

Lehrstuhl für Ergonomie
Technische Universität München

Perzentilierung maximaler Gelenkmomente des Menschen

Florian Engstler

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

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. phil. Klaus Bengler
Prüfer der Dissertation: 1. Univ.-Prof. Dr. rer. nat. Heiner Bubb (i.R.)
2. Univ.-Prof. Dr.-Ing. habil. Heinz Ulbrich

Die Dissertation wurde am 20.03.2012 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Maschinenwesen am 29.06.2012 angenommen.

Danksagung

Mein herzlicher Dank gilt allen, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben. Allen voran Prof. Bubb für die langjährige Betreuung meiner Promotion, für die fruchtbaren Diskussionen und dafür, dass er meine Leidenschaft für die Ergonomie geweckt hat. Ihm und Prof. Bengler dafür, dass sie mir die oft fordernden, immer spannenden, und durchwegs schönen Jahre am Lehrstuhl erst ermöglicht haben. Ebenso danke ich Prof. Ulbrich, dass er die Aufgabe des zweiten Prüfers übernommen hat.

Den Kollegen Thomas Seitz, Rolf Zöllner, Jürgen Hartung und Olaf Sabbah danke ich für die freundliche Aufnahme und die wertvolle Starthilfe, Wolfram Remlinger, Carsten Dlugosch, Severina Popova, Uwe Herbst, Florian Kremser und Albert Zaindl für die tolle Zeit, die vielen Kaffeerunden und die gute Zusammenarbeit. Mein ganz besonderer Dank gilt Fabian Günzkofer, dem Begleiter im oft fordernden Projekt, der zu jeder Frage mit Literatur aushelfen konnte und mir in unzähligen Gesprächen und mit tatkräftiger Unterstützung weitergeholfen hat. Herzlich bedanken möchte ich mich auch bei meinen Studierenden Fabian, Miriam, Sadaf, Johannes, Matthias, Thomas, Maria, Christoph und Andreas, die mit großem Engagement und zum Teil über Jahre hinweg einen großen Teil der experimentellen Arbeiten im Projekt sowie für diese Arbeit geleistet haben. Mein Dank gilt auch allen Probanden, ohne deren Leidensbereitschaft die Durchführung der Versuche nicht möglich gewesen wäre. Ich bin John Rasmussen und seinem Team der Universität Aalborg sehr dankbar für die freundliche Aufnahme in ihrer Arbeitsgruppe und dafür, dass sie meine Arbeit während meines kurzen Besuchs einen großen Schritt vorangebracht haben.

Zuletzt danke ich ganz besonders meinen Eltern für ihre langjährige Unterstützung und nicht zuletzt für ihre Teilnahme an den Versuchen, vor allem aber meiner Frau Susanne für alles und dafür, dass sie mir durch ihre Liebe und Unterstützung die Kraft gegeben hat, diese Arbeit zu vollenden.

Ich danke der TUM Graduate School für die finanzielle Unterstützung meines Auslandsaufenthalts.

The research leading to these results has received funding from the European Community's Seventh Framework Programme (FP7/2007-2013) under grant agreement no 218525.

Zusammenfassung

Die Simulation von Körperkräften ist eine wichtige Funktion digitaler Menschmodelle. In den industriell verbreiteten Modellen wird dies über die Modellierung von Gelenkmomenten erreicht. Es fehlt jedoch bislang weitgehend der Bezug zwischen den Kräften der Modelle und der Verteilung von Körperkräften in der Gesamtbevölkerung. Die Modelle bieten also keine belastbare Simulation bestimmter Kraftperzentile. Um diese Lücke zu schließen, wird in dieser Arbeit ein mehrstufiges Vorgehen beschrieben, das eine Verbindung zwischen den Daten maximaler Gelenkmomente weniger Probanden und den Daten aufgabenbezogener Maximalkräfte aus Reihenmessungen vieler Probanden herstellt und so zu einer Perzentilierung der Gelenkmomente digitaler Menschmodelle führen soll.

In der Analyse der Ergebnisse stellte sich der gewählte Ansatz jedoch als nicht zielführend heraus. Die Gründe hierfür werden differenziert diskutiert und es werden Möglichkeiten aufgezeigt, mit welchen Ansätzen zukünftige Arbeiten zu besseren Ergebnissen führen könnten.

Abstract

The simulation of human strength is an important feature of digital human models. In the models prevalent in industry this is achieved by modelling strength via joint torque. However, up to now the strength of the human models is not sufficiently related to the strength distribution inside the general population. Thus today's models do not allow for a simulation of specific strength percentiles. To close this gap a multi-level process is presented which links joint torque data of few subjects with strength data from large measurement campaigns. This is supposed to allow for the generation of joint torque percentiles. The analysis of the data however did not lead to meaningful results and the process must be accepted as not being suitable. Various reasons for this are discussed and possible approaches are pointed out which might lead to better results in future works.

Inhaltsverzeichnis

1	EINFÜHRUNG	1
1.1	Abbildung von Kräften in digitalen Menschmodellen	1
1.2	Problemstellung und Ziel der Arbeit	3
1.3	Grundlagen der Kraftmessung und Stand der Technik	5
1.3.1	Definition isometrischer Maximalkraft und zugehöriger Messverfahren	6
1.3.2	Daten aufgabenbezogener maximaler Körperkräfte	8
1.3.3	Daten maximaler Gelenkmomente	12
1.3.4	Einflussgrößen auf maximale Körperkräfte und Momente	15
2	VORGEHENSWEISE ZUR PERZENTILIERUNG VON GELENKMOMENTEN	21
3	VERSUCHE	25
3.1	Versuchsdesign	25
3.1.1	Bewegungserfassung	25
3.1.2	Messung maximaler Gelenkmomente	28
3.1.3	Messung aufgabenbezogener maximaler Körperkräfte	42
3.2	Versuchsdurchführung	47
3.2.1	Probanden	47
3.2.2	Versuchsablauf	50
3.3	Auswertung und Ergebnisse	51
3.3.1	Funktionsmodellierung maximaler individueller Gelenkmomente	52
3.3.2	Analyse der gemessenen aufgabenbezogenen Maximalkräfte	58
3.3.3	Bewegungsrekonstruktion	63
3.3.4	Bestimmung von Gelenkmomenten durch inverse Dynamik	66
3.3.5	Berechnung relativer Gelenkmomente und Identifikation limitierender Gelenke	67
4	MODELLIERUNG	73
4.1	Funktionsmodellierung allgemeiner maximaler Gelenkmomente	73

4.2	Relation allgemeiner und individueller Gelenkmomente und Zuweisung von Perzentilen	74
4.3	Diskussion der Ergebnisse	84
5	ALTERNATIVER ANSATZ ZUR PERZENTILIERUNG VON GELENKMOMENTEN	87
6	ZUSAMMENFASSUNG UND AUSBLICK	89

Glossar

Anatomische Bezeichnungen für Richtungen und Bewegungen:

Sagittalebene	vertikale Symmetrieebene durch den Körper
Frontalebene	vertikale, zur Sagittalebene senkrecht stehende Ebene durch den Körper
lateral	Richtungsangabe: seitlich, von der Körpermitte weg
distal	Richtungsangabe: von der Körpermitte weg
dorsal	Richtungsangabe: zum Rücken hin
proximal	Richtungsangabe: zur Körpermitte hin
superior	Richtungsangabe: oben liegend
posterior	Richtungsangabe: hinten liegend
Flexion	Beugung eines Gelenks
Extension	Streckung eines Gelenks
Adduktion	seitliches Heranführen eines Körperteils
Abduktion	seitliches Abspreizen eines Körperteils
Pronation	(hier der Hand) Einwärtsdrehung, welche den Daumen nach innen bringt
Supination	(hier Hand) Auswärtsdrehung, welche den Daumen nach außen bringt
Anteversion	(hier Schulter) Anheben des Arms nach vorne
Retroversion	(hier Schulter) Anheben des Arms nach hinten
Dorsalextension	(hier Fuß) Streckung des Fußes zum Fußrücken hin
Plantarflexion	(hier Fuß) Beugung des Fußes zur Fußsohle hin

Definitionen:

Perzentil	Das Perzentil oder der Perzentilwert gibt an, wie viel Prozent einer Population bezüglich eines normalverteilten Merkmals, z.B. eines Körpermaßes, unterhalb eines angegebenen Wertes liegen. So besagt beispielsweise „25. Perzentil Körperhöhe“, dass 25 % der Bevölkerung kleiner und 75% der Bevölkerung größer als dieser Wert sind.
Perzentilierung	Beschreibt den Vorgang, einem Messwert ein Perzentil zuzuweisen

1 Einführung

1.1 Abbildung von Kräften in digitalen Menschmodellen

Die Entwicklung von Produkten und die Gestaltung von Arbeitsplätzen wird heute zunehmend durch den Einsatz digitaler Menschmodelle unterstützt. Diese Modelle erlauben dem Konstrukteur physikalische, physiologische und kognitive Eigenschaften zukünftiger Nutzer zu simulieren und ermöglichen damit die Berücksichtigung ergonomischer Anforderungen entlang des gesamten Produktentwicklungsprozesses (Bubb & Fritzsche, 2009).

Es hat sich über die Zeit eine Vielzahl digitaler Menschmodelle am Markt etabliert, die zum Teil der Beantwortung sehr spezifischer Fragestellungen dienen, zum Teil aber auch eine umfassendere Betrachtung ergonomischer Verhältnisse ermöglichen. Unter den kommerziell verfügbaren Modellen können nach Mühlstedt, Kaußler & Spanner-Ulmer (2008) bezogen auf die Anzahl und Bedeutung der Anwender folgende drei Modelle als besonders relevant bezeichnet werden: „RAMSIS“ von Human Solutions (Bubb et al., 2006), „Human Builder“ von Dassault Systemes (Dassault Systemes, 2011) und „Jack“ von Siemens PLM (Siemens PLM, 2011). Ein weiteres nennenswertes, aber bisher nicht kommerziell verfügbares Modell ist „Santos“ aus dem „Virtual Soldier Research Program“ der Universität von Iowa, das im Auftrag des US-Militärs entwickelt wird (Abdel-malek et al., 2007).

Alle oben genannten Modelle weisen einen ähnlichen Aufbau auf. Sie bestehen aus starren Körpersegmenten, die über mathematisch beschriebene Koppelpunkte zu einer kinematischen Struktur verbunden sind. Diese repräsentieren den Skelett- und Gelenkapparat des Menschen und bestimmen die kinematischen Eigenschaften des Modells. An diese Struktur ist im Allgemeinen noch ein Oberflächenmodell zur Darstellung der Haut gekoppelt.

Die Stärke dieser Menschmodelle liegt vor allem in der Simulation physikalisch-geometrischer Eigenschaften wie Körpermaße, Erreichbarkeiten, Sichtfelder, etc. Die Darstellung von Körperhaltungen und Bewegungen beruht dabei entweder auf der Erfahrung des Konstrukteurs (Animation) oder auf Modellen (Simulation). Die meisten Simulationsmodelle basieren dabei auf experimentell ermittelten Wahrscheinlichkeitsfunktionen, um unter gegebenen Randbedingungen eine

realistische Körperhaltung zu prognostizieren. Zur Darstellung von Bewegungen wird zumeist auf gemessene Gelenkwinkel-Zeitverläufe zurückgegriffen. Da jedoch praktisch jede physikalische Interaktion von Menschen mit ihrer Umgebung mit dem Einsatz von Körperkräften einhergeht, verwundert es nicht, dass alle oben genannten Modelle eine mehr oder weniger differenzierte Betrachtung von Körperkräften ermöglichen. Diese soll vor allem zwei Fragestellungen beantworten: Welche externen Kräfte können bei gegebener Haltung an die Umgebung abgegeben werden und welche wahrscheinliche Haltung wird bei gegebenen externen Kräften eingenommen?

Prinzipiell kann eine Simulation von Kräften auf zweierlei Arten realisiert werden. Zum einen besteht die Möglichkeit, durch eine Repräsentation der Muskulatur die menschliche Physiologie möglichst exakt nachzubilden. Dies ist die Domäne sogenannter muskuloskeletaler Menschmodelle wie AnyBody (Damsgaard, Rasmussen, Christensen, Surma & DeZee, 2006) oder OpenSim (Delp et al., 2007), wobei diese Art der Modellierung eine detaillierte Kenntnis muskulärer Zusammenhänge voraussetzt und ein sehr komplexes System generiert. Zum anderen können dynamische Eigenschaften aber auch durch die Betrachtung der in den Gelenken wirkenden Kräfte und Momente simuliert werden. Dabei ist es möglich muskuläre Fragestellungen weitgehend außer Acht zu lassen, allerdings werden entsprechende experimentell zu ermittelnde Daten über die physiologisch darstellbaren Gelenkmomente benötigt. Dieser Ansatz lässt sich jedoch wesentlich einfacher in bestehende Modelle integrieren und stellt einen logischen Zwischenschritt zwischen rein kinematischer und muskelbasierter Simulation dar, der auch in den oben genannten Modellen verfolgt wird.

Eine sehr einfache Prognose von Körperkräften bei gegebener Haltung bietet dabei das in CATIA V5 integrierte Modell „Human Builder“. Ihm liegen Daten aus mehreren Quellen zugrunde (Bäcklund & Nordgren, 1968, Nordejo & Nordgren, 1978, Vanswearingen, 1983, Askew, An, Morrey & Chao, 1987, Koski & McGill, 1994, Lannersten, Harms-Ringdahl, Schüldt & Ekholm, 1993, Troup & Chapman, 1969 und Gomez, Beach, Cooke, Hrudehy & Goyert, 1991), wobei unabhängig von den auftretenden Gelenkwinkeln konstante Gelenkmomente angenommen werden. Differenziertere Betrachtungen ermöglicht das „three-dimensional static strength prediction program“ (3DSSPP) (Chaffin, Gunnar & Martin, 1999), das auch als Basis für die Kraftprognose des Menschmodells „Jack“ dient. Es berücksichtigt

Gelenkmoment-Gelenkwinkel-Funktionen und zum Teil sogar den Einfluss benachbarter Gelenke. 3DSSPP basiert auf den Messungen von Clarke (1966), Schanne (1972) und Burggraaf (1972) an jungen Männern und Frauen, die mit den Daten von Stobbe (1982) auf Arbeitnehmer in der Industrie angepasst wurden. Beide Modelle ermöglichen jedoch keine Haltungsprognose auf Basis externer Kräfte. Diese Lücke schließt das Kraft-, Haltungs- und Komfort-Modell des Menschmodells „RAMSIS“ (Rothaug, 2000 und Seitz, Recluta, Zimmermann & Wirsching, 2005), das auf der Arbeit von Schwarz (1997) basiert. Hierfür wurden Gelenkmomente aller großen Körpergelenke von 20 jungen Frauen gemessen und mittels synthetischer Verteilungen nach Schaefer & Schwarz (2006) auf die Gesamtpopulation umgerechnet. Die Messungen erfolgten gezielt für die Integration in „RAMSIS“.

In diesem Kontext ist vor allem die Bewertung der simulierten Kräfte relevant. Ziel ist es, über die berechnete Belastung auch Aussagen zur Beanspruchung machen zu können. Dabei stellt sich zunächst die Frage nach der Ausführbarkeit einer Aufgabe, also ob die geforderten Körperkräfte überhaupt aufgebracht werden können. Darüber hinaus sind Dauerleistung, Gesundheit (z. B. Wirbelsäulenbelastungen) und Komfort von Interesse. „Human Builder“ und „Jack“ weisen eine hohe Verbreitung im Bereich der Produktionsplanung auf und dienen dort der Analyse und Auslegung von Lastmanipulationen. Sie ermöglichen hierzu die Anwendung verbreiteter Bewertungsverfahren wie beispielsweise RULA, NIOSH oder OWAS. „RAMSIS“ hingegen findet vorwiegend in der Produkt-, speziell der Fahrzeugauslegung Anwendung. In diesem Kontext sind eher Komfortaspekte von Interesse. All diese Anwendungsfälle erfordern jedoch gleichermaßen die Beantwortung einer zentralen Frage: Wie hoch ist die Beanspruchung eines Nutzers durch die gegebene Aufgabe? Für die Bewertung von Körperkräften lässt sich diese Frage auch anders ausdrücken: Wie hoch ist der durch die Aufgabe bedingte Ausnutzungsgrad der Gelenkmomente? Zur Beantwortung dieser Frage sind geeignete Modelle erforderlich, vor allem aber auch Kenntnisse über die Verteilung und damit die Perzentile maximaler Gelenkmomente in der Nutzerpopulation.

1.2 Problemstellung und Ziel der Arbeit

Ergonomische Produkt- und Arbeitsplatzgestaltung erfolgt nur selten für einzelne Individuen. Vielmehr sollen zumeist für ein definiertes Nutzerkollektiv ergonomisch optimale Verhältnisse geschaffen werden. Daher stellt die Abbildung von

Populationsdaten eine grundlegende Funktion digitaler Menschmodelle dar. Dies zeigt sich beispielhaft bei der Simulation von Körpermaßen, die in allen oben genannten digitalen Menschmodellen integriert ist. Dabei können verschiedenste Typologien generiert werden, die definierte Teile der Bevölkerung bzw. ein Nutzerkollektiv repräsentieren. Die Basis hierzu bilden zunächst Reihenummessungen wie „SizeGERMANY“ (Seidl, Trieb & Wirsching, 2008), über die perzentilierte Daten der relevanten Parameter generiert werden. Werden diese Daten in geeigneter Weise zu realistischen Typologien kombiniert, wie beispielsweise von Geuss (1994) für das Menschmodell „RAMSIS“ beschrieben, können dem Anwender Werkzeuge zur Verfügung gestellt werden, um die jeweils gewünschte Auswahl zu treffen.

Vergleichbares ist für die Simulation von Körperkräften bisher nicht verfügbar. So existieren zwar mehrere Quellen, in denen Populationsdaten maximaler aufgabenbezogener Körperkräfte dargestellt sind, wie sie in Abschnitt 1.3.2 genauer beschrieben werden. Die Erhebung dieser Daten erfolgte jedoch nicht mit der Absicht einer Integration in digitale Menschmodelle. Aus diesem Grund wurden wichtige Informationen, die hierfür benötigt würden, nicht erfasst oder zumindest nicht dokumentiert. Beispielhaft sind hier individuelle Körpermaße oder Körperhaltungen bei der Kraftaufbringung zu nennen. Daher kann nach Wakula, Berg, Schaub & Bruder (2009) aus dieser Art Daten „nicht auf die maximale Muskelkraft bzw. das maximal erzeugbare Gelenkmoment geschlossen werden“.

Wie bereits erwähnt, werden jedoch für die Simulation von Kräften in digitalen Menschmodellen Daten auf der Ebene einzelner Gelenke benötigt. Diese sind aufgrund des extrem hohen experimentellen Aufwands nicht an einem ausreichend großen Probandenkollektiv zu ermitteln, wie es für die Erzeugung von statistisch aussagefähigen perzentilierten Daten nötig wäre. Es findet sich auch unter den publizierten Messungen keine Reihenummessung maximaler Gelenkmomente (siehe Abschnitt 1.3.2) und auch die in Abschnitt 3.1.2 beschriebenen Versuche fanden nur an einem relativ kleinen Kollektiv statt. So lassen sich aus diesen Daten zwar keine direkten Schlüsse auf die Verteilung von Gelenkmomenten in der Bevölkerung ziehen, sie ermöglichen aber zumindest eine genaue Simulation der Körperkräfte dieser individuellen Probanden.

Das zentrale Ziel dieser Arbeit ist es nun, eine Verbindung zwischen den Populationsdaten maximaler aufgabenbezogener Körperkräfte aus der Literatur

einerseits und den Daten maximaler Gelenkmomente einzelner Probanden andererseits zu schaffen. Hiermit werden die Informationen der Reihenmessungen für eine Perzentilierung von Gelenkmomenten nutzbar gemacht, was letztendlich zu einer Perzentilierung der mit digitalen Menschmodellen simulierten Kräfte und Momente führt.

Diese Ziele werden über ein mehrstufiges Vorgehen erreicht, das in Abschnitt 2 differenziert beschrieben wird. Zunächst folgen jedoch einige Grundlagen der Kraftmessung sowie eine Übersicht der publizierten Daten maximaler Gelenkmomente und maximaler aufgabenbezogener Körperkräfte.

1.3 Grundlagen der Kraftmessung und Stand der Technik

Nach DIN 33411-1 können Körperkräfte nach mehreren Kriterien klassifiziert werden, welche in Tabelle 1-1 vereinfacht dargestellt sind. Diese Arbeit beschäftigt sich im Sinne dieser Klassifikation ausschließlich mit statischen Körperkräften, die auch als Stellungskräfte bezeichnet werden. Sie setzen sich aus statischen (isometrischen) Muskelkräften sowie den als Eigengewichtskräfte wirkenden statischen Massekräften des Körpers zusammen. Eine Betrachtung dynamischer Körperkräfte findet nicht statt.

Tabelle 1-1 Klassifikation von Körperkräften (vereinfacht) nach DIN 33411-1

Körperkräfte				
Muskel- und Massenkräfte (im Körpersystem wirkend)			Aktionskräfte (vom Körper nach außen wirkend)	
Art der Kraftausübung	Ursache der Kraft	Erscheinungsform der Kraft	Funktion der Kraft	
aktiv	Dynamische Muskelaktivität	Dynamische Muskelkraft	Dynamische Aktionskraft	Antriebskraft
	Statische Muskelaktivität	Statische (isometrische) Muskelkraft		Bremskraft
passiv	Dynamische Wirkung von Körpermassen	Dynamische Massenkraft (Trägheitskraft)	Statische Aktionskraft (Stellungskraft)	Manipulationskraft
	Statische Wirkung von Körpermassen	Statische Massenkraft (Trägheitskraft = Eigengewichtskraft)		Betätigungskraft
				Haltungskraft
				Haltekraft
				Aktionskraft an Stützflächen des Körpers

Körperkräfte können nach Mainzer (1982) mit verschiedenen Verfahren erhoben werden, wobei vier prinzipiell unterschiedliche Ansätze zu unterscheiden sind: Messen, Schätzen, Berechnen und Bewerten. Im Rahmen dieser Arbeit werden Körperkräfte wenn möglich direkt gemessen oder über andere gemessene Parameter berechnet. Wenngleich eine Messung im Gegensatz zu einer Schätzung oder Bewertung nicht der subjektiven Beeinflussung durch den Experimentator unterliegt, so ist sie dennoch vom Leistungswillen des Probanden abhängig. Es muss also vom Probanden die größtmögliche willentliche Anstrengung gefordert werden. Dem ist durch entsprechende Versuchsanweisungen Rechnung zu tragen (siehe Abschnitt 3.2.2). Die in dieser Arbeit beschriebenen Messungen können nach Rohmert, Rückert & Schaub (1992) als subjektiv-direktes Verfahren bezeichnet werden und entsprechen dem klassischen Verfahren zur Kraftmessung, bei der ein Proband auf ein unbewegliches Kraftmessinstrument einwirkt.

1.3.1 Definition isometrischer Maximalkraft und zugehöriger Messverfahren

Als isometrische Maximalkraft ist zunächst die maximale Aktionskraft zu verstehen, die gegen einen unbeweglichen Kraftangriffspunkt aufgebracht wird. Allerdings weist auch isometrische muskuläre Aktivität aufgrund der Stoffwechselfvorgänge im Körper eine zeitliche Abhängigkeit auf. Daher hat die Art der Kraftaufbringung über der Zeit einer Kraftmessung direkten Einfluss auf die gemessenen Kräfte. Nach Kroemer (1977) kann die Kraftaufbringung bei isometrischen Kraftmessungen dabei auf drei unterschiedliche Arten erfolgen.

Bei der Impulsmethode wird die Maximalkraft so schnell wie möglich aufgebaut. Hier tragen auch dynamische Effekte wie Trägheitskräfte zur gemessenen Kraft bei, da eine impulsartige Kraftaufbringung immer auch mit einer gewissen Bewegung des Probanden einhergeht. Sie kann damit im engeren Sinne auch nicht als statisches Verfahren angesehen werden. Die Anwendbarkeit dieses Verfahrens für Maximalkraftmessungen wird auch von Caldwell et al. (1974) infrage gestellt.

Die Rampenmethode entspricht einer stetigen Steigerung der Kraft bis zum Maximum innerhalb einer gewissen Zeitspanne, die nach Kroemer & Howard (1970) 3-4 Sekunden betragen sollte. Diese Methode erfordert eine Visualisierung des Kraftanstiegs in Form einer sich über die Versuchszeit aufbauenden Rampe, welcher

der Proband durch Steigerung seiner Kraftaufbringung folgt. Um die geforderte Zeitspanne zu erreichen, ist eine Anpassung der Rampensteigung an die individuelle Stärke des Probanden erforderlich (Rühmann, Nguyen & Schmidtke, 1986). Nur wenige dokumentierte Messungen basieren auf dieser Methode (z. B. Provins & Salter (1955), Rosecrance, Cook & Golden (1991), Rühmann (1992)), obwohl sie laut Rühmann et al. (1986) die höchste Reproduzierbarkeit aufweist und auch für ungeübte Probanden leicht auszuführen ist.

Im Fall der Plateaumethode wird die Maximalkraft stetig innerhalb einer Sekunde aufgebaut und für vier Sekunden konstant gehalten. Rühmann (1992) führt an, dass untrainierte Versuchspersonen Schwierigkeiten mit dieser Art der Kraftaufbringung haben und dazu tendieren, ein Kraftniveau zu wählen, das auch über vier Sekunden hinaus gehalten werden könnte, also nicht der geforderten Maximalkraft entspricht. Eine Literaturrecherche, wie sie auch Brown & Weir (2001) durchführte, zeigt jedoch, dass diese Methode bei der großen Mehrheit der beschriebenen Messungen Anwendung findet und damit einen gewissen Standard darstellt, z. B. in Glitsch, Ellegast, Schaub, Wakula & Berg (2008), Lin, Liaw, Chen & Lee (1995), Pincivero, Salfetnikov, Campy & Coelho (2007). Sie entspricht auch dem empfohlenen Vorgehen nach Caldwell et al. (1974), Chaffin (1975), Mital & Kumar (1998) und Kumar (2004).

Da diese Arbeit zum Teil auf dem Vergleich mit Ergebnissen aus der Literatur beruht, werden die dort eingesetzten Varianten von Rampen- und Plateaumethode verwendet. Abbildung 1-1 zeigt typische Kraftverläufe dieser beiden Methoden.

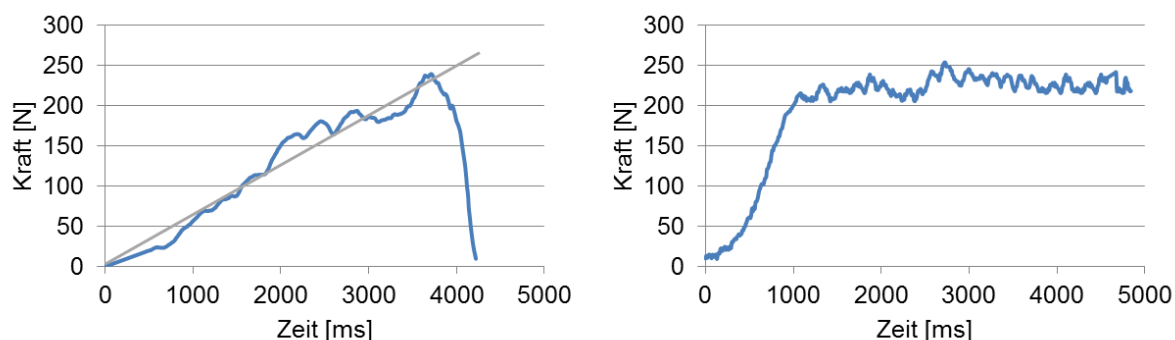


Abbildung 1-1 typische Kraftverläufe bei Messungen mit Rampen- und Plateaumethode

Die Ergebnisse von Maximalkraftmessungen hängen in hohem Maß von der Kooperation und Motivation der Probanden ab. Es kann daher nicht davon

ausgegangen werden, dass das Ergebnis einer einzelnen Messung tatsächlich der maximalen Körperkraft entspricht. Darüber hinaus benötigen vor allem ungeübte Probanden einige Zeit, um sich an die isometrische Kraftaufbringung zu gewöhnen. Nach Kumar (2004) liegt die Test-Retest-Variabilität von isometrischen Maximalkraftmessungen bei ca. 10 %. Er empfiehlt daher, so viele Messwiederholungen durchzuführen, bis die zwei höchsten Werte eine Abweichung kleiner 10 % aufweisen. Stobbe & Plummer (1984) konnten zeigen, dass dies im Durchschnitt nach 2,43 Messungen erreicht wird und dass die Maximalkraft bei einem Messprotokoll mit zwei Messungen pro Konfiguration um bis zu 30 % unterschätzt werden kann. Trotz dieser Abweichung empfiehlt Kumar (2004) zwei Messungen als minimalen Versuchsumfang.

1.3.2 Daten aufgabenbezogener maximaler Körperkräfte

Der Bedarf an Kenntnissen über maximal mögliche, aber auch maximal zulässige Körperkräfte ergab sich zunächst vor allem aus der Notwendigkeit, industrielle Arbeitsplätze derart zu gestalten, dass die dort Beschäftigten ihre Aufgaben mit hoher Effizienz und ohne gesundheitliche Beeinträchtigung auf Dauer durchführen können. Hierzu benötigt der Arbeitsplaner oder Konstrukteur entsprechende Grenzwerte über zulässige Lasten unter den gegebenen Bedingungen, wie sie in Datensammlungen wie DIN 33411 oder „Strength Data for Design Safety“ (Nottingham University, 2000) zu finden sind. Die in dieser Form dargestellten Körperkräfte entstammen zumeist realtypischen Fällen für das Manipulieren von Lasten oder das Handhaben von Bedienelementen, wie sie in der industriellen Praxis häufig vorkommen. Betrachtet werden meist Kraftaufbringungen des ganzen Körpers oder der Extremitäten, jedoch nicht einzelner isolierter Gelenke. Diese Informationen sollen dem Konstrukteur eine direkte Anwendung der Kraftwerte für die Auslegung vergleichbarer Lastfälle ermöglichen. Sie verlieren aber an Aussagekraft, je stärker der gemessene vom auszulegenden Lastfall abweicht. Darüber hinaus bilden sie die Basis für viele der etablierten Arbeitsbewertungsverfahren wie NIOSH oder RULA. Erfasst werden solche Kraftwerte in Reihenmessungen mit Probanden. Daams (1994) gibt in ihrer Dissertation eine umfassende Übersicht entsprechender Messreihen bis 1994. Weitere Beispiele der jüngeren Vergangenheit sind die Arbeiten von Haslegrave, Tracy & Corlett (1997) zu Kraftaufbringungen speziell in ungünstigen Arbeitshaltungen, Kim, Chung & Park (2003) bezüglich einarmiger

Hebetätigkeiten und Nijhof & Gabriel (2006) über einarmige Kraftaufbringungen in der Horizontalebene.

Zwei Messreihen sind aufgrund ihrer hohen Probandenzahlen und der vielfältigen Lastfälle besonders erwähnenswert: die Messungen der Technischen Universität München im HdA-Projekt „Körperkräfte des Menschen“ (Rühmann, 1992) sowie die Messungen der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung für den BGIA-Report „Der montagespezifische Kraftatlas“ (Wakula et al., 2009). Die Daten dieser Messreihen stellen auch eine wichtige Basis für diese Arbeit dar und werden daher in den folgenden Abschnitten genauer beschrieben.

Generell ist zu unterscheiden, ob es sich bei den gemessenen bzw. dokumentierten Kraftwerten um die Maximalkräfte im Sinne der simulierten Lastfälle handelt, oder ob die gesamten an die Umgebung abgegebenen Kräfte erfasst wurden. Im ersten Fall werden nur die für die Lastmanipulation nutzbaren Kräfte betrachtet, bei Hebetätigkeiten beispielsweise die vertikale Kraftkomponente. Dies scheint im Sinne der oben beschriebenen Anwendung für die Arbeitsplatzauslegung ausreichend. Jedoch wird dabei außer Acht gelassen, dass neben diesen Kräften ein zum Teil beträchtlicher Anteil sogenannter parasitärer Kräfte aufgebracht wird. Dieser erreicht im Beispiel der in Abschnitt 1.3.2.2 beschriebenen Messungen bis zu 30 % der Hauptkomponente (Wakula et al., 2009). Solche parasitären Kräfte dienen zwar nicht der Aufgabenerfüllung, werden aber beispielsweise aus Gründen der Kippstabilität des Körpers aufgebracht und erfordern eine zusätzliche physische Leistung des Menschen. Es ist also eine Frage der jeweiligen Betrachtungsweise, welche Art der Dokumentation gewählt wird: Für eine aufgabenbezogene Sicht ist die nutzbare Kraft die relevante Größe, für eine menschenbezogene Sicht ist es die Gesamtkraft. Dem ist bei der Analyse der Literatur Rechnung zu tragen.

Unabhängig von der gewählten Betrachtungsweise ist das Ziel von Messreihen die Generierung statistisch belastbarer Daten zur Verteilung der Körperkräfte in der Bevölkerung bzw. einem entsprechenden Kollektiv (z. B. Arbeitnehmer in bestimmten Branchen). Dies wird durch große Probandenzahlen erreicht. Durch die statistische Aufbereitung der Daten gehen jedoch Informationen über die individuellen Eigenschaften und Fähigkeiten der Probanden verloren und eine Betrachtung einzelner Individuen ist nicht mehr möglich. Außerdem erlauben es die eingesetzten Messmethoden nur sehr bedingt Rückschlüsse auf die physikalischen und

physiologischen Vorgänge innerhalb der Probanden zu ziehen, da z. B. individuelle Körperhaltungen nicht erfasst werden.

1.3.2.1 Reihemessung „Körperkräfte des Menschen“

Im Rahmen des Verbundprojekts „Körperkräfte des Menschen“ (Rühmann, 1992) wurden zwischen 1986 und 1991 durch den Lehrstuhl für Ergonomie der Technischen Universität München umfangreiche Messungen isometrischer Maximalkräfte für ausgewählte Lastmanipulationen durchgeführt. Es wurden je 1800 männliche und weibliche Probanden aus der Produktion und Instandhaltung verschiedener Industriebetriebe untersucht. Das Probandenkollektiv erstreckt sich zu gleichen Teilen über die drei Altersgruppen bis 35, 35 bis 50 und 51 bis 65 Jahre. Die untersuchten Lastmanipulationen umfassen realtypische Lastfälle, wie sie in der industriellen Praxis häufig vorkommen: ein- und beidhändige Hebetätigkeiten sowie das Drücken und Ziehen von Lasten. Wie aus Abbildung 1-2 ersichtlich, war dabei die Höhe der Kraftangriffspunkte sowie teilweise auch deren Abstand zu einem der Füße festgelegt. Eine Anpassung der Versuchsumgebung an die individuelle Anthropometrie der Probanden fand nicht statt.

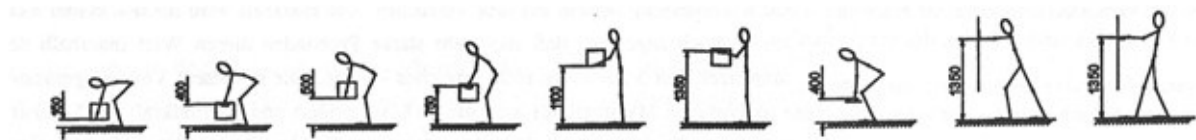


Abbildung 1-2 untersuchte Arten der Lastmanipulation in der Reihemessung „Körperkräfte des Menschen“ mit geforderter Krafrichtung nach Rühmann (1992)

Für die Kraftmessung kamen einachsige Kraftaufnehmer zum Einsatz, welche aufgebraute Kräfte nur in den geforderten Krafrichtungen erfassen konnten, also parasitäre Kräfte nicht berücksichtigten. Die Messungen erfolgten nach der Rampenmethode. Die ermittelten Kräfte wurden nach Geschlecht und Altersgruppe perzentiliert und in Form von Summenhäufigkeitsverteilungen dokumentiert. Es wurden einige anthropometrische Maße der Probanden erfasst, jedoch fand keine Analyse möglicher Korrelationen mit den ermittelten Kräften statt. Eine Messung der auftretenden Körperhaltungen wurde nicht durchgeführt.

1.3.2.2 Reihemessung „Der montagespezifische Kraftatlas“

Die Messungen für den BGIA-Report 3/2009 „Der montagespezifische Kraftatlas“ (Wakula et al., 2009) wurden zwischen 2005 und 2008 durch ein Konsortium aus

dem Institut für Arbeitswissenschaft der Technischen Universität Darmstadt, dem BGIA – Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung sowie mehreren Industrieunternehmen durchgeführt. Es wurden sowohl Messungen im Labor als auch bei den Industriepartnern durchgeführt. Ein Kollektiv von 273 männlichen Probanden zwischen 19 und 60 Jahren führte dabei vorwiegend beidhändige isometrische Kraftaufbringungen aus. Untersucht wurden je sechs Krafrichtungen in verschiedenen Körperhaltungen sowie Finger-Hand-Kräfte, wobei Letztere in dieser Arbeit nicht betrachtet werden.

Für die Messungen wurde ein am BGIA entwickeltes Handkraftmesssystem eingesetzt. Es besteht aus zwei vertikal ausgerichteten Griffen (im Folgenden als „Kraftgriffe“ bezeichnet), welche die aufgebrachten Kräfte für beide Hände getrennt in alle drei Raumrichtungen erfassen können und somit auch die Bestimmung parasitärer Kräfte ermöglichen. Die Messungen erfolgten nach der Plateaumethode. Für die Auswertung wurde der gleitende Mittelwert über die 1,5 Sekunden der maximalen Kraftaufbringung herangezogen.

Abbildung 1-3 zeigt eine Übersicht der im Feld gemessenen Haltungen und Krafrichtungen. Ähnlich wie bei Rühmann (1992) waren die Höhe und der Abstand der Griffe zueinander sowie deren Abstand zu einem der Füße vorgegeben. Eine individuelle Anpassung der Versuchsumgebung fand auch hier nicht statt.

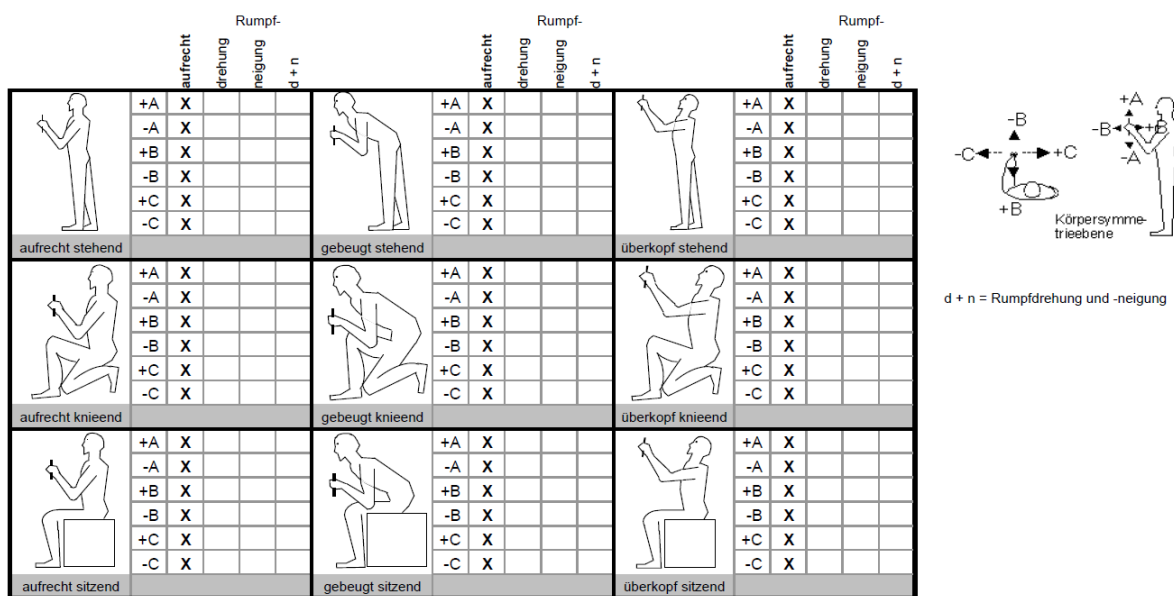


Abbildung 1-3 untersuchte Körperhaltungen und Krafrichtungen in der Reihenmessung „Der montagespezifische Kraftatlas“ (Wakula et al., 2009)

1.3.3 Daten maximaler Gelenkmomente

Wie bereits eingangs erwähnt ist für eine generische Modellierung von Körperkräften in digitalen Menschmodellen eine detailliertere Betrachtung der wirkenden Kräfte und der damit verbundenen Gelenkmomente erforderlich. Es findet sich hierzu in der Literatur eine Vielzahl von Untersuchungen, die gleichermaßen aus dem klinischen Bereich, der Sportwissenschaft und der Arbeitswissenschaft stammen. Zumeist wurden dabei einzelne Gelenke oder Gelenkfreiheitsgrade in bestimmten Körperhaltungen mit einer geringen Probandenzahl betrachtet. In Tabelle 1-2 wird eine allgemeine Übersicht über nennenswerte Messungen isolierter Gelenkmomente in der Literatur gegeben, die keinen Anspruch auf Vollständigkeit erhebt. Bei einigen der Arbeiten kamen neben isometrischen Messungen auch andere Messverfahren zum Einsatz, welche hier außer Acht gelassen werden.

Tabelle 1-2 Literaturübersicht isometrischer Messungen maximaler Gelenkmomente

Autor	Betrachtete Gelenke	Probandenkollektiv, Alter in Klammern	Umfang der Messungen	Art der Ergebnisse / Besonderheiten
Arampatzis et al. (2006)	Sprunggelenk	22 ♂, Langstreckenläufer	Plantarflexion bei 6 Sprunggelenk-Kniewinkel-Kombinationen	Statistischer Nachweis von Zusammenhängen und anatomische Diskussion der Ergebnisse
Bobbert & Schenau (1990)	Sprunggelenk	10 ♂ (20-36)	Plantarflexion bei 8 Sprunggelenkwinkeln	Darstellung des Gelenkmoment-Gelenkwinkelverlaufs
Lanza, Towse, Caldwell, Wigmore & Kent-Braun (2003)	Sprunggelenk & Kniegelenk	6 ♂ & 6 ♀ (20-35), 6 ♂ & 6 ♀ (65-85)	Dorsalextension in 5°-Schritten (7 Haltungen), Knieextension in 10°-Schritten (6 Haltungen)	Beschreibung von Alterseffekten und Gelenkmoment-Gelenkwinkelverläufe
Pincivero et al. (2007)	Kniegelenk	14 ♂ (21-29) & 15 ♀ (19-28)	Extension bei 6 Kniewinkeln	Darstellung absoluter und normierter Gelenkmoment-Gelenkwinkelverläufe
Herzog, Hasler & Abrahamse (1991)	Kniegelenk	8 ♂ (20-33)	Knieextension bei 7 Kniewinkeln je bei 90° und 180° Hüftflexionswinkel	Beschreibung des Einflusses des Hüftwinkels auf den Kniewinkel-Gelenkmomentenverlauf
Knapik, Wright, Mawdsley & Braun (1983)	Kniegelenk & Ellbogengelenk	16 ♂ & 15 ♀, vorwiegend Soldaten	Kniegelenk Extension (9 Haltungen) und Flexion (8 Haltungen), Ellbogengelenk Extension und Flexion (je 6 Haltungen)	Beschreibung geschlechtsspezifischer Gelenkmoment-Gelenkwinkelverläufe
Lindahl, Movin & Rindqvist (1969)	Kniegelenk	12 ♂ (20-48)	Knieextension bei 6 Haltungen	Darstellung des Gelenkmoment-Gelenkwinkelverlaufs
Yoon, Park, Kang, Chun & Shin (1991)	Kniegelenk	20 ♂ & 20 ♀ (23-35)	Knieextension und -flexion bei je 6 Haltungen	Beschreibung geschlechtsspezifischer Gelenkmoment-Gelenkwinkelverläufe
Samuel & Rowe (2009)	Kniegelenk & Hüftgelenk	15 ♂ & 15 ♀ (60-69), 14 ♂ & 15 ♀ (70-79); 13 ♂ & 10 ♀ (>79)	Knieextension und -flexion sowie Hüftextension und -flexion bei je 3 Haltungen	Beschreibung maximaler Momente in Abhängigkeit von Geschlecht und Alter
Cahalan, Johnson, Liu & Chao (1989)	Hüftgelenk	18 ♂ & 21 ♀ (20-39), 17 ♂ & 16 ♀ (40-64)	Hüftflexion, -extension und -rotation (je 2 Haltungen), Hüftabduktion und -adduktion (je 3 Haltungen)	Gruppen- und geschlechtsspezifische Maximalmomente in allen gemessenen Haltungen
Neumann, Soderberg & Cook (1988)	Hüftgelenk	20 ♂ & 20 ♀ (26,5; s=5,6)	Hüftabduktion beider Körperhälften in 6 Haltungen	Vergleich der Körperhälften und Darstellung des Gelenkmoment-Gelenkwinkelverlaufs
Kumar, Narayan & Zedka (1998)	Wirbelsäule	14 ♂ (23; s=4) & 24 ♀ (21; s=3)	Wirbelsäulenflexion und -extension je mit Rotation überlagert (18 Haltungen)	Beschreibung maximaler Flexions- und Extensionsmomente unter rotierter Wirbelsäule

Autor	Betrachtete Gelenke	Probandenkollektiv, Alter in Klammern	Umfang der Messungen	Art der Ergebnisse
Toren & Oberg (1999)	Wirbelsäule	18 ♂ (36; s=6,6)	Wirbelsäulenrotation im Sitzen (5 Haltungen) in beide Rotationsrichtungen	Beschreibung eines linearen Gelenkmoment-Gelenkwinkelverlaufs
Cahalan, Johnson & Chao (1991)	Shouldergelenk	26 ♂ & 24 ♀ (21-40)	Flexion, Extension, Abduktion, Adduktion, Einwärts- und Auswärtsrotation in je einer Haltung	Dokumentation maximaler Gelenkmomente in den gemessenen Haltungen
Hughes, Johnson, O'Driscoll & An (1999)	Shouldergelenk	60 ♂ & 60 ♀ (20-78)	Flexion, Extension, Abduktion, Adduktion (je 3 Haltungen) sowie Einwärts- und Auswärtsrotation (je 4 Haltungen)	Beschreibung maximaler Momente in Abhängigkeit von Geschlecht und Alter
Otis, Wairren, Backus, Santner & Mabrey (1990)	Shouldergelenk	36 ♂ (21-35)	Flexion und Abduktion (je 3 Haltungen) sowie Einwärts- und Auswärtsrotation (je 2 Haltungen)	Beschreibung maximaler Gelenkmomente und Vergleich von dominantem und nichtdominantem Arm
Askew et al. (1987)	Ellbogengelenk	50 ♂ & 54 ♀ (21-79)	Flexion, Extension, Pronation, Supination und Griffkraft bei 90° Flexionswinkel und neutraler Unterarmrotation	Beschreibung maximaler Gelenkmomente und Vergleich von dominantem und nichtdominantem Arm
Provins & Salter (1955)	Ellbogengelenk	8 ♂ & 4 ♀	Flexion und Extension bei 3 Flexionswinkeln und 3 Unterarmrotationswinkeln	Beschreibung des Einflusses von Flexions- und Unterarmrotationswinkel auf das Gelenkmoment
Winters & Kleweno (1993)	Ellbogen- & Shouldergelenk	4 ♂ & 4 ♀ (21-30)	Ellbogenflexion (20 Haltungen), Pronation und Supination (18 Haltungen) sowie Schulterflexion (18 Haltungen); Anzahl der Haltungen ergibt sich durch die Berücksichtigung benachbarter Gelenke	Beschreibung geschlechtsspezifischer Gelenkmoment-Gelenkwinkelverläufe in Abhängigkeit benachbarter Gelenke
Seo, Armstrong, Ashton-Miller & Chaffin (2008)	Handgelenk	6 ♂ & 6 ♀ (18-35)	Flexion und Extension in Neutralhaltung unter Einfluss verschiedener Griffkräfte	Abhängigkeit von Flexions- und Extensionsmoment von der Griffkraft
Delp, Grierson & Buchanan (1996)	Handgelenk	10 ♂ (23-33)	Flexion und Extension (13 Haltungen) sowie Abduktion und Adduktion (3 Haltungen)	Darstellung der Gelenkmoment-Gelenkwinkelverläufe für Flexion & Extension, Bestimmung maximaler Gelenkmomente für Abduktion & Adduktion

Wie sich in der Übersicht zeigt, wurden in den meisten Studien einzelne Gelenke oder Freiheitsgrade sehr differenziert betrachtet. In einer kleinen Anzahl an Arbeiten wurde hingegen versucht, einzelne Probanden umfassend zu vermessen, wobei pro Gelenk weniger Haltungen betrachtet wurden. Zu nennen sind hier beispielsweise die Messungen von Stoll, Huber, Seifert, Michel & Stucki (2000), bei denen 51 Kraftaufbringungen aller großen Körpergelenke an 253 Männern und 290 Frauen zwischen 21 und 79 Jahren gemessen wurden. Auch bei den in Schaefer & Schwarz (2006) erwähnten Messungen an 20 jungen Frauen wurden alle großen Körpergelenke vermessen. Gleiches gilt für die Messungen im Rahmen des EU FP5 Projektes „REALMAN“ an acht Probanden (Bubb, 2003 und Zacher & Bubb, 2004). Hier wurden deutlich mehr Messhaltungen untersucht, jedoch an einem entsprechend kleineren Probandenkollektiv.

1.3.4 Einflussgrößen auf maximale Körperkräfte und Momente

Wie sich bereits bei den gewählten Probandenkollektiven und Auswertungen der oben genannten Quellen zeigt, gibt es mehrere Einflussgrößen, welche die individuelle Maximalkraft bestimmen. Von diesen treten zwei in der Literatur besonders deutlich hervor: das Geschlecht und das Alter. Darüber hinaus sind aber auch Anthropometrie, Händigkeit, Trainingszustand, Motivation, physiologische Einschränkungen und andere Faktoren von Bedeutung, wobei deren Einfluss in Versuchen deutlich schwerer zu quantifizieren bzw. zu kontrollieren ist.

1.3.4.1 Einfluss des Geschlechts

Der Einfluss des Geschlechts wurde bereits von vielen Autoren beschrieben und quantifiziert. Laut Roebuck, Kroemer & Thomson (1975) erreichen Frauen im Allgemeinen ca. zwei Drittel der Maximalkräfte von Männern. Allerdings ist dieses Verhältnis abhängig von den eingesetzten Muskelgruppen, wie von Laubach in Churchill, Tebbetts, McConville & Laubach (1978) dargestellt. So beträgt das Verhältnis zwischen Frauen und Männern bei Kraftaufbringungen aus den unteren Extremitäten ca. 70 %, aus dem Rumpf ca. 63 % und aus den oberen Extremitäten ca. 55 %. Auch D'Souza, Brueckner, Rasmussen & Schwirtz (2011) ermittelten an einem Kollektiv von 142 Frauen und 141 Männern höheren Alters ähnliche Werte von 60 % für Knieextension und 49 % für Ellbogenflexion. Eine besonders deutliche Differenz aber auch Streuung zeigt sich bei Flexion, Abduktion und Rotation des

Armes, bei der Frauen nach Kumar (1991) zwischen 41 % und 71 % der Werte von Männern erreichen. Wakula et al. (2009) führen mit Referenz auf Rühmann (1992) und Rohmert et al. (1992) an, dass „der Quotient $F_{\text{MaxFrauen}} / F_{\text{MaxMänner}}$ bei einer Genauigkeit von einer Nachkommastelle mit $F_{\text{MaxFrauen}} = 0,5 * F_{\text{MaxMänner}}$ abgeschätzt werden kann“. Da bei vielen der in diesen Quellen gemessenen Lastfälle Kraftaufbringungen aus den oberen Extremitäten erfolgen, scheint diese Abschätzung das von Laubach (1969) und Xiao, Lei, Dempsey, Lu & Liang (2005) angegebene Verhältnis zu bestätigen. Schantz, Randall-Fox, Hutchison, Tyden & Astrand (1983) konnten zeigen, dass der Zusammenhang zwischen Muskelkraft und Muskelquerschnitt unabhängig vom Geschlecht konstant ist. Der Maximalkraftunterschied zwischen den Geschlechtern lässt sich demnach mit der höheren absoluten Muskelmasse und mit den, durch die Anthropometrie bedingt größeren Hebelarmen der Muskeln bei Männern erklären. Die Literaturübersicht zeigt, dass bei getrennter Betrachtung von Oberkörper und unteren Extremitäten der geschlechtsspezifische Unterschied der Maximalkräfte gut erklärt werden kann.

1.3.4.2 Einfluss des Alters

Die Veränderung der Maximalkraft über dem Lebensalter ist etwas schwieriger zu quantifizieren als der Einfluss des Geschlechts. Dies liegt vor allem daran, dass ältere Probandengruppen bei der Messung von Maximalkräften eine größere Streuung in ihren Kraftwerten zeigen. Die Gründe hierfür sind vielfältig. So dürften unter anderem degenerative Veränderungen des Organismus eine entscheidende Rolle spielen. Daher wird für Kraftmessungen zumeist versucht „gesunde“ ältere Probanden zu rekrutieren, also solche ohne pathologische degenerative Erkrankungen. Diese Definition ist aber nicht eindeutig, da eine Entscheidung, welche physiologischen Veränderungen durch den allgemeinen Alterungsprozess und welche durch spezifische Krankheitsbilder verursacht werden, nicht immer ohne Weiteres getroffen werden kann. Dennoch lässt sich ein typischer Verlauf der Maximalkraft über dem Lebensalter beschreiben. Wie Hurley (1995) in seiner Literaturübersicht beschreibt, erreicht die Entwicklung der Maximalkraft ihr Maximum zwischen der zweiten und dritten Dekade. Anschließend bleibt sie mehr oder weniger konstant (Phase 1), bis sie zwischen fünfter und achter Dekade um ca. 35-45 % abfällt (Phase 2). Diesen Verlauf konnten auch Stoll et al. (2000) an einem Kollektiv von 290 Frauen und 235 Männern im Alter zwischen 20 und 82 Jahren feststellen.

So zeigte sich der Übergang von Phase 1 zu Phase 2 bei Männern im Alter von 49 Jahren, bei Frauen im Alter von 55 Jahren. Die Kraftentwicklung beider Phasen kann durch je ein lineares Modell beschrieben werden. Wie auch beim Einfluss des Geschlechts ist der altersbedingte Kraftabfall teilweise auf die Reduzierung der Muskelquerschnitte zurückzuführen. Nach Jubrias, Odderson, Esselman & Conley (1997) erklärt dieser Effekt etwa die Hälfte des Kraftabfalls von 36 % zwischen dem 65. und 80. Lebensjahr.

1.3.4.3 Einfluss der bevorzugten Körperhälfte

Auch die individuell bevorzugte oder dominante Körperhälfte, die sog. Lateralität, übt einen Einfluss auf die Maximalkraft aus. Für die unteren Extremitäten finden sich in der Literatur kaum Untersuchungen über Unterschiede zwischen den Körperhälften. So beobachteten beispielsweise Neumann et al. (1988) nur bei einzelnen Messhaltungen signifikant höhere Werte des dominanten Beins für Hüftabduktion. Bei der Betrachtung der oberen Extremitäten zeigt sich ein etwas deutlicheres Bild. Askew et al. (1987) beobachteten bei der Messung maximaler Gelenkmomente des Ellbogens um 6 % höhere Kraftwerte des dominanten Arms, wobei das genaue Verhältnis von der Richtung der Kraftaufbringung abhängt. Otis et al. (1990) hingegen konnten nur für einzelne Messhaltungen einen signifikanten Unterschied zwischen dominantem und nicht-dominantem Arm auf das Schultermoment nachweisen. Kroemer (1977) gibt an, dass die nicht-dominante Körperhälfte im Durchschnitt etwa 90 % der Kraft der Dominanten erreicht. Generell lässt sich aber für den Einfluss der bevorzugten Körperhälfte kein ausreichend klarer Zusammenhang nachweisen, der als Basis für eine Kraftmodellierung dienen könnte. Eine asymmetrische Modellierung scheint im Sinne der Anwendung digitaler Menschmodelle auch nicht notwendig, da ergonomische Gestaltung im Allgemeinen für ein bestimmtes Nutzerkollektiv unabhängig von der bevorzugten Körperhälfte erfolgt. Deren Berücksichtigung würde den Auslegungsaufwand drastisch erhöhen, ohne zu einer signifikant besseren Ergonomie zu führen.

1.3.4.4 Einfluss der Anthropometrie

Sowohl Körperhöhe als auch Körpergewicht wurden von mehreren Autoren bezüglich ihres möglichen Einflusses auf die Körperkraft betrachtet. Xiao et al. (2005) analysierten Zusammenhänge zwischen Maximalkraft der oberen Extremitäten und

mehreren anthropometrischen Maßen sowie dem Körpergewicht chinesischer Männer und Frauen. Sie konnten zwar teils hoch signifikante, aber mit Korrelationen von im Mittel 0,3 nur mittelstarke Zusammenhänge nachweisen. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen Laubach & McConville (1969) bei der Betrachtung von Maximalkraft, Körperhöhe und fettfreier Körpermasse. Hier fanden sich signifikante, aber mit Korrelationen von 0,3-0,5 nur mittelstarke Zusammenhänge, was später auch durch die Arbeiten von Nordgren (1972) bestätigt wurde. Bishop, Cureton & Collins (1987) untersuchten die gleichen Parameter gezielt für Männer und Frauen gleichen Trainingszustandes. Hier führte der Einfluss von fettfreier Körpermasse sowie fettfreien Körperteilquerschnitten von Oberschenkel, Oberarm und Unterarm auf die Maximalkraft unabhängig vom Geschlecht zu Korrelationskoeffizienten von ca. 0,8 und erklären damit einen großen Anteil der Kraftunterschiede.

1.3.4.5 Modelle zur Populationsprognose maximaler Körperkräfte

Es finden sich in der Literatur einige Ansätze, aus Kombinationen der oben genannten Einflussfaktoren Prognosemodelle zu erstellen. Mit den Parametern Alter, Geschlecht, Körpergewicht und -höhe konnten Chaffin, Herrin & Keyserling (1978) ca. 60 % der Varianz bei beidhändigen Hebetätigkeiten erklären. Mital & Ayoub (1980) erweiterten diesen Ansatz und kombinierten Alter, Geschlecht, Körpergewicht und eine differenziertere Kombination von bis zu fünf anthropometrischen Maßen. Ihre Modelle erklären 85 bis 90 % der in ihren Versuchen beobachteten Varianz und können damit für diese Art der Anwendung als geeignet angesehen werden, lassen sich aber nicht auf andere Lastfälle übertragen.

Einen alternativen Ansatz beschreiben Schaefer & Schwarz (2006) mit dem Konzept der „synthetischen Verteilungen“. Basierend auf gemessenen Gelenkmomenten 20 junger Frauen im Alter von 20 bis 30 Jahren werden deren Daten unter Ausnutzung der Populationsdaten aus Rühmann (1992) auf Männer sowie unterschiedliche Altersgruppen extrapoliert. Dieses Verfahren berücksichtigt jedoch keine der oben beschriebenen, geschlechtsspezifischen Unterschiede bezüglich der Körperregionen. Außerdem liegt ihm die Annahme zugrunde, dass das gemessene Probandenkollektiv für das Geschlecht und die Altersgruppe repräsentativ ist.

Es findet sich bislang kein allgemeingültiges Modell, welches alle beschriebenen Einflussfaktoren berücksichtigen würde. Jedoch zeigen die vorgestellten Arbeiten, dass ein solches Vorgehen zielführend zu sein scheint. So wurden die Faktoren

Geschlecht und Alter ausführlich untersucht und ließen sich gemeinsam mit anthropometrischen Maßen, besonders bei Berücksichtigung der fettfreien Körpermasse, vermutlich zu einem nutzbaren Modell kombinieren.

2 Vorgehensweise zur Perzentilierung von Gelenkmomenten

Wie beschrieben ist das Ziel dieser Arbeit die Perzentilierung von Gelenkmomenten durch die Verbindung der beschriebenen Populationsdaten mit den Gelenkmomenten einzelner Probanden. Dies wird durch einen mehrstufigen Prozess erreicht, welcher für jeden Probanden einmal durchlaufen wird und der zur Übersicht zunächst in Abbildung 2-1 dargestellt ist. Dabei umfasst der Bereich A die eigentliche Versuchsdurchführung, der Bereich B die Auswertung auf Basis individueller Probanden und der Bereich C die Kombination der Ergebnisse zu einem allgemeinen Modell. Im Folgenden werden die einzelnen Schritte kurz beschrieben und auf die entsprechenden Abschnitte verwiesen.

Der erste Schritt des Vorgehens stellt zugleich den experimentell und zeitlich aufwendigsten Teil der Arbeit dar: die Messungen maximaler Gelenkmomente aller großen Körpergelenke (1), wie sie in Abschnitt 3.1.2 beschrieben werden. Auf Basis dieser diskreten Messdaten erfolgt die mathematische Modellierung von Gelenkmoment-Gelenkwinkel-Funktionen für die einzelnen Gelenkfreiheitsgrade und Krafrichtungen (2). Diese ermöglichen schließlich die Vorhersage der maximal möglichen Gelenkmomente der Probanden für jede beliebige Körperhaltung (siehe Abschnitt 3.3.1).

Dem gegenüber stehen die Messungen maximaler aufgabenbezogener Körperkräfte (4) gemäß der Versuche von Rühmann (1992) und Wakula et al. (2009), die in Abschnitt 3.1.3 näher beschrieben werden. Jedem gemessenen Kraftwert kann dabei aufgrund der Literaturdaten ein entsprechendes Kraftperzentil zugeordnet werden (5) (siehe Abschnitt 3.3.2). Während der Messungen wird die Körperhaltung des Probanden durch ein optisches Bewegungserfassungssystem aufgezeichnet (6) und die auftretenden Gelenkwinkel rekonstruiert (7) (siehe Abschnitt 3.1.1 bzw. 3.3.3). Diese dienen zum einen als Eingangsgröße bei der Berechnung der maximal möglichen Gelenkmomente in dieser Haltung (3), zum anderen werden durch inverse Dynamik die bei der Kraftaufbringung wirkenden Gelenkmomente berechnet (8) und durch Division mit den Maximalmomenten die relativen Gelenkmomente bestimmt (9). Diese beiden Schritte werden in den Abschnitten 3.3.4 und 3.3.5 näher beschrieben.

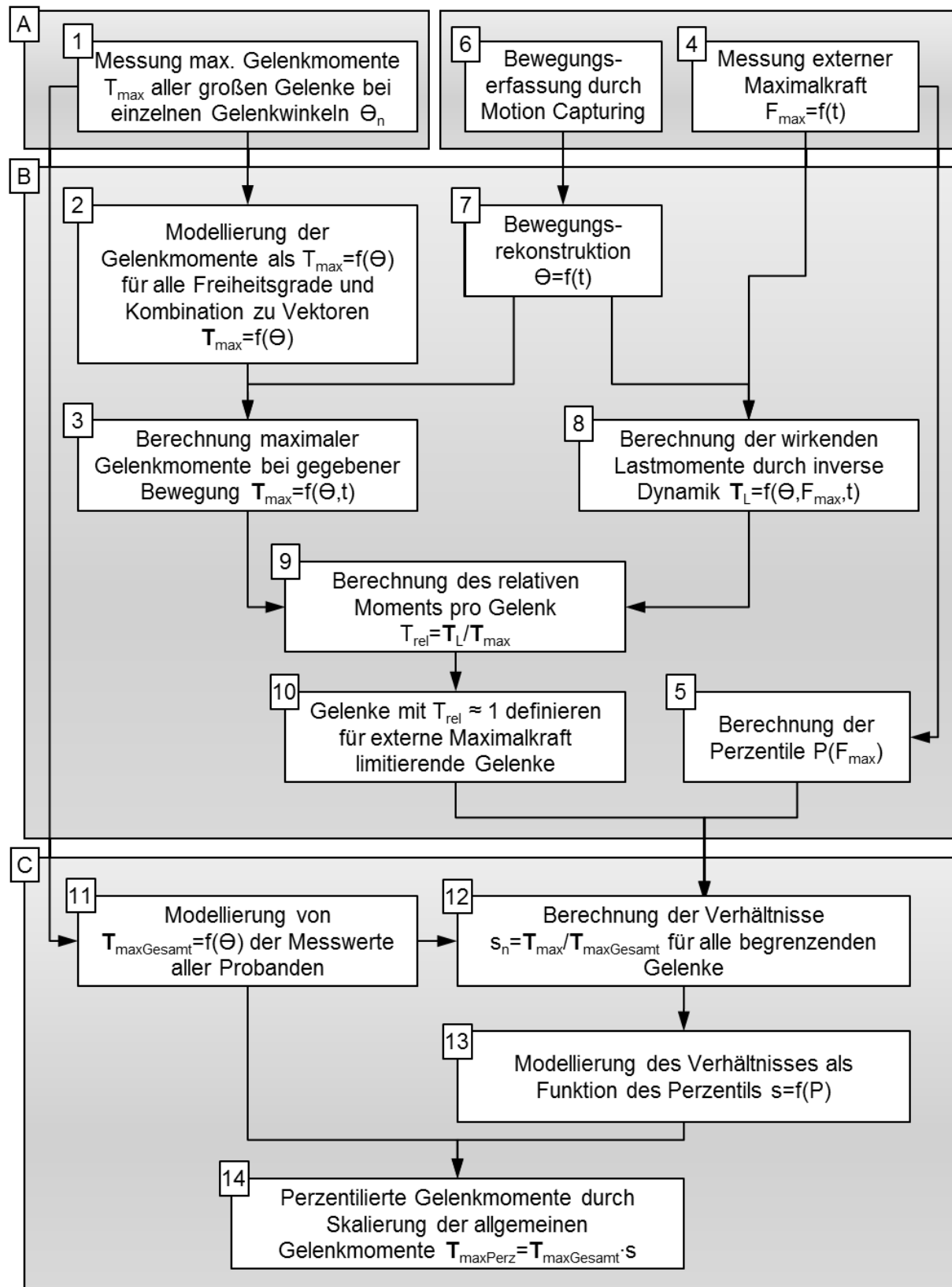


Abbildung 2-1 Vorgehensweise zur Perzentilierung maximaler Gelenkmomente

Bei der Betrachtung der relativen Gelenkmomente während einer maximalen Kraftaufbringung wird erwartet, dass sich bei einem oder mehreren Gelenken ein Ausnutzungsgrad von 100 % zeigt. Dieses Gelenk oder diese Gelenke können als für

die geforderte Kraftaufbringung limitierend bezeichnet werden, da durch ihre Begrenzung eine weitere Steigerung der extern abgegebenen Kraft verhindert wird (10). Es besteht also ein unmittelbarer Zusammenhang zwischen Perzentil der Maximalkraftmessung und limitierenden Gelenkmomenten, weshalb ihnen der Wert des Perzentils direkt zugeordnet werden kann.

Um von den Ergebnissen einzelner Probanden auf die Gesamtpopulation schließen zu können, ist zunächst eine Modellierung von Gelenkmoment-Gelenkwinkel-Funktionen über die Messdaten aller Probanden erforderlich (11), wie in Abschnitt 4.1 beschrieben. Ziel ist eine allgemeine Beschreibung der Funktionsverläufe ohne Schwerpunkt auf die tatsächlichen Werte zu legen.

Anschließend wird der Quotient aus den so ermittelten Momenten und den individuellen Maximalmomenten für alle limitierenden Gelenke bestimmt (12). Dieser stellt einen Faktor dar, mit dem das Modell der allgemeinen Gelenkmomente auf das ermittelte Perzentil skaliert werden kann. Da jedem Quotienten dieser Art ein Perzentil zugeordnet ist, kann der Skalierungsfaktor mit den Ergebnissen mehrerer Messungen als Funktion des Perzentils ausgedrückt werden (13). Multipliziert mit den allgemeinen Gelenkmomenten ermöglicht diese Funktion die Berechnung perzentilierter Gelenkmomente (14). Diese Schritte werden in Abschnitt 4.2 näher beschrieben und die finalen Ergebnisse in Abschnitt 4.3 diskutiert.

Die prinzipielle Anwendbarkeit dieser Vorgehensweise für die Bestimmung limitierender Körperteile konnte bereits anhand eines Vorversuchs gezeigt werden, dessen Ergebnisse in Engstler & Bubb (2009) publiziert wurden. Die Arbeit basierte auf einem einzelnen Probanden, dessen Gelenkmomente im Rahmen des EU FP5 Projektes „REALMAN“ (Bubb, 2003) gemessen wurden. Zusätzlich wurden Versuche aufgabenbezogener Maximalkräfte nach Rühmann (1992) reproduziert. Für die Messungen kamen Systeme für Haltungs- und Kraftmessung zum Einsatz, die mehrere Nachteile bezüglich Genauigkeit und Aussagekraft der Ergebnisse aufweisen. Auch die Auswertung basiert auf anderen Softwaresystemen, die für diese Anwendung nicht ideal geeignet sind. Diesen Einschränkungen wird bei den im Folgenden beschriebenen Versuchen durch den Einsatz besser geeigneter Messtechnik und Software gezielt begegnet.

3 Versuche

Die im Folgenden vorgestellten Versuche wurden größtenteils im Laufe des von der Europäischen Kommission im siebten Rahmenprogramm geförderten Projektes „DHErgo“ (Digital Humans for Ergonomic Design of Products) durchgeführt. Im Zeitraum zwischen August 2009 und September 2011 wurden dabei Daten maximaler Gelenkmomente und maximaler Beweglichkeit gemessen, wobei Letztere für diese Arbeit eine untergeordnete Rolle spielen. Darüber hinaus wurden speziell für diese Arbeit Messungen maximaler aufgabenbezogener Körperkräfte durchgeführt. Im Folgenden werden das Versuchsdesign und die Versuchsdurchführung beider Versuchsarten beschrieben. Dem schließen sich die Auswertung im Sinne des oben beschriebenen Vorgehens und die Darstellung der Ergebnisse an.

3.1 Versuchsdesign

Zunächst werden die eingesetzten Systeme zur Erfassung von Körperhaltungen, Bewegungen, Gelenkmomenten und Kräften sowie die Versuchspläne der einzelnen Messungen vorgestellt. Die Beschreibung der Messhaltungen erfolgt dabei ausgehend von einer sog. „T-Pose“. Bei dieser entsprechen Gelenkwinkel von null Grad einer aufrecht stehenden Haltung, bei der die Arme seitlich horizontal vom Körper weggestreckt sind, die Handflächen nach unten zeigen, die Füße hüftbreit parallel stehen sowie Knie- und Ellbogengelenk gestreckt sind.

3.1.1 Bewegungserfassung

Um die Körperhaltungen bzw. Bewegungen der Probanden während der Versuche zu erfassen, wurde ein markerbasiertes Motion Capture System Nexus MXT10 der Firma VICON bei einer Aufnahmezeit von 100 Hz verwendet. Das System besteht aus acht Infrarotkameras, welche die Bewegung reflektierender, kugelförmiger Marker erfassen. Über eine Kalibrierung wird zunächst die räumliche Anordnung der Kameras zueinander und zu einem globalen Koordinatensystem bestimmt. Wird ein und derselbe Marker von mindestens zwei Kameras gesehen, kann aus seiner Position in den zweidimensionalen Kamerakoordinatensystemen eine dreidimensionale Position im globalen Koordinatensystem rekonstruiert werden. Durch den zeitlichen Verlauf ergeben sich entsprechend Markertrajektorien.

Die Marker werden mit hautverträglichem, doppelseitigem Klebeband direkt auf der Haut angebracht. Ihre Position ist in sog. Markersets definiert. Für diese Arbeit werden zwei unterschiedliche Prozessketten zur Bewegungsrekonstruktion (siehe Abschnitt 3.3.3) mit jeweils spezifischen Markersets eingesetzt.

Die Bewegungserfassung und –rekonstruktion für die Messung maximaler Gelenkmomente basiert auf einer im Projekt DHErgo generierten Prozesskette. Sie stellt für die Messung der Schultermomente einen nötigen Zwischenschritt dar (siehe Abschnitt 3.1.2.5), ist jedoch für diese Arbeit nicht von weiterer Bedeutung und wird daher nicht näher beschrieben. Für detaillierte Informationen sei an dieser Stelle auf Robert et al. (2010) verwiesen.

Für die Auswertung der Messungen maximaler aufgabenbezogener Körperkräfte kommt eine andere Prozesskette zum Einsatz, die in Abschnitt 3.3 vorgestellt wird. Das hierfür benötigte Ganzkörper-Markerset basiert ursprünglich auf dem im klinischen Bereich verbreiteten „Helen-Hayes-Markerset“ (Kadaba, Ramakrishnan & Wootten, 1990), wurde jedoch an die speziellen Randbedingungen der Versuche angepasst und erweitert. Es zeichnet sich vor allem dadurch aus, dass die meisten Marker direkt über anatomischen Landmarken angebracht werden, die eine gute Abschätzung der Gelenkachsen ermöglichen und zugleich eine möglichst geringe Weichteilverschiebung bei Bewegungen aufweisen. Für eine genaue Bewegungserfassung ist es daher entscheidend, die Marker möglichst exakt zu positionieren, was gewisse Kenntnisse über Anatomie und Palpation, also dem Ertasten von anatomischen Landmarken voraussetzt.

Tabelle 3-1 listet die Positionen der Marker und die zugehörigen palperten anatomischen Landmarken, wie sie aus van Sint Jan & Allard (2007) zu entnehmen sind. Die für die Versuche verwendeten Akronyme entsprechen weitestgehend jenen des Helen-Hayes-Markerset. Gegebenenfalls ist ihre Entsprechung nach van Sint Jan & Allard (2007) gegeben. Abbildung 3-1 zeigt das komplette Markerset für Ganzkörpermessungen am Beispiel eines Probanden. Zusätzlich wurden vier Marker auf den Kraftmessgriffen angebracht, um die Positionen der Krafteinleitungspunkte jederzeit rekonstruieren zu können.

Tabelle 3-1 Palpierte anatomische Landmarken zur Anbringung der Reflexionsmarker für Ganzkörpermessungen

Akronym*	Akronym**	Beschreibung
RASI / LASI	IAS	anteriorer / superiorer Fortsatz des Beckenkamms
RICT / LICT	ICT	posteriore Fortsatz des Beckenkamms
RPSI / LPSI	IPS	maximale laterale Ausdehnung des Beckenkamms
RTHI / LTHI	-	Redundanz - lateral auf dem Oberschenkel
RNKE / LKNE	FLE	laterale Epicondyle des Oberschenkelknochens
RTIB / LTIB	-	Redundanz - lateral auf dem Unterschenkel
RANK / LANK	FAL	lateral / distaler Vorsprung des Wadenbeins
RFM1 / LFM1	FM1	distaler Fortsatz des 1. Mittelfußknochens
RFM5 / LFM5	FM5	distaler Fortsatz des 5. Mittelfußknochens
RHEE / LHEE	FCC	dorsaler Vorsprung des Fersenbeins
C7	CV3	Wirbelfortsatz des 7. Halswirbels
T3	TV3	Wirbelfortsatz des 3. Brustwirbels
T8	TV8	Wirbelfortsatz des 8. Brustwirbels
RSHO / LSHO	SAE	laterale Kante des Acromion des Schulterblatts
RUPA / LUPA	-	Redundanz - lateral auf dem Oberarm
RELB / LELB	HLE	laterale Epicondyle des Oberarmknochens
RFRA / LFRA	-	Redundanz - lateral auf dem Unterarm
RWRA / LWRA	RSP	distaler Fortsatz der Speiche des Unterarms
RWRB / LWRB	USP	distaler Fortsatz der Elle des Unterarms
RFIN / LFIN	HL2/HM2	distaler Fortsatz des Metacarpalknochens des Zeigefingers

* Akronym gemäß Helen-Hayes-Markerset, so dort vorhanden

** Akronym gemäß van Sint Jan, Serge; Allard, Paul (2007)



Abbildung 3-1 komplettes Set von Reflexionsmarkern für Ganzkörpermessungen

3.1.2 Messung maximaler Gelenkmomente

Das Versuchsdesign zur Messung maximaler Gelenkmomente wurde in Abstimmung mit dem DHErgo-Projektkonsortium festgelegt. Ziel war eine möglichst umfassende Messung der Gelenkmomente in den großen Körpergelenken unter Berücksichtigung physiologischer Einflussgrößen. Gleichzeitig sollte der zeitliche Aufwand für die einzelnen Versuchspersonen in zumutbaren Grenzen gehalten werden, da aufgrund muskulärer Ermüdung nur eine begrenzte Anzahl an Maximalkraftmessungen pro Tag erfolgen kann. Um dennoch eine möglichst große Anzahl einzelner Positionen messen zu können, wurden unter der Annahme von Symmetrie nur die Extremitäten der rechten Körperhälfte vermessen. Diese Überlegungen führten zu den im Folgenden vorgestellten Versuchsplänen, welche zur besseren Übersicht nach Gelenken strukturiert sind. Die Messungen nahmen pro Proband 19 Versuchstage in Anspruch, wobei ein Tag zwei bis drei Stunden umfasste.

Den Festlegungen der einzelnen Messpositionen liegen zum Teil umfangreiche physiologische Überlegungen und Vorversuche zugrunde, deren Beschreibung nicht im Fokus dieser Arbeit liegt. Auf eine detaillierte Herleitung wird daher verzichtet. Der primäre Unterschied im Vergleich zu den meisten in der Literatur dokumentierten Messungen (siehe Abschnitt 1.3.2) liegt in der Berücksichtigung der sog. biartikularen Muskulatur, also von Muskeln, die mehr als ein Gelenk überziehen. Aufgrund der Muskelkraft-Muskellängenrelation (Winter, 2005) kann demnach der Gelenkwinkel eines benachbarten Gelenks direkten Einfluss auf das Moment des zu messenden Gelenks haben. Für eine detaillierte Beschreibung dieses Effekts sei beispielhaft für Ellbogen- und Kniegelenk auf Guenzkofer, Engstler, Bubb & Bengler (2011a) sowie Guenzkofer, Engstler, Bubb & Bengler (2011b) verwiesen.

Die korrekten Messhaltungen der Probanden wurden mithilfe eines Goniometers eingestellt und regelmäßig kontrolliert. Ursprünglich sollten die Gelenkwinkel für alle Versuche mit den Daten des Motion Capture Systems überprüft werden, um eventuelle Haltungsänderungen während der Kraftaufbringung zu erfassen. Dies stellte sich jedoch aufgrund des hohen Auswerteaufwands im Rahmen des Projekts als nicht durchführbar heraus und wurde daher nur für das Schultergelenk durchgeführt, da hier keine direkte Messung der Gelenkmomente möglich ist und die Bewegungsdaten für die Rekonstruktion der Gelenkmomente durch inverse Dynamik erforderlich sind. Bei allen anderen Gelenken wurden Drehmomentensensoren mit

den physiologischen Rotationsachsen der Gelenke in Flucht gebracht und die Momente direkt gemessen. Für die Messungen kamen speziell zu diesem Zweck konstruierte Messmaschinen zum Einsatz, die in den folgenden Abschnitten genauer beschrieben werden. Die Kraftübertragung der Probanden auf die Maschinen erfolgt über entsprechende Polster und Abstützflächen bzw. Rückhaltesysteme.

Zur Messwerterfassung wurde „LabView“ in Version 8.6 eingesetzt. Abbildung 3-2 zeigt die Benutzeroberfläche des speziell für diesen Zweck geschriebenen Programms, welches durch seine Struktur den Versuchsleiter bei der Versuchsdurchführung unterstützt. Es ermöglicht zunächst die Auswahl der Messapparatur und des darin verbauten Sensors für eine korrekte Umrechnung der verstärkten Spannungssignale in Newtonmeter. Ein Nullabgleich dient zur Berücksichtigung von Drehmomenten, die durch die Apparatur selbst auf den Sensor aufgebracht werden. Die eigentliche Messung erfasst die Spannungssignale des Drehmomentensensors über ein Zeitintervall von fünf Sekunden, in dem die Kraftaufbringung nach der Plateaumethode erfolgt (siehe Abschnitt 1.3.1) und visualisiert den Momentenverlauf. Über eine entsprechende Schaltung wird bei Bedarf zeitsynchron die Aufnahme des Motion Capture Systems ausgelöst. Der Versuchsleiter hat im Anschluss an die Messung die Möglichkeit, manuell das Zeitintervall des maximalen Plateaus zu definieren, über welches der Mittelwert gebildet und als finaler Messwert ausgegeben wird. Zusätzlich wird der Kraftverlauf für eventuelle spätere Auswertungen als Textdatei gespeichert. Ein optional ausgeführter Countdown unterstützt die Einhaltung der zweiminütigen Erholungsphase.

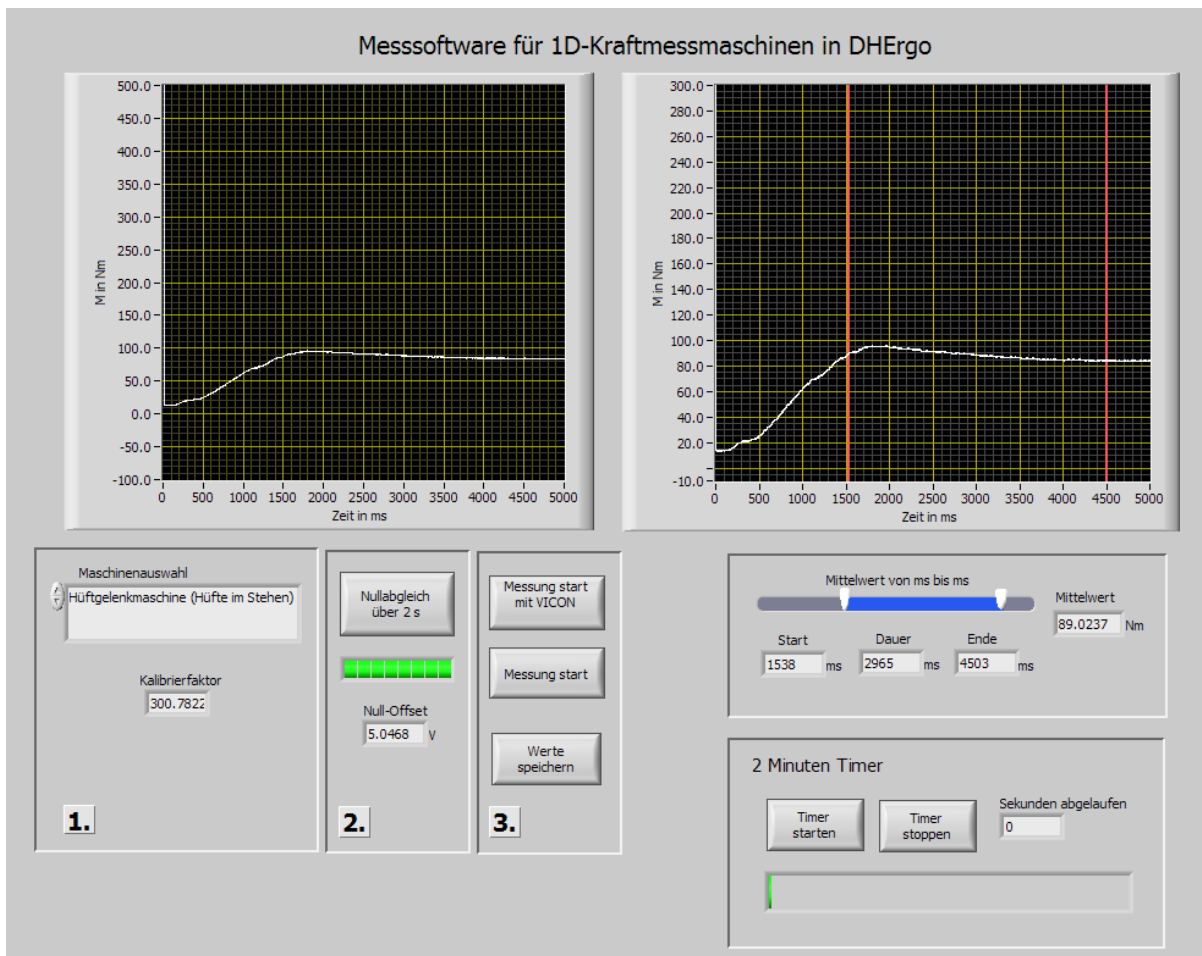


Abbildung 3-2 LabView-Programm zur Messwerterfassung für Maschinen mit einem Drehmomentensensor

3.1.2.1 Sprunggelenk

Das Sprunggelenk weist die zwei Freiheitsgrade Plantarflexion / Dorsalextension sowie Abduktion / Adduktion auf. Letztere erfüllen vor allem Stabilisierungsaufgaben und umfassen nur einen sehr geringen Bewegungsbereich, wodurch sie messtechnisch schwierig zu erfassen sind und im Sinne der Modellierung in digitalen Menschmodellen eine geringe Relevanz haben. Plantarflexion und Dorsalextension sind hingegen aktiv an Bewegungen beteiligt und weisen einen deutlich größeren Bewegungsbereich auf. Daher werden für das Sprunggelenk nur Momente dieses Freiheitsgrads unter verschiedenen Flexions- bzw. Extensionswinkeln in der Sagittalebene gemessen. Zur Berücksichtigung der oben erwähnten biartikularen Muskulatur werden diesen Winkeln zusätzlich verschiedene Knieflexionswinkel überlagert. Tabelle 3-2 listet die aus diesen Überlegungen resultierenden sechs Positionen für Plantarflexion und vier Positionen für Dorsalextension.

Tabelle 3-2 Messhaltungen für maximale Momente des Sprunggelenks und Darstellung der Gelenkwinkelkonvention

Momenten- richtung	Gelenkwinkel [°]	
	Sprunggelenks- winkel*	Knieflexions- winkel
Plantar- flexion	0	0
	-30	0
	-30	45
	0	45
	0	90
	-30	90
Dorsal- extension	0	0
	-30	0
	0	90
	-30	90

* neg. Werte entsprechen Plantarflexion

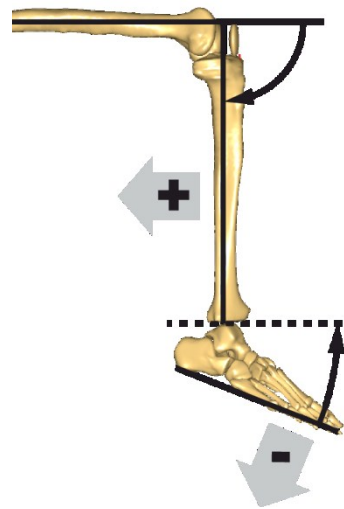


Abbildung 3-3 zeigt das verwendete Messgerät im Betrieb. Der Fuß des Probanden wird im Gerät fixiert und die Rotationsachse des Drehmomentensensors möglichst gut mit der Rotationsachse des Gelenks zur Deckung gebracht, wodurch eine direkte Messung des Drehmoments ermöglicht wird. Der Proband nimmt für die Messung eine sitzende Haltung mit einem Hüftwinkel von 45° ein.

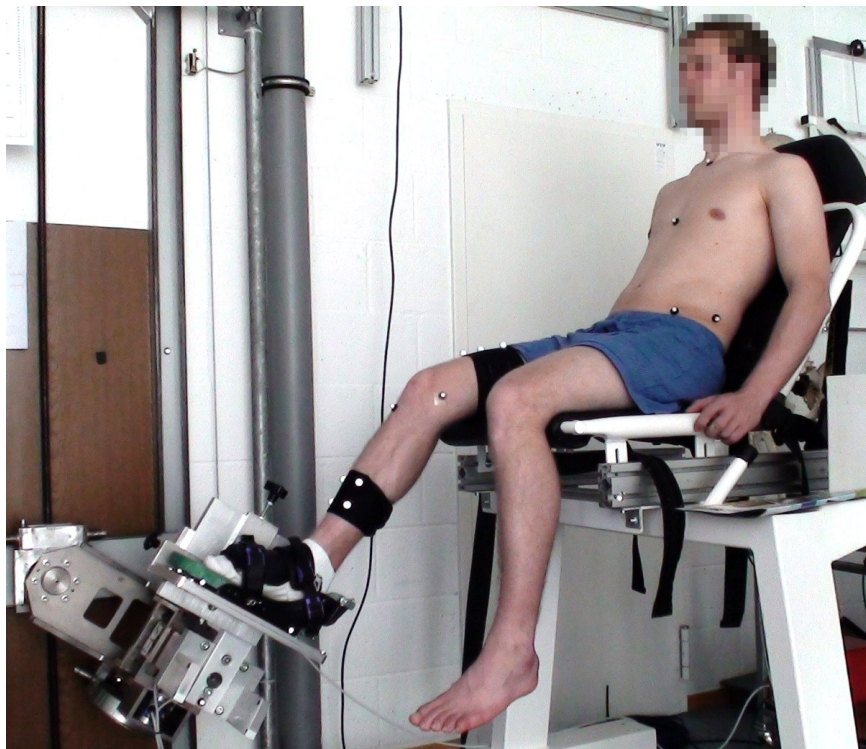


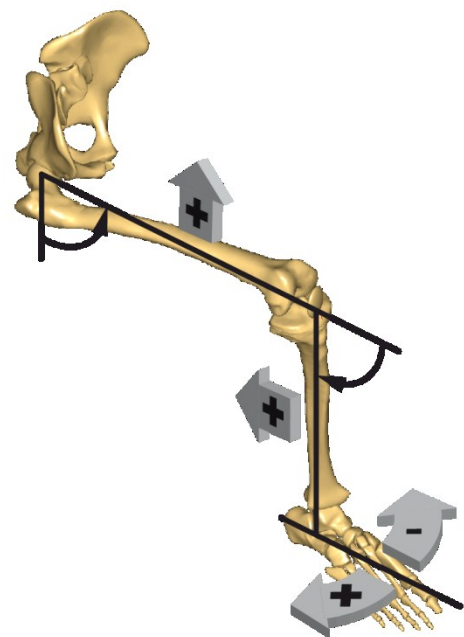
Abbildung 3-3 Gerät zur Messung maximaler Momente des Sprunggelenks

3.1.2.2 Kniegelenk

Das Kniegelenk ermöglicht eine Flexions- / Extensionsbewegung sowie eine Rotationsbewegung um die Unterschenkel längsachse. Durch eine Vielzahl biartikularer Muskeln, welche das Hüftgelenk überziehen, ergibt sich ein Einfluss des Hüftflexionswinkels auf das Flexions- und Extensionsmoment (Guenzkofer et al., 2011b). Für die Unterschenkelrotation hat sich dieser Effekt in Vorversuchen als vernachlässigbar herausgestellt. Damit ergeben sich die in Tabelle 3-3 dargestellten Messhaltungen, die zwei Versuchstage in Anspruch nahmen.

Tabelle 3-3 Messhaltungen für maximale Momente des Kniegelenks und Darstellung der Gelenkwinkelkonvention

Momentenrichtung	Gelenkwinkel [°]		Körperlage
	Knieflexionswinkel	Hüftflexionswinkel	
Flexion	0	0	in Bauchlage
	30	0	
	60	0	
	110	0	
	0	90	sitzend
	30	90	
	60	90	
	110	90	
Extension	20	0	sitzend
	110	0	
	20	45	
	60	45	
	110	45	
	20	90	
	110	90	
	Knieflexionswinkel	Hüftflexionswinkel	Knierotationswinkel*
Einwärtsdrehung	20	45	-20 / 20
	45		-20 / 20
	90		-20 / 20
Auswärtsdrehung	20	45	-20 / 20
	45		-20 / 20
	90		-20 / 20



* pos. Werte entsprechen Außenrotation (Drehung der Fußspitze nach außen)

Für die Messung von Flexions- und Extensionsmoment kommt ein adaptiertes Gerät aus dem Fitnessbereich zum Einsatz. Es ermöglicht die Variation von Knie- und Hüftflexionswinkel und umfasst ein Rückhaltesystem zur Fixierung des Probanden.

Messungen finden sowohl im Sitzen als auch in Rücken- und Bauchlage statt. Abbildung 3-4 links zeigt beispielhaft die Messung des Extensionsmoments bei einem Hüftflexionswinkel von 0° und einem Knieflexionswinkel von 110° . Das Rotationsmoment des Unterschenkels wird über eine Konfiguration des Sprunggelenkmessgeräts realisiert und ist in Abbildung 3-4 rechts dargestellt.

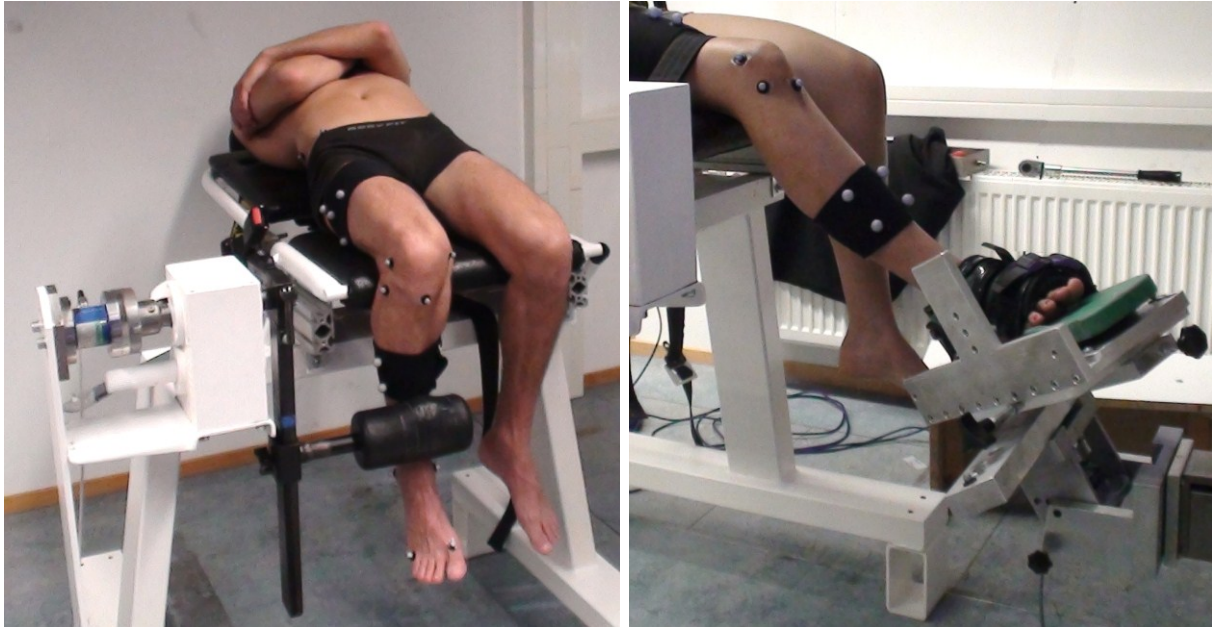


Abbildung 3-4 Geräte zur Messung maximaler Momente des Kniegelenks

3.1.2.3 Hüftgelenk

Das Hüftgelenk besitzt als Kugelgelenk drei Rotationsfreiheitsgrade. Eine übliche Beschreibung der Bewegungsrichtungen sind Flexion und Extension in der Sagittalebene, Adduktion und Abduktion in der Frontalebene sowie Rotation um die Oberschenkel längsachse. Aus physiologischen Gründen besteht ein Einfluss des Knieflexionswinkels, welcher so weit möglich berücksichtigt wurde. Mit der gegebenen Messtechnik lassen sich die Freiheitsgrade nur zum Teil kombiniert messen, da beispielsweise bei gleichzeitiger Überlagerung von Flexion / Extension mit Adduktion / Abduktion keine Abstützung in der Messmaschine möglich ist. Insgesamt ergeben sich die in Tabelle 3-4 gelisteten Messhaltungen, die über vier Versuchstage gemessen wurden.

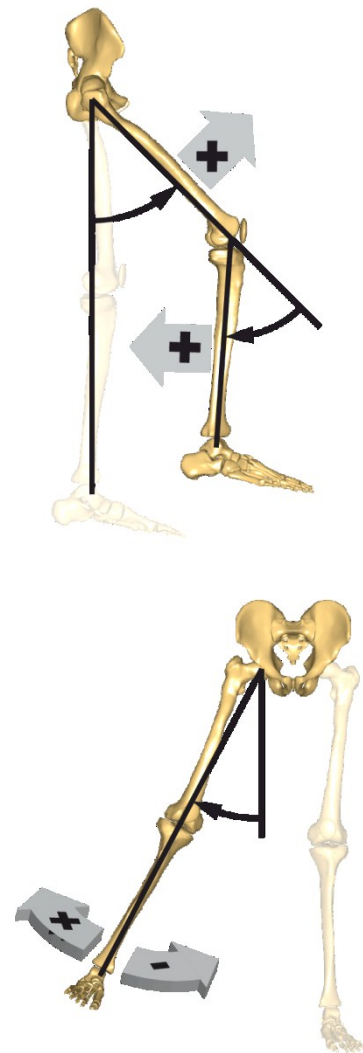
Tabelle 3-4 Messhaltungen für maximale Momente des Hüftgelenks und Darstellung der Gelenkwinkelkonvention

Momenten- richtung	Gelenkwinkel [°]		
	Hüftflexions-/ Abduktions- Winkel*	Knieflexions- winkel	Hüftrotations- winkel**
Extension	-80 %	0	0
	0	90	0
	0	0	-15 / 0 / 30
	20 %	0	0
	40 %	0	0
	60 %	0	0
	80 %	0	-15 / 0 / 30
Flexion	-80 %	90	0
	0	0	0
	0	90	-15 / 0 / 30
	80 %	0	0
	80 %	90	0
Abduktion	-20 %	0	0
	0	0	-15 / 0 / 30
	0	90	0
	80 %	0	0
Adduktion	-20 %	0	0
	0	0	-15 / 0 / 30
	0	90	0
	80 %	0	-15 / 0 / 30
	80 %	90	0
Rotation einwärts	0	90	-15 / 30
	90	90	-15 / 30
Rotation auswärts	0	90	-15 / 30
	90	90	-15 / 30

* %-Angaben bezogen auf individuelle Beweglichkeit

neg. Werte entsprechen Extension bzw. Adduktion

** pos. Werte entsprechen Außenrotation



Für die Messungen von Flexions-, Adduktions- und Abduktionsmoment kommt ebenfalls ein adaptiertes Gerät aus dem Fitnessbereich zum Einsatz. Die Verstellbarkeit von Bodenfläche und Polstern ermöglicht dabei die Ausrichtung der Sensorachse auf den per Palpation bestimmten Hüft Drehpunkt des aufrecht stehenden Probanden für eine direkte Messung des Moments. Die Messung von Hüftextensionsmomenten findet im Liegen auf einer Modifikation des Gerätes zur Kniemomentenmessung statt.

Die Erfassung des Hüftrotationsmoments findet in sitzender bis liegender Haltung unter verschiedenen Hüftflexionswinkeln statt. Hierfür steht eine variable Rückenlehne mit Rückhaltesystem zur Verfügung. Der Oberschenkel wird bei einem Knieflexionswinkel von 90° gegen Rotation fixiert. Eine Kraftübertragung in Knieflexions- und Extensionsrichtung findet nicht statt. Die Sensorachse ist in Verlängerung der Oberschenkellängsachse angebracht. Alle drei Messgeräte sind in Abbildung 3-5 dargestellt.

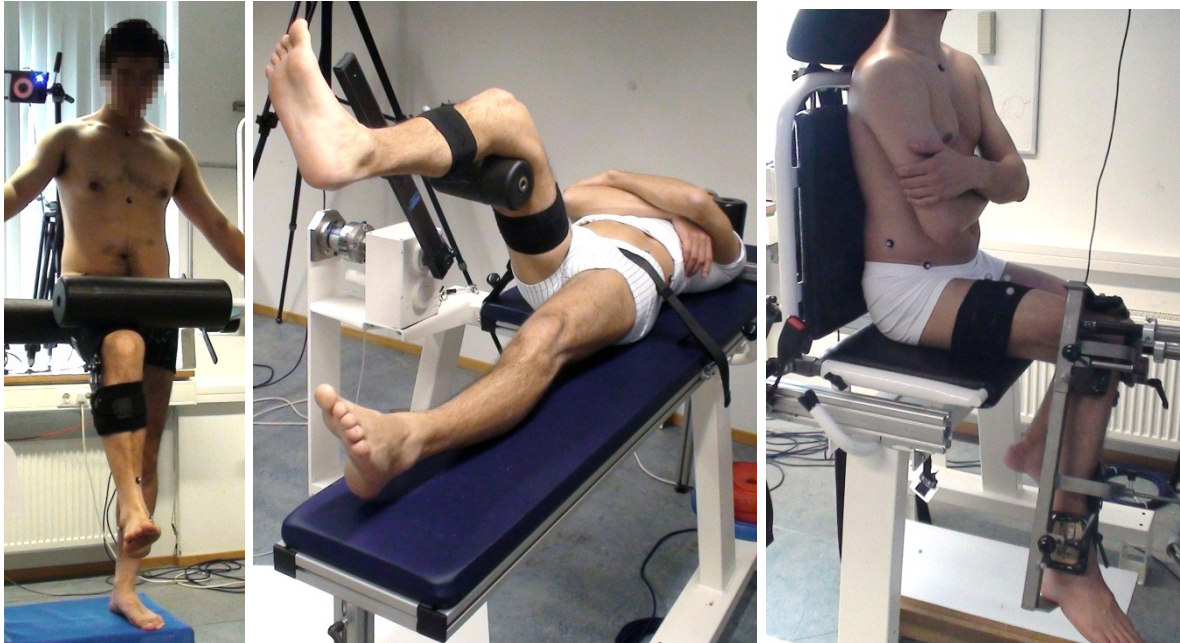


Abbildung 3-5 Geräte zur Messung maximaler Momente des Hüftgelenks; links Flexions-, Adduktions- und Abduktionsmomente, Mitte Extensionsmomente, rechts Rotationsmomente

3.1.2.4 Wirbelsäule

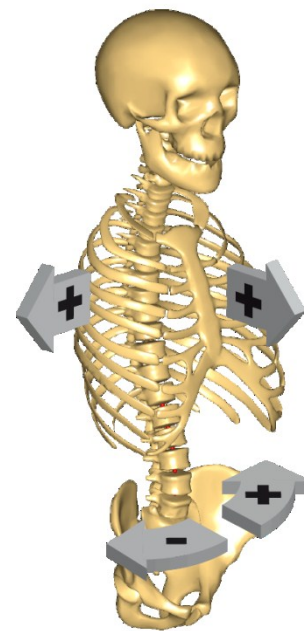
Die Wirbelsäule stellt aus anatomischer Sicht kein einzelnes Gelenk, sondern einen Verbund von Gelenken dar, der sich aus den 24 beweglichen Wirbeln, den dazwischen befindlichen Bandscheiben und dem Muskel- und Bandapparat zusammensetzt. Für die Anwendung in digitalen Menschmodellen wie auch für diese Arbeit wird die Wirbelsäule jedoch vereinfacht betrachtet. Da die Momente zwischen den einzelnen Wirbeln für eine direkte Messung nicht zugänglich sind, werden sie indirekt über die Messung von Momenten und Bewegungen zwischen Hüfte und Brustkorb erfasst. Daher konzentriert sich die folgende Betrachtung ausschließlich auf diesen Bereich bestehend aus der Lendenwirbelsäule und dem unteren Bereich der Brustwirbelsäule. Der obere Teil der Brustwirbelsäule wird als starr angenommen. Die Halswirbelsäule wird für diese Messungen vernachlässigt, da sie

für die Aufbringung externer Kräfte geringe Bedeutung hat und das Risiko der Messung maximaler Gelenkmomente speziell in dieser Körperregion durch das Projektkonsortium als zu hoch bewertet wurde.

Bei den Bewegungsrichtungen der Wirbelsäule können Flexion / Extension in der Sagittalebene, Lateralflexion in der Frontalebene sowie Rotation um die Längsachse unterschieden werden. Diese Freiheitsgrade werden gemäß dem Versuchsprotokoll in Tabelle 3-5 einzeln und zum Teil kombiniert an zwei Versuchstagen gemessen.

Tabelle 3-5 Messhaltungen für maximale Momente der Wirbelsäule und Darstellung der Gelenkwinkelkonvention

Momenten- richtung	Gelenkwinkel [°]		
	Rotationswinkel*	Flexions- winkel	Lateral- flexionswinkel**
Rotation	-45	0	0
	-30		
	0		
	30		
	45		
Flexion	0	0	0
		30	
		60	
Extension	0	0	0
	0	30	
	Füße 90° zu Torso	30	
	0	60	
	Füße 90° zu Torso	60	
Lateralflexion	0	0	0
			15
			30



* pos. Werte entsprechen Drehung nach links
 ** Lateralflexion wurde nach rechts ausgeführt

Wirbelsäulenflexions- und –extensionsmomente sowie Lateralflexionsmomente werden mit der oben beschriebenen Maschine für Hüftflexion, Extension, Adduktion und Abduktion gemessen. Die Sensorachse wird etwa auf den Hüft Drehpunkt ausgerichtet. Der Proband überträgt die Kraft mit dem Torso auf den Sensor, wobei die Hüfte von der Maschine abgestützt wird. Die Messung des Moments um die Wirbelsäulenlängsachse erfolgt in sitzender Haltung. Die Kraftübertragung wird über eine Abstützung von Oberschenkeln und Torso an entsprechenden Polstern erreicht.

Der Sensor befindet sich über dem Kopf des Probanden und ist etwa auf die Mittenachse der Wirbelsäule ausgerichtet. Abbildung 3-6 zeigt beide Geräte.

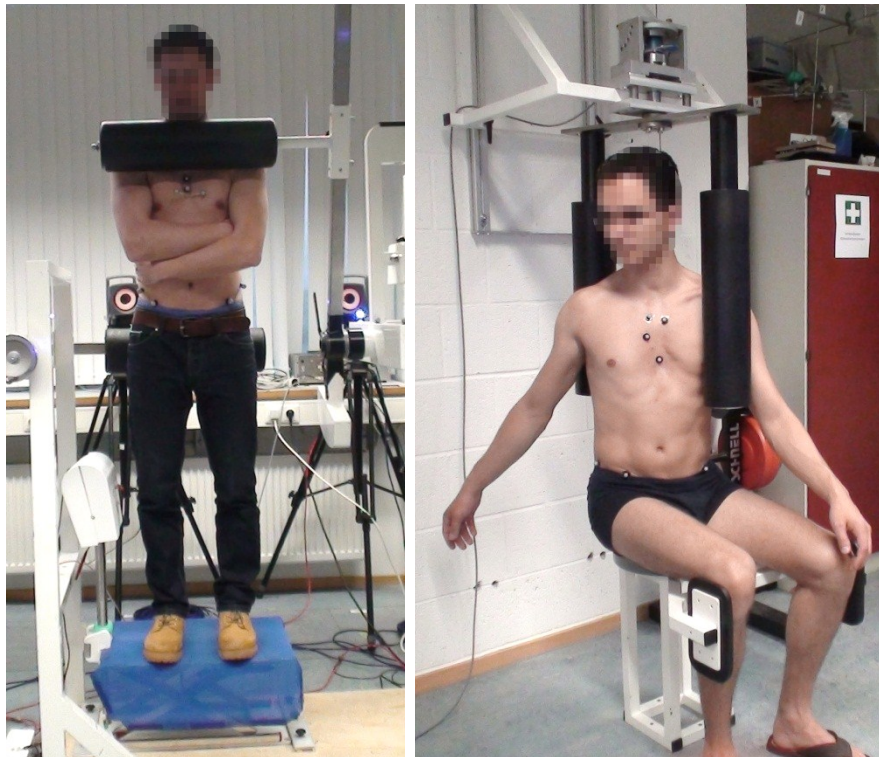


Abbildung 3-6 Geräte zur Messung maximaler Momente der Wirbelsäule, links Flexions- und Extensionsmomente, rechts Rotationsmomente

3.1.2.5 Schultergelenk

Das Schultergelenk im Sinne dieser Arbeit umfasst das glenohumerale sowie das sternoclaviculare Gelenk, also den Verbund aus Schultergelenk, Schulterblatt und Schlüsselbein. Dies beruht darauf, dass es für Probanden nicht möglich ist, Bewegungen und Momente rein aus dem glenohumeralen Gelenk zu generieren, ohne das sternoclaviculare Gelenk zu beteiligen. Da die Gelenke nicht getrennt erfasst werden können, werden deshalb alle Momente in das glenohumerale Gelenk projiziert und das sternoclaviculare Gelenk als frei von Momenten angenommen. Diese Vereinfachung ist unter dem Hintergrund einer Abbildung in digitalen Menschmodellen zulässig.

Die drei Freiheitsgrade des Schultergelenks können als Flexion / Extension oder auch Anteversion / Retroversion in der Sagittalebene, Abduktion / Adduktion in der Frontalebene und Rotation um die Oberarm-längsachse bezeichnet werden. Für eine übersichtliche Beschreibung der Messhaltungen wird zunächst eine von acht Positionen des Ellbogens im Raum definiert, wie sie in Abbildung 3-7 links dargestellt

sind. Jeder Position werden je drei Oberarmrotationswinkel (A, B, C) überlagert (Abbildung 3-7 Mitte). Hierbei wurden die Extrempositionen maximal einwärts und maximal auswärts rotiert sowie eine neutrale Zwischenhaltung berücksichtigt. Aus dieser Kombination ergeben sich 24 Messhaltungen.

Im Schultergelenk können Gelenkmomente theoretisch in beliebige Richtungen aufgebracht werden. Aufgrund der Möglichkeiten der Messtechnik und des Modellierungsansatzes von Schwarz (1997), der in angepasster Weise auch in dieser Arbeit Anwendung findet, werden pro Messhaltung sechs definierte Kraftaufbringungen gemessen: distal (d) und proximal (p) entlang der Unterarm längsachse, lateral (l) und medial (m) senkrecht zur Unterarm längsachse sowie Einwärts- (-) und Auswärtsrotation (+) um die Oberarm längsachse (siehe Abbildung 3-7 rechts). Unter Berücksichtigung der Messwiederholung ergeben sich somit 288 Einzelmessungen, welche auf fünf Versuchstage pro Proband aufgeteilt wurden. Auf eine tabellarische Darstellung der Messungen wird an dieser Stelle verzichtet.

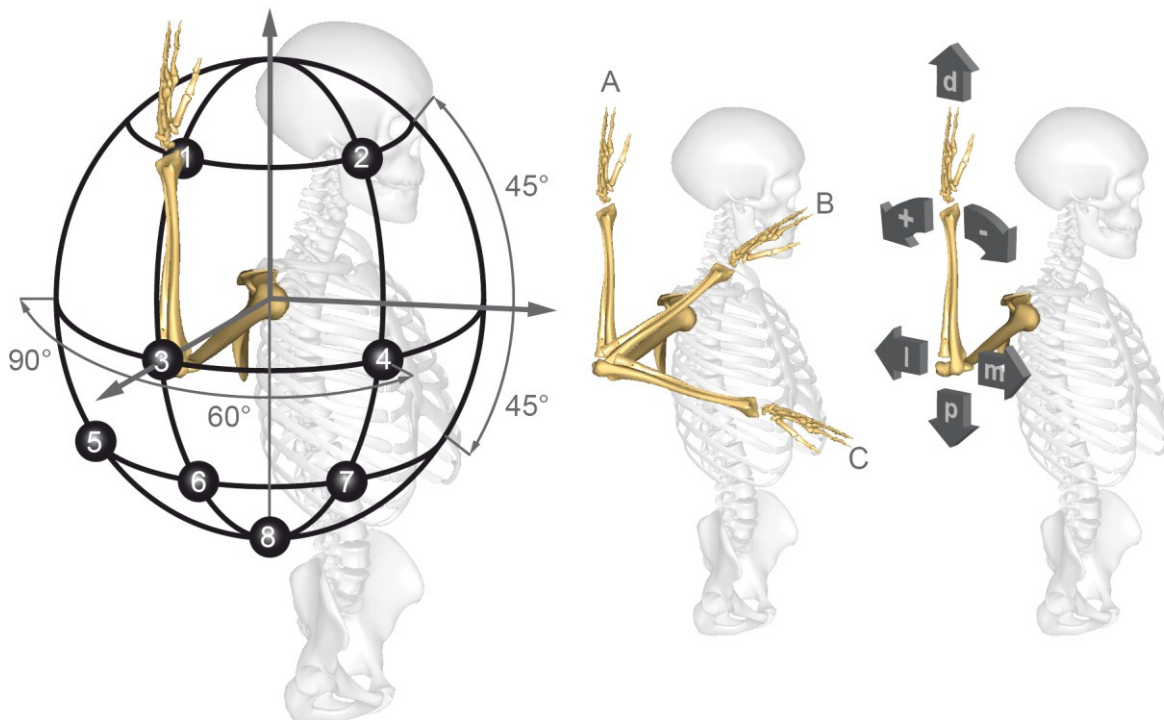


Abbildung 3-7 Messhaltungen und Krafrichtungen für maximale Momente des Schultergelenks (links Schulterpositionen im Raum, Mitte Oberarmrotationen, rechts Krafrichtungen)

Zur Messung der Momente wird ein Gerät mit drei geschachtelten Drehmomentensensoren verwendet (Schwarz, 1992), das in Abbildung 3-8 beispielhaft für die Messposition 8 A dargestellt ist. Das Programm für die Datenerfassung erfuhr eine entsprechende Anpassung, um drei Signale synchron erfassen und visualisieren zu können. Die Krafteinleitung des Probanden erfolgt über einen Hebel, der in Oberarm-längsrichtung ausgerichtet wird. Der Unterarm und die Hand werden bei einem Ellbogenflexionswinkel von 90° abgestützt. Über Polster und einen Handgriff können Kräfte in die oben beschriebenen Richtungen auf die Maschine übertragen werden.

Aufgrund des Aufbaus können die Gelenkmomente mit Ausnahme der Rotation um die Oberarm-längsachse nicht direkt gemessen werden. Sie werden daher unter Nutzung der Bewegungsdaten nach dem von Robert et al. (2010) beschriebenen Prozess rekonstruiert. Hieraus resultieren Gelenkwinkel gemäß der Konvention des Menschmodells „RAMSIS“ sowie Gelenkmomente ausgedrückt im Segmentkoordinatensystem des Oberarms.



Abbildung 3-8 Gerät zur Messung maximaler Momente des Schultergelenks; Messposition 8 A

3.1.2.6 Ellbogengelenk

Das Ellbogengelenk umfasst die zwei Freiheitsgrade Flexion / Extension sowie Pronation / Supination (Rotation um die Unterarm längsachse), welche im nachfolgenden Abschnitt beschrieben wird. Für die Messung von Ellbogenflexions- und -extensionsmomenten ist aus muskulären Gründen sowohl ein Einfluss des Schulterflexionswinkels wie auch des Pronations- / Supinationswinkels zu erwarten (siehe Guenzkofer et al. (2011a)). Aus der gezielten Kombination dieser drei Freiheitsgrade ergibt sich das in Tabelle 3-6 dargestellte Versuchsdesign, dessen Messung drei Versuchstage in Anspruch nahm.

Tabelle 3-6 Messhaltungen für maximale Flexions- und Extensionsmomente des Ellbogengelenks und Darstellung der Gelenkwinkelkonvention

Momenten- richtung	Gelenkwinkel [°]			
	Ellbogen- flexions- winkel	Schulterflexions- winkel*	Pronations- winkel**	
Flexion & Extension	0	-30	0	
		0	-90 / 0 / 45	
		45	0	
		90	0	
		135	0	
	30	-30	0	
		0	-90 / 0 / 45	
		135	0	
		60	-30	0
			0	-90 / 0 / 45
	135		0	
	90		-30	0
			0	-90 / 0 / 45
		45	0	
		90	0	
		135	0	
	120	-30	0	
		0	-90 / 0 / 45	
		45	0	
		90	0	
135		0		



* Schulterflexion in der Sagittalebene, pos. Werte entsprechen Armbewegung nach vorne

** pos. Werte entsprechen Pronation (Drehung des Daumens nach innen)

Die direkte Messung der Flexions- und -Extensionsmomente erfolgt über die in Abbildung 3-9 dargestellte Maschine in sitzender Haltung. Kontaktflächen für Schulter, Ober- und Unterarm ermöglichen eine Kraftübertragung ohne Beteiligung des Handgelenks. Der Sensor befindet sich seitlich des Ellbogengelenks und erlaubt über einen Lochkreis die Einstellung verschiedener Ellbogenflexionswinkel. Ein Handgriff gibt den Pronations- / Supinationswinkel vor, dient jedoch nicht primär zur Kraftübertragung. Der gesamte Aufbau kann für eine Variation des Schulterwinkels in der Sagittalebene um den oberen Lagerpunkt gedreht werden.

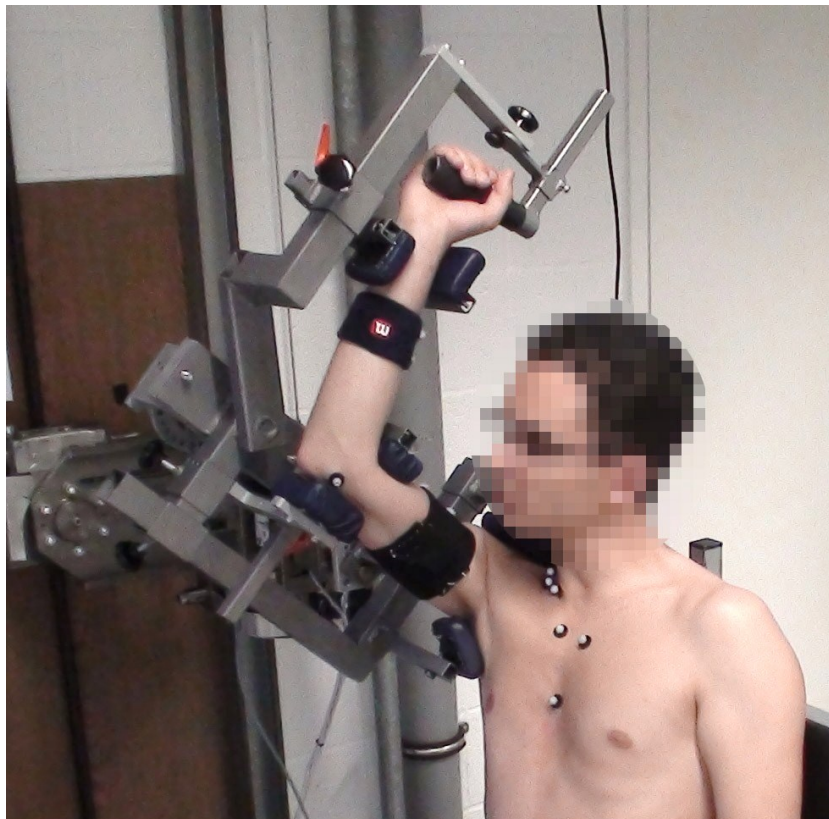


Abbildung 3-9 Gerät zur Messung maximaler Flexions- und Extensionsmomente des Ellbogengelenks

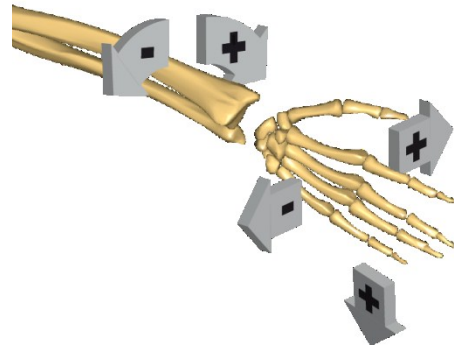
3.1.2.7 Handgelenk und Unterarmrotation

Momente des Handgelenks werden direkt in die Richtungen Flexion, Extension, Abduktion und Adduktion gemessen. Die Kraftübertragung erfolgt über einen gummierten Handgriff und Abstützflächen für den Unterarm. Die Messungen von Pronations- und Supinationsmomenten des Ellbogengelenks werden mit einer weiteren Konfiguration der Maschine gemessen, weshalb sie in diesem Abschnitt aufgeführt ist. Alle Messungen finden in sitzender Haltung bei einem

Ellbogenflexionswinkel von ca. 45° statt. Die Versuche wurden innerhalb eines Messtages nach dem in Tabelle 3-7 dargestellten Versuchsplan durchgeführt.

Tabelle 3-7 Messhaltungen für maximale Momente des Handgelenks und der Unterarmrotation und Darstellung der Gelenkwinkelkonvention

Momenten- richtung	Gelenkwinkel [°]		
	Pronations- winkel*	Flexions- winkel	Abduktions- winkel
Pronation & Supination	45	0	0
	0		
	-45		
	-90		
	90		
Flexion & Extension	-90	0	0
	-90	-15	0
	-90	30	0
	90	0	0
	90	-15	0
	90	30	0
Abduktion & Adduktion	0	0	0
	0	0	15



* pos. Werte entsprechen Pronation
(Drehung des Daumens nach innen)

Abbildung 3-10 zeigt die verschiedenen Konfigurationen des Messgerätes.

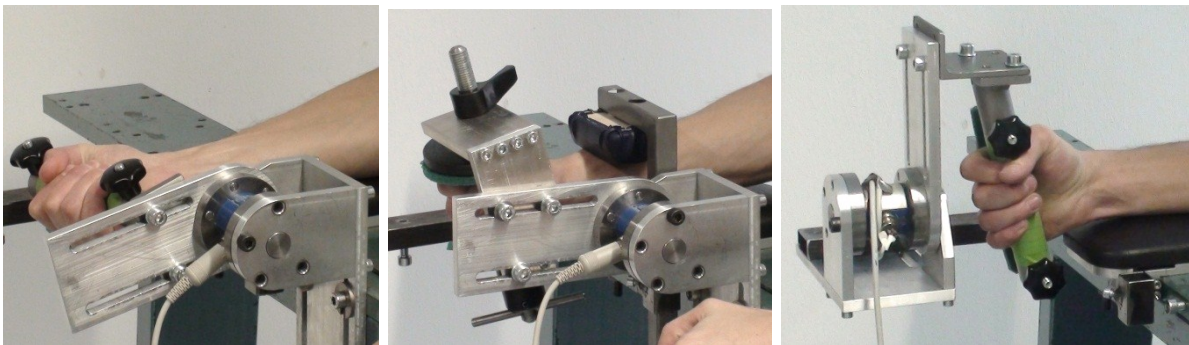


Abbildung 3-10 Gerät zur Messung maximaler Momente des Handgelenks und der Unterarmrotation; links Handgelenksflexions- und Extensionsmomente, Mitte Handgelenksabduktions- und Adduktionsmomente, rechts Ellbogenrotationsmomente

3.1.3 Messung aufgabenbezogener maximaler Körperkräfte

Bei der Messung maximaler aufgabenbezogener Körperkräfte wurde versucht, das Versuchsdesign und die Messtechnik der ursprünglichen Versuche möglichst originalgetreu zu reproduzieren. Dies ist eine Voraussetzung für einen validen Vergleich der Messwerte und für die spätere Zuweisung von Perzentilen. Es stand

die originale Messtechnik zur Verfügung, welche in den Versuchsreihen „Körperkräfte des Menschen“ nach Rühmann (1992) (vgl. Abschnitt 1.3.2.1) sowie „Der montagespezifische Kraftatlas“ nach Wakula et al: (2009) (vgl. Abschnitt 1.3.2.2) Verwendung fand. Bei genauerer Betrachtung stellte sich jedoch heraus, dass die von Rühmann verwendete Messtechnik für eine Anwendung im Sinne dieser Arbeit unzureichend ist, da hierfür nur einachsige Kraftaufnehmer zum Einsatz kamen, parasitäre Kräfte also nicht erfasst werden können. Für die angestrebte Mehrkörpersimulation (siehe Abschnitt 3.3.4) werden jedoch die gesamten vom Probanden aufgebrauchten Kräfte benötigt. Daher wurden für alle im Folgenden beschriebenen Messungen die Kraftgriffe des BGIA verwendet, wie sie für die Messungen des Kraftatlas zu Einsatz kamen und in Abbildung 3-11 dargestellt sind. Sie sind bezüglich der Griffgeometrie mit der bei Rühmann (1992) eingesetzten Messtechnik vergleichbar. In die Griffe sind je zwei dreiachsige piezoelektrische Kraftaufnehmer sowie eine Verstärkerschaltung integriert. Damit wird die Erfassung von Kräften beider Hände in alle drei Raumrichtungen ermöglicht. Für eine detaillierte Beschreibung sei auf Wakula et al. (2009) verwiesen.



Abbildung 3-11 Griffe des BGIA zur Erfassung von Kräften in drei Raumrichtungen

Für die Erfassung der Messwerte wurde „LabView“ in Version 8.6 eingesetzt. Da die Anforderungen an die Messsoftware im Vergleich zu den Messungen maximaler Gelenkmomente in mehreren Punkten differieren, wurde eine eigene Messsoftware geschrieben. Unterschiede bestehen vor allem in der Notwendigkeit, 20 analoge

Signale zeitsynchron zu erfassen, sowie die Messung nach der Rampenmethode zu ermöglichen. Darüber hinaus werden die Spannungssignale bereits zur Laufzeit des Programms in Newton umgerechnet und pro Kraftmessgriff auf je drei Messwerte entlang den drei Raumrichtungen zusammengefasst. Im Folgenden wird der sequenzielle Ablauf des Programms und damit auch der Ablauf einer Einzelmessung kurz beschrieben. Für eine detaillierte Beschreibung der Software und der zugrunde liegenden softwareergonomischen Überlegungen sei auf Spillmann (2011) verwiesen.

Der Nutzer wählt zunächst die gewünschte Messmethode. Im Anschluss werden durch einen Nullabgleich die Eigengewichtskräfte der Kraftmessgriffe berücksichtigt. Bei Messungen nach der Rampenmethode löst der Proband den Beginn der Messung durch Aufbringung der Kraft selbst aus. Danach wird ihm die geforderte Kraftsteigerung auf einem eigenen Monitor ohne Angabe einer absoluten Skala visualisiert. Die Messung stoppt, wenn der Proband keine Kraft mehr aufbringt, wobei durch Anpassung der Rampensteigung ein Messintervall von ca. 4 Sekunden erreicht wird. Als Maximalkraft wird der maximale Messwert in die geforderte Krafrichtung gespeichert und auch für die spätere Berechnung des Kraftperzentils herangezogen (siehe Abschnitt 3.3.2). Messungen nach der Plateaumethode erfolgen analog den Messungen maximaler Gelenkmomente. Die resultierenden Vektorkomponenten beider Kraftmessgriffe werden inklusive eines Zeitstempels zur späteren Auswertung (siehe Abschnitt 3.3.4) in eine Textdatei geschrieben. Die Messwernerfassung erfolgt für beide Messmethoden mit einer Abtastrate von 100 Hz.

Der generelle Versuchsablauf und die Instruktion der Probanden sind mit denen der Messung maximaler Gelenkmomente vergleichbar: Jeder Lastfall wurde zwei Mal gemessen und zwischen zwei Messungen fand eine zweiminütige Pause statt. Unterschiede ergeben sich jedoch durch die eingesetzten Messmethoden. Da sowohl für die Gelenkmomentenmessungen wie auch die Messungen des montagespezifischen Kraftatlas in Wakula et al. (2009) die Plateaumethode eingesetzt wurde, können die gemessenen Kraftwerte im Sinne des Vorgehens dieser Arbeit direkt miteinander in Beziehung gesetzt werden. Für die Messungen nach Rühmann (1992) ist dies nicht möglich. Um die gemessenen Kraftwerte mit den Perzentilen aus „Körperkräfte des Menschen“ vergleichen zu können, müssen auch diese mit der Rampenmethode gemessen werden. Für die Berechnung der inversen Dynamik und der relativen Gelenkmomente sind jedoch nur Messungen nach der

Plateaumethode nutzbar. Daher wurden alle im Folgenden ausgewählten Versuche aus Rühmann (1992) mit allen Probanden nach beiden Messmethoden gemessen: mit der Rampenmethode zur Zuweisung der Perzentile (siehe Abschnitt 3.3.2) und mit der Plateaumethode zum Vergleich mit den Gelenkmomenten (siehe Abschnitt 3.3.4). Dem liegt die Annahme zugrunde, dass die Probanden bei beiden Messmethoden gleichermaßen Maximalkräfte aufbringen.

3.1.3.1 Auswahl zu reproduzierender Lastfälle

Eine Messung der gesamten von Rühmann (1992) und Wakula et al. (2009) gemessenen Lastfälle wäre bereits aufgrund des damit verbundenen experimentellen Aufwandes nur schwer möglich. Vor allem aber waren bei der Auswahl der Lastfälle einige Randbedingungen zu beachten. So konnten mangels entsprechender Messtechnik keine auf die Umgebung übertragenen Reaktionskräfte, beispielsweise am Boden, erfasst werden. Daher wurden nur Lastfälle ausgewählt, bei denen die Körperabstützung klar definiert ist, die Probanden also eine stehende Haltung einnehmen. Sitzende, kniende und hockende Haltungen kamen demnach nicht infrage. Zusätzlich wurden einige Lastfälle ausgeschlossen, bei denen die aufgebrachten Kräfte eindeutig durch die Kippstabilität oder das Körpergewicht begrenzt waren und somit sicher keinen muskulären Begrenzungen unterliegen. Gleiches gilt für solche Fälle, die aufgrund der Anthropometrie der Probanden nicht oder nur schwer durchführbar waren. Dies trifft vor allem auf die Versuchskonfiguration „beidhändige Hubkraft am Stapelkasten mit Unterfassung“ nach Rühmann (1992) zu, für die sich in Vorversuchen herausgestellt hatte, dass weibliche Probandinnen Schwierigkeiten bei der Ausführung hatten.

Bei einigen Lastfällen waren die oben genannten Randbedingungen vorab nicht eindeutig zu prüfen. Um dies zumindest im Nachhinein zu ermöglichen, wurden die Probanden nach jeder Einzelmessung befragt, ob die abgegebene Maximalkraft ihrer Meinung nach durch maximale muskuläre Anstrengung oder andere Gründe wie Kippstabilität, Reibung, etc. begrenzt war. Falls eine muskuläre Begrenzung vermutet wurde, sollte zusätzlich das vermeintlich begrenzende Gelenk angegeben werden.

All diese Überlegungen führten letztendlich zu der in Tabelle 3-8 dargestellten Auswahl von Lastfällen, die innerhalb eines Versuchstages gemessen wurden. Für eine Visualisierung der Krafrichtungen wird auf Abbildung 1-3 verwiesen. Das konkrete Versuchsprotokoll, welches auch die Versuchswiederholungen sowie die

unterschiedlichen Messmethoden in einer geeigneten Reihenfolge berücksichtigt, findet sich in Anhang A.

Tabelle 3-8 Ausgewählte Lastfälle zur Messung aufgabenbezogener maximaler Körperkräfte

Lastfall	Versuch	Aufbau		
		Griffhöhe	Abstand Fuß	Anordnung Griffe
1	über Kopf +A hoch	1700mm	500mm	vertikal, 400mm Abstand
2	über Kopf +B ziehen			
3	über Kopf -B drücken			
4	über Kopf +C zusammen			
5	über Kopf -C auseinander			
6	aufrecht +A hoch	1500mm	500mm	
7	aufrecht -A runter			
8	aufrecht +B ziehen			
9	aufrecht -B drücken			
10	aufrecht +C zusammen			
11	aufrecht -C auseinander	1100mm	700mm	
12	gebeugt +A hoch			
13	gebeugt -A runter			
14	gebeugt +B ziehen			
15	gebeugt -B drücken			
16	gebeugt +C zusammen			
17	gebeugt -C auseinander	1350mm	frei	
18	ziehen	1350mm	frei	horizontal, linear
19	drücken	400mm	100mm	horizontal, ein Griff
20	Koffer unten	400mm	frei	horizontal, 660mm Abstand
21	Kiste unten Eingriff	1350mm	frei	
22	Kiste oben Eingriff	750mm	frei	
23	Kiste mittel Eingriff			

3.1.3.2 Versuchsaufbau

Um die dargestellten Lastfälle gemäß der Literatur reproduzieren zu können, wurde ein variabler Aufbau konstruiert. Dieser musste die schnelle Variation der Griffhöhe ebenso ermöglichen, wie die Anbringung der Kraftgriffe in verschiedenen Orientierungen und Abständen. Gleichzeitig war eine möglichst gute Sichtbarkeit der Marker durch die Vicon-Kameras zu gewährleisten. Es durfte also durch die Messtechnik möglichst nicht zu zusätzlichen Verdeckungen kommen. Darüber hinaus sollte der Aufbau möglichst steif ausgeführt sein, um die Probanden durch ein Nachgeben der Griffe bei der Kraftaufbringung nicht zu verunsichern. Diese Anforderungen führten zu der in Abbildung 3-12 dargestellten Konstruktion. Die Kraftgriffe können dabei auf einer Aluminiumplatte in verschiedenen Anordnungen verschraubt werden. Diese Platte ist wiederum auf einem Schlitten mit Seilzug in der

Höhe verstellbar und kann in der gewünschten Position arretiert werden. Der gesamte Aufbau wurde an dem Gerät zur Messung maximaler Hüftmomente befestigt, da dieses im Boden verankert ist und durch seine Position in der Raummitte eine optimale Positionierung der Vicon-Kameras um den Aufbau herum ermöglicht.



Abbildung 3-12 Aufbau zur Messung maximaler aufgabenbezogener Körperkräfte exemplarisch für Lastfall 17 dargestellt

3.2 Versuchsdurchführung

In den folgenden zwei Abschnitten wird das für die Versuche eingesetzte Probandenkollektiv näher beschrieben sowie der typische Ablauf eines Versuchstages skizziert.

3.2.1 Probanden

An den Versuchen nahmen fünf weibliche und fünf männliche Probanden teil. Die Auswahlkriterien für dieses Kollektiv wurden ursprünglich durch das DHErgo-Projektconsortium festgelegt, sie stellen aber auch für diese Arbeit eine sinnvolle Basis dar. Die Probanden wiesen zu Beginn der Versuche ein Alter zwischen 20 und 34 Jahren auf und mussten bestimmte Kriterien bzgl. körperlicher Verfassung und

anthropometrischer Eigenschaften erfüllen: Sie sollten grob dem 50. Perzentil Körperhöhe in Ihrer Altersgruppe entsprechen und einen BMI kleiner 26 aufweisen. Aufgrund des hohen zeitlichen Aufwands und der langen Laufzeit der Versuche stellte sich die Rekrutierung jedoch als schwierig heraus, weshalb letztendlich für die Körperhöhe eine Toleranz von ± 50 mm, also etwa der Bereich zwischen 25. und 75. Perzentil zugelassen wurde. Darüber hinaus nahmen einige der männlichen Probanden über den Zeitraum der Versuche an Gewicht zu und überschritten bei den letzten Versuchen die BMI-Vorgabe. Tabelle 3-9 zeigt eine Übersicht der wichtigsten Daten der Probanden zu Beginn der Versuchsreihen.

Es wurde auch Wert darauf gelegt, dass die Ergebnisse nicht durch Effekte von sehr spezifischem sportlichem Training verzerrt werden. Daher wurden nur Probanden zu den Versuchen zugelassen, die keinen Sport auf Wettkampfniveau betrieben. Andererseits wurde darauf geachtet, dass keine Einschränkungen aufgrund spezifischer Krankheitsbilder vorlagen. Diese Kriterien wurden durch Selbstauskunft der Probanden mithilfe eines Fragebogens erfasst. Dieser umfasst auch den Bogen zur Erfassung des motorischen Funktionsstatus nach Bös (Bös (2001), Bös et al. (2002)), der eine Einschätzung körperlicher Leistungsfähigkeit im Bezug zur Gesamtbevölkerung ermöglicht. Die Probanden beantworteten je fünf Fragen zu den vier motorischen Dimensionen Kraft, Ausdauer, Beweglichkeit und Koordination auf einer fünfstufigen Skala, welche die Bandbreite von „Ich kann diese Tätigkeit nicht.“ (entspricht 1 Punkt) bis „Ich habe keine Probleme.“ (entspricht fünf Punkten) umfasst. Demnach ist ein Ergebnis zwischen 20 und 100 Punkten erreichbar. Ein Abdruck des Fragebogens findet sich in Anhang B.

Da die von Bös untersuchten Altersgruppen (33-40, 41-50 und 51-60 Jahre) nicht direkt mit dem hier verwendeten Probandenkollektiv vergleichbar sind, lassen sich aus der Auswertung nur tendenzielle Aussagen ableiten, die jedoch für diese Arbeit ausreichend sind. Ein Vergleich mit der jüngsten Altersgruppe ist in Tabelle 3-9 dargestellt. So weist das hier verwendete Probandenkollektiv gegenüber Bös eine im Durchschnitt um 2,5 (Männer) bzw. 3,1 (Frauen) höhere Punktezahl auf, was vermutlich durch das jüngere Alter erklärt werden kann. Eine Probandin erreichte die sehr hohe Punktezahl von 98 und ist damit als überdurchschnittlich leistungsfähig zu bezeichnen. Da jedoch auch bei ihr kein spezifisches Training für eine bestimmte Sportart vorlag, wurde sie dennoch in die Auswertung einbezogen. Das übrige Probandenkollektiv kann als durchschnittlich leistungsfähig angesehen werden.

Tabelle 3-9 Charakterisierende Daten der Probanden und Ergebnisse des Fragebogens nach Bös et al. (2002)

				Bös-Standardform (nach Altersgruppen)			
				Probanden-			
				kollektiv	33-40	41-40	51-60
	Körper-	Gewicht	Alter				
	höhe						
Männer				Σ der Punkte			
VP01	178	61.9	31	92			
VP02	185	86.0	31	93			
VP03	186	89.3	29	90			
VP04	177	80.6	34	86			
VP05	177	72.0	26	94			
Mittelwert	180.6	78.0	30.2	91.0	88.5	82.5	74.5
Standardabw.	4.5	11.1	2.9	3.2	4.1	12.6	15.6
N	5	5	5	5	82	66	70
Frauen				Σ der Punkte			
VP06	165	57.2	31	93			
VP07	170	55.3	24	80			
VP08	164	56.8	25	70			
VP09	166	65.0	21	98			
VP10	164	52.1	20	74			
Mittelwert	165.9	57.3	24.2	83.0	79.9	75	61.1
Standardabw.	2.4	4.8	4.3	12.1	8.3	12.7	15.2
N	5	5	5	5	87	63	68

Über die oben angegebenen Daten hinaus wurden für die individuelle Modellierung der Probanden weitere anthropometrische Maße erfasst. Dabei handelt es sich teilweise um „klassische“ Körpermaßdaten gemäß der Messvorschriften in DIN 33402-1, die als Eingangsinformation für den Prozess der Bewegungsrekonstruktion bei der Messung maximaler Gelenkmomente benötigt werden (siehe Abschnitt 3.1.2.5) und deren Auswahl dem DHErgo-Projektkonsortium entstammt. Für die Bewegungsrekonstruktion in AnyBody (siehe Abschnitt 3.3.3) wurden darüber hinaus Körpersegmentlängen zwischen benachbarten Gelenkdrehzentren gemessen. Tabelle 3-10 zeigt eine Auflistung dieser für die Auswertung benötigten Maße.

Tabelle 3-10 Erfasste Körpermaße für die Skalierung des Menschmodells an die individuelle Anthropometrie des Probanden

Maß	Messtrecke
Körperhöhe im Stehen	Boden bis Kopfspitze
Oberschenkellänge	Trochanter major bis laterale Epicondyle des Oberschenkelknochens
Unterschenkellänge	laterale Epicondyle des Oberschenkelknochens bis lateraler Vorsprung des Wadenbeins
Fußlänge	dorsaler Vorsprung des Fersenbeins bis Spitze des großen Zeh
Beckenbreite	geschätzter Abstand der Hüftdrehzentren
Kopfhöhe	Kinnvorsprung bis Kopfspitze
Torsohöhe im Stehen	Wirbelfortsätze L5 bis C1
Schulterbreite	Abstand der Akromia beider Schulterblätter
Oberarmlänge	Akromium bis Epicondylitis laterale Epicondyle des Humerus
Unterarmlänge	laterale Epicondyle des Humerus bis distaler Fortsatz der Speiche
Handlänge	distaler Fortsatz der Speiche bis Mittelfingerspitze
Handbreite	Breiteste Stelle der Hand mit Daumen
Gewicht	Körpergewicht in kg

3.2.2 Versuchsaufbau

Der im Folgenden beschriebene typische Ablauf eines Versuchstages ist für Versuche zur Messung maximaler Gelenkmomente und maximaler Körperkräfte weitestgehend identisch und wird daher nicht differenziert beschrieben.

Nach der Begrüßung wurden dem Probanden zunächst die anstehende Messung sowie eventuelle Risiken erläutert. Im Anschluss wurde das für den Versuch benötigte Markerset aufgebracht und eine, für die Bewegungsrekonstruktion notwendige, sog. „Kalibrierbewegung“ aufgezeichnet. Dabei sollten alle Gelenkfreiheitsgrade bewegt werden, was durch ein leichtes Kreisen von Armen und Beinen sowie der Hüfte erreicht wurde. Vor den eigentlichen Kraftmessungen absolvierte der Proband noch ein ca. zehnmütiges Aufwärmtraining auf einem Crosstrainer. Dies diente der Aktivierung der Muskulatur und als Verletzungsprophylaxe.

Nach diesen Vorbereitungen erfolgte der eigentliche Versuch. Dem Probanden wurden entsprechend der angewendeten Messmethode klare, neutrale Anweisungen gegeben, wobei bewusst auf motivierende Aussagen oder Rückmeldung über die erreichten Kräfte verzichtet wurde. Dies entspricht dem von Kumar (2004) empfohlenen Vorgehen bei Maximalkraftmessungen. Nach jeder Kraftaufbringung folgte eine zweiminütige Pause. Diese diente der zumindest teilweisen Erholung der

Muskulatur des Probanden um eine frühzeitige Ermüdung zu vermeiden (Kumar, 2004). Außerdem wurden in den Pausen eventuell nötige Umbauten an den Versuchseinrichtungen durchgeführt. Jeder Lastfall wurde zwei Mal gemessen (siehe Abschnitt 1.3.1), wobei die Wiederholungsmessung wenn möglich nicht direkt auf die erste Messung folgte.

Bei der Messung der maximalen Gelenkmomente wurde in jeder Messhaltung zusätzlich das durch Gravitation und passive Rückstellmomente hervorgerufene Gelenkmoment gemessen und je nach Wirkungsrichtung mit dem Messwert verrechnet. Alle in Abschnitt 3.3.1 dargestellten Gelenkmomente sind demnach gravitationsbereinigt.

3.3 Auswertung und Ergebnisse

Für die Auswertung der beschriebenen Messungen kamen verschiedene Softwaresysteme zum Einsatz. So wurden Regressionsanalysen mit „Matlab“ durchgeführt (siehe Abschnitt 3.3.1) und Motion Capturing Daten mit „Vicon Nexus“ aufbereitet (siehe Abschnitt 3.3.3). Den Kern der Prozesskette stellt jedoch das „AnyBody Modeling System“ dar. Es wird sowohl für die Bewegungsrekonstruktion wie auch für die Berechnung der inversen Dynamik und die Bestimmung der relativen Lastmomente eingesetzt. Aufgrund dieser Bedeutung folgt daher eine kurze Beschreibung des Systems.

Das „AnyBody Modeling System“ ist eine gemeinsame Entwicklung der Universität Aalborg und der Firma AnyBody Technology A/S. Es stellt im Kern ein Mehrkörpersimulationssystem dar, das jedoch speziell auf die Simulation des menschlichen Körpers ausgerichtet ist. Es ermöglicht die Analyse dynamischer Vorgänge unter Berücksichtigung physikalischer Eigenschaften von Knochen, Gelenken und optional der Muskulatur. AnyBody besteht nicht aus einem einzelnen Modell, sondern vielmehr aus einer Sammlung verschiedener, unterschiedlich differenzierter (Teil-) Modelle des menschlichen Körpers in Form eines sog. „model repository“. Diese reichen von einem physiologisch korrekten Kniemodell mit Sehnen, Bändern und Muskeln bis hin zu relativ einfachen Ganzkörpermodellen. Die Definition aller Modelle wie auch deren Steuerung erfolgt über die Skriptsprache „AnyScript“, die es dem Nutzer ermöglicht, jeden Aspekt eines Modells anzupassen oder auch völlig neue Modelle zu generieren. Eine differenziertere Beschreibung des „AnyBody Modeling System“ findet sich in Damsgaard et al. (2006). Als Basis für

diese Arbeit dient das Modell „GaitFullBody“ aus dem model repository, das für die Ganganalyse in Verbindung mit Motion Capturing entwickelt wurde und sich gut mit den Daten dieser Arbeit kombinieren lässt. Die jeweils genutzten Teilfunktionen des Modells sowie entscheidende Anpassungen und Erweiterungen werden in den folgenden Abschnitten beschrieben.

3.3.1 Funktionsmodellierung maximaler individueller Gelenkmomente

Auf Basis der in Abschnitt 3.1.2 beschriebenen Messungen können zunächst nur Aussagen zu den maximalen Gelenkmomenten unter den gemessenen, diskreten Gelenkwinkeln erfolgen. Von besonderem Interesse ist hierbei ein Vergleich der Maximalmomente zwischen den Geschlechtern. Über die Mittelung alle Messwerte eines Gelenks berechnet, zeigt Tabelle 3-11 die von den Frauen erreichten Anteile der Momente der Männer. Zusammengefasst ergeben sich für die unteren Extremitäten 72 % und für die oberen Extremitäten 53 %. Diese Werte korrespondieren gut mit den Daten der Literatur (siehe Abschnitt 1.3.4.1), was auch für die Repräsentativität des Probandenkollektivs spricht.

Tabelle 3-11 Verhältnis maximaler Gelenkmomente zwischen Frauen und Männern nach Gelenk

Gelenk	Frauen / Männer
Sprunggelenk	72%
Kniegelenk	82%
Hüftgelenk	63%
Wirbelsäule	54%
Schultergelenk	59%
Ellbogengelenk	48%
Handgelenk	53%

Für die Anwendung in digitalen Menschmodellen wie auch für die Prozesskette dieser Arbeit wird jedoch eine Vorhersage der Maximalmomente für den gesamten Bewegungsbereich benötigt. Hierzu müssen durch geeignete mathematische Modellierung Gelenkmoment-Gelenkwinkel-Funktionen bestimmt werden. Prinzipiell stehen hierfür diverse Interpolationsverfahren zur Verfügung. So verwendete beispielsweise Schwarz (1997) in seiner Arbeit kubische B-Splines. Eine Analyse der für diese Arbeit gemessenen Gelenkmomente zeigte jedoch, dass mehrdimensionale polynomiale Regressionen die besten Ergebnisse liefern. Diese Polynomfunktionen

wurden individuell für jeden Probanden und für jede Krafrichtung mit der Software „Matlab“ berechnet. Unabhängige Variablen sind die jeweils variierten Gelenkwinkel, zum Teil auch benachbarter Gelenke, abhängige Variable ist das Gelenkmoment.

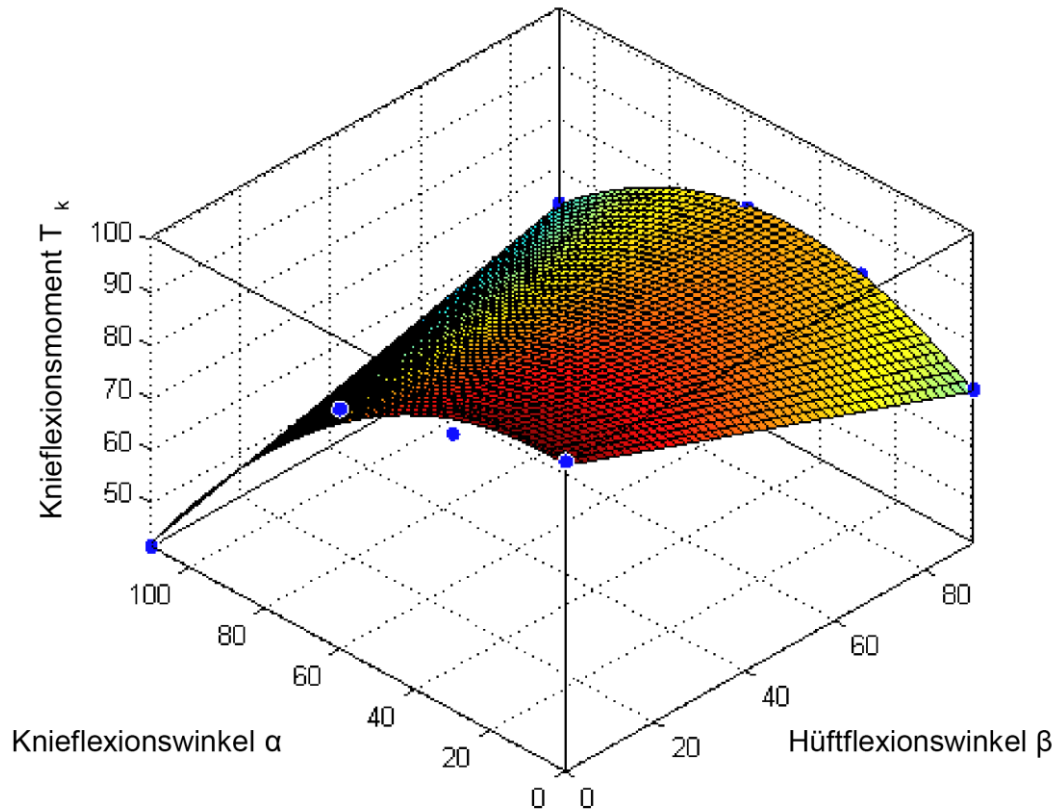
Die Ordnung der Polynomfunktionen wird prinzipiell durch die Anzahl der gemessenen Werte begrenzt. So kann beispielsweise für die Abduktion des Handgelenks bei zwei gemessenen Gelenkwinkeln nur ein lineares Modell generiert werden. Bei den meisten Messungen liegt jedoch eine größere Anzahl an Werten vor. Dennoch wurden aus zwei Gründen maximal Polynome zweiter Ordnung angewendet: Zum einen eignen sich Polynome höheren Grades durch ihr Oszillationsverhalten besonders schlecht für eine Extrapolation der Gelenkmomente über die gemessenen Winkel hinaus. Zum anderen beschreiben quadratische Polynome den typischen Verlauf der meisten Gelenkwinkel-Gelenkmoment-Relationen am besten. Diese in der Literatur (Kulig, Andrews & Hay, 1984) als sog. „ascending-descending limb“ beschriebene Form des Momentenverlaufs entspricht einem Momentenmaximum im mittleren Bereich des Bewegungsraums und einem Abfall hin zu den Gelenkwinkelgrenzen und zeigt sich beispielsweise für Ellbogenflexion. Auch ansteigende oder absteigende Kraftverläufe („ascending limb“ bzw. „descending limb“), wie sie sich z. B. bei Hüftadduktion und -abduktion zeigen, lassen sich mit quadratischen Polynomen gut beschreiben.

Bei der Bestimmung der Gelenkmoment-Gelenkwinkel-Funktionen wurde versucht, alle in Abschnitt 3.1.2 beschriebenen Gelenkwinkelkombinationen zu berücksichtigen, soweit damit Modelle ausreichend hoher Aussagekraft generiert werden konnten. Dies zeigte sich nur bei der Modellierung des Ellbogenflexions- und extensionsmoments als nicht zielführend. Bei Einbeziehung des Pronations- / Supinationswinkels des Unterarms als linearen Faktor sank die Modellqualität stark auf ein durchschnittliches Bestimmtheitsmaß von 0,23 ab. Ein Einfluss von Pronations- / Supinationswinkel auf das Gelenkmoment wurde zwar aufgrund der Daten erwartet, stellte sich jedoch über alle Probanden betrachtet als statistisch nicht signifikant heraus (Guenzkofer et al., 2011a). Daher wurde dieser Parameter bei der Modellierung des Ellbogenflexions- und Extensionsmoments vernachlässigt und nur die Parameter Ellbogenflexionswinkel und Schulterflexionswinkel berücksichtigt. Eine Übersicht der berücksichtigten unabhängigen Variablen und deren Ordnungen in den Regressionsfunktionen zeigt Tabelle 3-12.

Tabelle 3-12 Unabhängige Variablen und deren Ordnung in den Regressionsfunktionen maximaler Gelenkmomente

Gelenk	Momentenrichtung	Unabhängige Variablen, Ordnung in Klammern
Sprunggel.	Flexion & Extension	Sprunggelenkflexion (1), Knieflexion (1)
Kniegelenk	Flexion	Knieflexion (2), Hüftflexion (1)
	Extension	Knieflexion (2), Hüftflexion (2)
	Ein- & Auswärtsrotation	Knieflexion (1), Hüftrotation (1)
Hüftgelenk	Flexion	Hüftflexion (1), Knieflexion (1)
	Extension	Hüftflexion (2), Knieflexion (1)
	Abduktion & Adduktion	Hüftabduktion (1), Knieflexion (1)
	Ein- & Auswärtsrotation	Hüftrotation (1), Hüftflexion (1)
Wirbelsäule	Flexion	Wirbelsäulenflexion (1)
	Extension	Wirbelsäulenflexion (2)
	Lateralflexion	Wirbelsäulenlateralflexion (2)
	Rotation	Wirbelsäulenrotation (1)
Schultergel.	Flexion & Extension,	Flexion/Anteversion (2), Abduktion (2), Rotation (2)
	Abduktion & Adduktion	Flexion/Anteversion (2), Abduktion (2), Rotation (2)
	Ein- & Auswärtsrotation	Flexion/Anteversion (2), Abduktion (2), Rotation (2)
Ellbogengel.	Flexion & Extension	Ellbogenflexion (2), Schulterflexion (2)
	Pronation & Supination	Unterarmrotation (2)
Handgelenk	Flexion & Extension	Handgelenkflexion (2), Unterarmrotation (1)
	Abduktion & Adduktion	Handgelenkabduktion (1)

Die Funktionsgleichungen aller Freiheitsgrade der einzelnen Probanden finden sich in Anhang C und wurden in dieser Form auch in „AnyBody“ implementiert. Die Bestimmtheitsmaße sind in Anhang D gelistet. Über alle Probanden betrachtet ergibt sich dabei ein mittleres Bestimmtheitsmaß von 0,90. Abbildung 3-13 zeigt beispielhaft die Abhängigkeit des Knieflexionsmoments von Knie- und Hüftflexionswinkel für Proband 04 in Form einer Flächenfunktion. Zusätzlich wurden die Regressionen auch auf Basis der Probandengruppen „junge Männer“ (VP 01-05) und „junge Frauen“ (VP 06-10) sowie des Gesamtkollektivs berechnet.



Funktionsgleichung: $T_k = 99,53 + 0,06415\alpha - 0,3272\beta - 0,005335\alpha^2 + 0,005077\alpha\beta$
 Bestimmtheitsmaß: $R^2=0,9933$

Abbildung 3-13 Regression von Gelenkmoment-Gelenkwinkel-Funktionen von Proband 04 am Beispiel des Knieflexionsmoments

Die bisher dargestellten Funktionen beschreiben Gelenkmomente isoliert für einzelne Freiheitsgrade. Sie könnten direkt für die Simulation von Gelenkmomenten herangezogen werden, falls die Momente von jeweils isoliert wirkenden Muskeln erzeugt würden. Zumeist sind Muskeln jedoch an mehreren Gelenkfreiheitsgraden gleichermaßen beteiligt. So wirkt beispielsweise der Bizeps (m. biceps brachii) als starker Ellbogenflexor, ist aber auch Supinator des Unterarms. Es ist daher davon auszugehen, dass bei maximaler Ellbogenflexion entsprechend weniger Gelenkmoment für die Supination aufgebracht werden kann und umgekehrt. Diese Zusammenhänge müssen bei der Modellierung entsprechend berücksichtigt werden. Schaefer, Rudolph & Schwarz (2000) liefern hierzu einen Ansatz, den sie als „Kraftkartoffeln“ bezeichnen. Schwarz (1997) und Seitz et al. (2005) beschreiben diese durch die Momentenvektoren aufgespannten Körper als abschnittsweise definierte Ellipsen bzw. Ellipsoide. Diese Modellierung, deren Validität von Guenzkofer, Bubb & Bengler (2012a) für die Überlagerung von Ellbogenflexions- /

Extensionsmoment und Unterarmpronations- / Supinationsmoment experimentell bestätigt wurde, findet auch für diese Arbeit Anwendung. Aus physiologischer Sicht ist sie auch für andere Gelenke plausibel, weshalb im Folgenden Knie- und Ellbogenmomente als Ellipsen sowie Hüft-, Schulter- und Wirbelsäulenmomente als Ellipsoide modelliert werden. Nur für die Simulation des einen Freiheitsgrads des Sprunggelenks werden direkt die Regressionsfunktionen verwendet.

Unter der Annahme orthogonaler Momentenachsen zeigt Abbildung 3-14 die Beschreibung maximaler Gelenkmomente als Ellipsoid am Beispiel des rechten Hüftgelenks. Die Halbachsen a , b und c entsprechen den maximal möglichen Gelenkmomenten in reiner Abduktions-, Auswärtsrotations-, und Flexionsrichtung gemäß den oben beschriebenen Regressionsfunktionen. Sie sind damit je eine Funktion der aktuellen Gelenkwinkel. Der Vektor \bar{T}_{\max} entspricht dem maximalen Gelenkmoment in eine beliebige Richtung und besitzt die Komponenten x_{\max} , y_{\max} und z_{\max} . Seine Spitze berührt die Oberfläche des Ellipsoids. Aus der Kombination mit Momenten in anderen Krafrichtungen ergeben sich entlang der Hauptachsen also entsprechend niedrigere Maximalmomente. Die anderen sieben Oktanten des abschnittsweise definierten Ellipsoids ergeben sich durch Kombination mit den jeweiligen Gegenmomenten. So entsprechen für dieses Beispiel die negativen Halbachsen den Maximalmomenten in Adduktions-, Einwärtsrotations- und Extensionsrichtung.

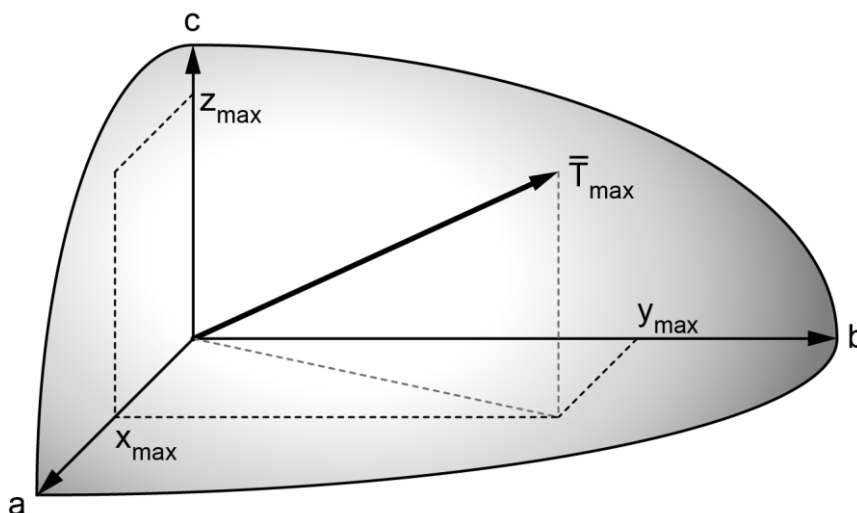


Abbildung 3-14 Modellierung kombinierter Gelenkmomente als abschnittsweise definiertes Ellipsoid am Beispiel des Hüftgelenks. $a = \max.$ Abduktionsmoment $b = \max.$ Rotationsmoment auswärts, $c = \max.$ Flexionsmoment

Die mathematische Beschreibung der Ellipsoide, und entsprechend vereinfacht auch der Ellipsen, erfolgt durch die Parameterdarstellung gemäß Gleichung (1). Winkel werden in Kugelkoordinaten beschrieben.

$$\begin{aligned}x_{max} &= a \cdot \sin u \cdot \cos v \\y_{max} &= b \cdot \sin u \cdot \sin v \\z_{max} &= c \cdot \cos v\end{aligned}\tag{1}$$

mit $u \in [0, 2\pi]$ und $v \in [0, \pi]$

Die später beschriebene Bestimmung relativer Gelenkmomente (siehe Abschnitt 3.3.5) erfordert die Berechnung des maximalen Gelenkmoments T_{max} in Richtung eines gegebenen Lastvektors T_L (siehe Abschnitt 3.3.4). Über dessen Komponenten x_L , y_L und z_L sowie die bekannten Halbachsen des Ellipsoids können die Parameter u und v gemäß Gleichung (2) berechnet werden.

$$\begin{aligned}u &= \arctan \frac{a \cdot y_L}{b \cdot x_L} \\v &= \frac{\pi}{2} - \arctan \frac{\sqrt{(\cos u \cdot a)^2 + (\sin u \cdot b)^2} \cdot z_L}{c \cdot \sqrt{x_L^2 + y_L^2}}\end{aligned}\tag{2}$$

Abbildung 3-15 visualisiert den Zusammenhang zwischen T_{max} und T_L am dreidimensionalen Beispiel des Hüftgelenks.

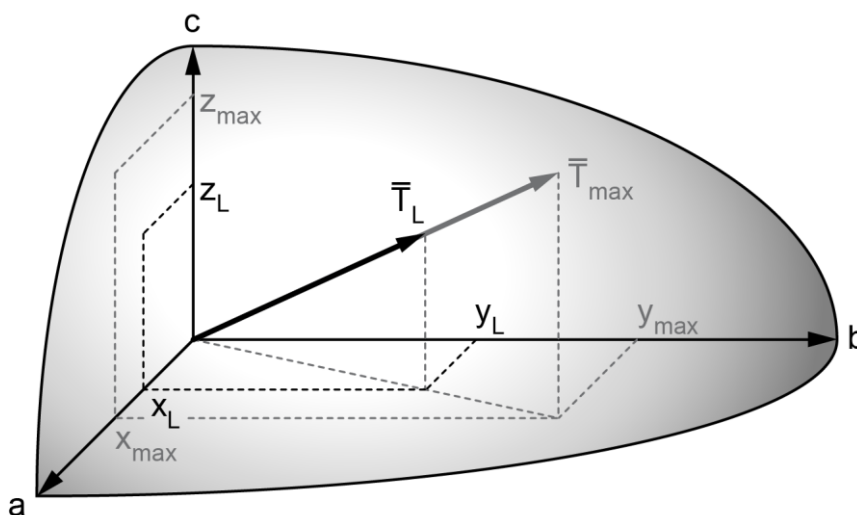


Abbildung 3-15 Relatives Gelenkmoment an einem dreidimensionalen Beispiel mit T_{max} = maximales Gelenkmoment und T_L = gegebenes Lastmoment

Die Gleichungen wurden in dieser Form auch in „AnyBody“ implementiert und ermöglichen damit die Berechnung maximaler Gelenkmomente kombinierter Freiheitsgrade in beliebige Richtungen für alle zehn Probanden.

3.3.2 Analyse der gemessenen aufgabenbezogenen Maximalkräfte

Im Folgenden werden zunächst die gemessenen Kraftdaten der aufgabenbezogenen Maximalkräfte genauer analysiert und ihnen Perzentile aus den Reihenmessungen zugeordnet. Letzteres geschieht mittels z-Transformation gemäß Gleichung (3).

$$x_{perz} = \bar{x} + z_{perz} \cdot s \quad (3)$$

Aufgrund der erwähnten Unterschiede in den Messmethoden zwischen Rühmann (1992) und Wakula et al. (2009) unterscheidet sich das Vorgehen für die beiden Messreihen etwas.

Die gemessenen Kraftwerte der Versuche nach Wakula et al. (2009) können direkt zur Perzentilierung verwendet werden. Dabei werden, gemäß der Quelle, die gesamten von den Probanden aufgebrauchten Kräfte inklusive parasitärer Anteile berücksichtigt. Da in dieser Reihenmessung jedoch nur Männer vermessen wurden, sind keine Daten über Perzentile der Frauen verfügbar. Diese müssen daher zunächst über die in Abschnitt 1.3.4.1 beschriebenen Zusammenhänge zwischen den Geschlechtern errechnet werden. Dabei wird für alle Messungen das von Wakula et al. (2009) empfohlene Verhältnis von $F_{\text{MaxFrauen}} = 0,5 \cdot F_{\text{MaxMänner}}$ angenommen. Die Aussagen der Probanden unterstützen diese Entscheidung, da hierbei überwiegend Gelenke der oberen Extremitäten als begrenzend benannt wurden. Dies deckt sich auch gut mit den in Abschnitt 1.3.4.1 beschriebenen Verhältnissen der Gelenkmomente der oberen Extremitäten zwischen den Geschlechtern. Tabelle 3-13 zeigt die gemessenen Maximalkräfte, Tabelle 3-14 die zugehörigen Perzentile. Als Referenzdaten für die z-Transformation dienten die Kraftwerte von 50. und 15. Perzentil.

VERSUCHE

Tabelle 3-13 aufgabenbezogene Maximalkräfte der Versuche nach Wakula et al. (2009)

Lastfall	Kraftwerte (Plateaumethode)									
	Männer					Frauen				
	VP01	VP02	VP03	VP04	VP05	VP06	VP07	VP08	VP09	VP10
1	431.5	501.3	624.7	492.9	401.1	364.9	502.5	459.5	606.6	299.6
2	226.9	195.9	282.1	214.8	247.3	269.8	238.4	147.9	197.3	236.1
3	394.2	264.9	428.8	373.3	646.8	457.1	337.8	413.0	357.2	341.2
4	253.2	282.9	294.4	186.9	219.6	72.0	114.2	65.0	116.3	58.7
5	299.2	315.6	208.1	247.4	302.2	206.0	158.4	91.0	110.7	73.6
6	537.7	524.2	739.6	344.3	538.3	346.0	268.5	262.7	304.4	332.7
7	566.1	668.2	601.3	535.1	632.4	491.5	448.6	279.4	539.6	308.0
8	239.7	250.8	298.2	211.3	262.4	279.3	299.3	175.2	213.4	244.1
9	421.3	327.5	363.7	363.7	561.9	464.6	252.7	233.2	402.3	274.5
10	252.6	352.8	228.0	270.6	319.7	152.8	166.2	107.3	186.3	78.4
11	225.7	377.0	228.0	311.9	245.0	167.0	154.9	87.9	185.6	95.3
12	582.8	490.0	397.8	268.9	418.4	364.1	376.3	381.2	246.0	301.5
13	298.2	628.5	437.7	360.7	585.1	385.3	391.3	195.8	240.8	232.1
14	337.0	340.7	393.2	362.5	418.3	290.3	295.6	226.4	268.3	260.4
15	471.1	636.7	679.9	655.0	590.8	304.5	489.6	232.1	441.8	267.2
16	298.1	429.4	410.9	285.3	314.6	173.1	214.3	103.8	232.6	145.7
17	109.0	321.9	185.3	127.7	257.2	180.2	178.5	55.9	138.1	114.2

Tabelle 3-14 Perzentile der Versuche nach Wakula et al. (2009)

Lastfall	Perzentile (Plateaumethode)									
	Männer					Frauen				
	VP01	VP02	VP03	VP04	VP05	VP06	VP07	VP08	VP09	VP10
1	40.1	69.0	96.5	65.7	28.2	99.8	100.0	100.0	100.0	93.8
2	10.4	5.0	28.1	7.9	15.7	99.5	96.6	34.1	79.1	96.1
3	15.0	1.9	22.4	11.5	83.6	99.9	88.7	99.2	93.6	89.7
4	59.8	74.3	79.1	25.6	41.7	10.8	46.5	7.6	48.7	5.5
5	79.6	84.9	37.8	57.1	80.6	98.7	85.2	26.2	44.3	14.2
6	57.3	53.2	96.1	9.3	57.5	91.7	57.1	53.5	77.0	88.1
7	61.2	86.7	71.5	51.3	79.4	100.0	99.8	58.9	100.0	75.4
8	9.5	12.1	29.0	4.6	15.4	99.8	100.0	54.9	86.7	97.2
9	24.7	7.4	12.5	12.5	67.4	100.0	49.8	37.4	99.2	63.6
10	28.3	64.7	20.9	34.3	52.6	47.2	57.3	17.5	71.5	6.9
11	30.8	82.9	31.6	62.7	37.6	70.5	62.0	16.3	81.5	20.1
12	73.0	51.3	29.2	8.7	33.8	93.7	95.4	95.9	51.7	77.1
13	13.6	99.1	64.2	32.9	97.2	100.0	100.0	45.3	79.5	73.9
14	21.0	22.0	39.2	28.6	48.6	93.4	94.6	61.5	86.2	82.6
15	19.2	48.4	56.9	52.0	39.3	42.9	95.3	18.3	88.4	29.0
16	36.6	80.9	75.9	32.3	42.5	54.1	80.7	11.9	88.6	34.3
17	7.9	86.3	30.3	11.6	63.0	93.9	93.4	8.4	71.1	49.7

Bei der Betrachtung der für die Frauen berechneten Perzentile zeigen sich zum Teil sehr hohe Werte. Unter Berücksichtigung der Auswahlkriterien für das Probandenkollektiv und aus dem Vergleichen einzelner maximaler Gelenkmomente mit Literaturdaten, die im Rahmen des DHErgo-Projekts durchgeführt wurden, ist jedoch nicht zu erwarten, dass die Probandinnen tatsächlich derart hohe Kraftperzentile erreichen. Andererseits ist das angesetzte Verhältnis von 0,5 zwischen Frauen und Männern plausibel und mit Literatur- wie auch Messdaten belegbar. Die Wahl eines anderen Verhältnisses wäre demnach nicht zu rechtfertigen. Dennoch ist die Aussagekraft der berechneten Perzentile der Frauen kritisch zu werten.

Wie in Abschnitt 3.1.3 beschrieben werden zur Perzentilierung der Versuche nach Rühmann (1992) die mittels Rampenmethode gemessenen Kraftwerte herangezogen. Parasitäre Anteile werden gemäß der Quelle vernachlässigt. Der Nutzung dieser Daten liegt die Annahme zugrunde, dass von den Probanden mit beiden Messmethoden gleichermaßen Maximalkraft aufgebracht wurde. Es wird gemäß der Aussagen von Rühmann (1992) zunächst erwartet, dass aus Messungen nach der Rampenmethode höhere absolute Kraftwerte resultieren, das Verhältnis sollte jedoch bei gleicher Anstrengung konstant sein. Aus dem Vergleich der Kraftwerte aller Probanden ergibt sich ein durchschnittlicher Faktor von 1,50 ($\sigma = 0,48$), um den die Werte der Rampenmethode jene der Plateaumethode übersteigen. Unter den Daten findet sich eine Messung einer Probandin, bei der ein Faktor von 3,2 erreicht wurde. Eliminiert man diesen Ausreißer aus der Betrachtung, ergibt sich ein Faktor von 1,46 ($\sigma = 0,40$). Wenngleich die Streuung relativ groß ausfällt, werden die mittels Rampenmethode gewonnenen Daten dennoch zur Perzentilierung genutzt. Für die z-Transformation wurden die Werte von 50. und 5. Perzentil des jeweiligen Geschlechts herangezogen. Tabelle 3-15 zeigt die gemessenen Kraftwerte sowie die berechneten Perzentile aller Probanden für die ausgewählten Lastfälle.

Tabelle 3-15 aufgabenbezogene Maximalkräfte mit Plateau- und Rampenmethode gemessen und zugehörige Perzentile für die Versuche nach Rühmann (1992)

Lastfall	Kraftwerte (Plateaumethode)									
	Männer					Frauen				
	VP01	VP02	VP03	VP04	VP05	VP06	VP07	VP08	VP09	VP10
18	219.9	327.2	371.9	372.0	264.5	206.6	186.0	198.2	204.6	172.4
19	379.2	290.8	609.1	471.9	627.6	322.1	332.7	204.0	489.7	269.7
20	441.8	536.9	426.2	454.8	485.9	283.3	300.8	303.1	391.8	285.3
21	477.9	402.0	479.5	721.3	987.5	436.2	403.7	409.6	607.2	292.7
22	229.5	316.8	330.5	253.5	241.0	73.4	112.0	108.2	128.8	97.9
23	764.4	738.0	723.9	577.0	848.5	585.0	369.9	389.3	603.6	204.2

Lastfall	Kraftwerte (Rampenmethode)									
	Männer					Frauen				
	VP01	VP02	VP03	VP04	VP05	VP06	VP07	VP08	VP09	VP10
18	307.2	550.7	721.9	442.7	500.5	185.5	261.8	195.7	349.4	304.4
19	433.4	499.6	669.9	507.5	696.7	234.1	400.8	291.3	434.6	395.5
20	770.8	928.4	1056.2	661.4	816.0	322.1	444.7	416.6	567.4	523.3
21	771.7	1058.2	1144.2	697.1	1060.2	392.5	437.4	462.6	843.9	556.6
22	292.8	392.1	309.4	257.4	296.1	104.8	167.5	153.0	148.7	152.4
23	1350.9	1183.7	1137.1	669.4	1074.4	466.8	570.9	494.1	981.8	653.4

Lastfall	Perzentile (Rampenmethode)									
	Männer					Frauen				
	VP01	VP02	VP03	VP04	VP05	VP06	VP07	VP08	VP09	VP10
18	71.9	99.0	99.0	99.0	99.0	59.1	98.5	68.8	99.0	99.0
19	26.4	53.2	90.7	49.2	93.8	61.8	97.8	69.2	99.4	97.4
20	35.9	72.9	91.8	15.2	46.8	11.9	47.2	37.5	85.3	74.2
21	13.6	43.6	54.8	9.0	43.6	22.1	34.1	41.7	99.7	70.2
22	8.5	39.0	11.7	3.9	9.0	1.5	31.6	19.5	16.4	18.9
23	57.9	40.5	35.9	5.8	30.2	33.4	62.2	40.5	99.0	81.3

Sowohl in den Kraftwerten wie auch den Perzentilen beider Messreihen zeigt sich eine sehr hohe Streuung der Daten, die eine genauere Analyse der Ergebnisse erfordert. So stellt sich vor allem die Frage, ob den Probanden durch die Lastfälle überhaupt Maximalkraft im Sinne dieser Arbeit abgefordert wurde, also ob eine maximale Ausnutzung ihrer muskulären Fähigkeiten vorlag. Eine Analyse der Probandenaussagen zeigt, dass dies nur bei einem Teil der Lastfälle der Fall war. Tabelle 3-16 gibt eine Übersicht mit den Anteilen der Probanden, die bei den einzelnen Lastfällen eine muskuläre Begrenzung angaben. Als Kompromiss zwischen einer hohen Aussagekraft der Ergebnisse und einer möglichst hohen Anzahl an Lastfällen für die Auswertung wurden daher im Folgenden nur solche Lastfälle berücksichtigt, bei denen mindestens die Hälfte der Probanden eine muskuläre Begrenzung angegeben hatte. Die Tabelle zeigt, dass hierdurch

ausschließlich Aufgaben ausgeschlossen werden, bei denen horizontales Ziehen und Drücken gefordert wurde. Dies erscheint logisch, da für diese Art der Kraftaufbringung der Einsatz des Körpergewichts eine wichtige Rolle spielt. Auch Rühmann (1992) analysierte diesen vermuteten Zusammenhang für Lastfall 18, konnte ihn jedoch mit Korrelationen von 0,43 für Frauen und 0,46 für Männer nur tendenziell bestätigen. Dennoch wurden die Lastfälle 2, 3, 8, 9, 14, 18 und 19 für die weitere Auswertung nicht berücksichtigt.

Tabelle 3-16 Anteil der Probanden je Lastfall, die eine Begrenzung der Maximalkraft durch maximale muskuläre Ausnutzung angeben

Lastfall	Versuch	Anteil Probanden
1	über Kopf +A hoch	90%
2	über Kopf +B ziehen	0%
3	über Kopf -B drücken	30%
4	über Kopf +C zusammen	90%
5	über Kopf -C auseinander	90%
6	aufrecht +A hoch	100%
7	aufrecht -A runter	50%
8	aufrecht +B ziehen	10%
9	aufrecht -B drücken	40%
10	aufrecht +C zusammen	100%
11	aufrecht -C auseinander	90%
12	gebeugt +A hoch	90%
13	gebeugt -A runter	70%
14	gebeugt +B ziehen	10%
15	gebeugt -B drücken	50%
16	gebeugt +C zusammen	100%
17	gebeugt -C auseinander	100%
18	ziehen	0%
19	drücken	30%
20	Koffer unten	70%
21	Kiste unten Eingriff	70%
22	Kiste oben Eingriff	100%
23	Kiste mittel Eingriff	80%

Abbildung 3-16 zeigt einen Boxplot der Kraftperzentile der verbleibenden 16 Lastfälle für jeden Probanden und verdeutlicht die hohe inter- wie auch intraindividuelle Streuung. Diese dürfte vor allem damit zu erklären sein, dass es sich um Maximalkraftmessungen mit nicht an die individuelle Anthropometrie angepassten Versuchsbedingungen handelt. So hängt das in einer Einzelmessung erreichbare Perzentil sehr stark davon ab, inwiefern die konkreten Versuchsbedingungen dem individuellen Probanden entgegenkommen. Da jedoch den Literaturquellen keine Zusammenhänge zwischen Körperkräften und Anthropometrie individueller

Probanden zu entnehmen sind, kann diese Abhängigkeit nicht genauer analysiert werden. Somit können die beiden Parameter nicht getrennt voneinander betrachtet werden.

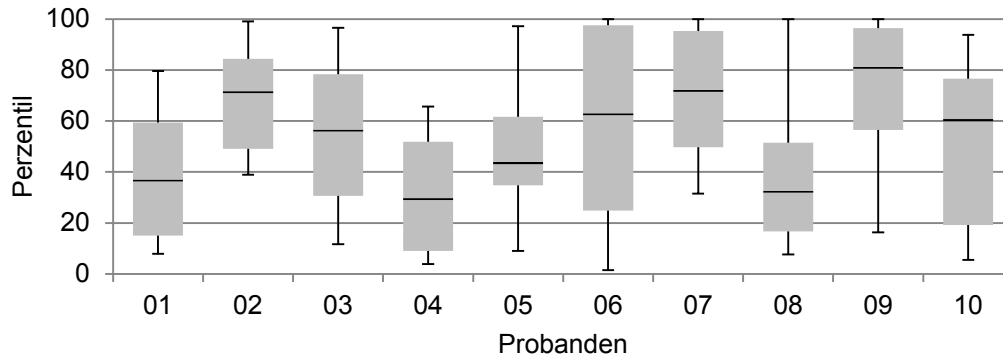


Abbildung 3-16 Streuung der individuellen Kraftperzentile der zur weiteren Auswertung ausgewählten Lastfälle

3.3.3 Bewegungsrekonstruktion

Die folgenden Ausführungen beziehen sich ausschließlich auf die Rekonstruktion der Bewegungsdaten der Messungen aufgabenbezogener Maximalkräfte. Wie bereits in Abschnitt 3.1.1 erwähnt, wird die Rekonstruktion der Haltungen bei den Gelenkmomentenmessungen nicht näher beschrieben.

Bevor die eigentliche Bewegungsrekonstruktion erfolgen kann, müssen zunächst die Daten des Motion Capture Systems aufbereitet werden. Nach der automatischen Rekonstruktion der Markertrajektorien durch die Software werden den Markern gemäß dem Markerset definierte Namen (sog. Label) zur eindeutigen Identifizierung zugewiesen. Dieser Schritt kann teilautomatisiert erfolgen, erfordert jedoch zumeist manuelle Nacharbeit für den Fall, dass Marker falsch zugeordnet werden oder zeitweise verdeckt sind. Dem schließen sich das Füllen von Lücken und das Löschen von nicht benannten Markern an. Am Ende dieses je nach Qualität der Aufnahme recht zeitaufwändigen Prozesses steht der Export bereinigter Daten, die nur die für den Versuch gewünschten und benannten Markertrajektorien enthalten. Nach dem Import in „AnyBody“ werden diese durch einen Butterworth Tiefpassfilter zweiter Ordnung mit einer Grenzfrequenz von 10 Hz geglättet, bevor sie für die eigentliche Bewegungsrekonstruktion verwendet werden.

Diese ist in „AnyBody“ als mehrstufiges Optimierungsverfahren implementiert, welches den Abstand zwischen gemessenen Markertrajektorien und auf dem Modell

definierten Markern durch Anpassung von Gelenkwinkeln, Segmentlängen und der Position einzelner Marker minimiert. Dieser Ablauf wird im Folgenden kurz vorgestellt. Für eine differenzierte Beschreibung des Prozesses und der zugrunde liegenden Algorithmen sowie der Validierung des Verfahrens sei auf Andersen, Damsgaard, MacWilliams & Rasmussen (2010) verwiesen.

Ausgangspunkt ist ein Ganzkörpermodell, dessen Segmentlängen zunächst durch die Eingabe der in Abschnitt 3.2.1 beschriebenen Körpermaße des Probanden auf dessen Anthropometrie angepasst wird. Dabei werden alle Segmente gleichförmig gemäß ihrer Länge skaliert. Eine Ausnahme bildet nur der Torso, dessen Länge und Tiefe durch den Abstand zwischen den Wirbelkörpern C1 und L5 definiert wird. Die Torsobreite wird davon unabhängig durch die Eingabe der biakromialen Schulterbreite festgelegt, um unterschiedliche Körperbautypen besser zu berücksichtigen.

Auf dem Modell sind die in Abschnitt 3.1.1 beschriebenen Marker in relativen Koordinaten des jeweiligen Knochenglements definiert, dem sie anatomisch zuzuordnen sind. Damit bleibt der Bezug zu den entsprechenden Landmarken unabhängig von der Körperhaltung jederzeit erhalten. Die relative Position zwischen Marker und zugehöriger Landmarke wurde dabei visuell auf Basis des in AnyBody integrierten Skelettmodells festgelegt. Hierbei wurden die Distanz und deren Richtung zwischen Landmarke und Marker berücksichtigt, die sich durch die Dicke des Weichteilgewebes und der Haut, der Höhe der Markerbasis und dem halben Markerdurchmesser ergeben. Dennoch birgt diese Markerpositionierung Unsicherheiten, vor allem, da die Knochengometrie der Probanden und die des Modells sicherlich etwas differieren. Je nach Vertrauen in die Genauigkeit der aufgebrauchten Marker steht es dem Anwender daher frei, einzelne Freiheitsgrade der Marker in Relation zum Segment in die Optimierung mit einzuschließen. Dies bietet sich beispielsweise für Marker an, bei denen eine große Weichteilverschiebung in eine bestimmte Richtung zu erwarten ist oder bei solchen Markern, die nur als Redundanz an einer nicht genauer definierten Position auf dem entsprechenden Körperteil befestigt wurden. Dieses Vorgehen ist möglich, da das kinematische System mit dem gegebenen Markersset und unter Ausnutzung der in den Gelenkkopplungen enthaltenen Freiheitsgrade statisch überbestimmt ist. Es werden also nicht alle in den Markertrajektorien enthaltenen Informationen für die Bewegung des Modells benötigt.

Bei der Ausführung der Optimierung werden nun die Segmentlängen und damit die Lage der Gelenkdrehzentren, die Gelenkwinkel und die zur Positionsoptimierung freigegebenen Marker optimiert. Dabei wird iterativ versucht, eine möglichst geringe Abweichung zwischen den gemessenen Markern und den Markern des Modells zu erreichen. Eine Übersicht der in die Optimierung eingeschlossenen Freiheitsgrade findet sich in Anhang E. Sie wurde durch eine Vielzahl von Proberechnungen und in Expertengesprächen mit der Arbeitsgruppe für Biomechanik der Universität Aalborg, an der das Modell entwickelt wurde, erarbeitet.

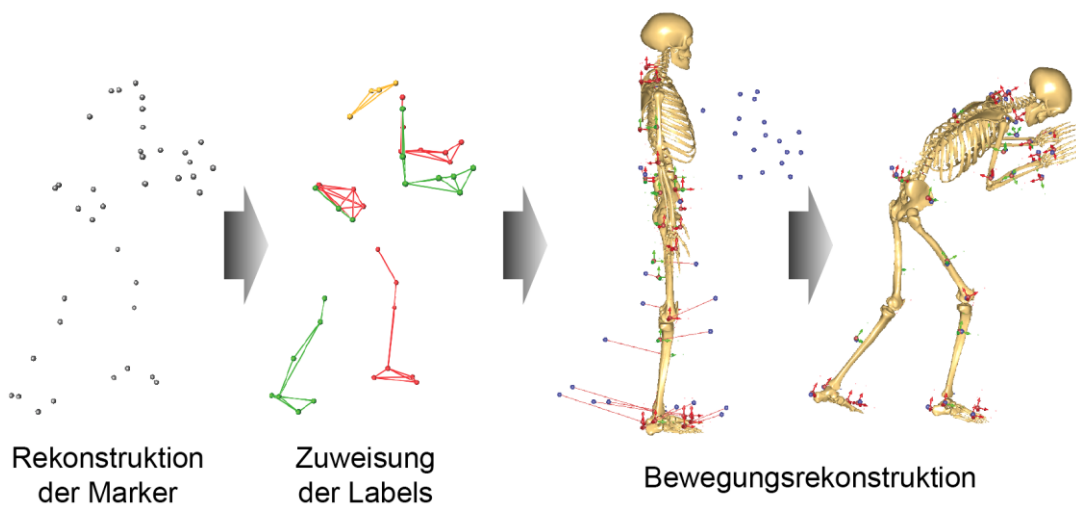


Abbildung 3-17 Übersicht des Prozesses zur Bewegungsrekonstruktion

Dieser Prozess wurde zunächst auf die in Abschnitt 3.2.2 beschriebene Kalibrierbewegung angewendet. Das Ergebnis ist ein an die Anthropometrie des Probanden angepasstes Modell mit optimierten Markerpositionen. Für die Rekonstruktion der Bewegungsdaten aus den eigentlichen Kraftmessungen werden die Parameter Anthropometrie und Markerpositionen konstant gehalten und es erfolgt eine reine Optimierung der Gelenkwinkel mit dem Ziel einer optimalen Anpassung des Modells an die Markertrajektorien. Abbildung 3-17 zeigt der Übersicht halber die Schritte des gesamten Prozesses. Das Ergebnis sind Gelenkwinkel-Zeitverläufe, die als Grundlage für den nächsten Prozessschritt dienen.

3.3.4 Bestimmung von Gelenkmomenten durch inverse Dynamik

Nach der erfolgreichen Bewegungsrekonstruktion erfolgt die Berechnung der von den Probanden zur Erreichung der aufgabenbezogenen Maximalkräfte aufgebrauchten Gelenkmomente, im Folgenden als Lastmomente bezeichnet, durch inverse Dynamik in „AnyBody“. Hierzu werden die gemessenen Kräfte zunächst aus der mit „LabView“ erzeugten Textdatei eingelesen und als Vektoren in den Mittelpunkten der Kraftmessgriffe eingeleitet, deren Position über die Marker auf den Griffen rekonstruiert wurde. Diese Kraftvektoren werden über eine Kopplung ähnlich einem Festlager mit den Schwerpunkten der rigiden Handsegmente des Modells verbunden. Bei der Berechnung der inversen Dynamik werden nun unter Berücksichtigung der rekonstruierten Gelenkwinkel, der Körperteilgewichte und der externen Last die Lastmomente und Bodenreaktionskräfte berechnet. Letztere werden über zwei Kontaktpunkte auf der Fußsohle übertragen. Für diejenigen Fälle, in denen ein Bein ohne Bodenkontakt war, wird diese Kontaktrestriktion situativ aufgehoben. Dynamische Eigenschaften wie Trägheitsmomente werden zwar berücksichtigt, spielen aber für die hier betrachtete quasi-statische Kraftaufbringung eine untergeordnete Rolle. Die Berechnung mit gleichzeitiger Visualisierung erfolgt über das Zeitintervall von 1,5 bis 4,5 Sekunden der Messung, also den mittleren Bereich des Kraftplateaus. Abbildung 3-18 zeigt ein Beispiel dieser Berechnung für Lastfall 17 (siehe Tabelle 3-8).

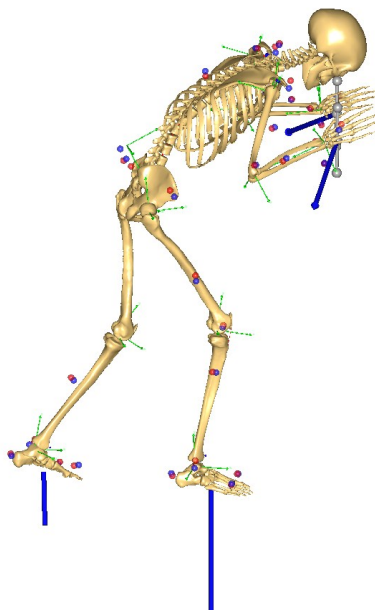


Abbildung 3-18 Bestimmung von Gelenkmomenten durch inverse Dynamik

Die Berechnung der inversen Dynamik konnte nicht für alle Lastfälle erfolgreich durchgeführt werden. In einigen Fällen kam es zu extremen Sprüngen in Beträgen und Richtungen der Lastmomente und damit zu unrealistischen Werten. Dies ist auf das Ergebnis der Bewegungsrekonstruktionen zurückzuführen, da hier durch das Optimierungsverfahren Sprünge zwischen Lösungen auftreten können. Die hiervon betroffenen 12,5 % der Lastfälle wurden von der folgenden Auswertung ausgeschlossen.

3.3.5 Berechnung relativer Gelenkmomente und Identifikation limitierender Gelenke

Um den Ausnutzungsgrad der einzelnen Gelenke zu bestimmen, findet ein Vergleich der durch die inverse Dynamik ermittelten Lastmomente mit den modellierten maximal möglichen Gelenkmomenten statt. Die Lastmomente werden in „AnyBody“, analog den Gelenkwinkeln, um anatomische Achsen beschrieben, also beispielsweise als Ellbogenflexionsmoment. Sie können daher problemlos mit den modellierten maximalen Gelenkmomenten in Beziehung gesetzt werden. Eine Ausnahme bildet hier nur das Schultergelenk, da maximale Gelenkmomente hier aufgrund der Prozesskette im Projekt „DHErgo“ nach der Gelenkwinkelkonvention von „RAMSIS“ bestimmt wurden. Diese unterscheidet sich in ihrer Neutralhaltung von „AnyBody“, weshalb eine entsprechende Transformation implementiert wurde.

Das relative Lastmoment oder auch der Ausnutzungsgrad des Gelenkmoments bestimmt sich nach Gleichung (4) aus dem Quotienten der Vektorbeträge des Lastmoments und des maximalen Gelenkmoments.

$$T_{rel} = \frac{|\bar{T}_L|}{|\bar{T}_{max}|} \quad (4)$$

Für den Fall $T_{rel} = 1$ wird demnach das maximal mögliche Gelenkmoment gefordert. Werte kleiner eins entsprechen einer submaximalen Beanspruchung. Werte größer eins stellen eine Überlastung dar, die theoretisch nicht mehr durch Gelenkmomente kompensiert werden kann.

Die Bestimmung der relativen Lastmomente wurde direkt in „AnyBody“ implementiert und wird im Zuge der inversen Dynamik berechnet. Als Ergebnis werden die gemittelten Werte über das Zeitintervall des Plateaus von 1,5 bis 4,5 Sekunden ausgegeben. Zusätzlich werden zur direkten Kontrolle die Vektoren der Lastmomente

sowie der maximal möglichen Gelenkmomente in Richtung der Lastmomente visualisiert. Abbildung 3-19 zeigt dies am Beispiel von Lastfall 17 für ein submaximales Extensionsmoment im Ellbogengelenk.

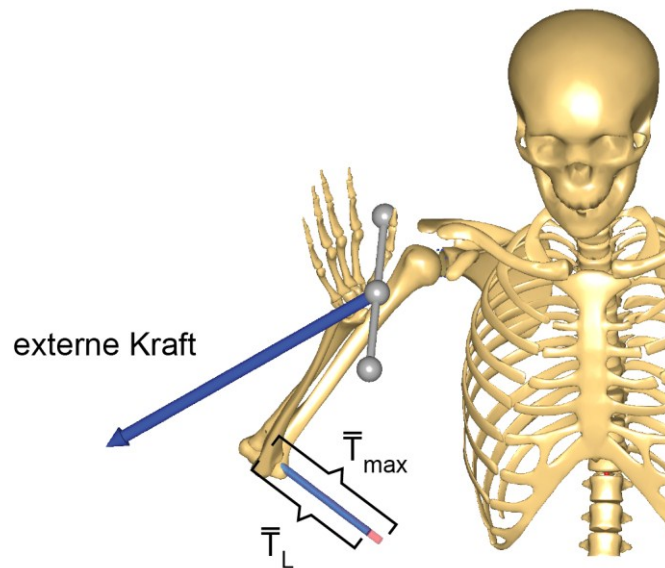


Abbildung 3-19 Darstellung von Lastmomenten T_L (blau) und Momenten maximaler Gelenkmomente T_{max} (rot) zur Visualisierung der relativen Gelenkmomente bei der Aufbringung einer externen Kraft (dunkelblauer Vektor)

Tabelle 3-17 zeigt beispielhaft die relativen Gelenkmomente eines Probanden. Die Daten weiterer Probanden finden sich in Anhang F. Es fällt auf, dass in mehreren Gelenken Relativmomente größer eins erreicht werden, wobei in einigen Fällen extreme Werte auftreten. Diese Abweichungen erfordern eine genauere Analyse.

Zunächst ist nicht zu erwarten, dass die maximale Ausnutzung eines Gelenks in den Versuchsergebnissen zu einem relativen Gelenkmoment von exakt eins führt. Dies begründet sich mit den Ungenauigkeiten und Fehlerquellen, die den beschriebenen Prozessschritten immanent sind.

So muss trotz aller getroffenen Maßnahmen zunächst davon ausgegangen werden, dass die Probanden nicht bei allen Messungen maximaler Gelenkmomente und aufgabenbezogener Maximalkräfte tatsächlich die maximale willentliche Anstrengung aufgebracht haben, wenngleich dies für den Vergleich der Messungen unterstellt wird. Hier sind nach Kumar (2004) Abweichungen von wenigstens 10 % zu erwarten. Zusätzlich wird die Qualität der Momentenmessungen durch die Genauigkeit bestimmt, mit der die Achsen der Momentenaufnehmer und die Gelenkdrehzentren

des Probanden zueinander ausgerichtet werden. Die hierbei entstehenden Fehler sind nicht quantifizierbar.

Tabelle 3-17 Relative Gelenkmomente von Proband 02; Werte größer eins sind grau hervorgehoben

Lastf.	Proband 02, T _{rel}												
	Sprg	Sprg	Knie	Knie	Hüfte	Hüfte	WS	Sch.	Sch.	Ellb.	Ellb.	Han.	Han.
	R	L	R	L	R	L		R	L	R	L	R	L
1	0,3	0,1	0,7	0,9	1,1	2,5	0,1	2,1	2,1	0,2	0,3	0,8	0,9
4	0,5	0,4	0,4	0,1	0,3	0,3	0,2	1,7	1,6	1,2	1,1	0,6	1,0
5	0,3	0,3	0,1	0,1	0,2	0,4	0,1	2,2	2,2	1,0	1,0	0,4	0,1
6	0,1	0,1	0,6	1,1	0,6	1,9	0,2	1,8	1,9	0,2	0,2	0,8	0,7
7	0,0	0,0	0,1	0,0	0,9	1,3	0,3	0,9	0,9	0,7	0,7	1,9	1,6
10	0,0	0,0	1,0	0,2	0,6	0,8	0,1	1,3	1,3	0,9	1,1	0,4	0,7
11	0,0	0,4	0,1	0,3	0,2	0,9	0,0	1,7	2,0	0,9	1,0	1,8	0,9
12	0,1	0,1	0,2	1,1	4,4	5,1	0,2	1,4	1,3	1,4	1,5	0,5	0,4
13	0,0	0,0	0,4	0,3	0,3	0,8	0,5	0,7	0,7	1,5	1,3	1,3	1,3
15	0,2	0,0	2,6	0,1	1,2	0,1	0,1	1,0	1,0	0,4	0,2	0,3	0,2
16	0,1	0,1	1,8	0,4	0,5	0,4	0,0	1,3	1,3	0,9	1,3	0,3	0,3
17	0,0	0,1	0,7	0,6	1,7	1,6	0,0	1,8	2,0	0,8	0,9	1,6	1,3
20	2,5	0,0	2,6	0,0	1,5	0,1	1,0	19,5	0,2	0,2	0,0	2,1	0,0
21	0,3	0,3	0,4	0,6	10,9	11,4	1,0	1,2	4,0	0,6	0,2	0,9	0,6
22	0,9	1,0	0,3	0,3	0,9	0,6	0,2	1,3	1,1	1,6	1,1	0,2	0,3
23	0,5	1,8	0,4	0,5	1,7	1,9	0,5	1,8	1,0	0,4	0,5	1,6	1,0

Des Weiteren erzeugt die Modellierung maximaler Gelenkmomente durch Regressionsfunktionen Abweichungen von den tatsächlichen Messwerten, wie in Abschnitt 3.3.1 beschrieben. Problematisch ist in diesem Zusammenhang auch die Extrapolation von Gelenkmomenten über die bei den Messungen berücksichtigten Gelenkwinkelbereiche hinaus. Diese treten auf, da von den Probanden bei der Aufbringung aufgabenbezogener Maximalkräfte häufig Haltungen mit Gelenkwinkeln nahe den Gelenkendstellungen eingenommen wurden, in diesen Bereichen jedoch keine Gelenkmomente gemessen wurden. In solchen Fällen wurden die errechneten relativen Gelenkmomente des jeweiligen Gelenks von der weiteren Auswertung ausgeschlossen. Nicht genauer bestimmen lassen sich die Fehler, welche durch die Modellierung der Gelenkmomente als Ellipsen bzw. Ellipsoide entstehen.

Im Prozessschritt der Bewegungserfassung können Abweichungen bei der Skalierung des Modells an die Anthropometrie der Probanden, bei der Optimierung der Markerpositionen, wie auch bei der Rekonstruktion selbst entstehen, die alle nur schwer quantifizierbar sind.

Werden einzelne Gelenke genauer betrachtet, fallen vor allem die Werte von Hand- und Schultergelenk auf, die bei den relativen Gelenkmomenten zum Teil erhebliche Überlastungen zeigen.

Im Bereich der Hand sind diese größtenteils auf die Unzulänglichkeiten des verwendeten Standard-Handmodells bei der Berechnung der inversen Dynamik zurückzuführen. Das rigide Handsegment erlaubt keine Simulation einer Greifhaltung, wohingegen die Probanden die Messgriffe fest umschlossen hielten und zum Teil extreme Gelenkwinkelstellungen von Händen und Handgelenken zeigten, wodurch nur eine ungenaue Abbildung der realen Verhältnisse möglich ist. Auch wird die gemessene Maximalkraft an der Position der Mittelpunkte der Kraftmessgriffe eingeleitet und es ergeben sich teilweise unrealistische Abstände dieser Punkte zu den Schwerpunkten der Handsegmente. Diese Hebelarme führen zu großen Variationen der Pronations- und Supinationsmomente sowie der Handgelenksmomente. In Kombination mit der gleichzeitig sehr einfachen Modellierung der maximalen Handgelenksmomente sind daher für das Handgelenk keine aussagekräftigen Ergebnisse zu erzielen und es wurde für die Perzentilierung der Gelenkmomente nicht weiter berücksichtigt.

Die hohen relativen Momente des Schultergelenks sind auf mehrere Einflussfaktoren zurückzuführen. Zum einen stellt die Modellierung als reines Kugelgelenk eine starke Vereinfachung gegenüber dem in der Realität wirkenden Zusammenspiel aus glenohumeralen und sternoclavicularem Gelenk dar. Zum anderen birgt die Bestimmung der maximalen Gelenkmomente aufgrund der indirekten Messung und der dadurch nötigen Rekonstruktion von Schulterdrehzentrum, Gelenkwinkeln und -momenten ein höheres Fehlerpotential, als dies bei der direkten Momentenmessung anderer Gelenke der Fall ist. Hinzu kommt, dass die meisten Lastfälle der Messungen externer Maximalkräfte einen symmetrischen Einsatz der Schultermuskulatur ermöglichen. Vor allem bei den Richtungen C+ und C- ergibt sich dabei ein geschlossener Kraftfluss über die Arme. Im Gegensatz hierzu erfolgt die Kraftaufbringung bei den Momentenmessungen einarmig und die Ableitung der Reaktionskräfte kann nur über Polster und Rückhaltesysteme erfolgen. Es muss daher davon ausgegangen werden, dass dabei geringere Schultermomente aufgebracht werden, als dies bei einem symmetrischen Krafteinsatz möglich wäre. Die hohen relativen Schultermomente legen nahe, dass die aus isolierten Messungen maximaler Momente modellierten Funktionen die tatsächlich

aufbringbaren Schultermomente unterschätzen, wobei das Ausmaß mit den vorhandenen Daten nicht quantifizierbar ist.

Um all die genannten Abweichungen zu berücksichtigen wurde für diese Arbeit festgelegt, dass relative Gelenkmomente größer 0,8 eine maximale Auslastung eines Gelenks charakterisieren. Derart identifizierte Gelenke werden im Folgenden zunächst als begrenzende Gelenke für die extern aufgebrachte Maximalkraft interpretiert. Die Abweichungen führten jedoch auch zu zahlreichen Fällen, in denen die relativen Momente den theoretisch maximalen Wert von 1,0 deutlich überschreiten (siehe

Tabelle 3-17). Diese wurden aus pragmatischen Gründen dennoch berücksichtigt, um für die Auswertung eine ausreichend große Anzahl an Lastfällen zur Verfügung zu haben. Sie wurden jedoch genauer analysiert, falls sie unerwartet als limitierende Gelenke identifiziert wurden oder aus anderen Gründen auffällige Momente zeigten. Relative Momente größer 2,0 wurden in jedem Fall genauer analysiert und sind in den Tabellen entsprechend gekennzeichnet. Dabei konnten zwei häufig auftretende Effekte identifiziert werden. Zum einen das Auftreten nicht plausibler Gelenkmomente in Knie- und Ellbogengelenken, obwohl die Gelenke im Realversuch komplett gestreckt waren und nur auf Zug oder Druck belastet wurden. Zum anderen die Extrapolation maximaler Gelenkmomente, die teilweise sogar zu Nulldurchgängen der Funktionen und damit zu Singularitäten der relativen Gelenkmomente führte. Beim Auftreten eines der beiden Effekte wurde das Ergebnis von der weiteren Auswertung ausgeschlossen. Tabelle 3-18 zeigt die bereinigten Ergebnisse des bereits dargestellten Probanden. Daten des gesamten Probandenkollektivs finden sich in Anhang F.

Es zeigt sich, dass bei einigen Lastfällen durchaus mehrere Gelenke limitierend sein können. Dies ergibt aus physiologischer Sicht durchaus Sinn und entspricht den Aussagen der Probanden, in denen teilweise auch mehrere Gelenke genannt wurden. Generell scheinen die Probanden relativ gut in der Lage zu sein, limitierende Gelenke wahrzunehmen. In nur 16 % der Lastfälle stimmen Probandenurteil und Berechnung nicht überein. In allen anderen Fällen wurde zumindest ein Teil der Gelenke korrekt erkannt, jedoch weisen lediglich 11 % der Fälle eine komplette Übereinstimmung auf. Es fiel den Probanden laut eigener Aussage schwer, die Begrenzung Gelenken zuzuordnen. Vielmehr wurde die maximale Anstrengung eher

VERSUCHE

in der Muskulatur wahrgenommen und anschließend, teilweise durch den Versuchsleiter, den zugehörigen Gelenken zugeordnet. So wurde beispielsweise die Aussage „Brustmuskulatur“ als Begrenzung im Schultergelenk interpretiert.

Tabelle 3-18 bereinigte relative Gelenkmomente von Proband 02 sowie Probandenaussagen zu limitierenden Gelenken; relative Momente größer 0,8 grün, größer 2,0 orange markiert; ausgeschlossene Daten und nicht erfolgreich berechnete Lastfälle grau markiert

Lastf.	Proband 02, T _{rel}											Probandenaussage
	Sprg R	Sprg L	Knie R	Knie L	Hüfte R	Hüfte L	WS	Sch. R	Sch. L	Ellb. R	Ellb. L	
1	0,3	0,1	0,7	0,9	1,1	2,5	0,1	2,1	2,1	0,2	0,3	Schulter
4	0,5	0,4	0,4	0,1	0,3	0,3	0,2	1,7	1,6	1,2	1,1	Schulter
5	0,3	0,3	0,1	0,1	0,2	0,4	0,1	2,2	2,2	1,0	1,0	Schulter
6	0,1	0,1	0,6	1,1	0,6	1,9	0,2	1,8	1,9	0,2	0,2	Schulter
7	0,0	0,0	0,1	0,0	0,9	1,3	0,3	0,9	0,9	0,7	0,7	Gew. / Ellb.
10	0,0	0,0	1,0	0,2	0,6	0,8	0,1	1,3	1,3	0,9	1,1	Schulter
11	0,0	0,4	0,1	0,3	0,2	0,9	0,0	1,7	2,0	0,9	1,0	Schulter / Handg.
12	0,1	0,1	0,2	1,1	4,4	5,1	0,2	1,4	1,3	1,4	1,5	Schulter / Ellb.
13	0,0	0,0	0,4	0,3	0,3	0,8	0,5	0,7	0,7	1,5	1,3	Ellbogen
15	0,2	0,0	2,6	0,1	1,2	0,1	0,1	1,0	1,0	0,4	0,2	Sprunggelenk
16	0,1	0,1	1,8	0,4	0,5	0,4	0,0	1,3	1,3	0,9	1,3	Schulter / Ellb.
17	0,0	0,1	0,7	0,6	1,7	1,6	0,0	1,8	2,0	0,8	0,9	Schulter / Handg.
20	2,5	0,0	2,6	0,0	1,5	0,1	1,0	19,5	0,2	0,2	0,0	Knie
21	0,3	0,3	0,4	0,6	10,9	11,4	1,0	1,2	4,0	0,6	0,2	Knie / WS
22	0,9	1,0	0,3	0,3	0,9	0,6	0,2	1,3	1,1	1,6	1,1	Schulter
23	0,5	1,8	0,4	0,5	1,7	1,9	0,5	1,8	1,0	0,4	0,5	WS

4 Modellierung

Um das Ziel dieser Arbeit, die Perzentilierung von Gelenkmomenten für die Anwendung in digitalen Menschmodellen, zu erreichen, wird in diesem Abschnitt beschrieben, wie die bisher vorgestellten Ergebnissen einzelner Individuen auf die Skalierung von Gelenkmomenten einer Population übertragen werden können.

4.1 Funktionsmodellierung allgemeiner maximaler Gelenkmomente

Hierfür wird zunächst eine Modellierung maximaler Gelenkmomente für die Gesamtpopulation benötigt. Dabei sind die Beträge der Momente nicht von unmittelbarer Bedeutung. Es geht vielmehr darum, allgemeingültige Aussagen zu den Verläufen der Gelenkmomente über den Gelenkwinkeln zu machen. Im Rahmen des DHErgo-Projekts konnte für das Probandenkollektiv gezeigt werden, dass sich die Momentenverläufe verschiedener Probanden in ihrer qualitativen Form ähneln und primär mit den individuellen Maximalmomenten skalieren. Daher ist eine Modellierung maximaler Gelenkmomente basierend auf den Messwerten mehrerer Probanden zulässig. Um mögliche Unterschiede zwischen den Geschlechtern nicht zu vernachlässigen, wurde dies sowohl nach Geschlechtern getrennt, wie auch über alle Probanden durchgeführt. Analog dem in Abschnitt 3.3.1 beschriebenen Vorgehen wurden über die pro Messhaltung gemittelten Gelenkmomente der Probanden Gelenkmoment-Gelenkwinkel-Funktionen gebildet. Die auf diese Art modellierten und in „AnyBody“ implementierten „allgemeinen“ Ellipsen bzw. Ellipsoide beschreiben demnach den Durchschnitt der Männer und Frauen (im Folgenden als $T_{\max\text{Geschlecht}}$ referenziert) bzw. des gesamten Probandenkollektivs ($T_{\max\text{Gesamt}}$). Dabei kann zwar nicht davon ausgegangen werden, dass die absoluten Maximalmomente repräsentativ für die Gruppe bzw. Gesamtbevölkerung sind, jedoch werden die Formen der Ellipsen bzw. Ellipsoide und damit die qualitativen Momentenverläufe im Folgenden als allgemeingültig betrachtet. Abbildung 4-1 verdeutlicht dies beispielhaft für das Ellbogengelenk bei einer konkreten Gelenkwinkelkombination unter Berücksichtigung aller Probanden. Dabei zeigt sich, dass die Ellipsen der individuellen Probanden vergleichbare Formen aufweisen und relativ konzentrisch angeordnet sind.

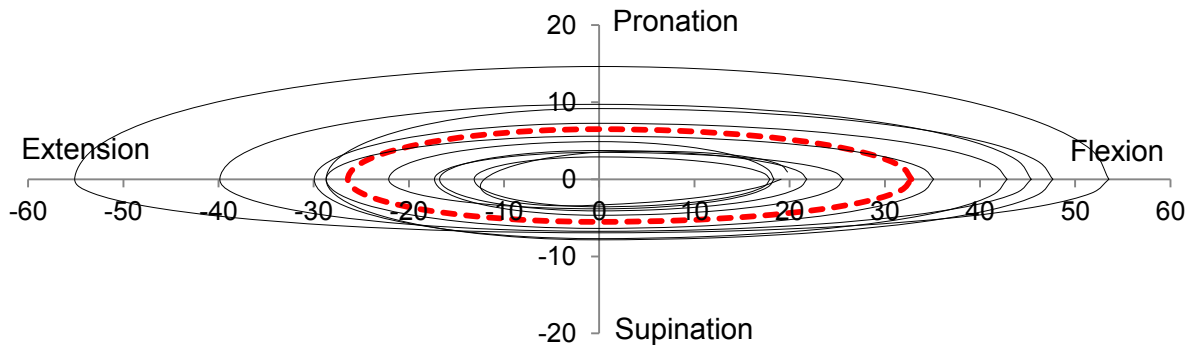


Abbildung 4-1 Maximalmomente des Ellbogengelenks (Ellbogenflexion = 90°, Schulterflexion = 90°, Unterarmrotation = 0°); individuelle Probanden schwarz, „allgemeine“ Ellipse des Gesamtkollektivs rot gestrichelt

4.2 Relation allgemeiner und individueller Gelenkmomente und Zuweisung von Perzentilen

Bei der Berechnung relativer Gelenkmomente konnten einzelne Maximalmomente individueller Probanden als für die aufgabenbezogenen Maximalkräfte limitierend identifiziert werden. Sie zeichnen damit direkt für die Beträge und die Perzentile der abgebrachten Kräfte verantwortlich. Daraus folgt die Annahme, dass einem solchen Maximalmoment das entsprechende Perzentil der externen Kraft zugeordnet werden kann. Dies hat jedoch zunächst nur für den konkreten Momentenvektor bei der gegebenen Gelenkwinkelkombination Gültigkeit, der zur Limitierung geführt hat.

Um nun einen Bezug zur Gesamtpopulation bzw. dem jeweiligen Geschlecht herzustellen, wird das Moment in Relation zu den allgemeinen Maximalmomenten gesetzt, wie in Abbildung 4-2 schematisch für das Ellbogengelenk dargestellt. Hierzu wird der Maximalmomentenvektor des Gesamtkollektivs $\mathbf{T}_{\max\text{Gesamt}}$ in Richtung des limitierenden Maximalmoments \mathbf{T}_{\max} berechnet. Mit der Division von Individuellem durch das allgemeine Maximalmoment gemäß Formel 5 ergibt sich ein Faktor s_{Gesamt} , um den das Ellipsoid des Gesamtkollektivs bei gegebener Haltung skaliert werden müsste, um das limitierende Gelenkmoment und damit auch das ermittelte Perzentil zu erzeugen. Die Berechnung von $s_{\text{Geschlecht}}$ erfolgt analog mittels Division durch $\mathbf{T}_{\max\text{Geschlecht}}$.

$$s_{\text{Gesamt}} = \frac{|\bar{T}_{\max}|}{|\bar{T}_{\max\text{Gesamt}}|} \quad (5)$$

Die entsprechenden Funktionen wurden direkt in „AnyBody“ implementiert und werden während der Berechnung der inversen Dynamik ausgeführt. Analog den

relativen Gelenkmomenten werden als Ergebnis die gemittelten Werte von s_{Gesamt} und $s_{\text{Geschlecht}}$ über das Zeitintervall des Plateaus von 1,5 bis 4,5 Sekunden ausgegeben.

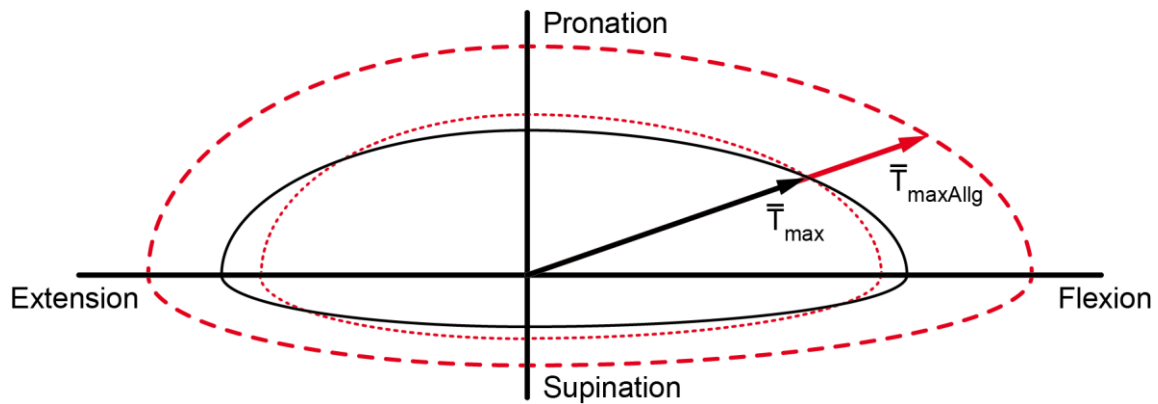


Abbildung 4-2 Verhältnis zwischen allgemeinem Gelenkmoment (rot gestrichelt) und individuellem Lastmoment (schwarz) sowie auf T_{max} skaliertes allgemeines Gelenkmoment (rot gepunktet) am zweidimensionalen Beispiel des Ellbogens (schematisch)

Der Übersichtlichkeit halber folgen zunächst die Ergebnisse des Vergleichs mit dem gesamten Probandenkollektiv. Das beschriebene Vorgehen wurde in gleicher Weise auch auf den Vergleich mit dem jeweiligen Geschlecht der Probanden angewendet, dessen Ergebnisse im Anschluss dargestellt sind.

Für jeden Fall eines limitierenden Gelenks ergibt sich ein Wertepaar aus Faktor s und Perzentil. Dieses hat zunächst nur eine Bedeutung für den konkreten Momentenvektor bei der gegebenen Haltung. Über alle Wertepaare eines Gelenks betrachtet wird jedoch ein Zusammenhang vermutet, wodurch der Faktor als Funktion des Perzentils ausgedrückt werden kann und damit die allgemeinen Gelenkmomente gezielt skaliert werden könnten. Je mehr Wertepaare vorliegen, also in umso mehr Fällen ein Gelenk als limitierend identifiziert wurde, desto valider wären die funktionalen Zusammenhänge. Tabelle 4-1 zeigt beispielhaft die Skalierungsfaktoren eines Probanden für alle als limitierend identifizierten Gelenke. Die Daten der restlichen Probanden finden sich in Anhang G.

Tabelle 4-1 Skalierungsfaktoren maximaler Gelenkmomente von Proband 02 für alle als limitierend identifizierte Gelenke sowie ermittelte Perzentile im Bezug zum Gesamtkollektiv; Übereinstimmungen mit den Probandenaussagen sind grau hervorgehoben

Lastf.	Proband 02, s_{Gesamt}											Perzentil
	Sprg R	Sprg L	Knie R	Knie L	Hüfte R	Hüfte L	WS	Sch. R	Sch. L	Ellb. R	Ellb. L	
1								0,85	0,89			69,0
4								1,46	1,44	1,34	1,34	74,3
5								1,38	1,34	1,53	1,55	84,9
6								1,04	1,05			53,2
7								1,56	1,47			86,7
10								1,48	1,47	1,36	1,38	64,7
11								1,43	1,37	1,78	1,71	82,9
12								1,33	1,38	1,40	1,40	51,3
13										1,75	1,73	99,1
15			0,73		1,18			1,38	1,48			48,4
16								1,45	1,46	1,41	1,39	80,9
17								1,45	1,41		1,74	86,3
20	1,33		0,97		1,34		1,39					72,9
21							1,12					43,6
22	1,06	1,05			1,66			1,24	1,45	1,44	1,46	39,0
23								0,83	0,93			40,5

Unter Berücksichtigung der Symmetrieannahme fließen, falls beispielsweise linkes und rechtes Schultergelenk gleichermaßen als limitierend identifiziert wurden, die Wertepaare beider Körperhälften unabhängig voneinander in die Auswertung ein. Gemäß der Ergebnisse aus Abschnitt 3.3.5 ergeben sich demnach für das Sprunggelenk 25, das Kniegelenk 30, das Hüftgelenk 51, die Wirbelsäule 11, das Schultergelenk 198 und das Ellbogengelenk 144 Fälle limitierender Gelenke. Diese Wertepaare sind für den Vergleich mit dem Gesamtkollektiv in Abbildung 4-3 bis Abbildung 4-8 dargestellt.

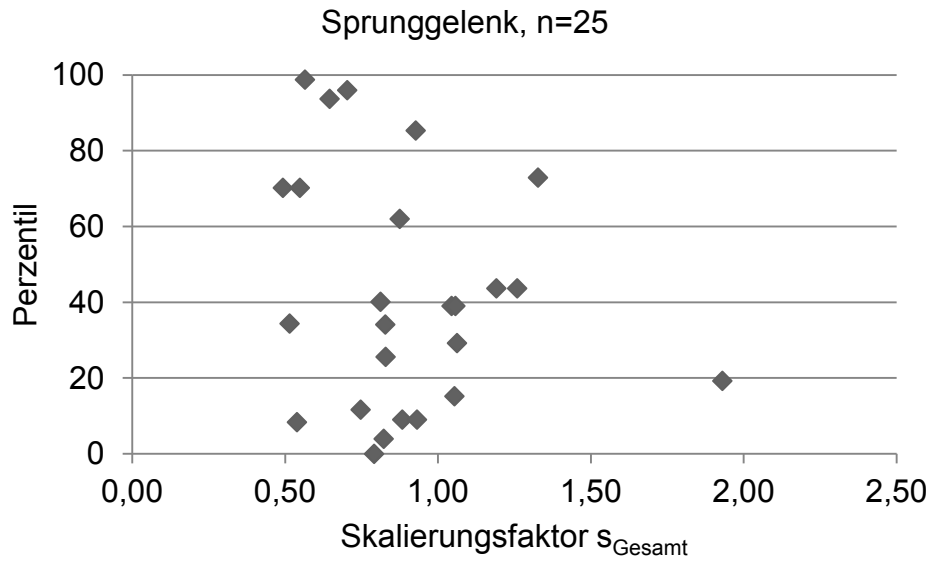


Abbildung 4-3 Skalierungsfaktoren und Perzentile des Sprunggelenks bezogen auf das Gesamtkollektiv

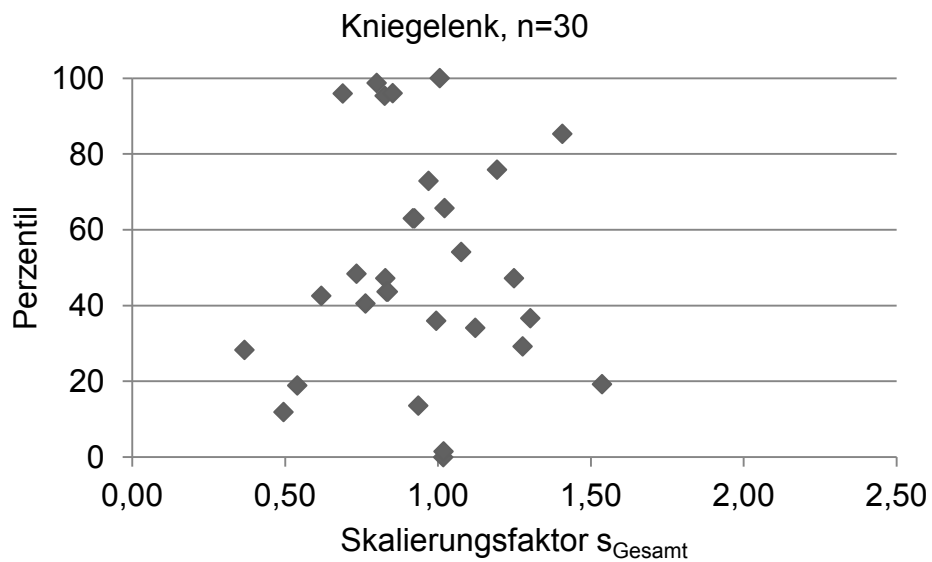


Abbildung 4-4 Skalierungsfaktoren und Perzentile des Kniegelenks bezogen auf das Gesamtkollektiv

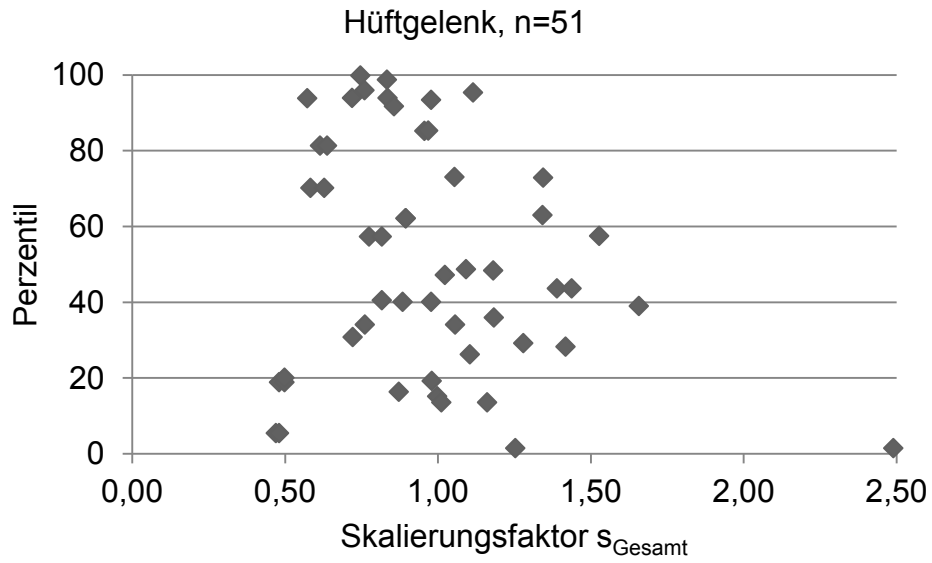


Abbildung 4-5 Skalierungsfaktoren und Perzentile des Hüftgelenks bezogen auf das Gesamtkollektiv

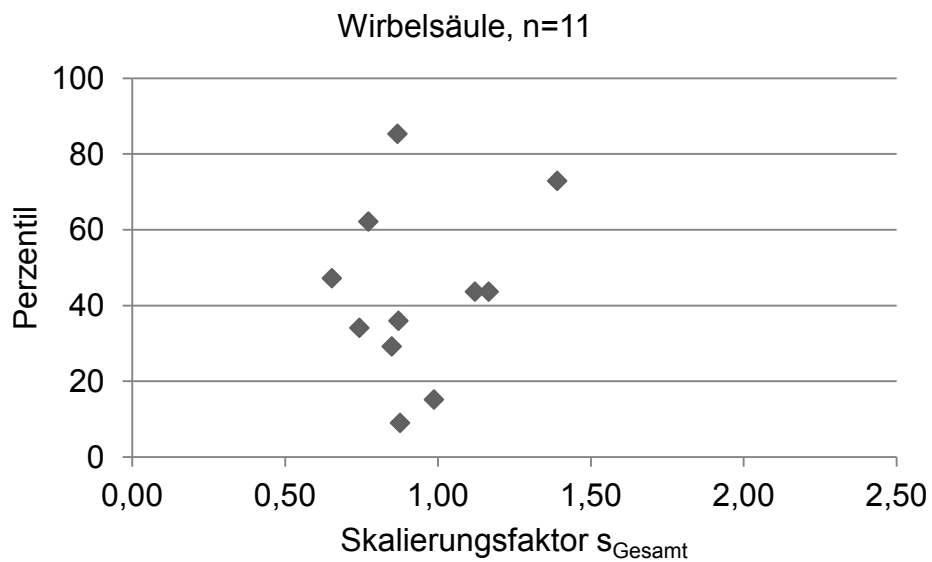


Abbildung 4-6 Skalierungsfaktoren und Perzentile der Wirbelsäule bezogen auf das Gesamtkollektiv

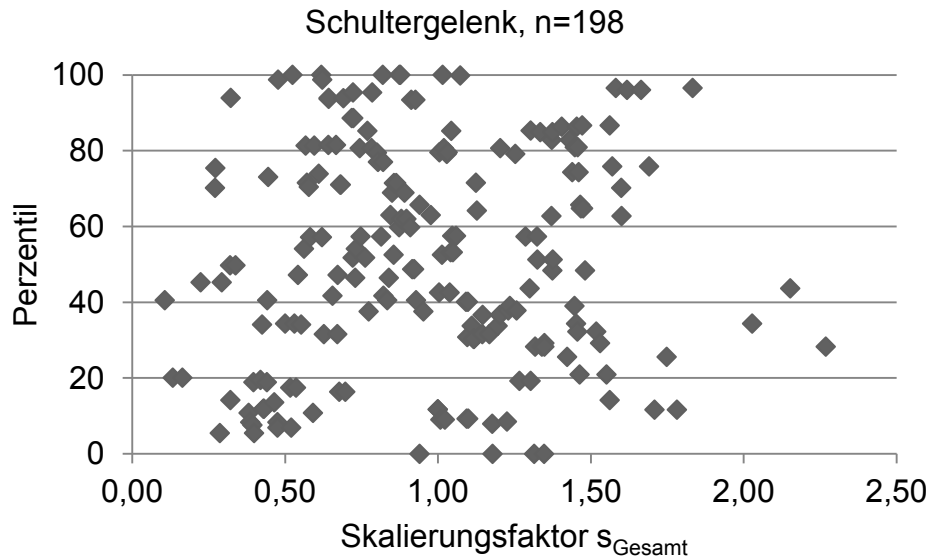


Abbildung 4-7 Skalierungsfaktoren und Perzentile des Schultergelenks bezogen auf das Gesamtkollektiv

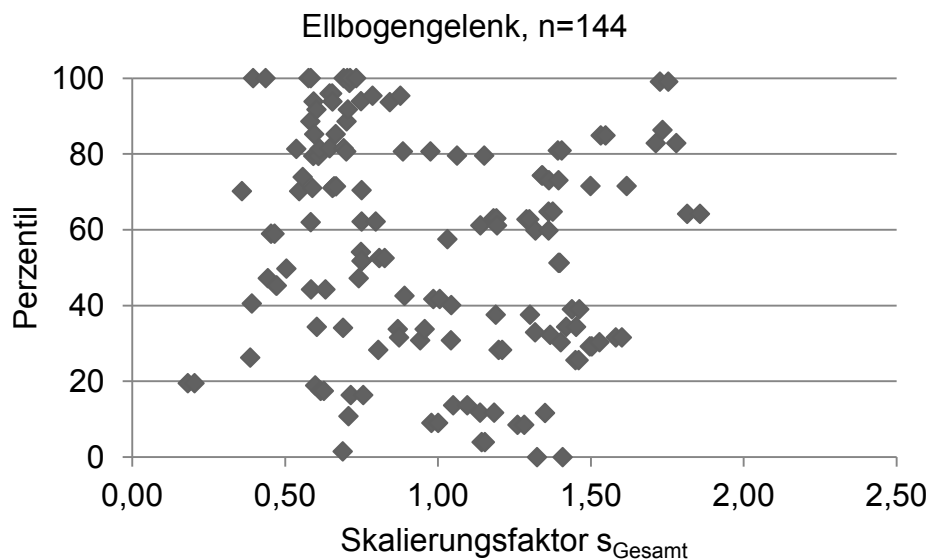


Abbildung 4-8 Skalierungsfaktoren und Perzentile des Ellbogengelenks bezogen auf das Gesamtkollektiv

Es zeigt sich sehr deutlich, dass bei keinem der Gelenke ein erkennbarer Zusammenhang zwischen Skalierungsfaktor und Perzentil besteht.

Abbildung 4-9 bis Abbildung 4-14 zeigen die Ergebnisse für den Vergleich mit dem jeweiligen Geschlecht des Probanden. Auch hier ist mit Ausnahme der Wirbelsäule kein Zusammenhang zwischen Skalierungsfaktor und Perzentil zu erkennen. Jedoch lässt sich auch über die Wirbelsäule aufgrund der geringen Anzahl von Wertepaaren

keine valide Aussage treffen. Die zugehörigen Tabellen mit den Skalierungsfaktoren finden sich in Anhang H.

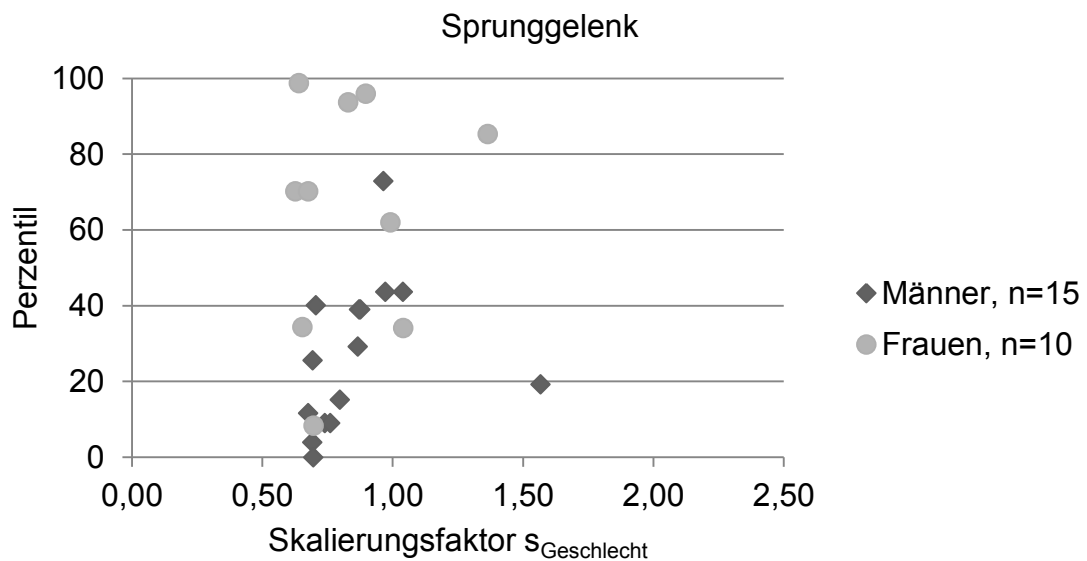


Abbildung 4-9 Skalierungsfaktoren und Perzentile des Sprunggelenks bezogen auf das jeweilige Geschlecht

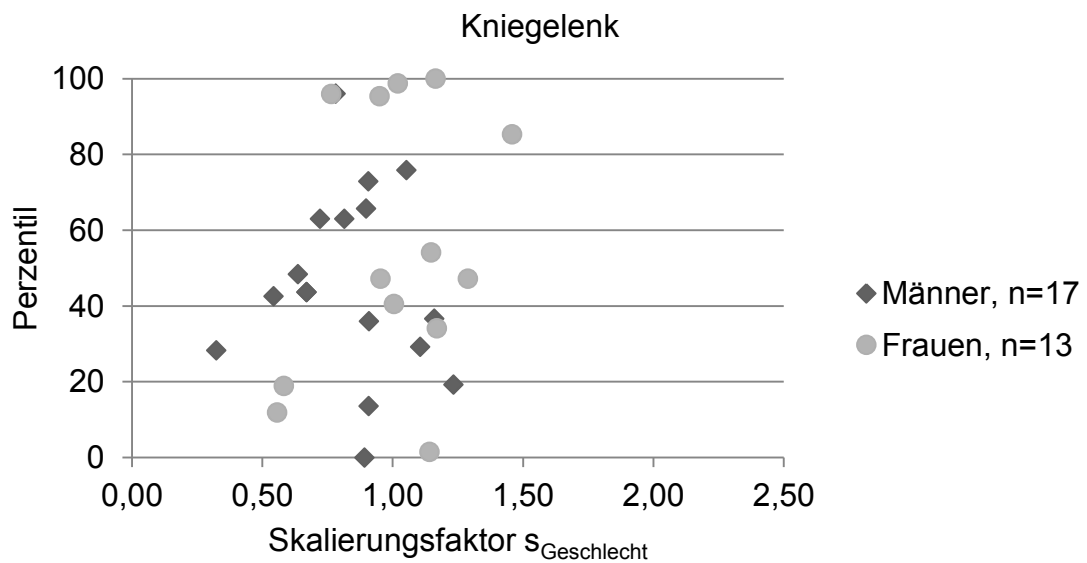


Abbildung 4-10 Skalierungsfaktoren und Perzentile des Kniegelenks bezogen auf das jeweilige Geschlecht

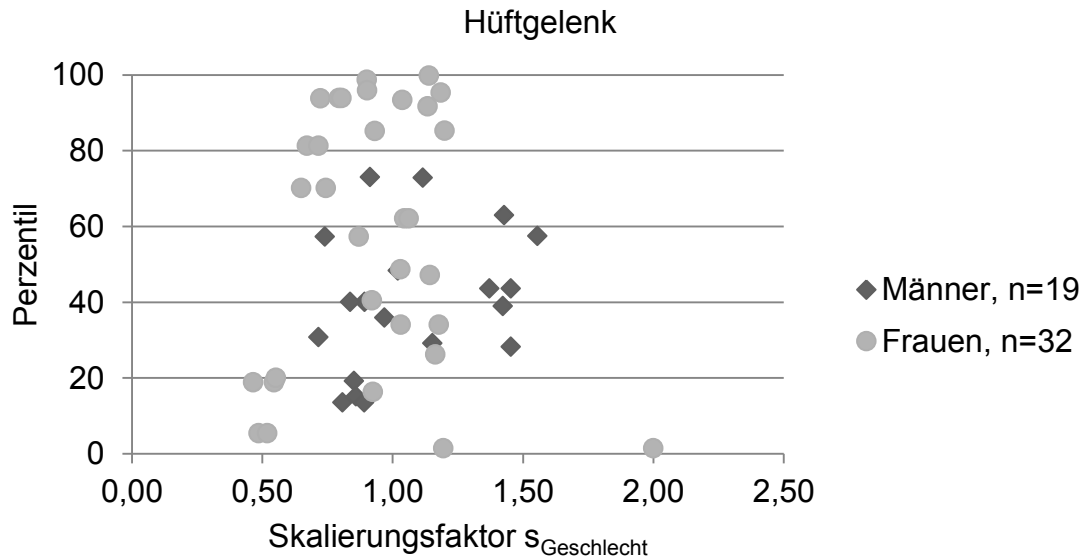


Abbildung 4-11 Skalierungsfaktoren und Perzentile des Hüftgelenks bezogen auf das jeweilige Geschlecht

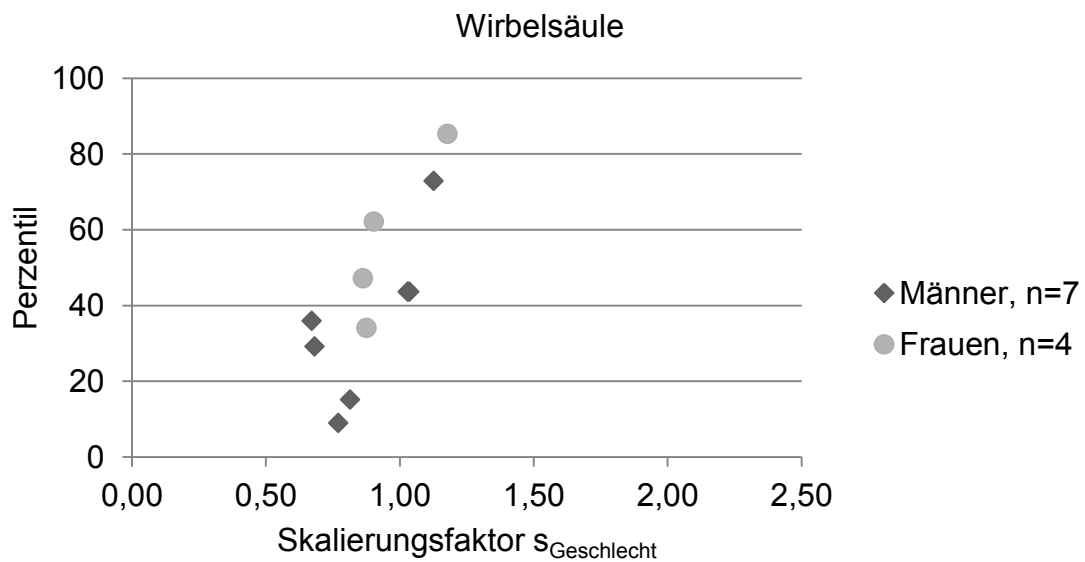


Abbildung 4-12 Skalierungsfaktoren und Perzentile der Wirbelsäule bezogen auf das jeweilige Geschlecht

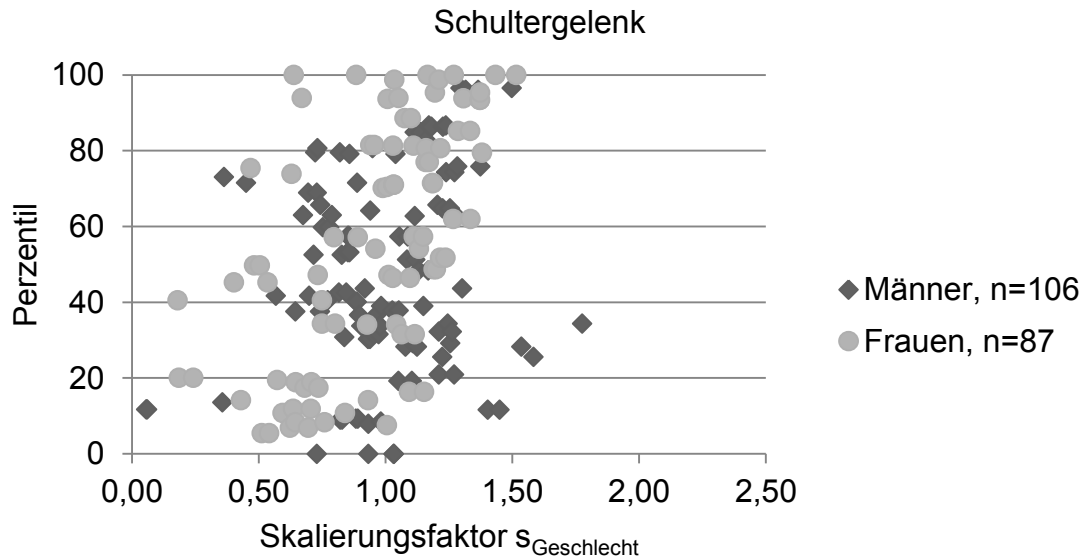


Abbildung 4-13 Skalierungsfaktoren und Perzentile des Schultergelenks bezogen auf das jeweilige Geschlecht

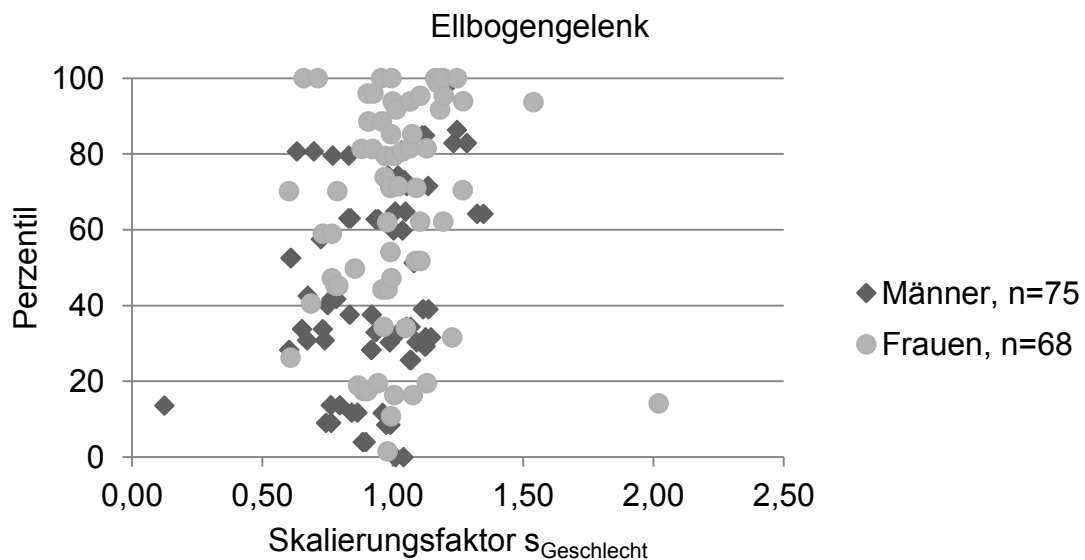


Abbildung 4-14 Skalierungsfaktoren und Perzentile des Ellbogengelenks bezogen auf das jeweilige Geschlecht

Unter der Annahme, dass die Einschätzung der Probanden bezüglich des limitierenden Körperteils korrekt ist, wurde zuletzt ein Vergleich bezogen auf das gesamte Probandenkollektiv für diejenigen Fälle durchgeführt, in denen die Aussage der Probanden mit den rechnerisch identifizierten limitierenden Körperteilen übereinstimmt. Tabelle 4-1 zeigt diese Fälle beispielhaft durch graue Hervorhebung. Es ergeben sich dadurch entsprechend geringere Fallzahlen, weshalb eine Betrachtung von Sprunggelenk (1 Fall), Kniegelenk (6 Fälle), Hüftgelenk (4 Fälle) und Wirbelsäule (8 Fälle) keinen Sinn ergibt. Die Ergebnisse für Schulter- und

Ellbogengelenk in Abbildung 4-15 bzw. Abbildung 4-16 zeigen jedoch auch hier keine erkennbaren Zusammenhänge.

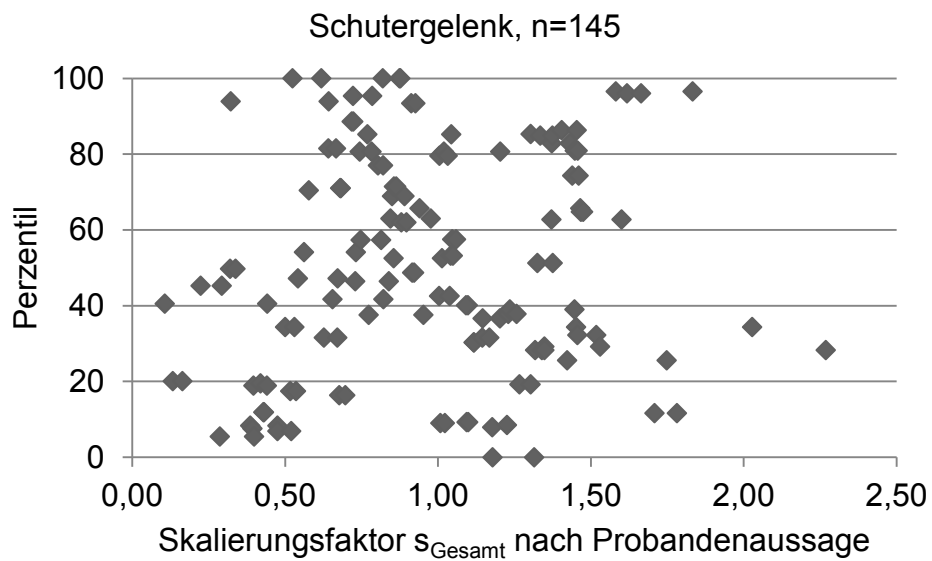


Abbildung 4-15 Skalierungsfaktoren und Perzentile des Schultergelenks bezogen auf das Gesamtkollektiv bei Übereinstimmung mit der Probandenaussage

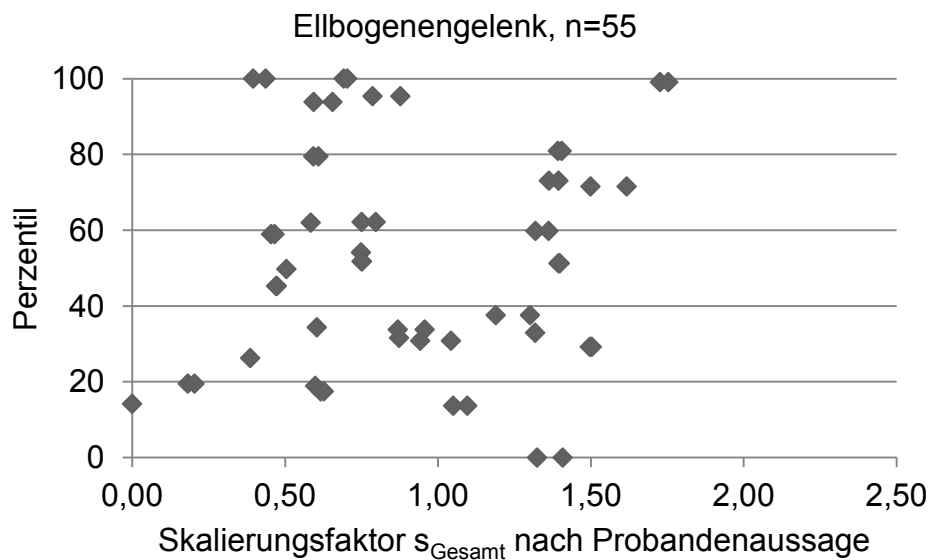


Abbildung 4-16 Skalierungsfaktoren und Perzentile des Ellbogengelenks bezogen auf das Gesamtkollektiv bei Übereinstimmung mit der Probandenaussage

4.3 Diskussion der Ergebnisse

Die Ergebnisse zeigen, dass sich bei keinem der angewendeten Vergleiche ein erkennbarer Zusammenhang zwischen Skalierungsfaktor und Perzentil ergibt. Gemäß der in Abschnitt 2 beschriebenen Vorgehensweise ist demnach keine Modellierung des Skalierungsfaktors als Funktion des Perzentils und folglich auch keine Perzentilierung der gemessenen Gelenkmomente möglich (vergleiche Schritte 13 und 14 in Abbildung 2-1). Das für diese Arbeit gewählte Vorgehen muss also als nicht zielführend bezeichnet werden.

Die Gründe hierfür sind vielfältig. Zunächst spielen sicherlich alle bereits in Abschnitt 3.3.5 beschriebenen Fehlerquellen eine Rolle, welche entlang des Auswerteprozesses zu Ungenauigkeiten geführt haben: die Unsicherheit, inwieweit von den Probanden tatsächlich maximale Gelenkmomente und Körperkräfte aufgebracht wurden, die durch die Regressionsfunktionen bedingten Abweichungen von den tatsächlichen Messwerten, die Fehler aus der Bewegungsrekonstruktion sowie die vereinfachende Modellierung der Schultermomente.

Bisher nicht berücksichtigt wurden die Auswirkungen durch die Symmetrieannahme. Bei der Betrachtung der Skalierungsfaktoren der Schultergelenke in Tabelle 4-1 wird deutlich, dass je zwei unterschiedlichen Werten von s_{Gesamt} ein und dasselbe Perzentil zugewiesen wird, was zu einer entsprechenden Streuung führt. Dies tritt aufgrund der symmetrischen Kraftaufbringung vor allem für das Schulter- und Ellbogengelenk häufig auf. Es wäre zwar möglich, je nur eines der Wertepaare zu verwenden, es liegt jedoch keine Entscheidungsgrundlage vor, welches der beiden Gelenke hierfür gewählt werden sollte.

Gemäß der Analyse in Abschnitt 3.3.2 sind die von den Frauen erreichten hohen Kraftperzentile in den Messungen nach Wakula et al. (2009) zwar kritisch zu werten, jedoch scheint dies keinen Einfluss auf die Ergebnisse zu haben, da auch der Vergleich innerhalb der Gruppe der männlichen Probanden nicht zu aussagekräftigeren Zusammenhängen zwischen Skalierungsfaktoren und Perzentilen führt.

Der Hauptgrund für die Streuung der Ergebnisse wird in der Abhängigkeit zwischen der Anthropometrie der einzelnen Probanden und den vorgegebenen Abmessungen der Versuchsbedingungen vermutet. Die aufgebrauchten Kräfte und damit die erreichten Perzentile sind sicher abhängig von den individuellen Gelenkmomenten

der Probanden. Jedoch spielt der Grad, in dem eine einzelne Versuchsbedingung einem Probanden entgegenkommt, vermutlich eine ebenso entscheidende Rolle. Um diese Abhängigkeit zu erfassen, wäre eine Analyse der Zusammenhänge von Körpermaßen und Maximalkräften der individuellen Probanden aus den Reihenmessungen nötig. Dies ist jedoch aufgrund der fehlenden Dokumentation in den Quellen nicht möglich, wodurch dieser entscheidende Einflussfaktor nicht quantifiziert werden kann.

So kann zusammenfassend festgehalten werden, dass für das Scheitern der Perzentilierung maximaler Gelenkmomente durch die Verbindung maximaler Gelenkmomente und aufgabenbezogener Maximalkräfte zwei Gründe ausschlaggebend sind: die kumulierten Fehler entlang der vielen Prozessschritte und der nicht quantifizierbare Einfluss der individuellen Anthropometrie.

5 Alternativer Ansatz zur Perzentilierung von Gelenkmomenten

Um das für die praktische Anwendung digitaler Menschmodelle wichtige Ziel perzentilierter Gelenkmomente dennoch zu erreichen, wird abschließend ein möglicher Alternativansatz skizziert, in dem gezielt versucht wird, die in dieser Arbeit identifizierten Fehlerquellen zu vermeiden. Dies wird jedoch durch einen erhöhten experimentellen Aufwand erkauft. Zugrunde liegt der Gedanke, qualitative funktionale Zusammenhänge maximaler Gelenkmomente mit Messungen weniger maximaler Gelenkmomente eines großen Probandenkollektivs in Verbindung zu bringen.

Wie bereits erläutert, können aus der detaillierten Betrachtung einer geringen Anzahl von Probanden Aussagen über die qualitativen Gelenkmoment-Gelenkwinkelverläufe gemacht werden. Es ist jedoch empfehlenswert, hierfür ein größeres und homogeneres Probandenkollektiv als in dieser Arbeit zu verwenden. Guenzkofer et al. (2012a) und Guenzkofer, Bubb & Bengler (2012b) zeigen anhand des Ellbogengelenks, dass mit einem Kollektiv von 20 jungen Männern gesicherte Aussagen möglich sind, und geben entsprechende Funktionen für die einzelnen Krafrichtungen an. Zusätzlich wurden die Verhältnisse zwischen den Krafrichtungen untersucht und modelliert. Damit ist es möglich, mit einem einzigen Messwert eines maximalen Gelenkmoments, beispielsweise einer Ellbogenflexionsmessung, die gesamten Momente des Gelenks zu beschreiben. Vergleichbare Untersuchungen wären entsprechend auch für alle anderen Gelenke erforderlich. Dabei ist es im Gegensatz zu dieser Arbeit nicht nötig, einzelne Probanden vollständig zu vermessen. Vielmehr können die Gelenke anhand unabhängiger Probandenkollektive einzeln betrachtet werden, wengleich natürlich Abhängigkeiten zwischen den Gelenken, wie der Einfluss biartikularer Muskeln, nach wie vor berücksichtigt werden sollten.

Zur direkten Perzentilierung der durch diese Funktionen simulierten Gelenkmomente ist nun, analog dieser Arbeit, ein Bezug zu Populationsdaten herzustellen. Hierzu ist die Messung eines einzelnen maximalen Gelenkmoments pro Gelenk ausreichend, welches jedoch an einem ausreichend großen Probandenkollektiv erfasst werden muss. Derartige Reihenmessungen wurden bisher kaum durchgeführt. Die einzig nennenswerten Quellen sind die Arbeiten von Stoll et al. (2000), in denen 51

Kraftaufbringungen aller großen Körpergelenke an 253 Männern und 290 Frauen zwischen 21 und 79 Jahren gemessen wurden, sowie die Arbeiten von D'Souza et al. (2011), in denen von 142 Frauen und 141 Männern im Alter zwischen 50 und 79 Jahren je ein Knieextensions- sowie ein Ellbogenflexionsmoment erfasst wurden. In Beiden Arbeiten wurden jedoch auch andere Parameter untersucht, was wiederum zu Probandenzahlen führte, die zwar jenseits dessen liegen, was für eine Modellierung von Gelenkmoment-Gelenkwinkel-Funktionen nötig ist, die andererseits jedoch so gering sind, dass sie nur bedingt für eine aussagekräftige Perzentilierung der Einzelwerte genügen. Nötig wäre also ein dezidiertes Messvorhaben an einem Kollektiv von möglichst über 1000 Probanden mit dem alleinigen Ziel, maximale Gelenkmomente zu vermessen. Wenngleich dies insgesamt einen enormen experimentellen Umfang darstellt, ist der Aufwand für die einzelnen Probanden gering, was die Rekrutierung einer solch hohen Probandenanzahl möglich macht. Dass ein derartiges Messvorhaben durchführbar ist, zeigen die Arbeiten von Rühmann (1992).

Eine Möglichkeit, auch mit einer geringeren Probandenanzahl zu Ergebnissen zu kommen, besteht darin, für das Probandenkollektiv beispielsweise nur junge Männer zu verwenden. Die Werte der Frauen und die der älteren Bevölkerung könnten dann über die bekannten Verhältnisse (siehe Abschnitt 1.3.4) berechnet werden. Damit sinkt jedoch die Aussagekraft der Ergebnisse, weshalb einem für die Gesamtbevölkerung repräsentativen Probandenkollektiv der Vorzug zu geben wäre.

Das skizzierte Vorgehen übersteigt in seinem Aufwand sicher den Umfang einer Arbeit wie dieser. Es bietet jedoch den Vorteil, dass die einzelnen Messungen und Modelle zunächst voneinander unabhängig sind und damit einzeln, auch in unterschiedlichen Arbeitsgruppen, bearbeitet werden können. Durch diese Parallelisierung der Messungen könnte auch der Zeitbedarf der Studie in Grenzen gehalten werden.

6 Zusammenfassung und Ausblick

Ziel dieser Arbeit war die Perzentilierung maximaler Gelenkmomente des Menschen durch eine Kombination maximaler Gelenkmomente weniger Probanden mit den perzentilierten aufgabenbezogenen Maximalkräften aus Reihenmessungen. Dies sollte über ein mehrstufiges Vorgehen erreicht werden, das mit einem Kollektiv von zehn Probanden durchgeführt wurde. Von diesen wurden in umfangreichen Messungen maximale Gelenkmomente aller großen Körpergelenke gemessen und modelliert, sowie ihre Kraftperzentile im Bezug zu zwei Reihenmessungen aufgabenbezogener Maximalkräfte bestimmt. Über eine Kombination aus rekonstruierten Bewegungsmessungen und der Berechnung inverser Dynamik konnten die für die Maximalkräfte limitierenden Gelenke und Gelenkmomente bestimmt werden. Dabei wurde ein Zusammenhang zwischen diesen Momenten und den erreichten Kraftperzentilen erwartet, der jedoch in den Ergebnissen nicht nachweisbar war. Das gewählte Vorgehen stellte sich damit als nicht zielführend heraus. Die Analyse der vielfältigen Gründe hierfür verdeutlicht, wie komplex die Simulation von Körperkräften über die Modellierung von Gelenkmomenten ist und welche Einflussfaktoren hierbei eine besondere Rolle spielen. Unter Berücksichtigung der gewonnenen Erkenntnisse wurde abschließend ein mögliches alternatives Vorgehen zur Erreichung des Ziels skizziert. Dieses sollte in zukünftigen Arbeiten verfolgt werden.

Literaturverzeichnis

- Abdel-malek, K., Yang, J., Kim, J., Marler, T., Beck, S., Swan, C. et al. (2007). Development of the Virtual-Human Santos. In V. Duffy (Hrsg.), *Lecture Notes in Computer Science* (Bd. 4561). Springer Berlin / Heidelberg.
- Andersen, M. S., Damsgaard, M., MacWilliams, B. & Rasmussen, J. (2010). A computationally efficient optimisation-based method for parameter identification of kinematically determinate and over-determinate biomechanical systems. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 13 (2).
- Arampatzis, A., Karamanidis, K., Stafilidis, S., Morey-Klapsing, G., DeMonte, G. & Bruggemann, G. P. (2006). Effect of different ankle- and knee-joint positions on gastrocnemius medialis fascicle length and EMG activity during isometric plantar flexion. *J. Biomech.*, 39 (10).
- Askew, L. J., An, K. N., Morrey, B. F. & Chao, E. Y. S. (1987). Isometric elbow strength in normal individuals. *Clin Orthop Relat Res* (222).
- Bäcklund, L. & Nordgren, L. (1968). A New Method for Testing Isometric Muscle Strength under Standardized Conditions. *Scandinavian Journal of Clinical & Laboratory Investigation*, 21 (1).
- Bishop, P., Cureton, K. & Collins, M. (1987). Sex difference in muscular strength in equally-trained men and women. *Ergonomics*, 30 (4).
- Bobbert, M. F. & Schenau, G. J. V. (1990). Isokinetic Plantar Flexion - Experimental Results and Model-Calculations. *J. Biomech.*, 23 (2).
- Bös, K. ((2001). *Handbuch Motorische Tests* (2. Aufl.): Hogrefe.
- Bös, K., Abel, T., Woll, A., Niemann, S., Schott, N. & Tittlbach, S. (2002). Der Fragebogen zur Erfassung des motorischen Funktionsstatus (FFB-Mot). *Diagnostica* (2).
- Brown, L. E. & Weir, J. P. (2001). ASEP Procedures recommendation 1: Accurate Assessment of muscular strength and power. *Journal of Exercise Physiology (online)* (Volume 4 Number 3).
- Bubb, H. (2003). Research for a Strength Based Discomfort Model of Posture and Movement. *Proceedings of the IEA 2003 conference*.
- Bubb, H. & Fritzsche, F. (2009). A Scientific Perspective of Digital Human Models: Past, Present and Future. In V. G. Duffy (Hrsg.), *Handbook of digital human modeling. Research for applied ergonomics and human factors engineering* (Human factors and ergonomics). Boca Raton, Fla.: CRC Press.
- Bubb, H., Engstler, F., Fritzsche, F., Mergl, C., Sabbah, O., Schaefer, P. et al. (2006). The development of RAMSIS in past and future as an example for the cooperation between industry and university. *International Journal of Human Factors Modelling and Simulation*, 1 (1).
- Burggraff, J. D. (1972). *An isometric biomechanical model for sagittal plane leg extension*. unpublished M.S. thesis, University of Michigan (Ann Arbor).
- Cahalan, T. D., Johnson, M. E. & Chao, E. Y. S. (1991). Shoulder Strength Analysis Using the Cybex-Ii Isokinetic Dynamometer. *Clin. Orthop. Rel. Res.* (271).

-
- Cahalan, T. D., Johnson, M. E., Liu, S. & Chao, E. Y. S. (1989). Quantitative Measurements of Hip Strength in Different Age-Groups. *Clin. Orthop. Rel. Res.* (246).
- Caldwell, L. S., Chaffin, D. B., Dukes-Dobos, M. D., Kroemer, K. H. E., Laubach, L. L., Snook, S. H. et al. (1974). A proposed Standard Procedure for Static Muscle Strength Testing. *American Industrial Hygiene Association Journal* (35).
- Chaffin, D. B. (1975). Ergonomics guide for the assessment of human static strength. *American Industrial Hygiene Association Journal* (36 (7)).
- Chaffin, D. B., Gunnar, B. J. A. & Martin, B. J. (1999). *Occupational Biomechanics* (3rd Edition): Wiley-Blackwell.
- Chaffin, D. B., Herrin, G. D. & Keyserling, W. M. (1978). Preemployment strength testing: an updated position. *J Occup Med*, 20 (6).
- Churchill, E., Tebbetts, I. e., McConville, J. T. & Laubach, L. L. (1978). *Anthropometric source book. Volume I: anthropometry for designers*.
- Clarke, H. H. (1966). *Muscular Strength and Endurance*. New York: Prentice-Hall: Englewoods Cliffs.
- D'Souza, S., Brueckner, B., Rasmussen, J. & Schwirtz, A. (2011). Development of age and gender based strength scaled equations for use in simulation models, *First International Symposium on Digital Human Modeling* . Lyon, France.
- Daams, B. J. (1994). *Human force exertion in user-product interaction* (Series in physical ergonomics, Bd. 2). Delft: Fac. of Industrial Design Engineering, Delft Univ. of Technology (backgrounds for design).
- Damsgaard, M., Rasmussen, J., Christensen, S. T., Surma, E. & DeZee, M. (2006). Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System. *Simulation Modelling Practice and Theory*, 14 (8).
- Dassault Systemes. (2011). *Virtual Ergonomics: Taking Human Factors into Account for Improved Product and Process*. Zugriff am 09.11.2011. Verfügbar unter <http://www.3ds.com/fileadmin/PRODUCTS/DELMIA/OFFERS/Virtual-Ergonomics-Solutions/PDF/Virtual-Ergonomics-whitepaper.pdf>.
- Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T. et al. (2007). OpenSim: Open-source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*
- Delp, S. L., Grierson, A. E. & Buchanan, T. S. (1996). Maximum isometric moments generated by the wrist muscles in flexion-extension and radial-ulnar deviation. *J. Biomech.*, 29 (10).
- DIN 33402-1. *Ergonomie - Körpermaße des Menschen - Teil 1: Begriffe, Messverfahren*: Beuth.
- DIN 33411. *Körpermaße und Körperkräfte*: Beuth.
- Engstler, F. & Bubb, H. (2009). Generation of Percentile Values for Human Joint Torque Characteristics. In Vincent G. Duffy (Hrsg.), *Digital Human Modeling* (Lecture Notes in Computer Science, Bd. 5620). Springer.
- Geuss, H. (1994). *Entwicklung eines anthropometrischen Messverfahrens für das CAD-Menschmodell RAMSIS*: Dissertation am Lehrstuhl für Ergonomie.

-
- Glitsch, U., Ellegast, R., Schaub, K., Wakula, J. & Berg, K. (2008). Biomechanische Analyse von Ganzkörperkräften in unterschiedlichen Körperhaltungen. In Gesellschaft für Arbeitswissenschaft (Hrsg.), *Produkt- und Produktions-Ergonomie - Aufgabe für Entwickler und Planer - Bericht zum 54. Kongress der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft*. Dortmund: GfA-Press.
- Gomez, T. O., Beach, G., Cooke, C., Hrudey, W. & Goyert, P. (1991). Normative Database for Trunk Range of Motion, Strength, Velocity, and Endurance with the Isostation B-200 Lumbar Dynamometer. *Spine*, 16 (1).
- Guenzkofer, F., Bubb, H. & Bengler, K. (2012a). Elbow Torque Ellipses: Investigation of the mutual influences of rotation, flexion, and extension torques, *18th World Congress of Ergonomics (IEA 2012)*. Recife.
- Guenzkofer, F., Bubb, H. & Bengler, K. (2012b). Maximum elbow joint torques for digital human models. *International Journal of Human Factors Modelling and Simulation*, (eingereicht)
- Guenzkofer, F., Engstler, F., Bubb, H. & Bengler, K. (2011a). Isometric elbow flexion and extension joint torque measurements considering biomechanical aspects, *First International Symposium on Digital Human Modeling*. Lyon, France.
- Guenzkofer, F., Engstler, F., Bubb, H. & Bengler, K. (2011b). Joint Torque Modeling of Knee Extension and Flexion, *Proceedings of the 14th International Conference on Human-Computer Interaction*. Orlando, Florida, USA.
- Haslegrave, C. M., Tracy, M. F. & Corlett, E. N. (1997). Force exertion in awkward working postures - strength capability while twisting or working overhead. *Ergonomics*, 40 (12).
- Herzog, W., Hasler, E. & Abrahamse, S. K. (1991). A Comparison Of Knee Extensor Strength Curves Obtained Theoretically And Experimentally. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 23 (1).
- Hughes, R. E., Johnson, M. E., O'Driscoll, S. W. & An, K. N. (1999). Age-related changes in normal isometric shoulder strength. *Am. J. Sports Med.*, 27 (5).
- Hurley, B. F. (1995). Age, Gender, and Muscular Strength. *J. Gerontol. Ser. A-Biol. Sci. Med. Sci.*, 50
- Jubrias, S. A., Odderson, I. R., Esselman, P. C. & Conley, K. E. (1997). Decline in isokinetic force with age: muscle cross-sectional area and specific force. *Pflugers Arch*, 434 (3).
- Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K. & Wootten, M. E. (1990). Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res*, 8 (3).
- Kim, J.-Y., Chung, M.-K. & Park, J.-S. (2003). Measurement of physical work capacity during arm and shoulder lifting at various shoulder flexion and ad/abduction angles. *Hum. Factors Man*, 13 (2).
- Knapik, J. J., Wright, J. E., Mawdsley, R. H. & Braun, J. M. (1983). Isometric, isotonic, and isokinetic torque variations in four muscle groups through a range of joint motion. *Phys Ther*, 63 (6).
- Koski, A. V. & McGill, S. M. (1994). Dynamic shoulder flexion strength: for use in occupational risk analysis and clinical assessment. *Clinical Biomechanics*, 9 (2).

-
- Kroemer, K. H. & Howard, J. M. (1970). Towards standardization of muscle strength testing. *Med Sci Sports*, 2 (4).
- Kroemer, K. H. E. (1977). *Die Messung der Muskelstärke des Menschen: Methoden und Techniken* (Forschungsbericht / Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Unfallforschung, Bd. 161). Bremerhaven: Wirtschaftsverl. NW.
- Kulig, K., Andrews, J. G. & Hay, J. G. (1984). Human strength curves. *Terjung, R.L. (Ed.) Exercise and Sport Science Reviews, Lexington, Massachusetts: The Collamore Press* (12).
- Kumar, S. (1991). Arm lift strength in work space. *Applied Ergonomics*, 22 (5).
- Kumar, S. (2004). *Muscle strength*. Boca Raton: CRC Press.
- Kumar, S., Narayan, Y. & Zedka, M. (1998). Trunk strength in combined motions of rotation and flexion/extension in normal young adults. *Ergonomics*, 41 (6).
- Lannersten, L., Harms-Ringdahl, K., Schüldt, K. & Ekholm, J. (1993). Isometric strength in flexors, abductors, and external rotators of the shoulder. *Clinical Biomechanics*, 8 (5).
- Lanza, I. R., Towse, T. F., Caldwell, G. E., Wigmore, D. M. & Kent-Braun, J. A. (2003). Effects of age on human muscle torque, velocity, and power in two muscle groups. *J. Appl. Physiol.*, 95 (6).
- Laubach, L. L. (1969). Body composition in relation to muscle strength and range of joint motion. *J Sports Med Phys Fitness*, 9 (2).
- Laubach, L. L. & McConville, J. T. (1969). The relationship of strength to body size and typology. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 1 (4).
- Lin, J.-H., Liaw, L.-J., Chen, S.-M. & Lee, C.-H. (1995). A study of different postures on isometric lifting strength in normal college students. *Kaohsiung Journal of Medicine and Science* (11).
- Lindahl, O., Movin, A. & Rindqvist, I. (1969). Knee extension measurement of the isometric force in different positions of the knee joint. *Acta Orthop. Scand.* (40).
- Mainzer, J. (1982). Ermittlung und Normung von Körperkräften. *Ermittlung und Normung von Körperkräften, Dargestellt am Beisp. d. statischen Betätigung von Handrädern, Reihe 17,12*
- Mital, A. & Ayoub, M. M. (1980). Modeling of Isometric Strength and Lifting Capacity. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 22 (3).
- Mital, A. & Kumar, S. (1998). Human muscle strength definitions, measurement, and usage: Part I - Guidelines for the practitioner. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 22 (1-2).
- Mühlstedt, J., Kaußler, H. & Spanner-Ulmer, B. (2008). Programme in Menschengestalt: Digitale Menschmodelle für CAx- und PLM-Systeme. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft* (2).
- Neumann, D. A., Soderberg, G. L. & Cook, T. M. (1988). Comparison of Maximal Isometric Hip Abductor Muscle Torques Between Hip Sides. *Phys. Ther.*, 68 (4).
- Nijhof, E. J. & Gabriel, D. A. (2006). Maximum isometric arm forces in the horizontal plane. *Journal of Biomechanics*, 39 (4).
-

-
- Nordejo, L. O. & Nordgren, B. (1978). Static and dynamic measuring of muscle function. *Scand. J. Rehabil. Med.* (Supplement 6).
- Nordgren, B. (1972). Anthropometric measures and muscle strength in young women. *Scand J Rehabil Med*, 4 (4).
- Nottingham University. (2000). Strength Data for Design Safety - Phase 1.
- Otis, J. C., Warren, R. F., Backus, S. I., Santner, T. J. & Mabrey, J. D. (1990). Torque Production in the Shoulder of the Normal Young-Adult Male - the Interaction of Function, Dominance, Joint Angle, And Angular Velocity. *Am. J. Sports Med.*, 18 (2).
- Pincivero, D. M., Salfetnikov, Y., Campy, R. M. & Coelho, A. J. (2007). Angle- and gender-specific quadriceps femoris muscle recruitment and knee extensor torque. *Journal of Biomechanics*.
- Provins, K. A. & Salter, N. (1955). Maximum torque exerted about the elbow joint. *J Appl Physiol*, 7 (4).
- Robert, T., Ausejo, S., Beurier, G., Celigueta, J., Sholukha, V., van Sint Jan, S. et al. (2010). An automated procedure for the personalization of digital human models for human motion analysis, *Proceedings of the First International Virtual Physiological Human Conference*. Brussels, Belgium.
- Roebuck, J. A., Kroemer, K. H. E. & Thomson, W. G. (1975). *Engineering anthropometry methods*. New York ;, London (etc.): Wiley-Interscience.
- Rohmert, W., Rückert, A. & Schaub, K. (1992). *Körperkräfte des Menschen*. Darmstadt: Inst. für Arbeitswissenschaften der Techn. Hochsch. Darmstadt.
- Rosecrance, J. C., Cook, T. M. & Golden, N. S. (1991). A Comparison of Isometric Strength and Dynamic Lifting Capacity in Men with Work-Related Low Back Injuries. *Journal of Occupational Rehabilitation* (Vol. 1 No. 3).
- Rothaug, H. (2000). Combined Force-Posture Model for Predicting Human Postures and Motion by Using the Ramsis Human Model. *Proceedings of the SAE DHMC (Digital Human Modeling Conference)* (SAE 2000-01-2170).
- Rühmann, H. (1992). *Körperkräfte des Menschen* (Dokumentation Arbeitswissenschaft, Bd. 31). Köln: O. Schmidt.
- Rühmann, H., Nguyen, V.-L. & Schmidtke, H. (1986). *Untersuchung isometrischer Stellungskräfte an Handrädern von Schutztüren und Lukendeckeln* (Ergonomische Studien 19): Bundesamt für Wehrtechnik und Beschaffung.
- Samuel, D. & Rowe, P. J. (2009). Effect of Ageing on Isometric Strength through Joint Range at Knee and Hip Joints in Three Age Groups of Older Adults. *Gerontology*, 55 (6).
- Schaefer, P. & Schwarz, W. (2006). "Target group ergonomics" in European Standardization - force limits reflecting demographic profiles. *Proceedings of the IEA 2006 conference*.
- Schaefer, P., Rudolph, H. & Schwarz, W. (2000). Digital Man Models and Physical Strength – A New Approach in Strength Simulation. *Proceedings of the SAE DHMC (Digital Human Modeling Conference)* (SAE 2000-01-2168).
- Schanne, F. (1972). *A Three Dimensional Hand Force Capability Force Model for the Seated Operator*: Unpublished doctoral dissertation.
-

-
- Schantz, P., Randall-Fox, E., Hutchison, W., Tyden, A. & Astrand, P. O. (1983). Muscle fibre type distribution, muscle cross-sectional area and maximal voluntary strength in humans. *Acta Physiol Scand*, 117 (2).
- Schwarz, W. (1992). *Versuchsstand zur Ermittlung von 3-D-Momenten an Gelenken des menschlichen Körpers*. Diplomarbeit, Technische Universität München.
- Schwarz, W. (1997). *3D-Video-Belastungsanalyse: Ein neuer Ansatz zur Kraft- und Haltungsanalyse* (Fortschritt-Berichte VDI-Reihe 17, Biotechnik/Medizintechnik, Bd. 166, Als Ms. gedr.). Düsseldorf: VDI-Verl.
- Seidl, A., Trieb, R. & Wirsching, H.-J. (2008). SizeGERMANY – die neue Deutsche Reihenmessung – Konzeption, Durchführung und erste Ergebnisse. In Gesellschaft für Arbeitswissenschaft (Hrsg.), *Produkt- und Produktions-Ergonomie - Aufgabe für Entwickler und Planer - Bericht zum 54. Kongress der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft*. Dortmund: GfA-Press.
- Seitz, T., Recluta, D., Zimmermann, D. & Wirsching, H.-J. (2005). FOCOPP - An approach for a human posture prediction model using internal/external forces and discomfort. *Proceedings of the SAE DHMC (Digital Human Modeling Conference)* (SAE 2005-01-2694).
- Seo, N. J., Armstrong, T. J., Ashton-Miller, J. A. & Chaffin, D. B. (2008). Wrist strength is dependent on simultaneous power grip intensity. *Ergonomics*, 51 (10).
- Siemens PLM. (2011). *Jack and Process Simulate Human*. Zugriff am 09.11.2011. Verfügbar unter http://www.plm.automation.siemens.com/de_de/products/tecnomatix/assembly_planning/jack/index.shtml.
- Spillmann, M. (2011). *Messung isometrischer Maximalkräfte des Menschen*. : Diplomarbeit am Lehrstuhl für Ergonomie, Technische Universität München.
- Stobbe, T. (1982). *The Development of a Practical Strength Testing Program for Industry*: Unpublished doctoral dissertation.
- Stobbe, T. J. & Plummer, R. W. (1984). A TEST-RETEST CRITERION FOR ISOMETRIC STRENGTH TESTING. *Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting Proceedings*, 28
- Stoll, T., Huber, E., Seifert, B., Michel, B. A. & Stucki, G. (2000). Maximal isometric muscle strength: Normative values and gender-specific relation to age. *Clin. Rheumatol.*, 19 (2).
- Toren, A. & Oberg, K. (1999). Maximum isometric trunk muscle strength and activity at trunk axial rotation during sitting. *Appl Ergon*, 30 (6).
- Troup, J. D. G. & Chapman, A. E. (1969). The strength of the flexor and extensor muscles of the trunk. *Journal of Biomechanics*, 2 (1).
- van Sint Jan, S. & Allard, P. (2007). *Color atlas of skeletal landmark definitions: Guidelines for reproducible manual and virtual palpations*. Edinburgh: Churchill Livingstone/Elsevier.
- Vanswearingen, J. (1983). Measuring wrist muscle strength. *J Orthop Sports Phys Ther*, 4 (4).

- Wakula, J., Berg, K., Schaub, K. & Bruder, R. (2009). *Der montagespezifische Kraftatlas* (BGIA-Report, 3/2009). Sankt Augustin, Hannover: BGIA; Technische Informationsbibliothek u. Universitätsbibliothek.
- Winter, D. A. (2005). *Biomechanics and motor control of human movement* (3. ed.). Hoboken, NJ: Wiley.
- Winters, J. M. & Kleweno, D. G. (1993/2//). Effect of initial upper-limb alignment on muscle contributions to isometric strength curves. *Journal of Biomechanics*, 26 (2).
- Xiao, G., Lei, L., Dempsey, P. G., Lu, B. & Liang, Y. (2005). Isometric muscle strength and anthropometric characteristics of a Chinese sample. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 35 (7).
- Yoon, S. T., Park, D. S., Kang, S. W., Chun, S. I. & Shin, J. S. (1991). ISOMETRIC AND ISOKINETIC TORQUE CURVES AT THE KNEE JOINT. *Yonsei Medical Journal*, 32 (1).
- Zacher, I. & Bubb, H. (2004). Strength Based Discomfort Model of Posture and Movement. *Proceedings of the SAE DHMC (Digital Human Modeling Conference)* (SAE 04DHM-66).

Anhang A - Versuchsplan der Messung aufgabenbezogener Maximalkräfte

Versuchsnummer	Versuch	Aufbau	
		Griffhöhe	Abstand festgestellter Fuß
1	über Kopf +A hoch	1700mm	500mm
2	über Kopf +B ziehen		
3	über Kopf -B drücken		
4	über Kopf +C zusammen		
5	über Kopf -C auseinander		
6	über Kopf +A hoch		
7	über Kopf +B ziehen		
8	über Kopf -B drücken		
9	über Kopf +C zusammen		
10	über Kopf -C auseinander		
11	aufrecht +A hoch	1500mm	500mm
12	aufrecht -A runter		
13	aufrecht +B ziehen		
14	aufrecht -B drücken		
15	aufrecht +C zusammen		
16	aufrecht -C auseinander		
17	aufrecht +A hoch		
18	aufrecht -A runter		
19	aufrecht +B ziehen		
20	aufrecht -B drücken		
21	aufrecht +C zusammen		
22	aufrecht -C auseinander		
23	gebeugt +A hoch	1100mm	700mm
24	gebeugt -A runter		
25	gebeugt +B ziehen		
26	gebeugt -B drücken		
27	gebeugt +C zusammen		
28	gebeugt -C auseinander		
29	gebeugt +A hoch		
30	gebeugt -A runter		
31	gebeugt +B ziehen		
32	gebeugt -B drücken		
33	gebeugt +C zusammen		
34	gebeugt -C auseinander		

ANHANG

Versuchsnummer	Versuch	Aufbau	
		Griffhöhe	Ausrichtung
35	ziehen	1350	linear, horizontal
36	drücken	1350	linear, horizontal
37	ziehen	1350	linear, horizontal
38	drücken	1350	linear, horizontal
39	Koffer oben nah	1000mm	linear, horizontal, Fuß 100mm
40	Koffer oben nah		
41	Koffer unten	400mm	linear, horizontal, Fuß 100mm
42	Koffer unten		
43	Koffer mittel nah	600mm	linear, horizontal, Fuß 100mm
44	Koffer mittel nah		
45	Kiste unten Eingriff	400mm	parallel, horizontal
46	Kiste unten Eingriff		
47	Kiste oben Eingriff	1350mm	parallel, horizontal
48	Kiste oben Eingriff		
49	Kiste mittel Eingriff	750mm	parallel, horizontal
50	Kiste mittel Eingriff		

Anhang B - Fragebogen zur Erfassung des motorischen Funktionsstatus nach (Bös, 2001 sowie Bös et al., 2002)

Fragen zur Einschätzung Ihrer sportlichen Fitness

„Wie gut können Sie folgende Tätigkeiten bewältigen? Bitte geben Sie zu den nächsten 19 Fragen eine spontane Einschätzung ab. Neben jeder Frage finden Sie fünf Kästchen von „Ich kann diese Tätigkeit nicht“ (1) bis „Ich habe keine Probleme“ (5). Kreuzen Sie bitte das Kästchen an, das Ihrer Einschätzung am besten entspricht. Es kommt nicht darauf an, die Tätigkeit oft durchgeführt zu haben. Entscheidend ist, was Sie sich wirklich zutrauen.“

Können Sie ...“	1	2	3	4	5
a. einen schweren Einkaufskorb (8 kg) über mehrere Etagen tragen?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
b. eine volle Bierkiste in den Keller tragen?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
c. aus der Rückenlage ohne Hilfe der Arme den Oberkörper aufrichten (Situp)?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
d. einen schweren Koffer über Kopfhöhe heben (z. B. im Zug auf die Gepäckablage)?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
e. schwere Koffer über mehrere Etagen tragen?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
f. mehrere Treppen hochgehen ohne auszuruhen?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
g. zwei Kilometer schnell gehen („walken“) ohne auszuruhen?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
h. Einen Kilometer ohne Pause joggen?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
i. 30 min ohne Pause joggen (ca. 5 km)?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
j. Eine Stunde ohne Pause joggen (ca. 10 km)?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
k. auf einem Stuhl sitzend mit den Händen den Boden erreichen?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
l. im Stehen Schuhe binden?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
m. mit der Hand von unten auf dem Rücken ein Schulterblatt berühren?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
n. aus dem Stand (Knie gestreckt) mit den Händen den Boden erreichen?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
o. im Stehen mit dem Kopf die gestreckten Knie berühren?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
p. auf einem Bein stehen, ohne sich festzuhalten (mind. 15 sec.)?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
q. einen Purzelbaum?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
r. im schnellen Gehen einen Ball prellen?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
s. mit Abstützen über einen 1m hohen Zaun springen?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
t. freihändig mit dem Fahrrad um eine Kurve fahren?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Anhang C - Regressionsfunktionen maximaler Gelenkmomente

Sprunggelenk	
Flexion & Extension	$f(\alpha, \beta) = a_0 + a_1 \cdot \alpha + a_2 \cdot \beta$ $\alpha \triangleq$ Sprunggelenkflexion, $\beta \triangleq$ Knieflexion
Kniegelenk	
Flexion	$f(\alpha, \beta) = a_0 + a_1 \cdot \alpha + a_2 \cdot \beta + a_3 \cdot \alpha^2 + a_4 \cdot \alpha \cdot \beta$ $\alpha \triangleq$ Knieflexion, $\beta \triangleq$ Hüftflexion
Extension	$f(\alpha, \beta) = a_0 + a_1 \cdot \alpha + a_2 \cdot \beta + a_3 \cdot \alpha^2 + a_4 \cdot \alpha \cdot \beta + a_5 \cdot \beta^2$ $\alpha \triangleq$ Knieflexion, $\beta \triangleq$ Hüftflexion
Ein- & Auswärtsrotation	$f(\alpha, \beta) = a_0 + a_1 \cdot \alpha + a_2 \cdot \beta + a_3 \cdot \alpha^2 + a_4 \cdot \alpha \cdot \beta$ $\alpha \triangleq$ Knieflexion, $\beta \triangleq$ Knierotation
Hüftgelenk	
Flexion	$f(\alpha, \beta) = a_0 + a_1 \cdot \alpha + a_2 \cdot \beta$ $\alpha \triangleq$ Hüftflexion, $\beta \triangleq$ Knieflexion
Extension	$f(\alpha, \beta) = a_0 + a_1 \cdot \alpha + a_2 \cdot \beta + a_3 \cdot \alpha^2 + a_4 \cdot \alpha \cdot \beta$ $\alpha \triangleq$ Hüftflexion, $\beta \triangleq$ Knieflexion
Abduktion & Adduktion	$f(\alpha, \beta) = a_0 + a_1 \cdot \alpha + a_2 \cdot \beta$ $\alpha \triangleq$ Hüftabduktion, $\beta \triangleq$ Knieflexion
Ein- & Auswärtsrotation	$f(\alpha, \beta) = a_0 + a_1 \cdot \alpha + a_2 \cdot \beta$ $\alpha \triangleq$ Hüftrotation, $\beta \triangleq$ Hüftflexion
Wirbelsäule	
Flexion	$f(\alpha) = a_0 + a_1 \cdot \alpha$ $\alpha \triangleq$ Wirbelsäulenflexion
Extension	$f(\alpha) = a_0 + a_1 \cdot \alpha + a_2 \cdot \alpha^2$ $\alpha \triangleq$ Wirbelsäulenflexion
Lateralflexion	$f(\alpha) = a_0 + a_1 \cdot \alpha + a_2 \cdot \alpha^2$ $\alpha \triangleq$ Wirbelsäulenlateralflexion
Rotation	$f(\alpha) = a_0 + a_1 \cdot \alpha$ $\alpha \triangleq$ Wirbelsäulenrotation
Schultergelenk	
alle Richtungen	$f(\alpha, \beta, \gamma) = a_0 + a_1 \cdot \alpha + a_2 \cdot \beta + a_3 \cdot \gamma + a_4 \cdot \alpha \cdot \beta + a_5 \cdot \alpha \cdot \gamma + a_6 \cdot \beta \cdot \gamma + a_7 \cdot \alpha^2 + a_8 \cdot \beta^2 + a_9 \cdot \gamma^2 + a_{10} \cdot \alpha^2 \cdot \beta + a_{11} \cdot \alpha^2 \cdot \gamma + a_{12} \cdot \alpha \cdot \beta^2 + a_{13} \cdot \beta^2 \cdot \gamma + a_{14} \cdot \alpha \cdot \gamma^2 + a_{15} \cdot \beta \cdot \gamma^2$ $\alpha \triangleq$ Schulterflexion, $\beta \triangleq$ Schulterabduktion, $\gamma \triangleq$ Schulterrotation
Ellbogengelenk	
Flexion & Extension	$f(\alpha, \beta) = a_0 + a_1 \cdot \alpha + a_2 \cdot \beta + a_3 \cdot \alpha^2 + a_4 \cdot \alpha \cdot \beta + a_5 \cdot \beta^2$ $\alpha \triangleq$ Ellbogenflexion, $\beta \triangleq$ Schulterflexion (Sagittalebene)
Pronation & Supination	$f(\alpha) = a_0 + a_1 \cdot \alpha + a_2 \cdot \alpha^2$ $\alpha \triangleq$ Unterarmrotation
Handgelenk	
Flexion & Extension	$f(\alpha, \beta) = a_0 + a_1 \cdot \alpha + a_2 \cdot \beta + a_3 \cdot \alpha^2 + a_4 \cdot \alpha \cdot \beta$ $\alpha \triangleq$ Handgelenkflexion, $\beta \triangleq$ Unterarmrotation
Abduktion & Adduktion	$f(\alpha) = a_0 + a_1 \cdot \alpha$ $\alpha \triangleq$ Handgelenkabduktion

Anhang D - Bestimmtheitsmaße der Regressionen maximaler Gelenkmomente

Gelenk	Momenten- Richtung	Bestimmtheitsmaße nach Probanden									
		Männer					Frauen				
		01	02	03	04	05	06	07	08	09	10
Sprunggelenk	Flexion	0.92	0.53	0.35	0.44	0.94	0.35	0.88	0.53	0.94	0.94
	Extension	0.84	0.18	0.52	0.97	0.94	0.94	0.01	0.98	0.73	0.96
Kniegelenk	Flexion	0.76	0.78	0.99	0.83	0.86	0.86	0.73	0.95	0.97	0.95
	Extension	1.00	0.96	0.96	1.00	0.99	1.00	0.60	0.67	0.96	1.00
	Auswärtsrotation	0.96	0.99	0.70	0.98	0.99	0.99	0.96	0.91	0.95	0.89
	Einwärtsrotation	0.99	0.91	0.99	1.00	0.99	1.00	0.97	1.00	0.86	0.90
Hüftgelenk	Flexion	1.00	0.97	0.96	1.00	0.91	1.00	1.00	0.77	0.96	0.99
	Extension	0.90	0.95	0.91	0.95	0.99	0.90	0.95	0.90	0.96	0.91
	Abduktion	0.85	0.99	0.41	0.99	0.99	1.00	0.76	0.45	0.92	0.55
	Adduktion	0.41	0.99	0.59	0.82	0.48	1.00	1.00	0.36	0.99	0.72
	Auswärtsrotation	0.96	0.86	1.00	0.99	0.95	0.89	0.23	0.72	0.82	0.08
	Einwärtsrotation	0.95	0.94	0.97	0.94	0.85	0.98	0.95	0.93	0.88	0.68
Wirbelsäule	Flexion	0.96	0.79	0.98	0.98	1.00	0.56	1.00	0.92	0.21	0.45
	Extension	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a
	Lateralflexion	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a
	Rotation	0.98	0.95	0.78	0.99	0.64	0.59	0.91	0.81	0.96	0.75
Schultergel.	Flexion (d)	0.98	0.84	0.64	0.86	0.85	0.87	0.66	0.89	0.82	0.89
	Extension (p)	0.87	0.83	0.71	0.85	0.40	0.86	0.81	0.77	0.72	0.64
	Abduktion (l)	0.89	0.86	0.77	0.85	0.90	0.81	0.95	0.91	0.82	0.71
	Adduktion (m)	0.78	0.78	0.54	0.85	0.79	0.75	0.75	0.89	0.86	0.81
	Auswärtsrot. (+)	0.92	0.97	0.85	0.73	0.88	0.88	0.77	0.81	0.89	0.68
	Einwärtsrot. (-)	0.95	0.93	0.82	0.70	0.87	0.89	0.70	0.82	0.82	0.86
Ellbogengel.	Flexion	0.62	0.95	0.86	0.92	0.80	0.77	0.85	0.87	0.86	0.82
	Extension	0.48	0.65	0.84	0.71	0.64	0.82	0.81	0.82	0.88	0.45
	Pronation	0.98	0.92	0.77	0.99	0.91	0.19	0.86	0.78	0.94	0.74
	Supination	0.91	0.93	0.77	0.85	0.86	0.46	0.92	0.56	0.87	0.13
Handgelenk	Flexion	0.73	0.98	1.00	0.91	0.95	0.94	0.99	0.89	0.90	0.45
	Extension	1.00	0.94	0.97	0.98	0.88	0.99	0.97	0.99	0.95	0.96
	Abduktion	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a
	Adduktion	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a

Anhang E - Optimierung der AnyBody Modellfreiheitsgrade

Marker	Optimierung der Markerposition		
	X	Y	Z
RASI / LASI	nein	nein	ja
RICT / LICT	ja	ja	nein
RPSI / LPSI	nein	nein	ja
RTHI / LTHI	ja	ja	ja
RNKE / LKNE	nein	nein	nein
RTIB / LTIB	ja	ja	ja
RANK / LANK	ja	nein	nein
RFM1 / LFM1	nein	nein	nein
RFM5 / LFM5	nein	nein	nein
RHEE / LHEE	nein	nein	nein
C7	nein	nein	nein
T3	nein	nein	nein
T8	nein	ja	nein
RSHO / LSHO	nein	nein	nein
RUPA / LUPA	ja	ja	ja
RELB / LELB	nein	nein	nein
RFRA / LFRA	ja	ja	ja
RWRA / LWRA	nein	ja	nein
RWRB / LWRB	nein	ja	nein
RFIN / RFIN	nein	nein	nein

Körpermaß	Optimierung
Körperhöhe im Stehen	nein
Oberschenkellänge	ja
Unterschenkellänge	ja
Fußlänge	ja
Beckenbreite	ja
Kopfhöhe	nein
Torsohöhe im Stehen	ja
Schulterbreite	ja
Oberarmlänge	ja
Unterarmlänge	ja
Handlänge	nein
Handbreite	nein

Anhang F - Relative Gelenkmomente T_{rel} aller Probanden

Zur Auswertung herangezogene Werte sind grün hervorgehoben. Werte > 2,0 (orange hervorgehoben) wurden vor der Auswertung gesondert analysiert. Grau hinterlegte Werte wurden nicht ausgewertet.

Lastf.	Proband 01, T_{rel}										
	Sprg R	Sprg L	Knie R	Knie L	Hüfte R	Hüfte L	WS	Sch. R	Sch. L	Ellb. R	Ellb. L
1	0,0	1,2	0,5	0,6	3,0	1,1	0,2	1,2	1,2	0,9	0,7
4	0,0	0,1	0,1	0,3	0,6	0,5	0,2	2,1	2,1	2,0	1,7
5	0,0	0,3	0,1	0,0	0,7	0,4	0,1	1,8	1,6	0,9	1,0
6	0,0	0,2	0,3	0,4	0,5	1,0	0,1	0,9	0,9	0,5	0,3
7											
10	0,0	0,2	0,2	0,1	0,4	0,4	0,2	1,0	1,0	1,0	1,0
11	0,0	0,5	0,1	0,5	0,2	1,1	0,1	0,8	0,8	1,2	1,2
12	0,0	0,4	0,7	0,5	2,4	0,9	0,7	2,7	0,4	2,3	1,9
13	0,0	0,0	0,3	0,3	0,2	0,3	0,3	0,4	0,4	0,9	0,9
15	0,0	1,4	0,1	0,8	0,1	0,9	0,1	0,9	0,8	0,5	0,4
16	0,0	0,0	0,8	0,4	2,2	0,6	0,2	1,2	1,0	0,8	0,6
17	0,3	0,0	0,8	0,8	2,1	1,0	0,1	0,8	0,8	0,7	0,7
20	0,8	0,0	0,8	0,1	1,2	0,1	1,1	0,4	0,0	0,7	0,0
21	0,4	0,8	1,3	0,2	0,9	0,8	0,5	1,7	0,4	11,8	0,3
22	0,1	0,1	0,3	0,1	0,3	1,2	0,4	0,9	0,7	0,8	1,0
23	1,5	1,2	1,9	1,7	2,1	2,0	0,7	0,5	0,5	0,6	0,7

ANHANG

Lastf.	Proband 02, T _{rel}										
	Sprg	Sprg	Knie	Knie	Hüfte	Hüfte	WS	Sch.	Sch.	Ellb.	Ellb.
	R	L	R	L	R	L		R	L	R	L
1	0,3	0,1	0,7	0,9	1,1	2,5	0,1	2,1	2,1	0,2	0,3
4	0,5	0,4	0,4	0,1	0,3	0,3	0,2	1,7	1,6	1,2	1,1
5	0,3	0,3	0,1	0,1	0,2	0,4	0,1	2,2	2,2	1,0	1,0
6	0,1	0,1	0,6	1,1	0,6	1,9	0,2	1,8	1,9	0,2	0,2
7	0,0	0,0	0,1	0,0	0,9	1,3	0,3	0,9	0,9	0,7	0,7
10	0,0	0,0	1,0	0,2	0,6	0,8	0,1	1,3	1,3	0,9	1,1
11	0,0	0,4	0,1	0,3	0,2	0,9	0,0	1,7	2,0	0,9	1,0
12	0,1	0,1	0,2	1,1	4,4	5,1	0,2	1,4	1,3	1,4	1,5
13	0,0	0,0	0,4	0,3	0,3	0,8	0,5	0,7	0,7	1,5	1,3
15	0,2	0,0	2,6	0,1	1,2	0,1	0,1	1,0	1,0	0,4	0,2
16	0,1	0,1	1,8	0,4	0,5	0,4	0,0	1,3	1,3	0,9	1,3
17	0,0	0,1	0,7	0,6	1,7	1,6	0,0	1,8	2,0	0,8	0,9
20	2,5	0,0	2,6	0,0	1,5	0,1	1,0	19,5	0,2	0,2	0,0
21	0,3	0,3	0,4	0,6	10,9	11,4	1,0	1,2	4,0	0,6	0,2
22	0,9	1,0	0,3	0,3	0,9	0,6	0,2	1,3	1,1	1,6	1,1
23	0,5	1,8	0,4	0,5	1,7	1,9	0,5	1,8	1,0	0,4	0,5

Lastf.	Proband 03, T _{rel}										
	Sprg	Sprg	Knie	Knie	Hüfte	Hüfte	WS	Sch.	Sch.	Ellb.	Ellb.
	R	L	R	L	R	L		R	L	R	L
1	0,2	0,3	1,7	0,1	0,6	17,9	0,1	1,2	1,4	0,4	0,2
4	0,1	0,1	0,3	0,1	0,4	0,8	0,1	2,2	1,8	0,5	0,5
5	0,8	0,0	0,5	0,0	0,9	0,2	0,1	1,8	1,7	0,6	0,7
6	0,3	0,3	1,0	0,2	0,5	0,7	0,2	1,5	1,3	0,2	0,3
7	0,1	0,1	0,5	0,7	0,5	0,4	0,5	1,9	1,0	0,8	0,9
10	0,1	0,1	0,4	0,1	0,5	0,3	0,1	1,4	1,2	0,6	0,7
11	1,3	0,0	0,9	0,0	1,1	0,1	0,1	1,6	1,6	0,9	0,8
12	2,7	0,0	0,9	0,0	1,6	0,4	0,9	2,2	1,0	1,6	1,1
13	4,1	0,0	2,9	0,0	1,2	9,9	0,6	0,9	0,7	1,0	0,9
15	0,0	0,0	0,1	0,3	0,6	1,3	0,3	1,1	1,1	0,2	0,1
16	0,0	0,0	0,4	1,0	0,6	0,5	0,2	1,4	1,5	0,5	0,8
17	1,1	0,0	0,2	0,2	0,3	1,7	0,1	1,4	1,7	1,1	0,8
20											
21											
22	0,3	0,3	3,2	1,5	2,4	1,9	0,6	1,3	1,0	1,4	1,1
23											

ANHANG

Lastf.	Proband 04, T _{rel}											
	Sprg	Sprg	Knie	Knie	Hüfte	Hüfte	WS	Sch.	Sch.	Ellb.	Ellb.	
	R	L	R	L	R	L		R	L	R	L	
1	0,0	0,3	0,8	0,2	0,7	2,1	0,1	1,6	1,2	0,3	0,2	
4	1,1	0,6	0,2	0,4	1,7	1,2	0,3	1,1	1,2	1,0	1,1	
5	0,0	1,2	0,0	1,3	0,6	1,5	0,2	94,1	99,9	0,9	0,9	
6	0,0	0,2	0,2	0,1	33,3	0,6	0,3	1,4	1,4	0,2	0,3	
7	0,1	1,8	0,7	1,1	2,9	3,4	0,5	0,9	0,9	0,5	0,6	
10	0,0	0,2	0,4	0,1	0,1	1,6	0,2	1,1	1,3	1,0	1,2	
11	0,0	0,6	0,2	0,3	1,9	2,8	0,1	1,8	1,3	1,0	1,1	
12	0,0	0,8	0,2	0,2	2,1	2,6	0,7	0,9	1,1	1,1	1,4	
13	0,0	0,3	0,1	2,0	0,2	1,1	0,5	0,5	0,3	1,1	0,7	
15	0,0	0,6	0,8	0,2	0,6	0,4	0,3	1,9	1,9	0,3	0,4	
16	0,0	0,4	0,6	0,2	0,4	0,7	0,1	1,3	1,3	0,7	0,8	
17	0,1	0,9	0,3	0,6	5,9	0,7	0,3	1,2	0,9	0,8	1,1	
20	1,8	0,0	0,5	0,0	1,6	0,4	0,9	0,2	0,2	0,4	0,0	
21	1,3	2,0	0,5	0,5	4,7	6,6	0,9	6,7	1,2	0,7	0,7	
22	0,8	0,5	0,3	0,2	2,5	0,9	0,5	0,7	0,6	1,2	1,2	
23												

Lastf.	Proband 05, T _{rel}											
	Sprg	Sprg	Knie	Knie	Hüfte	Hüfte	WS	Sch.	Sch.	Ellb.	Ellb.	
	R	L	R	L	R	L		R	L	R	L	
1	0,4	0,3	0,8	1,9	0,6	1,2	0,3	2,3	1,8	1,0	0,7	
4	0,2	0,1	0,3	0,7	0,2	1,3	0,1	2,9	2,3	0,8	0,9	
5	0,5	0,0	2,0	0,1	0,3	0,3	0,1	2,0	1,6	1,8	1,9	
6	0,0	0,2	0,7	18,8	0,7	1,5	0,1	1,1	1,2	1,3	0,3	
7	0,0	0,0	1,2	0,0	0,3	0,3	0,2	0,6	0,7	1,5	1,3	
10	0,1	0,1	0,7	0,2	0,8	0,4	0,1	1,5	1,3	1,4	1,9	
11	0,0	0,4	0,2	0,1	1,5	0,9	0,2	1,1	1,8	1,3	1,8	
12	0,2	0,6	0,1	0,7	2,6	0,8	0,5	1,4	1,3	3,4	2,4	
13	0,0	0,0	0,2	0,2	0,6	0,5	0,4	0,5	0,6	1,8	1,6	
15	0,0	####	0,2	####	0,2	0,5	0,2	1,5	1,4	1,6	1,2	
16	0,4	0,0	0,7	1,1	0,6	0,4	0,1	1,4	1,6	0,7	1,3	
17	17,9	0,4	0,8	1,1	0,8	1,2	0,1	1,3	1,0	1,3	1,6	
20												
21	1,5	1,6	0,8	0,9	2,1	2,3	0,9	2,8	4,0	2,4	1,2	
22	0,2	0,2	0,1	0,1	0,4	0,3	0,2	1,1	1,1	2,1	2,0	
23												

ANHANG

Lastf.	Proband 06, T _{rel}										
	Sprg	Sprg	Knie	Knie	Hüfte	Hüfte	WS	Sch.	Sch.	Ellb.	Ellb.
	R	L	R	L	R	L		R	L	R	L
1	0,0	0,4	1,3	0,7	0,6	0,9	0,4	1,4	0,1	1,1	0,6
4	0,0	0,4	0,5	0,1	1,3	1,1	0,2	2,4	1,7	0,6	0,8
5	0,0	1,4	0,1	1,1	0,3	1,0	0,3	3,4	2,3	0,4	0,8
6	0,0	0,0	2,8	0,4	1,1	0,4	0,4	71,4	0,4	1,6	1,1
7											
10	0,0	0,0	0,3	0,4	0,3	0,2	0,3	1,6	1,2	0,1	1,0
11	0,7	0,4	0,1	0,3	0,6	1,0	0,2	26,2	1,1	0,7	1,1
12	0,1	1,5	0,6	0,8	0,4	0,3	0,3	1,2	0,7	1,2	0,5
13											
15											
16	0,5	0,2	0,2	1,0	0,4	0,5	0,3	1,3	0,9	0,4	1,0
17	0,1	0,0	0,7	0,1	1,0	1,6	0,5	3,6	1,7	0,6	1,1
20	4,2	0,0	2,0	0,0	3,3	0,2	1,1	9,3	0,2	65,8	0,1
21	0,8	1,5	0,6	0,4	1,5	1,2	1,0	1,1	2,8	0,9	0,9
22	0,7	0,7	0,7	1,0	1,0	1,4	0,2	0,7	0,5	0,8	0,6
23											

Lastf.	Proband 07, T _{rel}										
	Sprg	Sprg	Knie	Knie	Hüfte	Hüfte	WS	Sch.	Sch.	Ellb.	Ellb.
	R	L	R	L	R	L		R	L	R	L
1	0,0	0,1	0,9	0,7	2,4	1,1	0,3	2,9	10,8	1,2	1,5
4	0,1	0,0	0,3	0,1	0,3	0,9	0,2	1,6	1,3	0,7	0,8
5	0,0	0,0	0,3	0,2	0,4	1,5	0,1	1,5	1,2	0,8	0,9
6	0,0	0,3	0,4	0,3	0,5	0,3	0,1	1,4	1,5	0,5	0,4
7	0,0	0,3	0,2	0,2	1,6	0,7	0,5	1,8	2,1	0,6	0,5
10	0,1	0,2	0,1	0,5	1,1	0,4	0,1	1,5	1,3	0,6	0,8
11	0,0	0,8	0,0	0,8	0,2	0,7	0,2	0,9	1,0	0,9	0,7
12	0,1	0,1	0,4	1,1	4,2	0,9	0,4	1,4	1,4	1,3	0,9
13	0,0	0,0	0,1	0,4	1,3	0,4	0,9	1,6	8,8	1,1	1,3
15	0,1	0,1	0,8	0,6	3,4	0,9	0,5	1,6	1,3	0,2	0,3
16	0,3	0,1	0,2	0,3	1,6	0,5	0,2	1,3	1,2	0,7	1,1
17	0,0	0,7	0,6	0,5	1,0	0,6	0,4	1,0	1,2	0,4	0,8
20	0,0	0,3	0,8	0,8	1,1	0,6	1,3	0,3	0,0	0,8	0,0
21	0,2	1,9	1,5	0,7	1,6	1,0	0,9	1,9	1,7	1,3	0,4
22	0,5	0,3	0,1	0,1	1,3	1,4	0,1	1,1	0,9	0,9	0,7
23	0,7	0,7	0,2	0,2	1,0	1,1	0,8	0,2	0,2	1,7	0,9

ANHANG

Lastf.	Proband 08, T _{rel}											
	Sprg	Sprg	Knie	Knie	Hüfte	Hüfte	WS	Sch.	Sch.	Ellb.	Ellb.	
	R	L	R	L	R	L		R	L	R	L	
1	0,1	0,1	0,7	0,5	1,3	1,7	0,2	4,8	2,9	1,4	2,4	
4	0,0	0,2	0,7	1,1	0,4	0,4	0,1	24,5	3,3	0,3	0,4	
5	0,2	0,7	0,7	0,3	0,9	0,8	0,3	5,3	21,7	0,4	1,7	
6	0,0	0,3	0,3	1,3	0,4	0,8	0,1	8,2	14,4	0,4	0,3	
7	0,3	0,0	0,2	0,2	0,4	0,6	0,5	6,3	92,1	0,9	0,9	
10	0,0	0,4	0,1	2,8	0,4	0,6	0,1	1,8	1,6	0,8	1,0	
11	0,0	0,6	0,2	0,3	0,7	1,4	0,3	17,5	6,9	0,2	0,7	
12	0,0	2,1	0,1	2,5	0,4	1,4	0,5	29,1	30,5	1,1	1,6	
13	0,3	0,0	0,2	0,7	0,4	0,5	0,4	3,8	2,5	1,7	1,6	
15	0,1	0,1	5,8	4,8	1,9	2,1	0,2	17,2	3,9	0,2	0,3	
16	0,0	0,5	1,1	0,4	0,7	0,5	0,2	1,9	1,7	0,6	0,7	
17	0,0	0,9	1,2	0,4	1,0	0,6	0,3	3,0	2,5	0,4	0,2	
20												
21												
22	0,4	0,0	0,7	0,9	0,6	1,0	0,3	13,3	2,7	3,9	3,7	
23	4,1	0,0	1,7	0,0	2,6	0,1	0,6	1,3	2,9	1,8	0,4	

Lastf.	Proband 09, T _{rel}											
	Sprg	Sprg	Knie	Knie	Hüfte	Hüfte	WS	Sch.	Sch.	Ellb.	Ellb.	
	R	L	R	L	R	L		R	L	R	L	
1	0,6	0,0	0,2	0,8	0,7	0,8	0,3	28,8	2,5	1,7	1,7	
4	0,1	0,1	0,3	0,2	0,8	0,2	0,2	1,3	1,3	0,5	0,7	
5	0,1	0,1	0,2	0,1	1,5	0,2	0,1	5,9	3,8	1,3	1,8	
6	0,0	0,1	0,2	0,0	0,7	0,4	0,2	1,1	1,3	0,7	0,4	
7	0,0	0,1	0,2	0,1	1,1	0,6	0,7	1,2	1,3	1,5	0,8	
10	0,0	0,1	0,1	0,3	0,2	0,3	0,1	1,3	1,4	1,0	1,1	
11	0,0	0,1	0,0	0,0	1,0	0,3	0,1	1,5	1,7	0,9	1,3	
12	0,7	0,0	0,7	0,1	1,6	0,3	0,5	1,1	0,9	2,2	1,7	
13	0,1	0,0	0,2	0,4	0,5	0,3	0,6	0,9	0,8	1,6	1,9	
15												
16	0,1	0,1	0,2	0,0	1,9	0,3	0,3	1,6	1,5	1,2	1,2	
17	0,2	0,1	0,3	0,1	1,7	0,6	0,2	1,9	2,2	1,0	1,3	
20	2,7	0,0	0,8	0,1	1,6	0,2	1,1	1,0	0,0	1,4	0,5	
21	0,3	0,6	2,6	1,1	1,3	1,1	0,9	14,1	3,7	19,9	1,7	
22	0,1	0,1	0,1	0,1	0,4	0,4	0,2	1,1	1,0	1,1	0,9	
23												

ANHANG

Lastf.	Proband 10, T _{rel}										
	Sprg R	Sprg L	Knie R	Knie L	Hüfte R	Hüfte L	WS	Sch. R	Sch. L	Ellb. R	Ellb. L
1	0,0	3,7	0,1	1,1	0,5	1,4	0,1	3,8	0,6	1,1	0,8
4	0,0	0,6	0,5	0,2	1,4	2,1	0,1	2,3	2,8	0,6	0,4
5	0,2	0,0	1,3	0,2	0,4	0,1	0,2	1,7	5,5	1,7	0,7
6											
7	0,0	0,2	0,8	1,4	0,9	0,5	0,4	3,1	16,2	0,5	0,2
10	0,2	0,0	0,1	1,0	0,5	0,5	0,1	1,5	1,3	0,7	0,4
11	0,3	0,4	0,8	0,1	0,5	1,8	0,2	4,5	5,3	0,4	0,6
12	0,3	0,8	1,4	0,4	2,7	4,6	0,2	40,6	19,5	0,8	0,1
13	0,0	1,1	0,6	0,4	1,7	2,8	0,4	17,2	3,2	0,8	0,6
15											
16	0,0	1,0	2,6	0,4	0,4	2,5	0,1	1,4	1,2	0,7	0,9
17	0,3	0,0	0,2	0,2	0,7	4,0	0,2	1,7	1,9	0,2	0,8
20											
21	1,8	1,4	0,1	0,3	1,4	1,9	0,5	1,1	4,5	1,1	1,0
22	0,0	0,0	1,5	0,5	1,8	1,5	0,1	1,2	1,2	0,9	0,7
23	0,7	0,8	0,3	0,3	1,5	1,8	0,4	0,8	1,3	0,8	0,9

Anhang G - Skalierungsfaktoren maximaler Gelenkmomente s_{Gesamt} aller Probanden

Lastf.	Proband 01, s_{Gesamt}											Perzentil
	Sprg R	Sprg L	Knie R	Knie L	Hüfte R	Hüfte L	WS	Sch. R	Sch. L	Ellb. R	Ellb. L	
1		0,81			0,89	0,98		1,10	1,09	1,04		40,1
4								0,91	0,87	1,36	1,32	59,8
5								1,01	1,03	1,06	1,15	79,6
6						0,77		1,29	1,32			57,3
7										1,19	1,14	61,2
10								1,32	1,35	1,21	1,20	28,3
11						0,72		1,10		0,94	1,04	30,8
12						1,06		0,45		1,36	1,39	73,0
13										1,05	1,10	13,6
15		1,93		1,54		0,98		1,27	1,30			19,2
16			1,30					1,15	1,20			36,6
17								1,18				7,9
20			1,00		1,18		0,87					35,9
21			0,94		1,16	1,01		0,47				13,6
22								1,23		1,26	1,28	8,5
23												57,9

Lastf.	Proband 02, s_{Gesamt}											Perzentil
	Sprg R	Sprg L	Knie R	Knie L	Hüfte R	Hüfte L	WS	Sch. R	Sch. L	Ellb. R	Ellb. L	
1								0,85	0,89			69,0
4								1,46	1,44	1,34	1,34	74,3
5								1,38	1,34	1,53	1,55	84,9
6								1,04	1,05			53,2
7								1,56	1,47			86,7
10								1,48	1,47	1,36	1,38	64,7
11								1,43	1,37	1,78	1,71	82,9
12								1,33	1,38	1,40	1,40	51,3
13										1,75	1,73	99,1
15			0,73		1,18			1,38	1,48			48,4
16								1,45	1,46	1,41	1,39	80,9
17								1,45	1,41		1,74	86,3
20	1,33		0,97		1,34		1,39					72,9
21							1,12					43,6
22	1,06	1,05			1,66			1,24	1,45	1,44	1,46	39,0
23								0,83	0,93			40,5

ANHANG

Lastf.	Proband 03, s_{Gesamt}											Perzentil
	Sprg R	Sprg L	Knie R	Knie L	Hüfte R	Hüfte L	WS	Sch. R	Sch. L	Ellb. R	Ellb. L	
1								1,83	1,58			96,5
4								1,03	1,25			79,1
5								1,26	1,23			37,8
6			0,85					1,62	1,67			96,1
7								0,57	1,13	1,62	1,50	71,5
10								1,46	1,55			20,9
11								1,15	1,17	1,58	1,60	31,6
12	1,06		1,28		1,28		0,85	1,35	1,53	1,50	1,50	29,2
13								1,13		1,86	1,82	64,2
15												56,9
16				1,19				1,57	1,69			75,9
17								1,12	1,12	1,40	1,53	30,3
20												91,8
21												54,8
22								1,00	1,00	1,14	1,18	11,7
23												35,9

Lastf.	Proband 04, s_{Gesamt}											Perzentil
	Sprg R	Sprg L	Knie R	Knie L	Hüfte R	Hüfte L	WS	Sch. R	Sch. L	Ellb. R	Ellb. L	
1			1,02					0,94	1,47			65,7
4	0,83							1,75	1,42	1,45	1,46	25,6
5												57,1
6								1,10	1,09			9,3
7												51,3
10								2,03	1,45	1,42	1,45	34,3
11								1,37	1,60	1,30	1,29	62,7
12		0,79						1,35	0,94	1,32	1,41	0,0
13										1,32		32,9
15			1,02					1,32	1,18			0,0
16								1,52	1,46		1,37	32,3
17		0,75						1,71	1,78		1,35	11,6
20	1,06				1,00		0,99					15,2
21	0,93	0,88					0,88					9,0
22	0,82									1,14	1,15	3,9
23												5,8

ANHANG

Lastf.	Proband 05, s _{Gesamt}											Perzentil
	Sprg R	Sprg L	Knie R	Knie L	Hüfte R	Hüfte L	WS	Sch. R	Sch. L	Eilb. R	Eilb. L	
1				0,37		1,42		2,27	1,34	0,81		28,2
4								0,66	0,82	1,01	0,99	41,7
5								1,02	1,20	0,89	0,98	80,6
6						1,53		1,05	1,06	1,03		57,5
7												79,4
10								0,86	1,01	0,81	0,83	52,6
11								0,95	0,77	1,19	1,30	37,6
12								1,11	1,20	0,87	0,96	33,8
13												97,2
15												39,3
16				0,62				1,04	1,00		0,89	42,5
17			0,92	0,92		1,34		0,85	0,98	1,18	1,19	63,0
20												46,8
21	1,26	1,19	0,83	0,84	1,39	1,44	1,17	1,30	2,15			43,6
22								1,02	1,01	0,98	1,00	9,0
23												30,2

Lastf.	Proband 06, s _{Gesamt}											Perzentil
	Sprg R	Sprg L	Knie R	Knie L	Hüfte R	Hüfte L	WS	Sch. R	Sch. L	Eilb. R	Eilb. L	
1						0,75		1,07				99,8
4								0,38	0,59		0,71	10,8
5		0,57		0,80		0,83		0,48	0,62		0,71	98,7
6					0,86					0,60	0,71	91,7
7												100,0
10								0,54	0,67		0,74	47,2
11									0,58		0,75	70,5
12		0,65						0,64		0,84		93,7
13												100,0
15												42,9
16				1,08				0,56	0,73		0,75	54,1
17					0,72	0,84		0,32	0,64		0,75	93,9
20												11,9
21												22,1
22				1,02	1,25	2,49				0,69		1,5
23												33,4

ANHANG

Lastf.	Proband 07, s _{Gesamt}										Perzentil	
	Sprg R	Sprg L	Knie R	Knie L	Hüfte R	Hüfte L	WS	Sch. R	Sch. L	Eilb. R		Eilb. L
1			1,01					1,02		0,73	0,71	100,0
4								0,73	0,84			46,5
5						0,96		0,77	1,04	0,60	0,67	85,2
6								0,62	0,58			57,1
7												99,8
10					0,82			0,75	0,82			57,3
11		0,88						0,88	0,90	0,58		62,0
12				0,83		1,12		0,79	0,72	0,79	0,88	95,4
13												100,0
15												95,3
16								0,74	0,78		0,70	80,7
17					0,98			0,93	0,91			93,4
20			0,83	1,25	1,02		0,65			0,44		47,2
21		0,83	1,12		0,76	1,06	0,74	0,43	0,55	0,69		34,1
22								0,63	0,67	0,87		31,6
23					0,90	0,89	0,77			0,75	0,80	62,2

Lastf.	Proband 08, s _{Gesamt}										Perzentil	
	Sprg R	Sprg L	Knie R	Knie L	Hüfte R	Hüfte L	WS	Sch. R	Sch. L	Eilb. R		Eilb. L
1								0,52	0,62	0,44	0,40	100,0
4									0,39			7,6
5					1,10						0,39	26,2
6												53,5
7										0,47	0,46	58,9
10								0,52	0,54	0,63	0,62	17,5
11						0,87						16,3
12		0,70		0,69		0,76				0,66	0,65	95,9
13								0,22	0,29	0,47	0,47	45,3
15												18,3
16			0,50					0,43	0,43			11,9
17		0,54						0,39	0,48			8,4
20												37,5
21												41,7
22									0,42	0,20	0,18	19,5
23			0,76		0,82			0,44	0,11	0,39		40,5

ANHANG

Lastf.	Proband 09, s _{Gesamt}											Perzentil
	Sprg R	Sprg L	Knie R	Knie L	Hüfte R	Hüfte L	WS	Sch. R	Sch. L	Ellb. R	Ellb. L	
1									0,88	0,70	0,69	100,0
4					1,09			0,92	0,92			48,7
5										0,63	0,59	44,3
6								0,80	0,82			77,0
7								0,88	0,82	0,58	0,58	100,0
10								0,86	0,86	0,66	0,67	71,5
11								0,64	0,67	0,69	0,65	81,5
12								0,72	0,76	0,75	0,75	51,7
13								0,80		0,61	0,59	79,5
15												88,4
16								0,72	0,72	0,70	0,58	88,6
17								0,68	0,68	0,66	0,59	71,1
20	0,93		1,41		0,97		0,87	1,30				85,3
21												99,7
22								0,68	0,70	0,72	0,76	16,4
23												99,0

Lastf.	Proband 10, s _{Gesamt}											Perzentil
	Sprg R	Sprg L	Knie R	Knie L	Hüfte R	Hüfte L	WS	Sch. R	Sch. L	Ellb. R	Ellb. L	
1						0,57		0,69		0,59	0,66	93,8
4					0,48	0,47		0,40	0,29			5,5
5								1,56	0,32			14,2
6												88,1
7								0,27				75,4
10								0,48	0,52			6,9
11						0,50		0,17	0,13			20,1
12												77,1
13									0,61	0,56		73,9
15												29,0
16		0,52						0,50	0,53		0,61	34,3
17								0,32	0,34		0,51	49,7
20												74,2
21	0,49	0,55			0,63	0,58		1,60	0,27	0,36	0,55	70,2
22			0,54		0,48	0,50		0,44	0,40	0,60		18,9
23					0,64	0,61		0,57	0,60	0,61	0,54	81,3

Anhang H - Skalierungsfaktoren maximaler Gelenkmomente $s_{\text{Geschlecht}}$ aller Probanden

Lastf.	Proband 01, $s_{\text{Geschlecht}}$											Perzentil
	Sprg R	Sprg L	Knie R	Knie L	Hüfte R	Hüfte L	WS	Sch. R	Sch. L	Ellb. R	Ellb. L	
1		0,71			0,89	0,84		0,89	0,88	0,75		40,1
4								0,78	0,75	1,04	1,00	59,8
5								0,72	0,82	0,77	0,83	79,6
6						0,74		1,05	1,09			57,3
7												61,2
10								1,08	1,12	0,92	0,92	28,3
11						0,71		0,84		0,67	0,74	30,8
12						0,91		0,36		1,04	1,05	73,0
13										0,76	0,80	13,6
15		1,57		1,23		0,85		1,05	1,10			19,2
16			1,16					0,90	0,96			36,6
17								0,93				7,9
20			0,91		0,97		0,67					35,9
21			0,91		0,89	0,81		0,36		0,12		13,6
22								0,98		0,98	0,99	8,5
23												57,9

Lastf.	Proband 02, $s_{\text{Geschlecht}}$											Perzentil
	Sprg R	Sprg L	Knie R	Knie L	Hüfte R	Hüfte L	WS	Sch. R	Sch. L	Ellb. R	Ellb. L	
1								0,70	0,73			69,0
4								1,27	1,24	0,98	1,02	74,3
5								1,14	1,12	1,11	1,12	84,9
6								0,85	0,86			53,2
7								1,24	1,17			86,7
10								1,25	1,23	1,01	1,05	64,7
11								1,16	1,13	1,29	1,23	82,9
12								1,08	1,12	1,08	1,08	51,3
13										1,23	1,21	99,1
15			0,64		1,02			1,13	1,17			48,4
16								1,18	1,18	1,03	1,05	80,9
17								1,23	1,18		1,25	86,3
20	0,96		0,91		1,12		1,13					72,9
21							1,03					43,6
22	0,88	0,87			1,42			0,98	1,15	1,12	1,14	39,0
23								2,93	0,77			40,5

ANHANG

Lastf.	Proband 03, s _{Geschlecht}											Perzentil
	Sprg R	Sprg L	Knie R	Knie L	Hüfte R	Hüfte L	WS	Sch. R	Sch. L	Ellb. R	Ellb. L	
1								1,50	1,30			96,5
4								0,86	1,04			79,1
5								1,05	1,03			37,8
6			0,78					1,32	1,37			96,1
7								0,45	0,89	1,14	1,05	71,5
10								1,21	1,27			20,9
11								0,95	0,97	1,13	1,15	31,6
12	0,87		1,11		1,15		0,68	1,11	1,25	1,12	1,13	29,2
13								0,94		1,35	1,32	64,2
15												56,9
16				1,05				1,28	1,37			75,9
17								0,93	0,94	0,99	1,09	30,3
20												91,8
21												54,8
22								0,06	0,06	0,84	0,86	11,7
23												35,9

Lastf.	Proband 04, s _{Geschlecht}											Perzentil
	Sprg R	Sprg L	Knie R	Knie L	Hüfte R	Hüfte L	WS	Sch. R	Sch. L	Ellb. R	Ellb. L	
1			0,90					0,74	1,21			65,7
4	0,69							1,58	1,22	1,07	1,07	25,6
5												57,1
6								0,89	0,88			9,3
7												51,3
10								1,78	1,25	1,05	1,07	34,3
11								1,11	1,28	0,94	0,93	62,7
12		0,70						1,03	0,73	1,01	1,04	0,0
13										0,94		32,9
15			0,89					1,03	0,93			0,0
16								1,26	1,21		1,01	32,3
17		0,68						1,40	1,45		0,96	11,6
20	0,80				0,86		0,81					15,2
21	0,76	0,74					0,77					9,0
22	0,69									0,89	0,90	3,9
23												5,8

ANHANG

Lastf.	Proband 05, s _{Geschlecht}											Perzentil
	Sprg	Sprg	Knie	Knie	Hüfte	Hüfte	WS	Sch.	Sch.	Ellb.	Ellb.	
	R	L	R	L	R	L		R	L	R	L	
1				0,32		1,45		10,1	1,54	0,60		28,2
4								0,57	0,70	0,78	0,77	41,7
5								0,73	0,95	0,63	0,70	80,6
6						1,55		0,85	0,86	0,73		57,5
7												79,4
10								0,72	0,83	0,61	0,61	52,6
11								0,74	0,64	0,84	0,92	37,6
12								0,90	0,98	0,65	0,73	33,8
13												97,2
15												39,3
16				0,54				0,85	0,82		0,67	42,5
17			0,82	0,72		1,43		0,67	0,79	0,83	0,84	63,0
20												46,8
21	1,04	0,97	0,67	0,67	1,37	1,45	1,04	0,92	1,30			43,6
22								0,83	0,82	0,74	0,76	9,0
23												30,2

Lastf.	Proband 06, s _{Geschlecht}											Perzentil
	Sprg	Sprg	Knie	Knie	Hüfte	Hüfte	WS	Sch.	Sch.	Ellb.	Ellb.	
	R	L	R	L	R	L		R	L	R	L	
1						1,14		16,1				99,8
4								0,59	0,84		0,99	10,8
5		0,64		1,02		0,90		1,21	1,03		1,17	98,7
6					1,13					1,01	1,18	91,7
7												100,0
10								0,73	1,01		0,99	47,2
11									1,01		1,27	70,5
12		0,83						1,01		1,54		93,7
13												100,0
15												42,9
16				1,15				0,96	1,13		0,99	54,1
17					0,79	0,80		0,67	1,05		1,27	93,9
20												11,9
21												22,1
22				1,14	1,19	2,00				0,98		1,5
23												33,4

ANHANG

Lastf.	Proband 07, s _{Geschlecht}											Perzentil
	Sprg	Sprg	Knie	Knie	Hüfte	Hüfte	WS	Sch.	Sch.	Ellb.	Ellb.	
	R	L	R	L	R	L		R	L	R	L	
1			1,16					1,27		1,19	1,25	100,0
4								1,03	1,10			46,5
5						0,93		1,29	1,33	0,99	1,07	85,2
6								0,89	0,80			57,1
7												99,8
10					0,87			1,11	1,15			57,3
11		0,99						1,27	1,33	0,98		62,0
12				0,95		1,18		1,37	1,19	1,11	1,20	95,4
13												100,0
15												95,3
16								1,16	1,22		1,04	80,7
17					1,04			1,37	1,37			93,4
20			0,95	1,29	1,14		0,86			0,77		47,2
21		1,04	1,17		1,03	1,18	0,88	0,93	1,04	1,05		34,1
22								1,06	1,11	1,23		31,6
23					1,06	1,04	0,90			1,11	1,19	62,2

Lastf.	Proband 08, s _{Geschlecht}											Perzentil
	Sprg	Sprg	Knie	Knie	Hüfte	Hüfte	WS	Sch.	Sch.	Ellb.	Ellb.	
	R	L	R	L	R	L		R	L	R	L	
1								0,64	0,88	0,71	0,66	100,0
4									1,00			7,6
5					1,16						0,61	26,2
6												53,5
7										0,77	0,73	58,9
10								0,74	0,68	0,90	0,89	17,5
11						0,92						16,3
12		0,90		0,76		0,90				0,90	0,93	95,9
13								0,40	0,53	0,79	0,78	45,3
15												18,3
16			0,56					0,70	0,64			11,9
17		0,70						0,64	0,76			8,4
20												37,5
21												41,7
22									0,57	1,13	0,94	19,5
23			1,00		0,92			0,75	0,18	0,69		40,5

ANHANG

Lastf.	Proband 09, s _{Geschlecht}											Perzentil
	Sprg	Sprg	Knie	Knie	Hüfte	Hüfte	WS	Sch.	Sch.	Ellb.	Ellb.	
	R	L	R	L	R	L		R	L	R	L	
1									1,17	1,18	1,16	100,0
4					1,03			1,20	1,19			48,7
5										0,98	0,96	44,3
6								1,16	1,17			77,0
7								1,52	1,43	0,96	1,00	100,0
10								1,19	1,18	1,02	0,99	71,5
11								0,94	0,96	1,13	1,07	81,5
12								1,24	1,21	1,09	1,11	51,7
13								1,38		1,01	0,97	79,5
15												88,4
16								1,10	1,07	0,96	0,91	88,6
17								1,03	1,03	1,09	0,99	71,1
20	1,37		1,46		1,20		1,18	3,95				85,3
21												99,7
22								1,09	1,15	1,01	1,08	16,4
23												99,0

Lastf.	Proband 10, s _{Geschlecht}											Perzentil
	Sprg	Sprg	Knie	Knie	Hüfte	Hüfte	WS	Sch.	Sch.	Ellb.	Ellb.	
	R	L	R	L	R	L		R	L	R	L	
1						0,72		1,31		1,00	1,07	93,8
4					0,52	0,49		0,51	0,54			5,5
5								0,93	0,43	2,02		14,2
6												88,1
7								0,47				75,4
10								0,62	0,70			6,9
11						0,55		0,24	0,18			20,1
12												77,1
13									0,63	0,97		73,9
15												29,0
16		0,65						0,75	0,80		0,97	34,3
17								0,48	0,50		0,86	49,7
20												74,2
21	0,63	0,68			0,74	0,65		0,99	5,43	0,60	0,79	70,2
22			0,58		0,46	0,54		0,71	0,65	0,87		18,9
23					0,71	0,67		1,03	1,11	0,92	0,88	81,3