

Abschlussbericht

Förderpreis "Alter und Arbeit"
der Marie-Luise und Ernst Becker Stiftung

Altersdifferenzierte Arbeitsplatzgestaltung auf Basis digitaler Menschmodelle

Integration altersassoziierter physiologischer Leistungsparameter
in das AnyBody Menschmodell

Inhaltsverzeichnis

Zusammenfassung	3
1 Warum digitale Menschmodelle?.....	4
2 Funktionen und Möglichkeiten des AnyBody Menschmodells	7
3 Altersbedingte Veränderungen: Anthropometrische Maße.....	11
4 Altersbedingte Veränderungen: Muskuläre Funktionen.....	15
5 Exemplarisches Anwendungsbeispiel: Informationseingabe an einem großflächigen berührungssensitiven Bildschirm.....	19
6 Empirische Studie: Altersdifferenzierte Analyse von statischen Körperhaltungen.....	22
7 Modellierung und biomechanische Simulation von Körperhaltungen mit Hilfe des AnyBody Menschmodells	26
8 Empirische Studie: Altersdifferenzierte Analyse von dynamischen Bewegungen.....	30
9 Empirische Studie: Bestimmung der muskulären Beanspruchung mittels Elektromyographie (EMG) –Teil 1 Vorstudie	34
10 Empirische Studie: Bestimmung der muskulären Beanspruchung mittels Elektromyographie (EMG) –Teil 2 Hauptstudie.....	38
11 Muskuläre Analyse von Bewegungsbahnen mit Hilfe des AnyBody Menschmodells.....	44
12 Zusammenfassung und Fazit	49
13 Literatur.....	50
14 Eigene Veröffentlichungen	54

Zusammenfassung

Der demographische Wandel erfordert neue arbeitswissenschaftliche Konzepte und Methoden zur Unterstützung älterer Arbeitspersonen, die aufgrund der Erhöhung des Renteneintrittsalters zukünftig länger im Arbeitsverhältnis bleiben werden. Ein wichtiger Ansatz zur Erhaltung der Leistungsfähigkeit älterer Arbeitnehmerinnen und Arbeitnehmer ist die ergonomische Gestaltung und altersgerechte Anpassung von Arbeitsplätzen. Die ergonomische Gestaltung der Arbeitsplätze muss dabei auf die Leistungsfähigkeit dieser Beschäftigungsgruppe ausgerichtet sein und gleichzeitig die hohe interindividuelle Variabilität der physischen, psychischen und kognitiven Fähigkeiten berücksichtigen.

Traditionelle arbeitswissenschaftliche Ansätze der Arbeitsplatzgestaltung berücksichtigen vorrangig anthropometrische Aspekte, wie bspw. die Körperhaltung, Körperstellung, Greifräume sowie Bewegungsräume. Da der größte Teil menschlicher Arbeit jedoch dynamisch ausgeführt wird, besteht die Notwendigkeit auch bewegungsbezogene Risikofaktoren eines Arbeitsplatzes zu identifizieren. Biomechanische Analyseverfahren bieten hier die Möglichkeit, Bewegungstrajektorien und deren zeitliche Interdependenzen zu untersuchen. Mittels biomechanischer Gesetzmäßigkeiten kann so auf die im Körper herrschenden Kräfte und die entsprechende muskuläre Beanspruchung geschlossen werden. Bei den meisten Ansätzen zur Bestimmung der muskulären Beanspruchung (Abschätzung anhand nachlassender Maximalkraft, Elektromyographie (EMG)) handelt es sich jedoch um korrektive Analyseverfahren, so dass nur bestehende Arbeitsplätze mit diesen Verfahren bewertet werden können. Bei der Neugestaltung von Arbeitssystemen und Arbeitsplätzen ist es jedoch besonders wichtig den zukünftigen Benutzer und seine Fähigkeiten, Fertigkeiten und Anforderungen frühzeitig in den Gestaltungsprozess zu integrieren. Ein großes Potential zur konzeptiven ergonomischen Gestaltung von Arbeitsplätzen und Produkten bieten sogenannte digitale Menschmodelle (Digital Human Models, DHM). Diese werden bereits frühzeitig im Gestaltungsprozess eingesetzt und bieten die Möglichkeit unterschiedliche Gestaltungsvarianten virtuell zu entwickeln und prospektiv hinsichtlich ihrer Ergonomie zu vergleichen.

Bisher sind jedoch nur wenige Ansätze digitaler Menschmodelle bekannt, die Leistungsveränderungen ältere Arbeitspersonen in der Modellierung berücksichtigen und somit zu einer altersgerechten Gestaltung von Arbeitssystemen, Produkten oder Arbeitsplätzen herangezogen werden könnten. Ziel des Forschungsprojektes ist die Integration altersassoziierter physiologischer Leistungsparameter (insbesondere muskulärer Veränderungen) in das AnyBody Menschmodell. Anhand eines exemplarischen Anwendungsbeispiels sollen die Möglichkeiten der altersgerechten Arbeitsplatzgestaltung mit Hilfe eines „alten/alternden“ Menschmodells aufgezeigt werden. Dabei werden insbesondere altersspezifische muskuläre Veränderungen, wie bspw. Veränderungen der Muskelmasse, Knochenmasse oder Muskelfasern usw., sowie deren Integration in das Menschmodell AnyBody betrachtet.

1 Warum digitale Menschmodelle?

„Unter digitalen Menschmodellen werden im Rechner erzeugte Repräsentationen des Menschen verstanden, die je nach Anwendungsbereich verschiedene seiner Eigenschaften wiedergeben“ (Bubb, 2004). Digitale Menschmodelle bieten großes Potential zur konzeptiven Arbeitsgestaltung, d.h. sie können sehr früh im Produktionsplanungsprozess eingesetzt werden. Arbeitswissenschaftliche Ziele, Kriterien und Erkenntnisse können so bereits im Entwurf eines Produktes berücksichtigt und anhand unterschiedlicher Gestaltungsalternativen eines Arbeitsplatzes oder Arbeitsablaufes analysiert und überprüft werden.

Ein weiterer wesentlicher Aspekt bei der ergonomischen Gestaltung und Analyse auf Basis digitaler Menschmodelle ist die Möglichkeit die Varianz einer Stichprobe zu modellieren. Der spätere Arbeitsplatz kann somit nicht nur für einen Benutzer, sondern auch für unterschiedliche Benutzergruppen ausgelegt werden. Die bei der Gestaltung zu berücksichtigende Varianz der Stichprobe besteht in der Varianz der absoluten Körpermaße, der Körperproportionen, der Kräfte und schließlich der Bewegungen (siehe Abbildung 1).

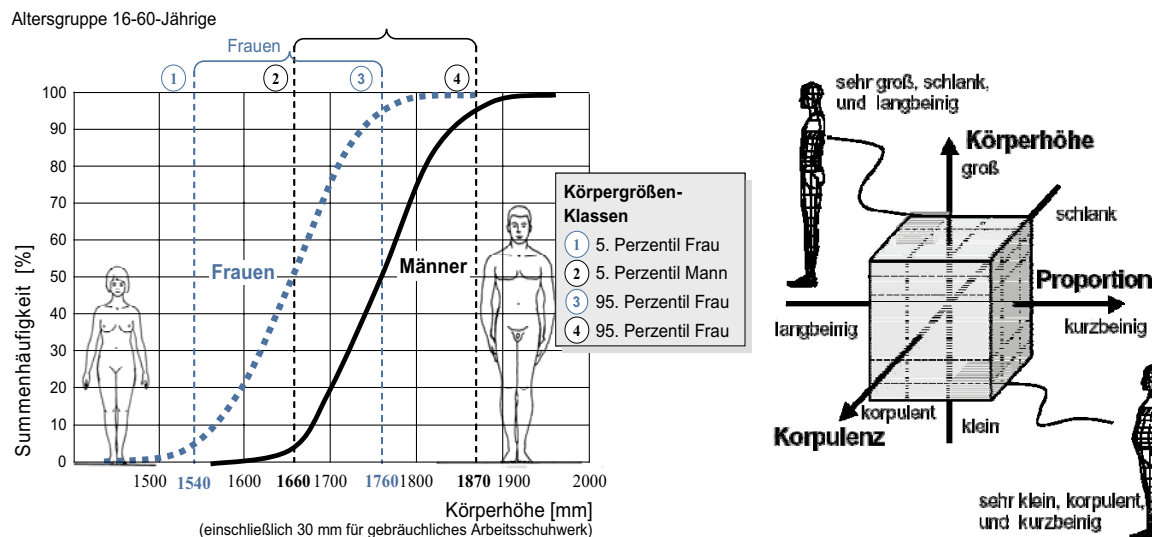


Abbildung 1: Modellierung der Varianz einer Stichprobe

Anthropometrische versus biomechanische Menschmodelle

Im Laufe der Zeit wurden viele unterschiedliche Ansätze verfolgt und entsprechende Modelle entwickelt. Die zwei wesentlichen Entwicklungslinien (1) anthropometrische Menschmodelle und (2) biomechanische Modelle können hier differenziert werden (siehe Abbildung 2).

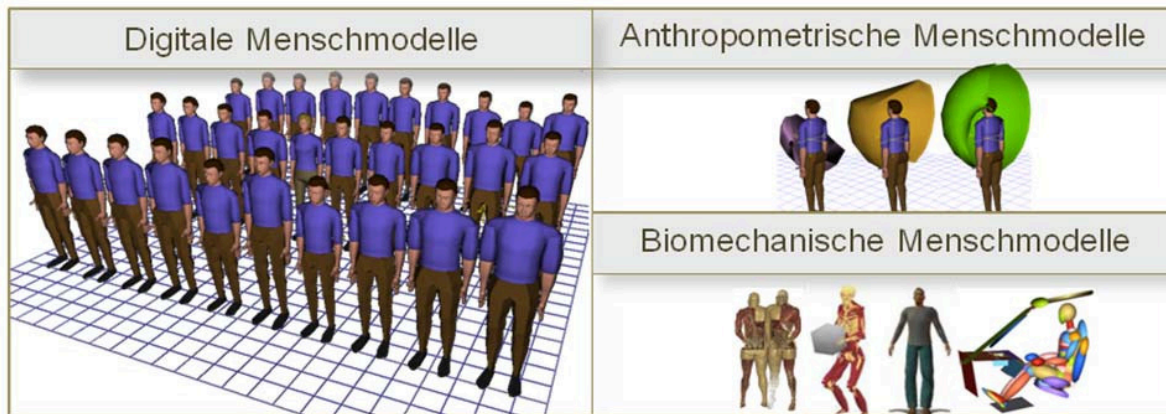


Abbildung 2: Zwei Entwicklungslinien digitaler Menschmodelle

Anthropometrische Menschmodelle im Sinne der Arbeitswissenschaft werden vorrangig im Bereich der ergonomischen Produktentwicklung und -gestaltung, bspw. als Teil eines CAD-Systems oder im Bereich der Prozessplanung als Bestandteil der digitalen Fabrik, eingesetzt. Je nach Menschmodell können unterschiedliche anthropometrische Daten, wie Körperhöhe, Schulterbreite oder Reichweite nach vorne, in die Modelle integriert und analysiert werden. Darüberhinaus ermöglichen sie die Nutzung unterschiedlicher ergonomischer Analyse- und Bewertungsverfahren, wie bspw. zur Sicht- und Haltungsanalyse oder Bestimmung von Erreichbarkeiten (Chaffin, 2005; Mühlstedt & Spanner-Ulmer, 2009; Mühlstedt et al., 2008).

Während anthropometrische Menschmodelle sich vorrangig mit der Modellierung und Simulation von Körpermaßen und Haltungen beschäftigen, ist der Schwerpunkt biomechanischer Modelle auf die Modellierung und Analyse des zeitveränderlichen, dynamischen Verhaltens des menschlichen Bewegungsapparats gelegt. Dies geschieht unter besonderer Berücksichtigung der aufzubringenden Kräfte.

Einen Überblick über die wichtigsten Vertreter anthropometrischer sowie biomechanischer Menschmodelle gibt Abbildung 3. Neben den Hauptanwendungsgebieten der jeweiligen Menschmodelle fasst die Abbildung wesentliche Analyseverfahren sowie Besonderheiten der Modelle zusammen.







	Menschmodell	Hauptanwendungsbereich	Analyse	Besonderheiten
Anthropometrische Modell	Jack/Jil  von Siemens PLM [Siemens PLM, 2009]	<ul style="list-style-type: none"> Arbeitsplanung beim Zusammenbau der ISS Taktzeit- und Ergonomieuntersuchungen zur Gestaltung von Arbeitsplätzen und Fahrzeuginnenräumen 	<ul style="list-style-type: none"> Quantitatives Feedback Verletzungsrisiko Belastungsfähigkeit Analyse der Körperhaltung Ermüdung, Timing, Erreichbarkeit Bewegungsvorhersage 	<ul style="list-style-type: none"> Inverse Kinematik
	Ramsis  Human Solutions [Seidl, 1994]	<ul style="list-style-type: none"> Ergonomische Gestaltung von Fahrzeuginnenräumen, insbesondere Untersuchungen von Cockpits der Flugzeug- und Baumaschinenindustrie 	<ul style="list-style-type: none"> Körperkomfortbewertung Sicht- und Haltungsanalysen Berechnung Sicherheitsgurtverlauf Erreichbarkeitsbetrachtungen Ermittlung von Bewegungsräumen 	<ul style="list-style-type: none"> 3D Bodyscans importierbar Datenbank (Alter, Perzentil, Somatypen, Akzeleration) Mathematisches Modell auf Basis v. Körperhaltungsstudien
	Human Builder  Dassault Systemes [Dassault Systemes, 2009]	<ul style="list-style-type: none"> Handlungsanalysen für Arbeitsprozesse zur Kontrolle ergonomischer gesundheits- und sicherheitstechnischer Aspekte 	<ul style="list-style-type: none"> Haltungsanalyse Heben und Tragen Schieben und Ziehen Handhabungsuntersuchungen 	<ul style="list-style-type: none"> Populationen (Frankreich, USA, Kanada, Japan, Korea) Vordefinierte Haltungen Inverse Kinematik
Biomechanische Modelle	AnyBody  Aalborg Universität [Rasmussen et al., 2003]	<ul style="list-style-type: none"> Sportwissenschaft Gestaltung von Arbeitsplätzen und Fahrzeuginnenräumen Produktgestaltung 	<ul style="list-style-type: none"> Muskel- und Gelenkkräfte Muskelaktivität Mechanische Leistung 	<ul style="list-style-type: none"> Skalierbares Modell nach Größe, Gewicht, Muskelkräften Inverse Kinematik Visualisierung der Muskelbeanspruchung
	MADYMO  TNO Niederlande [TNO, 2001]	<ul style="list-style-type: none"> Simulation der Reaktion des Menschen bei Verkehrsunfällen Verbesserung der Sicherheit von Flugzeuginsassen Unfallrekonstruktion 	<ul style="list-style-type: none"> Haltungsanalyse Einbinden biomechanischer Daten Einbeziehen von Muskelaktivität Analyse von Verletzungsmechanismen 	<ul style="list-style-type: none"> Dummy-Modelle (Kind bis Erwachsener, Schwangere) Anthropometrische Daten werden aus der RAMSIS-Datenbank entnommen
	Voxel-Modell HUGO  Computer Simulation Theory [CST, 2009]	<ul style="list-style-type: none"> Operationsplanung und Simulation Untersuchung von Sensoren im Kfz-Innenraum Simulation von elektromagnetischen Feldern im menschlichen Körper 	<ul style="list-style-type: none"> Analysen zur Eindringtiefe, Reflexion und Absorption von elektromagnetischen Feldern am Menschen 	<ul style="list-style-type: none"> Gewebeauflösung verfeinerbar 40 verschiedene Gewebearten

Abbildung 3: Überblick über die wichtigsten Vertreter digitalen Menschmodelle

Bedeutende Vertreter anthropometrischer digitaler Menschmodelle sind das Modell Jack von Siemens PLM (Siemens, 2009), RAMSIS von Human Solutions (Seidl, 1994) und Human Builder von Dassault Systèmes (Dassault Systèmes, 2009), eine Weiterentwicklung des SafeWork Modells. Die Modelle stellen unterschiedliche ergonomische Analysemethoden, wie z.B. Sicht- und Erreichbarkeitsanalysen oder Funktionen zur Komfortbewertung unter Berücksichtigung anthropometrischer Variablen (Geschlecht, Perzentile, Nationalitäten und Somatotypen), zur Verfügung.

Die bekanntesten Vertreter biomechanischer Menschmodelle sind das AnyBody Menschmodell, welches von der Aalborg Universität in Dänemark entwickelt wurde (Rasmussen et al., 2001), MADYMO von TNO Madymo (TNO, 2001) sowie das Modell HUGO von Computer Simulation Technologie (Computer Simulation Technologie, 2009). Die Anwendungsbereiche der drei biomechanischen Modellansätze sind sehr unterschiedlich. Während MADYMO vorrangig für die Simulation von Crash Test Dummies entwickelt wurde und die Reaktion des menschlichen Körpers bei Verkehrsunfällen nachempfunden, können mit Hilfe des Menschmodells Hugo elektromagnetische Felder im menschlichen Körper sowie Operationsplanungen simuliert werden. Das Menschmodell AnyBody wurde im Bereich der Sportwissenschaft entwickelt und wird hier hauptsächlich zur Bewertung von Körperhaltungen und zur Analyse von Bewegungsbahnen unter Berücksichtigung muskulärer Beanspruchung herangezogen.

Ziel des Forschungsvorhabens ist die Integration altersassoziierter physiologischer Leistungsparameter (insbesondere muskulärer Veränderungen) in ein digitales Menschmodell, auf dessen Basis eine altersdifferenzierte und ergonomische Auslegung eines Arbeitsplatzes vorgenommen werden kann. Ausschließlich das AnyBody Menschmodell ermöglicht die Modellierung von Körperhaltungen und Bewegungsbahnen unter Berücksichtigung muskulärer Aspekte, so dass dieses Modell für den hier vorgestellten Forschungsansatz ausgewählt wurde.

2 Funktionen und Möglichkeiten des AnyBody Menschmodells

Das Menschmodell AnyBody ist ein von der Firma AnyBody Technology in Dänemark in Zusammenarbeit mit der Aalborg University entwickeltes System zur biodynamischen Simulation von menschlichen Bewegungen (Rasmussen et al. 2001, AnyBody Technology). Durch das Modell kann das Gesamtkörpersystem inklusive detaillierter Modelle für die Knochen und Muskeln des menschlichen Körpers abgebildet werden. So besteht bspw. das stehende Grundmodell aus insgesamt 22 Starrköpern, 23 Gelenken und 456 Muskeln mit individueller Geometrie, Stärke und Wirkungslinie (siehe Abbildung 4). Zur Modellierung der Muskeln bzw. Analyse der Muskelaktivität differenziert das AnyBody Modell zwischen drei Muskelmodellen:

1. eine konstante Beanspruchbarkeit ist je Muskel definiert
2. die Beanspruchbarkeit wird basierend auf der aktuellen Muskellänge und Kontraktionsgeschwindigkeit berechnet
3. die Beanspruchbarkeit des Muskels wird basierend auf einer Vielzahl von Parametern, wie bspw. die Elastizität der Muskeln und Sehnen, dem Winkel zwischen Muskelfaser und Sehne, berechnet.

Darüber hinaus bietet das System die Möglichkeit, anthropometrisch differenzierte Sub-Modelle zu untersuchen. So kann das Menschmodell hinsichtlich Größe und Gewicht skaliert werden (Rausch et al. 2006). Mit Hilfe des Modellansatzes können so unterschiedliche Menschen hinsichtlich anthropometrischer Eigenschaften sowie biomechanischer Aspekte differenziert und entsprechend analysiert werden.

Zur Modellierung und Analyse des Menschmodells in Bezug bzw. im Zusammenspiel mit Umgebungselementen bietet das Modell die Möglichkeit jedes Mehrkörpersystem zu modellieren, so dass Objekte über eine Schnittstelle importiert werden können. So wird zur Analyse der Muskelaktivität eines sitzenden Menschen (AnyBodys) dieser in Kombination mit einem entsprechenden Stuhl modelliert und anschließend simuliert (siehe Abbildung 4).

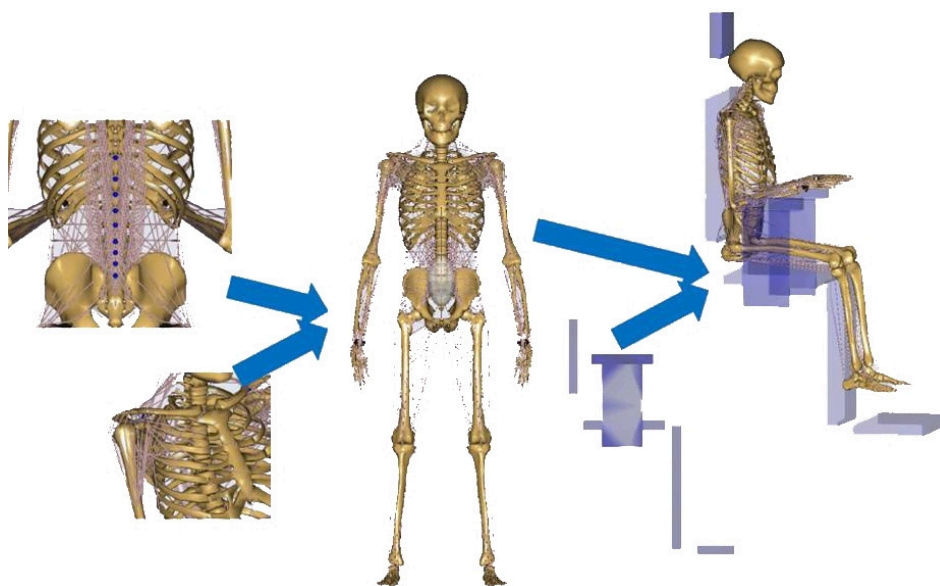


Abbildung 4: Aufbau und Elemente eines sitzenden AnyBody-Menschmodells
(Quelle: Aalborg University)

Mit Hilfe des AnyBody Modells können sowohl statische (Körperhaltungen) als auch dynamische (Bewegungsabläufe) Modelle erstellt und hinsichtlich der muskulären Beanspruchung analysiert werden. Zur Erstellung der Modelle dient die objektorientierte Sprache Anyscript, welche Ähnlichkeiten zu C++ aufweist.

Zur Berechnung der internen Muskelkräfte wird die Methodik der inversen Kinematik angewandt und die Beanspruchung des Modells anhand der Muskelaktivierung, d.h. die vom Muskel erzeugte Kraft in Bezug zur maximal möglichen Kraft, gemessen (siehe Abbildung 5). Der Kraftverlauf der Muskeln wird entsprechend einer vorgegeben Positionierung des Endeffektors bestimmt. Da der menschliche Bewegungsapparat deutlich mehr Muskeln als Freiheitsgrade besitzt und aus mechanischer Sicht als unterbestimmtes Gleichungssystem beschrieben werden kann, dient bei der Muskelrekrutierung des AnyBody Modells das menschliche Verhalten als Vorbild. Ziel ist dabei ähnlich wie beim Menschen die Muskeln auszuwählen, die zu einer minimalen Beanspruchung führen.

Dazu muss in einem ersten Schritt der notwendige Input, d.h. sämtliche kinematischen Freiheitsgrade und externen Kräfte, zur Berechnung der inversen Kinematik zur Verfügung gestellt werden. Darauf aufbauend werden in einem zweiten Schritt der kinematischen Analyse die Positionen und Orientierungen aller Segmente berechnet. Anschließend werden die Muskellänge, Kontraktionsgeschwindigkeit und Beanspruchbarkeit der Muskeln bestimmt und basierend auf dem Ziel, die Muskelaktivität zu minimieren (Rasmussen et al., 2003), die für die jeweilige Körperhaltung bzw. Bewegung benötigten Muskeln bestimmt. Als Output des Systems werden die Muskel- und Gelenkkräfte, Muskelaktivität und mechanische Leistung ausgegeben (Rasmussen et al., 2001).

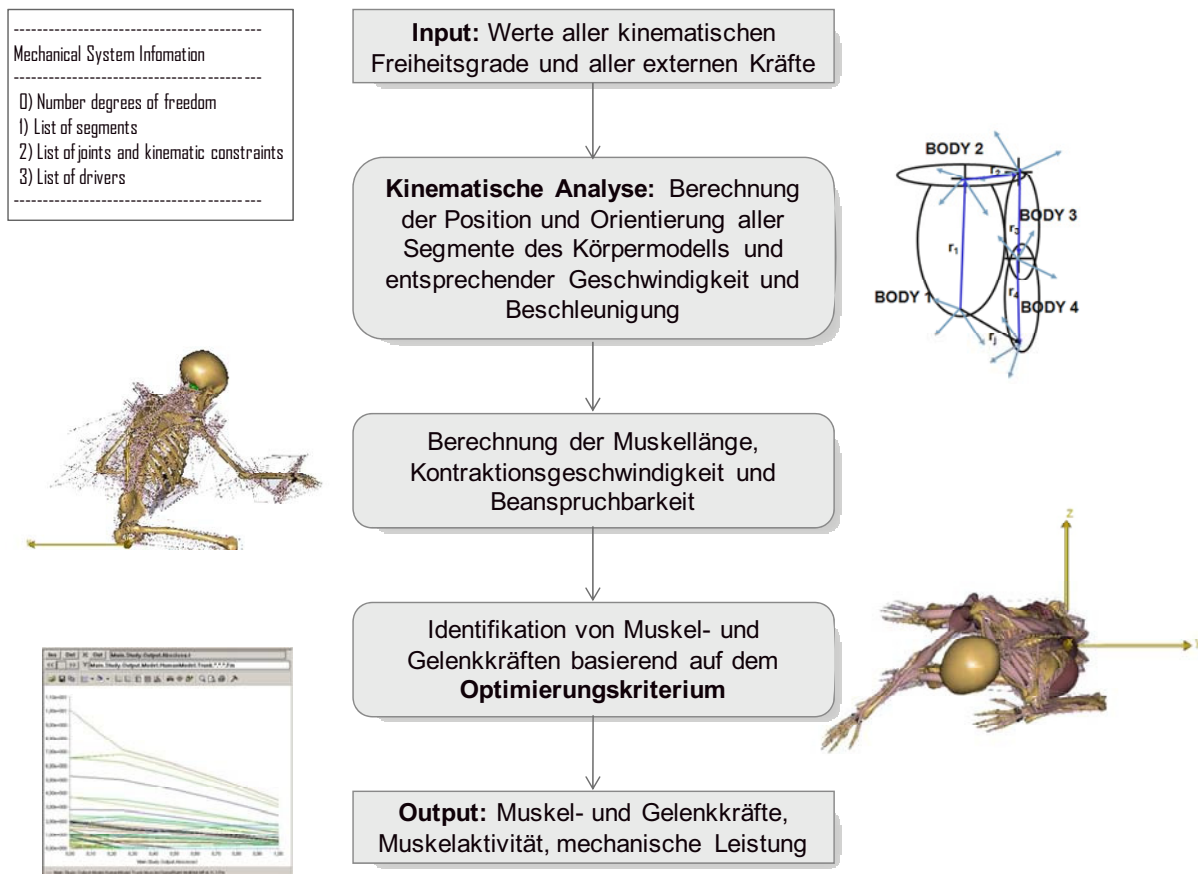


Abbildung 5: Berechnung der internen Muskelkräfte mit Hilfe inversen Kinematik

Anwendungsgebiete und Grenzen des Modells

Das AnyBody Menschmodell wird aktuell vorrangig in der Sportwissenschaft im Rehabilitationsbereich sowie in der Fahrzeugindustrie eingesetzt. Fokus des Modelleinsatzes in der Sportwissenschaft ist die Wirkungsanalyse von Muskelkräften auf Bewegungen und die Optimierung von Bewegungsabläufen. In der Rehabilitation wird das Modell zur Entwicklung von Rehabilitationsgeräten oder Prothesen eingesetzt. Zur optimierten und ergonomischen Gestaltung dieser Produkte dienen die vom Modell aufgestellten Informationen und Analyseergebnisse hinsichtlich äußerer Körperbelastungen. Im Bereich der Fahrzeugindustrie liegt der Fokus in der Analyse von Körperkräften, die bei der Betätigung eines Gaspedals oder einer Schaltung entstehen. Darüberhinaus wird das Modell zur objektiven Komfortbeurteilung von Fahrzeuginnenräumen auf Basis langanhaltender oder ungleichmäßig verteilter Muskelaktivierung eingesetzt (Rausch et al., 2006). Exemplarische Anwendungsszenarios aus den unterschiedlichen Anwendungsgebieten (Positionierung von Objekten im Fahrzeuginnenraum, Analyse von Bewegungsabläufen beim Fahrradfahren sowie die muskuläre Beanspruchung der oberen Extremitäten bei der Verwendung eines Rollstuhls) sind in Abbildung 6 dargestellt.

Anwendungsgebiete im arbeitswissenschaftlichen Bereich, bspw. die ergonomische Gestaltung und Auslegung von Arbeitsplätzen, sind mit dem Modell bisher kaum erforscht. Durch erste eigene Studien auf diesem Gebiet konnte jedoch ein großes Potential des AnyBody Menschmodells für diesen Anwendungskontext aufgezeigt werden (siehe Kapitel 8).

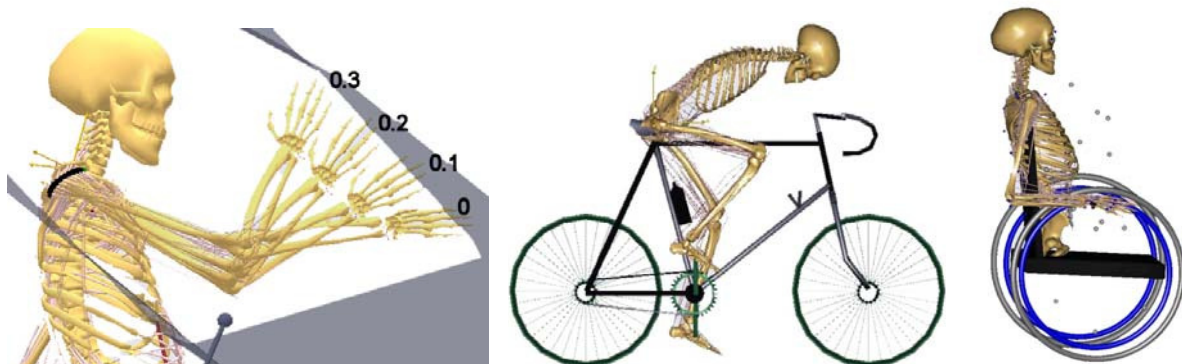


Abbildung 6: Exemplarische Anwendungsszenarios des AnyBody Menschmodells aus den Bereichen Fahrzeugindustrie, Sportwissenschaft und Rehabilitation

Bei der Analyse der Modellergebnisse sollte unabhängig vom Anwendungsbiet berücksichtigt werden, dass es sich bei AnyBody um ein Modell und dementsprechend nicht um ein vollumfängliches Abbild der Realität handelt. Der menschliche Bewegungsapparat ist viel zu komplex, um ihn allumfassend zu modellieren. Dem Menschmodell liegt demnach eine Vereinfachung zu Grunde bspw. in Form von bestimmten Annahmen, Grenzen und Abstraktionen. Die Ergebnisse des Modells sind entsprechend unter Berücksichtigung dieser aufgestellten Annahmen und Grenzen zu interpretieren. Des Weiteren finden individuelle Eigenschaften des Menschen bspw. hinsichtlich anthropometrischer oder biomechanischer Aspekte nur in verallgemeinerter Form in den Modellansätzen Berücksichtigung.

Ein im Rahmen des demografischen Wandels besonders wichtiger Ansatzpunkt ist die Modellierung und Simulation von altersbedingten Leistungsveränderungen älterer Arbeitspersonen, um so Produkte, Prozesse und Arbeitsplätze auch speziell für diese Nutzergruppe zu gestalten. Die aktuellen AnyBody

Modellansätze, bspw. hinsichtlich der Modellierung des menschlichen Muskelsystems, gehen jedoch von einem jungen Menschen aus und bieten keine Möglichkeiten der altersspezifischen Anpassung. Um das AnyBody Modell zukünftig altersdifferenziert auslegen zu können, ist eine detaillierte Analyse der altersbedingten Leistungsveränderungen von entscheidender Bedeutung. Diese Analyse kann als Grundlage für die Anpassung der zu modellierenden Muskeln und Gelenke des Modells dienen.

Im Rahmen des Projektes wird diese Analyse sowohl literaturanalytisch sowie durch eigene empirische Studien vorgenommen. Die empirisch aufgenommenen Daten dienen zum einen der Absicherung der Literaturanalyse sowie zur Aufnahme gezielter Werte zur Validierung des Modells.

3 Altersbedingte Veränderungen: Anthropometrische Maße

Die altersdifferenzierte Erweiterung und Anpassung des AnyBody Menschmodells soll sowohl auf eigenen empirisch erhobenen Daten als auch auf literaturbezogenen Analysen basieren. Fokus dieses Kapitels sind wesentliche literaturanalytische Erkenntnisse zu altersbedingten Veränderungen anthropometrischer Maße bezüglich des Körperbaus sowie der Körperbeweglichkeit. In Kapitel 5 werden analog literaturanalytisch die altersbedingten muskulären Veränderungen fokussiert, auf deren Basis anschließend das dem AnyBody Modell zugrunde liegende Muskelmodell angepasst werden soll.

Altersdifferenzierte Bestimmung und Analyse von Körpermaßen

Körperbau, Körperbeweglichkeit und Körperkräfte bleiben während des Erwachsenenalters nicht konstant, sondern unterliegen einem natürlichen Alterungsprozess. Bezüglich älterer Menschen liegen jedoch wenig tragfähige, auf umfangreichen Studien basierende, anthropometrische Daten vor. So sind bspw. altersbedingte Bewegungseinschränkungen kaum untersucht. In aktuellen Datensammlungen, wie bspw. dem Handbuch für Ergonomie, sind Perzentilwerte zu Körpermaßen als auch Bewegungswinkel auf einen Altersbereich von 18 bis 40 Jahre (Schmidtke & Rühmenn 1999) beschränkt. Erste Studien, in denen anthropometrische Maße für Menschen eines größeren Altersbereiches aufgenommen wurden, bestätigen jedoch altersbedingte Veränderungen. So nehmen Längenmaße während des Verlaufs des Erwachsenenalters ab, während Korpulenzmaße zunehmen (Flügel et al. 1986, Greil 1987, Greil et al. 2008, Jürgens 2004, Larrson et al. 1979, Vandervoort et al. 1992).

So haben bspw. Larrson et al. (1979) im Rahmen einer empirischen Studie 149 männliche schwedische Probanden im Alter zwischen 11 und 70 Jahren hinsichtlich anthropometrischer Maße sowie altersbedingter muskulärer Veränderungen untersucht. Für die Analyse der aufgenommen Messwerte wurden die Probanden in acht Altersgruppen (AG) – AG1: 10-14 Jahre, AG2: 15-19 Jahre, AG3: 20-29 Jahre, AG4: 30-39 Jahre, AG5: 40-49 Jahre, AG6: 50-59 Jahre, AG7: 60-69 Jahre und AG8: 70 Jahre – unterteilt. Aufgenommen wurden die Körperhöhe in cm sowie das Gewicht in kg (siehe Tabelle 1).

Tabelle 1: Anthropometrische Maße (Körperhöhe und Gewicht, Larrson et al. 1979)

Alter	N	Alter [Jahre]	Körperhöhe [cm]	Gewicht [kg]
10-14	11	12,3 (SD=0,3)	143,2 (SD=2,1)	34,9 (SD=1,2)
15-19	18	16,2 (SD=0,2)	175,3 (SD=1,9)	65,9 (SD=2,5)
20-29	11	26,1 (SD=0,8)	181,6 (SD=2,2)	76,2 (SD=2,9)
30-39	11	35,4 (SD=0,9)	179,5 (SD=2,0)	76,7 (SD=3,1)
40-49	10	43,1 (SD=0,8)	181,3 (SD=1,4)	77,1 (SD=2,5)
50-59	12	54,5 (SD=0,6)	179,9 (SD=1,3)	80,1 (SD=2,1)
60-69	16	64,7 (SD=1,1)	174,1 (SD=1,9)	71,7 (SD=2,3)
70	25	70	171,5 (SD=1,3)	73,5 (SD=2,1)

Larsson et al. (1979) konnten signifikante Unterschiede ($p < 0,01-0,001$) bezüglich der Größe sowie des Gewichts zwischen den jungen Probanden (10-19 Jahre) und der Altersgruppe der 20-49 jährigen sowie der 50-69 jährigen ermitteln. Darüberhinaus ist deskriptiv ab einem Alter von 50 Jahren eine tendenzielle Abnahme der Körperhöhe sowie zwischen dem 30sten und 60sten Lebensjahr eine Zunahme des Körpergewichts aus der Tabelle ablesbar.

Vandervoort et al. (1992) führten eine Studie zur Bestimmung altersbedingter Veränderungen der Mobilität des Fußgelenkes von mittelalten und alten Menschen durch. Im Rahmen der Studie wurden ebenfalls anthropometrische Maße bezüglich der Körperhöhe sowie das Gewicht der 214 Probanden zwischen 55 und 85 Jahren aufgenommen. Zur Analyse der Messwerte wurden die Probanden in sechs Altersgruppen – AG1: 55-60 Jahre, AG2: 61-65 Jahre, AG3: 66-70 Jahre, AG4 71-75 Jahre, AG5: 76-80 Jahre und AG6: 81-85 Jahre – unterteilt. Die Ergebnisse (Körperhöhe und Gewicht) der in London durchgeführten Studie sind in Tabelle 2 zusammengefasst.

Tabelle 2: Anthropometrische Maße (Körperhöhe und Gewicht, Vandervoort et al. 1992)

	Alter	N	Körperhöhe [cm]	Gewicht [kg]
Männer	55-60	20	173 (SD=0,05)	83,8 (SD=10,4)
	61-65	18	174 (SD=0,07)	81,9 (SD=14,2)
	66-70	18	170 (SD=0,05)	80,6 (SD=9,3)
	71-75	20	173 (SD=0,04)	79,6 (SD=9,5)
	76-80	18	168 (SD=0,06)	74,9 (SD=9,8)
	81-85	17	169 (SD=0,07)	73,8 (SD=9,4)
Frauen	55-60	16	157 (SD=0,05)	72,3 (SD=14,3)
	61-65	17	157 (SD=0,07)	66,5 (SD=12,3)
	66-70	17	159 (SD=0,05)	64,3 (SD=11,2)
	71-75	18	156 (SD=0,04)	63,1 (SD=6,4)
	76-80	17	155 (SD=0,06)	64,9 (SD=13,1)
	81-85	18	156 (SD=0,07)	65,2 (SD=10,2)

Auch hier konnte eine mit dem Alter einhergehende Abnahme der Körperhöhe ermittelt werden, wobei ältere Männer größer und schwerer sind als ältere Frauen (siehe Tabelle 2).

Eine etwas umfangreichere Studie zur altersdifferenzierten Bestimmung anthropometrischer Maße wurde von Greil et al. 2008 im Auftrag der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin durchgeführt. Im Rahmen der Studie wurden 25 Männer und 25 Frauen zwischen 20 und 29 Jahren als Vergleichsstichprobe untersucht sowie 100 Frauen und 100 Männer zwischen 50 und 69 Jahren vermessen. Die Probanden wurden in Deutschland aus den Bundesländern Niedersachsen, Brandenburg sowie Berlin rekrutiert. Ziel der Studie war es altersspezifische morphologische, biomechanische und psychomotorische Veränderungen und sich daraus ergebene Bedürfnisse älterer Menschen im Vergleich zu denen junger

Erwachsener zu untersuchen, um die resultierenden Ergebnisse zukünftig bei der Produktgestaltung umzusetzen. Dazu wurden für jede Person 61 Körperbaumaße, 10 Reich- und Greifweiten, 17 Bewegungsmaße und sieben Handkräfte mit standardisierten Methoden der klassischen Anthropometrie aufgenommen. Zusätzlich wurden physiologische Merkmale wie der Blutvolumenpuls, die Hautleitfähigkeit sowie die Atemfrequenz der Probanden erhoben. Im Rahmen einer Fragebogenerhebung wurden darüberhinaus personenbezogene Daten und Aspekte hinsichtlich der Belastungen im Arbeitsleben, Lebensgewohnheiten sowie körperlichen Einschränkungen und Beschwerden aufgenommen.

Tabelle 3: Anthropometrische Maße (Körperhöhe, Greil et al. 2008)

	Alter	P5	P50	P95	Variation
Männer	20-29	170,7	179,9	189,7	163,8 – 191,5
	50-59	169,5	177,9	185,9	164,0 – 188,7
	60-69	165,3	174,6	183,8	163,0 – 189,2
Frauen	20-29	156,3	165,8	176,6	155,9 – 178,2
	50-59	154,9	162,4	175,1	148,7 – 176,5
	60-69	155,3	160,9	171,5	150,3 – 175,6

Die Ergebnisse der Studie belegen die in der Literatur vorzufindende Abnahme der Längenmaße mit zunehmendem Alter und eine Zunahme der Korpulenzmaße. Anders als erwartet wurden jedoch keine signifikanten Unterschiede zwischen der Altersgruppen der 50 bis 59 Jährigen und der Altersgruppe der 60 bis 69 Jährigen ermittelt (siehe Tabelle 3).

Anpassung des AnyBody Menschmodells basierend auf den ermittelten Daten

Bezüglich altersdifferenzierter anthropometrischer Maße liegen bisher noch keine eindeutigen Normwerte vor, welche für die Erweiterung des AnyBody Menschmodells herangezogen werden könnten. Die hier exemplarisch vorgestellten Studien zur Aufnahme und Bestimmung altersdifferenzierter anthropometrischer Daten beschreiben einen ersten Schritt in die richtige Richtung. Vorrangig werden jedoch ausschließlich die Körperhöhe und einzelne Messwerte erhoben. Darüberhinaus werden in den Studien unterschiedliche Altersgruppen analysiert, so dass ein direkter Vergleich der Messwerte nur schwer möglich ist. Vollumfängliche Ergebnisse können somit auch durch diese Studien nicht geliefert werden. Lediglich durch die von Greil et al. (2008) durchgeführte Studie konnten umfangreichere Messwerte zu unterschiedlichen Körpermaßen sowie Bewegungswinkeln ermittelt werden. Die Daten bieten jedoch auch keine ausreichende Grundlage, auf dessen Basis das AnyBody Modell vollumfänglich altersdifferenziert angepasst werden könnte. Bezüglich der Anpassung des Modells hinsichtlich anthropometrischer Maße wird im Rahmen des Projektes deshalb wie folgt vorgegangen.

Die Anpassung wird exemplarisch für eine Zeigeaufgabe an einem großflächigen berührungssensitiven Bildschirm vorgenommen (siehe Kapitel 6). Insbesondere die muskuläre Beanspruchung im rechten Schulter-Armbereich bei der Ausführung der Aufgabe soll fokussiert und altersdifferenziert ausgewertet werden. Dazu wird in einem ersten Schritt lediglich der rechte Arm des umfangreichen Menschmodells

hinsichtlich anthropometrischer Daten sowie muskulärer Veränderungen angepasst. Diese Anpassung wird zum einen auf den von Greil et al. (2008) erhobenen Daten sowie zusätzlich basierend auf den eigenen, empirisch erhobenen Daten vorgenommen. Es werden entsprechend zwei unterschiedliche „alte“ AnyBody Menschmodelle aufgestellt und miteinander sowie bezüglich der im Rahmen der empirischen Studie erhobenen EMG-Werte verglichen.

4 Altersbedingte Veränderungen: Muskuläre Funktionen

Bezüglich der altersdifferenzierten Anpassung des AnyBody Menschmodells zur Bestimmung der muskulären Beanspruchung sowohl von statischen Körperhaltungen als auch von dynamischen Bewegungen bei der Arbeit mit einem großflächigen berührungssensitiven Bildschirm (siehe Kapitel 6) müssen zwei wesentliche Aspekte analysiert und in das Modell integriert werden. So sind neben einem detaillierten Kenntnisstand über die mit dem Alterungsprozess einhergehenden Veränderungen anthropometrischer Maße sowie deren Integration in das Modell (siehe Kapitel 4), biomechanische Bewegungsmuster sowie muskuläre Veränderungen zu analysieren.

Diese Analyse soll im Rahmen des Forschungsprojektes sowohl auf eigenen empirisch erhobenen Daten (siehe zukünftige Beiträge zur altersdifferenzierten Analyse von Bewegungsbahnen sowie muskulärer Aktivierung) als auch auf literaturanalytisch erhobenen Erkenntnissen basieren. Dieses Kapitel fokussiert literaturanalytisch altersbedingte muskuläre Veränderungen, auf dessen Basis die dem AnyBody Modell zugrunde liegenden Muskelmodelle angepasst werden sollen.

Muskelmodelle des AnyBody Menschmodells

Das AnyBody Grundmodell besteht aus 22 Starrkörper, 23 Gelenke und 456 Muskeln. Zur Modellierung der Muskeln differenziert das Modell zwischen drei Muskelmodellen, welche in das Menschmodell integriert und auf dessen Basis die entsprechenden Analysen hinsichtlich muskulärer Beanspruchung ausgeführt werden können.

- Das „einfache“ Muskelmodell definiert eine konstante Beanspruchbarkeit, d.h. eine maximal mögliche Kraft je Muskel.
- Im Rahmen des zweiten Muskelmodells wird die Beanspruchbarkeit basierend auf der aktuellen Muskellänge und Kontraktionsgeschwindigkeit des Muskels definiert.
- Das dritte und „komplexeste“ Muskelmodell basiert auf einer Vielzahl von Parametern: wie bspw. Elastizität der Muskeln und Sehnen, Winkel zwischen Muskelfaser und Sehne (siehe Abbildung 7).

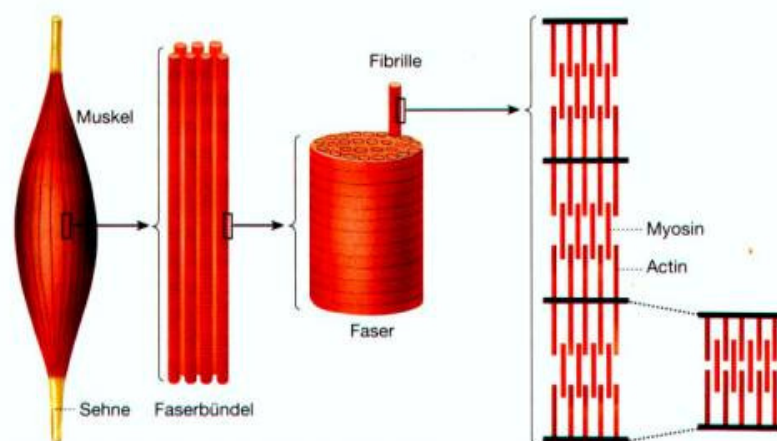


Abbildung 7: Grafische Darstellung des Aufbaus eines Muskels (Bartels, 2001)

Zur Berechnung der internen Muskelkräfte wird von der AnyBody Software die Methodik der inversen Kinematik angewandt und die Beanspruchung des Menschmodells anhand der Muskelaktivierung, d.h. die vom Muskel erzeugte Kraft in Bezug zur maximal möglichen Kraft, gemessen. Im Rahmen des Forschungsprojektes sollen für die altersdifferenzierte Adaption das erste und zweite Muskelmodell betrachtet und entsprechend angepasst werden. Eine altersdifferenzierte Anpassung basierend auf dem ersten Muskelmodell verlangt umfangreiche Kenntnisse über die Maximalkräfte der verschiedenen involvierten Muskeln bzw. altersbedingte Veränderungen der Muskelkraft. Für eine altersdifferenzierte Adaption des zweiten Modells sind entsprechend Kenntnisse über die mit dem Alter einhergehenden Veränderungen der Muskelgeometrie sowie Kontraktionsgeschwindigkeit nötig.

Im Folgenden wird ein grober Überblick über die in der Literatur diskutierten Ansätze und Erkenntnisse zu altersdifferenzierten Veränderungen von Muskelkräften sowie hinsichtlich Muskelgeometrie und Kontraktionsgeschwindigkeit vorgestellt, auf dessen Basis die Adaption der beiden Muskelmodelle vorgenommen werden soll.

Altersdifferenzierte Veränderungen der Muskelkraft (Anpassung des ersten Muskelmodells)

Bei den meisten Daten bezüglich altersbedingter Veränderungen muskulärer Funktionen handelt es sich um Querschnittsdaten, aber auch durch die wenigen Daten aus Längsschnittstudien konnte eine altersbedingte Abnahme der Muskelkraft bestätigt werden (Aniansson et al. 1986, Kallmann et al. 1990). Während einige Autoren von einem mit dem Alter einhergehenden relativ konstant abnehmenden Verlauf der Muskelkraft ausgehen, fokussieren die meisten Forscher in diesem Bereich einen anderen Ansatz. Sie gehen davon aus, dass die muskuläre Beanspruchbarkeit bis zu einem Alter von ca. 45 Jahre nahezu konstant bleibt und sich danach jedes Jahrzehnt im Mittel eine 5%ige Abnahme statischer und dynamischer Muskelkraft sowie eine Verringerung der Bewegungsgeschwindigkeit einstellt (siehe bspw. Murray et al.1980).

Auch Asmussen (1980) und Shepard (1987) gehen davon aus, dass sich die muskulären Funktionen bis zu einem Alter von 45 Jahren kaum verändern, insgesamt über das Erwachsenenalter betrachtet jedoch ein Kraftverlust von 30% bis 40% gemessen werden kann. So dass mit 65 Jahren im Mittel von einer Kraftverringerng von 25% auszugehen ist.

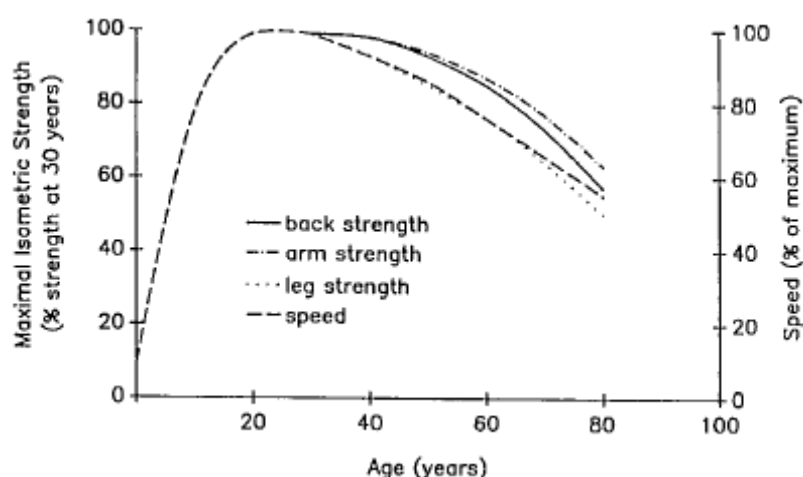


Abbildung 8: Altersbezogener Kraftverlauf von drei Muskelgruppen (Brooks & Faulkner 1993)

Abbildung 8 zeigt zusammenfassend, als Ergebnis verschiedener Studien (Asmussen 1980, Larsson et al. 1979, Young & Crowe 1984, Young & Crowe 1985), den mit dem Alterungsprozess einhergehenden Verlauf der isometrischen Muskelkraft bezogen auf drei Muskelgruppen (Rücken-, Arm- und Bein-Muskulatur). Unabhängig von kleinen Unterschieden bezüglich der untersuchten Muskelgruppen sowie durchgeführten Studien kann ein negativer Verlauf der Muskelkraft zwischen einem Alter von 30 bis 80 Jahren von 30 bis 40% bestätigt werden. Vergleicht man die drei Muskelgruppen untereinander, so ist der altersbedingte Verlust der Muskelkraft in den unteren Extremitäten stärker ausgeprägt als in den oberen Extremitäten.

Allen et al. (1960) sowie Tzankoff & Norris (1977) konnten einen kausalen Zusammenhang zwischen dem Verlust statischer und dynamischer Muskelkraft und einer Verringerung der Muskelmasse ermitteln. Dabei kann die Verringerung der Muskelmassen mit einer verringerten Anzahl von Muskelfasern oder der Fasergröße bzw. beiden Aspekten zusammenhängen. In verschiedenen Studien konnte jedoch gezeigt werden, dass die individuellen Muskelfasern bis zu einem Alter von 60 Jahren nur wenigen Veränderungen unterliegen, so dass insbesondere die Anzahl der Muskelfasern Einfluss auf die abnehmende Muskelmasse haben müssen (Sato & Tauchi 1982).

Altersdifferenzierte Veränderungen der Muskelgeometrie und Kontraktionsgeschwindigkeit (Anpassung des zweiten Muskelmodells)

Die Muskel-Kontraktionsgeschwindigkeit sowie auch die (halbe) Erholungszeit verlängern sich mit ansteigendem Alter. Dieses Phänomen konnte von verschiedenen Autoren für unterschiedliche Muskeln, bzw. Muskelgruppen, d.h. sowohl für große als auch für kleine Muskelgruppen, nachgewiesen werden (siehe bspw. Larsson et al. 1979, Vandervoort & McComas 1986, Davies & White 1983, McDonagh et al. 1984).

Dabei unterliegt die Kontraktionsgeschwindigkeit jedoch im Vergleich zur Abnahme der Muskelkraft geringeren Altersverläufen. So konnte Larsson (1978) bspw. in einer Studie mit 60 bis 69 jährigen Probanden zeigen, dass die maximale Kontraktionsgeschwindigkeit im Knie im Mittel um 7% abnimmt, während die Muskelkraft zwischen 26 und 38% abnimmt. Dabei geht Larsson davon aus, dass die Reduzierung der Kontraktionsgeschwindigkeit durch eine Veränderung der Muskelqualität und nicht Veränderungen hinsichtlich der Muskelquantität begründet werden kann.

Diese Annahme konnte auch Aniasson et al. (1980) in einer Studie mit 70 jährigen Frauen und Männern bestätigen. Während große geschlechterspezifische Unterschiede bezüglich der Muskelmasse nachgewiesen werden konnten, wurden keine Unterschiede bezüglich der Kontraktionsgeschwindigkeit zwischen den weiblichen und männlichen Probanden ermittelt. Es ist also davon auszugehen, dass die Muskelmasse keinen Einfluss auf die Kontraktionsgeschwindigkeit hat sondern diese von anderen Aspekten bzw. Veränderungen abhängt.

Anpassung des AnyBody Menschmodells basierend auf den ermittelten Daten

Die Adaption des AnyBody Menschmodells hinsichtlich altersbedingter Veränderungen muskulärer Funktionen soll im Rahmen des Forschungsprojektes basierend auf dem ersten und zweiten Muskelmodell vorgenommen werden. Die Anpassung soll insbesondere hinsichtlich der bei der exemplarischen Aufgabenstellung (Pointing-Aufgabe an einem berührungssensitiven großflächigen

Bildschirm, siehe Kapitel 6) involvierten Muskulatur des Schulter-Armbereichs vorgenommen werden. Bei der Anpassung sollen verschiedene Ansätze analysiert, integriert und gegeneinander abgewägt werden. Da keine altersdifferenzierten Normdaten für Maximalkräfte sowie hinsichtlich der Muskelgeometrie und Kontraktionsgeschwindigkeit vorliegen, wird die Anpassung einerseits basierend auf den hier vorgestellten literaturanalytischen Erkenntnissen sowie andererseits, insbesondere hinsichtlich der Anpassung des ersten Muskelmodells, basierend auf empirischen erhobenen Daten vorgenommen. So sollen mittels Elektromyographie (EMG) Maximalkräfte sowie Muskelaktivitäten bei der Ausführung von Pointing-Aufgaben an einem großflächigen berührungssensitiven Bildschirm für jüngere sowie ältere Probanden erhoben und in das Muskelmodell integriert werden. Zu berücksichtigen ist jedoch, dass mittels EMG-Analysen ausschließlich die Muskelaktivierung von Oberflächenmuskulatur bestimmt werden kann. Aussagen über „innenliegende Muskeln“ können so nicht gemacht werden.

Im folgenden Kapitel wird das im Rahmen des Forschungsprojektes ausgewählte Anwendungsszenario, die Informationseingabe an einem großflächigen berührungssensitiven Bildschirm, beschrieben.

5 Exemplarisches Anwendungsbeispiel: Informationseingabe an einem großflächigen berührungssensitiven Bildschirm

Altersdifferenzierte Gestaltung von Eingabegeräten

Ein weltweit zu beobachtender Trend ist die Zunahme von Informations- und Kommunikationstechnologien (IuK-Technologien) im privaten sowie beruflichen Bereich. Die durch den Einsatz technischer Systeme veränderten Anforderungen stellen insbesondere für ältere Arbeitnehmer eine neue, häufig schwer zu bewältigende Aufgabe dar. So wird durch den Einsatz technischer Geräte im Arbeitsalltag eine höhere kognitive Anforderung an den Arbeitnehmer gestellt, welche mit dem vorhandenen aufgabenspezifischen Wissen häufig nicht bewältigt werden kann. Altersspezifische Anpassungen der Mensch-Rechner-Schnittstelle an die Bedürfnisse älterer Erwerbstätiger beschreiben in diesem Zusammenhang ein für die Zukunft wichtiges Forschungsfeld.

Ein wesentlicher Faktor bei der Mensch-Rechner-Interaktion spielt das verwendete Eingabegerät. Um Eingabegeräte für die Mensch-Rechner-Interaktion zu gestalten, müssen sowohl die individuellen Fähigkeiten, Fertigkeiten und Präferenzen der Benutzer sowie die informationstechnischen Möglichkeiten der Ein- und Ausgabe von Informationen betrachtet werden (Jacob et al., 1993). Betrachtet man speziell ältere Computerbenutzer, so führt aufgrund der altersbedingten Veränderung des sensomotorischen Systems (Vercruyssen, 1996) die traditionelle Eingabe von Informationen mit der Maus häufig zu Problemen. Dies konnte beispielsweise in Studien von Iwase und Murata (2003), Smith et al. (1999), Riviere und Thakor (1996) sowie Walker et al. (1996) belegt werden. Der Einsatz direkter Eingabegeräte zur Verbesserung der Interaktion von Mensch und Rechner beschreibt somit besonders für ältere Computerbenutzer einen Ansatzpunkt mit hohem Potential (Czaja & Lee, 2007; Grandt et al., 2003; Tobias, 1987).

In eigenen Untersuchungen wurden alternative Eingabegeräte und -methoden (z.B. Touchscreen, Blicksteuerung, Spracheingabe, Eingabe über ein Fußpedal) hinsichtlich ihrer Eignung speziell für ältere Computerbenutzer analysiert und der Eingabe mit der Maus gegenübergestellt (Jochems et al. 2010). Die Ergebnisse dieser Studien lassen die Schlussfolgerung zu, dass die Mensch-Rechner-Interaktion insbesondere für ältere Computerbenutzer durch den Einsatz alternativer Eingabegeräte ergonomisch optimiert werden kann, wobei sich das direkte Eingabegerät Touchscreen, welches auch von Computernovizen kaum Training erfordert, als für ältere Computerbenutzer besonders geeignet herausgestellt hat. Beim Touchscreen erfolgt die Eingabe direkt über den berührungsempfindlichen Bildschirm (siehe Abbildung 9). So wird die räumliche Trennung von Informationsausgabe und Informationseingabe aufgehoben und die gleichzeitige Informationsdarstellung und erwartungskonforme Manipulation ermöglicht. Es konnte gezeigt werden, dass Altersunterschiede zwischen jüngeren und älteren Benutzern durch den Einsatz eines Touchscreens minimiert werden können.



Abbildung 9: Zwei Probanden bei der Eingabe an einem Touchscreen (Jochems et al. 2010)

Seit Beginn der 1980er Jahre wird an der Technologie zur Erkennung mehrerer Berührungspunkte (Multitouch) geforscht (Mehta, 1982; Buxton, 1985). Diese Technologie bietet den Vorteil, dass vorhandene Software, welche aktuell mit der Maus bedient wird, direkt auf einen berührungssensitiven Bildschirm übertragen werden kann. Das gleichzeitige Erkennen mehrerer Berührungspunkte lässt sich dabei über verschiedene Verfahren (Frustrated Total Internal Reflection (FTIR) oder Kapazitive Sensorik) realisieren. Der großflächige Arbeitsbereich ermöglicht darüber hinaus eine für ältere Benutzer angepasste Darstellung der Informationen. So können bspw. die Darstellung der Schrift vergrößert oder weitere Funktionen eingeblendet werden, ohne dass zusätzliches Scrolling nötig wird (Jochems et al. 2010). Ein berührungssensitiver Bildschirm stellt ein zukunftsweisendes Eingabegerät dar, welches insbesondere für ältere Arbeitnehmer geeignet ist.

Andererseits erfordert ein großflächiger Bildschirm vom Benutzer häufiges „Hinlangens“ und „Greifens“ in körperfernen Bereichen und führt zu einer hohen muskulären Beanspruchung infolge einer wiederholten Aktivierung der Halte- und Stützmuskulatur des Schulter-Armsystems. Infolge altersbedingter muskulärer Veränderungen kann die Benutzung eines großflächigen Arbeitsbereiches insbesondere für ältere Benutzer zu einer gesundheitsgefährdenden Beanspruchung führen. Im Rahmen des hier beschriebenen Forschungsprojektes soll ein Arbeitsplatz mit großflächigem Bildschirm insbesondere hinsichtlich der muskulären Beanspruchung analysiert werden. Die ergonomische Auslegung des Arbeitsplatzes soll für ältere und jüngere Erwerbstätige mit Hilfe des AnyBody Menschmodells vorgenommen werden. Dazu wurde in einem ersten Schritt in einer empirischen Studie mit 22 Probanden zwischen 20 und 69 Jahren eine ergonomische Analyse des Arbeitsplatzes mit einem großflächigem Bildschirm vorgenommen.

Aufbau und ergonomische Gestaltung eines Arbeitsplatzes mit berührungssensitivem großflächigem Bildschirm

Der exemplarische Arbeitsplatz, welcher im Rahmen des Forschungsprojektes analysiert werden soll, ist in Abbildung 10 dargestellt. Er besteht aus einem Arbeitstisch und einem großflächigem Bildschirm (77cm*99cm), welcher horizontal auf dem Arbeitstisch liegt. Der Arbeitsbereich des Bildschirms hat eine Abmessung von 65cm*86cm. Bei der ergonomischen Auslegung des Arbeitsplatzes können verschiedene Szenarien bzw. Einstellungsmöglichkeiten unterschieden werden. So kann an diesem Arbeitsplatz sowohl in einer sitzenden als auch in einer stehenden Position gearbeitet werden. Des Weiteren sind unterschiedliche Neigungswinkel des Arbeitsbereiches, d.h. Winkelpositionen zwischen Arbeitstisch und Bildschirm möglich (siehe Abbildung 10).

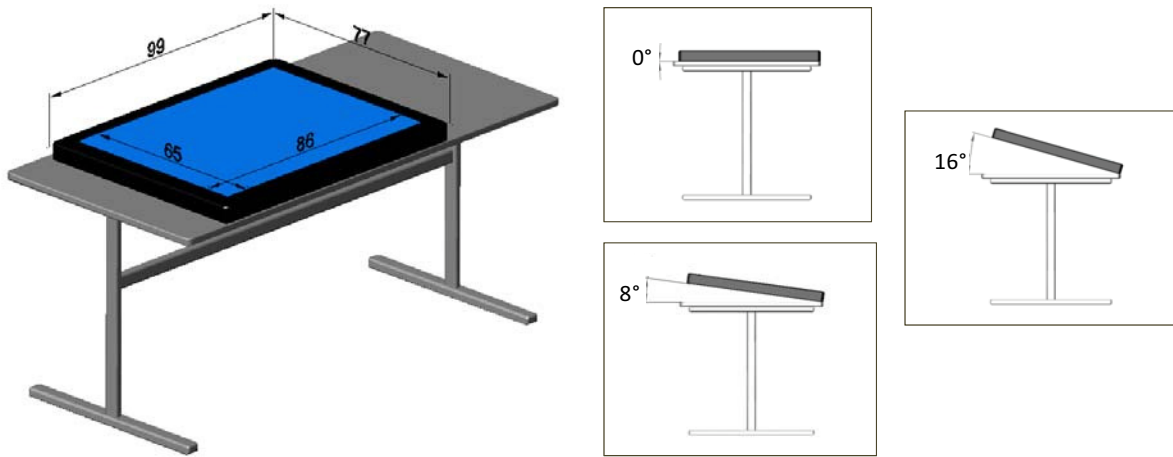


Abbildung 10: Arbeitsplatz mit großflächigem berührungsempfindlichem Bildschirm (links),
Einstellungsmöglichkeiten, Variation des Winkels (rechts)

6 Empirische Studie: Altersdifferenzierte Analyse von statischen Körperhaltungen

Zur ergonomischen Gestaltung und Auslegung des in Kapitel 5 beschriebenen Arbeitsplatzes wurden in einer empirischen Studie Körperhaltungen, Greifräume und das Komfortempfinden altersdifferenziert analysiert (Jochems 2009, Bützler et al. 2010). Hierfür wurde ein Mockup mit denselben physikalischen Abmessungen wie der „Diamond Touch Display“ verwendet. Als unabhängige Variable wurde die Position des Bildschirms in drei Stufen (Neigungswinkel: 0°, 8°, 16°) variiert. Darüberhinaus wurde die Höhe des Arbeitstisches angepasst, so dass die Probanden die Experimentalaufgabe im Sitzen und Stehen ausführen konnten.

Als abhängige Variablen wurden die Körperhaltung, der maximale Greifraum sowie das Komfortempfinden bewertet. Die Körperhaltungen der Probanden wurden fotografisch dokumentiert und die entsprechenden Gelenkwinkel der eingenommenen Körperhaltung analysiert. Die maximalen Greifräume des rechten und des linken Arms wurden im Sitzen und Stehen bei den Winkeln 0° und 16° markiert. Mit Hilfe der ZEIS-Skala (Pitrella & Käßler 1988) wurde das subjektive Komfortempfinden (0=sehr unkomfortabel bis 14=sehr komfortabel) in den verschiedenen Arbeitspositionen (0° sitzend, 8° sitzend, 16° sitzend, 0° stehend, 8° stehend, 16° stehend) aufgenommen.

Untersucht wurden 11 jüngere Probanden im Alter von 20-32 Jahren ($M=23,82$, $SD=3,516$) und 11 ältere Probanden zwischen 57 und 69 Jahren ($M=64,36$, $SD=3,443$). Zu Beginn der Untersuchung wurden demographische Daten sowie relevante anthropometrische Maße (Körpergröße, Armlänge, Griffachse nach vorne) nach DIN 33402-2 ermittelt.

Körperhaltungen bei der Arbeit mit einem großflächigen berührungssensitiven Bildschirm

Die Körperhaltungen der Probanden bei der Arbeit an einem großflächigen Bildschirm können durch die Gelenkwinkel beschrieben werden. Die analysierten Körperhaltungen bieten eine einfache Möglichkeit die mit Hilfe des AnyBody Menschmodells über inverse Kinematik berechnete Körperhaltung hinsichtlich des Faktors „Natürlichkeit“ zu bewerten. Bei der Analyse der eingenommenen Körperhaltungen wird deutlich, dass große interindividuelle Unterschiede, abhängig von den anthropometrischen Daten der Probanden, bestehen. Die individuellen Haltungen von je zwei älteren Probanden für die stehende Bedingung bei einem Winkel von 16° und die sitzende Bedingung bei einem Winkel von 8° sind in Abbildung 11 dargestellt. Vergleicht man die beiden Altersgruppen bezüglich ihrer eingenommenen Körperhaltungen, so besteht bei den älteren Probanden eine größere Streuung der anthropometrischen Maße. Bedingt dadurch sind auch die Körperhaltungen der älteren Probanden deutlich heterogener als die der Jüngeren.



Abbildung 11: Unterschiedliche Körperhaltungen bei der Durchführung einer Zeigeaufgabe an einem großflächigen berührungssensitiven Bildschirm (stehend links, sitzend rechts)

Analyse der Greifräume

Zur weiteren ergonomischen Analyse des exemplarischen Arbeitsplatzes mit großflächigem Bildschirm wurden die Greifräume der Probanden betrachtet. Die Aufnahme maximaler Greifräume bei aufrechter Körperhaltung diente der qualitativen Abschätzung des komfortablen Arbeitsbereiches auf dem Display. Hinsichtlich der Greifraumanalysen konnten starke interindividuelle Unterschiede zwischen den Probanden ermittelt werden (siehe Abbildung 12 (rechts)). Abhängig von den anthropometrischen Daten der Probanden können diese in unterschiedlich weit entfernten Arbeitsbereichen auf dem Tisch arbeiten.

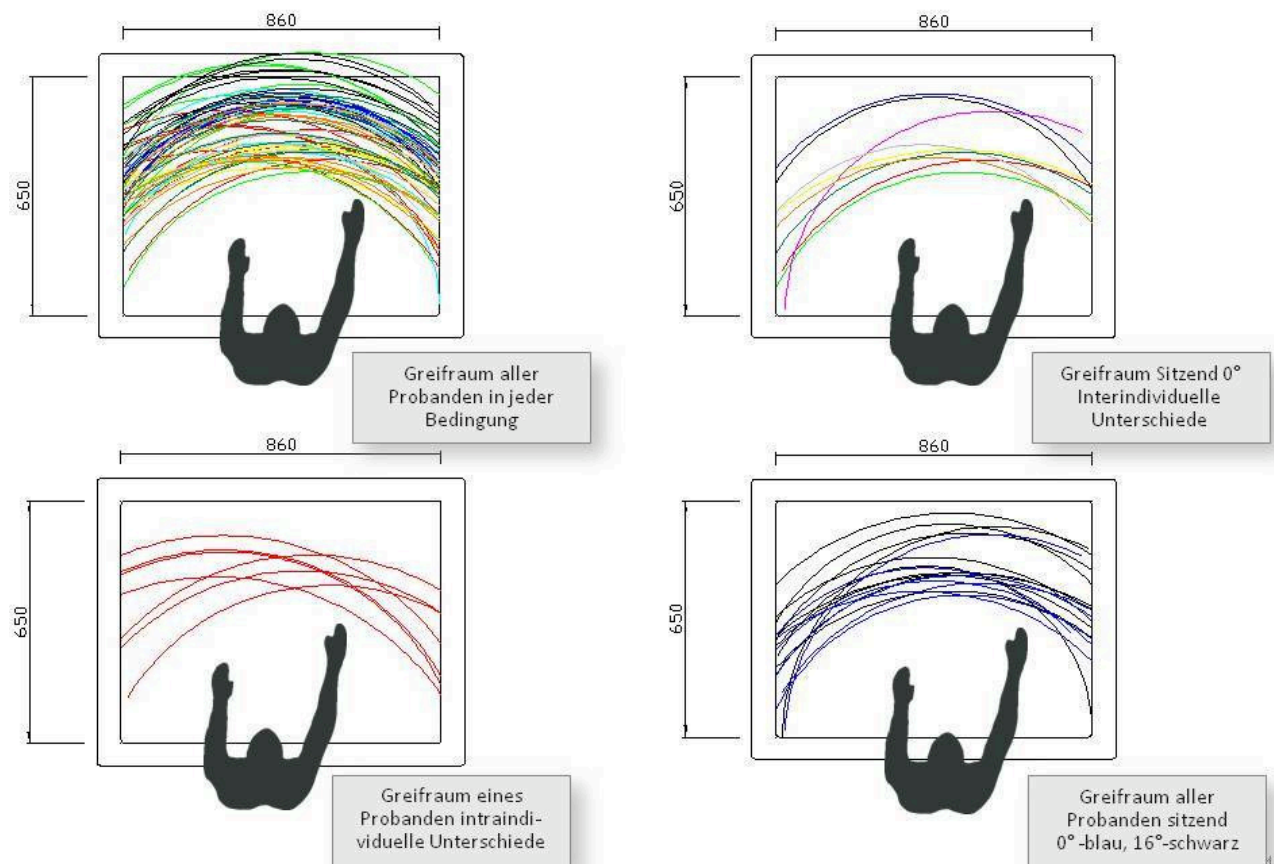


Abbildung 12: Darstellung der interindividuellen Unterschiede der Greifräume

Komfortbewertung anhand der ZEIS-Skala

Die Komfortbewertung wurde mittels der ZEIS-Skala für die untersuchten Arbeitspositionen (0° sitzend, 8° sitzend, 16° sitzend, 0° stehend, 8° stehend, 16° stehend) durchgeführt (siehe Abbildung 13). Die Ergebnisse zeigen signifikante Unterschiede zwischen einer sitzenden und stehenden Haltung ($F(1,20)=25,466$, $p=0,000$) und zwischen den Neigungswinkeln 0° und 16° sowie 8° und 16° ($F(2,40)=7,601$, $p=0,007$ bzw. $p=0,006$). Zwischen den Altersgruppen liegen keine signifikanten Unterschiede vor. In beiden Altersgruppen wird die Position 0° sitzend am schlechtesten und 16° stehend am besten bewertet.

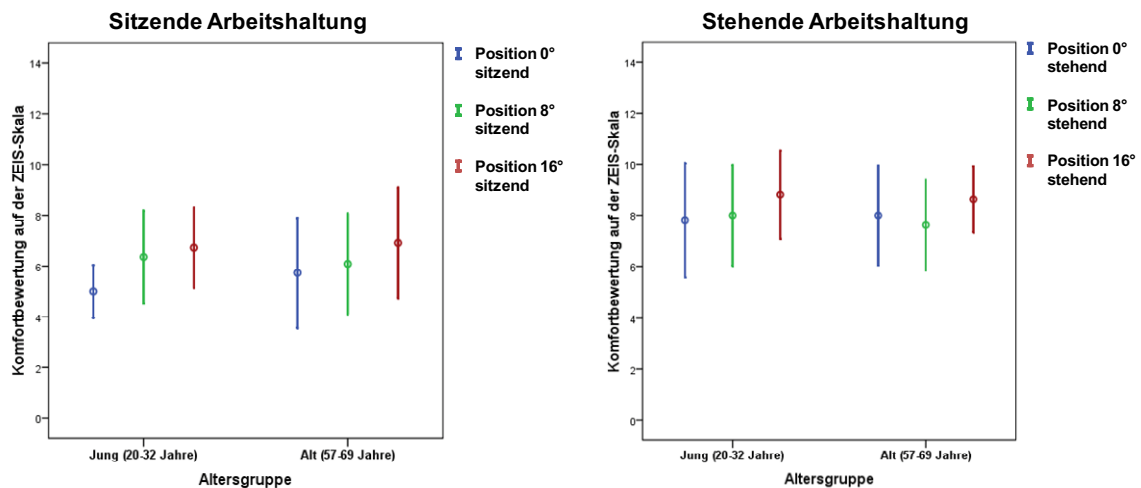


Abbildung 13: Ergebnisse der Komfortbewertung für eine sitzende (links) und stehende Arbeitshaltung (rechts)

Schlussfolgerungen für die spätere Analyse des exemplarischen Arbeitsplatzes mit Hilfe des AnyBody Menschmodells

Die durch die hier beschriebene empirische Studie ermittelten Ergebnisse können erste Hinweise auf Aspekte und Faktoren liefern, die bei der späteren Analyse des Arbeitsplatzes mit Hilfe des AnyBody Menschmodells, bzw. bei der entsprechenden Adaption des Modells, berücksichtigt werden müssen.

So konnte durch die Analyse der Körperhaltungen eine starke Streuung der Gelenkwinkel in Abhängigkeit der anthropometrischen Maße der Probanden ermittelt werden. Insbesondere die von den älteren Probanden eingenommenen Körperhaltungen und entsprechenden Gelenkwinkel waren deutlich heterogener. Diese individuellen Unterschiede hinsichtlich der anthropometrischen Maße sind bei der späteren Skalierung des AnyBody Menschmodells zu berücksichtigen. Die analysierten Körperhaltungen können darüberhinaus zur Bewertung der mit Hilfe des AnyBody Menschmodells über inverse Kinematik berechneten Körperhaltung sowohl für jüngere als auch ältere Probanden vergleichend herangezogen werden.

Die Analyseergebnisse bezüglich der Greifräume zeigen, dass je nach anthropometrischen Maßen der Probanden und Positionierung des Bildschirms nicht der gesamte Arbeitsbereich des Bildschirms erreicht werden kann. Um in diesen körperfernen Bereichen zu arbeiten, müssen von den Probanden extreme Körperhaltungen eingenommen werden. Häufiges „Hinlangen“ und „Greifen“ in diesen Bereichen führt zu einer hohen muskulären Beanspruchung infolge einer wiederholten Aktivierung der Halte- und

Stützmuskulatur des Schulter-Armsystems. Diese sollten bei der Analyse des Arbeitsplatzes mit Hilfe des AnyBody Menschmodells zur Bestimmung der muskulären Beanspruchung fokussiert werden.

7 Modellierung und biomechanische Simulation von Körperhaltungen mit Hilfe des AnyBody Menschmodells

Die altersdifferenzierte Modellierung und biomechanische Simulation von Körperhaltungen sowie Bewegungen bei der Arbeit mit einem großflächigen berührungssensitiven Bildschirm stellt den Forschungsschwerpunkt des hier beschriebenen Forschungsvorhaben dar. Fokus der Arbeiten ist insbesondere die altersdifferenzierte Erweiterung des AnyBody Menschmodells (Rasmussen et al. 2001, AnyBody Technology) zur altersspezifischen Bestimmung muskulärer Beanspruchung.

Dazu wurden in einem ersten Schritt Körperhaltungen, Greifräume und das Komfortempfinden bei der Ausführung von Zeigebewegungen an einem großflächigen berührungssensitiven Bildschirm in einer empirischen Studie altersdifferenziert analysiert (siehe Kapitel 7).

In einem zweiten Schritt wurden nun die so ermittelten Körperhaltungen mit dem AnyBody Menschmodell modelliert sowie mit Hilfe inverser Kinematik biomechanisch simuliert. Für unterschiedliche Körperhaltungen bzw. Pointing-Positionen auf dem großflächigen Bildschirm konnte so die muskuläre Beanspruchung ermittelt werden.

Modellierung verschiedener Körperhaltungen bei der Ausführung von Pointing-Aufgaben an einem großflächigen berührungssensitiven Bildschirm

Als Ausgangsmodell für die Modellierung wurde ein bereits validiertes sitzendes Menschmodell mit über 500 Muskeln verwendet und auf das Anwendungsbeispiel angepasst. So wurden Umgebungselemente, wie ein Stuhl und ein Tisch, in CAD modelliert, visualisiert und in das Modell als Mehrkörper-System integriert. Das so angepasste Menschmodell ermöglicht keine altersdifferenzierte Modellierung, so dass die Analysen bisher nur altersunabhängig vorgenommen werden konnten.

Zur Analyse der muskulären Beanspruchung wurde zwischen vier verschiedenen Pointing-Positionen (oben links, oben mitte, mitte links und mitte mitte) auf dem Bildschirm, bzw. entsprechenden Körperhaltungen bei der Ausführung der Pointing-Aufgaben, differenziert. Als weitere experimentelle Variable wurde, entsprechend der durchgeführten empirischen Studie, die Position des Bildschirms in drei Stufen (Neigungswinkel: 0°, 8°, 16°) variiert und analysiert.

Die bei einer Positionierung des Endeffektors im oberen linken Arbeitsbereich des Bildschirms (Pointing-Position „oben links“) durch inverse Kinematik berechnete Körperhaltung des AnyBody Menschmodells ist in Abbildung 14 visualisiert. Dargestellt sind die jeweiligen Körperhaltungen des Modells für alle drei Neigungswinkel des Bildschirms (0° , 8° und 16°).

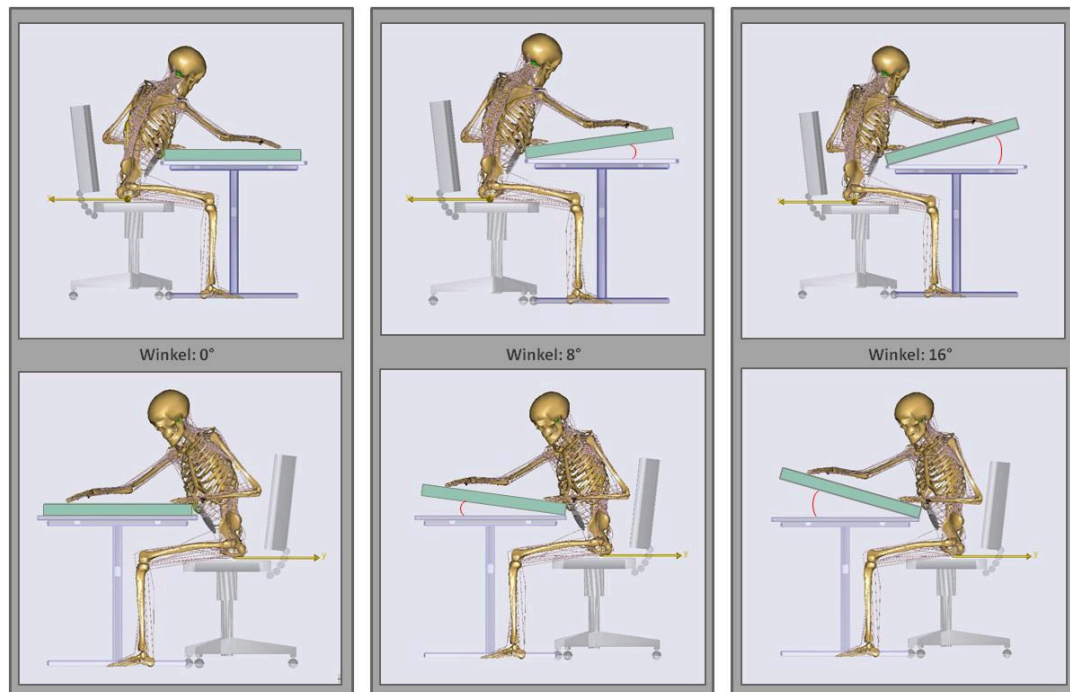


Abbildung 14: Grafische Darstellung des AnyBody Modells bei einer Positionierung des Endeffektors im oberen linken Arbeitsbereich bezüglich der drei Neigungswinkel des Displays

Zur Analyse dieser vom Modell ausgegebenen Körperhaltungen, im Bezug zu den in der empirischen Studie von den Probanden eingenommenen Körperhaltungen, wurden die Gelenkwinkel des Modells sowie der Probanden bestimmt. Die Ergebnisse der qualitativen Analysen zeigen, dass das AnyBody Menschmodell eine natürliche Körperhaltung, ähnlich der der jungen Probanden einnimmt, während die älteren Probanden andere Körperhaltungen (abweichende Gelenkwinkel) eingenommen haben.

Biomechanische Simulation der verschiedenen Körperhaltungen zur Bestimmung der muskulären Beanspruchung

Ausgehend von den Körperhaltungen des Modells wurde in einem nächsten Schritt basierend auf dem Optimierungskriterium „der minimalen Beanspruchung“ die Muskelaktivierung für die verschiedenen Pointing-Positionen sowie Neigungswinkel des großflächigen Bildschirms bestimmt.

Die nach inverser Dynamik ermittelten beanspruchten Muskeln des Modells für die Pointing-Position „oben links“ und einem Neigungswinkel von 0° sind in Abbildung 15 dargestellt. Muskeln, welche bei der Körperhaltung starke Kräfte aufbringen müssen, wurden durch das System entsprechend farblich als auch volumetrisch hervorgehoben. Die Visualisierung lässt so erste Schlüsse zu, welche Muskeln bei dieser Körperhaltung besonders aktiviert bzw. beansprucht werden.

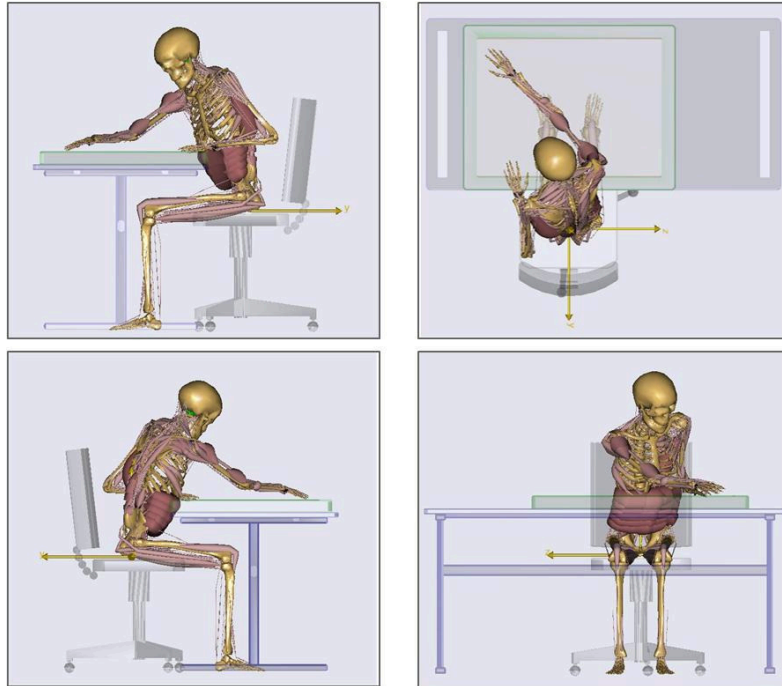


Abbildung 15: Grafische Darstellung des AnyBody Modells für die Pointing-Position „oben links“ und einem Neigungswinkel von 0°

Ergebnisse der biomechanischen Simulation

Als Beanspruchungsindikator betrachtet das AnyBody Menschmodell die relative Muskelaktivität, d.h. die Muskelkraft in Bezug zur definierten Maximalkraft eines Muskels. Wobei eine hohe Muskelaktivität als unkomfortabel zu interpretieren ist (Rasmussen et al., 2003).

Für eine erste Analyse kann die „maximale Muskelaktivität“ als Beanspruchungsindikator herangezogen werden. Die prozentuale maximale Muskelaktivität für die vier untersuchten Pointing-Positionen bzw. Körperhaltungen bei einem Neigungswinkel des Bildschirms von 0° ist in Abbildung 16 dargestellt. Die höchste „maximale Muskelaktivität“ von 59% wurde für die Pointing-Position im oberen linken Bildschirmbereich ermittelt. Der Benutzer bzw. das Modell muss hier eine extreme Körperhaltung einnehmen, welche insbesondere die Muskeln im oberen linken Schulter-Arm Bereich beansprucht. Die niedrigste „maximale Muskelaktivität“ von 24,1% lag für die Pointing-Position „mitte mitte“ vor. Hier konnte das Modell bzw. der Benutzer eine relativ gerade Körperhaltung bei der Ausführung der Pointing-Aufgabe einnehmen (vergleiche Abbildung 16).

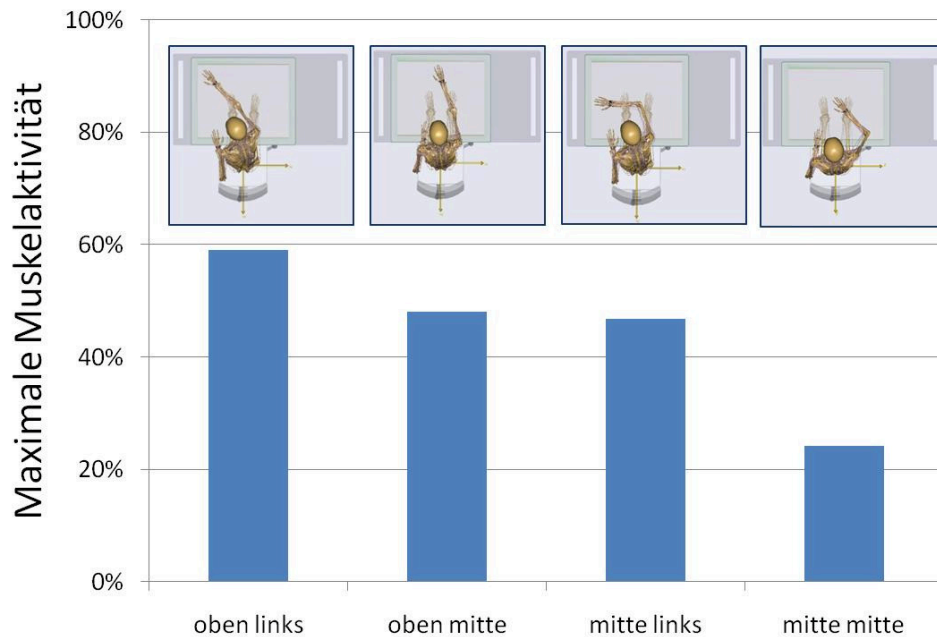


Abbildung 16: Maximale Muskelaktivität für die vier verschiedene Pointing Positionen bzw. entsprechenden Körperhaltungen

Die Ergebnisse einer genauen Analyse der entsprechend aktivierten Muskelpartien des linken Schulter-Armbereichs für die Pointing-Position „oben links“ sind in Abbildung 17 grafisch dargestellt. Abgetragen ist die Muskelkraft in Bezug zur definierten Maximalkraft des Muskels. Einzelne Muskelkomponenten, die zusammen einen größeren Muskel bilden, sind in gleicher Farbe dargestellt. Der bei der eingenommenen Körperhaltung des Modells maximal beanspruchte Muskel ist der Latissimus dorsi mit einer aufzubringenden Kraft von 90 N, was 59% der hinterlegten Maximalkraft des Muskels entspricht.

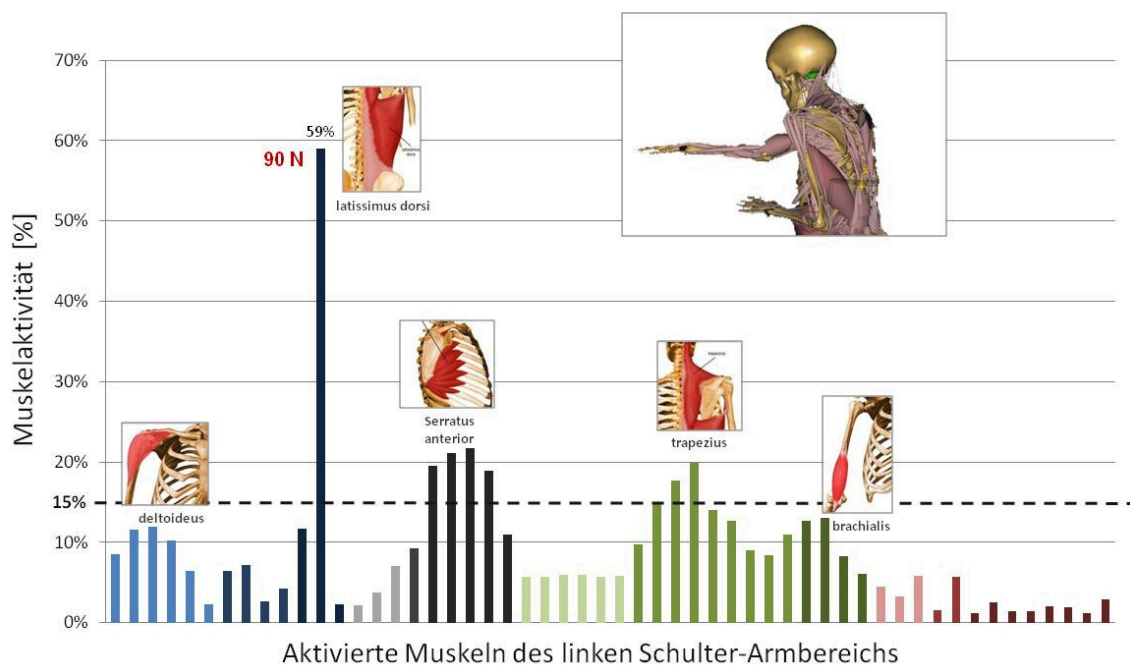


Abbildung 17: Muskelaktivitäten im linken Schulter-Armbereich für die Pointing-Position oben links und einem Neigungswinkel von 0°

8 Empirische Studie: Altersdifferenzierte Analyse von dynamischen Bewegungen

Da der größte Teil menschlicher Arbeit dynamisch ausgeführt wird, besteht die Notwendigkeit auch bewegungsbezogene Risikofaktoren eines Arbeitsplatzes zu identifizieren und entsprechend zu minimieren. Zur ergonomischen Gestaltung und Auslegung des diesem Forschungsprojektes zu Grunde liegenden Arbeitsplatzes wurden neben statischen Körperhaltungen (siehe Blogbeitrag März: „Exemplarisches Anwendungsbeispiel großflächiger berührungssensitiver Bildschirm“) in einer weiteren empirischen Studie dynamische Bewegungen aufgenommen und altersdifferenziert analysiert (Bützler et al. 2011, Vetter et al. 2011). Im Folgenden werden das Versuchsdesign der empirischen Studie sowie die für die spätere Erweiterung bzw. Validierung des AnyBody Menschmodells wesentlichen Erkenntnisse dargestellt.

Stichprobe

Untersucht wurden insgesamt 30 rechtshändige Probanden im Alter zwischen 21 und 77 Jahren. Zur altersdifferenzierten Analyse wurden diese in zwei Altersgruppen mit jeweils 15 Probanden unterteilt. Das Alter der jüngeren Probanden (9 Männer, 6 Frauen) variierte zwischen 21 und 36 Jahren ($M = 29.39$, $SD = 4.52$) und das der Älteren (8 Männer, 7 Frauen) zwischen 58 und 77 Jahren ($M = 67.82$, $SD = 5.47$).

Apparatur

Die Studie wurde an einem großflächigen berührungssensitiven Bildschirm der Firma Circletwelve Inc., dem sogenannten „DiamondTouch“ durchgeführt. Dieser verfügt über eine berührungssensitive Projektionsfläche von 860 mm x 650 mm und einer Diagonalen von 1070 mm (siehe Blogbeitrag März: „Exemplarisches Anwendungsbeispiel großflächiger berührungssensitiver Bildschirm“).

Die Bewegungsbahnen der Probanden wurden mit einem videobasierten optischen Trackingsystem, bestehend aus vier Infrarot-Kameras des Typs ARTrack2 der Firma A.R.TMotion, aufgenommen. Abhängig von den ermittelten Bewegungszeiten der Probanden und der Abtastrate des Trackingsystems wurde die Timestepzahl auf 30 festgelegt.

Versuchsdesign

Die Aufgabe der Probanden bestand in der Ausführung einer Fitts'schen Zeigeaufgabe (Fitts 1954). Ausgehend von einer Startposition ($\varnothing = 20$ mm) im Mittelpunkt des Bildschirms mussten verschiedene Zielobjekte ($\varnothing = 40$ mm) „gepointet“ werden (siehe Abbildung 18). Die Größe des Startobjektes wurde basierend auf der Größe des Zeigefingers (95igstes Perzentil: Mann) definiert (DIN EN ISO 33402-2).

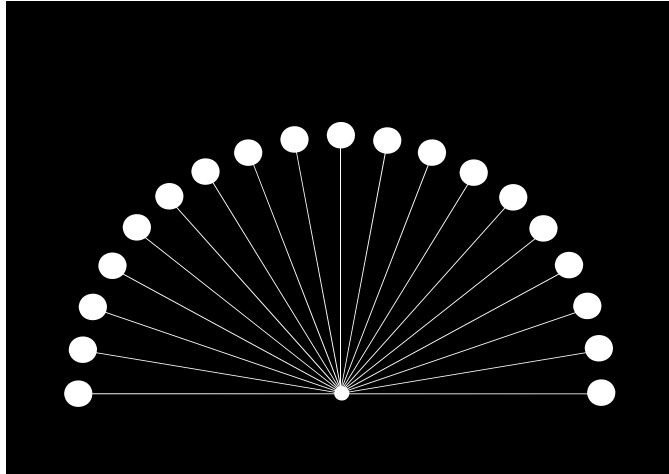


Abbildung 18: Grafische Darstellung der Experimentalaufgabe für eine feste Amplitude (Bützler et al. 2011, Vetter et al. 2011)

Als unabhängige Variablen wurden die Amplitude (Distanz zwischen Start- und Zielobjekt) und der Winkel zwischen Start- und Zielobjekt variiert. Die Amplitude wurde in zwei Stufen (200mm und 400mm) und der Winkel zwischen 0° und 180° in 10° -Schritten variiert (siehe Abbildung 19). Jeder Proband musste insgesamt acht Blöcke mit jeweils 36 Pointings ausführen.

Als abhängige Variablen wurden die Bewegungszeiten und Fehler bei der Ausführung der Experimentalaufgabe aufgenommen sowie die Bewegungsbahnen und Geschwindigkeitsverläufe der Probanden analysiert. Für die spätere Erweiterung des AnyBody Modells um altersspezifische Aspekte sind insbesondere die altersdifferenzierte Analyse der Bewegungsbahnen sowie Geschwindigkeitsverläufe der älteren und jüngeren Probanden von Interesse. Ausgewählte Ergebnisse der Studie werden im Folgenden überblicksartig beschrieben.

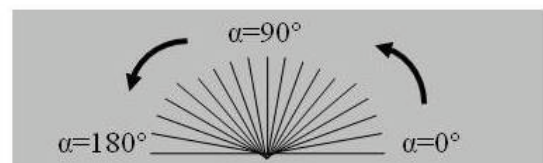
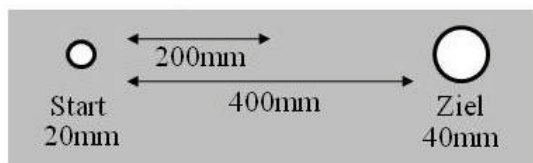


Abbildung 19: Grafische Darstellung der unabhängigen Variablen Amplitude (links) und Winkel (rechts) (Bützler et al. 2011, Vetter et al. 2011)

Ergebnisse der Bewegungsbahnen

Die mittels Motion Tracking aufgenommenen Bewegungsbahnen für einen Winkel von 0° , 90° sowie 180° bei einer Amplitude von 40cm sind in den Abbildungen 3 bis 5 dargestellt. Für alle Winkel konnten deutliche altersdifferenzierte Unterschiede bei der Ausführung der „Pointingaufgabe“ ermittelt werden. So verlaufen die Bewegungsbahnen von den älteren Probanden (mittlerer maximaler Z-Wert: 105,1) steiler als die Bewegungsbahnen der jüngeren Probanden (mittlerer maximaler Z-Wert: 99,4) (siehe auch differenzierte Darstellung für drei unterschiedliche Winkel bei fester Amplitude von 40cm, Abbildung 20-22).

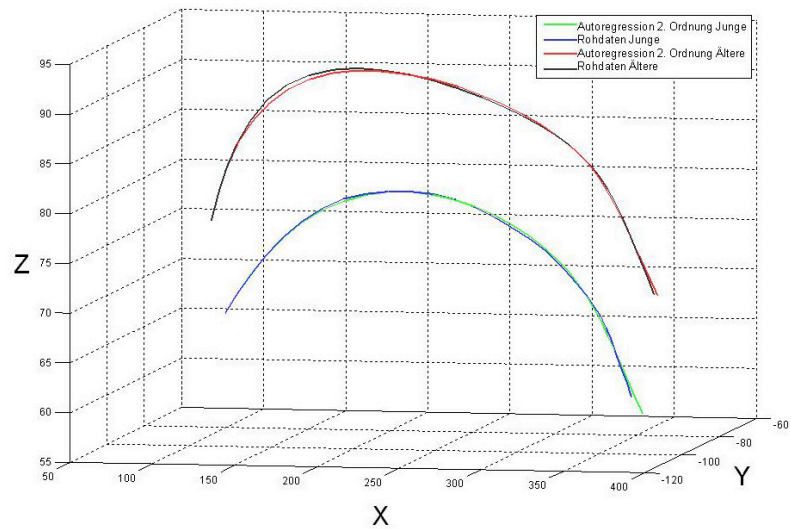


Abbildung 20: Vergleich der Bewegungsbahnen der jüngeren und älteren Probanden bei einem Winkel von 0° und einer Amplitude von 40cm.

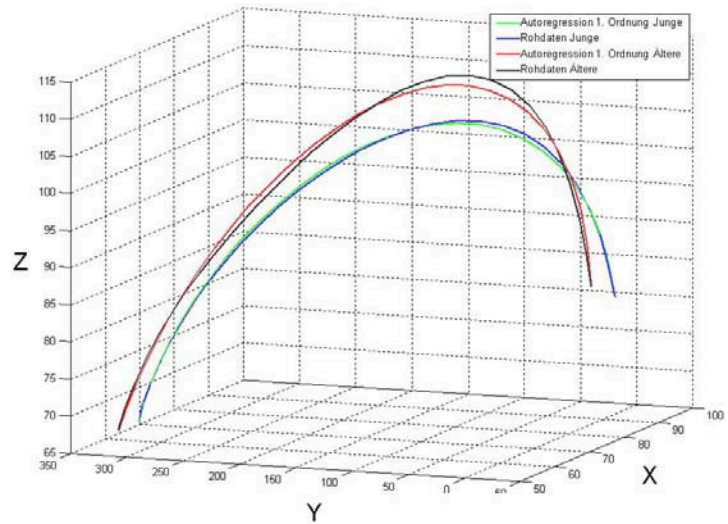


Abbildung 21: Vergleich der Bewegungsbahnen der jüngeren und älteren Probanden bei einem Winkel von 90° und einer Amplitude von 40cm.

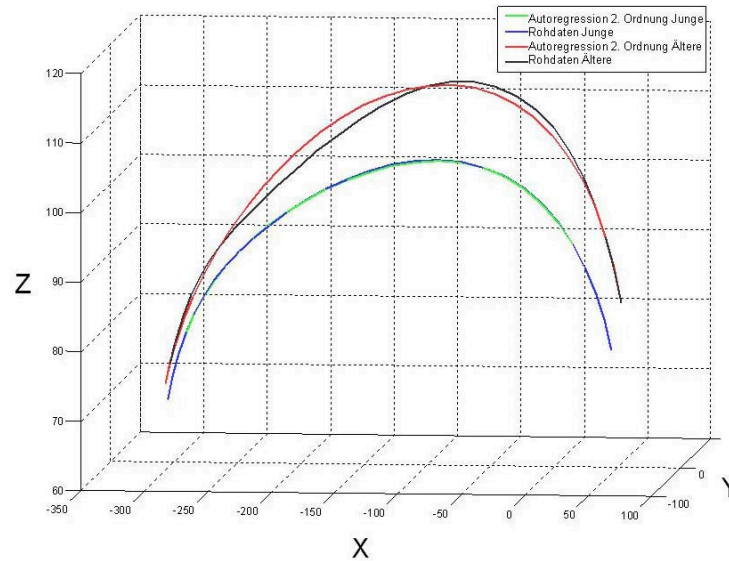


Abbildung 22: Vergleich der Bewegungsbahnen der jüngeren und älteren Probanden bei einem Winkel von 180° und einer Amplitude von 40cm.

Des Weiteren konnte gezeigt werden, dass die Art der Bewegungsausführung richtungsabhängig ist. Gemittelt über beide Amplituden (20cm und 40cm) wurden Bewegungen nach oben (90°, Maximaler Z-Wertjung: 104,3, Maximaler Z-Wertalt: 111,9) sowie links (180°, Maximaler Z-Wertjung: 107,2, Maximaler Z-Wertalt: 113,1) steiler ausgeführt als Bewegungen nach rechts (0°, Maximaler Z-Wertjung: 86,7, Maximaler Z-Wertalt: 90,4).

Integration der Ergebnisse in das AnyBody Modell und weiteres Vorgehen

Bei der altersdifferenzierten Analyse der muskulären Beanspruchung mit Hilfe des AnyBody Menschmodells müssen unterschiedliche altersspezifische Aspekte berücksichtigt und in das Modell integriert werden. Einerseits können altersbedingte Beanspruchungsdifferenzen aufgrund der unterschiedlichen Bewegungsmuster auftreten (siehe hier beschriebene Ergebnisse), andererseits sind die Einflüsse altersbedingter Veränderungen der muskulären Funktionen (siehe Kapitel 4) zu berücksichtigen. Das „alte“ AnyBody Menschmodell ist somit hinsichtlich der Bewegungsausführung sowie hinsichtlich des zu Grunde liegenden Muskelmodells anzupassen.

Dazu werden in einem ersten Schritt die hier identifizierten Bewegungsbahnen jüngerer und älterer Probanden in das AnyBody Modell integriert und die entsprechenden muskulären Beanspruchungen bestimmt. Zur Validierung dieser Ergebnisse werden in einer empirischen Studie muskuläre Beanspruchungsprofile bei der Ausführung einer Pointing Aufgabe mit Hilfe von EMG-Messungen ermittelt und mit den Ergebnissen des Menschmodells verglichen. Anschließend ist das Muskelmodell des Menschmodells entsprechend der ermittelten Erkenntnisse (siehe Kapitel 4) hinsichtlich altersbedingter muskulärer Veränderungen zu erweitern. Dieses Vorgehen sowie die entsprechenden Ergebnisse werden in den nächsten Blogbeiträgen beschrieben.

9 Empirische Studie: Bestimmung der muskulären Beanspruchung mittels Elektromyographie (EMG) –Teil 1 Vorstudie

Zur Validierung der vom Menschmodell AnyBody erzeugten Ergebnisse hinsichtlich der muskulären Beanspruchung bei der Bearbeitung von Pointing Aufgaben an einem großflächigen berührungssensitiven Bildschirm wurde im Rahmen einer Diplomarbeit (Kremer 2011) eine umfangreiche Studie zur Bestimmung der muskulären Aktivierung mittels Elektromyographie durchgeführt. Im Folgenden werden zuerst wesentliche Aspekte der Elektromyographie beschrieben und anschließend die empirische Studie sowie deren wesentliche Erkenntnisse dargestellt.

Exkurs: Elektromyographie

Die Elektromyographie (EMG) befasst sich mit der Entstehung der myoelektrischen Signale, deren Messung, Aufzeichnung und Analyse. Durch sie kann der Erregungs- und Kontraktionszustand der Skelettmuskulatur ermittelt werden (Kumar & Mital 1996, Pfeifer et al. 2003, Konrad 2005, Freiwald et al. 2007). Man unterscheidet die Invasive- und die Oberflächen-Elektromyographie.

Die Oberflächen-Elektromyographie (OEMG), welche im Rahmen des Forschungsprojektes angewendet wird, ermöglicht die Erfassung von Signalen mittels Oberflächenelektroden, welche auf der Hautoberfläche in unmittelbarer Nähe des zu untersuchenden Muskels angebracht werden. Die Methode der OEMG wird fast ausschließlich in nicht statischen, also kinesiologischen Untersuchungen angewandt. (Kumar & Mital 1996, Göbel 1996, Pfeifer et al. 2003, Konrad 2005, Freiwald et al. 2007). Ein Nachteil dieser Art von Elektroden ist jedoch, dass nicht alle Muskeln erfasst werden können sondern nur oberflächliche Muskeln abgeleitet werden können.

Exkurs: MVC-Normalisierung

Eine Möglichkeit Messergebnisse zwischen verschiedenen Probanden und Untersuchungen quantitativ vergleichbar zu machen, ist die Normalisierung bzw. Normierung der Amplitudenwerte des gleichgerichteten Roh-EMG-Signals. Das Hauptziel ist es die absoluten Amplitudenwerte in Mikrovolt in relative Prozentwerte zu transformieren. Dabei werden die Einflüsse der lokalen Ableitbedingungen eliminiert und Amplitudenwerte im Verhältnis zu einem Referenzwert angegeben, während die Form des EMG-Signals unberührt bleibt (Kumar & Mital 1996, Pfeiffer et al. 2003; Konrad 2005, Freiwald 2007, Burden 2010).

Die bekannteste Normalisierungsmethode ist die Normalisierung nach dem Wert der maximalen willentlichen Kontraktion (MVC Maximum Voluntary Contraction). Diese wird im Rahmen des Forschungsprojektes eingesetzt und entsprechend im Folgenden beschrieben.

Bei der MVC-Normalisierung werden die EMG-Amplituden im Verhältnis zu der Amplitude dargestellt, die bei einer maximalen willentlichen Muskelkontraktion auftreten. Die MVC-Messung muss vor einem Versuch im nicht ermüdeten Zustand für jeden Muskel einzeln unter fest definierten Versuchsbedingungen durchgeführt werden.

Um den MVC-Wert des Muskels zu erzeugen, muss der Proband eine Kontraktion des Muskels gegen einen statischen Widerstand durchführen. Die Testposition muss dabei so gewählt werden, dass der Muskel die maximale Innervation erfahren kann und die beteiligten Segmente gut fixiert werden. Die Arme z.B. sollten in einer Zwischenstellung zwischen Flexion und Extension sein. Für die meisten Probanden bedarf es etwas Übung die Muskeln maximal anzuspannen, da es für sie eine ungewohnte Situation darstellt (Konrad 2005, Freiwald 2007).

Der große Vorteil der MVC-Normalisierung ist die Einschätzung neuromuskulärer Beanspruchung für bestimmte Aktivitäten und der Vergleich verschiedener Probanden und Muskeln untereinander. Es können Aussagen getroffen werden, welcher Muskel bei bestimmten Bewegungen eine größere Belastung erfährt als andere. Des Weiteren werden Fehler beim Anbringen von Elektroden relativiert. Liegt beispielsweise eine schlechte Signalqualität vor, ist diese sowohl bei der MVC-Messung als auch bei der späteren Studie vorhanden (Konrad 2005).

Empirische Studie

Die empirische Studie gliedert sich in zwei Teile – einer Vorstudie zur Ermittlung der für die Ausführung der Experimentalaufgabe relevanter Muskelgruppen sowie einer Hauptstudie, in welcher die muskuläre Beanspruchung bei der Nutzung des großflächigen Touchscreens bestimmt wird.

Vorstudie

Der menschliche Körper besitzt ca. 400 Skelettmuskeln (Eichardt 2007). Um die muskuläre Beanspruchung bei der Arbeit an einem großflächigen Touchscreen beurteilen zu können, müssten demnach alle Muskeln untersucht werden. Da der Aufwand hierfür nicht zielführend ist, müssen vor Durchführung der Hauptuntersuchung die aussagekräftigsten Muskeln bei der Bearbeitung der Experimentalaufgabe ausgewählt werden. Ziel der Vorstudie ist die Reduzierung auf acht Muskeln, welche durch das acht-polige Messgerät parallel abgeleitet werden können. Die der Vorstudie zu Grunde liegende Forschungsfrage lautet entsprechend:

„Welche Muskeln sind bei der Arbeit an einem großflächigen Touchscreen besonders beansprucht bzw. für die ergonomische Beurteilung von Bedeutung?“

Aufgrund der Messung mittels OEMG können im Rahmen dieser Studie nur oberflächliche Muskeln abgeleitet werden. Nach der Übersicht von Shewmann (2008), welche von der Velamed Medizintechnik GmbH herausgegeben wurde, besteht für eine Körperhälfte die Möglichkeit 57 Muskeln mittels OEMG abzuleiten (siehe Abbildung 23).

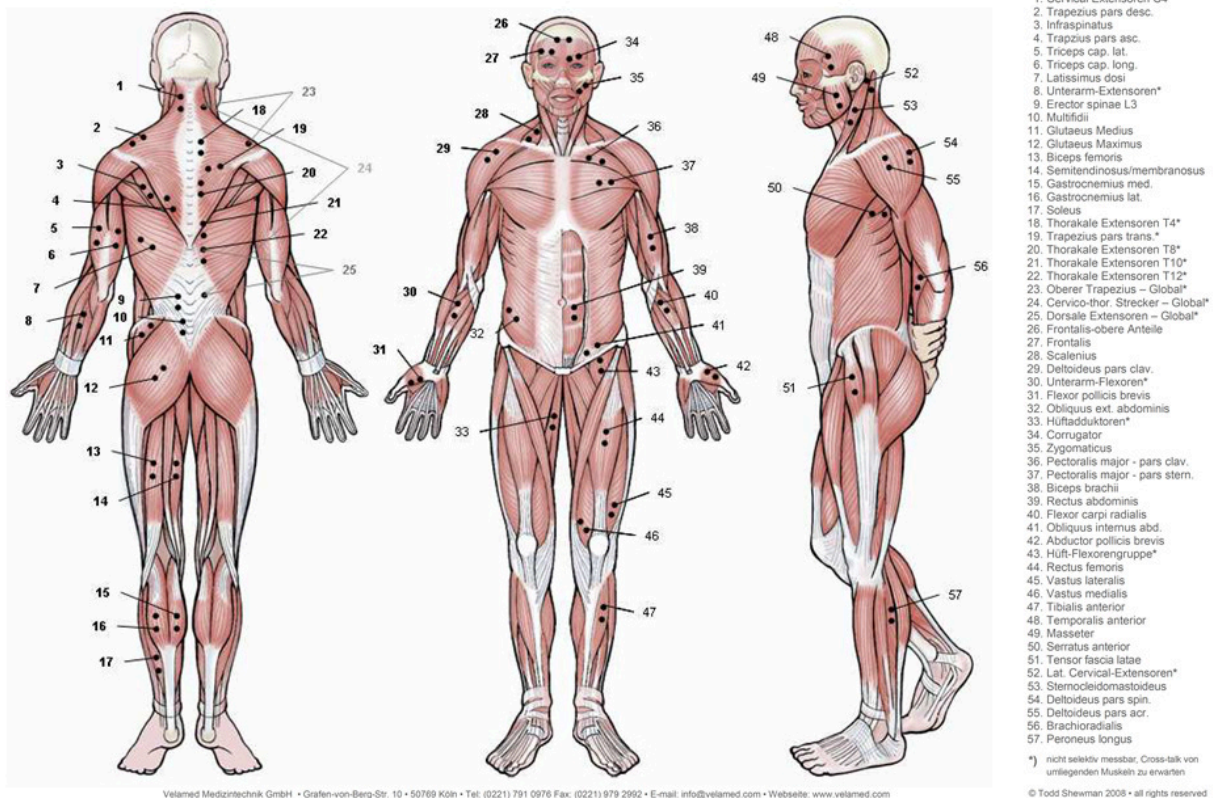


Abbildung 23: Darstellung der 57 Muskeln, welche mit OEMG abgeleitet werden können

Da die Probanden ausschließlich Rechtshänder sind, wird nur die rechte Körperseite untersucht. Des Weiteren werden nur Muskeln, deren Aktivierung bei der Ausführung der Experimentalaufgabe involviert ist, ausgewählt. Da an der Studie weibliche Probanden teilnehmen, wird aus Gründen der Zumutbarkeit, auf die Untersuchung der Brustmuskulatur verzichtet. Auch der M. flexor carpi ulnaris wird nicht untersucht, da dieser Muskel wegen der Größe der Elektroden nicht selektiv (ohne Cross Talk) gemessen werden kann. Nach Reduzierung der Skelettmuskulatur auf die oberflächigen Muskeln (einseitig), nach Eingrenzung auf das Anwendungsgebiet sowie nach Ausschluss der oben beschriebenen Muskeln verbleiben noch 13 potenzielle Muskeln (Unterarm-Extensoren (UEx), Unterarm-Flexoren (UFlex), M. brachioradialis (Brach), M. biceps brachii (BiBra), M. triceps brachii cap. lat. (TriLat), M. triceps brachii cap. long. (TriLang), M. deltoideus pars clav. (DeltaV), M. deltoideus pars acr. (DeltaM), M. deltoideus pars spin. (DeltaH), M. trapezius pars desc. (TraDesc), M. trapezius pars trans. (TraTrans), M. infrapinatus (Infra), M. latissimus dorsi (Lat)).

Im Rahmen der Vorstudie wurden die so vorselektierten Muskeln miteinander verglichen und die am stärksten beanspruchtesten identifiziert. Die Vorstudie wurde mit zwei Probanden durchgeführt. Um die Beanspruchung der Muskeln quantitativ beurteilen zu können, wurde die Aktivität in Relation zur benutzerspezifischen maximalen Muskelaktivität (MVC) gesetzt. Dazu wurde zunächst eine Methode zur MVC-Normalisierung entwickelt. Da es keine standardisierten MVC-Testpositionen gibt, wurde für alle 13 eingegrenzten Muskeln eine eigene MVC-Testposition entworfen, die sich an den Vorgaben von VELAMED® orientieren.

Beide Probanden mussten entsprechend in einem ersten Schritt die jeweiligen MVC-Tests für alle 13 Muskeln durchführen und anschließend die Experimentalaufgabe lösen. Anhand der Ergebnisse des ersten Probanden soll eine Einschätzung gegeben werden, welche Muskeln für die Hauptstudie in Fragen kommen und welche vernachlässigt werden können. Anschließend wurden die Ergebnisse mit den Ergebnissen des zweiten Probanden verglichen und validiert. Als Ergebnis der Vorstudie konnten die acht in Tabelle 4 beschriebenen Muskeln für die Hauptstudie ermittelt werden.

Tabelle 4: Acht im Rahmen der Vorstudie ermittelten Muskeln (Kremer 2011)

Ranking	Muskel	Mittelwert
1	UEx	13,22
2	TraDesc	7,63
3	DeltaV	6,62
4	Infra	4,37
5	TraTrans	4,23
6	TriLat	3,01
7	UFlex	2,60
8	Brach	2,23

Durch die Bildung von Mittelwerten im Rahmen der Vorstudie geht ein gewisser Informationsgehalt verloren. So könnten die durch die Mittelung ausgeschlossenen Muskeln bei bestimmten Bewegungen eine sehr hohe Beanspruchung erfahren. Um diese Problematik zu umgehen, wurden ebenfalls die Intervalle für jeden Muskel einzeln analysiert. Durch die weitere Analyse konnten die in Tabelle 4 dargestellten selektierten Muskeln bestätigt werden.

10 Empirische Studie: Bestimmung der muskulären Beanspruchung mittels Elektromyographie (EMG) -Teil 2 Hauptstudie

Im Rahmen der Hauptstudie wurde die Muskelaktivierung für die in der Vorstudie selektierten Muskeln bei der Ausführung einer Zeigeaufgabe an einem großflächigen berührungssensitiven Bildschirm mittels Oberflächen-Elektromyographie (OEMG) abgeleitet (Kremer 2011).

Stichprobe

An der Hauptstudie nahmen zehn Probanden (5 Männer und 5 Frauen) in einem Alter zwischen 21 und 35 Jahren ($M = 26,8$) teil, welche aus den Mitarbeitern und studentischen Hilfskräften des Instituts und Lehrstuhl für Arbeitswissenschaft der RWTH Aachen (IAW) rekrutiert wurden. Der BMI der Probanden lag zwischen 17,15 und 28,05 mit einem durchschnittlichen BMI von 21,9. Die untersuchten Probanden waren zwischen 1,60 m und 1,92 m mit einer durchschnittlichen Körpergröße von 1,74 m ($M_{\text{weiblich}} = 1,65$ m, $M_{\text{männlich}} = 1,83$ m). Der durchschnittliche Körpergrößenunterschied von 18 cm zwischen weiblichen und männlichen Probanden muss in der Auswertung unter Umständen berücksichtigt werden, da die Armreichweite mit der Körpergröße zunimmt und der Größenunterschied einen entsprechenden Einfluss auf die Ausführung der Experimentalaufgabe haben kann.

Alle Probanden haben bereits im Vorfeld der Hauptstudie Erfahrung mit dem verwendeten Touchscreen gesammelt. Keiner der Probanden hat gesundheitliche Probleme oder körperliche Erkrankungen, die Einfluss auf die Ergebnisse haben könnten. Der Fitnesszustand der Probanden ist unterschiedlich, jedoch üben acht von zehn Probanden eine Sportart aus, welche die obere Rücken-, Arm-, und Schultermuskulatur trainiert. Sieben von zehn Probanden haben Erfahrung mit Fitnessgeräten. Die Belastung im Alltag und Beruf wird als gering bis mittel eingestuft.

Apparatur

Die empirische Studie wurde an dem des Forschungsprojektes zu Grunde liegenden Arbeitsplatz – dem DiamondTouch™ DT107 der Firma CircleTwelve Inc – durchgeführt (siehe Kapitel 5 „Exemplarisches Anwendungsbeispiel großflächiger berührungssensitiver Bildschirm“).

Zur Bestimmung der MVC-Werte wurde die Trainingsbank „Vario“ von Kettler durch entsprechende Befestigungen stabilisiert und um Seile und Griffe erweitert (siehe Abbildung 24).



Abbildung 24: Apparatur zur MVC-Bestimmung auf Basis der Trainingsbank „Vario“ von Kettler (Kremer 2011)

Die Erfassung des Signals findet zunächst durch Oberflächenelektroden statt. Als Elektrode wurde die Blue Sensor N Elektrode von Ambu® eingesetzt. Die Größe der Elektroden beträgt 44,3 x 22 x 1,6 mm (Länge (L) x Breite (B) x Höhe (H)), der Klebefläche 556 mm², der Sensorfläche 5 mm² und der Gel- bzw. Messfläche 95 mm². Zwei Sensoren wurden in einem Abstand von 22 mm angebracht.

Die Übertragung der Signale wurde kabellos über Funk durchgeführt. Zur Übertragung der Funksignale an den Computer wurde ein TeleMyo DTS Gürtelreceiver von Noraxon® eingesetzt welcher über eine USB-Schnittstelle an den Computer angeschlossen wurde.

Um die so aufgenommenen Messsignale den von den Probanden ausgeführten Bewegungen zuzuordnen, kam die hochauflösende Webcam LifeCam Studio von Microsoft® zum Einsatz. Die aufgenommenen Bilder können so mit den Signalen der EMG-Messungen synchronisiert werden.

Für die Verarbeitung der EMG-Signale wurde die Software „MyoResearch XP - Clinical Applications“ Version 1.08.06 von Velamed® eingesetzt. Die Software ermöglicht die Echtzeitverarbeitung und eine nachträgliche Analyse der gemessenen Daten.

Experimentalaufgabe

Die Probanden mussten sowohl in der Vorstudie sowie auch in der Hauptstudie eine Zeigeaufgabe (siehe auch Blogbeitrag August: „Empirische Studie: Altersdifferenzierte Analyse von dynamischen Bewegungen“) durchführen. Ausgehend von einem Startkreis (Durchmesser 3,1 cm) in der Mitte des Bildschirms mussten verschiedene Zielkreise (Durchmesser 6,2cm) von den Probanden „gepointet werden“ (siehe Abbildung 25).

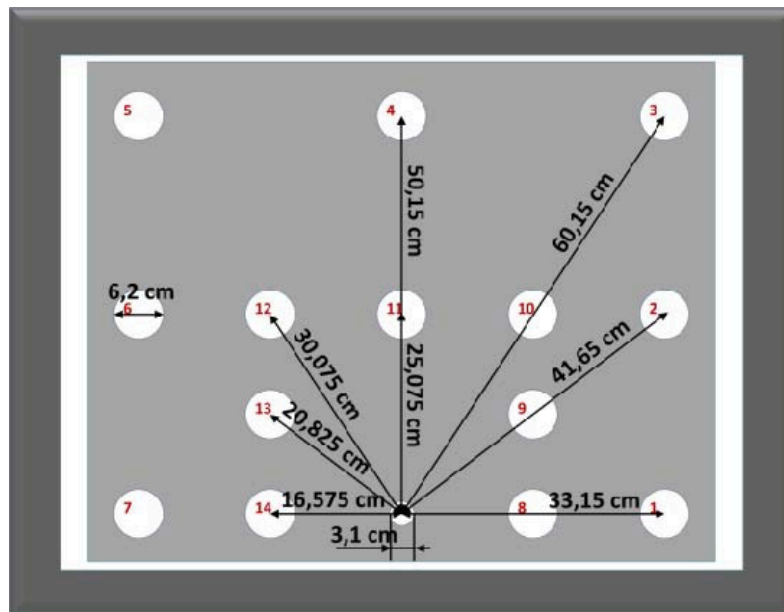


Abbildung 25: Grafische Darstellung der Experimentalaufgabe (Kremer 2011)

Die Zielkreise 1 bis 7 befinden sich auf dem äußeren Rand des Touchscreens, wobei die Zielkreise 1, 3, 5 und 7 die Eckkreise und 2, 4 und 6 die jeweiligen Zwischenräume zwischen den Eckkreisen des Messbereiches repräsentieren. Die Zielkreise 8 bis 14 wurden jeweils auf der Hälfte der Strecke vom Startkreis bis zu den Randkreisen platziert, um die Datenlücke zwischen Startkreis und den Randkreisen zu verkleinern.

Versuchsdesign

Zu Beginn der Untersuchung wurde dem Probanden zunächst der Versuchsablauf erläutert. Anschließend wurde ein Fragebogen zur Fitnessdiagnostik in Anlehnung an Tourpouzidis (2011) eingesetzt. Dieser diente zur Ursachenanalyse von stark abweichenden Untersuchungswerten.

Im Anschluss wurden die Elektroden angebracht. Dazu wurde zunächst der zu untersuchende Muskel durch fest definierte Bewegungen des Probanden lokalisiert. Wurde der Muskel und die Position für die Elektroden durch den Versuchsleiter ertastet, wurden existierende Haare entfernt, die Hautstelle mit 70 %igem Isopropanol gereinigt und die Elektroden angebracht. In einem nächsten Schritt wurden die Sensoren angebracht und die Funktionalität dieser überprüft.

Ist die Funktion aller Elektroden, Sensoren und Muskeln sichergestellt, wurde die MVC-Normalisierung durchgeführt. Nach der Ermittlung der Referenzwerte erhielt der Proband Instruktionen zur Experimentalaufgabe und führte diese durch.

Versuchsauswertung

Zur weiteren Analyse und Auswertung der aufgenommenen Messergebnisse wurde das Roh-EMG-Signal gleichgerichtet, geglättet und der probandenspezifische prozentuale Anteil der ermittelten MVC-Referenzwerte (%MVC) ermittelt. Durch diese Umwandlung ist nun erkennbar, mit wie viel Prozent der maximalen Muskelaktivierung der jeweilige Muskeln zu den gemessenen Zeitpunkten aktiviert wurde.

Darüberhinaus wurden durch synchronisierte Videoaufnahmen die jeweiligen EMG-Signale den Bewegungen der Probanden zugeordnet und die Teilaufgabe so in zwei Intervalle unterteilt. Das erste Intervall wurde definiert zwischen dem „Pointen“ des Startkreises und Zielkreises. Das zweite zwischen Ziel- und Startkreis.

Um die Ergebnisse kumuliert visualisieren zu können, wurden des Weiteren für beide Geschlechter zu jedem Muskel und Intervall die Mittelwerte gebildet. Zur Visualisierung wurden die Daten durch ein Oberflächendiagramm abgebildet. Dazu wurden die Werte zwischen den gemessenen Punkten anhand bekannter Werte der umliegenden Zielkreise berechnet.

Ergebnisse

Im Folgenden werden einige wesentliche Erkenntnisse der Studie beschrieben.

Für alle untersuchten Muskeln und Pointingaufgaben konnte deskriptiv ein Unterschied zwischen den männlichen und weiblichen Probanden hinsichtlich der ermittelten %-MVC aufgezeigt werden. Auch wenn dieser Unterschied nicht immer signifikant ist, zeigte sich, dass die %-MVC Wert der weiblichen Probanden höher sind als die der männlichen. Bei der Analyse der verschiedenen Pointingaufgaben konnte kein signifikanter Einfluss der Wiederholung auf die Muskelaktivierung ermittelt werden.

Für die ergonomische Beurteilung anhand der muskulären Beanspruchung haben sich die UEx und UFlex Muskeln als nicht maßgeblich erwiesen. Bei den UFlex wurde der geringe Informationsgehalt in Kauf genommen, um eine genaue Zuordnung der Muskelaktivitäten zu den einzelnen Bewegungsintervallen zu ermöglichen. Anhand der OEMG-Ableitung der UEx –Muskeln kann festgestellt werden, dass diese Muskeln ständig aktiviert sind und die Haltearbeit für die Hand einer statischen Beanspruchung ähnlich ist. Demnach verursachen diese eine statische Beanspruchung von durchschnittlich 8,45 %-MVC bei Frauen und 4,31 %-MVC bei Männern.

Erwartungsgemäß ist eine Orientierung der steigenden Muskelbeanspruchung zur linken und rechten oberen Ecke, wo auch das Maximum zu finden ist, zu beobachten. Der Bereich mit der höchsten Belastung liegt bei den weiblichen sowie männlichen Probanden oben links bei der Bewegung zu Zielkreis 5 (siehe Abbildung 25). Bei den weiblichen Probanden wurde dort ein Durchschnittswert von 17,28 %-MVC und bei den männlichen von 9,68 %-MVC gemessen.

Die mit Abstand eindeutigsten Ergebnisse sind beim DeltaV erkennbar. Zum einen ist der Geschlechterunterschied innerhalb der Probanden signifikant. Zum anderen wurden bei allen Probanden die höchsten %-MVC Werte gemessen. Auch die Abgrenzung der einzelnen Belastungsbereiche ist klar erkennbar sowie die Streuung bei beiden Probandengruppen gering. Da der DeltaV bei Vorwärtsbewegungen aktiviert wird, den gestreckten Arm stabilisiert und oben hält, ist bei dieser auch eine signifikant deutlich größere Aktivierung gemessen worden als bei der Rückbewegung.

Um die Interpretation der weiteren Ergebnisse zu visualisieren, wurde in Abbildung 26 der Informationsgehalt aller Resultate in einer Abbildung zusammengefasst. Das heißt, dass die Werte der Vor- und Rückbewegung, der männlichen und weiblichen Probanden, sowie aller Muskeln gemittelt und visualisiert wurden.

Diese Abbildung ist aus wissenschaftlicher Sicht nicht korrekt, da viele Daten gemittelt und zusammengefasst werden, deren differenzierte Betrachtung unerlässlich ist. Dazu gehört auch, dass die Ergebnisse mehrerer Muskeln nicht gemittelt werden sollten, um den Informationsgehalt nicht zu verfälschen. Da die Abbildung jedoch das gesamte Ergebnis der Untersuchung sehr gut wiedergibt und im Rahmen dieses Beitrags nicht alle Ergebnisse detailliert beschrieben werden können, wurde diese dennoch zur besseren Veranschaulichung verwendet.

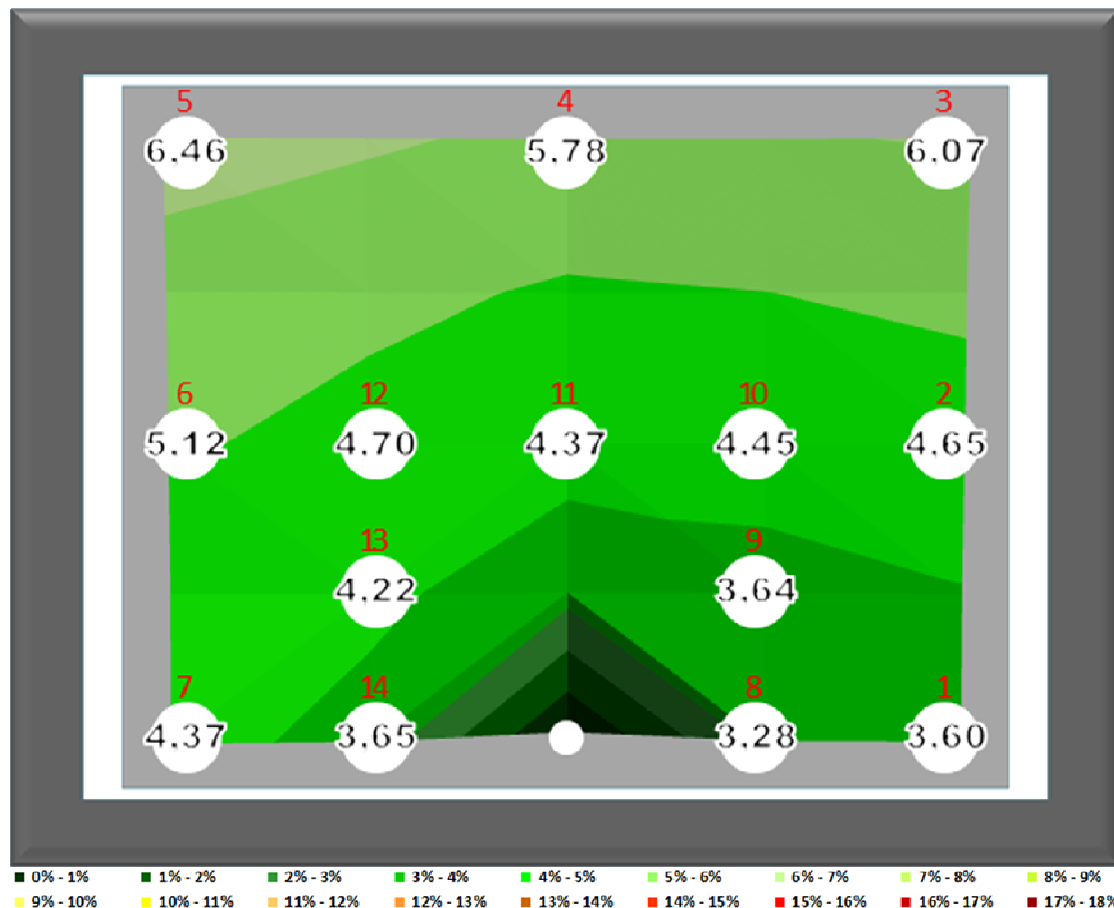


Abbildung 26: Gemitteltetes Ergebnis über alle Muskeln, Probanden und Richtungen (Kremer 2011)

Die für den Benutzer des großflächigen Touchscreens günstigste Position ist bei Zielkreis 8. Dies wird durch die Ergebnisse des Brachio, DeltaV, TrapDesc und des Infra bestätigt. Dieses Ergebnis kann durch die Anatomie des Menschen beschrieben werden. In der Grundstellung hängen die Arme neben dem Körper herunter. Wenn der Benutzer vor dem Touchscreen sitzt und den Zielkreis 8 erreichen, muss er lediglich den Unterarm flektieren und pronieren. Weitere Streckungen, Beugungen oder Rotationen sind nicht erforderlich. Jeder Zielkreis, der von dem Zielkreis 8 auf dem Touchscreen weiter entfernt liegt, erfordert eine höhere Aktivierung der beteiligten Muskeln. Bereiche mit steigender Beanspruchung bewegen sich konzentrisch von diesem Zielkreis weg. Bewegungen über die Sagittalebene hinaus steigern ebenfalls die Beanspruchung bei Rechtshändern. Weiterhin liegen die Kreise 1, 9 und der Startkreis ebenfalls in einem Bereich, der für den Benutzer leicht und ohne große Beanspruchung erreicht werden kann.

Im Gegensatz zu dem eben genannten Bereich liegt Zielkreis 5 am weitesten entfernt von Zielkreis 8. Daher stellt er für den Benutzer den ungünstigsten Bereich dar. Dieses Ergebnis wird eindeutig von den

Ergebnissen der Muskeln Infra, TrapDesc und DeltaV bestätigt. Unabhängig von der Körpergröße muss hier der Benutzer die weiteste Strecke zum Erreichen des Zielpunktes zurücklegen. Es werden viele Muskeln aktiviert, da der Oberkörper ebenfalls eine Bewegung zum Zielkreis hin ausführt und der Arm völlig gestreckt wird. Die Folge ist eine starke Aktivierung der Schultermuskulatur, die den Arm oben hält. Auch die weiteren Zielkreise im Randbereich des Touchscreens, insbesondere die Zielkreise 3, 4 und 6 weisen ähnliche ungünstige Ergebnisse für den Benutzer auf.

Der Bereich zwischen dem benannten Randbereich und dem körpernahen günstigen Bereich bildet den Übergang zwischen den ergonomisch günstigen und ungünstigen Bereichen.

Aufnahme der muskulären Beanspruchung mit dem AnyBody Menschmodell

Durch die Ergebnisse der Studie konnte bestätigt werden, dass der Benutzer bei der Arbeit an einem großflächigen berührungssensitiven Bildschirm, insbesondere in körperfernen Bereichen (hier Zielkreis 5 und 3) stark muskulär beansprucht wird. Bei der Analyse mittels des AnyBody Menschmodells können über die hier beschriebenen Ergebnisse auch detaillierte Werte für innen liegende Muskeln abgeleitet werden. Die Analyse mit dem Menschmodell soll insbesondere für den Zielkreis 5 vorgenommen werden und mit denen durch EMG abgeleiteten Werten validiert werden.

11 Muskuläre Analyse von Bewegungsbahnen mit Hilfe des AnyBody Menschmodells

Im Rahmen des Projektvorhabens wurden verschiedene Bewegungsabläufe bei der Ausführung von Pointingaufgaben an einem großflächigem berührungssensitiven Bildschirm in empirischen Studien aufgenommen (siehe Kapitel 8) und mit Hilfe des AnyBody Menschmodells analysiert.

Ausgehend von den Ergebnissen der muskulären Analysen von Körperhaltungen (siehe Kapitel 6 und 7) sowie den aufgenommenen Bewegungsbahnen bei der Ausführung von Pointingaufgaben (siehe Kapitel 8) wurden zwei Bewegungsabläufe ausgewählt und mit Hilfe des Modellansatzes analysiert. So wurde erstens eine Bewegung, ausgehend vom Mittelpunkt des Bildschirms nach „oben mitte“ (siehe Abbildung 27 oben) sowie zweitens eine weitere Bewegung vom Mittelpunkt des Bildschirms in den oberen linken Rand des Bildschirms (siehe Abbildung 27 unten) mit dem Menschmodell modelliert und anschließend hinsichtlich der muskulären Beanspruchung analysiert.

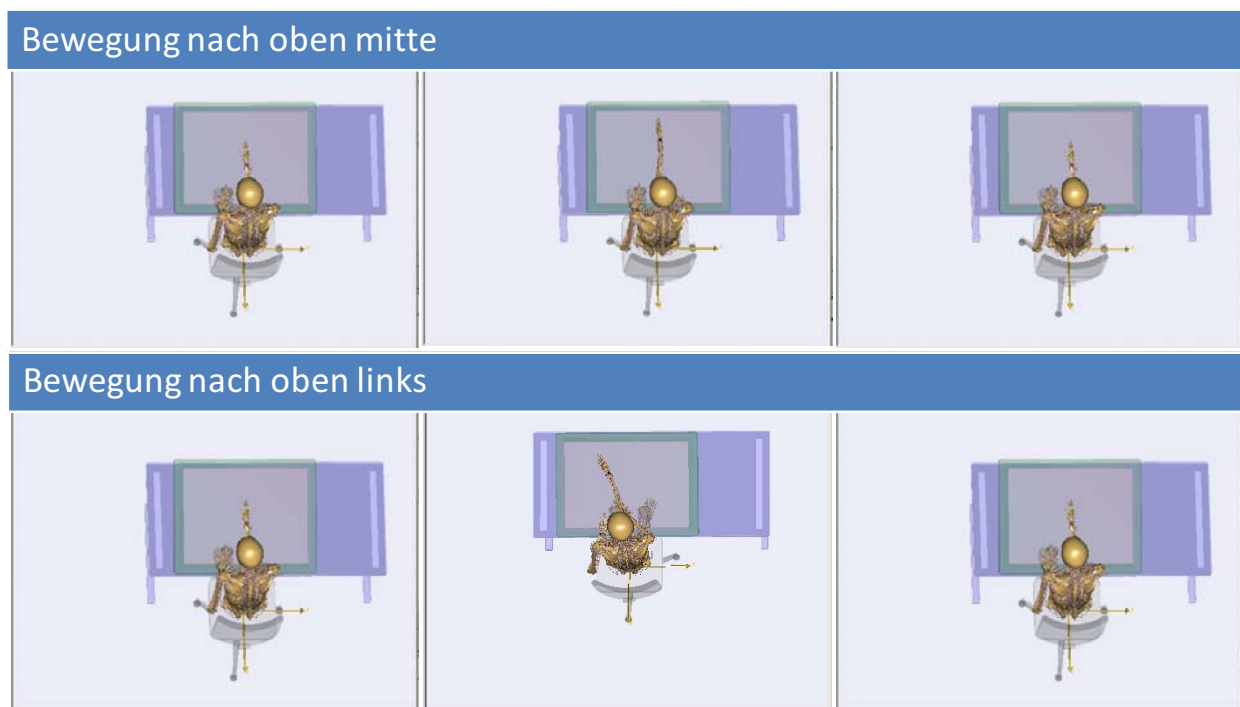


Abbildung 27: Darstellung der untersuchten Bewegungsabläufe

In Abbildung 28 ist exemplarisch der Bewegungsablauf des Menschmodells für die Bewegung „oben mitte“ abgebildet. Die Bewegung kann in zwei Teile unterteilt werden. Erstens ein Pointing vom Startpunkt in der Mitte des Bildschirms zum Zielpunkt in der oberen Mitte des Bildschirms und zweitens vom Zielpunkt zurück zum Startpunkt (vergleiche auch Abbildung 29).

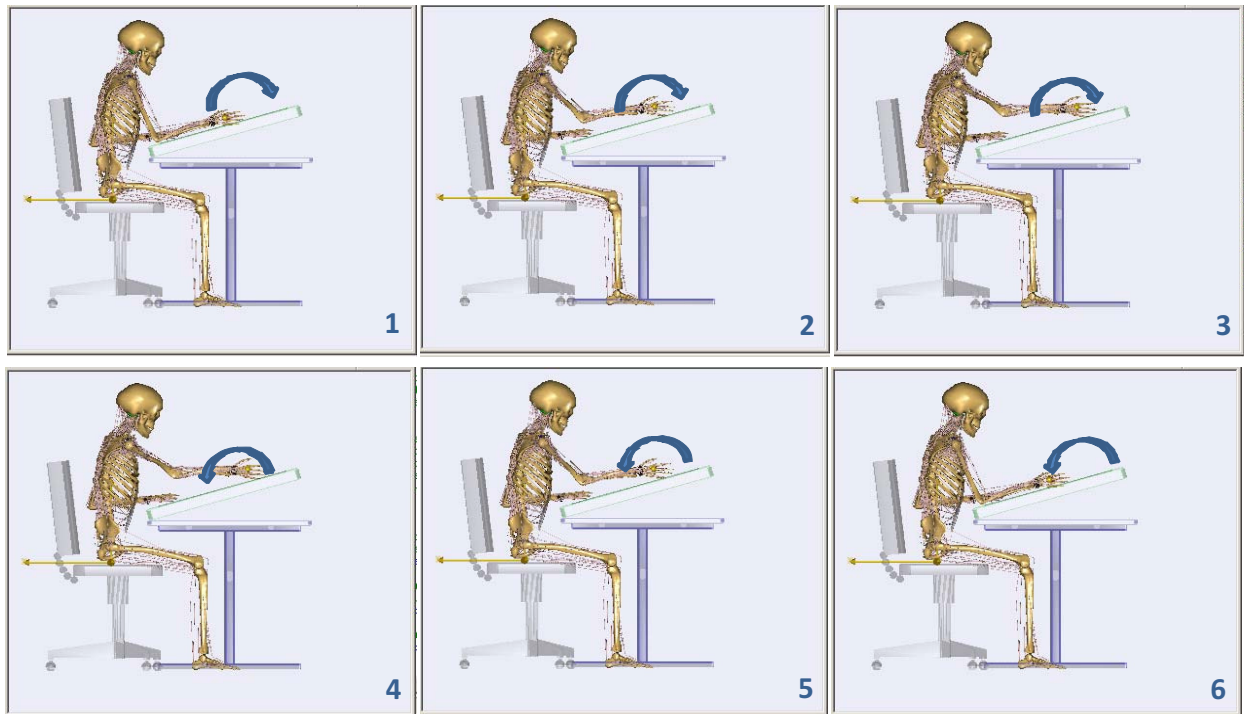


Abbildung 28: Detaillierte Darstellung des Bewegungsablaufes für eine Bewegung von der Mitte des Bildschirms nach „oben mitte“ und wieder zurück zum Startpunkt

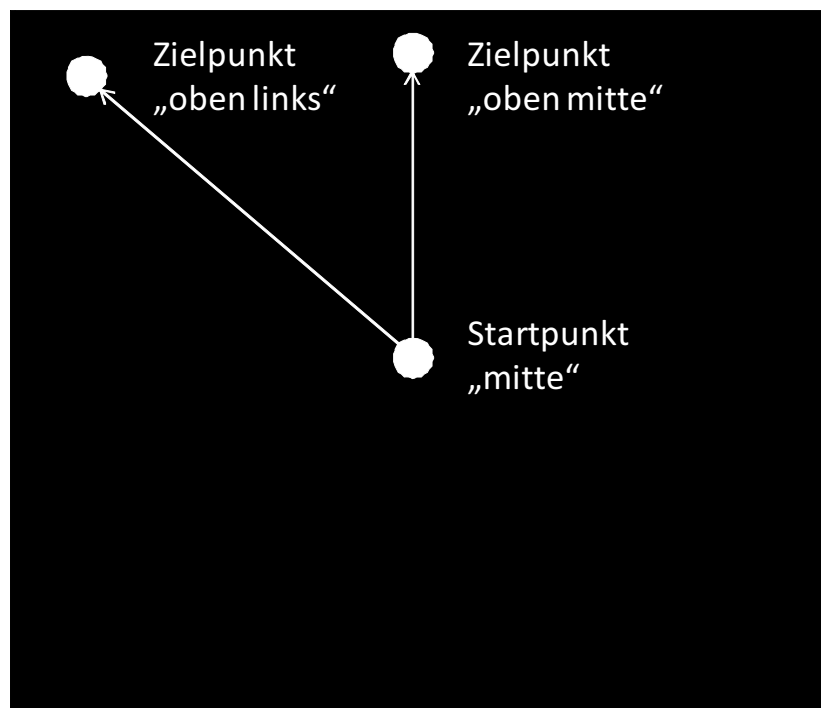


Abbildung 29: Grafische Darstellung der untersuchten „Pointingaufgaben“ bzw. Bewegungsabläufen

Integration der Bewegungsdaten in das Modell

Der Modellansatz des AnyBody Menschmodells ermöglicht verschiedene Arten Bewegungsabläufe in das Modell zu integrieren, entsprechend zu modellieren und mittels inverser Kinematik zu analysieren. Im

Rahmen des Projektvorhabens wurden die aufgenommen Bewegungsdaten analysiert und anschließend „per Hand“ in das Programm implementiert.

In der empirischen Studie wurden die Motion Tracking Daten ausschließlich für die Teilbewegung vom Startpunkt zum Zielpunkt aufgenommen. Der „Rückweg“ der Bewegung wurde entsprechend symmetrisch modelliert.

Ergebnisse

Für eine erste Analyse wurde die „maximale Muskelaktivität“ als Beanspruchungsindikator herangezogen. Die prozentuale maximale Muskelaktivität bzw. der Verlauf der Aktivierung für die Bewegungsabläufe „oben mitte“ bzw. „oben links“ ist in den Abbildungen 30 und 31 dargestellt. Anhand der Darstellung ist der Verlauf der Bewegungen mit entsprechenden Extrempositionen gut nachzuvollziehen. Beide Graphen zeichnen dabei einen ähnlichen, symmetrischen Verlauf, wobei die maximale Aktivierung mit 100% bei einer Bewegung zum oberen linken Rand des Bildschirms höher ist (siehe Abbildung 31) als bei einer Bewegung nach „oben mitte“ (72%, siehe Abbildung 30).

Dabei steigt die muskuläre Beanspruchung stetig an und erlangt einen ersten Höhepunkt kurz vor Erreichung des Zielpunktes, hier ist die muskuläre Beanspruchung am höchsten. Der zweite Teil des Graphen verläuft entsprechend des modellierten Bewegungsablaufes symmetrisch.

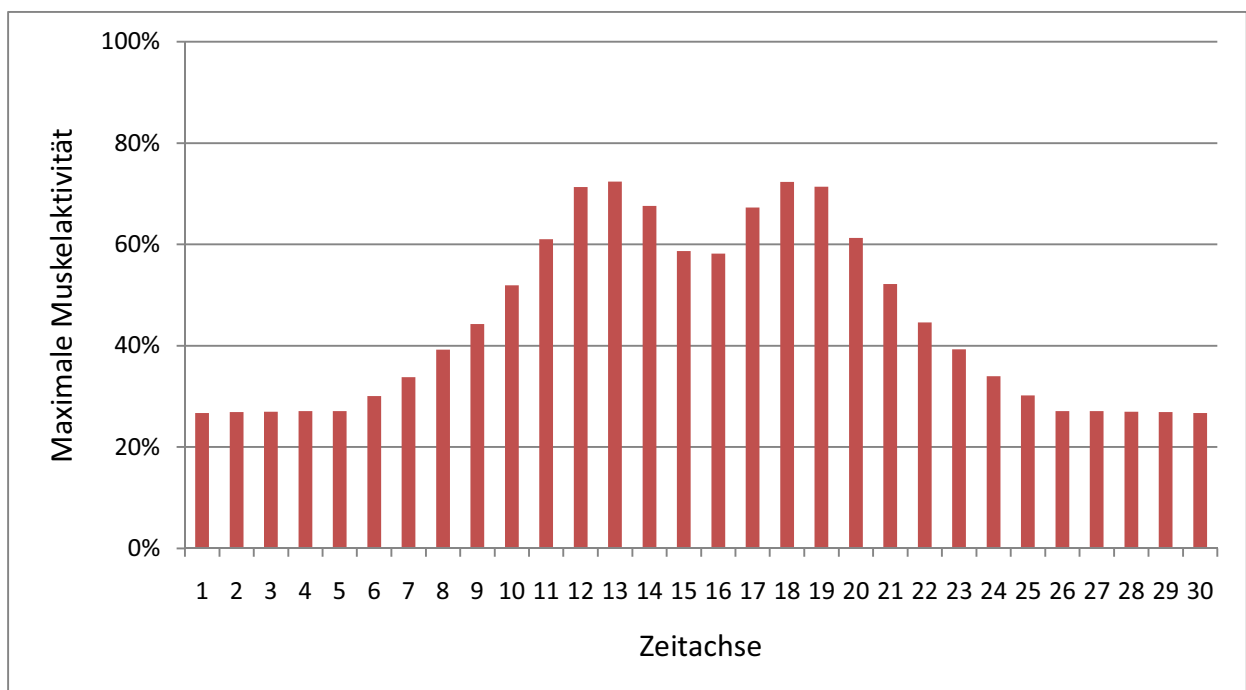


Abbildung 30: Maximale Muskelaktivierung für den Bewegungsablauf „oben mitte“

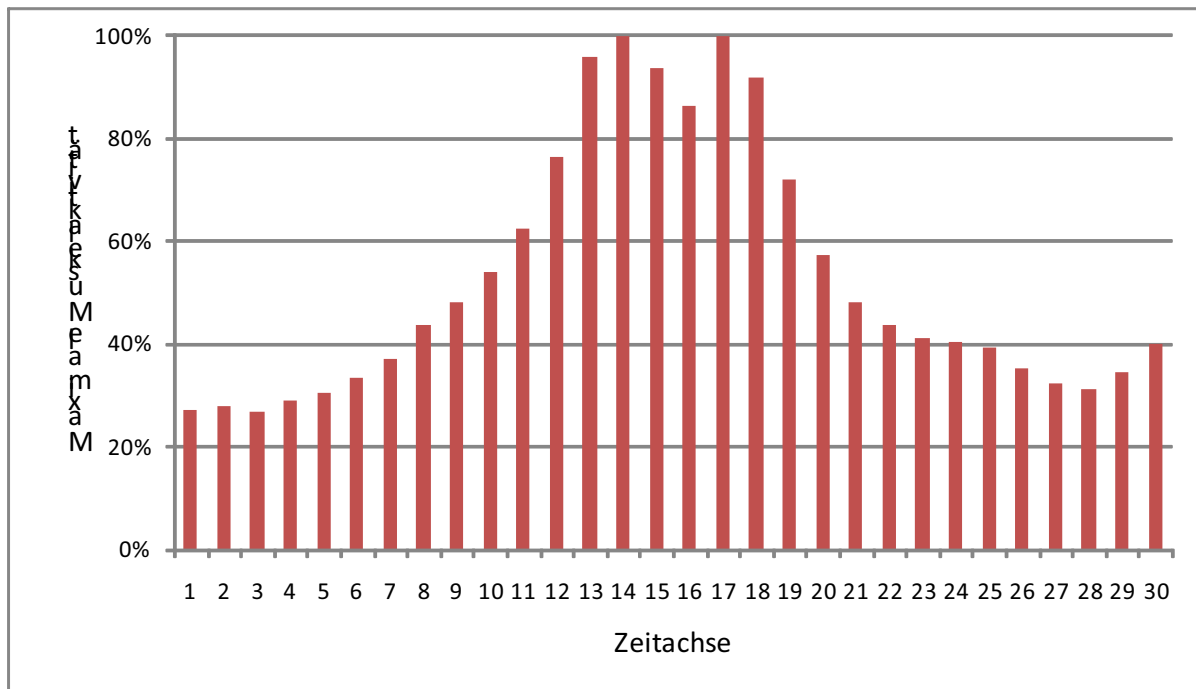


Abbildung 31: Maximale Muskelaktivierung für den Bewegungsablauf „oben links“

Die Ergebnisse einer genaueren Analyse der entsprechend aktivierten Muskelpartien für eine Bewegung vom Mittelpunkt des Bildschirms in den oberen linken Bereich sind in Abbildung 32 überblicksartig dargestellt. Abgetragen ist die Muskelkraft (für den linken Schulter-Armbereich) in Bezug zur definierten Maximalkraft des Muskels. Zu erkennen ist, dass zum einen sehr viele verschiedene Muskeln bei der Ausführung der Bewegung beteiligt sind und diese auch sehr unterschiedlich stark beansprucht sind. Weitere Analysen zeigen ähnlich symmetrisch verlaufende Beanspruchungsverläufe mit jeweils zwei „Maximalpunkten“ kurz vor Erreichen des Zielpunktes sowie kurz nach Beginn der Rückbewegung zum Startpunkt.

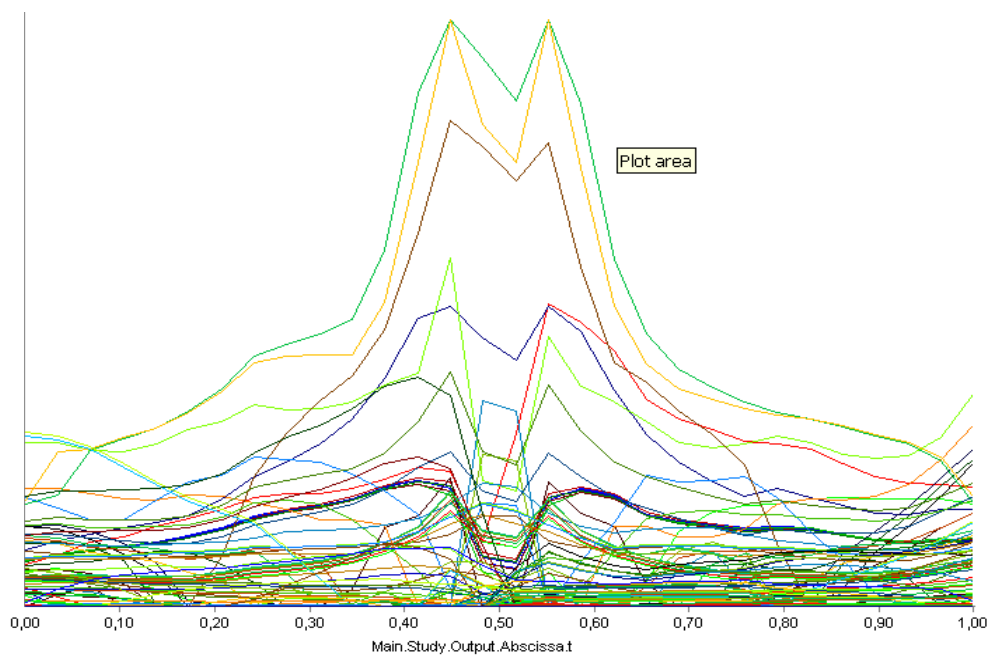


Abbildung 32 Maximale Muskelaktivierung für den Bewegungsablauf „oben links“, dargestellt sind die unterschiedlichen Muskeln des rechten Schulter Arm-Bereiches

Zusammenfassung

Mit Hilfe des AnyBody Menschmodells wurden exemplarisch Bewegungsabläufe für zwei, in empirischen Studien aufgenommenen, Bewegungsbahnen modelliert und hinsichtlich der muskulären Beanspruchung analysiert. Die Umsetzung der Bewegungsbahnen mittels des Modells haben zum einen die umfangreichen Möglichkeiten der Modellierung sowie die Komplexität des Modells gezeigt. Dies hat sich jedoch auch in den umfangreichen Programmierarbeiten bei der Umsetzung wiedergespiegelt.

Ergebnisse der Modellierung ermöglichen die Analyse der Bewegung überblicksartig (siehe Abbildung 30 und 31) um so die maximalen Beanspruchungswerte zu identifizieren. Detaillierte Analysen (siehe Abbildung 32) ermöglichen darüberhinaus eine genaue Betrachtung einzelner involvierter Muskelpartien sowie Beanspruchungspeaks.

12 Zusammenfassung und Fazit

Ziel des zugrunde liegenden Forschungsprojektes war die Integration altersassoziierter physiologischer Leistungsparameter (insbesondere muskulärer Veränderungen) in das AnyBody Menschmodell. Dazu wurden anhand eines exemplarischen Anwendungsbeispiels – einem großflächigen berührungssensitiven Bildschirm – die Möglichkeiten sowie die Hindernisse bei der altersgerechten Arbeitsplatzgestaltung aufgezeigt.

Fokus der Arbeiten lag dabei insbesondere in der literaturanalytischen Aufarbeitung sowie empirischen Analyse der mit dem Alter einhergehenden anthropometrischen sowie muskulären Veränderungen, wie bspw. Veränderungen der Muskelmasse, Knochenmasse oder Muskelfasern usw. (siehe Kapitel 3 und Kapitel 4). Insbesondere durch die umfangreichen empirischen „EMG-Studien“ (siehe Kapitel 9 und Kapitel 10) konnten hier wesentliche Erkenntnisse hinsichtlich der muskulären Beanspruchung bei der Ausführung der Experimentalaufgabe gewonnen werden.

In weiteren empirischen Studien mit jüngeren und älteren Probanden wurden verschiedene Körperhaltungen sowie umfangreiche Bewegungsbahnen bei der Arbeit an einem großflächigen berührungssensitiven Bildschirm aufgenommen und analysiert (siehe Kapitel 6 und Kapitel 8). Diese Ergebnisse wurden dann anschließend in das AnyBody Menschmodell programmtechnisch integriert, die aufgenommen Körperhaltungen und Bewegungsbahnen entsprechend modelliert und hinsichtlich der muskulären Beanspruchung analysiert (Kapitel 7 und Kapitel 11).

Es sind nur sehr wenige Menschmodelle bekannt die eine anthropometrisch differenzierte und entsprechend altersgerechten Gestaltung ermöglichen. Hinsichtlich einer altersdifferenzierten Analyse der muskulären Beanspruchung von Körperhaltungen und Bewegungsabläufen sind bisher keine Ansätze bekannt. Im Rahmen des Forschungsprojektes musste entsprechend festgestellt werden, dass die Grundlagen auf diesem Gebiet nicht vorhanden sind und erst im Rahmen des Projektes erarbeitet werden mussten.

Das im Rahmen des Projektes eingesetzte AnyBody Menschmodell hat sich für die Modellierung von Körperhaltungen und Bewegungsabläufen sowie die entsprechende Analyse der muskulären Beanspruchung als geeignetes Programm herausgestellt. Die umfangreichen realitätsnahen Möglichkeiten bei der Modellierung spiegeln sich jedoch in den sehr umfangreichen und zeitintensiven Programmierarbeiten wieder.

Die im Rahmen des Forschungsprojektes erzielten Ergebnisse beschreiben wesentliche Erkenntnisse bezüglich der Integration altersassoziierter physiologischer Leistungsparameter in das AnyBody Menschmodell und können zukünftig als wichtige Grundlagen für weitere Forschungsarbeiten herangezogen werden.

Danksagung

Ich möchte mich ganz herzlich bei der Marie-Luise und Ernst Becker Stiftung bedanken, die mir durch den Förderpreis die Forschungsarbeit an diesem spannenden Thema ermöglicht haben. Ein besonderer Dank geht an meine beiden Kollegen Sebastian Vetter sowie Jennifer Bützler, die meine Arbeit durch ihre eigenen Forschungsarbeiten sowie die anregenden Diskussionen bereichert haben.

Darüberhinaus möchte ich mich bei allen Probanden bedanken die durch Ihre Teilnahme das Projektvorhaben unterstützt haben.

Die Arbeit an diesem Projekt hat mir große Freude bereitet. Im Rahmen der Blogbeiträge sowie in diesem Abschlussbericht konnten natürlich nur die wesentlichen Aspekte beschrieben werden. Für detaillierte Informationen können sich mich bei Interesse natürlich gerne kontaktieren!

13 Literatur

- [Allen et al. 1960] Allen, T.H., Anderson, E.C., Langham, W.H. (1960). Total body potassium and gross body composition in relation to age. *Journal of Gerontology* 15: 348-357.
- [Aniansson et al. 1986] Aniansson, A., Hedberg, M., Henning, G.-B., Grimby, G. (1986). Muscle morphology, enzymatic activity, and muscle strength in elderly men: A follow-up Study. *Muscle Nerve* 9: 585-591.
- [AnyBody Technology] AnyBody Technology. Zugriff am 28.02.2011: <http://www.anybodytech.com/>
- [Asmussen 1980] Asmussen, E. (1980). Aging and exercise. In Horvath & Jousef (Eds) *Environmental physiology: aging, heat and altitude*, pp. 419-428, Elsevier, New York.
- [Bartels 2001] Bartels H. (2001). *Physiologie: Lehrbuch und Atlas*. München, Wien, Baltimore: Urban und Schwarzenberg.
- [Bubb, 2004] Bubb, H.: *Menschmodelle (digital)*. Medizinisches Lexikon der beruflichen Belastungen und Gefährdungen, K. Landau, G. Pressel (Hrsg.), 2. vollständig überarbeitete Auflage, 2004
- [Burden 2010] Burden, A. (2010): How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25years of research. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20. Jg. (6): S. 1023–1035.
- [Bützler et al. 2011] Bützler, J., Vetter, S., Jochems, N., Schlick, C.M. (2011). Refinement of Fitts' Law for Large Touch Screens: Age-Differentiated Analysis of the Motion Angle in Bivariate Pointing Tasks, In: *Human Factors in Organisational Design and Management - X, Volume II*, held in Grahamstown, Eastern Cape, South Africa, April 4-6, 2011, Hrsg.: Göbel, M.; Christie, C.; Zschoernack, S.; Todd, A.; Mattison, M., IEA Press, Santa Monica, California, USA 2011.
- [Bützler et al., 2010] Bützler, J.; Vetter, S.; Jochems, N. & Schlick, C.M (2010). Ergonomische Bewertung von Körperhaltung, Greifräumen und Komfort bei der Arbeit mit großflächigen berührungssensitiven Bildschirmen In: *Neue Arbeits- und Lebenswelten gestalten*, 56. Kongress der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft vom 24. bis 26. März 2010, Hrsg.: Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e.V., GfA-Press, Dortmund 2010, S. 823-826.
- [Buxton, 1985] Buxton, W. Hill, R. & Rowley, P. (1985). Issues and Techniques in Touch-Sensitive Tablet Input, *Computer Graphics*, 19(3), 215-224.
- [Chaffin, 2005] Chaffin, D.: *Improving digital human modeling for proactive ergonomics in design*. Ergonomics, Vol. 48, Taylor & Francis, London 2005

- [CST, 2009] Computer Simulation Technologie: HUGO Human Body Model. Zugriff am 27.01.2011 <http://www.cst.com/Content/Applications/Article/HUGO+Human+Body+Model>
- [Czaja & Lee, 2007] Czaja, S. J. & Lee, C. C. (2007). Information technology and older adults. In J. A. Jacko & A. Sears (Eds.), *The Human Computer-Interaction Handbook* (2nd ed.) (pp. 777-792). New York: Lawrence Erlbaum Associates.
- [Dassault Systems, 2009] Digital Human Factors for PLM. Zugriff am 27.01.2011 <http://www.3ds.com/products/delmia/solutions/human-modeling/overview/>
- [Davies & White 1983] Davies, C.T.M., White, M.J. (1983). Contractile properties of elderly human triceps surae. *Gerontology* 29:19-25.
- [DIN EN ISO 33402-2] Ergonomie Körpermaße des Menschen Teil 2: Werte, Deutsche Fassung EN ISO 33402-2 (2005).
- [Eichardt 2007] Eichardt, R. (2007): Laborpraktikum. Arbeitsunterlagen zum Laborversuch, Ilmenau.
- [Fitts 1954] Fitts, P.M.: The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *Journal of Experimental Psychology*, 47, pp. 381--391 (1954)
- [Flügel et al. 1986] Flügel, B.; Greil, H.; Sommer, K. (1986). *Anthropologischer Atlas. Alters- und Geschlechtsvariabilität des Menschen. Grundlagen und Daten.* Frankfurt a.M.: Edition Wötzel.
- [Freiwald et al. 2007] Freiwald, J.; Baumgart, C.; Konrad, P. (2007): Einführung in die Elektromyographie. Sport - Prävention - Rehabilitation. Spitta, Balingen.
- [Göbel 1996] Göbel, M. (1996): *Elektromyografische Methoden zur Beurteilung sensumotorischer Tätigkeiten.* O. Schmidt, Köln.
- [Grandt et al., 2003] Grandt, M., Pfendler, C. & Mooshage, O.(2003). Empirical comparison of five input devices for anti-air warfare operators. *Proceedings of the 8th International Command and Control Research and Technology Symposium (ICCRTS) on "Information Age Transformation"*, 17-19 June 2003, Washington DC.
- [Greil 1987] Greil, H. (1987): *Der Körperbau im Erwachsenenalter. DDR-repräsentative anthropologische Querschnittsstudie 1982/84.* Dissertation B, Humboldt Universität Berlin 1987.
- [Greil et al. 2008] Greil, H.; Voigt, A.; Scheffler, C. (2008): Optimierung der ergonomischen Eigenschaften von Produkten für ältere Arbeitnehmerinnen und Arbeitnehmer – Anthropometrie. Hrsg.: Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin.
- [Iwase & Murata 2003] Iwase, H. & Murata, A. (2003). Design proposals to assist older adults in using a computer mouse. *IEICE Transactions on Information and Systems*, E86-D, 141-145.
- [Jacob et al., 1993] Jacob, R.J.K. , Leggett, J.J. , Myers, B.A. & Pausch, R. (1993). Interaction styles and input/output devices. *Behavior and Information Technology*, 12 (2), 69-79.
- [Jochems et al., 2010] Jochems, N. (2010). Altersdifferenzierte Gestaltung der Mensch-Rechner-Interaktion am Beispiel von Projektmanagementaufgaben, In: *Schriftenreihe Industrial Engineering and Ergonomics*, Dissertation RWTH Aachen, Shaker Verlag, Hrsg.: Schlick, C., Aachen 2010.
- [Jürgens 1999] Erhebung anthropometrischer Maße zur Aktualisierung der DIN 33402 – Teil2. Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin. Bremerhaven: Wirtschaftsverlag NW 2004. Forschungsbericht Fb 1023.
- [Kallmann et al. 1990] Kallmann, D.A., Plato, C.C., Tobin, J.D. (1990). Changes in properties of the medical gastrocnemius motor units in aging rats. *J. Neurophysiology* 61: 737-746.
- [Konrad 2005] Konrad, P. (2005): *EMG-Fibel. Eine praxisorientierte Einführung in die kinesologische Elektromyographie.* Version 1.0.

- [Kremer. 2011] Kremer (2011). Unveröffentlichte Diplomarbeit an der RWTH Aachen. [Larsson (1978)] Larsson, L. (1978). Morphological and functional characteristics of the ageing skeletal muscle in man: a cross-sectional study. *Acta Physiologica Scandinavica (Suppl. 457)*: 1-3.
- [Kumar & Mital 1996] Kumar, S.; Mital, A. (1996): *Electromyography in Ergonomics*. Taylor & Francis, London, Bristol, PA.
- [Larsson et al. 1979] Larson, L; Grimby, G.; Karlsson, J. (1979). Muscle strength and speed of movement in relation to age and muscle morphology. *Journal of Applied Physiological* 46, pp. 451- 456.
- [McDonagh et al. 1984] McDonagh, M.J.N., White M.J., Davies, C.T.M. (1984). Different effects of ageing on the mechanical properties of human arm and leg muscles. *Gerontology* 30: 49-54.
- [Mehta, 1982] Mehta, N. (1982). A flexible machine interface. M.A.Sc. Thesis, Department of Electrical Engineering, University of Toronto, Canada.
- [Mühlstedt & Spanner-Ulmer, 2009] Mühlstedt, J., Spanner-Ulmer, B.: *Homo Sapiens: über den Praxiseinsatz digitaler Menschmodelle*. Tagungsband 8. Berliner Werkstatt Mensch-Maschine-Systeme, 2009
- [Mühlstedt et al., 2008] Mühlstedt, J., Kaußler, H., Spanner-Ulmer, B.: Programme in Menschengestalt: Digitale Menschmodelle für Cax- und PLM-Systeme. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, 02/2008.
- [Murray et al.1980] Murray, M.P., Gardner, G.M., Mollinger, L.A., Sepic, S.B. (1980). Strength of isometric and isokinetic contractions. Knee muscles of men aged 20 to 86. *Physical Therapy* 60: 412-419.
- [Pfeifer et al. 2003] Pfeifer, K.; Vogt, L.; Banzer, W. (2003): EMG Standards der Sportmedizin. *Kinesiologische Elektromyographie (EMG)*. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 54. Jg. (11): S. 331–332.
- [Pitrella & Käppler 1988] Pitrella, F.D. & Käppler, W.D. (1988). Identification and evaluation of scale design principles in the development of the extended range, sequential judgement scale. *Forschungsbericht – Forschungsinstitut für Anthropotechnik*. Wachtberg. [Rasmussen et al., 2001] Rasmussen, J., Damsgaard, M., Voigt, M.: Muscle recruitment by the min/max criterion – a comparative numerical study. *Journal Biomechanics* 34 2001
- [Rasmussen et al., 2003] Rasmussen, J., Dahlquist, J., Damsgaard, M., de Zee, M., Christensen, ST.: *Musculoskeletal Modeling as an Ergonomic design Method*. IEA Proceedings, 2003.
- [Rausch et al., 2006] Rausch, J., Siebertz, K., Christensen, S.T., Rasmussen, J.: *Simulation des menschlichen Bewegungsapparates zur Innenraumgestaltung von Fahrzeugen*. VDI-Berichte 2006.
- [Riviere & Thakor 1996] Riviere, C.N. & Thakor, N.V. (1996). Effects of age and disability on tracking tasks with a computer mouse: Accuracy and linearity. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 33 (1), 6-15.
- [Sato & Tauchi 1982] Sato, T., Tauchi, H. (1982). Age changes in human vocal muscle. *Mechanisms of Aging and Development* 18: 67-74.
- [Schmidtke & Rühmann 1999] Schmidtke, H.; Rühmann, H. (1999). Körperkräfte. In: Bundesamt für Wehrtechnik und Beschaffung (Hrsg.): *Handbuch der Ergonomie mit ergonomischen Konstruktionslinien*. 2. Auflage. Koblenz: Bundesamt für Wehrtechnik und Beschaffung 1989, Bd. 3, Teil B.
- [Seidl, 1994] Seidl, A.: *Das Menschmodell RAMSIS. Analyse, Synthese und Simulation dreidimensionaler Körperhaltungen des Menschen*. Dissertation, LfE, TU München, 1994
- [Shepard 1987] Shepard, R.J. (1987). *Physical activity and aging*, 2nd ed., Croom Helm Publishing, London.
- [Shewmann 2008] Shewman, T. (2008): *Ableitpunkte für Oberflächen-EMG. Hilfe zur exakten und zuverlässigen Positionierung von EMG-Elektroden*.

- [Siemens PLM, 2009] Jack and Process Simulate Human. Siemens Product Lifecycle Management Software. Zugriff am 27.01.2011
http://www.plm.automation.siemens.com/en_us/products/tecnomatix/assembly_planning/jack/index.shtml
- [Smith et al. 1999] Smith, M.W., Sharit, J. & Czaja, S.J. (1999). Aging, motor control, and the performance of computer mouse tasks. *Human Factors*, 41 (3), 389–396.
- [TNO, 2001] TNO: MADYMO Human Models Manual, Version 6.0, TNO Automotive, Delft, The Netherlands, 2001
- [Tobias, 1987] Tobias, C.L. (1987). Computers and the elderly: A review of the literature and directions for future research. *Proceedings of the Human Factors Society 31st Annual Meeting, USA*, 866–870.
- [Tourpouzidis 2011] Tourpouzidis, A. (2011): Anmeldung und Fragebogen zur Fitnessdiagnostik. <http://www.fitnessdiagnostik.de/resources/Anmeldung+und+Fragebogen+zur+Fitnessdiagnostik.doc> - Abruf am 2011-07-07.
- [Tzankoff & Norris 1977] Tzankoff, S.P., Norris, A.H. (1977). Effect of muscle mass decrease og age-related BMR changes. *Journal of Applied Physiology* 43: 1001-1006.
- [Vandervoort et al. 1992] Vandervoort, A.A.; Chesworth, B.M.; Cunningham, D.A. (1992). Age and Sex Effects on Mobility of Human Ankle. *Journal of Gerontology: Medical Sciences*, Vol. 47, No. 1, pp. M17-21.
- [Vandervoort & McComas 1986] Vandervoort, A., McComas, A.J. (1986). Contractile changes in opposing muscles off he human ankle joint with aging. *Journal of Applied Physiology* 61: 361-367.
- [Vetter et al. 2011] Vetter, S., Bützler, J., Jochems, N., Schlick, C.M. (2011). Fitts' Law in bivariate Pointing on Large Touch Screens: Age-differentiated Analysis of Motion Angle Effects on Movement Times and Error Rates. In: *Universal Access in Human-Computer Interactin. Users Diversity, 6th International Conference, UAHCI 2011, Held as Part of HCI International 2011, Orlando, FL, USA, July 9-14, 2011, Proceedings, Part II*, Hrsg.: Stephanidis, C., Springer, Berlin 2011, ISBN 978-3-642-21662-6, S. 620-628.
- [Vercruyssen, 1996] Vercruyssen, M. (1996). Movement control and speed of behavior. In Fisk A. D. & Rogers W. A. (Eds), *Handbook of Human Factors and the Older Adult* (pp.55–86). San Diego, CA: Academic Press.
- [Walker et al. 1996] Walker, N., Philbin, D.A. & Spruell, C. (1996). The use of signal detection theory in research on age-related differences in movement control. In Rogers, W.A., Fisk, A.D. & Walker, N. (Eds.), *Aging and skilled performance. Advances in theory and applications* (pp. 45–64). New Jersey, Lawrence Erlbaum Associates.
- [Young & Crowe 1984] Young, A.M.S., Crowe, M. (1984). Size and strength of the quadriceps muscle of old and young women. *Eur. J. Clin. Invest.* 14: 282-287.
- [Young & Crowe 1985] Young, A.M.S., Crowe, S. (1985). The size and strength of the quadriceps muscles of old and young men. *Clin. Physiol.* 5: 145-154.

14 Eigene Veröffentlichungen

[Jochems 2011] Jochems, N. (2011). Digitale Menschmodelle sollen bei altersdifferenzierter Arbeitsplatzgestaltung helfen. MDK forum. Das Magazin der Medizinischen Dienste der Krankenversicherung. Heft 1/2011.

[Jochems et al. 2012] Jochems, N., Vetter, S., Bützler, J. Schlick, C. (2012). Proceedings of the International Ergonomic Society , Brazil 2012 (angenommener Beitrag).