in den 1980ern an der TU Darmstadt entwickelt wurde (Abb. A.47). Es ermöglicht die Darstellung männlicher (95. Perzentil), weiblicher (5. Perzentil) und neutralgeschlechtlicher (50. Perzentil) Anthropotypen in sitzender und stehender Körperhaltung. Neben der Bewertung von Körperhaltungen

können auch Normal- und Querkräfte in den Gelenken berechnet werden.

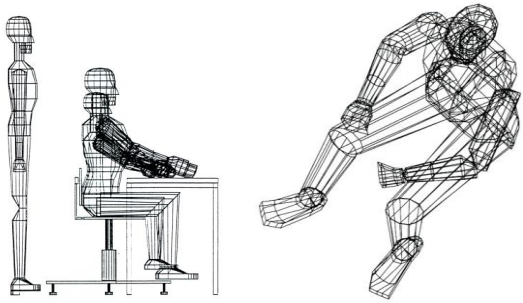


Abb. A.47: das Darmstädter Menschmodell *HEINER* (links: IST, 1994; rechts: Schaub, 1988)

Weitere Informationen finden sich bei Schaub (1988).

HUMAN (AutoCAD)

Unter der Bezeichnung *HUMAN* wurde Ende der 1990er Jahre eine Erweiterung für *AutoCAD* vorgestellt, die Menschmodelle mit einigen Funktionen integriert (Abb. A.48). Auf der *Humanscale*-Datenbank basierend können männliche und weibliche Modelle genutzt werden, die vom 0,5. bis zum 99,5. Perzentil skalierbar sind. Die Körperhaltungsmanipulation erfolgt über Kommandozeilenbefehle. Als Analysefunktionen sind Sicht- und Erreichbarkeitsauswertungen durchführbar.

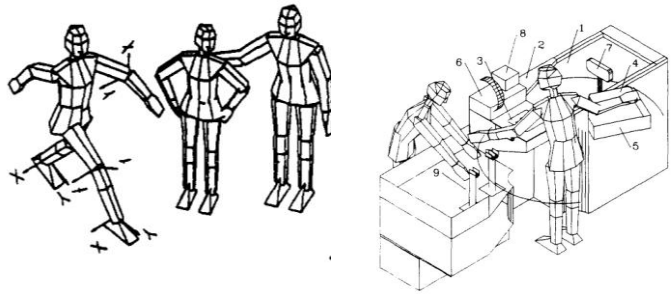


Abb. A.48: als *HUMAN* bezeichnete, in *AutoCAD* integrierte Menschmodelle (Sengupta, Das, 1997)

Weitere Informationen finden sich bei Sengupta, Das (1997).

Human Builder

Human Builder ist das digitale Menschmodell von *Dassault Systemes*, das in *Catia*, *Delmia* und *Enovia* eingesetzt wird. Das 2011 als *Human Builder 2* (*HBR*/*MHB*) bezeichnete Werkzeug entstand aus dem Vorgänger *Safework* und wird stetig weiterentwickelt (Abb. A.49). Das Menschmodell kann fünf Populationen abbilden, erlaubt die Einstellung eines beliebigen Perzentils und kann durch Vorwärtskinematik, inverse Kinematik sowie mittels statischer und dynamischer Haltungsdatenbanken in seiner Körperhaltung manipuliert werden.

Die ergänzenden Zusatzpakete *Human Posture Analysis* (*HPA*/*MHP*), *Human Activity Analysis* (*HAA*/*MHA*), *Human Task Analysis/Simulation* (*HTA*/*MHT*, nur in *Delmia* verfügbar) und *Human Measurements Editor* (*HME*/*MHM*) ermöglichen die Nutzung weiterer Funktionspakete. Das Zusatzwerkzeug *Human Activity Analysis* erlaubt *RULA*-Analysen, Heben/Senken-Analysen (*NIOSH 81/91*, *Snook&Ciriello 91*), Schieben/Ziehen-Analysen (*Snook&Ciriello*), Tragen (*Snook&Ciriello*) und eine biomechanische Analyse. *Human*

Posture Analysis ermöglicht die qualitative und quantitative Haltungsanalyse mit vom Anwender zu definierenden Gelenkwinkelbereichen. Diese erlauben durch farbliche Hervorhebung eine optische Kontrolle der Haltung. Eine automatische Haltungsoptimierung komplettiert den Funktionsumfang. *Human Task Simulation* erlaubt die Bewegung bzw. Animation des Menschmodells. Treppensteigen, das Benutzen einer Leiter und die Erstellung von Laufwegen sind neben der Schlüsselbild-Animation möglich. Für diese kinematischen Vorgänge kann anschließend der Arbeitsumsatz (in kcal) sowie der Weg eines Körpersegments analysiert werden. Mit dem *Human Measurements Editor* lassen sich die anthropometrischen Daten für alle Einzelelemente des Menschmodells definieren. Für *Human Builder* sind einige Zusatzsysteme verfügbar, z. B. haptische Eingabegeräte und Anbindungen an Motion-Capture-Systeme.

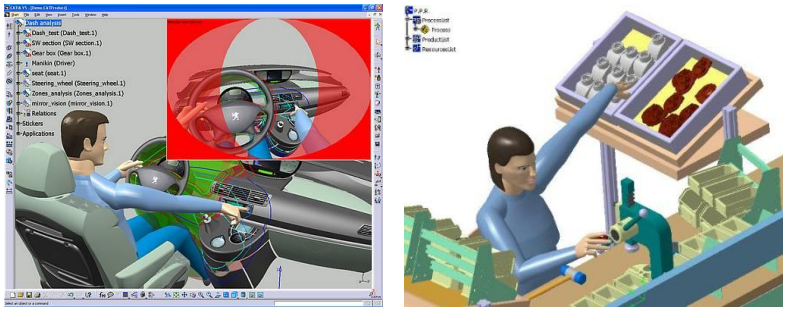


Abb. A.49: (links: Dassault Systemes, 2004; rechts: Jovanovic, Tomovic, Cosic, Miller, Ostojic, 2007)

Weitere Informationen finden sich im Internet

- zu *CATIA* unter www-01.ibm.com/software/applications/plm/catiav5/prods/hbr/,
- zu *DELMIA* unter www.3ds.com/products/delmia/solutions/human/

- zu *ENOVIA* unter www.3ds.com/products/enovia/

sowie allgemein zu *Human Builder*

- bei Fritzsche (2010),
- bei Fireman, Lesinski (2009),
- bei Jovanovic, Tomovic, Cosic, Miller, Ostojic (2007),
- bei Kühn (2006) und
- bei Zander (2007),

sowie zur Anwendung

- bei Hanson, Högberg (2010),
- bei Green, Hudson (2010),
- bei Wang, Sun, Kong (2008) und
- bei Liverani, Amati, Caligiana (2004).

Human-Builder

Das arbeitswissenschaftlich nutzbare System *Human-Builder*, das sich namentlich nur durch den Bindestrich von dem bekannten *Dassault-Systemes*-Modell unterscheidet, dient der Aufarbeitung von Motion-Capture-Daten (Abb. A.50). Es wurde an der Uni Konstanz mit *VietenDynamics* entwickelt und ist in *Autodesks MotionInventor* integriert.

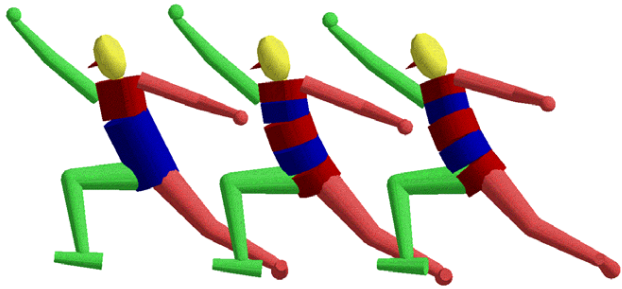


Abb. A.50: das Motion-Capture-Analyse-Modell *Human-Builder* (Vieten, 2004)

Weitere Informationen finden sich bei Vieten (2004).

HUGO

Das als *HUGO* bezeichnete Menschmodell entstand durch das *Visible Human Project*, bei dem eine menschliche, tiefgefrorene Leiche in Scheiben geschnitten und gescannt wurde. Das entstandene Menschmodell besteht aus Voxeln (volumetrischen Pixeln), dient im Wesentlichen medizinischen Anwendungen und ist nicht arbeitswissenschaftlich nutzbar.

Weitere Informationen finden sich bei Bubb, Fritzsche (2009).

HumanCAD

Das digitale Menschmodell *HumanCAD* von *NexGen Ergonomics Inc.* aus Pointe Claire, Montreal (CA) ist der Nachfolger der *Mannequin*-Systeme. *HumanCAD* ist ein Stand-alone-Softwaresystem für *Windows* und *Mac OS* zur ergonomischen Produkt- und Arbeitsplatzgestaltung (Abb. A.51). Es basiert auf den anthropometrischen Datenbanken *ANSUR* und *NASA-STD-3000*, kann jedoch ebenso manuell angepasst werden.

Als Manipulationsfunktionen kommen Vorwärtskinematik, inverse Kinematik und Hinlangen zu einem Ziel zur Anwendung, als Analysefunktionen stehen Sichtanalysen (Sichtfenster, Sichtkegel), Erreichbarkeitsanalysen (Hand, Fuß) und mit dem Erweiterungspaket *Ergo tools* außerdem *NIOSH*, Biomechanikanalysen sowie eine Anbindung an *3DSSPP* zur Verfügung.

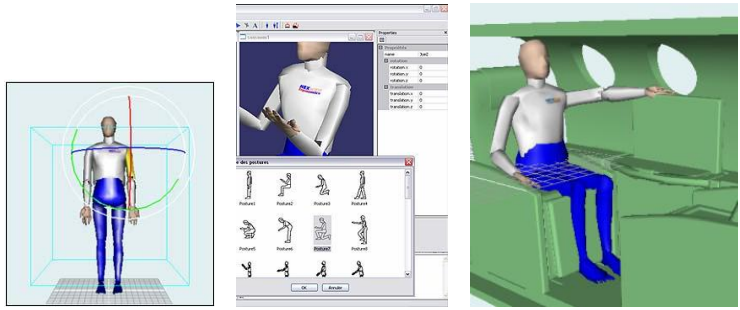


Abb. A.51: das digitale Menschmodell *HumanCAD* ist Nachfolger der *Mannequin*-Systeme (NexGen, 2011)

Weitere Informationen finden sich im Internet unter

- www.humancad.com,
- www.nexgenergo.com/ergonomics/humancad_prods.html,
- software.cae.wisc.edu/package/humancad und
- www.sangwoosci.com/mqp_app.htm

sowie bei Dahari, Yeo, Cho, Sabri, Mingo (2010).

HYBRID

Die arbeitswissenschaftlich nicht nutzbaren FEM-Menschmodelle *HYBRID*, *HYBRID-II* und *HYBRID-III* sind ursprünglich als reale Crash-Test-Dummys eingesetzte digitalisierte Modelle zur Crash-Test-Simulation.

Weitere Informationen finden sich z. B. bei Wikipedia (2010).

IDO:Ergonomics

Das Stuttgarter Unternehmen *IC:IDO* vertreibt verschiedene Produkte, zu denen das System *IDO:Ergonomics* gehört, das auch ein Menschmodell beinhaltet (Abb. A.52). Dieses besitzt die weniger gebräuchliche interne Bezeichnung *CharAT* für *Character-Animations-Tool*. Synonym für *IDO:Ergonomics* wird außerdem *IDO:ErgonomiX* für die gesamte Ergonomie-Lösung sowie der Zusatz *VDP* (*Visual Desicion Platform*) genutzt. Das Menschmodell existiert als Plug-In für *3dStudioMAX* und als Teil von VR-Umgebungen wie der *CAVE*.

Abb. A.52: mehrere Darstellungen des Menschmodells *IDO:Ergonomics* bzw. *CharAT* des Herstellers *IC:IDO* (Kamusella, 2008)

Das Menschmodell erlaubt die Nutzung verschiedener anthropometrischer Variablen wie Perzentil, Population, Alter und Somatotypen sowie die manuelle Anpassung der Anthropometrie. Die Körperhaltung des Menschmodells ist via Vorwärtskinematik und inverser Kinematik einstellbar, als Analyse-Funktionen stehen Erreichbarkeitsanalyse, Haltungsanalyse, Komfort-/Diskomfortbewertung,

Sichtanalyse, Belastungsanalyse, und die Errechnung des Schwerpunkts zur Verfügung.

Weitere Informationen finden sich im Internet unter www.icido.de bzw. unter www.icido.de/de/Produkte/VDP/IDO_Ergonomics.html sowie bei IC.IDO (2008) und Kamusella (2008).

IMMA

Das als *Intelligently Moving Manikin* bzw. *IMMA* benannte System wurde an der *University of Skövde* in Schweden entwickelt (Abb. A.53). Das *IMMA*-Modell besteht aus einem inneren Skelett-Modell und einer Oberfläche für Kleidung bzw. Haut und besitzt 72 Gelenke, 81 Segmente und 148 Freiheitsgrade. Die ersten anthropometrischen Daten basieren auf dem *Anthropometrischen Atlas* und sollen in Zukunft ausgebaut werden.

Als Analyse-Funktionen wurden bislang zu Demonstrationszwecken die *OWAS*- und *RULA*-Methode implementiert, was in Zukunft ebenfalls ausgebaut werden soll.

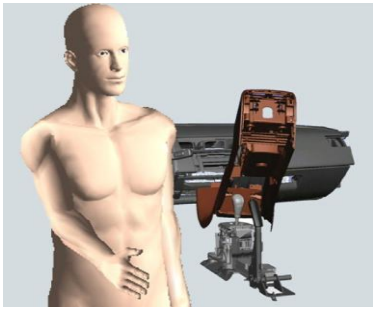


Abb. A.53: illustrative Darstellung des *IMMA - Intelligently Moving Manikin* (Högberg, 2011)

Weitere Informationen finden sich im Internet unter

- www.his.se/english/research/virtual-system/research-groups/user-centred-product-development-research-group/research-in-product-design-engineering/vec/research-projects/imma/

sowie bei Hanson, Högberg, Bohlin, Carlson (2011), bei Högberg (2011) und bei Svensson, Bertilsson, Högberg (2010).

Jack

Das Menschmodell *Jack* wurde Mitte der 80er Jahre von der Universität von Pennsylvania (*Center for Human Modeling*) in Zusammenarbeit mit der *NASA* und *Transom Technologies Inc.* entwickelt. Das Menschmodell mit dem Vorgänger *TEMPUS* wird seit 1996 als kommerzielle Software vertrieben, anfangs von *Transom*, anschließend von *Engineering Animation, Inc.* (*EAI*), die wiederum von *Unigraphics Solutions* (*UGS*) übernommen wurden. Aktuell wird es von *Siemens PLM* weiterentwickelt und vertrieben. Es ist unter dem Namen *Classic Jack* als Einzelsoftware verfügbar. Ebenso sind Integrationen in die PLM-Software *Tecnomatix* (*Process Simulate Human*), seit 2005 in die CAD-Lösung *NX* (*NX Human Modeling*) sowie in die Software *Teamcenter* (*Teamcenter Vis[ualization] Jack*) verfügbar. Ursprünglich diente es der Arbeitsplanung beim Zusammenbau der Raumstation *ISS*, unter anderem bei der Sichtplanung in einem Raumanzug. Mittlerweile wird es für viele andere Anwendungen genutzt. Das weibliche Gegenstück zum Modell *Jack* wird als *Jill* bezeichnet. Seit 2008 ist für das Menschmodell eine neue Oberfläche (als Mesh) verfügbar.

Die Modelle sind in Gewichts- und Körperhöhenperzentil, Geschlecht und in einzelnen anthropometrischen Variablen variierbar. Dabei basieren die Daten auf amerikanischen Anthropometriedatenbanken (*ANSUR*, *NHANES* u. a.). Der Funktionsumfang, insbesondere bei den Analysefunktionen, unterscheidet sich je nach Softwaresystem,

in dem das Menschmodell genutzt wird. Weiterhin sind die Zusatzpakete *Task Analysis Toolkit* zur ergonomischen Arbeitsgestaltung, *Occupant Packaging Toolkit* zur Ergonomieuntersuchung und *Motion Capture Toolkit* zur Aufnahme realer Bewegungsdaten erhältlich. Aktuelle Forschungsarbeiten, die z. B. vom *Human Motion Simulation Laboratory* der Universität von Michigan (Zentrum für Ergonomie) durchgeführt werden, beschäftigen sich u. a. mit Bewegungssimulationen oder Implementierungen kognitiver und informationsverarbeitender Modelle. Durch die offene Systemarchitektur besonders des *Classic Jack* sind einige Erweiterungen des Systems, z. B. zum Motion Capturing, entwickelt worden.

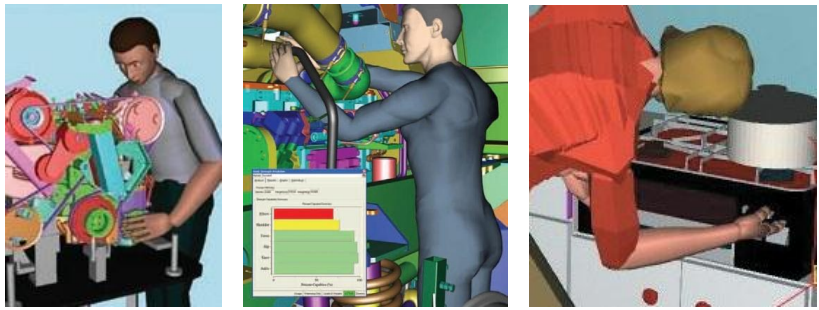


Abb. A.54: Das Menschmodell *Jack*, links in der Standardansicht – hier in *NX* (Siemens PLM Software, 2008), mittig im Präsentationsmodus mit Mesh-Oberfläche – seit 2008 z. B. in *Tecnomatix* verfügbar (Siemens PLM Software, 2009) und rechts das weibliche Modell *Jill* (Osaka Gas Company, Siemens PLM Software, 2007)

Weitere Informationen finden sich im Internet

- zu *Jack* in *Tecnomatix* unter www.plm.automation.siemens.com/en_us/products/tecnomatix/assembly_planning/jack/index.shtml,

- zu *Jack* in *NX* unter www.plm.automation.siemens.com/en_us/products/nx/design/mechanical/human.shtml,
- zu *Jack* in *Teamcenter* unter www.plm.automation.siemens.com/en_us/products/teamcenter/solutions_by_product/lifecycle_visualization.shtml,
- zu *Jack* und Motion Capturing unter www.intersense.com/,
- zu *Jack* in der Forschung unter www.engin.umich.edu/dept/ioe/HUMOSIM/ und mreed.umtri.umich.edu/mreed/research_dhm.html,
- zum Vertrieb unter www.simsol.co.uk/ und www.robertirobotics.com/ und
- populärwissenschaftlich unter en.wikipedia.org/wiki/Jack_(human_modeling)

sowie zu Jack

- bei Reed (2009),
- bei Bubb (2008),
- bei Mühlstedt, Kaußler, Spanner-Ulmer (2008),
- bei Chaffin (2007),
- bei Faraway, Reed (2007),
- bei Naumann, Roetting (2007),
- bei Reed, Parkinson, Klinkenberger (2007),
- bei Kühn (2006),
- bei Zhao, Madhavan (2006),
- bei Gaonkar, Madhavan, Zhao (2006),
- bei Blanchonette (2006),
- bei Caputo, Gironimo, Marzano (2006),

- bei Raschke (2004),
- bei Rider, Chaffin, Martin (2006),
- bei Seitz (2003),
- bei Burnette, Schaaf (1998),
- bei Karwowski, Salvendy (1998) und
- bei Phillips, Badler (1988);

zu Jack und dessen Anwendung

- bei Hanson, Högberg (2010),
- bei Hicks, Durbin, Kozycki (2010),
- bei Reed, Huang (2008),
- bei Santos, Sarriegi, Serrano, Torres (2007) ,
- bei Tsimhoni, Reed (2007),
- bei Lockett, Kozycki, Gordon, Bellandi (2005),
- bei Gallizio, Smbenini (2002),
- bei Eynard, Fubini, Masali, Cerrone (2000),
- in der Instandhaltung bei Badler et al. (2001),
- zu Virtual Reality bei Jayaram, Jayaram, Shaikh, Kim, Palmer (2006) und bei Shaikh, Jayaram, Jayaram, Palmer (2004)

sowie zur weiteren Forschung bei Liu (2003) und bei Roßgoderer (2002).

Landing Signal Officer (LSO)

Das *Landing-Signal-Officer*-System wird in einigen Veröffentlichungen als eventuell erstes digitales Menschmodell bezeichnet (Abb. A.55), zweifellos ist es eines der ersten Systeme. Das System wurde 1959 von *Boeing* entwickelt und simulierte u. a. die Sichtbarkeit während des Landeanfluges auf den Flugzeugträger *CVA-19*.

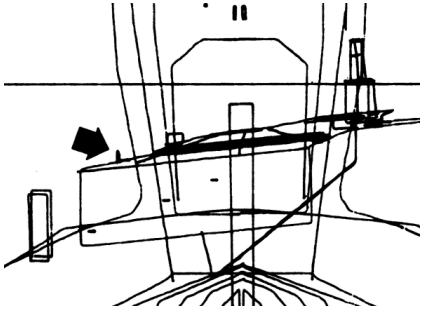


Abb. A.55: das einzige bei der Recherche gefundene Bild des *Landing Signal Officers*, angeblich zeige der Pfeil auf das Menschmodell (Fetter, 1982)

Weitere Informationen finden sich bei Magnenat-Thalmann, Thalmann (2005), bei Maurel (1998) und bei Fetter (1982).

LifeMOD

Das *LifeMOD*-System des US-amerikanischen Unternehmens *LifeModeler, Inc.* beinhaltet als wesentlichen Teil ein arbeitswissenschaftlich nutzbares digitales Menschmodell (Abb. A.60). Dieses biomechanische Modell mit 19 Segmenten ist aus einem realen Skelett, Muskeln und einer Haut-Oberfläche aufgebaut. Das auf der Software *MD ADAMS* aufbauende System erlaubt den Import von 3-D-Objekten aus verschiedenen CAD-Systemen wie *CATIA* und *Creo / PRO/E*. Menschmodelle verschiedener Körperhöhe und unterschiedlichen Alters sowie manuelle Anpassungen und Kindermodelle stehen zur Verfügung. Die Dateneingabe kann per Vorwärtskinematik, inverser Kinematik, durch Nutzung von in Bibliotheken gespeicherten Körperhaltungen oder unter Verwendung von Motion-Capture-Daten erfolgen. Als Analyse-Funktionen stehen neben der Visualisierung die Ausgabe von Gelenkwinkeln und Gelenkmomenten sowie Simulationen zu Equilibrium, Passivbewegun-

gen, inverser Dynamik und Vorwärtsdynamik zur Verfügung. Neben biomechanischen, physiologischen oder sportmedizinischen Analysen werden auch arbeitsbezogene Problemstellungen als machbar beschrieben.

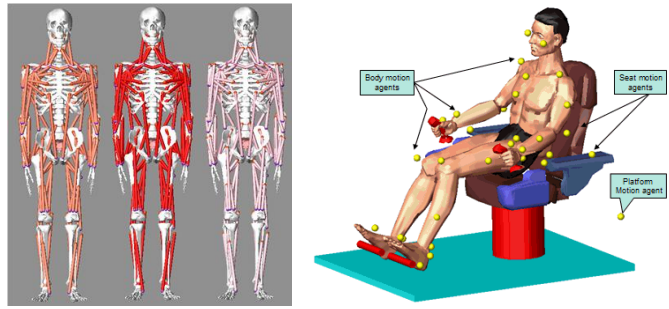


Abb. A.60: das System *LifeMOD* mit Skelett- und Muskelstruktur (links) und Anwendungsbeispiel (rechts) (LifeModeler, 2010)

Weitere Informationen finden sich im Internet unter

- www.lifemodeler.com/products/lifemod und
- www.lifemodeler.com/LM_Manual/index.shtml

sowie bei LifeModeler (2010), bei Serveto, Barre, Kobus, Mariot (2010), bei Bubb, Fritzsche (2009), bei van der Vegte (2009), bei Jung, Cho, Roh, Lee (2009), bei Rukuiza, Eidukynas (2009), bei Schulz, Lee, Lloyd (2008) und bei Lee (2006).

MADYMO

Das nicht arbeitswissenschaftlich nutzbare System *Mathematical Dynamic Models* (*MADYMO*) bezeichnet FEM-Modelle zur Crash-Test-Simulation (Abb. A.61).

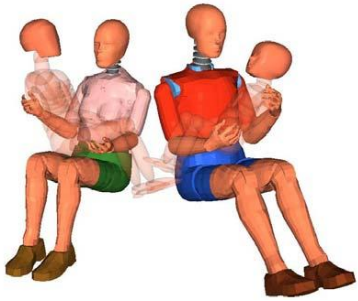


Abb. A.61: das Crash-Test-Modell *MADYMO* (tass-safe, 2010)

Weitere Informationen finden sich u. a. bei tass-safe (2010).

MakeHuman

Das System *MakeHuman* beschreibt eine Initiative, die seit 2001 die Intention verfolgt, ein Open-Source-Menschmodell für *Windows*, *Mac OS* und *Linux* zu entwickeln. Es besitzt eine softwaretechnische Verbindung zu der 3-D-Software *Blender*, war anfangs sogar ein Plug-In dafür, ist aber als nun entwickelte Einzelanwendung vielseitig anderweitig einsetzbar. Die Oberfläche besteht aus einem Mesh. Anthropometrische Datenbasen werden keine verwendet, es können aber anthropometrische Variablen, wie Größe, Population, Alter und Gewicht, über Regler eingestellt werden.

Weitere Informationen finden sich im Internet unter

- projects.blender.org/projects/makeh/,
- sourceforge.net/projects/makehuman/,
- www.makehuman.org/,
- makehuman.blogspot.com/ und
- sites.google.com/site/makehumandocs/Home

sowie bei Mhteam (2011).

MAN3D

Das digitale Menschmodell *MAN3D* wurde in den 1980er Jahren und später von einem Konsortium der französischen Automobilindustrie entwickelt und genutzt (Abb. A.62). Das als numerisch bezeichnete Menschmodell mit 55 Segmenten, 52 Gelenken und 100 Freiheitsgraden arbeitet mit dem Animationssystem *Animan3D* zusammen. Spezifische Körperhaltungen werden durch ein Markerset auf einem 2-D-Bild erstellt – das Menschmodell erscheint als Überlagerung des Bildes. Trotz der vorhandenen Veröffentlichungen ist über die Arbeitsweise des Systems nur wenig bekannt.

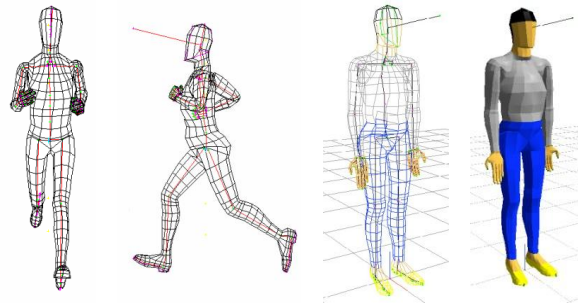


Abb. A.62: digitales Menschmodell aus Frankreich: *MAN3D* (links: Slawinski, Billat, Koralsztein, Tavernier, 2004; rechts: Wang, 2006)

Weitere Informationen finden sich bei Hareesch, Kimura, Sawada, Thalmann (2006), bei Hault-Dubrulle, Robache, Drazétic, Morvan (2009), bei Yang et al. (2007), bei Boniol, Verriest, Pedeux, Doré (2007), bei Robert, Cheze, Dumas, Verriest (2006), bei Wang (2006), bei Slawinski, Billat (2005a, 2005b, 2004) und bei Slawinski, Billat, Koralsztein, Tavernier (2004).

ManneQuin

Der kanadische Software-Hersteller *NexGen Ergonomics* vertrieb seit 1990 das in drei Ausbaustufen (*BE*, *PRO*, *ELITE*) erhältliche Menschmodell *ManneQuin* (Abb. A.63). Im Jahr 2007 wurde das System durch dessen Nachfolger *HumanCAD* ersetzt. *ManneQuin* erlaubt die Nutzung von elf Populationen, drei Somatotypen sowie unterschiedlichen Perzentilen vom 2,5ten bis zum 97,5ten. Die Anthropometrie basiert auf den Datenbanken *ANSUR* und *NASA-STD3000*. Zusätzlich können Einschränkungen durch einen Rollstuhl sowie Gehhilfen oder einen Krückstock angewandt werden. Zu den Analyse-Funktionen des Modells gehören Sicht-, Erreichbarkeits- und Heben/Tragen-Analysen sowie Berechnungen der Gelenkkräfte und eine Diskomfort-Analyse.

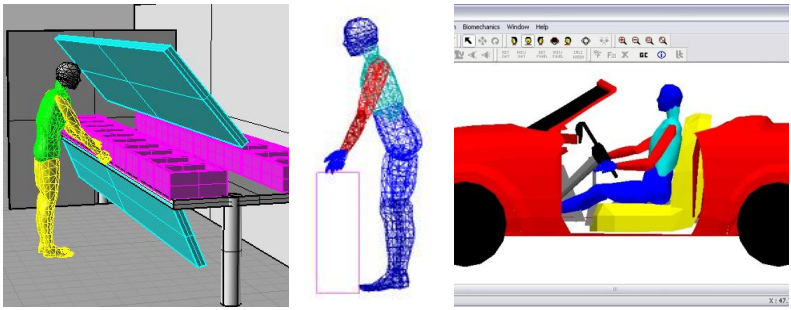


Abb. A.63: der abgebildete Vorgänger des Systems *HumanCAD* hieß *ManneQuin* und wurde von dem kanadischen Unternehmen *NexGen Ergonomics* entwickelt und vertrieben (links und Mitte: Zhang, Álvarez-Casado, Sandoval, Mondelo, 2010; rechts: NexGen Ergonomics, 2005)

Weitere Informationen finden sich im Internet unter www.nexgenergo.com/ergonomics/mqpro.html sowie bei Zhang, Álvarez-Casado, Sandoval, Mondelo (2010), bei LaFiandra (2008), bei Li (2008), bei Blanchonette (2006), bei NexGen Ergonomics

(2005), bei Beagley (1997), bei Mattila (1996) und bei Hoekstra (1993).

MATHES

Das Menschmodell mit Namen *MATHES* wird im *Anthropos*-Handbuch als Abbildung gezeigt (Abb. A.64) und mit dem Hinweis zum *IAO* Stuttgart versehen. Eine Recherche ergab darüber hinaus keine weiteren Informationen.

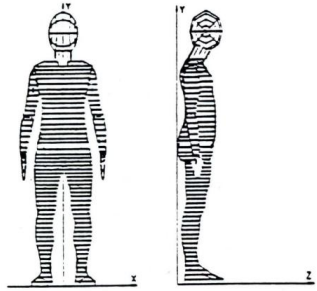


Abb. A.64: das digitale Menschmodell *MATHES* (IST, 1994)

Weitere Informationen finden sich bei IST (1994).

MINTAC

Das *MINTAC*-Menschmodell ist ein in Finnland im Kuopio Regional *Institute of Occupational Health* an der *Uleåborgs universitet* um die Jahre 1984-85 entwickeltes Menschmodell (Abb. A.65). Es nutzt anthropometrische Daten von *Dreyfuß* und ist in der Lage, Anthropometrien vom 5. bis 50. Perzentil abzubilden. Das 6-gelenkige Modell, das aus einer Kombination von Kegelstümpfen als Oberfläche des menschlichen Körpers besteht, ermöglicht Sichtanalysen und die Ausgabe von Ausgangsdaten für eine *OWAS*-Analyse.

Die Besonderheit des Modells ist, dass es eine Person mit Winterkleidung simuliert.

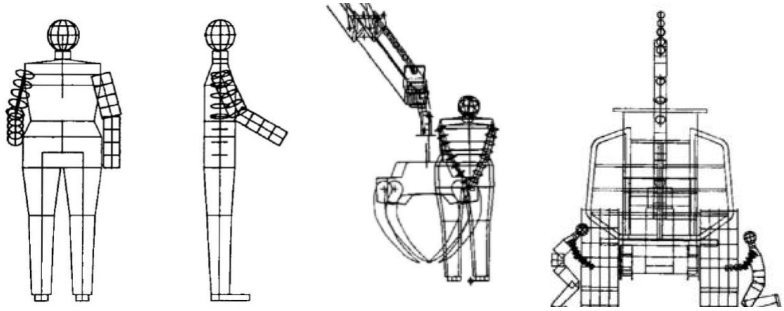


Abb. A.65: das finnische digitale Menschmodell *MINTAC* (Väyrynen, 1988)

Weitere Informationen finden sich bei Laitila (2005) und bei Väyrynen (1988).

MIRA

Das *Human Model of Intelligent Behaviour and Analysis*, abgekürzt *MIRA*, ist ein bei *TACOM Research* an der *University of Iowa* in Zusammenarbeit mit *John Deere Inc.* entwickeltes System (Abb. A.66). Abgesehen von wenigen Vortragsfolien aus dem Internet sind keine Veröffentlichungen zu dem System bekannt. Es diente wahrscheinlich Forschungszwecken zu Bewegungssimulationen.

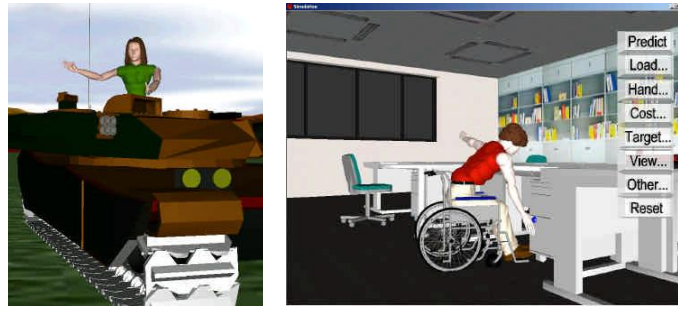


Abb. A.66: das *MIRA*-System der *University of Iowa* (Hampton, 2004)

Weitere Informationen finden sich bei Hampton (2004).

MTM-Man

Bereits in den 1960er Jahren wurde das digitale Menschmodell *MTM-Man* an der amerikanischen *University of Michigan* entwickelt. Dabei wurde die obere Hälfte des Menschen biomechanisch modelliert, weswegen das System nur zur Abbildung von sitzenden Tätigkeiten genutzt werden konnte. Der Funktionsumfang konzentrierte sich neben möglichen anthropometrischen Auswertungen auf das *MTM*-Prozessbausteinsystem und Zeitanalysen.

Weitere Informationen finden sich bei Hidson (1988) und bei Case (1975).

MTMergonomics

Das von der Deutschen *MTM-Vereinigung* bzw. der Deutschen *MTM-Gesellschaft* entwickelte Zusatzmodul für die Software *TiCon* mit der Bezeichnung *MTMergonomics* (früher teilweise auch *MTM-ergo*) enthält kein Menschmodell im arbeitswissenschaftlichen Sinn. Es stellt die Möglichkeit dar, für *MTM*-Prozessbausteine

Ergonomiebewertungen nach dem *EAWS*-Verfahren zu erstellen und diese Zwitbausteinen zuzuweisen.

Weitere Informationen finden sich u. a. bei Deutsche MTM-Vereinigung e.V. (2011).

NASA GRAF

Neben anderen von der *NASA* genutzten Modellen existiert auf einigen Internetseiten ein Modell mit der Bezeichnung *NASA GRAF* für *Graphics Research and Analysis Facility* (Abb. A.67). Zu dem Modell waren im Rahmen der Arbeit keine weiteren Informationen recherchierbar.

Abb. A.67: eine Abbildung des Systems *NASA GRAF* (Dunbar, 2010)

Weitere Informationen finden sich bei Dunbar (2010).

OSCAR

Das digitale Menschmodell *OSCAR* wurde in Ungarn (*Szamrend, Hungarian Design Council*) Mitte der 1980er Jahre entwickelt (Abb. A.68). Das Modell basiert auf 10 Mio. anthropometrischen Datensätzen der *Unesco* sowie 12.000 ungarischen anthropometrischen Messungen und besteht aus 19 Segmenten. Es konnten beliebige

Perzentile und verschiedene Somatotypen genutzt werden. Es gab in Deutschland in den 1980er Jahren eine weitere Entwicklung eines mit *OSCAR* bezeichneten Menschmodells.

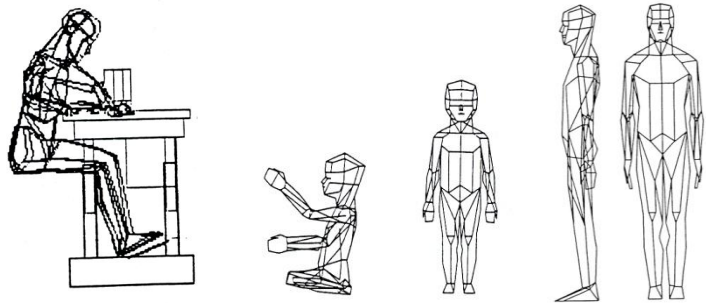


Abb. A.68: das aus Ungarn stammende digitale Menschmodell *OSCAR* (links IST, 1994; Schaub, 1988)

Weitere Informationen finden sich bei Ördögh (2011), bei Bubb, Fritzsche (2009), bei IST (1994) und bei Schaub (1988).

OSKU

Aus Finnland wurde 2007 das digitale Menschmodell *OSKU* vorgestellt (Abb. A.69), das am *VTT Technical Research Centre of Finland* in Tampere entwickelt wird. Es unterscheidet sich von anderen Menschmodellen durch eine Datenbank mit Bewegungen, die aus Motion-Capture-Aufnahmen stammen. Als Analyse-Funktionen stehen *RULA*, *OWAS*, *Ergokan* und *SNOOK* zur Verfügung. Einige Veröffentlichungen dazu existieren in englischer Sprache, die Software selbst jedoch scheint bislang finnische Begriffe zu verwenden.

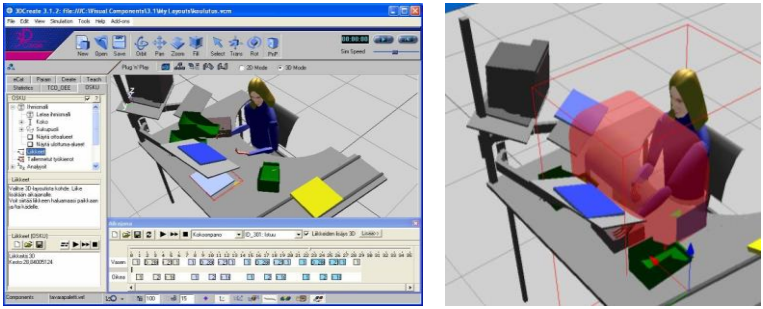


Abb. A.69: das finnische Menschmodell *OSKU* (Helin et al., 2007)

Weitere Informationen finden sich im Internet unter

- www.vtt.fi/research/technology/product_process_develop.jsp?lang=en und
- www.vtt.fi/proj/osku/

sowie bei Lind et al. (2008) und bei Helin et al. (2007).

OWASCA

Das *Ovako working posture analyzing system, computer-aided*, kurz *OWASCA*, wurde in den 1980er Jahren in Finnland entwickelt (Abb. A.70). Das nur im weiteren Sinn als digitales Menschmodell zu bezeichnende System wurde ausschließlich zur *OWAS*-Analyse bereitgestellt.

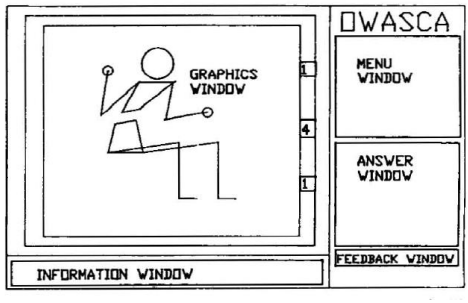


Abb. A.70: das finnische *OWASCA*-System, dass sich auf die Analyse-Funktion *OWAS* konzentriert (Väyrynen, 1988)

Weitere Informationen finden sich bei Väyrynen (1988).

PaCman

Das *Program amongst Circle-manikins* wurde in den 1980er Jahren entwickelt und diente vorrangig der Analyse von komplizierten, labyrinthartigen Laufwegen sowie der Fluchtwegplanung bei sich bewegenden Gefahrenquellen. Das in einer Seitenansicht dargestellte Manikin war hauptsächlich aus gelben Kreisen aufgebaut und ist kein Menschmodell im eigentlichen Sinn.

Poser

Das Programm *Poser* ist eine 3-D-Charakter-Animations-Software und enthält arbeitswissenschaftlich nutzbare Menschmodelle (Abb. A.71). Das Programm wird mittlerweile von dem Unternehmen *smithmicro* aus Watsonville, CA (USA) entwickelt und vertrieben. Zuvoe erfolgte dies durch *eFrontier*, *Curious Labs*, *Meta Creations* und davor durch *Fractal Design*, die 1994 Version 1.0 veröffentlichten. Das aktuell in Version 8 vorliegende System für *Windows* und *Mac* nutzt ein Volumenkörper-Menschmodell mit einer Art Skelettstruktur sowie verformbarer Haut und Kleidung mit Texturen. Da es

für Grafikanwendungen geschaffen wurde, ist die Darstellung im Gegensatz zu arbeitswissenschaftlichen digitalen Menschmodellen um einiges besser, es bietet jedoch weder anthropometrische Datenbasen noch ergonomische Analysefunktionen. In arbeitswissenschaftlichen Projekten wird es für Visualisierungen eingesetzt. Zum Einstellen einer Körperhaltung ist es möglich, Vorwärtskinematik, inverse Kinematik, Datenbanken und Symmetriefunktionen zu nutzen.

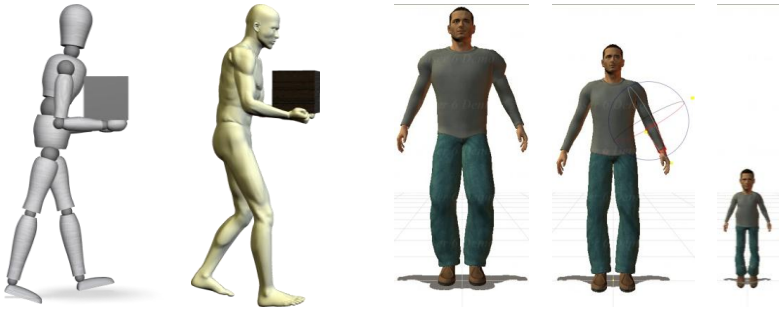


Abb. A.71: verschiedene Menschmodelle in *Poser* (v.l.n.r. Gliederpuppe, Menschmodell ohne Kleidung, Menschmodell mit Kleidung in verschiedenen Skalierungsstufen – alle aus eigenen Projekten)

Weitere Informationen finden sich im Internet unter

- poser.smithmicro.com/poser.html,
- de.wikipedia.org/wiki/Poser_%28Software%29,
- en.wikipedia.org/wiki/Poser,
- www.larryweinberg.com/gallery2/v/PoserHistory/?g2_GALLERYSID=0c22917a359a3642fa5ad84eb74c2860

sowie bei Lämkull, Hanson, Örtengren (2009), bei Li (2008) und bei Beagley (1997).

PRO/ENGINEER Manikin

Das CAD-System *PRO/ENGINEER* von *PTC* wurde 2011 in *Creo* umbenannt. Alle Informationen zu dem enthaltenen Menschmodell finden sich daher im Abschnitt *Creo Manikin*.

RAMSIS

Das Menschmodell mit dem Akronym *RAMSIS* (*Rechnergestütztes Anthropologisch-Mathematisches System zur Insassen-Simulation*) wurde von der Katholischen Universität Eichstätt, dem Lehrstuhl für Ergonomie an der TU München, der Forschungsvereinigung Automobiltechnik, der Firma *tecmath* und führenden Automobilherstellern (insbesondere *VW* und *Audi*) Ende der 1980er Jahre entwickelt (Abb. A.72). Seit ca. 1990 erfolgen Weiterentwicklung und Vertrieb durch die *Human Solutions GmbH* in Kaiserslautern. *RAMSIS* wird von weltweit über 70% aller Automobil- und Nutzfahrzeughersteller eingesetzt und gilt als Standard-Werkzeug in der automotiven Produktergonomie. Das Menschmodell ist als Einzelanwendung sowie als Integration für *Dassault Systemes CATIA V4/V5* verfügbar. Außerdem ist es als Alternative zu *Jack* und *AnyMan* in *Siemens PLM Tecnomatix* erhältlich. Wissenschaftliche Impulse fließen weiterhin besonders von der Universität in München ein (siehe weiter unten). Das Hauptaugenmerk des Programms liegt bei ergonomischen Untersuchungen von Fahrzeuginnenräumen und Cockpits der Fahrzeug-, Flugzeug- und Baumaschinenindustrie, wofür die Pakete *RAMSIS Automotive*, *Industrial Vehicles*, *Bus & Truck* und *Aircraft* verfügbar sind. *Human Solutions* beziffert die Vorteile durch *RAMSIS* mit einer Reduzierung der Analysekosten um 50% und einer Erhöhung der Analysegeschwindigkeit um den Faktor drei bis fünf. In Kürze soll eine neue Version des Systems erscheinen, die nicht nur die Software, sondern auch das Menschmodell in überarbeiteten Varianten beinhaltet.

Das Menschmodell basiert auf einer detaillierten Datenbank mit vielen Datensätzen unterschiedlicher Populationen (u. a. Deutschland, Japan, Korea, Mexiko, Frankreich, China, USA, Schweden, Indien) und unterschiedlichen Alters, Differenzierung nach Perzentilen, Somatotypen und Einbeziehung der Akzeleration. Auch kindliche Menschmodelle sind enthalten. Neben dem Linien-Skelett-Modell und einer Haut-Oberfläche sind außerdem ein Volumen-Skelett und ein detailreicher Präsentationsmodus als Ansichtsvarianten wählbar. Nach der Positionierung des Mannequins können verschiedene, hauptsächlich produktergonomische Analysefunktionen genutzt werden. Untersuchungen des Komfortempfindens, Haltungs- und Sichtanalysen sowie Erreichbarkeits-Betrachtungen sind durchführbar. Ebenso können Maximalkräfte untersucht und Gurtverläufe begutachtet werden.

Neben der auf anthropometrischen Datenbanken basierenden Manikin-Generierung können ebenfalls Daten aus dem 3-D-Bodyscanner von *Human Solutions* importiert werden (*Anthroscan*). Mit Hilfe der Module *RAMSIS Pro* für Bewegungssimulationen, *RAMSIS Global Concepts* mit internationalen Testkollektiven, *Seat Belt Design* zur Gurtanalyse, *Ergonomic Expert* mit einer Programmierschnittstelle und *Standards & Regulations* u. a. mit der *SAE*-Schablone stehen Pakete für spezielle Anwendungen zur Verfügung. Die Software *PC-MAN* ermöglicht die Generierung von Körperhaltungen aus Bild- und Videomaterial. Weiterhin können durch die Integration von *RAMSIS* in *Siemens PLM Tecnomatix* Zeitanalysen nach *MTM*, weitere Ergonomieanalysen und eine Erstellung von Fertigungsinformationen vorgenommen werden. Eine Einbindung in die Software *Virtual Design 2* erlaubt die Durchführung von Anwendungen in Virtual-Reality-Umgebungen. Außerdem ist *RAMSIS* als Programmierbibliothek erhältlich, mit der noch flexiblere Anwendungen möglich sind.

Weiterentwicklungen durch Forschungsarbeiten werden u. a. mit Unterstützung der TU München durchgeführt, wie z. B. die Entwicklung von *RAMSIS kognitiv*, einem Zusatzmodul zur Display-, Stellteil- und Außensicht-Gestaltung (auch in Abhängigkeit des Alters).

Abb. A.72: das Menschmodell *RAMSIS* in verschiedenen Anwendungsszenarien: links bei der anthropometrischen Fahrzeuginnenraumgestaltung (Human Solutions, 2009a), mittig zur Cockpitgestaltung (Human Solutions, 2009b) und rechts in Anwendung in der Nutzfahrzeugindustrie (Human Solutions, 2009c).

Weitere Informationen finden sich im Internet unter

- www.ramsis.de,
- www.human-solutions.com und
- www.human-solutions.com/automotive_industry/ramsis_de.php

sowie zu *RAMSIS* allgemein

- bei Rodriguez Flick (2010),
- bei Human Solutions (2005),
- zur historischen Entwicklung bei Bubb, Fritzsche (2009),
- zur Sichtanalyse bei Rix, Stork (2005),
- zu *RAMSIS kognitiv* bei Remlinger, Bubb (2008),

- zu *PCMAN* bei Seitz (2003) und bei Seitz, Bubb (2001),
- bei Seidl (2001, 1994, 1992),
- bei Geuß (1994),

sowie zur Anwendung von *RAMSIS*

- bei Hanson, Högberg (2010),
- bei Lämkull, Hanson, Örtengren (2009),
- bei Conradi, Alexander (2008) und
- in Verbindung mit Motion Capturing bei Johansson, Larsson (2007) und bei Loczi (2000).

RapidManikin

Das als *RapidManikin* bezeichnete, arbeitswissenschaftlich nutzbare System ist eine Erweiterung des *RapidVRM*-Systems und von *PTC DIVISION MockUp*. Es dient der Verarbeitung und Visualisierung von Motion-Capture-Daten.

Weitere Informationen finden sich im Internet unter http://www.visual-advantage.co.uk/rapidmanikin.html sowie bei Visual Advantage (2010).

Real People

Das amerikanische Unternehmen *ArchVision* erstellt und vertreibt 3-D-Menschmodelle, die hauptsächlich für Architekturanwendungen als Visualisierungskomponenten genutzt werden können.

Weitere Informationen finden sich im Internet unter http://www.archvision.com/products/.

Safework

Das seit 1984 erhältliche digitale Menschmodell *Safework* wurde von der *Ecole Polytechnique* in Montreal / Canada entwickelt (Abb. A.73).

Später wechselte das System einige Mal den Besitzer und wurde von *Safework Inc.*, *Human Centered Design* und *Genicom* weiterentwickelt und vertrieben. Aus dieser Unternehmensvielfalt stammen auch diverse Produktnamen, wie *Safework Basic* und *Safework Pro*, *Genicom Safework*, *Digital Humanoid* (in *Delmia IGRIP*), *PTC/Safework* und *dV/Safework*. Außerdem entstanden einige Anbindungen an kommerzielle Produkte, u. a. an *DELMIA*, *DIVISION*, *ENVISION*, *IGRIP*, *PRO/E*, *UGS* und *Solidworks*. Ende 1999 wurde die Software schließlich von *Dassault Systemes* übernommen und zuerst eine Anbindung des Menschmodells an deren Produkte vollzogen. Mittlerweile sind viele Funktionen von *Safework* in das Modell *Human Builder* integriert worden. *Safework* bildet das menschliche Skelett sowie die Haut bzw. Kleidung ab, basiert auf den anthropometrischen Datenbanken *US Army Natick*, *ANSUR*, *KRISS 1997* und Kundenanpassungen, ermöglicht die Nutzung vom 5., 50. und 95. Perzentil sowie manuellen Anpassungen und verfügt über 99 Segmente und 100 Gelenke mit insgesamt 148 Freiheitsgraden.

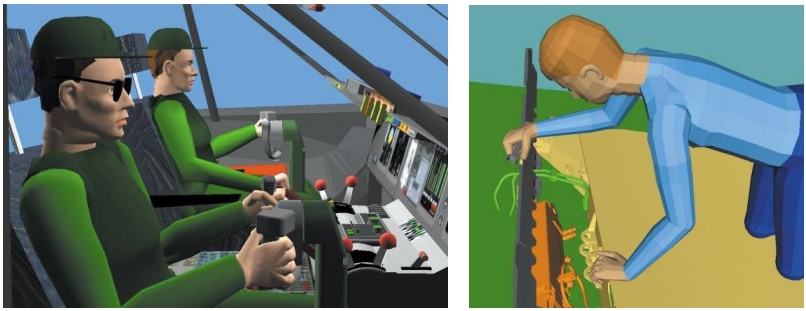


Abb. A.73: das System *Safework*, der Vorgänger des Menschmodells *Human Builder* (DELMIA, 2000)

Im Laufe der Entwicklung entstanden viele Analysemodule zur Sicht, zur Haltung (*RULA*), zum Komfort, zur Kleidung, zur Lastenhandha-

bungen (*NIOSH*), zum Energieverbrauch (*Garg*) und zu Prozessen (*MTM*), die den Einsatz in Bereichen wie Konstruktion, Fertigung, Training, Instandhaltung und vieles mehr ermöglichen.

Weitere Informationen finden sich im Internet unter

- www.safework.com,
- www.safework.com/solutions.html, www.safework.com/delmia/delmia_sw.html

sowie allgemein zu *Safework*

- bei Bubb, Fritzsche (2009),
- bei LaFiandra (2008),
- bei Li (2008),
- bei Pappas, Karabatsou, Mavrikios, Chryssolouris (2007),
- bei Zhang (2005),
- bei Gallizio, Smbenini (2002),
- bei DELMIA (2000),
- bei Jones, Rioux (1997),
- bei Fortin et al. (1990)

und zur Anwendung von *Safework* bei Oudenhuijzen, Zehner, Hudson, Choi (2010).

SAMMIE

Das *System for Aiding Man-Machine Interaction Evaluation* (*SAMMIE*) wurde Anfang der 1980er Jahre in England an der *University of Nottingham* und der *University Loughborough* (*Department of Engineering Production and Human Sciences*) entwickelt (Abb. A.74). Ab ca. 1986 wurden Entwicklung und Vertrieb von der Firma *SAMMIE CAD Ltd.* bzw. *SAMMIE CAD GmbH* (Vertrieb) übernommen. Das anfangs aus 13 Gliedern mit 17 Gelenken beste-

hende System setzt sich in der letzten bekannten Version 8 aus dem Jahr 2004 aus 23 Segmenten und 21 Gelenken zusammen, die in ihrer natürlichen Bewegung begrenzt werden können. Seitdem wurde die Webseite bis zur Veröffentlichung dieser Arbeit nicht mehr aktualisiert.

Das System besitzt Einstellmöglichkeiten für beliebige Perzentile (1. bis 99.), die auf verschiedenen zivilen und militärischen Datenbanken basieren. Mit *SAMMIE* sind Anthropometrie-, Erreichbarkeits-, Sichtbarkeits-, Haltungs- und Heben/Tragen-Analysen durchführbar. Durch diese Funktionalität konnte das System bereits in verschiedensten Anwendungen eingesetzt werden, z. B. bei Möbel in öffentlichen Bereichen, in Büros, im Haushalt, bei Cockpit- und Innenraumanalysen für Fahrzeuge aller Art, bei Konstruktionen von Steuerpulten, bei Untersuchungen an Spiegeln oder Sicherheitsuntersuchungen usw.

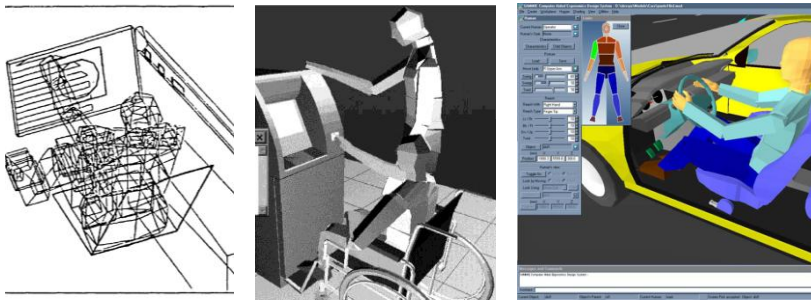


Abb. A.74: das *System for Aiding Man-Machine Interaction Evaluation*, dessen Menschmodell auch als *SAMMIE* bezeichnet wird (links: Kingsley, Schofield, Case, 1981; Mitte: Case, Porter, Gyi, Marshall, Oliver, 2001; rechts: Porter, Marshall, Case, Gyi, Sims, Summerskill, 2007)

Weitere Informationen finden sich im Internet unter

- www.sammiecad.com und

- www.lboro.ac.uk/departments/cd/docs_dandt/research/ergonomics/sammie/

sowie zu *SAMMIE* allgemein

- bei Bubb, Fritzsche (2009),
- bei Chaffin (2001),
- bei Kingsley, Schofield, Case (1981),
- bei Case, Porter, Bonney (1986),
- bei Chaffin, Evans (1986),
- bei Kroemer, Snook, Meadows, Deutsch (1988) und
- bei Dooley (1982)

sowie zur Anwendung von *SAMMIE*

- bei Tait, Southall (1998),
- bei Case, Porter, Gyi, Marshall, Oliver (2001),
- bei Porter, Marshall, Case, Gyi, Sims, Summerskill (2007),
- bei Marshall, Summerskill, Case, Gyi, Sims (2010) und
- bei Summerskill, Marshall, Case (2010).

Santos

Das bislang nicht kommerziell erhältliche Menschmodell *Santos* entstand unter der Leitung von Abdel-Malek in dem *Virtual Soldier Research Program* der Universität von Iowa in Zusammenarbeit mit der *US Army* (Abb. A.75). Hauptziel bei der im Jahr 1998 begonnenen Entwicklung im *Digital Humans Laboratory* am *Center for Computer-Aided Design* war die Simulation eines Soldaten zur Evaluierung von Systemen, Komponenten und Produkten. Der Aufbau des Menschmodells beinhaltet eine Abbildung der Muskeln inkl. Kontraktionen, deformierbare Haut und die Simulation von Vitalwerten (Herzschlag, Blutdruck, Metabolismus). Damit können Werte wie

Ermüdung, Diskomfort, Kraftaufwand oder Stärke überprüft werden. Sichtsimulationen, Ergonomie- und Bewegungsanalysen sowie Dynamiksimulationen von Kräften, Momenten und Lastenhandhabung sind ebenfalls möglich. Seit 2008 existiert *SantosHuman Inc.* als Spin-Off der Universität, um das Menschmodell *Santos* sowie dessen 2008 vorgestelltes weibliches Pendant *Sophia* weiterzuentwickeln, zu testen und auch kommerziell zu vertreiben.

Weiterhin ist ein Modell für Kleidungssimulationen implementiert, mit dem Thermodynamik und Bewegungssimulationen untersucht werden können. So ist es z. B. möglich, die Leistungsfähigkeit bei der Benutzung von Schutzkleidung zu simulieren. Ein Modul für künstliche Intelligenz generiert Daten der willensmäßigen Wahrnehmung, Interaktion und Simulation von Gruppen. Es wird ein Situationsbewusstsein erzeugt, das auf das Verhaltensmodell von *Santos* einwirkt. Eine Kollisionsdetektion in Verbindung mit einer Objekterkennung erlaubt mittels des Verhaltensmodells eine intelligente Handhabung und einen natürlichen Umgang mit CAD-Objekten.

Das System ist durchgehend echtzeitfähig, sodass sich Änderungen unmittelbar auswirken. Modellierung, Simulation, Bewegung und Interaktion laufen somit ohne Verzögerung ab und werden durch vielfältige Eingabewerkzeuge sowie einen Klangerzeuger unterstützt. Dies ermöglicht interaktive Virtual-Reality-Anwendungen, die durch eine detaillierte Modellierung und Verwendung hochauflösender Texturen ergänzt wird.

Zukünftige Entwicklungen zielen darauf ab, die menschlichen Eigenschaften des Modells weiter zu verbessern. Forschungsarbeiten beschäftigen sich z. B. mit der Muskelermüdung, Kleidungssimulation, Gestenerkennung, Dateneingabe über ein Handheld-PC und künstlicher Intelligenz.

Abb. A.75: das bislang vorwiegend militärisch genutzte Menschmodell *Santos* (links: Yang et al., 2005) und dessen ursprüngliche Anwendung als Simulationswerkzeug für den militärischen Einsatz (Mitte: SantosHuman, 2009a) sowie die verstärkte Nutzung im zivilen Bereich (rechts: SantosHuman, 2009b)

Weitere Informationen finden sich im Internet unter

- www.santoshumaninc.com/,
- www.engineering.uiowa.edu/~amalek/,
- www.ccad.uiowa.edu/vsr/ und
- www.ccad.uiowa.edu/mimx/

sowie zu Santos

- bei SantosHuman (2009a und 2009b),
- bei Bubb, Fritzsche (2009),
- bei Abdel-Malik, Arora (2008),
- bei LaFiandra (2008),
- bei Li (2008),
- bei Pirarch (2007),
- bei Yang et al. (2007, 2005) und
- bei Abdel-Malek et al. (2006).

Sausage Man

Das Menschmodell mit der Bezeichnung *Sausage Man* wird in Veröffentlichungen erwähnt und wurde an der *Simon Fraser University* in Vancouver, Canada von Calvert entwickelt (Abb. A.76).

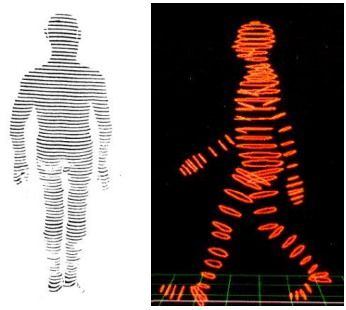


Abb. A.76: das digitale Menschmodell *Sausage Man* aus den 1980er Jahren (Gray, 1984; Bruderlin, 1989)

Weitere Informationen finden sich bei Gray (1994) und bei Bruderlin, Calvert (1989).

Second Man

Das System *Second Man* folgt der Entwicklung des *First Man* (Abb. A.77). Das System wurde ebenfalls in den 1970er Jahren von *Boeing* entwickelt und verfügt bereits über 19 Gelenke. Mit dem Modell wurden unter anderem Bewegungen wie Rennen oder Springen simuliert. Die Arbeiten wurden im Anschluss mit den Systemen *Third Man and Woman* fortgesetzt.

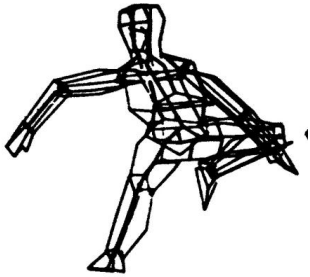


Abb. A.77: der Nachfolger des *First Man*, das digitale Menschmodell *Second Man* (Fetter, 1982)

Weitere Informationen finden sich bei Bubb, Fritzsche (2009), bei Maurel (1998) und bei Fetter (1982).

SIMM

Ähnlich wie das dänische *AnyBody*-System ist die *Software for Interactive Musculoskeletal Modeling* (*SIMM*) ein Analysesystem, in dem Menschmodelle mit Knochen und Muskeln detailliert abgebildet werden. In den 1990er Jahren aus einem Visualisierungswerkzeug zu Muskelmechanik am *Neuromuscular Biomechanics Lab.* der *Stanford University* (Kalifornien, USA) entstanden, wird das System heute von der Firma *Musculographics* angeboten. Parallel wurde im Jahr 2007 eine Open-Source-Version des Systems mit der Bezeichnung *OpenSim* veröffentlicht. Den Systemen sind keine anthropometrischen Datenbanken hinterlegt, es gibt jeweils Menschmodelle oder Teilmenschmodelle, die meist auf dem männlichen 50. Perzentil basieren. Das vom Hersteller *Musculographics* angebotene Ganzkörpermodell besitzt 117 Gelenke, 86 auch translatorische Freiheitsgrade und 344 Muskel-Sehnen-Aktuatoren. Durch verschiedene Module können in *SIMM* Ganganalysen, Kraftanalysen (z. B. Boden-

kontaktkräfte) und Echtzeit-Bewegungsanalysen durchgeführt werden, die auf Bewegungsdaten anderer Systeme basieren.

Weitere Informationen finden sich im Internet unter

- www.musculographics.com/products/products.html,
- www.stanford.edu/group/nmbl/ und
- nmbl.stanford.edu

sowie bei Keppler (2003) und bei Delp, Loan (2000).

Skeleton Animation System

Das *Skeleton Animation System* ist ein Anfang der 1980er Jahre im Rahmen einer Doktorarbeit an der *Ohio State University* (USA) entstandenes Werkzeug zur Bewegungsanimation eines menschlichen Skeletts, das mehr den Charakter einer Machbarkeitsstudie als den eines eigentlichen digitalen Menschmodells zu haben scheint.

Weitere Informationen finden sich bei Thalmann (1995), bei Webber, Phillips, Badler (1993), bei Bruderlin, Calvert (1989) und bei Zeltzer (1982).

TEMPUS

Das digitale Menschmodell *TEMPUS*, das auch mit den Bezeichnungen *PLAID/TEMPUS*, *BUBBLEPERSON-TEMPUS* und *Bubbleperson* beschrieben wurde, besteht aus den Teilen *PLAID* zur Konstruktion von 3-D-Objekten und *TEMPUS* zur Nutzung von Menschmodellen (Abb. A.78). Es wurde seit Ende der 1970er bis in die 80er Jahre von der *Man-Systems-Division* am *Lyndon-B.-Johnson-Space-Center* (*JSC*) in Zusammenarbeit mit der *University of Pennsylvania* entwickelt und genutzt. Es basiert auf den Vorgängern *Bubbleman* und *CAR* und ist auf *VAX-11/785*-Rechnerarchitekturen lauffähig. Das interaktive und Menübedienbare System basierte auf Polygonen, besitzt 18 Gelenke mit

48 Freiheitsgraden und ermöglichte die Simulation von normaler Kleidung sowie Raumanzügen. Auswertungsfunktionen zur Erreichbarkeit oder zu Kräften ermöglichten einen Einsatz u. a. für die Entwicklung des *Space Shuttle* und der internationalen Raumstation *ISS*. Erkenntnisse aus dem System fanden bei der Entwicklung des *Jack*-Modells Anwendung.

Abb. A.78: eine der wenigen in der Literatur vorhandenen Darstellungen des *TEMPUS*-Menschmodells (Badler, Korein, Korein, Radack, Brotman, 1985)

Weitere Informationen finden sich bei Bubb, Fritzsche (2009), bei Kroemer, Snook, Meadows, Deutsch (1988), bei Phillips, Badler (1988), bei Chaffin, Evans (1986) und bei Badler, Korein, Korein, Radack, Brotman (1985).

Third Man and Woman

Als Nachfolger der Systeme *First Man* und *Second Man* bildete das System *Third Man and Woman* eine Weiterentwicklung bei *Boeing* in den 1970er Jahren (Abb. A.79). Das 10-segmentige Menschmodell war aus 10, 100 oder 1000 Punkten aufgebaut und nutzte anthropometrische Daten des *Humanscale*-Projektes. Es wurde beispielsweise zur Automobil-Innenraumgestaltung, für Architektur-Darstellungen

oder zur Untersuchung von Rolltreppen in Bahnhöfen genutzt. Als Nachfolger und letztes System dieser Entwicklungsreihe wurde *Fourth Man* genutzt.

Abb. A.79: das digitale Menschmodell mit der Bezeichnung *Third Man and Woman* (Fetter, 1982)

Weitere Informationen finden sich bei Bubb, Fritzsche (2009), bei Laitila (2005), bei Magnenat-Thalmann, Thalmann (2004), bei Maurel (1998) und bei Fetter (1982).

THUMS

Das System mit der Bezeichnung *Total HUman Model for Safety* (*THUMS*) bezieht sich auf ein nicht arbeitswissenschaftlich nutzbares digitales Menschmodell zur Crash-Test-Simulation.

Abb. A.80: das Crash-Test-System *THUMS* (Toyota Motor Sales, 2011)

Weitere Informationen finden sich bei Toyota Motor Sales (2011).

Tommy

Das digitale Menschmodell *Tommy* wird in Veröffentlichungen erwähnt, in denen es als an der TU Dresden entwickeltes Modell beschrieben wird.

Weitere Informationen finden sich bei Seitz (2003) und bei Kamusella (1989).

TORQUEMAN

Das als *TORQUEMAN* bezeichnete digitale Menschmodell wird u. a. in Mattila (1996) erwähnt und ist ein 1969 von Chaffin vorgestelltes System.

Weitere Informationen finden sich bei Mattila (1996) und bei Chaffin (1969).

VADE

Das seit 1995 an der *Washington State University* (*School of Mechanical and Materials Engineering*) zusammen mit dem *National*

Institute of Standards and Technology (*Manufacturing Systems Integration Division*) entwickelte System *VADE* (*Virtual Assembly Design Environment*) beinhaltet auch ein digitales Menschmodell (Abb. A.81). Das System ist primär eine Virtual-Reality-(VR-)-Anwendung, die Daten aus einem CAD-System (z. B. *PRO/Engineer*) übernimmt und die Analyse in einer interaktiven 3-D-Umgebung ermöglicht. Das nichtkommerzielle System dient der Planung, Evaluierung und Verifizierung mechanischer Systeme und beherrscht bspw. eine stereoskopische Ansicht, Texturmapping oder Kollisionserkennung.

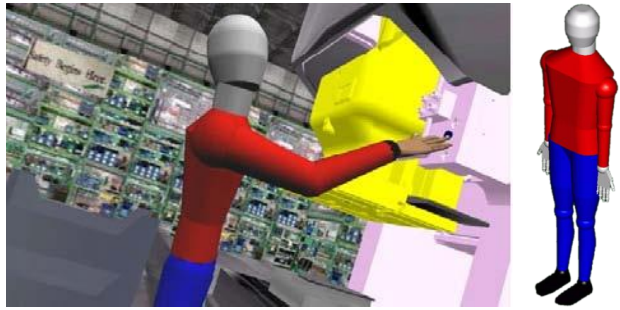


Abb. A.81: das VR-System *VADE* mit integriertem Menschmodell (Jayaram, Jayaram, Shaikh, Kim, Palmer, 2006)

Weitere Informationen finden sich im Internet unter

- vrcim.wsu.edu/pages/virtual-assembly/vade.html und
- www.vatc.wsu.edu/vade.html

sowie bei Jayaram, Jayaram, Shaikh, Kim, Palmer (2006), bei Shaikh, Jayaram, Jayaram, Palmer (2004), bei Shaikh (2003) und bei Chryssolouris, Mavrikios, Fragos, Karabatsou (2000).

VIMS

Das System *VIMS* (*Virtual interactive musculoskeletal system*) ist ein biomechanisches Menschmodell, das seit einigen Jahren am *Hua Tuo Biomechanics Lab* in Peking entwickelt wird (Abb. A.82). Es modelliert ein Menschmodell aus anatomischen Knochen, Muskeln, Sehnen und Bändern. Die Anwendungen beziehen sich auf Muskeln und Knochen und haben dementsprechend biomechanischen Charakter.

Abb. A.82: das biomechanische Menschmodell-System *VIMS* (Chao, Armiger, Yoshida, Lim, Haraguchi, 2007)

Weitere Informationen finden sich im Internet unter http://www.vims-net.org/ sowie bei Chao, Armiger, Yoshida, Lim, Haraguchi (2007).

VirtualMan

Das digitale Menschmodell *VirtualMan* ist ein weiteres Menschmodell neben *Safework*, das erst von dem Unternehmen *Genicom*, später von *Safework, Inc.* entwickelt wurde. Es ist gegenüber dem arbeitswissenschaftlichen *Safework*-System eher für Unterhaltungs- und Animationsanwendungen konzipiert.

Weitere Informationen finden sich bei Deisinger, Breining, Rößler (2000) und bei Lewis (2000).

Sonstige digitale Menschmodelle

Neben den in dieser Anlage beschriebenen arbeitswissenschaftlichen digitalen Menschmodellen existieren eine Reihe weiterer Systeme, die nicht arbeitswissenschaftlich nutzbar sind oder keine digitalen Menschmodelle im eigentlichen Sinn darstellen und beispielsweise aus einer reinen 3-D-Baugruppe ohne weitere Zusatzfunktionen bestehen. Tabelle A.2 zeigt eine im Lauf der Erstellung der Arbeit entstandene Liste, ohne einen Anspruch auf Vollständigkeit zu erheben.

Tabelle A.2: nicht arbeitswissenschaftlich nutzbare Menschmodelle bzw. keine digitalen Menschmodelle im eigentlichen Sinn

3-D-Baugruppen ohne Zusatzfunktion	*Ken* (Mitsch, Sachs, Gras, 2008) *iMike* (Bliss, 2011) *95thman* (Mitsch, Sachs, Gras, 2008)
Crash-Test-Modelle	*Furusho and Yokoya model* (Kinga, Chou, 1976)
medizinische Modelle	*HUGO* / *Visible Human Project* (Bubb, Fritzsche, 2009) *VIA* / *Virtual Interactive Anatomy* (Doyle, 1999) *VIP-Man* / *Visible Photographic Man* (Xu, Chao, Bozkurt, 2000) *Voxel-Man* (Bubb, Fritzsche, 2009)

Tabelle A.2 (Fortsetzung): nicht arbeitswissenschaftlich nutzbare Menschmodelle bzw. keine digitalen Menschmodelle im eigentlichen Sinn

sonstige (nicht arbeitswissenschaftlich nutzbare) Modelle	***Hanavan Model*** **(Hanavan, 1964)** ***HARDMAN*** **(Boyle, Rooks, 1994)** ***HECAD*** **(Aume, Topmiller, 1972)** ***HOS / Human Operator Simulator*** **(Harris, Iavecchia, Ross, Shaffer, 1987)** ***Human-Builder*** **(Vieten, 2009)** ***HUMANOID*** **(Boulic et al., 1998)** ***SimHuman*** **(Schaub, 1988)** ***Spring Man*** **(Underwood, Hilby, Holzhauser, Tedlund, 1991)** ***Kinemation*** **(Roerdink, van Delden, Hin, 1997)**

Anlage B: Fragebogen Anwenderbefragung

TECHNISCHE UNIVERSITÄT
CHEMNITZ

FAKULTÄT FÜR
MASCHINENBAU

v1.0

Fragebogen „Effizienz und Akzeptanz digitaler Menschmodelle“

Sehr geehrte Damen und Herren,

im Rahmen des Forschungsprojektes „Digitale Menschmodelle“, das an der Professur Arbeitswissenschaft der TU Chemnitz in Zusammenarbeit mit Siemens CT durchgeführt wird, ist geplant, eine Befragung zur Effizienz und Akzeptanz digitaler Menschmodelle durchzuführen. Die Evaluierung soll die Anwendung (Verbreitungsgrad, Art und Weise, Anwendungsfälle, …) digitaler Menschmodelle in der Praxis untersuchen. Das Ziel der Untersuchung ist dabei, mögliche Verbesserungepotenziale abzuleiten.

Dieser Fragebogen dient ausschließlich zu Forschungszwecken. Die von Ihnen erhobenen Angaben werden vertraulich behandelt. Wir bitten Sie um eine vollständige und ehrliche Beantwortung der Fragen. Sie würden das Vorhaben sehr unterstützen, wenn Sie auch die unter jeder Frage vorhandenen Kommentarfelder nutzen.

Vielen Dank im Voraus für Ihre Mühe.

Mit persönlichen Grüßen

die Projekt-Leitung
(Jens Mühlstedt, Menschmodell Jack, Prof. Birgit Spanner-Ulmer)

Bitte senden Sie den ausgefüllten Fragebogen innerhalb von zwei Wochen zurück an:

Technische Universität Chemnitz
Professur Arbeitswissenschaft z.Hd. Jens Mühlstedt
09107 Chemnitz

oder per Fax an: 0371 531-836464

Sollten Sie weitere Nutzer digitaler Menschmodelle kennen, die an der Unterstützung dieses Forschungsprojektes mitwirken könnten, wären wir über eine Vermittlung der Kontaktdaten erfreut.

INSTITUT FÜR
BETRIEBSWISSENSCHAFTEN
UND FABRIKSYSTEME

Professur
Arbeitswissenschaft
Prof. Dr. phil. habil. Dr.-Ing.
Birgit Spanner-Ulmer

IBF

Sitz des Institutes:
Erfenschlager Straße 73
D-09125 Chemnitz

Postanschrift:
Technische Universität Chemnitz
D-09107 Chemnitz

Paketanschrift:
siehe Sitz des Institutes

Tel.: +49 (0) 371 / 531-23200
Fax: +49 (0) 371 / 531-23209
Mail: ibf@tu-chemnitz.de

Bankverbindung:
Hauptkasse d. Freistaates Sachsen
Ostsächsische SK Dresden
BLZ: 850 503 00
Konto-Nr.: 315 301 137 0

SIEMENS

Siemens AG
Corporate Technology
Otto-Hahn-Ring 6
81730 München

Allgemeines zu digitalen Menschmodellen

FAKULTÄT FÜR MASCHINENBAU

1. Welche der folgenden digitalen **Menschmodelle** sind Ihnen bekannt, welche nutzen Sie und welches nutzen Sie überwiegend?

	kenne ich	nutzte ich früher	nutze ich heute	
			manchmal	überwiegend
Anthropos (IST / Human Solutions)	☐	☐	☐	☐
B-HMS (Boeing)	☐	☐	☐	☐
Ergomas	☐	☐	☐	☐
Human Builder in Delmia (Dassault Systems)	☐	☐	☐	☐
Human Builder in Catia (Dassault Systems)	☐	☐	☐	☐
JACK Standalone / Classic Jack (Siemens PLM, vormals UGS)	☐	☐	☐	☐
RAMSIS in Catia (Human Solutions)	☐	☐	☐	☐
RAMSIS Standalone (Human Solutions)	☐	☐	☐	☐
RAMSIS in Tecnomatix (Siemens PLM / Human Solutions)	☐	☐	☐	☐
Sammie (SAMMIE CAD Ltd.)	☐	☐	☐	☐
Santos (Universität von Iowa)	☐	☐	☐	☐
Tecnomatix Process Simulate Human (Jack) (Siemens PLM, vormals UGS)	☐	☐	☐	☐
Sonstige: _____ _____				

2. Wie gut ist das Menschmodell, das Sie überwiegend nutzen, Ihrer Meinung nach **in die** CAD-/PLM-**Umgebung integriert**?

	sehr schlecht	schlecht	neutral	gut	sehr gut
Integration	☐	☐	☐	☐	☐

Verbesserungsvorschläge: _____ _____ _____

S. 1 / 9

3. Welche **Aufgaben** führen Sie mit digitalen Menschmodellen aus?

	nie	manchmal	oft
Produktgestaltung (ergonomische)	☐	☐	☐
Layoutgestaltung	☐	☐	☐
Arbeitsplatzgestaltung	☐	☐	☐
Prozessgestaltung (z.B. Montageprozesse)	☐	☐	☐
Instandhaltungsgestaltung	☐	☐	☐

Sonstige: _____

FAKULTÄT FÜR
MASCHINENBAU

Funktionalität digitaler Menschmodelle

4. Welche **Ressourcen der Modelle** nutzen Sie wie oft?
5. Wie wichtig sind Ihnen diese Ressourcen?
6. Wie sollten diese verbessert werden?

	4. Nutzung		5. Bedeutung		6. Verbesserung	
	nie	oft	unwichtig	wichtig	nein	unbedingt
Geschlechter	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐
Perzentile	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐
Nationalitäten	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐
Somatotypen (z.B. dick/dünn, Sitzriese/-zwerg, …)	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐
Akzeleration (z.B. 2000, 2010, 2020, …)	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐
altersspezifische Modelle	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐
manuelle Anthropometrie-Anpassungen	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐

Verbesserungsvorschläge: _____

S. 2 / 9

7. Welche **Manipulationen der Modelle** nutzen Sie wie oft?
8. Wie wichtig sind Ihnen diese Manipulationsmöglichkeiten?
9. Wie sollten diese verbessert werden?

FAKULTÄT FÜR MASCHINENBAU

	7. Nutzung		8. Bedeutung		9. Verbesserung	
	nie	oft	unwichtig	wichtig	nein	unbedingt
Anpassen Körperhaltung	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐
Bibliothek Körperhaltungen	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐
Anpassen Handhaltung	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐
Bibliothek Handhaltungen	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐
Anpassen Aussehen	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐
Bibliothek Aussehen	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐
Animation des Modells	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐
Bibliothek Animationen	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐
Mehrpersoneninteraktion	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐

Verbesserungsvorschläge: _____

_____

10. Welche **Eingabegeräte** nutzen Sie?
11. Hätten Sie Interesse an Alternativen?

	10.			11.
	nie	manchmal	oft	Interesse
Tastatur und Maus	☐	☐	☐	☐
SpaceMouse / SpaceNavigator	☐	☐	☐	☐
haptische Eingabegeräte	☐	☐	☐	☐
Motion Capturing	☐	☐	☐	☐
Datenhandschuh	☐	☐	☐	☐

Sonstige: _____

_____

Wünschen Sie sich Verbesserungen der Eingabegeräte, die Sie nutzen?

_____

_____

12. Welche **Ausgabegeräte** nutzen Sie wie oft?
13. Hätten Sie Interesse an Alternativen?

	kenne ich nicht	12. nie	manchmal	oft	13. Interesse
Monitor	☐	☐	☐	☐	☐
Powerwall	☐	☐	☐	☐	☐
Head-Mounted-Display	☐	☐	☐	☐	☐
L-Bench	☐	☐	☐	☐	☐
Cave	☐	☐	☐	☐	☐

Sonstige: _____

_____

Wo sehen Sie Vorteile in den Ausgabegeräten, die Sie interessieren?

_____

_____

14. Welche **Analysefunktionen** nutzen Sie wie oft?
15. Wie bewerten Sie diese?
16. Wie sollten die Funktionen weiterentwickelt werden?

	14. Nutzung		15. Bedeutung		16. Verbesserung	
	nie	oft	unwichtig	wichtig	nein	unbedingt
Anzeige/Visualisierung: Bild	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐
Anzeige/Visualisierung: Video	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐
Sichtanalysen	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐
Erreichbarkeitsanalysen	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐
Maß-Analysen (z.B. Abstände)	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐
Kraftanalysen	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐
Lastenhandhabungs-Analysen	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐
Haltungsanalysen	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐
RULA-Analyse	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐
OWAS-Analyse	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐
Zeitanalysen	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐

Verbesserungsvorschläge: _____

_____

_____

FAKULTÄT FÜR MASCHINENBAU

17. Sollten Ihrer Meinung nach folgende **Elemente** stärkere Berücksichtigung **bei den Analysefunktionen** finden?

	nein	vielleicht	unbedingt
Einbeziehung von Alters-Effekten	☐	☐	☐
bessere Erläuterung der Verfahren	☐	☐	☐
Hinweise zu den „Ergebnissen", die bessere Interpretationen erlauben	☐	☐	☐
bessere Aufbereitung der Analyseergebnisse	☐	☐	☐
weitere, zusätzliche Analysefunktionen	☐	☐	☐

Welche zusätzlichen Verfahren sollten integriert werden?

FAKULTÄT FÜR MASCHINENBAU

Software-Ergonomie

18. Führen Sie eine **softwareergonomische Bewertung** des digitalen Menschmodells durch, mit dem Sie hauptsächlich arbeiten! (vgl. DIN EN ISO 9241-110)

	sehr schlecht	schlecht	neutral	gut	sehr gut
Ist die Software aufgabenbezogen und nicht technologieorientiert gestaltet? (Aufgabenangemessenheit)	☐	☐	☐	☐	☐
Zeigt die Software an, in welchem Dialogschritt Sie sich befinden? (Selbstbeschreibungsfähigkeit)	☐	☐	☐	☐	☐
Entspricht die Software Ihren Belangen und allgemeinen Konventionen? (Erwartungskonformität)	☐	☐	☐	☐	☐
Fördern die Dialoge die Erlernung des Systems? (Lernförderlichkeit)	☐	☐	☐	☐	☐
Lassen sich Dialoge in der Richtung frei durchlaufen? (Steuerbarkeit)	☐	☐	☐	☐	☐
Wie gut erkennt, toleriert und managt das System Fehler? (Fehlertoleranz)	☐	☐	☐	☐	☐
Ist die Software Ihren Anforderungen entsprechend anpassbar? (Individualisierbarkeit)	☐	☐	☐	☐	☐

Wo sehen Sie die größten Mängel?

19. Welche **Hilfe-Funktionen** des digitalen Menschmodells, mit dem Sie arbeiten, nutzen Sie wie oft?
20. Wie bewerten Sie diese?
21. Wie sollten die Hilfe-Funktionen verbessert werden?

FAKULTÄT FÜR MASCHINENBAU

	19. Nutzung		20. Bedeutung		21. Verbesserung	
	nie	oft	unwichtig	wichtig	nein	unbedingt
Handbuch (gedruckt / digital)	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐
Hilfe in der Software	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐
Online-Hilfe	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐
Telefonsupport	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐
Internetsupport	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐	☐	☐ ☐

Verbesserungsvorschläge: _____

Effektivität und Akzeptanz

22. Welche **Vorteile** entstehen Ihnen durch den Einsatz der Menschmodelle?
23. Wünschen Sie sich diesbezüglich Verbesserungen?

	22.			23.
	trifft nicht zu	trifft etwas zu	trifft stark zu	Verbesserung erwünscht
erhöhte Arbeitsproduktivität	☐	☐	☐	☐
mögliches paralleles Aufgabenabarbeiten	☐	☐	☐	☐
verbesserte Ergonomie der Gestaltungen	☐	☐	☐	☐
ermöglichte Variantenvergleiche	☐	☐	☐	☐
erhöhte Anpassungsfähigkeit an Veränderungen	☐	☐	☐	☐
verbesserte Kommunikation mit anderen Abteilungen	☐	☐	☐	☐
verstärkte Zusammenarbeit mit anderen Personen	☐	☐	☐	☐
bessere Standardisierung von Abläufen	☐	☐	☐	☐
Wiederverwendung von Teilmodellen	☐	☐	☐	☐
digital abgesicherte Ergonomie	☐	☐	☐	☐
verstärktes eigenes Bewusstsein über Ergonomie	☐	☐	☐	☐

Sonstige: _____

24. Welche **Nachteile** sehen Sie bei dem Einsatz digitaler Menschmodelle?
25. Sollten diese Punkte zukünftig verbessert werden?

	24. trifft nicht zu	24. trifft etwas zu	24. trifft stark zu	25. Verbesserung erwünscht
hoher Zeitaufwand	☐	☐	☐	☐
hoher finanzieller Aufwand	☐	☐	☐	☐
hohes Risiko der Systemeinführung	☐	☐	☐	☐
fehlende Akzeptanz durch mangelndes Wissen um Aufwand und Nutzen	☐	☐	☐	☐
hoher Pflege- und Wartungsaufwand	☐	☐	☐	☐
hohe technische Hürden	☐	☐	☐	☐
zu niedrige Software-Performanz	☐	☐	☐	☐
zu wenige Bibliotheken (Arbeitsmittel etc.)	☐	☐	☐	☐
zu wenige Bewertungs-/Analyseverfahren	☐	☐	☐	☐

Verbesserungsvorschläge: _____

FAKULTÄT FÜR MASCHINENBAU

Abschließende Einschätzung

26. **Hilft Ihnen** die Arbeit mit digitalen Menschmodellen zur Erledigung Ihrer Arbeitsaufgaben?

	sehr schlecht	schlecht	neutral	gut	sehr gut
Gesamtbeurteilung	☐	☐	☐	☐	☐

27. **Wie gern** wenden Sie in Ihrer Arbeit digitale Menschmodelle an?

	sehr ungern	ungern	neutral	gern	sehr gern
Gesamtbeurteilung	☐	☐	☐	☐	☐

28. Wie werden **Ergonomie-Untersuchungen** in Ihrer Firma durch digitale Menschmodelle **unterstützt**?

	sehr schlecht	schlecht	neutral	gut	sehr gut
Gesamtbeurteilung	☐	☐	☐	☐	☐

Persönliche Angaben

FAKULTÄT FÜR MASCHINENBAU

Für statistische Auswertungen benötigen wir noch einige freiwillige Angaben. Sie würden das Vorhaben sehr unterstützen, wenn Sie diese vornehmen.

Geschlecht	☐ männlich ☐ weiblich
Alter	_____
höchster Bildungsabschluss	_____
Branche	_____
Firmensitz	_____
Position	_____
Arbeitsgebiet(e)	_____, seit _____ _____, seit _____ _____, seit _____
Arbeit mit digitalen Menschmodellen seit	_____

Besitzen Sie Kompetenzen auf dem Gebiet der Arbeitswissenschaft durch Ihre Ausbildung oder durch Praxiserfahrung?

	Ausbildung/ Studium	Weiter-bildung	Selbst-studium	Praxis-erfahrung
anthropometrische Arbeitsgestaltung	☐	☐	☐	☐
arbeitstechnische Arbeitsgestaltung	☐	☐	☐	☐
organisatorische Arbeitsgestaltung	☐	☐	☐	☐
sicherheits- und gesundheitsgerechte Arbeitsgestaltung	☐	☐	☐	☐
physiologische Arbeitsgestaltung	☐	☐	☐	☐
psychologische Arbeitsgestaltung	☐	☐	☐	☐
Gestaltung der Arbeitsumwelt	☐	☐	☐	☐
Mensch-Maschine-Interaktion	☐	☐	☐	☐

Haben Sie in der Vergangenheit an **Schulungen** zu digitalen Menschmodellen teilgenommen?

Teilnahme an Schulungen

nein	☐
ja, intern (durch andere Mitarbeiter)	☐
ja, extern (durch Mitarbeiter des Herstellers des Menschmodells)	☐
ja, extern (durch Mitarbeiter von Drittfirmen)	☐

S. 8 / 9

Wie **bewerten** Sie diese **Schulungen**?

	sehr schlecht	schlecht	neutral	gut	sehr gut
Bewertung der Schulungen	☐	☐	☐	☐	☐

FAKULTÄT FÜR
MASCHINENBAU

Denken Sie, dass Sie **weitere Schulungen** benötigen, um Ihr Wissen im Umgang mit digitalen Menschmodellen zu verbessern?

	nein	ja	Dauer im kommenden Jahr ca.
weitere Schulungen nötig	☐	☐	____ Tage

Welche **Themen** würden Sie gern vermittelt bekommen?

_____

_____

Vielen Dank für Ihre Teilnahme!

Haben Sie weitere **Bemerkungen** oder Hinweise?

_____

_____

_____

_____

_____

_____

_____

_____

_____

_____

_____

_____

Sollten Sie weitere Fragen zu der Untersuchung oder zu dem Thema haben, würden wir uns freuen, wenn Sie uns kontaktieren:

Technische Universität Chemnitz
Jens Mühlstedt
Erfenschlager Str. 73
09125 Chemnitz

Tel. 0371 531-36464
Mail: jens.muehlstedt@mb.tu-chemnitz.de

Anlage C: Anforderungsliste Versuchsstand

Tabelle D.1: Anforderungsliste des Versuchsstandes ARBEX

Hauptmerkmal	Anforderungen an Versuchsstand
Geometrie	• Betrieb im Biometrik-Labor der Professur Arbeitswissenschaft • Grundfläche ca. 3x3 m² • Raumhöhe unbegrenzt
Kinematik	• Darstellung von Rotationsbewegungen • in verschiedenen Gelenken (siehe physiologische Funktionseinheiten) • Begrenzung der Bewegung • Maximalgelenkwinkel • manuell verstellbare Gelenkwinkel • Befestigung des bewegten Körperteils • Geschwindigkeit: vom Probanden kontrolliert, im Bereich um 30…160°s^{-1}
Kräfte	• Erzeugung e. einstellbaren Momentes • veränderbar in Größe, Richtung • ähnlich eines realen Gelenkmomentverlaufs, vergleichbar mit dem Heben eines Gewichtes im Bereich 0…0,15 x 23 (=3,45) kg • geringe Trägheit

Hauptmerkmal	Anforderungen an Versuchsstand
Energie	• geringe Reibung • geringe bewegte Massen
Stoff	-
Signal	• Nutzung des Elektromyografie-Messystems Noraxon TeleMyo • Nutzung einer optischen/akustischen Rückkopplung zur (zeitlichen) Bewegungsführung
Sicherheit	• Stand- und Kippsicherheit • Sicherheit vor Einklemmen/Quetschen
Ergonomie	• möglichst enge Befestigung des bewegten Körperteils, möglichst ohne Druckstellen o. ä. zu erzeugen • flexible Einstellung der Körperhaltung (Ziel: möglichst belastungsfrei), besonders des Sitzflächen- und Sitzlehnen-Winkels • reproduzierbare Arretierung des (unbewegten) Körpers
Fertigung	• Dreh- und Frästeile sowie Wasserabrasivstrahlteile herstellbar in fakultätseigener Werkstatt • Zukaufteile und Fertigung außerhalb ebenfalls möglich
Kontrolle	-

Hauptmerkmal	Anforderungen an Versuchsstand
Montage	• Aufstellung auf Standfüßen (Linoleumboden)
Transport	• Transportmöglichkeit auf Rollen vorsehen • Transport durch Tür vorsehen (Türrahmenhöhe 198 cm; Türbreite 93 cm)
Gebrauch	• geräuscharmer Betrieb
Instandhaltung	-
Recycling	-
Kosten	• max. Kosten: 15.000 €
Termin	• Fertigstellung Ende 2009/2010

Quellenverzeichnis der Anlagen

Abdel-Malek, Karim; Yang, Jingzhou; Marler, Timothy; Beck, Steven; Mathai, Anith; Zhou, Xianlian; Patrick, Amos; Arora, Jasbir (2006). *Towards a new generation of virtual humans.* Int. J. Human Factors Modelling and Simulation, Vol. 1, No. 1, S. 2-39. Inderscience Enterprises Ltd.

Abdel-Malek, Karim; Arora, Jasbir (2008*). Physics-Based Digital Human Modeling: Predicitve Dynamics.* In: Duffy, Vincent G. (Hrsg.): Handbook of Digital Human Modeling. Research for Applied Ergonomics and Human Factors Engineering. S. 5-1 – 5-33. CRC Press, Taylor & Francis Group. ISBN: 0805856463, ISBN: 978-0-8058-5646-0.

Alexander, David. (2004). *Computers in Engineering.* Aerospace Engineering, April 2004, S. 31-32.

Ashrafiuon, H.; Colbert, R.; Obregefell, L.; Kaleps, I. (1996). *Modeling of a Deformable Manikin Neck for Multibody Dynamic Simualtion.* Mathl. Comput. Modelling, Vol. 24, Nr. 2, S. 45-56, Elsevier Science Ltd.

Aume, Nilss M.; Topmiller, Donald A. (1972). *Human Engineering Computer Aided Desing (HECAD).* Human Factors and Ergonomics Society (HFES) Annual Meeting Proceedings, Vol. 16, Nr. 2, 1972 , S. 315-317.

Badler, Norman; Erignac, Charles; Bindinganavale, Rama; Vincent, Patrick J.; Sanchez, Edgar; Abshire, Kevin; Wampler, Jeffrey L.; Boyle, Edward S.; Ianni, John D. (2001). *Technology for Maintenance.* Procedure Validation. Interim Report for the Period January 2000 to January 2001. United States Air Force Research Laboratory.

Badler, Norman I.; Korein, Jonathan D.; Korein, James U.; Radack, Gerald M.; Brotman, Lynne Shapiro. (1985). *Positioning and animating human figures in a task-oriented environment.* The Visual Computer, 1985/1, S. 212-220.

Bauch, A. (2001). *Ergonomie in der Flugzeugkabine.* Passagierprozesse und manuelle Arbeitsabläufe. DGLR Bericht.

Baughman, L. Douglas. (1983). *Development of an Interactive Computer Program to Produce Body Description Data.* Technical Review and Approval. AF Aerospace Medical Research Laboratory.

Beagley, Nick. (1997). *Human Body Modeling as Human Factors Engineering Tool.* The Capability of Virtual Reality to Meet Military Requirements. RTO HFM Workshop. RTO MP-54. Orlando, USA.

Bennett, R.O.; Robbins, D.H. (1982). *HSRI Version of the Improved Three Dimensional Computer Simulation of Vehicle Crash Victims.* Volume II. User's Guide. Highway Safety Research Institute (HSRI), University of Michigan.

Bennis, F; Chablat, D.; Dépincé, Ph. (2005). *Virtual reality: A human centered tool for improving Manufacturing.* Proceedings of Virtual Concept 2005, Biarritz, France.

Blanchonette, Peter (2006). *Jack Human Modelling Tool: A Review.* Ergonomics Australia, Vol 21, Number 2, June/July 2006, S. 6-13.

Blank, Bill; Broadbent, Alex; Crane, Adam; Pasterank, Gedalia. (2009*). Defeating the authoring bottleneck: techniques for quickly and efficiciently populating simulated environments.* Image 2009 Conference. St-Louis, Missouri (USA).

Bliss, Charles. (2011). *Parts.* Zugriff am 11.07.2011: www.cbliss.com/inventor/Parts.htm.

Boniol, Mathieu; Verriest, Jean-Pierre; Pedeux, Remy; Doré, Jean-Francois. (2007). *Proportion of Skin Surface Area of Children and Young Adults from 2 to 18 Years Old.* Journal of Investigative Dermatology, No. 128, S. 461–464. The Society for Investigative Dermatology.

Bossomaier, Terry; Bruzzone, Agostino; Cimino, Antonio; Francesco Longo; Mirabelli, Giovanni. (2010). *Scientific approaches for the industrial workstations ergonomic design: a review.* In: Bargiela, Andrzej; Ali, Sayed A.; Crowley, David; Kerckhoffs, Eugène J.H.: Proceedings 24th European Conference on Modelling and Simulation (ECMS). ISBN: 978-0-9564944-0-5.

Boston Dynamics. (2010). *DI Guy. Human Simulation Software.* Zugriff am 07.01.2010, www.bostondynamics.com/bd_diguy.html.

Boston Dynamics. (2003). *DigitalBiomechanics.* Physics-based virtual prototyping software.

Boulic, R.; Capin, T.; Huang, Z.; Molet, T.; Shen, J.; Thalmann, D.; Kalra, P.; Magnenat-Thalmann, N.; Moccozet, L.; Pandzic, I.; Lintermann, B.; Saar, K.; Schmitt, A. (1998). *The HUMANOID Environment for Interactive Animation of Multiple Deformable Human Characters.* Proceedings of Eurographics '95.

Boyle, Edward; Rooks, Edward (1994). *Task simulation using human figure models.* NAECON 94 - National Aerospace and Electronics Conference, S. 765-770.

Bruderlin, Armin; Calvert, Thomas W. (1989*). Goal-Directed, Dynamic Animation of Human Walking.* Computer Graphics, Vol. 23, No. 3. ACM Association for Computer Machinery.

Bubb, Heiner (2008). *Digitale Menschmodelle.* In: Landau, Kurt (2008). ASUprotect – Das Magazin für Arbeitsschutzmanagement. 2/2008, S. 29-31. Stuttgart: Gentner Verlag, ergonomia Verlag.

Bubb, Heiner; Fritzsche, Florian (2009). *A Scientific Perspective of Digital Human Models: Past, Present, and Future.* In: Duffy, Vincent G. (Hrsg.): Handbook of Digital Human Modeling. Research for Applied Ergonomics and Human Factors Engineering. S. 3-1 - 3-30 Boca Raton (FL/USA): CRC Press, Taylor & Francis Group. ISBN 978-0-8058-5646-0, ISBN 0-8058-5646-3.

Buchholz, Bryan; Armstrong, Thomas J. (1992). *A Kinematic Model of the Human Hand to Evaluate its Prehensile Capabilities.* Journal Biomechanics, Vol. 25, Nr. 2, S. 149-162. Pergamon Press.

Bullinger, H. J.; Kay, L.; Menges, R. (1988). *Gribs – an approach to a realistic realtime simulation of human arm motion.* Proceedings of the First International Conference on Ergonomics of Hybrid Automated Systems I. Amsterdam: Elsevier Science Publishers B. V. ISBN:0-444-70486-8.

Burnette, Charles; Schaaf, William (1998). *Issues in using Jack Human figure modeling software to assess human-vehicle interaction in a driving simulator.* Transportation Research Record: Journal of the Transportation Research Board. Nr. 77, Volume 1631/1998, S. 1-7. ISSN 0361-1981.

CADHUMAN. (2011). *CADHUMAN.* High Quality 3D Human Cad Models. Zugriff am 30.05.2011, www.cadhuman.com/index.html.

Cahill, Hugh E.; Davids, Richard C. (1984). *ADAM – A Computer Aid to Maintainability Design.* Annual Reliability and Maintainability Symposium, San Francisco, CA/USA; 24.-26. Jan. 1984., S. 12-16.

Calton, Terri L. (1999). *A framework for Geometric Reasoning about Human Figures and Factors in Assembly Processes.* 3rd International Conference on Engineering Design and Automation, Vancouver, British Columbia (CA, USA), 01.08.199904.08.1999.

Cakmak, M.; Delavoye, C.; Führlinger, L. (2006). *Sitzkomfortsimulation: Eine neue Methode in der Pilotanwendung.* In: VDI-Berichte (2006) Nr. 1967, S. 1049-1066.

Caputo, F.; Di Gironimo, G.; Marzano, A. (2006). *Ergonomic Optimization of a Manufacturing System Work Cell in a Virtual Environment.* Acta Polytechnica, Vol. 46, No. 5/2006, S. 21-27. Czech Technical University Publishing House.

Case, Keith. (1975). *An Anthropometric and Biomechanical Computer Model of Man.* Thesis submitted for the degree of Doctor of Philosophy. Department of Production Engineering and Production Management, Nottingham University.

Case, Keith; Porter, J. Mark; Bonney, Maurice. (1986). *SAMMIE. A Computer Aided Design Tool for Ergonomists.* Proceedings of the Human Factors Society. 30th Annual Meeting. S. 694-698.

Case, Keith; Porter, Mark; Gyi, Diane; Marshall, Russ; Oliver, Ruth (2001). *Virtual fitting trials in "Design for all".* Journal of Materials Processing Technology, Nr. 117, S. 255-261. www.elsevier.com/locate/jmatprotec. Elsevier Science B.V.

Chaffin, D.B., 1969. *A computerized biomechanical model - Development of and use in studying cross body actions.* Journal of Biomechanics, 2(4): 429-441.

Chaffin, D. (2001). *Digital Human Modeling for Vehicle and Workplace Design.* Society of Automotive Engineers Inc., Warrendale.

Chaffin, Don B. (1997). *Development of Computerized Human Static Strength Simulation Model for Job Design.* Human Factors and Ergonomics in Manufacturing, Vol 7 (4), S. 305-322. John Wiley & Sons, Inc.

Chaffin, Don B. (2001). *Digital human modeling for vehicle and workplace design.* S. 7-8. Warrendale, PA (USA): Society of Automotive Engineers, Inc. ISBN 0-7680-0687-2.

Chaffin, Don B. (2007). *Human Motion Simulation for Vehicle and Workplace Design.* Human Factors and Ergonomics in Manufacturing, Vol. 17 (5), S. 475-484. Wiley Periodicals, Inc. / Wiley InterScience.

Chaffin, Don B. (2009). *Some Requirements and Fundamental Issues in Digital Human Modeling.* In: Duffy, Vincent G. (Hrsg.): Handbook of Digital Human Modeling. Research for Applied Ergonomics and Human Factors Engineering. S. 3-1 - 3-30 Boca Raton (FL/USA): CRC Press, Taylor & Francis Group. ISBN 978-0-8058-5646-0, ISBN 0-8058-5646-3.

Chaffin, Don B.; Evans, Susan. (1986). *Computerized biomechanical models in manual work design.* Proceedings of the Human Factors Society – 30th Annual Meeting. S. 96-100.

Chaffin, Don B.; Woolley, Charles B. (2001). *Simulation of simultaneous muscle strength and balance constraints during one and two handed lifting.* Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society 45th Annual Meeting 2001. S. 1007-1010.

Chan, Danny S.K. (2003). *Simulation modelling in virtual manufacturing analysis for integrated product and process design.* Assembly Automation, Volume 23, Number 1, S. 69-74. MCB UP Limited. ISSN 0144-5154.

Chao, Edmund Y.S.; Armiger, Robert S.; Yoshida, Hiroaki; Lim, Jonathan; Haraguchi, Naoki. (2007*). Virtual interactive musculoskeletal system (VIMS) in orthopaedic research, education and clinical patient care.* Journal of Orthopaedic Surgery and Research 2007, No. 2:2. BioMed Central Ltd.

Chryssolouris, George; Mavrikios, Dimitris; Fragos, Dimitris; Karabatsou, Vassiliki. (2000). *A virtual reality-based experimentation environment for the verification of human-related factors in assembly processes.* Robotics and Computer Integrated Manufacturing, No. 16 (2000), S. 267-276. Elsevier Science Ltd.

Coffey, Lorcan; Fitzpatrick, David P. (2000). *AMT Ireland - workplace ergonomics.* University College Dublin. Zugriff am 18.04.2011: www.irishscientist.ie/2000/contents.asp?contentxml=211bs.xml&contentxsl=insight3.xsl/ www.ucd.ie/~amt.

Conradi, Jessica; Alexander, Thomas (2008). *Evaluation eines digitalen anthropometrischen Menschmodells zum Design von Konsolenarbeitsplätzen.* In: Schmidt, L.; Schlick, C.; Grosche, J.: Ergonomie und Mensch-Maschine-Systeme. Berlin, Heidelberg: Springer. ISBN 978-3-540-78330-5, 978-3-540-78331-2.

Dahari, Mahidzal; Yeo, S. E.; Cho, W. K.; Sabri, Muhamad A. M.; Mingo, Muhammad Z.; Ong, W. Y. (2010). *Design and Development of Aircraft Cabin for Very Light Jet (VLJ).* APIEM – 11th Asia Pacific Industrial Engineering and Management Systems Conference & 14th Asia Pacific Regional Meeting of International Foundation for Production Research.

Damsgaard, Michael; Rasmussen, John; Christensen, Soren Torholm; Surma, Egidijus; de Zee, Mark. (2006). *Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System.* Simulation Modelling Practice and Theory, Nr. 14, S. 1100-1111. Elsevier B.V.

Dassault Systemes (2004). *Human Builder 2 (HBR).* CATIA V5R18 Product synthesis.

Deisinger, Jocachim; Breining, Ralf; Rößler, Andreas. (2000). *ERGONAUT: A Tool for Ergonomic Analyses in Virtual Environments.* 6th Eurographics Workshop on Virtual Environments.

Delmia. (2001*). DPE – Delmia Process Engineer Handbuch.* Allgemeines. Arbeitsstellen. Ergo Check. Fellbach: Delmia GmbH.

DELMIA Corp. (2000). *SAFEWORK Pro.* Product brochure.

Delleman, N. J.; Haslegrave, C. M.; Chaffin, D. B. (2004). *Working postures and movements: tools for evaluation and engineering.* CRC Press. ISBN 0415279089, 9780415279086.

Delp, Scott L.; Loan J. Peter. (2000). *A computational framework for simulating and analyzing human and animal movement.* Computing in Medicine, Computing in Science & Engineering, September/October 2000, S. 46-55. IEEE Computer Society.

Deutsche MTM-Vereinigung e.V. (2011). *MTMergonomics.* Zugriff am 11.07.2011: www.dmtm.com/forschung/projekte/akt_projekte_mtmergo.php.

DIN 33 408-1. (2008). *Körperumrissschablonen – Teil 1: Für Sitzplätze.* Normenausschuss Ergonomie (NAErg) und Normenausschuss Automobiltechnik (NAAutomobil), Deutsches Institut für Normung e.V. Berlin: Beuth Verlag.

Donald, Deidra L. (1998). *A Tutorial on Ergonomic and Process Modeling using QUEST and IGRIP.* In: Medeiros, D.J.; Watson, E.F.; Carson, J.S.; Manivannan, M.S. (Hrsg.): Proceedings of the 1998 Winter Simulation Conference, S. 297-302.

Dooley, Marianne. (1982). *Anthropometric Modeling Programs – A Survey.* IEEE Computer Graphics and Applications, Vol. 2, Issue 9, S. 17-25. ISSN: 0272-1716.

Doyle, A. (1999). *Deadmanwalking: innovative simulation technology breathes life into digital human models.* Computer Graphics World, Vol. 22, No. 12, S. 41-44.

Dunbar, Brian. (2010). *NASA - GRAF composite images.* Zugriff am 22.08.2011: www.nasa.gov/centers/johnson/slsd/about/divisions/hefd/laboratories/graf20.html

Endo, Yui; Kanai, Satoshi; Kishinami, Takeshi; Miyata, Natsuki; Kouchi, Makiko; Mochimaru, Masaaki. (2007). *Virtual Ergonomic Assessment on Handheld Products based on Virtual Grasping by Digital Hand.* 2007 Digital Human Modeling Conference, Juni 2007, Seattle, WA, USA. SAE International.

Endo, Yui; Kanai, Satoshi; Miyata, Natsuki; Kouchi, Makiko; Mochimaru, Masaaki, Konno, Jun; Ogasawara, Michiyo; Shimokawa, Marie. (2008). *Optimization-Based Grasp Posture Generation Method of Digital Hand for Virtual Ergonomics Assessment.* SAE Int. J. Passeng. Cars - Electron. Electr. Syst., Volume 1, Issue 1, S. 590-598. SAE International.

Eynard, Enrico; Fubini, Enrica; Masali, Melchiorre; Cerrone, Maurizio. (2000). *Generation of virtual man models representative of different body proportions and application to ergonomic design of vehicles.* Proceedings of the IEA 2000 / HFES 2000 Congress, Proceedings 1 - Virtual Environments , S. 489-492. Human Factors and Ergonomics Society.

Faraway, Julian; Reed, Matthew P. (2007). *Statistics for Digital Human Motion Modeling in Ergonomics.* Technometrics, Nr. 49(3), S. 277-290.

Fetter, William A. (1982). *A Progression of Human Figures Simulated by Computer Graphics.* IEEE Computer Graphics and Applications, S. 9-13.

Feyen, Robert; Liu, Yili; Chaffin, Don; Jimmerson, Glenn; Joseph, Brad. (1999). *New Software Tools.* Simulations combining CAD and human modeling software prove as effective as on-site ergonomics asessment in this auto assembly task analysis. Ergonomics in Design, April 1999, S. 24-30. Human Factors and Ergonomics Society. ISSN 1064-8046.

Feyen, Robert; Liu, Yili; Chaffin, Don; Jimmerson, Glenn; Joseph, Brad. (2000). *Computer-aided ergonomics: a case study of incorporating ergonomics analyses into workplace design.* Applied Ergonomics, Nr. 31, S. 291-300. Elsevier Science Ltd.

Fireman, Jerry; Lesinski, Nancy (2009). *Virtual Ergonomics: Taking Human Factors into Account for Improved Product and Process.* White Paper. Dassault Systèmes Delmia Corp.

Freivalds, Andris; Kaleps, Ints. (1984). *Computer-Aided Strength Prediction Using the Articualted Total Body Model.* Comput. & Indus. Engineering, Vol. 8, Nor. 2, S. 107-118. Pergamon Press Ltd.

Frisch, Georg D.; D'Aulerio, Louis A. (1980). Bioman – An Improved Occupant-Crew Station Compliance Modeling System. Aviation, Space, and Environmental Medicine, 02/1980, S. 160-167. Washington, D.C. (USA): Aerospace Medical Association.

Fritzsche, Lars. (2010). *Ergonomics Risk Assessment with Digital Human Models in Car Assembly: Simulation versus Real Life.* Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries 20 (4), S. 287-299. Wiley Periodicals, Inc.

Fortin, C., Gilbert, R., Beuter, A., Laurent, F., Schiettekatte, J., Carrier, R., and Dechamplain, B. (1990). *SAFEWORK: A microcomputer-aided workstation design and analysis.* New advances and future developments. In: Karwowski, W.; Genaidy, A.M.; Asfour, S.S. (Hrsg.): Computer-Aided Ergonomics. London: Taylor and Francis).

Fulder, T.; Pitzmoht, P.; Polajnar, A.; Leber, M. (2005). *Ergonomically designed workstation based on simulation of worker's movements.* Internationsl Journal Simulation Modelling. Nr. 4/2005/1, S. 27-34. ISSN 1726-4529.

Gallizio, M.; Sembenini, G. (2002). *Accessibility and maintainability studies through digital humans in a digital mock-up context.* ICAS2002 congress, S. 883.1-883.10.

Gaonkar, R.; Madhavan, V.; Zhao, W. (2006). *Virtual environment for assembly operations with improved grasp interaction.* Proceedings of the 10th IJIE.

Gardner, Thomas R. (2004). *Upgrading the ATB Model Code from FORTRAN 77 to FORTRAN 90.* Final rept. Jan 1998-May 2004.

Gärtner, K.-P. (1992). *Computer-based anthropometric models in workplace design.* Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Europe Chapter Annual Meeting in Antwerp, Belgium, November 1992, S. 17-25. ISBN 90-6807-287-0.

Gavrila, Dariu M.; Davis, L.S. (1996). *3-D model based tracking of humans in action: a multi-view approach.* Proceedings: IEEE Computer Vision and Pattern Recognition, San Francisco.

Geuß H. (1994). *Entwicklung eines anthropometrischen Meßsystems für das CAD-Menschmodell RAMSIS.* PhD Thesis, München University, 1994.

Graham, Terri B.; Hebermehl, Janis (2001). *An Integrated Human Modeling Process for the International Space Station, Intra-Vehicular Activity.* The Interservice/Industry Training, Simulation & Education Conference (I/ITSEC).

Gray, Judith, A. (1994). *Dance in Computer Technology.* A Survey of Applications and Capabilities. Interchange, Vol. 15, Nr. 4, S. 15-25.

Green, Rush F.; Hudson, Jeffrey A. (2010). *A Method for Positioning Digital Human Models in Airplane Passenger Seats.* AHFE International – 3rd International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics jointly with 1st International Conference on Applied Digital Human Modeling. 17-20 July 2010, Miami, Florida, USA.

Hampton, Deborah. (2004). *Optimization-based Prediction of Human Motion.* DIGITAL Humans Lab., Virtual Soldier Research Program. Präsentationsfolien.

Hanavan, E. P. (1964). *A Mathematical Model of the Human Body.* AMRL. Technical Report, S. 64-102. Wright-Patterson Air Force Base, OH/USA.

Hanson, Lars. (2000). *Computerized Tools for Human Simulation and Ergonomic Evaluation of Car Interiors.* In: Proceedings of the IEA 2000 / HFES 2000 Congress (XIVth Triennial Congress of the International Ergonomics Association and 44th Annual Meeting of the Human Factors and Ergonomics Association), S. 836-839, 29.7.-4.8.2000, San Diego, California, USA.

Hanson, Lars; Akselsson, Roland; Andreoni, Giuseppe; Rigotti, Camilla; Palm, Rainer; Wienholt, Willfried; Costa, Mario; Lundin, Ann; Rizzuto, Fulvio; Gaia, Enrico; Engström, Tomas; Sperling, Lena; Sundin, Anders; Wolfer, Bruno (1999) *Annie, a Tool for Integrating Ergonomics in the Design of Car Interiors.* In: Proceedings of the 1999 SAE Southern Automotive Manufacturing Conference, Birmingham, Alabama, USA, 28.-30. September 1999, Society of Automotive Engineers, Inc. ISSN 0148-7191.

Hanson, Lars; Högberg, Dan. (2010). *Use of anthropometric measures and digital human modelling tools for product and workplace design.*

Hanson, Lars; Högberg, Dan; Bohlin, Robert; Carlson, Johan S. (2011). *IMMA – Intelligently Moving Manikin – Project Status.* In: Salvendy, G.; Karwowski, W. (Hrsg.): Advances in Applied Digital Human Modeling. S. 559-567. Boca Raton (USA): CRC Press. ISBN 978-1-4398-3511-1.

Hanson, Lars; Wienholt, Willfried; Sperling, Lena. (2003). *A control handling comfort model based on fuzzy logics.* International Journal of Industrial Ergonomcis, Nr. 31; S. 87-100. Elsevier Science B. V.

Hareesch, P. V.; Kimura, T.; Sawada, K.; Thalmann, D. (2010). *Aging Algorithm for Anthropometric Digital Humans: Quantitative Estimation for Ergonomic Applications.*

Harris, Regina; Bennett, Jay; Stokes, James. (1982). *Validating CAR: A comparison study of experimentally-derived and computer-generated reach envelopes.* Proceedings of the Human Factors Society – 26th Annual Meeting, S. 969-973.

Harris, Regina M.; Iavecchia, Helene P.; Ross, Lorna V.; Shaffer, Steven C. (1987). *Microcomputer Human Operator Simulator (HOS-IV).* Proceedings of the Human Factors Society (HFES) 31st Annual Meeting, S. 1179-1183.

Härtel, T.; Hermsdorf, H. (2006). *Biomechanical Modelling and Simulation of Human Body by means of DYNAMICUS.* Journal of Biomechanics; Volume 39, Supplement 1, Abstracts of the 5th World Congress of Biomechanics, S. 549, Elsevier.

Härtel, Thomas; Knoll, Karin; Maißer, Peter. (2006). *Simulative Untersuchungen zu effektiven Drehtechniken im Eiskunstlaufen.* BISp-Jahrbuch Forschungsförderung 2005/2006, S. 135-140.

Hault-Dubrulle, Audrey; Robache, Frédéric; Drazétic, Pascal, Morvan, Herbé. (2009). *Pre-crash phase analysis using a driving simulator.* Influence of atypical position on injuries and airbag adaption.

Hasegawa, Masaki; Chin, Takaaki; Oki, Sadaaki; Kanai, Shusaku; Shimatani, Koji; Shimada, Tomoaki. (2010). *Effects of methods of descending stairs forwards versus backwards on knee joint force in patients with osteoarthritis of the knee: a clinical controlled study.* Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology, Nr. 2/14, S. 1-7. BioMed Central Ltd.

Helin, Kaj; Viitaniemi, Juhani; Aromaa, Susanna; Montonen, Jari; Evilä, Teemu; Leino, Simo-Pekka; Määttä, Timo. (2007). *OSKU - Digital Human Model in the Participatory Design Approach.* A New Tool to Improve Work Tasks and Workplaces. VTT working papers 83, VTT Technical Research Centre of Finland.

Hicks, Jamison S.; Durbin, David B.; Kozycki, Richard W. (2010). *An Overview of Human Figure Modeling for Army Aviation Systems.* Technical Report ARL-TR-5154, Human Research and Engineering Directorate, Army Research Laboratory, Aberdeen Proving Ground, MI (USA).

Hidson, D. (1988). *Computer-aided design and bio-engineering: a review of the literature (u).* Defence Research Establishment Ottawa.

Hoekstra, Pyter N. (1993). *Some Uses of "Active Viewing" in Computer Aided Anthropometric Assessment.* Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society 37th Annual Meeting, S. 494-498.

Hoekstra, Pyter N. (1996). *„What's up?" Some aspects of quantifying an anthropometric model's field-of-view in computer aided anthropometric assessment.* International Journal of Industrial Ergonomics, Nr. 17, S. 315-321. Elsevier Science B.V.

Högberg, Dan. (2011). *IMMA - Intelligently Moving Manikins.* Zugriff am 11.07.2011: www.his.se/english/research/virtual-system/research-groups/user-centred-product-development-research-group/research-in-product-design-engineering/vec/research-projects/imma/.

Hudson, Jeffrey A.; Oudenhuijzen, Aernout; Zehner, Gregory F. (2000). *Digital human modelling systems: a procedure for verification and validation using the F-16 crew station.*

Human Solutions (2005). *RAMSIS – Bewegung beginnt im Inneren.* Das intelligente Menschmodell für die Fahrzeugindustrie. Werbebroschüre. Human Solutions GmbH.

Human Solutions GmbH (2009a). *Anthropometrische Studien und Individual Customization.* Zugriff am 23.11.2009, www.human-solutions.com/automotive/content/gallery/anthroscan/01.jpg.

Human Solutions GmbH (2009b). *International erfolgreiche Produkte.* Zugriff am 23.11.2009, www.human-solutions.com/automotive/content/gallery/auto/03.jpg.

Human Solutions GmbH (2009c). *Einfacheres Arbeiten mit schweren Fahrzeugen.* Zugriff am 23.11.2009, www.human-solutions.com/automotive/content/gallery/iv/07.jpg.

Hunter, Steve L.; Thomas, Robert, E.; Dischinger, Charles; Babai, Majid. (2003). *Colossal Tooling Design: 3D Simulation for Ergonomic Analysis.* Ergonomics in Design Journal, Vol. II, No. 1, Winter 2003, S. 121-135.

Huston, R. L.; Passerello, C. E. (1971). *On the dynamics of a human body model.* Journal Biomechanics, Vol. 4, S. 369-378. GB: Pergamon Press.

Iavecchia, Helene P.; Harris, Regina M. (1986). *The crewstation Assessment of reach model: status and future development plans.* Proceeding s of the Human Factors Society – 30th Annual Meeting, S. 647-651.

IC.IDO. (2008). *IDO:Ergonomics.* Zugriff am 20.06.2011, www.icido.de/PDF/ICIDO_Ergonomics_12_2008.pdf. Stuttgart: ICIDO GmbH.

IfM – Institut für Mechatronik e. V. (2010). *alaska/DYNAMICUS – Literatur (Auswahl ab 2000).* Zugriff am 14.02.2010: www.tu-chemnitz.de/ifm/produkte-html/DYNAMICUS_Literatur.html.

IfM – Institut für Mechatronik e. V., insys GmbH – Ingenieurdienstleistung und Software. (2010). *alaska/DYNAMICUS Software.* Biomechanisches Menschmodell für die Bewegungsanalyse. Flyer, IfM und insys.

IST GmbH. (1994). *Anthropos-Handbuch.* Version 3.5. IST-GmbH, Groß-Rohrheim.

IST – Inter-Somacad-Team. (1994). *ANYBODY Vers. 1.0.* Leistungsmerkmale, Zusatzleistungen, Preisliste. Gernsheim: IST.

Jayaram, Uma; Jayaram, Sankar; Shaikh, Imtiyaz; Kim, YoungJun; Palmer, Craig. (2006). *Introducing quantitative analysis methods into virtual environments for real-time and continuous ergonomic evaluations.* Computers in Industry, Nr. 57, S. 283-296. Elsevier B.V.

Johansson, Ida; Larsson, Maria. (2007). *Evaluation of the Manikin Building Function in eM-RAMSIS when Using Motion Capture.* Master's Thesis, Lueâ University of Technology. ISSN 1402-1617.

Jones, Peter R. M.; Rioux, Marc. (1997). *Three-dimensional Surface Anthropometry: Applications to the Human Body.* Optics and Lasers in Engineering, No. 28 (1997), S. 89-117. Elsevier Science Limited.

Jovanovic, V.; Tomovic, M.M.; Cosic, I.; Miller, C.; Ostojic, G. (2007) *Ergonomic Design of Manual Assembly Workplaces.* Annual ASEE IL/IN Section Conference. Paper #75.

Jung, Moonki; Cho, Hyundeok; Roh, Taehwan; Lee, Kunwoo. (2009). *Integrated Framework for Vehicle Interior Design Using Digital Human Model.* Journal of Computer Science and Technology, 24(6). S. 1149-1161.

Kamusella, Ch. (1989). *Tommy – ein Konzept zur 3D Simulation des menschlichen Körpers.* Wissenschaftliche Zeitschrift der Humboldt-Universität zu Berlin, R. Med. 38.

Kamusella, Christiane. (2008). *Untersuchung ergonomischer Problemstellungen mit dem virtuellen Menschmodell der Firma ICIDO.* Technische Universität Dresden.

Karwowski, Waldemar; Salvendy, Gavriel (1998). *Ergonomics in manufacturing: raising productivity through workplace improvement.* Society of Manufacturing Engineers (SME), Engineering & Management Press (EMP). ISBN 087263485X, ISBN 9780872634855.

Keil, A.; Härtel, T.; Toledo Munoz, B.; Busche, C.; Hoffmeyer, A. (2010). *Berücksichtigung der zeitlichen Komponente bei einer Ergonomiesimulation.* In: Mensch- und prozessorientierte Arbeitsgestaltung im Fahrzeugbau. Tagungsband zur Herbstkonferenz 2010 der GfA, S. 105-121, Dortmund, GfA-Press, 2010.

Keppler, Valentin. (2003). *Biomechanische Modellbildung zur Simulation zweier Mensch-Maschine-Schnittstellen.* Dissertation, Fakultät für Mathematik und Physik, Eberhard-Karls-Universität zu Tübingen.

Kinga, A.I.; Chou, C.C. (1976). *Mathematical modelling, simulation and experimental testing of biomechanical system crash response.* Journal of Biomechanics, Volume 9, Nr. 5/1976, S. 301-317. Pergamon Press.

Kingsley, E.C.; Schofield, N.A.; Case, K. (1981). *SAMMIE. A Computer Aid for Man Machine Modelling.* Computer Graphics, Vol. 15, Nr. 3, pp. 163-169.

Krause, H. E.; Kroemer, K. H. E. (1973). *CombiMan - A computer model of the operator at his workstation.* Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting Proceedings, Volume 17, Nr. 3/1973, S. 418-419.

Kroemer, Karl H.E.; Snook, Stover H.; Meadows, Susan K.; Deutsch, Stanley. (1988). *Ergonomic Models of Anthropometry, Human Biomechanics, and Operator-Equipment Interfaces.* Proceedings of a Workshop. Prepared for Office of Naval Research, Arlington, VA. Washiongton, D.C.: National Academy Press.

Kroemer, Karl H.E.; Snook, Stover H.; Sheridan, Thomas B. (1988). *Ergonomic Models of Anthropometry, Human Biomechanics, and Operator Equipment Interfaces.* Proceedings of a Workshop. National Research Council, Washington, DC, USA. Washington, D.C.: National Academy Press.

Kühn, Wolfgang (2006). *Digitale Fabrik.* Fabriksimulation für Produktionsplaner. München, Wien: Carl Hanser Verlag. ISBN: 3-446-40619-0, 978-3-446-40619-3.

Kuliński, Marcin; Michalski, Rafał. (2010). *Manekiny 3D w AutoCADzie.* Apolinex. Laboratorium Ergonomii, Politechnika Wroclawska. Zugriff am 25.08.2010, ergonomia.ioz.pwr.wroc.pl/programy--apolinex-opis.php.

LaFiandra, Michael. (2009). *Methods, Models, and Technology for Lifting Biomechanics.* In: In: Duffy, Vincent G. (Hrsg.): Handbook of Digital Human Modeling. Research for Applied Ergonomics and Human Factors Engineering. S. 8-1 – 8-18. Boca Raton (FL/USA): CRC Press, Taylor & Francis Group. ISBN 978-0-8058-5646-0, ISBN 0-8058-5646-3.

Lämkull, Dan; Hanson, Lars; Örtengren, Roland (2009). *A comparative study of digital human modelling simulation results and their outcomes in reality: A case study within manual assembly of automobiles.* International Journal of Industrial Ergonomics. Vol. 39, S. 428-441. Elsevier B.V.

Laitila, Lars. (2005). *Datormanikinprogram som verktyg vid arbetsplatsutformning - En kritisk studie av programanvändning.* Licentiate Thesis. ISSN 1402-1757.

Launis, M.; Lehtelä, J. (1992). *ergoSHAPE – a design oriented ergonomic tool for AutoCAD.* In: Mattila, M.; Karwowski, W. (Hrsg.): Computer applications in ergonomics, occupational safety and health. Elsevier Science Publishers B.V., S. 121-128.

Laurig, Wolfgang; Hecktor, Klaus; Jäger, Matthias (1994). *Entwicklung eines Expertensystems zur ergonomischen Analyse und Gestaltung von Tätigkeiten des manuellen Lastentransports: ErgonEXPERT.* Dokumentation Arbeitswissenschaft. Köln: Verlag Dr. Otto Schmidt. ISBN: 3-504-65643-3.

Lee, Kunwoo. (2006). *CAD System for Human-Centered Design.* Computer-Aided Design & Applications, Vol. 3, No. 5, S. 615-628.

Leidholdt, Wolfgang. (2009). *Der "Editor menschlicher Arbeit - EMA" - ein Planungsinstrument für manuelle Arbeit.* 2. Symposium Produktionstechnik innovativ und interdisziplinär. WHZ – Westsächsische Hochschule Zwickau, 1.-2.04.2009.

Leidholdt, Wolfgang; Fischer, Hans; Mühlstedt, Jens (2010). *Simulation der menschlichen Arbeit.* In: Müller, Egon; Spanner-Ulmer, Birgit (Hrsg.): 4. Symposium Wissenschaft und Praxis & 8. Fachtagung Vernetzt planen und produzieren (VPP2010), S. 71 - 83. Chemnitz: Wissenschaftliche Schriftenreihe des Instituts für Betriebswissenschaften und Fabriksysteme.

Leino, Simo-Pekka; Viitaniemi, Juhani; Aromaa, Susanna; Helin, Kaj. (2002). *Dynamics Simulation and Comfort Analysis of Human-Vehicle Systems.* VTT Industrial Systems Review.

Lewis, Matthew (2000). *Evolving Human Figure Geometry.* Technical Report OSU-ACCAD-5/00-TR1. ACCAD (Advanced Computing Center for the Arts and Design), Ohio State University.

Li, Zhizhong (2008). *Digital Human Modeling Packages: DHM Software, Santos.* In: Duffy, Vincent G. (Hrsg.): Handbook of Digital Human Modeling. Research for Applied Ergonomics and Human Factors Engineering. S. 54-15. CRC Press, Taylor & Francis Group. ISBN: 0805856463, ISBN: 978-0-8058-5646-0.

Lind, Salla; Krassi, Boris; Viitaniemi, Juhani; Kiviranta, Sauli; Heilala, Juhani; Berlin, Cecilia. (2008). *Linking ergonomics simulation to production process development.* In: Mason, S. J.; Hill, R. R.; Mönch, L.; Rose, O.; Jefferson, T.; Fowler, J. W.: Proceedings of the 2008 Winter Simulation Conference, S. 1968-1973. IEEE.

LifeModeler, Inc. (2010). *LifeMOD™ 2010.0.* Zugriff am 18.07.2010: www.lifemodeler.com/LM_Manual/index.shtml.

Lippmann, Roland. (1988). *Arbeitsgestaltung mit CAD und ANYBODY.* Sonderdruck aus REFA-Nachrichten 2/April 1988. Darmstadt: REFA-Verband für Arbeitsstudien und Betriebsorganisation e.V.

Lippmann, Roland. (1993). *Rechnergestützte Ergonomie-Methoden für den Praktiker – Teil 1.* REFA Nachrichten, Sonderdruck aus Heft 3+4/1993, S. 3-12, Zeitschrift des REFA – Verband für Arbeitsstudien und Betriebsorganisation e. V., Darmstadt.

Lippmann, Roland. (1996). *Anthropos goes Ergomas.* In: DELTA Industrie Informatik GmbH: 4. Ergomas Anwender-Forum. Ergonomische gestaltung und Optimierung manueller Arbeitssysteme. 16. September 1996, Stuttgart.

Liu, Ying. (2003). *Interactive reach planning for animated characters using hardware acceleration.* Dissertation. University of Pennsylvania.

Liverani, Alfredo; Amati, Giancarlo; Caligiana, Gianni (2004). *Ergonomic Validation through Interactive Mixed Reality Support.* In: Callaos, Nagib; Kim, Tai-Hoon; Jingchao, Chen; Fung, Wai-Keung; Naddeo, Alessandro (Hrsg.): Proceedings. 8th World Mulit-Conference on Systemics, Cybernetics and Informatics. Orlando, Florida, USA.

Lockett, John F.; Kozycki, Richard; Gordon, Claire C.; Bellandi, Edward. (2005). *An Integrated Human Figure Modeling Analysis Approach for the Army's Future Combat Systems.* SAE 2005 World Congress, 11.-14. April 2005, Detroit, MI (USA). SAE International.

Loczi, Josef (2000). *Application of the 3-D CAD Manikin RAMSIS to Heavy Truck Design.* Proceedings of the IEA 2000/HFES 2000 Congress.

Magnenat-Thalmann, N.; Thalmann, D. (2004). *Handbook of Virtual Humans.* Chichester (England): John Wiley & Sons Ltd. ISBN 0-470-02316-3.

Magnenat-Thalmann, Nadia; Thalmann, Daniel. (2005). *Virtual humans: thirty years of research, what next?* Visual Comput., Nr. 21, S. 997-1015. Springer-Verlag.

Marshall, Russell; Summerskill, Steve; Case, Keith; Gyi, Diane; Sims, Ruth. (2010). *Development and Evaluation of Task Based Digital Human Modeling for Inclusive Design.* AHFE International – 3rd International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics jointly with 1st International Conference on Applied Digital Human Modeling. 17-20 July 2010, Miami, Florida, USA.

Mattila, Markku. (1996). *Computer-aided ergonomics and safety - A challenge for integrated ergonomics.* International Journal of Industrial Ergonomics, Nr. 17/1996, S. 309-314, Elsevier Science B.V.

Maurel, Walter. (1998). *3D Modeling of the Human Upper Limb Including the Biomechanics of Joints, Muscles and Soft Tissues.* PhD Thesis, Ecole Polytechnique Federale de Lausanne.

Medland, Anthony John; Matthews, Jason. (2009). *The implementation of a direct search approach for the resolution of a complex and changing rule-based problems.* Engineering with computers. London: Springer-Verlag.

McGuire, Nick; Madley, Sharon; Sevrence, Sean; Kostrzewa, Jim; Bilk, Jim; Gourd, Diane; Thyagarajan, Ravi. (2002). *GENPAD – Ergonomic Packaging.* SAE 2002 World Congress, Detroit, Michigan, 4.-7.3.2002. SAE Technical Paper Series, 2002-01-1241.

McHenry, Brian G. (2004). *Head Injury Criterion and the ATB.* ATB Users Group.

Mhteam. (2011). *MakeHuman.* Open Source tool for making 3D characters. Zugriff am 25.07.2011: www.makehuman.org/.

Miaki, Hiroichi; Tachino, Katsuhiko. (2007). *Validity of muscle force estimation utilizing musculoskeletal model.* J. Phys. Ther. Sci., No. 19, S. 261-266.

Mitsch, Stefan; Sachs, Marcus; Gras, Marcus. (2008). *Solid Edge Modelle.* Zugriff am 11.07.2011: solidedge.cad.de/galerie/modelle_se/modelle_se.html.

Mohr, Edward G. (2009). *Proper body mechanics from an engineering perspective.* Journal of Bodywork & Movement Therapies, 2009, S. 1-13. Elsevier Ltd.

Molenbroek, J.F.M. (2010). *3D Anthropometry.* Zugriff am 08.02.2010, www.tnw.tudelft.nl/live/pagina.jsp?id=26f14795-3517-4d54-9a88-02ceb221368d&lang=en.

Mollard, R.; Ledunois, S.; Ignazi, G.; Coblentz, A. (1992). *Researches and developments on postures and movements using C.A.D. techniques and ERGODATA.* In: Mattila, M.; Karwowski, W. (Hrsg.): Computer applications in ergonomics, occupational safety and health. Elsevier Science Publishers B.V., S. 337-343.

Mühlstedt, J.; Kaußler, H.; Spanner-Ulmer, B. (2008). *Programme in Menschengestalt: Digitale Menschmodelle für CAx- und PLM-Systeme.* Zeitschrift für Arbeitswissenschaft, 02/2008, S. 79-86. ISSN: 0340-2444.

Naumann, Anja; Roetting, Matthias (2007). *Digital Human Modeling for Design and Evaluation of Human-Machine Systems.* MMI-Interaktiv, Nr. 12, April 2007. ISSN 1439-7854.

Nayar, Narinder. (1995a). *Deneb/ERGO – A Simulation Based Human Factors Tool.* In: Alexopoulus, C.; Kang, K.; Lilegdon, W.R.; Goldsman, D. (Hrsg.): Proceedings of the 1995 Winter Simulation Conference, S. 427-431.

Nayar, Narinder. (1995b). *State of the Art and Current Activities in Human Modeling Technologie.* In: Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society 39th Annual Meeting, S. 516-518.

Nayar, Narinder. (1996). *Workplace Ergonomics and Simulation.* Assembly Automation, Number 1, S. 25-28. ISSN 0144-5154.

Nexgen Ergonomics. (2011). *HumanCAD.* Zugriff am 08.02.2010: www.nexgenergo.com/ergonomics/humancad_prods.html.

NexGen Ergonomics, Inc. (2005). *ManneQuinELITE Version 1.0.* Bringing simplicity to Human Modeling. Produktbroschüre.

Obergefell, Louise A.; Kaleps, Ints. (1988). *Simulation of Body Motion During Aircraft Ejection.* In: Proceedings of 6th International Conference on Mathematical Comput. Modelling, Vol. 11, S. 436-439. Pergamon Press.

Ördögh, László. (2011). *Referenzprojekte: (1981- 2010).* Zugriff am 22.08.2011: virtualhumanengineering.com/index.php?option=com_content&view=article&id=15&Itemid=19&lang=de

Osaka Gas Company, Siemens PLM Software (2007). *Designing for comfort and safety.* Case Study. Osaka Gas Company Limited, Siemens Product Lifecycle Management Software Inc., www.siemens.com/plm.

Oudenhuijzen, A.J.K. (1998). *Ergonomic and Anthropometric issues of the forward Apache crew station.* In: RTO HFM Symposium on “Current Aeromedical Issues in Rotary Wing Operations”, San Diego, USA, 19.-21.10.1998. RTO MP-19.

Oudenhuijzen, Aernout J.K.; Zehner, Gregory F.; Hudson, Jeffrey A.; Choi, Hyeg Joo. (2010). *On the Creation of 3D Libraries for F-16 Pilots in their Crew Station: Method development, Library Creation and Validation.* AHFE International – 3rd International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics jointly with 1st International Conference on Applied Digital Human Modeling. 17-20 July 2010, Miami, Florida, USA.

Pankoke, S.; Balzulat, J.; Wölfel, H. P. (2002). *Vibrational comfort with CASIMIR and RAMSIS using a finite-element model of the human body.* SAE Digital Human Modeling Conference, Munich. VDI-Beriehte Nr. 1675,493 -503.

Pappas, Menelaos; Karabatsou, Vassiliki; Mavrikios, Dimitris; Chryssolouris, George. (2007). *Ergonomic Evaluation of Virtual Assembly Tasks.* In: Cunha, Pedro F.; Maropoulos, Paul G.: Digital enterprise technology: perspectives and future challenges. Springer. ISBN 9780387498638.

Patron, Christian; Baudisch, Thomas (2000). *iVip – Virtuelle Produktentstehung.* Newsletter, 2000 Nr. 1, S. 7-8. Institut für Werkzeugmaschinen und Betriebswissenschaften, Prof. Dr.-Ing. Gunther Reinhart, Technische Universität München. ISSN 1434-324X.

Patton, James Lanphier. (1993). *Forward Dynamic Modeling of Human Locomotion.* Master Thesis, Department of Material Science and Mechanics, Michigan State University.S. 25-41.

Peijs, Siel; Broek, Johan J.; Hoekstra, Pyter N. (1998). *Rapid prototyping in foam of 3D anthropometric computer models in functional postures.* In: Hanson, M.A. (Hrsg.): Contemporary Ergonomics 1998. Proceedings of the Annual Conference of the Ergonomics Society. Taylor&Francis, The Ergonomics Society.

Pitarch, Esteban Pena. (2007). *Virtual Human Hand: Grasping Strategy and Simulation.* Dissertation/ PhD thesis, Universitat Polit`ecnica de Catalunya (UPC) (E).

Phillips, Cary B.; Badler, Norman I. (1988). *Jack: A Toolkit for Manipulating Articulated Figures.* ACM/SIGGRAPH Symposium on User Interface Software, Canada.

Playter, Robert. (1998). *Human Dynamics Modeling: The Digital Biomechanics Lab.* Boston Dynamics, Inc., Cambridge, Massachusetts, US.

Porter, J. Mark; Freer, Martin; Case, Keith; Bonney, Maurice C. (1990) *Computer Aided Ergonomics and workspace design.* In: Wilson, John R.; Corlett, E. Nigel. Evaluation of Human Work. S. 574-619. London: Taylor & Francis. ISBN: 07484-0084-2.

Porter, J. Mark; Marshall, Russ; Case, Keith; Gyi, Diane E.; Sims, Ruth E.; Summerskill, Steve (2007). *Inclusive design for the mobility impaired.* In: Duffy, V.G.: Handbook of Digital Human Modeling: Research for Applied Ergonomics and Human Factors Engineering. Boca Raton (FL, USA): CRC Press.

PTC Parametric Technology Corporation. (2008a). *Pro/ENGINEER Manikin Analysis* Extension. Produktbroschüre.

PTC Parametric Technology Corporation. (2008b). *Pro/ENGINEER Manikin Extension.* Produktbroschüre.

PTC Parametric Technology Corporation. (2010). *How to proactively incorporate human factors into your product designs.* White Paper, PTC.

PTC Parametric Technology Corporation. (2011). *Creo Manikin Extension.* Zugriff am 05.09.2011: www.ptc.com/products/creo-elements-pro/manikin-extension.

Punte, Patrick A.J. (2000). *Computer-assisted ergonomic analysis for vehicle interior design.* Proceedings of the IEA 2000 / HFES 2000 Congress, Proceedings 3 - Transportation , S. 345-348.

Rabie, Tamer F.; Terzopoulos, Demetri. (2000). *Active Perception in Virtual Humans.* Vision Interface 2000.

Raibert, Marc. (1998). *VR Surgical Simulators and Virtual Humans.* ICAT'98 - International Conference on Artificial Reality and Telexistence, S. 15-20.

Raschke, Ulrich (2004). *The Jack Human Simulation Tool.* In: Delleman, N. J.; Haslegrave, C. M.; Chaffin, Don B. (Hrsg.): Working postures and movements: tools for evaluation and engineering. S. 431-437. CRC Press. ISBN 0415279089, ISBN 9780415279086.

Rasmussen, John; Vondrak, Vit; Damsgaard, Michael; de Zee, Mark; Christensen, Soren T.; Dostal, Zdenek. (2002). *The AnyBody Project – Computer Analysis of the Human Body.* Biomechanics of Man 2002, S. 270 - 274. The Czech Society of Biomechanics, Cejkovice, Czech Republic, November 13-15th, 2002.

Rasmussen, John; Damsgaard, Michael; Surma, Egidijus; Christensen, Soren T.; des Zee, Mark; Vondrak, Vit. (2003). *AnyBody – a software system for ergonomic optimization.* Fifth World Congress on Structural and Multidisciplinary Optimization, May 19-23, 2003, Lido di Jesolo - Venice, Italy.

Rausch, J.; Siebertz, K.; Christensen, S. T.; Rasmussen, J. (2006). *Simulation des menschlichen Bewegungsapparates zur Innenraumgestaltung von Fahrzeugen.* VDI-Berichte 1967, Teil 2, S. 1027-1048. ISSN 0083-5560.

Rebiffe, Roger; Tarriere, Claude. (2006). *Mannequin.* Patent FR 1.575.684. Institut National de la Propriété Industrielle. Republique Francaise.

Reed, Matthew P. (2009). *Modeling Ascending and Descending Stairs Using the Human Motion Simulation Framework.* 2009-01-2282. SAE International.

Reed, Matthew P.; Huang, Stephanie. (2008). *Modeling Vehicle Ingress and Egress Using the Human Motion Simulation Framework.* Proceedings of SAE Digital Human Modeling Conference. 2008-01-1896. Pittsburgh, PN, USA.

Reed, Matthew P.; Parkinson ,Matthew B.; Klinkenberger, Amy L. (2007). *Assessing the Validity of Kinematically Generated Reach Envelopes for Simulations of Vehicle Operators.* SAE Digital Human Modeling Conference, Technical Paper 2003-01-2216, Society of Automotive Engineers, Inc.

Remlinger, Wolfram; Bubb, Heiner (2008). *Sichtanalyse mit dem Menschmodell RAMSIS unter Berücksichtigung altersbedingter Sehschwächen.* In: BGAG - Institut Arbeit und Gesundheit der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung e.V. (DGUV). Tagungsband Produktdesign für alle: FÜR JUNGE = FÜR ALTE?. Dresden: BGAG. S. 119-124. ISBN: 978-3-88383-734-2.

Rice, Steven M. (2002). *Boeing Human Modeling System.* Boeing. Zugriff am 3.8.2009. www.boeing.com/assocproducts/hms/.

Rider, Kevin A.; Chaffin, Don B.; Martin, Bernard J. (2006). *Development of Active Human Response Model to Ride Motion.* Proceedings of the 2006 SAE Digital Human Modeling Conference. Lyon, France.

Rix, Joachim; Stork, André (2005). *Combining ergonomic and field-of-view analysis using virtual humans.* Fraunhofer Institute for Computer Graphics, Darmstadt, 2005.

Robbins, D.H.; Becker, J.M.; Bennett, R.O.; Bowman, B.M. (1980). *Accident Data Simulation Pedestrian and Side Impact-3D.* Final Report, prepared for Motor Vehicle Manufacturers Association (MVMA). Highway Safety Research Institute, niversity of Michigan.

Robert, Thomas; Cheze, Laurence; Dumas, Raphael; Verriest, Jean-Pierre. (2006). *Joint forces and moments calculation for a 3D whole body model during complex movement.*

Rodriguez Flick, Domigo. (2010). *Virtuelle Absicherung virtueller Fahrzeugmontagevorgänge mittels digitalem 3-D-Menschmodell – Optimierung der Mensch-Computer-Interaktion.* Dissertation, Lehrstuhl für Ergonomie, Technische Universität München.

Roerdink, Jos B. T. M.; van Delden, Mattijs J. B.; Hin, Andrea J. S. (1997). *A Prototype System for Real Time Computer Animation of Slow Traffic in a Driving Simulator.* WSCG 97: The Fifth International Conference in Central Europe on Computer Graphics and Visualization '97.

Roßgoderer, Ulrich (2002). *System zur effizienten Layout- und Prozessplanung von hybriden Montageanlagen.* Dissertation. Lehrstuhl für Montagesystemtechnik und Betriebswissenschaften, TU München.

Rößler, Andreas; Lippmann, Roland. (1999). *Virtuelle Menschmodelle in der Produktentwicklung.* Spektrum der Wissenschaft, 09.

Ruiter, I.A. (2002). *Teaching the use of an anthropometric man-model.* Delft University of Technology, School of Industrial Design Engineering.

Rukuiza, E.; Eidukynas, V. (2009). *Investigation of drivers poses influence to the intervertebral forces in the junction of thoracic and lumbar spinal curves.* Mechanika, Nr. 2(76), S. 61-64. ISSN 1392-1207.

Russell, Steven; Winnemuller, Lori; Camp, Janice; Johnson, Peter. (2004). *Comparing Results of four lifting analysis tools.* Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society 48th Annual Meeting. S. 1368-1372.

Russell, Steven J.; Winnemuller, Lori; Camp, Janice E.; Johnson, Peter W. (2007). *Comparing the results of fiive lifting analysis tools.* Applied Ergonomics, Nr. 38, S. 91-97. Elsevier Ltd.

Rützel, S.; Wölfel, H. P. (2005). *Biodynamische Modellierung des Menschen – Anwendung ingenieurwissenschaftlicher Methoden auf das biologische System Mensch.* In: Rossmann, Torsten; Tropea, Cameron (Hrsg.): Bionik. Aktuelle Forschungsergebnisse in Natur-, Ingenieur- und Geisteswissenschaft. S. 529-542. Berlin, Heidelberg, New York: Springer. ISBN: 3-540-21890-4.

Ryan, Patrick W. (1970). *Mathematical Modeling and Graphical Display of Human Movement.* In: Chubb, Gerald P.; Apter, Julia T.; Graessley, William W.; Schrenk, Lorenz P.; Wolf J.J.; Siegel, Arthur I.; Ryan, Patrick W.: The Use of Computers for Man-Machine Modeling: Status and Plans. S. 50-70. Aerospace Medical Research Laboratory, Aerospace Medical Division, Air Force Systems Command, Ohio, USA.

Santos, Javier; Sarriegi, Jose M.; Serrano, Nicolás; Torres, Jose M. (2007). *Using ergonomic software in non-repetitive manufacturing processes: A case study.* International Journal of Industrial Ergonomics. Nr. 37, S. 267-275. Elsevier B.V.

SantosHuman (2009a). *Defense.* Zugriff am 21.12.2009, www.santoshumaninc.com/industries/defense/. SantosHuman, Inc.

SantosHuman (2009b). *Consumer Products.* Zugriff am 21.12.2009, www.santoshumaninc.com/industries/consumer-products/. SantosHuman, Inc.

Schaub, K. (1988). *Entwicklung eines modularen, rechnergestützten, dreidimensionalen man models mit interaktiver Anpassung an die Arbeitsgestaltungsaufgabe.* Schriftenreihe Fortschrittsbericht Nr. 51, VDI-Reihe 17: Biotechnik. Düsseldorf: VDI-Verlag.

Schulz, Brian W.; Lee, William E.; Lloyd, John D. (2008). *Estimation, Simulation, and experimentation of a fall from bed.* Journal of Rehabilitation Research & Development, Vol. 45, Nr. 8, S. 1227-1236.

Schüszler, Oana. (1998). *Computersimulationen von realen Kraftfahrzeug-Fußgänger-Unfällen.* Dissertation, Fakultät für Physik, Eberhard-Karls-Universität zu Tübingen.

Seidl, A. (1992) *RAMSIS: 3-D-Menschmodell und integriertes Konzept zur Erhebung und konstruktiven Nutzung von Ergonomie-Daten.* VDI-Bericht 948, S. 297-309, VDI-Verlag, Düsseldorf.

Seidl, Andreas. (1994). *Das Menschmodell RAMSIS.* Analyse, Synthese und Simulation dreidimensionaler Körperhaltungen des Menschen. Dissertation, Lehrstuhl für Ergonomie, TU München.

Seidl, Andreas. (2000). *The ergonomic tool anthropos in virtual reality - requirements, methods and realisation.* Proceedings of the IEA 2000 / HFES 2000 Congress.

Seidl, Andreas. (2001) *Ramsis.* Automotive Engineering Partners, Ausgabe 2001-05.

Seidl, Andreas. (1994). *Das Menschmodell RAMSIS.* Analyse, Synthese und Simulation dreidimensionaler Körperhaltungen des Menschen. Dissertation, Lehrstuhl für Ergonomie, TU München.

Seidl, Andreas; Bubb, Heiner. (2006). *Standards in Anthropometry.* In: Karwowski, Waldemar (2006). Handbook on standards and guidelines in ergonomics and human factors. Florence, Kentucky (USA): Routledge Verlag, Taylor & Francis Group. ISBN 0805841296, ISBN 9780805841299.

Seitz, Thomas. (2003). *Videobasierte Messung menschlicher Bewegungen konform zum Menschmodell RAMSIS.* Dissertation. Lehrstuhl für Ergonomie, Technische Universität München.

Seitz, Thomas; Bubb, Heiner (2001). *Human-model based movement-capturing without markers for ergonomic studies.* Digital Human Modeling for Design and Engineering Conference and Exhibition, June 2001, Arlington, VA, USA. Society of Automotive Engineers, Inc.

Sengupta, Arijit; Das, Biman. (1997). *Human: An Autocad based three dimensional anthropometric human model for workstation design.* International Journal of Industrial Ergonomics, Nr. 19, S. 345-352. Elsevier Science B. V.

Serveto, S.; Barre, S.; Kobus, J.-M.; Mariot, J.-P. (2010). *A three-dimensional model of the boat–oars–rower system using ADAMS and LifeMOD commercial software.* Proc. ImechE, Vol. 224, S. 75-88, Part P: J. Sports Engineering and Technology.

Siefert, A.; Delavoye, C.; Cakmak, M. (2006). *CASIMIR: Human finite-element-model for static and dynamic assessment of seating comfort.* Proceedings of the 16th Triennial Congress of the International Ergonomics Association. Maastricht (NL).

Siefert, A.; Pankoke, S.; Wölfel, H.-P. (2008). *Virtual optimisation of car passenger seats: Simualtion of static and dynamic effects on drivers' seating comfort.* International Journal of Industrial Ergonomics, 38, S. 410-424. Elsevier B.V.

Siemens PLM Software. (2008). *NX Human Modeling and Posture Prediction.* Siemens Product Lifecycle Management Software Inc., www.siemens.com/plm.

Siemens PLM Software. (2009). *Classic Jack.* Fact sheet. Siemens Product Lifecycle Management Software Inc., www.siemens.com/tecnomatix.

Shaikh, Imtiyaz. (2003). *Integrating ergonomic analysis functionality with an immersive environment.* Master Thesis. Washington State University, USA.

Shaikh, Imtiyaz; Jayaram, Uma; Jayaram, Sankar; Palmer, Craig. (2004). *Participatory Ergonomics Using VR Integrated with Analysis Tools.* In: Ingalls, R. G.; Rossetti, M. D.; Smith, J. S.; Peters, B. A.: Proceedings of the 36th Winter Simulation Conference 2004. S. 1746-1754. .IEEE Computer Society Washington, DC. (USA). ISBN 0-7803-8786-4.

Shams, Tariq; Cheng, Huaining. (2007). *Development and Validation of ATB Model for THOR-NT Dummy.* Final rept. Aug 2005-May 2007.

Slawinski, Jean S.; Billat, Veronique L. (2004). *Difference in Mechanical and Energy Cost between Highly, Well, and Nontrained Runners.* Journal Medicine & Science in Sports & Exercise, Vol. 36, No. 8, S. 1440-1446.

Slawinski, J. S.; Billat, V. L. (2005). *Changes in internal mechanical cost during over-ground running to exhaustion.* Journal Med. Sci. Sports Exerc., Vol. 37, Nr. 7, S. 1180-1186.

Slawinski, Jean S.; Billat, Veronique L. (2005). *Changes in Internal Mechanical Cost during Overground Running to Exhaustion.* Journal Medicine & Science in Sports & Exercise, Vol. 37, No. 7, S. 1180-1186.

Slawinski, Jean; Billat, Véronique; Koralsztein, Jean-Pierre; Tavernier, Michel. (2004). *Use of lumbar point for the estimation of potential and kinetic mechanical power in running.* Journal of Applied Mechanics, No. 20, S. 324-331.

Smeesters, C.; Hayes, W.C.; McMahon, T.A. (2007). *Determining fall direction and impact location for various disturbances and gait speeds using the articulated total body model.* Journal Biomechanical Engineering, 2007, Jun, Nr. 129(3), S. 393-9.

Stevenson, M. G.; Coleman, N.; Long, A. F.; Williamson, A. M. (2000). *Assessement, re-design and evaluation of changes to the driver's cab in a suburban electric train.* Applied Ergonomics, Nr. 31(2000), S. 499-506. Elsevier Science Ltd.

Summerskill, Steve; Marshall, Russell; Case, Keith. (2010). *Potential Improvements to the Occupant Accomodation design Process in Vehicles using Digital Human Modelling.* AHFE International – 3rd International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics jointly with 1st International Conference on Applied Digital Human Modeling. 17-20 July 2010, Miami, Florida, USA.

Svensson, Erik; Bertilsson, Erik; Högberg, Dan. (2010). *Anthropometrics and Ergonomics Assessment in the IMMA Manikin.* In: Proceedings of the 3rd Applied Human Factors and Ergonomics (AHFE) International Conference. - AHFE. ISBN 978-0-9796435-4-5.

Tait, Richard; Southall, Dean. (1998). *Driver's field of view from large vehicles.* Phase 3: Report. Department of Environment, Transport and the Regions (DETR). Loughborough: Loughborough University. hdl.handle.net/2134/549.

tass-safe. (2010). *MADYMO product suite.* Zugriff am 11.07.2011: www.tass-safe.com/en/products/madymo/.

Terzopoulos, Demetri. (2003). *Perceptive Agents and Systems in Virtual Reality.* VRST 03 - Virtual Reality Software and Technology, 01.-03. Oktober, Osaka, Japan. New York: ACM. ISBN 1-58113-569-6.

Terzopoulos, Demetri. (2009). *Artificial Life and Biomechanical Simulation of Humans.* Digital Human Symposium, 12.3.2009.

Teulings, A. M. G. L. (2001). *Development of a numerical Model for the US-DoT Side Impact Dummy.* A hybrid modeling approach. Technische Universiteit Eindhoven.

Thalmann, D. (1995). *Autonomy and Task-Level Control for Virtual Actors.* Programming and Computer Software, Vol. 21, Nr. 4, S. 202-211.

Tom, I. E. (2000). *Computer Mannequin as the Basis for Automation of Transportation.* Ergonomic Design and Testing Proceedings "Modeling and Information Technology of Design", Minsk, Institute of Engineering Cybernetics NAS Belarus, 2000, S. 124-133.

Tom, Igor E.; Navasiolava, Natallia A. (2002). *Two-Level Behavior Contro of Virtual Humans.* RTO HFM Symposium on "The Role of Humans in Intelligent and Automated Systems", Warsaw (PL), 7.-9.10.2002, RTO-MP-088.

Toyota Motor Sales. (2011). *Toyota Ideas for Good - T.H.U.M.S.* Zugriff am 11.07.2011: www.toyota.com/ideas-for-good/technologies/THUMS.html.

Tsimhoni, Omer; Reed, Matthew P.; The Virtual Driver (2007). Integrating Task Planning and Cognitive Simualtion with Human Movement Models. 2007 World Congress, Detroit, Michigan, April 16-19, 2007. Society of Automotive Engineers, Inc.

Underwood, R.C.; Hilby, D.L.; Holzhauser, T.B.; Tedlund, B.E. (1991). *The Development of the Boeing Human Model.* Proceedings of the Human Factors Society 35th Annual Meeting, S. 127-131.

Université de Paris V René Descartes. (2005). *Ergoman.* Zugriff am 18.04.2011, www.biomedicale.univ-paris5.fr/LAA/eergoman.htm.

University of Michigan. (2009). *3D Static Strength Prediction Program.* Version 6.0.2. User's Manual. The University of Michigan, Center for Ergonomics. umichergo.com. www.engin.umich.edu/dept/ioe/3DSSPP/download.html. Ann Arbor, Michigan.

van der Vegte, Wilhelm Frederik. (2009). *Testing virtual use with scenarios.* Proefschrift, Technische Universiteit Delft.

Väyrynen, Seppo. (1988). *The computer as an aid in the analysis of ergonomic and safety features of maintenance.* Description of two graphic applications. Scandinavian Journal Work Environment Health, No. 14 (1988): suppl. I, S. 105-107.

Vickers, David S.; Davis, Kenneth R.; Breazeal, Norman L.; Watson, Robert A. (1995). *Radiation Dose Modeling Using IGRIP and Deneb/ERGO.* Deneb Robotics User Group Conference and Exhibition.

Vieten, Manfred M. (2004). *Virtual Biomechanics and its Physics.* Habilitationsschrift. Universität Konstanz.

Vieten, Manfred. (2009). *Human-Builder.* Software by VietenDynamics. Zugriff am 11.07.2011: cms.uni-konstanz.de/sportwissenschaft/fachgruppe/team/apl-prof-dr-manfred-vieten/software/human-builder/.

Visual Advantage International Limited. (2010). *RapidManikin R1.0.* Produktbroschüre.

Wagner, David W.; Reed Mathew P.; Rasmussen, John. (2007). *Assessing the Importance of Motion Dynamics for Ergonomic Analysis of Manual Materials Handling Tasks using the AnyBody Modeling System.* Digital Human Modeling for Design and Engineering Conference and Exhibition, Seattle, Washington, June 12-14, 2007. Society of Automotive Engineers, Inc.

Wang, Xuguang. (2006). *Researches on digital human modeling for ergonomic simulation.* INRETS. The French National Institute for Transport and Safety Research, Biomechanics and Human Modelling Laboratory (LBMH).

Wang, W.; Sun, Y. C.; Kong, F. F. (2008). *Analysis and Study of Ergonomics on Virtual Maintenance of Civil Airplane Based on DELMIA.* Advanvced Materials Research Vols. 44-46, S. 821-828, Trans Tech Publications.

Waterman, Dana; Washburn, Clinton T. (1978). *CYBERMAN - A Human Factors Design Tool.*

Webber, Bonnie L.; Phillips, Cary B.; Badler, Norman I. (1993). *Simulating Humans: Computer Graphics, Animation, and Control.* Oxford University Press.

Wikipedia. (2009). *Kieler Puppe.* Zugriff am 21.12.2009, de.wikipedia.org/wiki/Kieler_Puppe. Enzyklopädie Wikipedia.

Wikipedia. (2010). *Hybrid III.* Zugriff am 11.07.2011: en.wikipedia.org/wiki/Hybrid_III.

Winkler, Theodor; Michalik, Dariusz. (2004). *Rechnersimulation von Montagebedingungen in begrenzten Räumen.* GfA-Frühjahrskongress 2004. Arbeit + Gesundheit in effizienten Arbeitssystemen. Dortmund: GfA Press.

Wölfel, Horst Peter; Rützel, Sebastian; Hofmann, Jörg. (2002). *CASIMIR und MEMOSIK: Biodynamische Modelle des Menschen.* Anwendung ingenieurwissenschaftlicher Methoden auf das biologische System Mensch. Bionik: biologisch-technische Systeme, TU Darmstadt, S. 48-54, Monsheim: Verl. für Marketing und Kommunikation.

Xu, T. C.; Chao; Bozkurt, A. (2000). *VIP-Man: An image-based whole-body adult male model constructed from color photographs of the visible human project for multi-particle monte carlo calculations.* Health Phys., No. 78(5), S. 476-486. Health Physics Society.

Yang, Jingzhou; Kim, Joo H.; Abdel-Malek, Karim; Marler, Timothy; Beck, Steven; Kopp, Gregory R. (2007). *A new digital human environment and assessment of vehicle interior design.* Computer-Aided Design, Vol. 39, Issue 7; S. 548-558. Elsevier. ISSN: 0010-4485.

Yang, Jingzhou; Marler, Tim; Kim, HyungJoo; Farrell, Kimberly; Mathai, Anith; Beck, Steven; Abdel-Malek, Karim; Arora, Asbir; Nebel, Kyle (2005). *SantosTM: A New Generation of Virtual Humans.* 2005 SAE World Congress, Detroit, Michigan. ISBN: 0-7680-1635-5.

Zäh, M.; Lindemann, U.; Lüth, T. (2007). *Qualitätsmanagement – Qualität im Produktlebenszyklus.* Vorlesung, TU München.

Zander, Maileen (2007). *Ergonomic Analysis and Evaluation of Workplaces with DELMIA V5 Human at Volkswagen.* DELMIA European Customer Conference 2007, Stuttgart, 16.-17. October.

Zeltzer, Dave. (1982). Representation of complex animated figures. National Research Council of Canada, Proc. Graphics Interface, S. 205-211.

Zhang, Bing. (2005). *Using artifi cial neural networks for the transformation of human body postures based on landmarks.* Proefschrift, Technische Universiteit Delft.

Zhang, Bing; Álvarez-Casado, Enrique; Sandoval, Sonia Tello; Mondelo, Pedro. (2010). *Using ergonomic digital human modeling in evaluation of workplace design and prevention of occupational hazards onboard fishing vessel.* Universitat Politècnica de Catalunya. Departament de Projectes d'Enginyeria.

Zhao, W.; Madhavan, V. (2006). *Virtual Assembly Operations with Grasp and Verbal Interaction.* VRCIA (ACM International Conference on Virtual Reality Continuum and Its Applications) 2006, Hong Kong, 14–17 June 2006, S. 245-254. Association for Computing Machinery, Inc. (ACM).

Zülch, Gert. (2009). *Perspektiven der Menschmodellierung als Werkzeug der digitalen Fabrikplanung.* In: Schenk, M. (Hrsg.): Tagungsunterlagen zum 22. HAB-Forschungsseminar der Hochschulgruppe für Arbeits- und Betriebsorganisation zu dem Thema Digital Engineering. 09.-10. Oktober 2009, Magdeburg.

Zülch, Gert; Waldhier, Thomas. (1992). *Integrated computer aided planning fo manual assembly systems.* In: Mattila, M.; Karwowski, W. (Hrsg.): Computer applications in ergonomics, occupational safety and health. Elsevier Science Publishers B.V.