

TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN

Lehrstuhl für Ergonomie

Kraft- und haltungsabhängiger Diskomfort unter Bewegung – berechnet mit Hilfe eines digitalen Menschmodells

Florian Fritzsche

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Maschinenwesen der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktors der Naturwissenschaften (Dr.rer.nat.)

genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr.-Ing. Hartmut Hoffmann

Prüfer der Dissertation:

1. Univ.-Prof. Dr. rer.nat. Heiner Bubb, i.R.
2. Univ.-Prof. Dr. rer.nat. Bernd Radig
3. Univ.-Prof. Dr. phil. Klaus Bengler

Die Dissertation wurde am 21.12.2009 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Maschinenwesen am 23.09.2010 angenommen.

Danksagung

Mein Dank geht an Herrn Prof. Dr. Heiner Bubb, der mir die Möglichkeit gab am Lehrstuhl für Ergonomie diese Arbeit durchzuführen. Sein anhaltendes Interesse, die vielen wertvollen Ideen und Ratschläge während unseren fachlichen Diskussionen haben diese Arbeit geformt. Zudem möchte ich mich für seine Geduld bei der Fertigstellung dieser Arbeit bedanken. Ich schätze auch sehr seine Großzügigkeit, mich nach meinem sechsmonatigen Auslandsaufenthalt in Australien wieder am Lehrstuhl aufzunehmen.

Herrn Prof. Dr. Bernd Radig danke ich herzlich für die Bereitschaft zur Übernahme des Zweitgutachtens und die nützlichen Hinweise, die ich von ihm erhalten habe.

Des Weiteren möchte ich mich bei allen Kollegen für die gute und freundliche Zusammenarbeit, sowie ihren Einsatz bedanken. In diesem Sinne gilt mein Dank auch Iris Zacher für die geduldige Hilfe bei der Einarbeitung, die wertvollen Anregungen, erhellenden Diskussionen und ihre großartige Unterstützung.

Bedanken möchte ich mich bei allen Freunden, die mich während der Fertigstellung dieser Arbeit motiviert haben, aber auch bei all jenen, denen ich in dieser Zeit weniger Hilfe und Unterstützung bieten konnte.

Bei meinen Eltern möchte ich mich bedanken, dass sie mir meine Ausbildung ermöglicht haben und mich in meinen Entscheidungen und in meinem Lebensweg stets unterstützt haben.

Meiner Frau Kerstin gilt mein besonderer Dank, sie hat die Belastungen dieser Arbeit mitgetragen und ist mir treu zur Seite gestanden.

Zusammenfassung

Die Arbeitsgruppe „Human Modelling“ des Lehrstuhls für Ergonomie an der Technischen Universität München verfolgt das Ziel, ein autonomes Menschmodell zu entwickeln. Auf diesem Weg soll ein allgemeines Diskomfort-Modell für Haltungen und Bewegungen entwickelt werden, mit dessen Hilfe der empfundene Diskomfort eines Menschen (z.B. beim Schließen einer Autotür, sowie beim Ein- und Ausstieg) vorhergesagt werden kann, um so Konzeptvorschläge in der Planungsphase von Produkten zur Verfügung zu stellen.

Im Rahmen dieser Arbeit wurden die Vorarbeiten am Lehrstuhl für Ergonomie zu einem kraft- und haltungsbasierten Diskomfort-Modell für statische Haltungen weiterentwickelt und auf die Dynamik von Bewegungen ausgedehnt, mit dem Ziel subjektive Aussagen zum empfundenen Diskomfort der analysierten Bewegungen aus den objektiven Parametern wie Gelenkwinkel und Gelenkmomente zu berechnen. Es wurden Bewegungsaufgaben durchgeführt, bei denen Versuchspersonen Gewichte auf unterschiedliche Podesthöhen stellen mussten und Bewertungen hinsichtlich des empfundenen Diskomforts mit Hilfe einer CP-50-Skala und einer Bodymap abgegeben haben. Mit Hilfe des biomechanischen Modells DYNAMICUS wurden aus der inversen Dynamik Gelenkmomente für das Diskomfort-Modell berechnet. Dazu wurde ein Mehrkörpersystem aus Hand und Arm verwendet. Das Diskomfort-Modell beinhaltet schon vorhandene, gemessene Maximalmomentfunktionen der Statik, welche auf Grund der Moment-Geschwindigkeits-Relation nach Hill korrigiert werden. Es wurden zwei individuelle Modelle für die Berechnung des globalen Diskomforts aufgestellt. Bei dem Vergleich mit den subjektiven Diskomfortaussagen der Versuchspersonen über einen linearen Zusammenhang ergeben sich Korrelationskoeffizienten von 0,85 und 0,87. Damit existiert eine dynamische Modellierung des Diskomforts (DYMODIS) für zwei Individuen. In die Diskomfort-Modelle gehen die lineare Regressionen zwischen dem relativen Moment (Ausnutzungsgrad des muskulär möglichen Gelenkmoments) und dem lokalen subjektiven Diskomfort ein, ebenso wie die Annahme, dass der maximale lokale Diskomfort den globalen Diskomfort bestimmt. Diese Annahme wird durch die Ergebnisse der subjektiven Diskomfortbewertungen bestätigt.

Die Umsetzung eines kraft- und haltungsabhängigen Diskomfort-Modells in der dynamischen Situation von Bewegungen ist bisher einzigartig. Durch die Kraftabhängigkeit ergibt sich eine ganz neue Qualität, da auch der Ausnutzungsgrad des Kraftpotentials einer Person mitberücksichtigt wird. Bewegungsprognosen unter Lastbedingungen sind somit möglich. Diese Innovation liefert Lösungen für aktuelle Probleme, z.B. in der Automobilindustrie. Weiterhin können individuumsbezogene Belastungen an Montagearbeitsplätzen, hinsichtlich arbeitswissenschaftlichen Erkenntnissen, erfasst, beurteilt und verbessert werden. Genauso sind Anwendungen im Gesundheitsbereich möglich.

Abstract

The team „Human Modelling“ of the Institute of Ergonomics at the Technische Universität München follows the aim to develop an autonomous human model. Therefore a general discomfort model for posture and movement shall be developed that has the capability to predict the perceived discomfort of a human (e.g. when opening or closing a car door as well as during ingress and egress). With such a model it is possible to provide conceptual proposals in the planning period of products.

In the scope of this thesis a strength based discomfort model for static postures resulting of a preliminary work at the Institute of Ergonomics was extended to the dynamic situation of movements. The intention is to evaluate the subjective ratings of the perceived discomfort from the objective parameters like joint angles and joint torques.

Performing movement tasks the subjects had to put weights on different platform heights and had to rate the perceived discomfort with a CP-50 scale as well as a body map. The biomechanical human model DYNAMICUS was used to calculate joint torques using inverse dynamics as input for the discomfort model. For this purpose a multi body model of the hand arm system was applied. The discomfort model includes available and already measured functions of maximum joint torques for static situations that are corrected on the base of the torque velocity relation of Hill. Two individual models for predicting the global discomfort were set up. When comparing the predicted global discomfort and the perceived global discomfort with a linear relationship the coefficients of determination are 0,85 and 0,87. Thus dynamic modelling of discomfort (DYMODIS) for two individuals exists. Both discomfort models comprise the linear regression between relative torque (utilisation level of the muscular potential joint torque) and local discomfort, as well as the assumption that the maximum local discomfort determines the global discomfort. The latter assumption is confirmed by the results of the subjective discomfort ratings.

The implementation of a force and posture based discomfort model in a dynamic situation of movements is as yet unique. There arises a new quality through the force based dependency because the utilisation level of the force potential of a person is incorporated. Prediction of movements under load conditions is therefore possible. This innovation provides solutions for current problems, e.g. the automobile industry. Furthermore individual exposures on assembly workstations can be recorded, evaluated and improved concerning ergonomic knowledge. Applications in the field of health care are possible as well.

Inhaltsangabe

1. Einleitung	8
2. Aufgabenstellung	9
3. Stand der Forschung	13
3.1 Diskomfort.....	13
3.2 Vorarbeiten am Lehrstuhl für Ergonomie.....	18
3.2.1 Messungen.....	19
3.2.2 Anmerkung zur Wahl der Messachsen für die Momentmessungen.....	21
3.2.3 Ergebnisse.....	22
3.2.4 Bewegungsprognose mit dem Konzept des führenden Körperteils.....	24
3.3 Biomechanische Menschmodelle.....	26
4. Versuchsdurchführung	30
4.1 Bewegungsanalyse.....	30
4.2 Diskomfortbewertung.....	36
5. Berechnungsmodelle	41
5.1 Biomechanisches MKS-Modell.....	41
5.2 Definition der Koordinatensysteme.....	46
5.2.1 Grundlagen.....	46
5.2.2 Verwendete Koordinatensysteme.....	52
5.3 Diskomfort-Modell.....	61
5.3.1 Statische Diskomfortfunktionen von Zacher.....	62
5.3.2 Zusammensetzung des statischen Diskomforts für ein Gelenk.....	76
5.3.3 Dynamische Diskomfortgrundfunktionen.....	79
6. Ergebnisse der Berechnungsmodelle und der Versuche	84
6.1 Korrelationen des lokalen und globalen Diskomforts.....	84
6.2 Analysegrößen zur Berechnung des Diskomforts.....	88
6.3 Ergebnisse der Diskomfortbewertungen.....	96
7. Diskussion	99
7.1 Die Verwendung der Momentkomponente für das Heben in der Schulter.....	99
7.2 Diskussion der Ergebnisse.....	101
8. Prognose von Körperhaltungen und Bewegungen	105
9. Zusammenfassung und Ausblick	111
Anhang A: Zusammenstellung der Formelzeichen	119
Anhang B: Umrechnungen von Winkeln und Koordinaten	122
Literaturverzeichnis	128

1. Einleitung

Der Komfortbegriff erlangt eine immer bedeutendere Stellung. Im Produktentwicklungsprozess wird schon früh versucht, ein Produkt hinsichtlich des Komforts zu bewerten und zu verbessern, um so den Faktor Mensch mit einzubeziehen. Ebenfalls wird der Komfort benutzt, um sich in der Werbung einen Vorsprung vor Konkurrenzprodukten zu sichern und um einen Vorteil für den Kunden zu schaffen. Beispielsweise wird in der Automobilindustrie versucht den Komfort beim Ein- und Ausstieg zu erfassen und sogar prognostizierbar zu machen, um verschiedene Varianten zu vergleichen und zu bewerten. Der Begriff Komfort ist in vielen Feldern anzutreffen, von denen einige in Abbildung 1.1 angeführt sind.

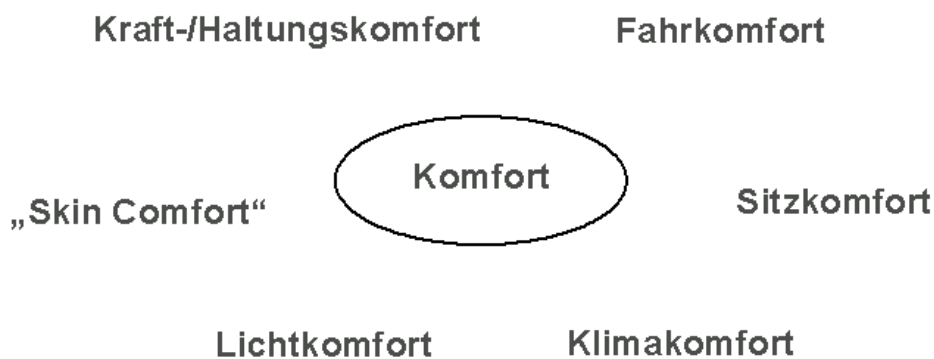


Abbildung 1.1: Verwendungsfelder des Begriffes Komfort.

Der für diese Arbeit wesentliche Komfortbegriff ist der kraft- und haltungsabhängige Komfort. Dabei geht es um das subjektive Empfinden beim Einnehmen einer Körperhaltung, dem Überwinden von äußeren Kräften, etwa beim Heben eines Gewichtes oder der Durchführung einer Bewegung. Zunächst soll aber auf den Unterschied zwischen Komfort und Diskomfort eingegangen werden. Nach Zhang und Helander (1996) ist Diskomfort nicht die Abwesenheit von Komfort und beide Begriffe liegen damit nicht auf den Enden einer Geraden, sie liegen vielmehr beide auf unabhängigen Achsen und stellen unterschiedliche und komplementäre Größen dar. Komfort hängt danach mit dem Aspekt des Gefallens zusammen, wohingegen der Diskomfort mit dem Aspekt des Erleiden zusammenhängt. Da nach Annahme des Potenzgesetzes der Psychophysik eine Beanspruchung von einem Reiz hervorgerufen wird, sucht man nach objektiven, messbaren Belastungsgrößen, die auf den Menschen einwirken und Diskomfort auslösen. In diesem Fall sind die objektiven Größen die Gelenkwinkel und die Momente, die während der Durchführung einer Aufgabe auftreten.

2. Aufgabenstellung

Die Aufgabe besteht darin, die Vorarbeiten zu einem kraft- und haltungsbasierten Diskomfort-Modell für statische Haltungen weiterzuentwickeln und auf die Dynamik einer Bewegung auszudehnen. Letztendlich ist es die Weiterführung von am Lehrstuhl für Ergonomie (LfE) seit den 90er Jahren des letzten Jahrhunderts gemachten Bestrebungen, digitale Menschmodelle mit menschlichen Kräften auszustatten. Schon damals wurden die Perspektiven der Tatsache erkannt, dass der Ausnutzungsgrad von Gelenkmomenten zum empfundenen Diskomfort in starker Beziehung steht und dass Bewegungen durch die Minimierung der relativen Momente (Ausnutzungsgrad der muskulären Gelenkmomentenerzeugung) prognostiziert werden könnten. So soll das, in dieser Arbeit zu entwickelnde, dynamische Diskomfort-Modell DYMODIS (Dynamische Modellierung des Diskomforts) zur Verwendung kommen, um Bewegungen vorherzusagen. Damit kann es mittels digitalen Menschmodellen möglich werden, menschliche Empfindungen und Bewegung zu prognostizieren. Dies schließt die Kombination einer lokalen Belastungsanalyse, mit den zu gewinnenden Erkenntnissen über die Entstehung von Diskomfort und einer geeigneten Optimierungsstrategie ein. Ziel ist es, die vorhandenen Kenntnisse und Erfahrungen über die Kraft- (Schäfer et al. 2000) und Diskomfort-Modellierung (Zacher und Bubb 2004), sowie über ein kraftbasiertes Haltungsmodell des Hand-Arm-Systems (Seitz et al. 2005) zu bündeln und weiterzuentwickeln. Dies soll ein Schritt auf dem Weg zu einem allgemeinen Diskomfort-Modell für Haltungen und Bewegungen sein, mit dem es möglich wird, den Diskomfort für Bewegungen des ganzen Körpers oder Ganzkörperhaltungen zu berechnen und dies für Personen verschiedener Anthropometrien, beider Geschlechter und verschiedener Kraftperzentile. Dabei wird der berechnete Diskomfort in erster Linie vom Gelenkwinkel und vom relativen Moment des jeweiligen Gelenkes abhängen. Das relative Moment eines Gelenkes ist das Verhältnis des aktuellen Gelenkmoments zu dem maximal möglichen und willentlich durch die Muskulatur entstehenden Moment (Maximalmoment). Da die Maximalmomentmessungen zum statischen Diskomfort-Modell von Zacher als Grundlage der vorliegenden Arbeit dienen, werden und müssen alle dort enthaltenen Bedingungen übernommen werden. Besonders betrifft dies die Definitionen der Messrichtungen für die Maximalmomente und die Übernahme des Probandenpools, von denen nur noch zwei Personen zur Zeit der Durchführung der Experimente zur Verfügung stehen. Die Beteiligung dieser Versuchspersonen ist notwendig, da deren Maximalmomentmessungen die notwendige Grundlage für diese Arbeit sind. Daher muss von Anfang an festgestellt werden, dass keine interindividuelle Statistik betrieben werden kann und zwei individuelle Diskomfort-Modelle der Versuchspersonen entwickelt werden. Ein individuelles Modell kann prinzipiell auch mit einer Person erstellt werden, jedoch stellt ein weiteres Modell die Möglichkeit her, qualitative

Ergebnisse zu vergleichen und sichert die Ergebnisse in gewisser Weise ab. Ein individuelles Modell bildet eine Person ab und beschreibt diese natürlich sehr gut, es ist somit aber nicht auf die Allgemeinheit anzuwenden. Ein über viele Personen statistisch erzeugtes Modell wird eine allgemeine Aussage treffen, auf der anderen Seite aber eine theoretische Person beschreiben, die nicht real existiert.

Die Idee hinter der Übertragung des Zacher'schen Modells auf die Dynamik besteht darin, die Maximalmoment- und Diskomfortgleichungen für die Schulter und den Ellenbogen aus den Messungen zu übernehmen und das momentane Maximalmoment mit einer Hill'schen Funktion, die eine Moment-Geschwindigkeits-Relation eines Gelenkes beschreibt, zu korrigieren.

Dynamische Modellierung des Diskomforts (DYMODIS)

Der dynamische Diskomfort soll konkret an Bewegungsaufgaben des Hand-Arm-Systems untersucht werden. Hierzu wird den beiden Versuchspersonen im Sitzen die Aufgabe gestellt, verschieden schwere Gewichte mit der rechten Hand zu greifen und von der Tischplatte auf ein in der Höhe variables Podest zu stellen. Die Geometrie und die Gewichte werden dabei auf die Versuchspersonen individuell abgestimmt. Während der Versuche wird der Diskomfort bewertet werden. Weiterhin sollen die Ergebnisse der Bewegungsrekonstruktion in ein mechanisches Mehrkörpersystem des Hand-Arm-Systems einfließen, um so die für das Diskomfort-Modell notwendigen Größen der relativen Momente zu berechnen. Die berechneten Diskomfortwerte aus dem Modell sollen dann mit den von den Versuchspersonen gemachten Diskomfortbewertungen verglichen werden, um so die Annahmen zum Modell zu bestätigen oder falls diese nicht die dynamische Situation korrekt wiedergeben, durch Regressionen zwischen den gerechneten Momenten und den gemachten Diskomfortbewertungen zu beschreiben. Eine wichtige Frage in diesem Zusammenhang bleibt zu klären, nämlich ob der globale Diskomfort für die Bewegung sich aus dem maximalen lokalen Diskomfort ergibt.

Einen Überblick über die Vorgehensweise erhält man in Abbildung 2.1. Um die Bewegungen (z.B. für ein optimales ergonomisches Design) zu analysieren, müssen kinetische Größen, wie Gelenkmomente, während der zu untersuchenden Bewegung berechnet werden. Dies setzt die Analyse der Bewegung durch ein Mehrkörpersystem voraus. Daher sind die einzelnen Schritte von der Bewegungsrekonstruktion hin zur Berechnung der inneren Gelenkmomente nötig, welche essentielle Parameter für die Beschreibung des Diskomforts sind.

Vorgehensweise DYMODIS

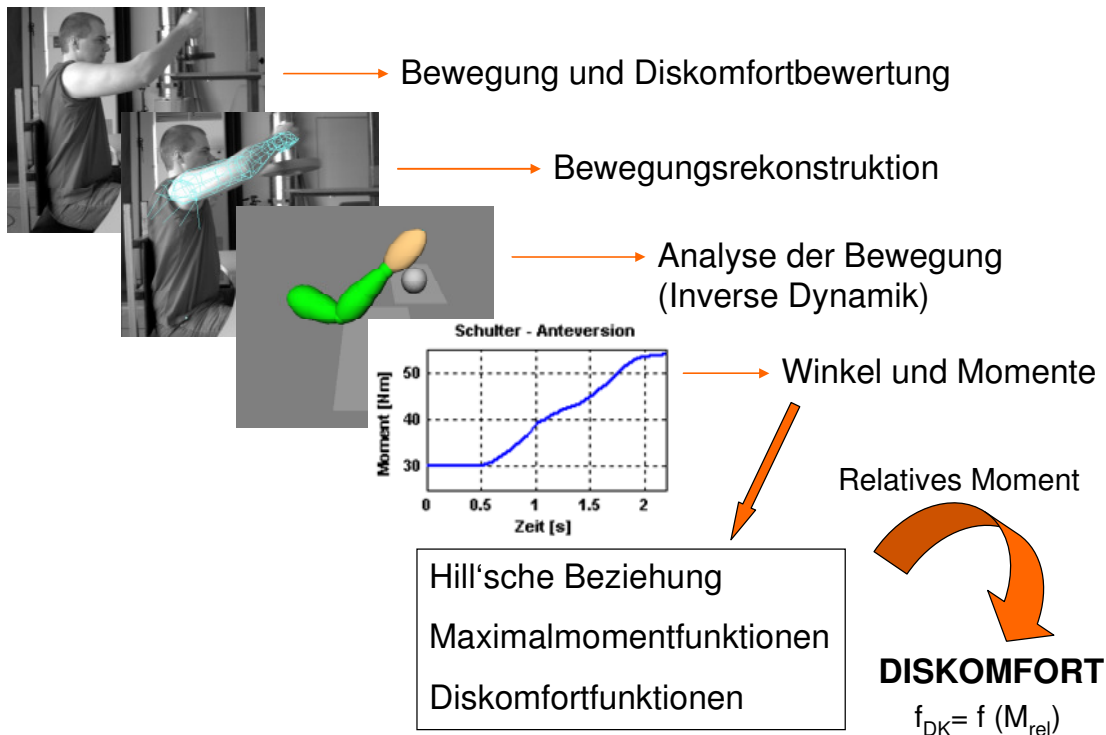


Abbildung 2.1: Vorgehensweise für die dynamische Diskomfort-Modellierung (DYMODIS). Die Funktion für den Diskomfort (f_{DK}) wird von dem relativen Moment M_{rel} abhängen, das den Ausnutzungsgrad oder das Verhältnis von Maximalmoment zum aktuell wirkenden Moment darstellt.

Bewegungsprognose

Mit einem solchen Modell wird angestrebt, die Bewegung durch ein digitales Menschmodell zu prognostizieren, wenn nur der Anfangspunkt und der Zielpunkt der Hand bekannt sind. Dies soll durch ein Optimierungsverfahren bewerkstelligt werden, bei dem der Diskomfort minimiert wird. Als Hypothese wird angenommen, dass die Hand, als führendem Körperteil (Cherednichenko et al. 2006), die Bewegung bestimmt. Dabei geht es darum, ein prinzipielles Vorgehen an einem Beispiel mit Einzelhaltungen aufzuzeigen.

Eine Simulation kann als virtuelles Experiment definiert werden. Mit Hilfe eines Modells, das eine Abstraktion der Realität ist, wird die Abbildung eines realen Systems analysiert. Die Simulation wird u. A. durchgeführt, wenn das reale System messtechnisch nicht zugänglich ist, oder wenn die Messung aus ethischen Gründen nicht vertretbar ist. In Abbildung 2.2 wird das gesamte Vorgehen anhand des Ellenbogens verdeutlicht. Hier erfolgt die Messung des Gelenkwinkels $Z(t)$ als Bewegungsrekonstruktion mit PCMAN, einem Anthropometrie- und Haltungsmesssystem (Seitz 2003). Zur virtuellen Messung der Gelenkmomente $M(t)$ wird das biomechanische Modell DYNAMICUS verwendet, so dass durch eine inverse Dynamik die Momente berechnet werden, durch welche die Bewegungsgleichungen des

biomechanischen Systems unter Kenntnis der gemessenen Gelenkwinkel, in Form von Bryantwinkeln $\alpha_B(t)$, erfüllt werden. Genauso kann die Berechnung des Diskomforts als eine Messung aufgefasst werden. Die gesamte Vorgehensweise für DYMODIS wird also mit dem Begriff der Analyse verbunden. Um dies begrifflich von der Bewegungsprognose zu trennen wird hierfür der Begriff Simulation verwendet. Mit Hilfe eines Optimierungsverfahrens wird die Haltung $\alpha'_B(t)$ zum diskreten Zeitpunkt t_d variiert, bis der Diskomfort ein Minimum erreicht. Optimierung wird also nicht als Regelung verstanden, die dafür sorgt, dass die gemessene und simulierte Haltung zur Überdeckung kommen. Die Absicht der Simulation ist es, eine Gelenkwinkelkonfiguration mit minimalem Diskomfort zu finden, die möglichst wenig von der gemessenen Haltung abweicht und im idealen Fall identisch Null ist.

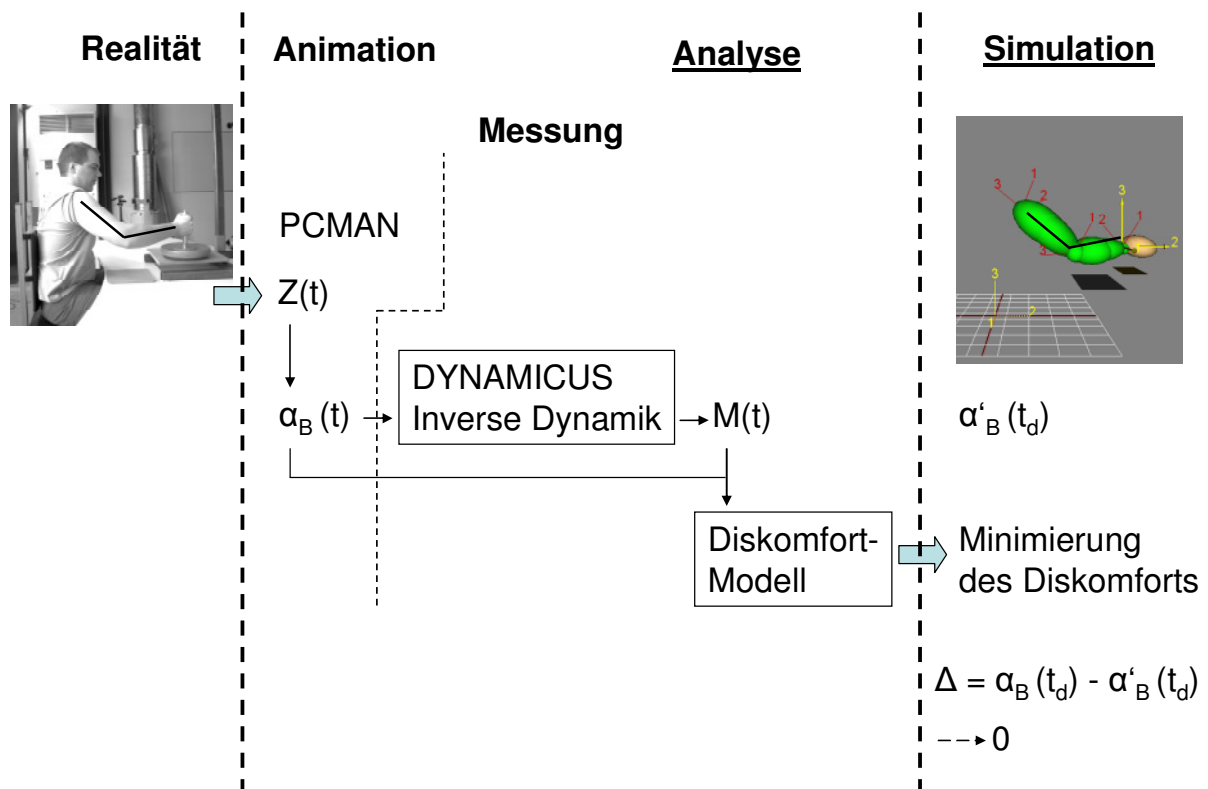


Abbildung 2.2: Die Berechnung der Momente und des Diskomforts geschieht in einer virtuellen Messung und wird als Analyse bezeichnet. Die Haltungsprognose über die Minimierung des Diskomforts wird als Simulation bezeichnet. Am Beispiel des Ellenbogens sind die Größen wie folgt definiert: PCMAN Gelenkwinkel $Z(t)$, Bryantwinkel $\alpha_B(t)$, Gelenkmoment $M(t)$, simulierte Haltung α'_B zum diskreten Zeitpunkt t_d .

Hier soll noch kurz auf einen sprachlichen Unterschied eingegangen werden. Diese Arbeit basiert auf den isometrischen Maximalmomentmessungen von Zacher, bei denen parallel der subjektive Diskomfort bewertet wurde. Diese werden im Folgenden mit Messungen bezeichnet werden. Auf die Hebeversuche und der Erfassung des dabei auftretenden dynamischen Diskomforts wird mit dem Begriff Versuche verwiesen werden.

3. Stand der Forschung

Um die Verwendbarkeit von digitalen Menschmodellen für den Produktentwicklungs- und Designprozess zu erhöhen, ist es wichtig, dem Entwicklungsingenieur oder Designer ergonomische Kriterien zu liefern. Dabei wird der Diskomfort als wichtiges Kriterium in dieser Arbeit behandelt. Um diesen allgemein berechnen zu können, sind biomechanische Menschmodelle notwendig, welche die entsprechenden Gelenkmomente aus einer Analyse (inversen Dynamik) der zu bewertenden Bewegung zur Verfügung stellen.

Dieses Kapitel ist in drei Teile untergliedert. Der erste Teil beschreibt vorhandene Diskomfort-Modelle, die auf biomechanischen Größen beruhen. Danach folgt ein Kapitel über die Vorarbeiten am Lehrstuhl für Ergonomie (LfE) zur Diskomfortbewertung und -modellierung. Im dritten Teil werden vorhandene biomechanische Menschmodelle beschrieben.

3.1 Diskomfort

Um die Entwicklung eines Produkts von einem ergonomischen Gesichtspunkt aus zu gewährleisten, insbesondere im Hinblick auf den Diskomfort, steht am Anfang die Frage, wie der Diskomfort zu bewerten ist. Als ein subjektives Empfinden kann er direkt nicht gemessen werden, vielmehr versucht man den Diskomfort mit Hilfe von Fragen und psychophysischen Bewertungsverfahren zugänglich und statistisch auswertbar zu machen. Eine gute Zusammenstellung mit einigen Beispielen und Literaturstellen ist bei Monnier (2004) nachzulesen. Man kann verschiedene Verfahren unterscheiden:

- Fragebögen

(Identifizierung von Faktoren, die den Diskomfort verursachen, endogene Parameter der Versuchspersonen: Alter, Geschlecht, Trainingsgrad, Gewohnheiten, Tagesform)

- Bewertungsverfahren (Rating-Verfahren)

1) Rangreihenfolge

Beispiel: paarweiser Vergleich

2) Kategorielle Methode (Intervallverfahren)

Unterteilung der Empfindungen in Kategorien: beispielsweise sehr gering, gering, mittel, stark, sehr stark. Die Einteilung erfolgt auf einer Ordinalskala. Es kann nicht davon ausgegangen werden, dass die Kategorien äquidistante Abstände haben.

3) Methode zur Schätzung der Höhe oder des Verhältnisses der subjektiven Empfindung

Versuchspersonen können zur Bewertung der Intensität der subjektiven Empfindung eine Zahl angeben. Es kann ein Standardreiz angegeben werden, zu dem die Bewertung ins Verhältnis gesetzt werden kann, oder aber die Bewertung erfolgt frei.

Beispiele für Bewertungsverfahren

Oft werden die letzten beiden Verfahren kombiniert, so dass die Bewertungszahl mit verbalen leicht verständlichen Begriffen verankert wird. Damit soll die Relativität der Bewertung, die personenabhängig sein kann, verringert werden.

- Borg-Skala (1982): CR-10 („Category Ratio Scale“)

Borg führte eine 10 Punkte Skala ein, auf der Empfindungen von eins bis zehn bewertet werden können. Sie ist mit verbalen Kategorien verankert. Die Skala geht implizit von einem Potenzgesetz zwischen dem verursachenden Reiz und der Empfindung aus.

- Shen und Parsons (1997): CP-50 Skala („Category Partitioning Scale“)

Das Verfahren wurde zur Bewertung von Sitzdruck und Diskomfort verwendet. Die Skala beginnt mit 0 (kein Diskomfort) und besitzt dann fünf Kategorien: sehr gering, gering, mittel, stark, sehr stark. Jede Kategorie ist in zehn Zahlen unterteilt, so dass die Versuchsperson zuerst eine Kategorie auswählt und dann mit der Nennung einer Zahl in der Kategorie die Bewertung verfeinert. Die Skala ist nach oben hin offen, damit kein Begrenzungseffekt auftritt. Diese Skala wird im Weiteren, kombiniert mit einer Abwandlung des nächsten Verfahrens, verwendet (siehe Kapitel 4.2).

- Corlet und Bishop (1976): BPD Skala (“Body Part Discomfort”)

Es geht darum, die am meisten schmerzenden Körperbereiche herauszufinden und in eine Reihenfolge zu bringen. Auf einem Abbild des menschlichen Körpers erfolgt die Auswahl der Körperregionen, die am meisten zum Diskomfort einer Aufgabe beitragen, in abfallender Reihenfolge. Zusätzlich haben Corlet und Bishop einen globalen Diskomfort vorgeschlagen, der in 7 Kategorien von extrem komfortabel bis extrem unkomfortabel unterteilt ist.

Zu den Rating-Verfahren muss noch angemerkt werden, dass eine Skala von unterschiedlichen Personen unterschiedlich stark ausgenutzt wird. Z.B. bewertet eine Person den maximalen Diskomfort für eine Tätigkeit höher als eine andere. Bei einer freien Auswahlmöglichkeit einer Empfindungszahl ist es daher notwendig die Bewertungen zu

normieren, also die individuellen Bewertungen auf die individuellen Maximal- und Minimalwerte zu beziehen. Durch die Kombination mit einem Intervallverfahren ist dies genau genommen nicht mehr zulässig, da die Verankerung mit einer Kategorie ja schon ein absolutes Maßsystem darstellt. Besonders gilt dies bei der Vorgabe eines Referenzreizes. Es zeigt die Erfahrung des Autors, dass selbst in diesen Fällen eine Relativität in den Bewertungen verschiedener Versuchspersonen auftritt. In dieser Arbeit wird auf eine Normierung verzichtet, da zwei individuelle Modelle erstellt werden. Es wird davon ausgegangen, dass die Versuchspersonen während der Versuche ihre Bewertungstendenz nicht ändern.

Modelle für den Diskomfort

Wenn es darum geht, prädiktive Modelle für den Diskomfort aufzustellen, gibt es zwei mögliche Ansätze:

1. Diskomfort-Modelle, die auf externen geometrischen Parametern basieren
2. Diskomfort-Modelle, die auf biomechanischen menschbezogenen Parametern basieren

Bei ersteren versucht man, einen Zusammenhang zwischen Diskomfort und Designparametern herzustellen. Bei einem Vorgang wie dem Ein- und Ausstieg wird es viele Parameter geben, die auf den Diskomfort Einfluss haben: Größe, Alter, Höhe der Dachkante, Schwellerhöhe, Position des Sitzes etc.. Solch ein aufgestelltes Modell wird nur für die untersuchten Einflussparameter und die spezielle Aufgabe Gültigkeit haben, es ist also nicht verallgemeinerbar. Im zweiten Fall gibt es einige Untersuchungen, wie z.B. von Wang et al. (2004), der beim Betätigen eines Kupplungspedals herausfand, dass die mechanische Arbeit des Kniegelenks beim Niederdrücken und die Fersenhöhe beim Beginn der Bewegung des Kupplungspedals die größten Korrelationen mit dem Diskomfort aufweisen. Für das angestrebte allgemeine Diskomfort-Modell sind die biomechanischen Parameter Gelenkwinkel und Moment wesentlich. Ein solcher Ansatz ist in Grenzen verallgemeinerbar, da er auch auf andere Aufgaben anwendbar ist, die nicht Gegenstand der Untersuchung, aber ähnlich sind.

Zu erwähnen ist in diesem Zusammenhang das Menschmodell RAMSIS („Rechnerbasiertes anthropometrisch mathematisches System zur Insassensimulation“), mit dem eine Komfortbewertung für eine Fahrerhaltung durchgeführt werden kann. Diese basiert auf Korrelationen zwischen Gelenkwinkeln und dem Komfortempfinden (Krist 1993). Ein weiteres Modul, das so genannte Kraft-, Haltungs- und Komfortmodul ermöglicht im Prinzip die Prognose von allgemeinen Haltungen durch die Minimierung relativer Gelenkbelastungen. Die absolute Belastung in einem Gelenk ist die Summe von Kompensationsmoment, das durch äußere Kräfte hervorgerufen wird (Lastgewichte, Schwerkraft der Körperteile etc.) und

passiven Gelenkrückstellmomenten, welche das Gelenk in eine neutrale Stellung zurückführen. Diese Belastung wird durch das Maximalmoment normiert. Eine Haltungsprognose sollte dabei folgende Bedingungen erfüllen:

- Geometrische Restriktionen von Körperteilen (d.h. definierte Punkte des Menschmodells sollen mit definierten Punkten der Umgebung zur Deckung gebracht werden, z.B. Hand an das Lenkrad)
- Gleichgewichtsüberprüfung
- Minimierung einer Zielfunktion (Summe über alle relativen Gelenkbelastungen)

Weiterhin soll der Diskomfort der prognostizierten Haltung, ähnlich wie bei dem vom LfE entwickelten, statischen Diskomfort-Modell (siehe Kapitel 3.2.3, Punkt 3), berechnet werden. Das Modul ist zurzeit noch im Validierungsprozess.

Zwei Konzepte zum Diskomfort werden im Folgenden näher beschrieben. Beim ersten geht es um eine Diskomfortfunktion zur Haltungsprognose und beim anderen um ein Diskomfort-Modell zur Bewertung eines Ein- und Ausstiegsvorgangs. Beide beziehen sich nur auf die betrachteten Gelenkwinkel.

Virtual Soldier Research (VSR) Program

Für das Menschmodell SANTOS gibt es Zielfunktionen zur Haltungsprognose. Eine davon ist die Diskomfortfunktion, die eine gewichtete Summe aller Abweichungen der Gelenkwinkel von einer neutralen Gelenkstellung ist. Die Gewichtungsfaktoren wurden durch geschickte Wahl so angepasst, dass eine optisch sinnvolle und realistische Haltung erzielt wurde. Es wird ein Satz von neutralen Gelenkwinkeln definiert, die einer komfortablen Haltung entsprechen, typischerweise eine stehende Haltung mit Armen an der Seite herunterhängend. Der Hintergrund ist, dass Personen einen größeren Diskomfort empfinden, wenn ein Gelenk näher an der Gelenkgrenze liegt. Eine Weiterentwicklung geht von der folgenden, teilweise geometrischen Betrachtung des Bewegungsablaufes aus: Zuerst wird versucht, ein Objekt mit der Hand zu erreichen, ist das nicht möglich wird der Oberkörper zur Hilfe genommen und wenn das nicht ausreicht, wird der Bewegungsraum durch die Bewegung des Schlüsselbeingelenks erweitert. Da die sequentielle Ausführung dieser drei Optimierungen für eine Echtzeitanwendung zu aufwendig ist, wird von einem Satz von Gewichtungsfaktoren ausgegangen, der diese Vorgehensweise gewährleistet. Dabei haben die Gelenkwinkel die Tendenz, nahe an den Gelenkwinkelgrenzen zu liegen, bevor das nächste Gelenk einen Beitrag liefert. Dies liegt an der oben beschriebenen Tatsache, dass die Hand zuerst versucht, das Objekt zu erreichen, bevor die weiteren Körperteile einbezogen werden. Das echtzeitfähige Optimierungsverfahren sucht ein Minimum für die Diskomfortfunktion, analog zum Haltungs-Wahrscheinlichkeits-Modell des RAMSIS und

erreicht realistische Haltungen mit einem Modell des Oberkörpers, bestehend aus 15 Freiheitsgraden.

Concept of Neutral Movement

Wang (Dufour und Wang 2005) hat eine Hypothese für eine allgemeine Formulierung des Diskomforts gegeben, die auf den Erkenntnissen des REALMAN Projekts (IST-2000-29357) basiert. Der lokale statische Diskomfort einer Haltung für einen Freiheitsgrad kann in zwei Funktionen separiert werden, die einerseits vom Gelenkwinkel und andererseits vom Gelenkmoment abhängen. Somit gibt es zwei unterschiedliche Empfindungen, die von der Haltung und von der Gelenkbelastung verursacht werden. Der Diskomfort für Körperbereiche oder den gesamten Körper wird durch eine gewichtete Summe beschrieben, da verschiedene Gelenke und deren Freiheitsgrade unterschiedliches Diskomfortempfinden verursachen (Kee und Karwowski 2003) und ist nach oben beschränkt. Ein zeitliches Funktional, also eine Funktion aus dem zeitlichen Integral der statischen Diskomfortfunktion wird zur Modellierung des dynamischen Diskomforts vorgeschlagen. In seiner Arbeit beschränkt sich Wang auf die Bewertung des Diskomforts mit einer rein haltungsabhängigen Funktion, die in Abbildung 3.1 zu sehen ist. Dabei gibt es einen Bereich von Gelenkwinkeln, die keinen Diskomfort verursachen, den man also als „neutrale Bewegung“ bezeichnen kann und diesem Konzept den Namen verleiht. Dieser liegt zwischen den beiden inneren Grenzen (G_{innen}). In dieser Anwendung wird der Ein- und Ausstieg untersucht, und es wird sehr vereinfacht angenommen, dass die Grenzen dieser neutralen Bewegung die Anfangs- und Endhaltung der Bewegung darstellen. Eine Verbesserung für zukünftige Arbeiten liegt darin, für wichtige Zwischenhaltungen („key frames“) jeweils einen neutralen Diskomfortkorridor zu definieren. Danach schließt sich bei der Diskomfortfunktion ein exponentielles Gesetz an, das ab den äußeren Grenzen mit dem maximalen Diskomfort weiterläuft. Die Funktion wird auf beiden Seiten durch die physiologischen Grenzen der Gelenkwinkel abgeschlossen (ROM: „Range of Motion“). Die äußere Grenze ist willkürlich auf 10% der Distanz zwischen innerer Grenze und ROM festgelegt. Mit Hilfe einer Bewegungsanalyse von 23 Versuchspersonen der Ein- und Ausstiegsvorgänge in vier verschiedenen Autos konnten die daraus erhaltenen Diskomfortkurven die subjektiven Beurteilungen der Testpersonen qualitativ wiedergeben.

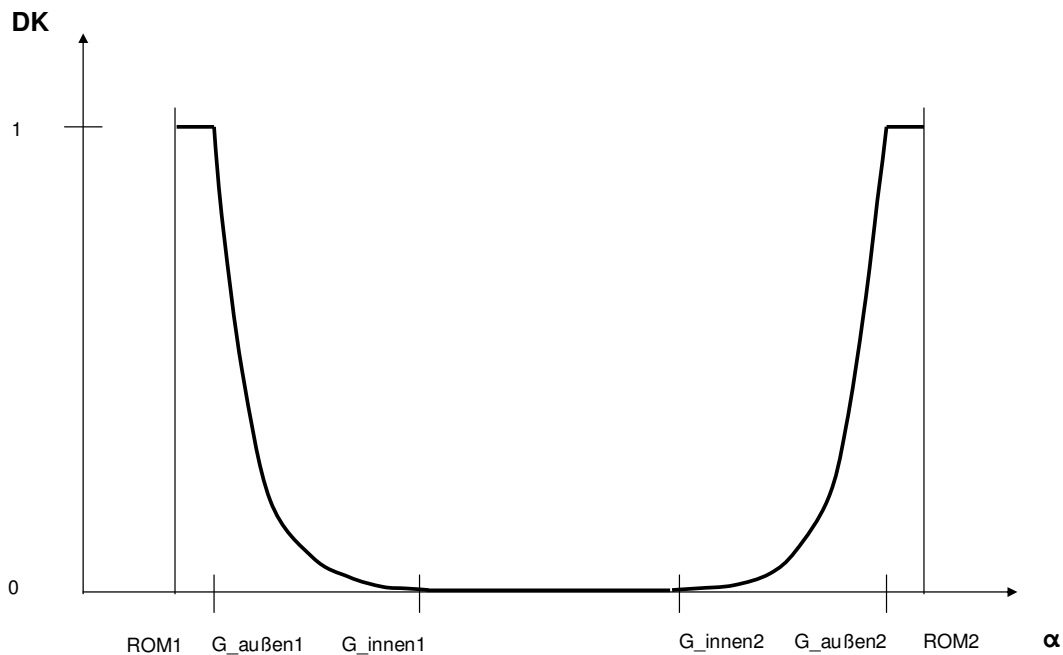


Abbildung 3.1: Funktion des Haltungsdiskomforts nach Wang.

Dem Autor ist nicht bekannt, dass es außer bei RAMSIS ein Diskomfort-Modell gibt, welches ein biomechanisches Menschmodell verwendet, das neben den Gelenkwinkeln auch Gelenkmomente berücksichtigt. Insbesondere ist ein kraft- und haltungsabhängiges Diskomfort-Modell für Bewegungen nicht bekannt. Damit wird hier ein in der Literatur noch nicht umgesetztes Ziel verfolgt, mit dem die ergonomische Bewertung von Produkten und Arbeitsumgebungen bei allgemeinen Haltungen und Aufgaben durchgeführt werden kann. Wobei hier erst einmal die Grundlagen anhand eines Submodells des menschlichen Körpers geschaffen werden sollen.

3.2 Vorarbeiten am Lehrstuhl für Ergonomie

Den ursprünglichen Ansatz der am LfE weiterverfolgten Diskomfort-Modellierung, lieferte die Arbeit von Schwarz (1997). Er beschreibt die Methode eines neuen Belastungsbewertungsverfahrens, neben den gängigen Lastbewertungs- und Haltungsbewertungsverfahren, wie NIOSH-Verfahren (National Institute for Occupational Safety and Health), Siemens-Bournandt, DIN EN 1005 und OWAS (OVAKO Working-Posture-Analysing-System), das er lokale Belastungsanalyse nennt. Dabei wird nach einer Haltungsanalyse an jedem Gelenk durch ein statisches mechanisches Menschmodell, das

jeweilige aktuelle Moment berechnet, welches sich aus äußerer Last und den Gewichtskräften ergibt. Dieses lokale Moment wird mit dem Maximalmoment verglichen, wobei eine Aussage zur Ausführbarkeit einer Tätigkeit getroffen werden kann. Schwarz baute die Apparaturen zur Messung der maximalen Momente auf. Vorteil der lokalen Belastungsanalyse wäre es, alle Körperbereiche des Menschen abzudecken und allgemeingültige Bewertungsaussagen zu treffen. Einige Bewertungsverfahren beschränken sich nur auf einen oder wenige Körperteile und Aufgaben. Somit wurden hier die grundlegenden Verfahren und Ansätze zur Formulierung und Umsetzung des Diskomfort-Modells am LfE erarbeitet.

Im Rahmen des EU-Projekts REALMAN (IST-2000-29357) arbeitete Zacher (Zacher und Bubb 2004, Zacher 2005a, Zacher und Bubb 2005b) am LfE daran, ein auf biomechanischen Parametern basierendes Diskomfort-Modell zu entwickeln. Da es das Ziel des Projektes war, einem Entwickler ergonomische Konzepte, wie den Diskomfort, eingebettet in digitale Menschmodelle zur Gestaltung eines Produkts an die Hand zu geben - in diesem Fall war der Fokus auf das Automobil gerichtet - wurde der Zusammenhang zwischen Haltungs- bzw. Kraftparametern und dem Begriff des subjektiven Diskomforts untersucht. Dabei entstanden zwei individuelle Modelle für den kraft- und haltungsabhängigen Diskomfort für statische Körperhaltungen. Im Laufe von Zachers Arbeiten hat sie zuerst die Messungen der biomechanischen Größen und des subjektive Diskomforts durchgeführt und anschließend aus den Ergebnissen die Modelle extrahiert. Dabei betrachtete sie die grundlegendste Einheit, nämlich den Diskomfort für einen Freiheitsgrad (oder eine Bewegungsrichtung) eines einzelnen Gelenks, um dann den globalen Diskomfort daraus zu bestimmen.

3.2.1 Messungen

Von Zacher wurden folgende Messreihen durchgeführt:

1. Bewertung des Diskomforts für die verschiedenen Messpositionen ohne Moment
2. Messung der individuellen Maximalmomente (Gelenkdrehmomente) und Bewertung des Diskomforts
3. Messung verschiedener Anteile der individuellen Maximalkraft und Diskomfortbewertung
4. Diskomfortbewertung für einfache Bewegungen (Treppensteigen)



Abbildung 3.2: Messgeräte zur Messung der Gelenkmomente für Schulter, Ellenbogen, Hand, Hüfte und Knie. Dargestellt ist jeweils eine Messposition. Quelle: Zacher 2005a.

Es wurden insgesamt 8 Versuchspersonen zwischen 20 und 26 Jahren vermessen (7 männliche und 1 weibliche). Die Versuche fanden im Kraftlabor des LfE statt. Für die Messung der einzelnen Gelenke wurden spezielle Messmaschinen mit Drehmomentsensoren entwickelt, die auf die Arbeit von Schwarz (1997) zurückgehen. Damit können die Geräte fest eingestellt werden, so dass Momente (Messwerte) für jedes Gelenk in unterschiedlichen Haltungen (Messpositionen) gemessen werden können (siehe Abbildung 3.2). Im zweiten Bild der oberen Reihe ist z.B. eine Messposition des Ellenbogens abgebildet, bei der der Ellenbogen um 45° gebeugt ist und der Supinations-/Pronationswinkel (Torsionswinkel) 0° beträgt. Die Anzahl der Messpositionen ergibt sich für jedes gemessene Gelenk aus der Kombination der anatomisch möglichen Winkel der verschiedenen Freiheitsgrade des Gelenkes. Es wurden Winkelabstände von 30° und 45° gewählt. Für das Ellenbogengelenk wurden Beugewinkel von 0° , 45° , 90° und 115° vorgegeben, die Torsion des Unterarms lag im Bereich von -90° bis 90° in 45° Schritten. Die Messposition bei 115° Ellenbogenbeugung wurde gewählt, da ein größerer Winkel zu nahe an der Gelenkgrenze lag. Abhängig von der Zahl der Freiheitsgrade des Gelenks werden für jede Messposition zwei bis sechs Messwerte gemessen. Am Beispiel des Ellenbogens wurden nur für den Freiheitsgrad Beugen/Strecken zwei Messwerte gemessen, da die Versuchsperson zwei unterschiedliche Momente, einerseits für die Beugung und andererseits für die Streckung, aufbringen kann. Wenn der Arm der Probanden nicht durch die Messapparatur festgehalten worden wäre, hätten sie eine Bewegung durchgeführt und den Ellenbogen gebeugt oder

gestreckt. Daher wurden die beiden Messwerte durch den Begriff der **Bewegungsrichtung** unterschieden, nämlich Beugen und Strecken. Messwerte für die Supination/Pronation (Ein- und Auswärtsdrehung) wurden nicht gemessen. Wegen des größeren Bewegungsumfang der Schulter wurden sechs Messwerte gemessen, wobei die Bewegungsrichtungen mit „Heben“ und „Senken“, „links“ und „rechts“, sowie „Rotation links“ und „Rotation rechts“ bezeichnet wurden.

Es wurden folgende Gelenke vermessen:

- Schulter (67 Positionen) (6 Messwerte)
- Ellenbogen (20 Positionen) (2 Messwerte)
- Handgelenk (18 Positionen) (2 Messwerte)
- Hüfte (60 Positionen) (6 Messwerte)
- Knie (15 Positionen) (2 Messwerte)

Das Diskomfortempfinden für jede Messung (verschiedene Messwerte in jeder Messposition) wurde mit einer CP-50 Skala (Shen und Parsons 1997) in Verbindung mit einem modifizierten Körperteildiskomfort-Rating nach Corlett und Bishop (1976) durchgeführt. Der Diskomfort wurde zuerst für alle Messpositionen ohne Moment bewertet (Haltungsdiskomfort).

Weiterhin sollten die Versuchspersonen die Maximalkraft so schnell wie möglich aufbringen und dann etwa fünf Sekunden halten. Mit Hilfe von LabView wurde ein zeitlicher Mittelwert von drei Sekunden eines möglichst konstanten Plateaus gebildet. Gleich im Anschluss wurde der lokale Diskomfort für diese Aufgabe bewertet.

Ebenso wurde für 25%, 50% und 75% der oben gemessenen Maximalmomente der Diskomfort bewertet. Dies erfolgte nur für einige ausgewählte Messpositionen, bei denen der Haltungsdiskomfort gering war, also die nicht in der Nähe einer Gelenkendstellung waren (Kraftdiskomfort). Für diese Messpositionen wurde der Winkel für Beugen/Strecken bzw. Heben/Senken variiert, wobei die Winkel der anderen Freiheitsgrade auf der Neutralstellung verblieben.

3.2.2 Anmerkung zur Wahl der Messachsen für die Momentmessungen

Wenn man die Messung der Maximalmomente betrachtet, wäre es am besten, diese in allen oder möglichst vielen Richtungen, die gleichmäßig im Raum verteilt liegen, zu messen. Die Endpunkte der Vektoren der gemessenen Momente spannen dann die Oberfläche eines dreidimensionalen Körpers auf, die man wegen ihrer unregelmäßigen Form als

Momentenkartoffel bezeichnen kann (Schwarz 1997). Dies wäre durch die vielen Maximalkraftmessungen mit den notwendigen Pausen zeitlich sehr aufwendig, so dass ein pragmatischer Ansatz gewählt wurde. Drei aufeinander senkrechte Achsen wurden ausgewählt und die Messung entlang der sechs Richtungen dieses Momentenkreuzes durchgeführt. Die unsymmetrische Form der Kartoffel wird durch einen Ellipsoid angenähert (Abbildung 3.3), deren Hauptachsen aus den drei Messachsen bestehen.

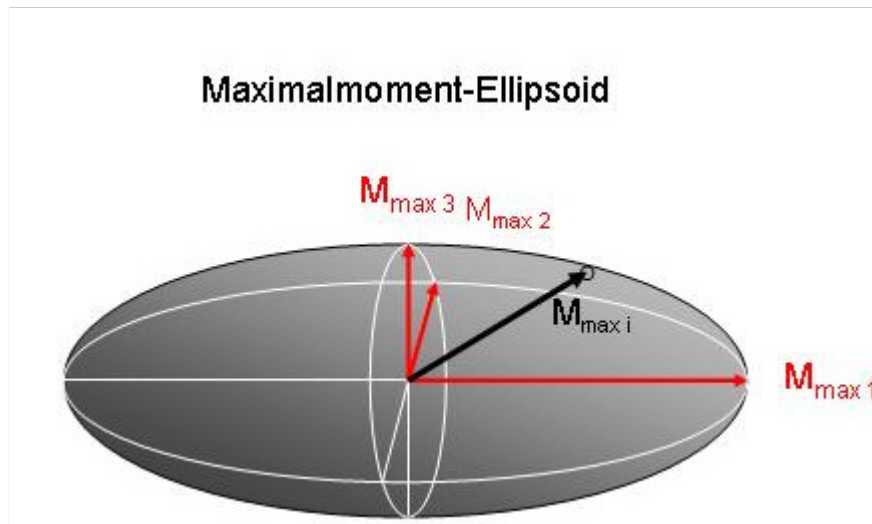


Abbildung 3.3: Maximalmoment-Ellipsoid der Schulter. Die Hauptachsen des Ellipsoids bestehen aus den Messachsen $M_{\max 1}$ - $M_{\max 3}$. Ein Maximalmoment $M_{\max i}$ in beliebiger Richtung endet am Durchstoßpunkt mit dem Ellipsoid.

Eigentlich sollten diese Achsen anatomisch begründet sein, indem man eventuell begründen kann, ob es Krafrichtungen gibt, in denen ein besonders großes Moment aufgebracht werden kann, weil eine besonders große und starke Muskelgruppe daran beteiligt ist, oder weil viele Muskeln synergetisch zur Bewegung beitragen. Dabei kann es mit der Orientierung des Ellipsoids schwierig werden, da die Möglichkeit besteht, dass die Achsen der größten Momente nicht senkrecht zueinander liegen, es handelt sich ja eigentlich um eine Kartoffel. In diesem Sachverhalt könnten muskulo-skeletale Menschmodelle, welche die einzelnen Muskelstränge mit ihrem Ansatz und Ursprung und dem Verlauf über das entsprechende Gelenk modellieren, behilflich sein. Aus deren Erkenntnis ließe sich berechnen, in welchen Richtungen das größte Moment möglich ist. In dem Projekt REALMAN musste die Messung allerdings von außen durchgeführt werden und man hatte drei aufeinander senkrecht stehende Messaufnehmer zur Verfügung. So kam es zu den von Zacher beschriebenen Messachsen.

3.2.3 Ergebnisse

Der Diskomfort wurde entweder in absoluten Zahlen der CP-50 Skala oder in auf eins normierten Werten, bezüglich des minimalen und maximalen bewerteten Wertes von allen Gelenken und Messungen, angegeben.

1. Diskomfortbewertung für die Messpositionen ohne Moment

Die Diskomfortwerte für Gelenkpositionen näher an den Gelenkendstellungen sind größer als in der mittleren Gelenkstellung, damit ergibt sich ein näherungsweise parabelförmiger Verlauf des Diskomforts bezüglich des Gelenkwinkels. Die Werte sind jedoch insgesamt sehr gering.

2. Diskomfortbewertung für das individuelle Maximalmoment

Für jede Bewegungsrichtung (jeden Messwert) ergibt sich eine gute Korrelation zwischen Diskomfort und Gelenkwinkel mit Bestimmtheitsmaßen größer als 0,7 für eine quadratische Regressionskurve. Obwohl der Diskomfort sehr hoch ist, wird die Mittelposition als weniger unangenehm bewertet.

3. Diskomfortbewertung für die Messung prozentualer Anteile des individuellen Maximalmoments.

Es zeigte sich ein linearer Zusammenhang zwischen dem prozentualen Anteil des Maximalmoments (relatives Moment) und dem Diskomfort. Außerdem gibt es eine Grenze von 15%, zwischen relativem Moment und Diskomfort, d.h. unter diesem Wert gaben die Versuchspersonen kaum noch einen Diskomfort an.

4. Zusammenfassung der Ergebnisse zu Diskomfortfunktionen

Mit den vorigen Ergebnissen wurden Diskomfortfunktionen für jede gemessene Bewegungsrichtung jedes vermessenen Gelenks aufgestellt. Mit Hilfe der Methode des kleinsten Fehlerquadrats wurden quadratische Funktionen für die Gelenkwinkel und das relative Moment als Parameter berechnet. Insgesamt wurden von Zacher 48 Funktionen berechnet. Die Koeffizienten der Funktionen ändern sich für verschiedene Gelenke und verschiedene Bewegungsrichtungen.

5. Zusammensetzung des globalen Diskomforts bei einfachen Bewegungen

Bei der Durchführung von Versuchen zum Treppensteigen mit zwei männlichen Versuchspersonen, die für unterschiedliche Stufenhöhen sowohl den Diskomfort an vorgegebenen Körperteilen (lokaler Diskomfort) als auch den globalen Diskomfort der Bewegung bewerten mussten, zeigte sich, dass der globale Diskomfort vom maximalen lokalen Diskomfort bestimmt wird.

Diese Ergebnisse waren entscheidend für das Verständnis des Diskomforts für Aufgaben, die mit einer Kraftanstrengung zusammenhängen. Sie führten zur Formulierung von individuellen Modellen des kraft- und haltungsabhängigen Diskomforts und ebneten die Möglichkeit, durch die Berechnung des relativen Moments mit einem biomechanischen Menschmodell auch den Diskomfort für Haltungen und Bewegungen zu bestimmen.

3.2.4 Bewegungsprognose mit dem Konzept des führenden Körperteils

Im Rahmen des Industrie-Projekts „RAMSIS-Dynamisch“ wurden Entwicklungsschwerpunkte für die dynamische Simulation gelegt, die es ermöglichen, eine allgemeine Haltungsprognose und eine Simulation zielgerichteter Bewegungen durchzuführen. In Abbildung 3.4 sind diese Schwerpunkte mit den damit verbundenen Dissertationen, die am LfE durchgeführt wurden zu sehen. Die Veröffentlichung von Seitz et al. (2005) ist inhaltlich an die Arbeiten von Marach (1999) zu einem Kraft-Haltungsmodell angelehnt und die Dissertation von Cherednichenko (2008) ist eine Fortsetzung der Untersuchung zielgerichteter Bewegungen von Arlt (1999).



Abbildung 3.4: Entwicklungsschritte zur Haltungs- und Bewegungsvorhersage (nach Marach 1999).

Bewegungssimulation

Arlt untersuchte zielgerichtete, menschliche Bewegungen in einer Kraftfahrzeugumgebung im Rahmen des CAD-Menschmodells RAMSIS, um diese realistisch vorzuberechnen. Es wurde ein zweiteiliges Modell entwickelt, in dem über äußere Parameter dynamische Randbedingungen für beliebige Bewegungen in einem Kraftfahrzeug ermittelt werden. Die gesamte Körperhaltung wird dann unter Berücksichtigung dieser Randbedingungen über ein statistisches Haltungs-Wahrscheinlichkeits-Modell berechnet. Um die notwendigen dynamischen Randbedingungen generieren zu können, wurde aus dem Bereich der Neurophysiologie eine Steuertheorie menschlicher Bewegungen auf die Problematik für den Einsatz in einem Menschmodell abgeleitet. Aufgrund der geometrischen Bedingungen für eine Greifaufgabe, wie Anfangs- und Endposition oder Hindernisse, also den äußeren Parametern, können Orts- und Geschwindigkeitsinformation und vor allem auch die Informationen über die zeitliche Koordination von Teilbewegungen des „führenden Körperteils“ (der Hand) vorgegeben werden (dynamische Restriktionen).

Als weiterer Meilenstein ist die Arbeit von Cherednichenko (2008) zu erwähnen, der für die hochkomplexe Aufgabe des Einstiegs in einen PKW ein funktionales Modell erstellen konnte und auch eine Theorie der reversiven Bewegungsplanung, wonach eine Bewegung als Handlung aufgefasst wird, die ein Hauptziel verfolgt (Fahrerposition auf dem Fahrersitz). Demzufolge werden in der Bewegungsvorbereitung vorausgehende Teilziele zur Erfüllung des übergeordneten Ziels geplant, um eine erfolgreiche Bewegungsabfolge zu gewährleisten. In dieser rückwärtsgerichteten Vorbereitung einer Bewegung definiert er Schlüsselhaltungen für das Bewältigen von Hauptbewegungsphasen, wie dem Einnehmen einer stabilen Stützposition, um danach das Becken kontrolliert in den Sitz abzusenken. Die Bewegung in jeder Phase wird durch ein „führendes Körperteil“ kontrolliert, für das die Bewegung vom Ziel hin zum Start berechnet wird. In der gerade erwähnten Phase der stabilen Stützposition, ist dies die Bewegung des rechten Fußes auf den Boden des Fahrzeuginnenraumes über den Schweller hinweg. Damit ist die Trajektorie eines Stützpunktes am Fuß, die in einer Bewegungsebene verläuft, gegeben. Die geführten Körperteile werden in der von Cherednichenko durchgeführten Simulation über das Kraft-Haltungsmodell des Menschmodells RAMSIS berechnet, wobei die Prognose für den dynamischen Vorgang durch die Trägheitskräfte des führenden Körperteils erweitert wurden.

Haltungsprognose

Das Haltungsmodell, das von Marach (1999) entwickelt wurde, nutzt die in den Gelenken wirkenden Momente, die zu einer relativen Belastungshöhe (den relativen Momenten) verbunden werden. Die Haltungsoptimierung besteht darin, die Gelenkwinkel so zu verändern, dass die Gelenkbeanspruchung minimiert wird. Demnach wird die Haltung von den Gelenkmomenten, die zur Kompensation äußerer Kräfte (Gewichtskraft, Gewichte, Stützkräfte an der Umgebung) erzeugt werden und von modellierten Einflussparametern, wie die vom Menschen maximal aufzubringenden Kräfte und die Gelenkrückstellmomente bestimmt. Die passiven Gelenkmomente wurden von Marach experimentell an einem „Schwebegestell“ gemessen. Mit diesem Gestell konnten Gewichtskräfte von Körperteilen durch Gegengewichte, die an Schlaufen befestigt waren, ausgeglichen werden, so dass nur die Rückstellmomente gemessen werden konnten.

Kraftmodellierung

Die verwendeten Maximalmomente und deren Darstellung als Ellipsoide wurden von Schwarz bearbeitet. Dessen Beitrag ist zu Beginn dieses Kapitels auf Seite 18 bereits beschrieben.

3.3 Biomechanische Menschmodelle

Abhängig vom Anwendungsgebiet können verschiedene Menschmodelle unterschieden werden. Eine Übersicht kann man bei Bubb (Bubb und Fritzsche 2008) nachlesen. Danach können folgende Gruppen unterschieden werden:

- Anthropometrische Modelle
- Modelle in der Produktionsergonomie
- Biomechanische Modelle
- Anatomische Modelle
- Kognitive Modelle

Anthropometrische Modelle erlangen ihre Wichtigkeit, indem sie es erlauben, die Variabilität der menschlichen Körpermaße abzubilden. Sie werden hauptsächlich verwendet, um raumbegrenzende Arbeitsbedingungen zu bewerten, insbesondere im Fahrzeuginnenraum. Die Modelle in der Produktionsergonomie werden benutzt, um den Arbeitsprozess in Abhängigkeit der Geometrie des Arbeitsplatzes zu simulieren und die notwendige Arbeitszeit unter Benutzung der MTM-Methode zu berechnen. Biomechanische Menschmodelle ermöglichen es, physikalisches dynamisches Verhalten zu simulieren, dazu zählt das unbewusste Verhalten bei einem Unfall. Zu den anatomischen Modellen zählen die so genannten Voxel-Modelle, welche die Position und Form von inneren Organen repräsentieren. Eine ganz andere Kategorie stellen die kognitiven Modelle dar, die das menschliche Verhalten modellieren.

Insgesamt gibt es weit über 150 Menschmodelle weltweit, die für die Auslegung von Produktionsstätten, Produkten und für Sicherheitsbewertungen entwickelt wurden. Alle diese Modelle gehören mehr oder weniger in eine dieser Kategorien, wobei es Überlappungen gibt.

Hier wird auf die biomechanischen Menschmodelle näher eingegangen, da in dieser Arbeit ein so genanntes Mehrkörpersystem-Modell oder abgekürzt MKS-Modell verwendet wird, um das für die Berechnung des Diskomfort notwendige relative Moment zu berechnen und grundsätzlich dadurch in der Lage ist, Belastungen auf den Körper im Stütz- und Bewegungsapparat zu analysieren. Neben MKS-Modellen gibt es auch Menschmodelle oder Teilmodelle, die als Finite-Elemente Modelle entwickelt werden. Unter Anwendung von FE-Modellen möchte man die dynamischen elastischen Deformationen im menschlichen Gewebe berechnen. Mit der Finite-Elemente-Methode (FEM) wird ein Gebiet in kleinere Bereiche unterteilt, die finiten Elemente, in denen Materialgesetze zugeordnet werden können. An den Knoten, wo verschiedene Elemente zusammentreffen (z.B die Eckpunkte) können Kräfte, Momente oder Verschiebungen beaufschlagt werden. Aus der Steifigkeit der

einzelnen Elemente kann die Steifigkeit des Gesamtsystems bestimmt werden. Dadurch ist es möglich die Verschiebung der Knoten, sowie Dehnungen und Spannungen in den Elementen infolge der wirkenden Lasten zu berechnen (Schmidt 2007). Wenn es darum geht, Kontaktkräfte, Gelenkmomente, Kräfte auf Substrukturen oder Bewegungsbahnen zu berechnen, wird man auf MKS-Modelle zurückgreifen. Ist der räumliche und zeitliche Verlauf von Drücken und Scherspannungen, sowie die Deformation des Gewebes von Interesse, werden FE-Modelle angewandt.

Im Folgenden soll auf die wissenschaftlichen Aspekte und die Probleme eingegangen werden und verschiedene Modelle erläutert werden, ohne den Anspruch auf Vollständigkeit. Dabei liegt der Schwerpunkt auf den MKS-Modellen.

Eine wichtige Anwendung in der Ergonomie stellt die Berechnung des dynamischen Verhaltens dar. Schon von Anfang an wurden die Anwendungen von Computern verwendet, um möglichst realistische Menschmodelle zu erzeugen. Die MKS-Modelle bestehen aus Starrkörpern, denen Massen und Trägheitsmomente zugeordnet sind. Die Körperteile sind über Gelenke miteinander verbunden, die Feder- und Dämpferelemente beinhalten können, um so z.B. Gelenkanschläge oder die Körperspannung, welche durch die Muskulatur hervorgerufen wird, zu berücksichtigen. Durch Kontaktkräfte kann die Verbindung zur Umgebung realisiert und Körperdurchdringungen verhindert werden. Die anthropometrischen Daten, wie Segmentlängen, Massen, Trägheitsmomente der Teilkörper, so wie die Gelenkpositionen und die Position der Schwerpunkte, werden von empirischen Daten übernommen. Diese werden z.B. mit folgenden Methoden gewonnen: Messungen an Kadavern (Chandler et al. 1975), händische Messungen an Individuen, photogrammetrische Methoden, Messung der Beschleunigung von Körperteilen (nach quick-release) und radiologische, beziehungsweise computertomographische Methoden. Dabei geht man von einer homogenen Dichte des Gewebes aus (siehe auch Senner 2001). Die mathematischen Modelle, welche diese Messungen in Form von Regressionsanalysen beschreiben, hängen von unterschiedlichen anthropometrischen Parametern ab (Hatze 1980, Saziorski et al. 1984 und de Leva 1996). Körpersegmentparameter (BSP – Body Segment Parameter) können auch durch geometrische Modelle gewonnen werden (Hanavan 1964, Yeadon 1990). Der menschliche Körper wird als ein mechanisches System betrachtet, das aus einer Anzahl von festen Körpern besteht und in einer Simulationsumgebung für Mehrkörpersysteme (MKS) modelliert wird. Die Modelle gehorchen den Newton'schen mechanischen Bewegungsgesetzen, welche automatisch von der MKS-Software generiert werden. Dafür gibt es zwei unterschiedliche mechanische Prinzipien. Als erstes das Prinzip von d'Alambert (Kräftegleichgewicht zwischen statischen und dynamischen Kräften) und als zweites das Prinzip von Hamilton (allgemeines Integralprinzip in der Mechanik), welches zu den Euler-

Lagrange-Gleichungen führt und von den Simulationsprogrammen SIMPACK und alaska (hier in Form von verallgemeinerten Koordinaten) verwendet wird.

Es gibt zwei Möglichkeiten diese Bewegungsgleichungen anzuwenden:

Bei der direkten Dynamik beginnt das Modell bei einer gegebenen Starthaltung und zu jedem Zeitschritt werden Trajektorien bzw. die Gelenkwinkel abhängig von der Aktivierung der Muskulatur oder den Nettomomenten in den Gelenken, sowie den äußeren Kräften (z.B. Gewichtskraft, Kontaktkräfte) berechnet.

In der inversen Dynamik kann man Kräfte und Momente analysieren, die im menschlichen Körper auftreten, wenn externe Kräfte und kinematische Daten gemessen wurden. Die Bewegung wird normalerweise mit Videokameras aufgenommen, so dass die Beschleunigungen berechnet werden können, um das Modell zu steuern. Probleme können auf Grund von Messungenauigkeiten auftreten, d.h. wenn sich die Marker für die Bewegungsanalyse mit der Haut in dynamischen Bewegungen verschieben. Diese Fehler können ausgeglichen werden, wenn man die Trajektorien der Marker glättet oder das Modell durch eine Regelung auf der gemessenen Bewegung hält.

Besonders in hoch dynamischen Bewegungen mit Bodenkontakt stellt die Modellierung mit festen Körpern eine Vereinfachung dar und führt zu unphysiologisch hohen Kräften und Momenten in der Analyse. Der Grund liegt darin, dass das Modell während des Bodenkontakts abrupt beschleunigt wird, wohingegen das Weichteilgewebe eines Menschen (Muskeln, Fettgewebe oder Organe) die Bewegung in der Realität dämpft. Deshalb haben Ruder und Gruber Schwabbelmassen eingeführt. Um bessere Resultate zu erzielen, wurden die Schwabbelmassen mit nichtlinearen visko-elastischen Krafterelementen an das Modell gekoppelt (Gruber et al. 1997). Muskuloskeletale Modelle sind ebenfalls biomechanische Modelle, die einen höheren Detaillierungsgrad aufweisen.

Biomechanische Modelle werden in einer Vielzahl von Anwendungen benutzt. Dazu zählen etwa Sicherheitsaspekte bei Unfällen, z.B. bei Unfall- und Schleudertrauma-Simulationen (Golinski und Gentle 2002). Eine andere Anwendung sind Untersuchungen von Fußgängerunfällen im Straßenverkehr (Keppler 2003). Das FE-Modell MADYMO wurde verwendet um Crash-Tests zu simulieren. Dabei lag der Fokus darin, anstatt eines menschlichen Körpers, die physikalischen Eigenschaften eines Dummies, basierend auf dem Hybrid III, zu modellieren. Ein wichtiges Ergebnis der Simulation zur Bewertung der Unfallschwere ist das HIC Kriterium (Head Injury Criteria). Dieses Ergebnis hilft dabei, das Unfallverhalten schon während des Designprozesses zu bewerten und zu verbessern. Die Schwingungsübertragung im menschlichen Körper, die so genannte Ganzkörperschwingung, ist ebenfalls eine wichtige Aufgabe. Hier verfolgt man das Ziel, die Qualität und den Komfort von Autositzen zu verbessern. Verver und van Hoof (2002) verwendeten eine MKS-Variante

des MADYMO Menschmodells und berechneten die Kompressions- und Scherspannungen in der Wirbelsäule bei Schwingungseinwirkungen auf einem Sitz. Pankoke et al. (2002) berechnete die frequenzabhängige Schwingungsantwort des Menschen als Reaktion auf eine Bewegung des Sitzes mit dem FE Modell CASIMIR. Anthropometrische Daten wurden durch eine Schnittstelle vom Menschmodell RAMSIS übertragen. Ebenso ist die Kontaktfläche zwischen Mensch und Autositz Gegenstand von Untersuchungen. Johnson Controls und das Institut für Mechatronik an der Universität in Chemnitz haben das Simulationswerkzeug COSYMAN entwickelt, mit dem man den H-Punkt, die Sitzdruckverteilung und Übertragungsfunktionen von Fahrzeugschwingungen mit Hilfe des MKS-Modells DYNAMICUS berechnen kann (Schmale et al. 2002). Für medizinische Fragestellungen sowie zur Bewertung von Unfallfolgen bei der Entwicklung von Sportgeräten wurde von Lehner und Wallrapp (1999) ein Kniemodell in SIMPACK entwickelt. Im Bereich der Ergonomie ist es wichtig, die Belastungen auf die Wirbelsäule und auf andere Gelenke während Arbeitsaufgaben zu bestimmen (Fritz 2000). Genauso kann die ergonomische Auslegung der Fahrzeuggeometrie für den Ein- und Ausstieg durch die Verwendung von biomechanischen Menschmodellen verbessert werden (Rasmussen und Christensen 2005). Im Bereich der Sportwissenschaft werden Modelle benutzt, um die Leistung von Spitzensportlern zu analysieren und neue Techniken oder neues Material zu simulieren, aber auch, um die Leistung zu verbessern (King and Yeadon 2006, IfM 2006, Härtel et al. 2006). Um all diese Gebiete abzudecken, sind viele individuelle Modelle und Simulationsprogramme (zur Aufstellung der Bewegungsgleichungen, zum Lösen dieser Gleichungen und zur graphischen Anzeige der Ergebnisse) neben den kommerziellen Produkten entwickelt worden. Außerdem zu erwähnen ist das Virtual Soldier Research Project mit seinem Menschmodell SANTOS. Gemäß Abdel-Malek et al. (2006) verspricht es das virtuelle Menschmodell der kommenden Generation zu werden. In einer Reihe von Forschungsprojekten wurde ein System entwickelt, das durch eine Minimierung von Zielfunktionen, wie einer Diskomfortfunktion, eine Haltungs- und Bewegungsvorhersage ermöglicht. Die Simulationssoftware ADAMS wurde zur Lösung von mechanischen Problemen entwickelt (besonders in der Fahrzeugindustrie) und besitzt ein Plug-In von LifeMod, einem System zur Simulation und Analyse menschlicher Bewegungen. Andere MKS Systeme sind Dymola/Modelica, DADS und auch in Matlab/Simulink gibt es die Möglichkeit mechanische Systeme zu simulieren.

Das in dieser Arbeit verwendete Menschmodell basiert auf der Simulationsumgebung alaska und wurde mit der darin enthaltenen Bibliothek zur Modellierung eines biomechanischen Menschmodells DYNAMICUS erstellt.

4. Versuchsdurchführung

Zuerst sollen hier noch einige grundsätzliche Anmerkungen zu Modellierung und der modelladequaten Verwendung von Messgrößen gemacht werden. Viele Modelle sind nicht anatomisch korrekt. Beispielsweise wird der Ellenbogen als Scharniergelenk betrachtet. Doch dies ist eine hinzunehmende Vereinfachung. Wichtig, vor allem bei modellbasierten Haltungs- oder Bewegungsanalysen, ist die Tatsache, dass die äußere Kontur des Menschmodells möglichst gut übereinstimmt, also dass die Gelenkpositionen an den gleichen Positionen wie in der Realität liegen. Solange immer mit dem gleichen Modell gearbeitet wird, tritt immer derselbe systematische Fehler auf. Bei der Verwendung eines anderen Modells können sich Fehler aufsummieren. Außerdem können Probleme bei der Umrechnung von Analyseergebnissen zwischen verschiedenen Modellen auftreten. Dies trifft unter anderem auf die Tatsache zu, dass die Haltungen bei den Messungen der Gelenkmomente nicht mit dem Haltungs- und Bewegungsanalysesystem PCMAN ausgewertet wurden. Dies geschah wieder aus pragmatischen Gründen, da durch die vielen Haltungen der Analyseaufwand beträchtlich gewesen wäre. In der Vorgehenskette der Aufgabenstellung kommen jedoch weitere unterschiedliche Koordinatensysteme zur Beschreibung der Messung und des Diskomfort-Modells sowie der Bewegungsanalyse vor, die zusätzlichen Aufwand von Umrechnungen erfordern (siehe Kapitel 5.2.2). Grundsätzlich ist es daher von Vorteil, soweit dies möglich ist, auf der Basis eines einzigen Modells zu arbeiten.

Die Bewegungsrekonstruktion erfolgt mit dem Analysetool PCMAN. Daraus enthaltene Gelenkwinkel werden mit Matlabroutinen weiterverarbeitet, so dass die kinematischen Größen für die Steuerung der Bewegung des MKS-Systems zur Verfügung stehen. Dabei müssen die PCMAN-Gelenkwinkel auf die des verwendeten MKS-Modells DYNAMICUS transformiert werden.

4.1 Bewegungsanalyse

Die große Beweglichkeit des Oberarms ist auf das Zusammenwirken von Schultergelenk und Schultergürtel zurückzuführen. Erst die Beweglichkeit des Schulterblattes durch die gelenkige Verbindung über das Schlüsselbein am Brustkorb ermöglicht es, das Bewegungsausmaß des Schultergelenks zu erhöhen. Das Seitwärtsheben oder Abspreizen (Abduktion) des Armes ist nur bis 90° vom Schultergelenk allein zu bewerkstelligen. Ein weiteres Elevieren ist nur durch das Wandern des Schulterblattes möglich. Diese Bewegungen gehen fließend ineinander über. Beispielsweise ist bei einer Abduktion um 45° das Schulterblatt schon um 17° gefolgt (Tittel 1994). Bei der Arbeit von Zacher ist nur der Schulterwinkel für alle Haltungen bei der Messung der Schultermomente angegeben. Der Einfluss des Schulterblattes und damit des Schlüsselbeingelenkes bleibt dabei

unberücksichtigt. Bei dem modellbasierten Bewegungstracking mit dem PCMAN wird auch das Schlüsselbeingelenk ausgewertet. Dabei wird aber die prinzipiell mögliche Rotation des Gelenks um die Längsachse des Schlüsselbeines nicht weiter berücksichtigt und mit einem neutralen Winkel weitergerechnet. Die geometrische Position des Schultergelenks ist schwer abzuschätzen, da es keine ausgeprägte äußere Struktur gibt, von der man darauf schließen kann. Daher ist die genaue Bestimmung der Winkel des Schulterblattgelenks ebenfalls schwierig. Bei dem später erfolgenden Vergleich mit dem gemessenen Schultermoment wird nur der Schulterwinkel alleine betrachtet, auch wenn dadurch ein Fehler eingegangen wird.

An den Versuchen nahmen zwei Personen teil, deren Maximalmomente schon von Zacher vermessen wurden. Die Aufgabe bestand darin, verschiedene Gewichte, die an einem Griff befestigt waren, einhändig von der Tischplatte auf ein in der Höhe variables Podest vor ihnen zu heben und dabei den Diskomfort zu bewerten (siehe Abbildungen 4.1 und 4.2). Die Aufgabe erfolgte im Sitzen. Der Hintergrund besteht darin, anhand der beiden an der Bewegung beteiligten Gelenke, Schulter und Ellenbogen, das dynamische Diskomfort-Modell zu verifizieren. An einem senkrechten Griff mit Halterung konnten durch Auflegen von Gewichtsscheiben unterschiedliche Gewichte realisiert werden. Die Versuchspersonen saßen vor einem in der Höhe variablen Tisch und konnten den Stuhl mit fester senkrechter Rückenlehne selber positionieren. Die Tischhöhe wurde so eingestellt, dass in der Anfangshaltung der Oberarm vertikal nach unten zeigt und der Ellenbogen einen Winkel von etwa 90° einnimmt. Um die Reproduzierbarkeit der Bewegung in der Analyse zu vereinfachen, wurden die Versuchspersonen angehalten den Oberkörper immer an der Rückenlehne angelehnt zu lassen und nicht nach vorne zu beugen, damit die Bewegung des Armes nicht durch die Bewegung in der Wirbelsäule beeinflusst wird. Weiterhin wurden die Probanden gebeten, die Bewegung langsam auszuführen, damit die Bewegung besser automatisch ausgewertet werden konnte. Das Podest bestand aus einem Gestell und einer variablen Holzplatte und wurde 21 cm von der Tischkante entfernt platziert. Bei größeren Gewichtsscheiben wurde es noch 5 cm nach hinten geschoben. Die Geometrie als auch die Gewichte wurden individuell angepasst. Dazu wurden Vorversuche durchgeführt, in denen, hinsichtlich der Erreichbarkeit, die höchste Podeststufe ermittelt wurde, auf die noch ein kleines Gewicht gestellt werden konnte. Anschließend wurde das Gewicht schrittweise erhöht, um festzustellen, wann die Versuchsperson gerade noch in der Lage war, das Gewicht dort abzustellen. Dieses Gewicht wurde als maximales Gewicht definiert. Die Podesthöhen wurden dann wie folgt festgelegt. Die durch das Gestell und Halterung tiefstmögliche Plattenhöhe war für beide Probanden die unterste, und die mittlere lag genau zwischen der untersten und der obersten. Die drei Höhen wurden mit den Zahlen 1 bis 3 charakterisiert. Insgesamt wurden die Versuche mit 25%, 50%, 75% und 100% des vorher ermittelten maximalen Gewichts durchgeführt und mit Gewicht A bis D bezeichnet. Zusätzlich

wurden noch Bewegungen durchgeführt, bei denen die Probanden nur das Anheben oder nur das Abstellen der Gewichte bewerten sollten. Der Hintergrund bestand darin, herauszufinden welche Bewegungsphase für die Bewertung des Diskomforts beiträgt, da nur der globale Diskomfort für die Gesamtbewegung bewertet wurde. Es konnte kein Zusammenhang zwischen den Diskomfortbewertungen der Gesamtbewegung und der einzelnen Teilbewegungen (Anheben und Abstellen) gefunden werden. Durch die Auswertung mit Hilfe des globalen Maximums im Zeitverlauf der relativen Momente (siehe Kapitel 5.3.3) war dies auch nicht mehr nötig. Die Teilbewegungen wurden zur Erzeugung des Diskomfort-Modells mit berücksichtigt, es wurden aber keine speziellen Aussagen generiert. Für das Abstellen auf die beiden oberen Podesthöhen wurde die Startposition des Gewichtes durch das Platzieren auf einen Gegenstand nach oben verschoben. Die Probanden sollten nur den Diskomfort bewerten, nachdem das Gewicht die Plattenhöhe überschritten hatte. In Tabelle 4.1 sind die Personen-, Geometrie- und Gewichtsdaten enthalten.

Tabelle 4.1: Personen-, Geometrie- und Hantelgewichtdaten der Versuche. Mit den Zahlen eins bis drei wird die Höhe des Podestes über der Tischfläche beschrieben. Die vier Hantelgewichte werden durch die Buchstaben A bis D charakterisiert.

	Alter [a]	Größe [cm]	Personengewicht [kg]	Tischhöhe [m]	1 [cm]	2 [cm]	3 [cm]	A [kg]	B [kg]	C [kg]	D [kg]
VP1	20-25	173	68	72,5	8,8	35,9	67,0	2,75	5,25	8,0	10,5
VP2	20-25	188	102	77,0	8,8	43,4	77,6	4,00	6,75	10,5	13,5

Der Versuchsablauf sah folgendermaßen aus. Die Probanden mussten sich einige Minuten individuell aufwärmen. Danach wurde die Bewegungsaufgabe gestellt und die Versuchsumgebung entsprechend verändert. Dabei wurde die Reihenfolge willkürlich gewählt und darauf geachtet, dass die Versuchspersonen nicht zu viele hohe Gewichte während eines Termins heben mussten, um eine Ermüdung zu verhindern. Die Bewegung wurde mit zwei Digitalkameras aufgenommen und direkt im Anschluss sollten die Probanden den global empfundenen Diskomfort bewerten. Sechs Körperbereiche wurden weiterhin ebenfalls bewertet und die Bewegung wurde dazu jedes Mal wiederholt. Näheres zur Diskomfortbewertung wird im nächsten Kapitel beschrieben. Die Pausen betragen einige Minuten und waren für größere Gewichte länger, damit die Probanden sich vollständig erholen konnten. Die Versuche erstreckten sich über einen Zeitraum von sechs bzw. neun Wochen. Dabei hatten die Probanden bis zu zwei Termine pro Woche und pro Termin nicht mehr als 4 verschiedene Bewegungsaufgaben durchzuführen. Zusammen mit dem isolierten Anheben und Abstellen wurden von beiden Probanden 28 Aufgaben bewältigt, wobei jede Aufgabe siebenmal für die Diskomfortbewertung wiederholt wurde, so dass sich insgesamt

196 Bewegungen ergaben. Von jeder Aufgabe wurde eine Bewegungsanalyse durchgeführt. VP1 wiederholte im letzten Termin noch einmal die gesamte Serie für das Anheben. Insgesamt gingen 22 Aufgaben der Versuchsperson 1 und 26 Aufgaben für Versuchsperson 2 in die Auswertung ein.

Die Kameras waren seitlich und schräg vorne angebracht und lieferten Bilder mit einer Frequenz von 25 Hz. Die Bilder wurden auf der Festplatte eines Rechners gespeichert, um mit dem Messsystem PCMAN (Seitz et al. 2000, Seitz und Bubb 2001) die Bewegung zu analysieren. Nach der Kalibrierung und der anthropometrischen Anpassung des Systems wurde das PCMAN-Manikin mit den Versuchspersonen auf den Kamerabildern überlagert. Zuerst wurden die Segmentlängen des rechten Schlüsselbeins, des Oberarms und des Unterarms angepasst. Bei der Verwendung des Trackingmoduls musste die Starthaltung angepasst werden, wonach die weitere Sequenz vom Modul ausgewertet wurde. Der Bilderkennungsalgorithmus analysiert die ganze Bewegung automatisch, wenn das Gewicht auf die unterste Podesthöhe abgestellt wird und die Bewegung langsam durchgeführt wird. In den anderen Aufgabenkonfigurationen musste das Tracking angehalten werden, wenn es zu einer Drift zwischen Manikinhaltung und tatsächlicher Haltung auf den Bildern kam. Der Algorithmus ist nicht robust über eine längere Zeit hinweg. Die folgende Haltung musste dann von Hand angepasst werden, so dass die Bewegungsanalyse zu einem halbautomatischen Vorgang wurde. Die Winkel der Hand wurden nur für das erste Bild ausgewertet und dann konstant gelassen. Der Algorithmus war nicht genau genug, um die kleinen Änderungen in den Unterarmrotationen und der Hand zu detektieren. Gerade die Rotationen aus dem Ellenbogen sind auch für die manuelle Auswertung schwer zu erkennen. Auch die vielfältige Beweglichkeit des Schulterblattes, die auch um eine frontale Achse rotieren kann, ist schwer zu erkennen. Daher wurde die, im PCMAN prinzipiell mögliche, Bewegung um die längs des Schlüsselbeines verlaufende Achse konstant gehalten. Damit wurden insgesamt sechs Freiheitsgrade analysiert, zwei des Schlüsselbeins, drei der Schulter und eins des Ellenbogens. Problematisch war hier, dass die Versuchspersonen leichte Bewegungen aus dem Oberkörper durchführten, um die Armbewegung zu unterstützen. Einen Winkel zwischen beiden Kameras von 90° (seitlich und frontal) konnte leider nicht erreicht werden, da sonst die Sicht vom Podest verdeckt wurde. Ein rechter Winkel hätte die Auswertung vereinfacht. Eine weitere Kamera wurde nicht verwendet, da es nur zwei Eingänge in die Framegrabberkarte gab, um die Bilder zu synchronisieren und im richtigen Format auf die Festplatte des Auswerterechners zu speichern. Daher gab es Bewegungen, die nur ungenau abgeschätzt werden konnten, wenn sie in Richtung der Kameraachsen verliefen, was besonders die abduzierte Armstellung betraf.

Bei Versuchsperson 2 wurde die erste Aufgabe mit Gewicht A auf Höhe 2 zweimal im Abstand von zwei Monaten mit PCMAN halbautomatisch ausgewertet. Der absolute Fehler

der Gelenkwinkelpositionen von Schulter, Ellenbogen und Handgelenk zwischen beiden Auswertungen, gemittelt über alle drei Gelenke und alle Einzelhaltungen der Bewegung, betrug 2,4 cm mit einer Standardabweichung von 1,5 cm. Auch wenn einzelne Haltungen einen kurzfristigen Fehler bis 7,1 cm aufweisen, ist die Auswertung nicht als kritisch anzusehen.

Die sechs ausgewerteten Gelenkwinkelverläufe wurden weiterverarbeitet und zur rheonomen Steuerung des MKS-Modells verwendet. Dabei wurden nur die relevanten Zeitabschnitte herausgeschnitten, indem der erste Zeitpunkt an dem sich ein Winkel das erste Mal änderte und der Zeitpunkt, an dem die Winkel in einen konstanten Verlauf übergehen, herangezogen wurden. Dabei ist zu erwähnen, dass durch folgende Probleme eine Verfälschung oder Verschiebung der relevanten Zeitabschnitte eingetreten ist. Allein durch die beginnende Muskelanspannung kann es vorkommen, dass der Algorithmus dies schon als Bewegung interpretiert, weil sich die Kanten der Kontur verändern. Es kam auch vor, dass ein Proband vor dem Anheben des Gewichts die Position des Ellenbogens veränderte, um eine günstigere Haltung für die Erfüllung der Aufgabe einzunehmen. Nicht alle Gelenkwinkel beginnen bei der Durchführung der Bewegung gleichzeitig, ein Freiheitsgrad führt schon eine Bewegung aus und ein anderer ist noch unbewegt. Beispielsweise wird erst der Ellenbogen angehoben, bevor sich die Schulter bewegt. Im Fall des sich erst später bewegenden Freiheitsgrades sind die Kurven länger als die tatsächliche Bewegung. Die so zugeschnittenen Gelenkwinkel wurden mit einem gleitenden Mittelwert der Fensterbreite von zehn Zeitschritten geglättet. Danach wurden die Winkel, die in den lokalen Gelenkkoordinatensystemen des PCMAN-Manikins angegeben sind, in die entsprechenden Koordinatensysteme des für die Analyse verwendeten DYNAMICUS-Modells transformiert (Details in Kapitel 5.2.2) und mit der Matlabfunktion `gradient(x)` numerisch abgeleitet. Die anthropometrischen Daten der beiden Probanden wurden mit Hilfe der vorhandenen DYNAMICUS-RAMSIS-Schnittstelle, für das MKS-Modell bereitgestellt. Dafür wurde die Konformität von PCMAN mit dem anthropometrischen Menschmodell RAMSIS ausgenutzt.

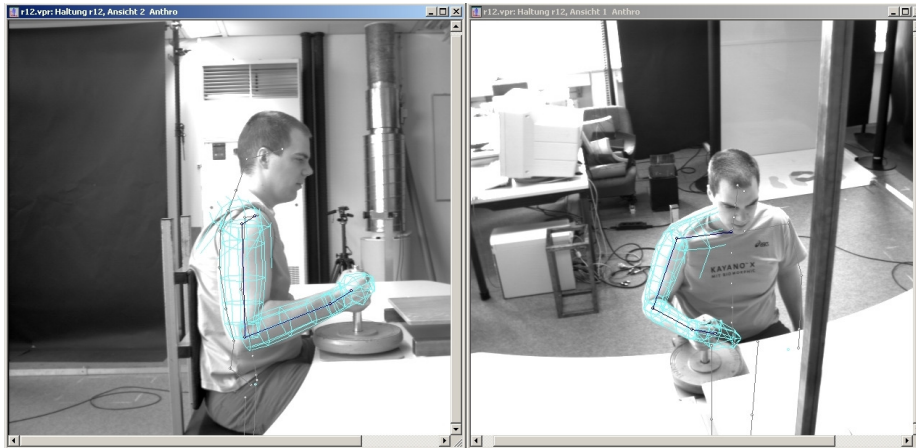


Abbildung 4.1: Anpassung der Starthaltung für das Bewegungstracking mit PCMAN.



Abbildung 4.2: Bewegungssequenz einer Hebeaufgabe (VP2, Gewicht C, Stufe 1).

4.2 Diskomfortbewertung

Zur Bewertung des Diskomforts wurde die CP-50 Skala in Kombination mit einer Bodymap verwendet, wie sie bei Mergl (2006) und Hartung (2006) beschrieben ist und passend zur Untersuchung abgeändert wurde. Damit wurde der Diskomfort in den vorgegebenen Körperpartien bewertet.

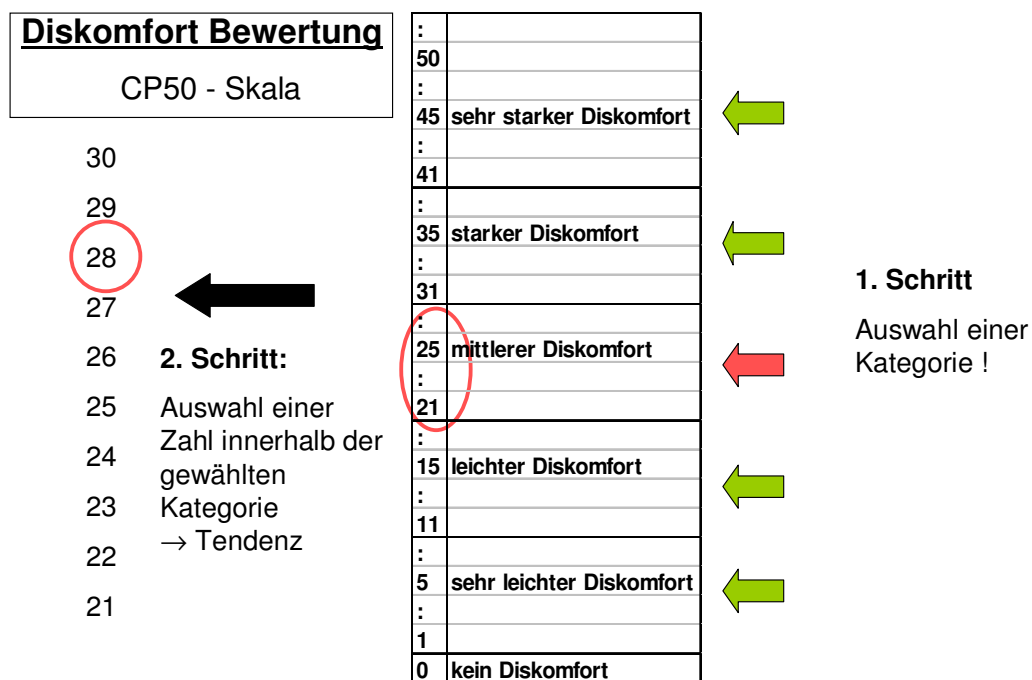


Abbildung 4.3: Vorgehensweise bei der Diskomfortbewertung mit der CP-50 Skala. Aus Zacher und Bubb (2005a)

Bei der CP-50 Skala wird ein kategorielles Rating durchgeführt. Sie besteht aus 5 Kategorien von „sehr leichter Diskomfort“ bis „sehr starker Diskomfort“. Daneben ist es möglich, auch „kein Diskomfort“ anzugeben. Zu jeder Kategorie gibt es 10 Zahlenwerte, die eine Tendenz hin zu einer anderen Kategorie liefern. So besteht die Skala folglich aus den Zahlen von 1 bis 50. Es ist noch zu erwähnen, dass die Skala nach oben hin offen ist, so dass eine Person einen sehr starken Diskomfort, der unerwartet hoch ist, noch bewerten kann, auch wenn die Skala schon voll ausgeschöpft wurde. Zur Vorgehensweise bei der Diskomfortbewertung mit der CP-50 Skala gibt Abbildung 4.3 genaueren Aufschluss. Man sucht sich zuerst eine Kategorie und gibt durch die Auswahl einer Zahl innerhalb der gewählten Kategorie eine Tendenz ab.

Die verwendete Bodymap (Abbildung 4.4) enthielt die Körperpartien: Unterer Rücken (UR), oberer Rücken (OR), Schulter (S), Oberarm (OA), Ellenbogen (E), Unterarm (UA). Der Diskomfort wurde in diesen Bereichen mit einer Zahl der CP-50 Skala bewertet. Dies wird als lokaler Diskomfort bezeichnet, im Gegensatz zum globalen Diskomfort (G), wenn für die Bewegung nur ein einzelner allgemeiner Wert angegeben wird.

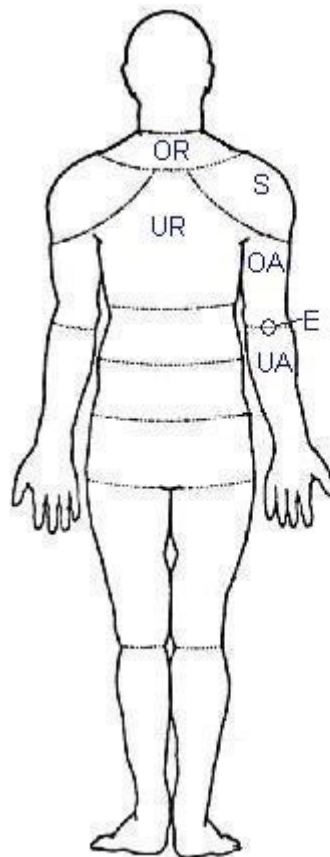


Abbildung 4.4: Die verwendete Bodymap für die Versuche wurde von Corlett und Bishop (1967) übernommen, mit den folgenden Bezeichnungen für die Körperpartien: UR: unterer Rücken, OR: oberer Rücken, S: Schulter, OA: Oberarm, E: Ellenbogen, UA: Unterarm.

Die Bereiche UR, OR, E, UA wurden für diese Arbeit nicht weiter betrachtet. Zur Aufstellung des Diskomfort-Modells für die Schulter und für den Ellenbogen wurden also die Bereiche Schulter (S) und Oberarm (OA) herangezogen, da diese Körperpartien den lokalen Diskomfort im Schultergelenk und im Ellenbogengelenk besonders beeinflussen. Zacher (2005) hat den Diskomfort so definiert, dass sowohl das Gelenk als auch die angrenzenden Strukturen dazu beitragen können (also auch die das Gelenk bewegenden Muskeln). Im Oberarm liegen die Muskeln (zweiköpfiger Armmuskel: biceps brachii und Armbeuger: brachialis), welche für die Beugung im Ellenbogengelenk verantwortlich sind und in den Bereich Schulter fällt der Deltamuskel (M. deltoideus), der hauptsächlich für das Heben des Armes verantwortlich ist. Zwar ist der Biceps brachii als zweigelenkiger Muskel, der auch über das Schultergelenk zieht, zusätzlich bei der Initiierung der Anteversion des Oberarmes

beteiligt, doch ist seine Hauptarbeit das Beugen im Ellenbogen, so dass die Einteilung in Schulter und Oberarm Berechtigung findet. Eine Überbeanspruchung der passiven Strukturen im Ellenbogengelenk (Bänder, Kapsel), die zu einem Schmerz führen, wurde bei diesen Aufgaben nicht berücksichtigt, da die Probanden nicht darüber berichteten.

Nach jeder Bewegung wurden die Probanden nach ihrem Diskomfortempfinden gefragt. Direkt nach einer ausgeführten Bewegung wurde die Bewertung vorgenommen. Dabei wussten die Probanden schon vor der Durchführung, welche Körperpartie sie bewerten sollten, damit sie sich auch darauf konzentrieren konnten. Die Versuchspersonen hatten aus vorhergehenden Versuchen schon Erfahrung mit der Skala und mussten sie nicht erst kennen lernen. Es wurde immer zuerst nach dem globalen Diskomfort gefragt und danach der lokale Diskomfort in den sechs Körperbereichen in variabler Reihenfolge bewertet.

Die Diskomfortbewertungen für die Versuche beider Versuchspersonen sind in den Abbildungen 4.5 und 4.6 abgebildet. In jeder Zeile stehen die Diskomfortbewertungen für eine Kombination von Höhe und Gewicht. Es gibt drei Blöcke für die Kategorien Gesamtbewegung, Anheben und Abstellen. In der jeweils ersten Spalte sind die Bewertungen für den globalen Diskomfort (G) angegeben, gefolgt von den lokalen Bewertungen. Die Kürzel bezeichnen die Nummerierung der Versuche. Zuerst werden die Termine aufgezählt und danach die Aufgabennummer. T1_3 bezeichnet somit die dritte Aufgabe während des ersten Termins. Da das Anheben des Gewichtes nur einmal für jedes Gewicht durchgeführt wurde, ist in der Spalte „Anheben“ nur der oberste Block mit Diskomfortwerten ausgefüllt.

Es gibt Werte für den Diskomfort, die auf den ersten Blick unlogisch erscheinen: z.B. der Wert von Versuchsperson 2 bei der Stufe 3 und dem Gewicht 10,5 kg. Dieser ist mit 38 höher als für das Gewicht 13,5 kg. Ähnlich verhält es sich mit dem Wert bei der Stufe 2 und dem Gewicht 6,75 kg. Dieser liegt mit 24 nur knapp unter dem Wert 26 für das höhere Gewicht 10,5 kg. Dabei muss berücksichtigt werden, dass es sich um subjektive Bewertungen handelt, die der Tagesform unterliegen. Beide Beispiele wurden am Termin 5 bewertet. Auch wenn es immer wieder Ausreißer gibt, so zeigt sich eine allgemeine Tendenz des steigenden Diskomforts mit steigendem Gewicht bei gleicher Stufenhöhe (siehe Kapitel 6.3).

Höhe	Gewicht	Gesamtbewegung								Anheben								Aufsetzen							
		Ges	UR	OR	S	OA	E	UA	Ges	UR	OR	S	OA	E	UA	Ges	UR	OR	S	OA	E	UA			
Stufe 3 67cm	2,75 kg	T1_3	14	2	3	13	1	0	0	T4_8a	9	0	2	10	2	3	0	T7_16	9	0	1	9	2	2	0
	5,25 kg	T5_10	28	2	7	29	14	8	4	T5_10a	17	2	3	25	9	5	0	T6_12a	23	4	7	27	8	4	1
	8 kg	T2_5 1	38	6	9	45	27	6	3	T2_5 2	38	7	8	35	35	11	6	T2_5a 3	42	12	15	45	34	13	5
	10,5 kg	T3_6	52	12	21	55	25	29	10	T3_6a	33	9	12	35	19	9	5	T8_18	45	4	8	49	22	13	6
Stufe 2 35,9cm	2,75 kg	T4_8	12	2	2	14	4	2	0								T4_8b	11	2	2	13	4	1	0	
	5,25 kg	T1_1	19	3	3	12	5	0	0								T8_17	18	2	5	20	10	2	1	
	8 kg	T5_11	31	4	7	40	17	13	4								T9_22	25	3	7	28	15	7	9	
	10,5 kg	T4_9	45	17	17	49	36	18	10								T9_20	40	11	18	44	32	18	15	
Stufe 1 4,7cm	2,75 kg	T1_4	2	0	1	3	1	0	0								T8_19	4	0	1	5	2	0	0	
	5,25 kg	T3_7	5	0	1	7	4	1	0								T7_14	10	0	1	11	5	4	1	
	8 kg	T1_2	25	6	5	13	19	1	0								T9_21	17	3	5	19	12	4	6	
	10,5 kg	T6_13	31	5	7	33	16	5	3								T7_15	19	3	5	22	10	6	6	

Abbildung 4.5: Diskomfortbewertungen der Versuchsperson 1.

Höhe	Gewicht	Gesamtbewegung								Anheben								Abstellen							
		G	UR	OR	S	OA	E	UA	G	UR	OR	S	OA	E	UA	G	UR	OR	S	OA	E	UA			
Stufe 3 73,5cm	4 kg	T4_7	5	0	4	4	0	3	2	T4_7b	7	1	6	5	6	3	3	T4_7a	4	2	5	7	2	3	4
	6,75 kg	T2_4 1	20	18	19	20	19	14	13	T2_4b 2	18	11	5	15	13	11	9	T2_4a 3	24	22	17	24	20	19	20
	10,5 kg	T5_11	38	38	28	32	33	24	22	T7_15	32	19	32	28	29	14	22	T8_21	26	22	21	22	19	24	29
	13,5 kg	T4_8	36	24	38	32	33	31	37	T7_16	40	18	31	40	39	21	22	T9_25	38	24	35	37	28	32	40
Stufe 2 39,3cm	4 kg	T1_1	3	2	5	0	3	0	0								T8_23	3	2	1	5	2	4	1	
	6,75 kg	T5_10	24	8	27	25	28	10	16								T6_13	28	12	19	22	19	25	19	
	10,5 kg	T1_2	26	23	26	25	21	12	24								T9_24	34	22	20	33	22	26	19	
	13,5 kg	T3_5	36	25	40	38	32	34	35								T7_18	43	34	25	41	36	35	42	
Stufe 1 4,7cm	4 kg	T5_9	5	5	6	7	3	3	2								T6_14	0	2	2	4	2	1	0	
	6,75 kg	T1_3	16	11	6	14	16	8	11								T8_20	21	16	12	22	19	15	21	
	10,5 kg	T6_12	24	22	28	27	22	17	17								T7_17	42	29	38	39	42	33	36	
	13,5 kg	T3_6	43	41	42	44	32	32	24								T8_22	38	35	32	39	43	27	32	

Abbildung 4.6: Diskomfortbewertungen der Versuchsperson 2.

		Gesamtbewegung								Gesamtbewegung							
		G	UR	OR	S	OA	E	UA									
		G	UR	OR	S	OA	E	UA	G	UR	OR	S	OA	E	UA		
Stufe 1 4,7cm	2,75 kg	T1_4	2	0	1	3	1	0	0	Wdh T10_23	6	0	2	7	3	1	0
	5,25 kg	T3_7	5	0	1	7	4	1	0	Wdh T10_25	13	2	7	15	7	8	2
	8 kg	T1_2	25	6	5	13	19	1	0	Wdh T10_24	32	4	13	35	20	14	4
	10,5 kg	T6_13	31	5	7	33	16	5	3	Wdh T10_26	39	6	12	42	31	15	5

Abbildung 4.7: Diskomfortbewertungen für die Aufgabenstellungen, alle vier Gewichte auf Podeststufe 1 zu stellen und die entsprechenden Wiederholungsversuche der Versuchsperson 1.

Bei der Versuchsperson 1 wurden die Aufgabenstellungen, alle vier Gewichte auf Podeststufe 1 zu stellen, am zehnten Termin wiederholt. Die Diskomfortbewertungen der Wiederholung sind in Abbildung 4.7 auf der rechten Seite zu sehen. Die Bewertungsgüte des Diskomforts kann nur über die Wiederholung der Versuchsperson 1 bewertet werden. Wenn jede der 28 Bewertungen paarweise verglichen wird, ergibt sich eine mittlerer Abweichung der Diskomfortbewertung von 5 mit einer Standardabweichung von 5. Hier zeigt sich anhand des Mittelwertes auch eine schlechte Tagesform an Termin 10. Trotzdem liegen die Werte innerhalb der Standardabweichung höchstens 10 Diskomfortpunkte zu hoch, wobei sich in dem Fall die Bewertung um eine Kategorie verschiebt.

5. Berechnungsmodelle

Als erstes werden die beiden verwendeten Berechnungsmodelle kurz beschrieben, um sie in den weiteren Kapiteln näher zu erläutern. Dabei handelt es sich einerseits um das biomechanische MKS-Modell des Hand-Arm-Systems, das mit der DYNAMICUS Modellbibliothek generiert wurde. Dieses ist eingebettet in die alaska Simulationsumgebung zur Berechnung mechatronischer Systeme (Kapitel 5.1). Dieses Modell wird für die Analyse der rekonstruierten Bewegungen verwendet, um die messtechnisch nicht zugänglichen Gelenkmomente zu berechnen. Während der Analyse der Bewegungen werden die wesentlichen Größen der Diskomfort-Modellierung zu jedem Zeitschritt berechnet: Maximalmomente, Gelenkmomente und relative Momente. Das Diskomfort-Modell (Kapitel 5.3) leitet sich aus dem von Zacher aufgestellten Modell für den statischen Diskomfort ab (Kapitel 5.3.1). Damit beinhaltet es die Funktionen der Maximalmomente und des Diskomforts. Der dynamische Aspekt der Bewegung wird durch die Korrektur der Maximalmomente nach einer Moment-Geschwindigkeits-Relation (Hill'sche Gleichung) berücksichtigt (Kapitel 5.3.3). Somit wird zwischen dem biomechanischen MKS-Modell und dem dynamischen Diskomfort-Modell unterschieden, die beide für die Analyse des Diskomforts benötigt werden, wobei die beiden Modelle insofern verschmelzen, als die Berechnungen der dynamischen Funktionen des Diskomfort-Modells in die Beschreibungssprache des MKS-Modells integriert ist, um zu jedem Zeitschritt der Taskanalyse die entsprechenden Größen zu analysieren. Sollte es sich zeigen, dass der mit dem Diskomfort-Modell berechnete Diskomfort nicht mit den subjektiven Diskomfortbewertungen übereinstimmt, da etwa die Bewertung im Fall der Bewegung anders empfunden wird als im isometrischen Fall, so soll ein linearer Zusammenhang zwischen den berechneten relativen Momenten und den zugehörigen subjektiven Diskomfortaussagen das Diskomfort-Modell ersetzen ($DK = y_0 + k \cdot M_{rel}$).

5.1 Biomechanisches MKS-Modell

Das biomechanische MKS-Modell DYNAMICUS stellt eine Schnittstelle mit dem anthropometrischen Menschmodell RAMSIS (mit dem das Auswertesystem PCMAN strukturkonform ist) zur Verfügung, so dass die Haltung und Anthropometrie von RAMSIS übertragen werden können. Dies beinhaltet alle Gelenkwinkel, die Masse der Körpersegmente, die Schwerpunktlage und die Segmentlängen zur Berechnung der Gelenkpositionen in der kinematischen Kette (siehe Abbildung 5.1). In der verwendeten Version 5.0 der Software werden nur die Trägheitsmomente nicht von RAMSIS zur Verfügung gestellt, sondern aus dem anthropometrischen Modell von Saziorski et al. (1984) berechnet. Das für diese Untersuchung verwendete Teilmodell von DYNAMICUS besteht

aus einem Rumpf, der die Basis eines jeden Modells ist und an den der rechte Arm angekoppelt wird. Das menschliche Hand-Arm-Modell besteht aus:

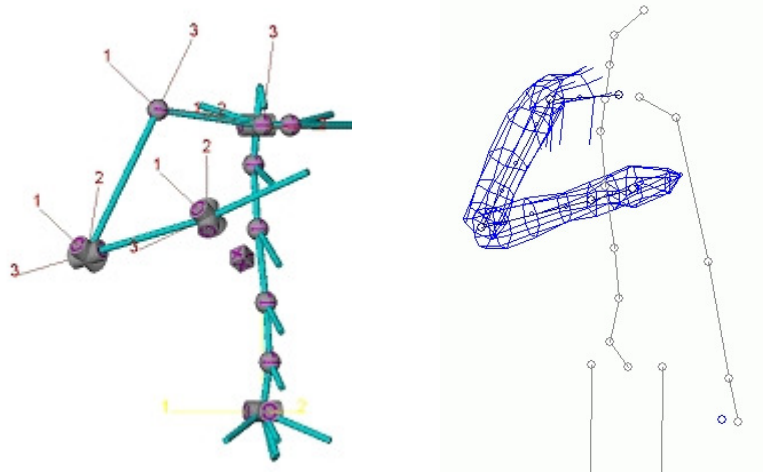


Abbildung 5.1: Kinematische Kette mit Gelenken zwischen den als starren Körpern modellierten Körperteilen des Hand-Arm-Systems von DYNAMICUS (links) und PCMAN (rechts), das auch als inneres Modell bezeichnet wird.

- Rumpf (inklusive Schlüsselbein)
- Oberarm
- Unterarm
- Hand
- Gewicht

Das Gewicht zum Anheben ist als Massenpunkt an der Hand fixiert. Da nur die Bewegung des Armes betrachtet werden soll, ist der Rumpf als fast masselos modelliert (Massen und Trägheitsmomente haben einen Wert von $1.0 \cdot 10^{-10}$ kg bzw. kg m). Die DYNAMICUS-Bibliothek beinhaltet eine Auswahl von Modellkomponenten für jedes Segment mit verschiedenen Bewegungsfreiheitsgraden (z.B. Kugelgelenk, Scharniergelenk oder eine feste Gelenkverbindung). Für die RAMSIS-Schnittstelle sind spezielle Komponenten vorbereitet, die das DYNAMICUS-Modell aus dem RAMSIS-Manikins überführen.

Die Darstellung der Gelenkdrehungen im DYNAMICUS-Modell erfolgt mit Hilfe der Kardanwinkel, die auch als Bryantwinkel bezeichnet werden. Jedes Körpersegment besitzt ein Beschreibungskoordinatensystem (BFR), durch das die Lage und Orientierung bezüglich des Inertialsystems beschrieben wird. Zusätzlich können beliebige weitere Koordinatensysteme auf einem Körper befestigt werden. Anthropometrische Größen oder Drehungen in den Gelenken werden mit Hilfe dieser Beschreibungskoordinatensysteme beschrieben. Der Ursprung des BFR liegt immer im Gelenkzentrum am oberen Ende des Segments auf die Grundhaltung bezogen (Benutzerhandbuch DYNAMICUS alaska 5.0). In

dieser Neutral-0-Haltung steht das Menschmodell aufrecht und die Arme hängen senkrecht herunter, wie in Abbildung 5.2 links gezeigt. Alle Beschreibungskoordinatensysteme der Segmente sind gleich orientiert:

1-Achse: transversale (horizontale) Achse, nach rechts gerichtet.

2-Achse: sagittale Achse, nach vorne gerichtet.

3-Achse: longitudinale (vertikale) Achse, nach oben gerichtet.

In dieser Reihenfolge werden die in Bryantwinkeln angegebenen Gelenkdrehungen (Rev1, Rev2, Rev3) durchgeführt.

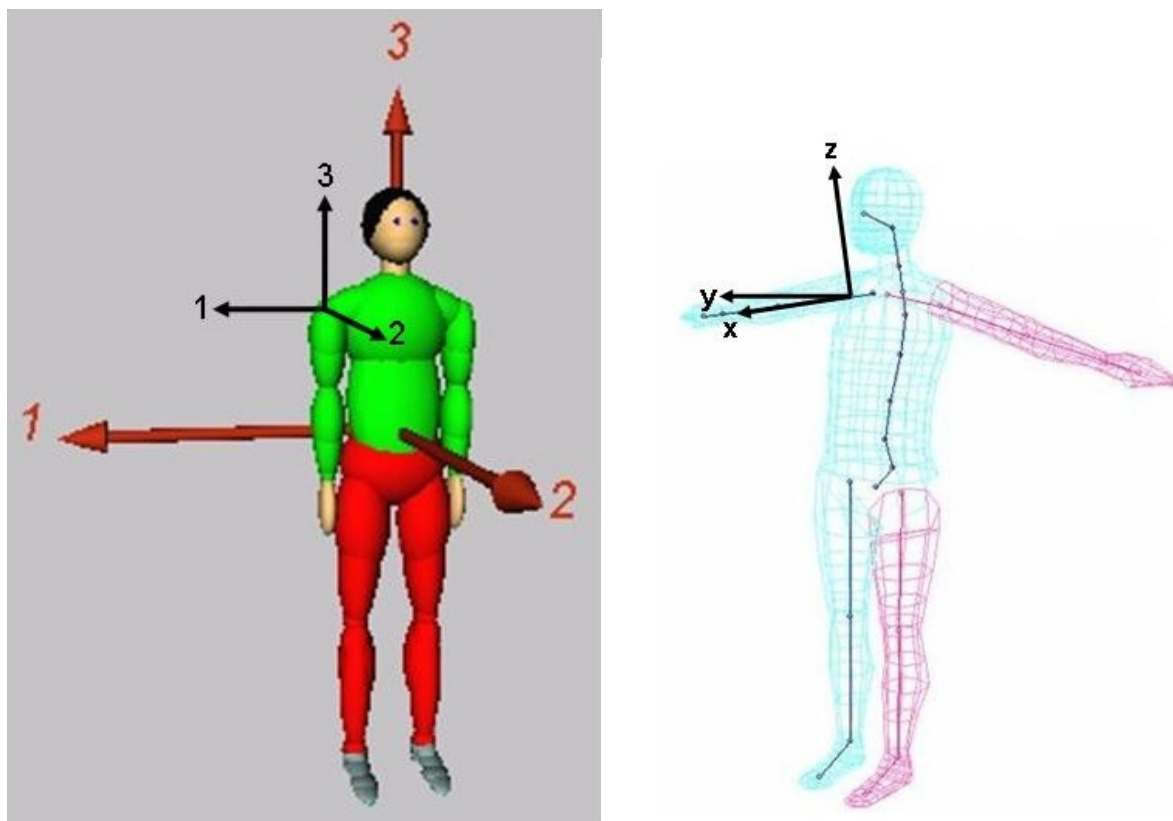


Abbildung 5.2: Links: Die DYNAMICUS-Grundhaltung, bei der alle Winkel 0 sind. Die roten Pfeile verdeutlichen die Orientierung der Beschreibungskoordinatensysteme (BFR). An der Schulter ist das BFR (schwarz) gleich orientiert. Es beschreibt durch die relative Drehung zum Nachbarsystem (Schlüsselbein) die Rotation im Schultergelenk. Reihenfolge der Drehung (1, 2, 3). Quelle: Benutzerhandbuch DYNAMICUS alaska 5.0. Rechts: PCMAN-Grundhaltung. Das Schlüsselbein ist dabei um 10° gesenkt. Die Koordinatenachsen an der Schulter sind in Bezug zum Segment Oberarm anders orientiert. Die X-Achse zeigt entlang des Oberarms, die Y-Achse ist nach vorne orientiert und die Z-Achse zeigt nach oben. Die Reihenfolge der Drehungen ist auch unterschiedlich (Z, Y, X).

Für die Modellierung wurden die Anthropometriedaten der PCMAN-Anpassung über die RAMSIS-Schnittstelle auf das MKS-Modell übertragen. Obwohl beide Modelle die gleiche Anzahl von Gelenken besitzen, sind die lokalen Koordinatensysteme der Gelenke und die Darstellung der Rotationen unterschiedlich. Beim PCMAN-System haben die

Koordinatensysteme eine andere Orientierung und die Reihenfolge der Elementardrehungen ist unterschiedlich (Z, Y, X). Daher musste eine Drehmatrix für das Beschreibungskoordinatensystem der Schulter mit den PCMAN-Winkeln gefunden werden, die mit der Matrixdarstellung der Drehung mit den Bryantwinkeln übereinstimmt. Zwar ist in der RAMSIS-Schnittstelle eine Transformation von RAMSIS- auf DYNAMICUS-Winkel für jedes Gelenk vorhanden, diese kann aber nur für eine Haltung durchgeführt werden. Da jedoch Bewegungen analysiert wurden, musste in einem Preprocessing die oben angesprochene Drehmatrix für jede Bewegungsposition berechnet werden. Diese ist in Kapitel 5.2.2 dargelegt. Dabei wurden nicht die in der Schnittstelle vorhandenen Transformationen kopiert. Die sich aus dieser Drehmatrix ergebenden Bryantwinkel und ihre Ableitungen werden in das DYNAMICUS Hand-Arm-Model importiert. So kann die Bewegung durch das zeitabhängige Verhalten der Gelenkwinkel beschrieben werden.

Während der kinematischen Steuerung des MKS-Modells, müssen dann Gelenkfreiheitsgrade, die fixiert werden sollen, auf einem konstanten Wert gehalten werden. Statt einem Gelenkwinkelverlauf wird dann eine Konstante vorgegeben. In diesem Sinn ist das Handgelenk und die axiale Rotation des Ellenbogens fixiert, also die Pro- und Supinationsbewegung, die auch nicht in der Bewegungsanalyse ausgewertet wurden. Ebenso ist die Rotation um die Längsachse des Schulterblattes fixiert. Damit werden sechs zeitabhängige Funktionen aus der Bewegungsanalyse verwendet, um die Gelenke rheonom zu steuern (inverse Dynamik), also durch Vorgabe der sechs Gelenkwinkel (zwei Bryantwinkel für das Schulterblatt, drei Bryantwinkel für die Schulter und ein Bryantwinkel für den Ellenbogen) die Gelenkmomente zu berechnen. Diese aktiven Freiheitsgrade des Modells sind in Tabelle 5.1 enthalten und die anthropometrischen Parameter werden in Tabelle 5.2 dargestellt. Das Modell besitzt keine Gelenkrückstellmomente. Der Koordinatenursprung des beschreibenden Koordinatensystems für einen Körperteil liegt im proximalen (körpernahen) Gelenk. Daher sind die Koordinaten zum distalen Gelenk (GPos) angegeben. Die Größen beziehen sich immer auf das beschreibende Koordinatensystem BFR.

Tabelle 5.1: Das MKS-Modell wird mit sechs Freiheitsgraden gesteuert. SBG – Schulterblattgelenk.

Gelenk		SBG	Schulter	Ellenbogen	Handgelenk
Aktive Freiheitsgrade		2	3	1	0

Tabelle 5.2: Anthropometrische Parameter des Hand-Arm-Modells. COM – Schwerpunktlage, GPos – Gelenkposition, J – Trägheitsmomente.

	Einheit	Schlüsselbein	Oberarm	Unterarm	Hand
VP1					
Masse	[kg]	$1,0 \cdot 10^{-10}$	1,6368	1,0608	0,5005
COM_1	[m]	0,0899	0,0134	0,0055	-0,0029
COM_2	[m]	-0,0599	-0,0022	-0,0013	0,0073
COM_3	[m]	0,0235	-0,1304	-0,1062	-0,0387
GPos_1	[m]	0,1584	0,0000	0,0000	-
GPos_2	[m]	-0,0618	0,0000	0,0000	-
GPos_3	[m]	0,0000	-0,2730	-0,2468	-
J_11	[kg m]	$1,0 \cdot 10^{-10}$	0,0010	0,0063	0,0014
J_22	[kg m]	$1,0 \cdot 10^{-10}$	0,0010	0,0068	0,0009
J_33	[kg m]	$1,0 \cdot 10^{-10}$	0,0027	0,0013	0,0006
VP2					
Masse	[kg]	$1,0 \cdot 10^{-10}$	2,4124	1,2859	0,5656
COM_1	[m]	0,1008	0,0035	0,0005	-0,0035
COM_2	[m]	-0,0581	-0,0017	-0,0003	0,0083
COM_3	[m]	0,0198	-0,1457	-0,1133	-0,0527
GPos_1	[m]	0,1863	0,0000	0,0000	-
GPos_2	[m]	-0,0727	0,0000	0,0000	-
GPos_3	[m]	0,0000	-0,3059	-0,2607	-
J_11	[kg m]	$1,0 \cdot 10^{-10}$	0,0220	0,0101	0,0029
J_22	[kg m]	$1,0 \cdot 10^{-10}$	0,0220	0,0109	0,0019
J_33	[kg m]	$1,0 \cdot 10^{-10}$	0,0061	0,0021	0,0012

5.2 Definition der Koordinatensysteme

Zuerst werden Grundlagen der Kinematik bezogen auf Koordinatentransformationen behandelt und dann auf die bei Messung und Analyse verwendeten Koordinatensysteme eingegangen. Dabei werden diese Koordinatensysteme beschrieben und danach nötige Umrechnungen von Winkeln und Vektoren zwischen diesen Systemen erläutert.

5.2.1 Grundlagen

Kinematische oder kinetische Größen, die für die Modellierung wichtig sind (z.B. Gelenkmomente oder Drehachsen) werden in Bezug auf Koordinatensysteme beschrieben. Ein Koordinatensystem besteht aus einem Satz orthogonaler Einheitsvektoren, etwa i_x, i_y, i_z , die in dem Anschauungsraum eine Basis für alle darin darzustellenden Vektoren bilden. Im MKS Modellierungssystem gibt es genau ein Inertialsystem mit Basisvektoren, die sich zeitlich nicht verändern. An den starren Körpern haften die Koordinatensysteme mit ihrem Ursprung an einem festen Punkt. Das System wird als „körperfest“ bezeichnet, wenn die materiellen Punkte des Starrkörpers in Bezug auf dieses Koordinatensystem stets die gleichen Koordinaten besitzen. Jeder starre Körper besitzt sechs Freiheitsgrade, drei der Translation (etwa $x_{VG2}, y_{VG2}, z_{VG2}$) und drei der Rotation (etwa $\alpha_B, \beta_B, \gamma_B$). Die Lage und Orientierung eines starren Körpers K gegenüber dem Inertialsystem I oder gegenüber einem an einem anderen Körper B befindlichen Koordinatensystem BFR-B ist durch sechs Parameter eindeutig festgelegt. Dabei können die drei Parameter der Translation beispielsweise die Koordinaten des Beschreibungskordinatensystems von K (gemessen in I oder BFR-B) und die Parameter der Rotation, die Bryantwinkel (gemessen in I oder BFR-B) sein, die die Verdrehung der Basis von K gegenüber der Basis von I oder BFR-B festlegen. Die Beschreibung der Orientierung einzelner Körper im MKS-Modell erfolgt in Bezug auf das in der kinematischen Kette oben liegende Körperelement, zwischen zwei körperfesten Koordinatensystemen, die im Gelenkzentrum mit ihrem Ursprung zusammenfallen.

Vektoren, also kinematische und kinetische Größen, lassen sich in unterschiedlichen Koordinatensystemen darstellen. Hierbei ändert sich der Vektor nicht, sondern seine Komponenten werden transformiert. Betrachtet man einen Vektor in zwei gegeneinander verdrehten kartesischen Koordinatensystemen, so lässt sich die Verdrehung der Koordinatensysteme gegeneinander beispielsweise durch die Winkel beschreiben, die die Koordinatenachsen des einen Systems mit denjenigen des anderen Systems einschließen. Die Verdrehung wird durch neun Winkelgrößen (Richtungscosinuse zwischen jeder Achse des K-Systems mit jeder Achse des I-Systems) beschrieben, die jedoch nicht voneinander unabhängig sind. Durch die Orthogonalität der Drehmatrizen (5.2) entstehen 6 Bindungen, so dass nur drei verallgemeinerte Koordinaten verbleiben. Beispiele für derartige Winkelsysteme sind die Bryantwinkel oder Eulerwinkel. Sie überführen den Vektor ${}_K X$

angegeben im K-System in einen Vektor ${}_I\mathbf{x}$ im I-System durch die Transformationsmatrix A_{IK} (Pfeiffer 1992, Schiehlen 1986).

$$\begin{aligned} {}_I\mathbf{x} &= A_{IK} {}_K\mathbf{x} \\ {}_K\mathbf{x} &= A_{KI} {}_I\mathbf{x} = A_{KI} (A_{IK} {}_K\mathbf{x}) \end{aligned} \quad (5.1)$$

Die Matrizen besitzen die Eigenschaften:

$$\begin{aligned} A^{-1}_{KI} &= A^T_{KI} \\ A_{KI} A_{IK} &= E \end{aligned} \quad (5.2)$$

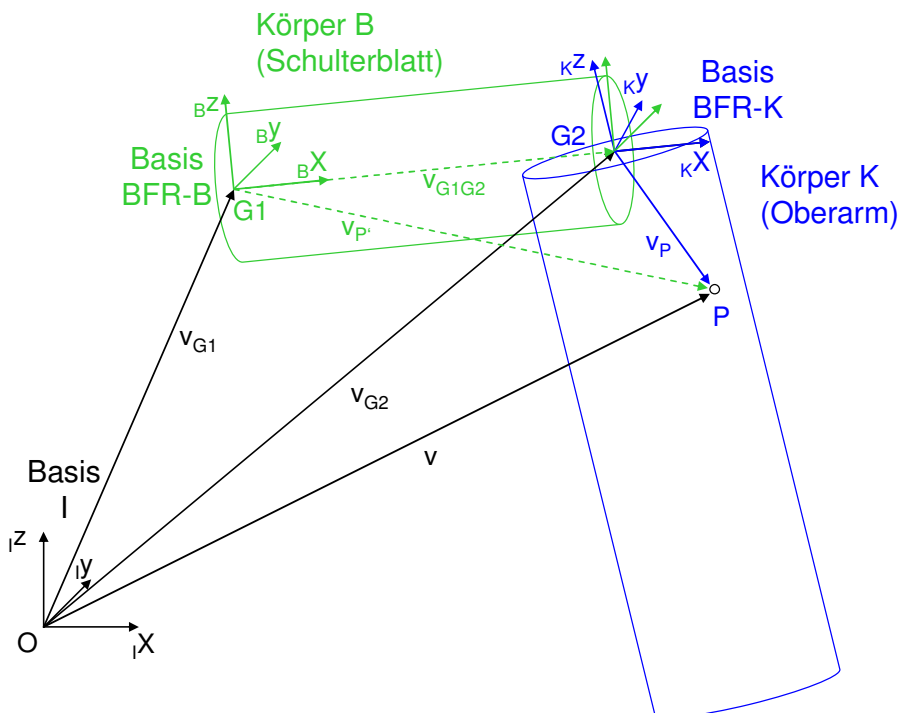


Abbildung 5.3: Beschreibungskoordinatensysteme für das Inertialsystem I, das Schulterblatt BFR-B, sowie den Oberarm BFR-K zur Verdeutlichung der Transformationen zwischen den Vektorräumen.

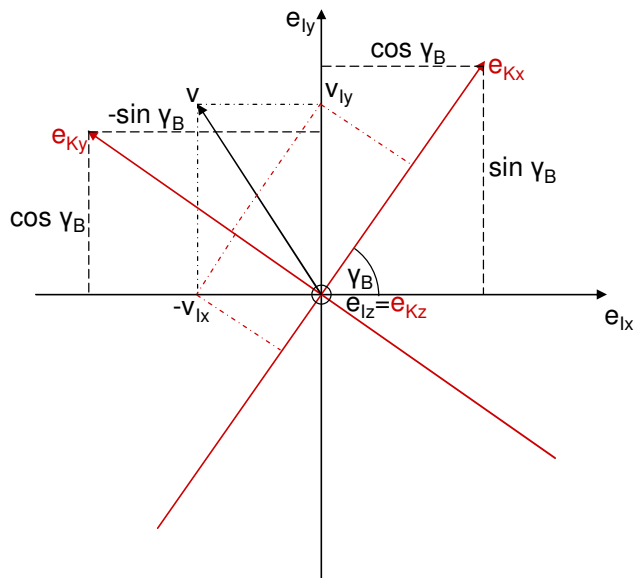


Abbildung 5.4: Inertialkoordinatensystem (e_{ix} , e_{iy} , e_{iz} , schwarz) und Oberarm-Koordinatensystem (e_{Kx} , e_{Ky} , e_{Kz} , rot) zur Verdeutlichung der Darstellung der Drehmatrix aus den Basisvektoren und der Transformation des Ortsvektors v .

Darstellung der Drehmatrizen

Die Darstellung der Drehmatrizen erfolgt über die Angabe der Basisvektoren im jeweils anderen System. Im Inertialsystem I lassen sich die Basisvektoren des K-Systems, das um die e_{iz} -Achse mit dem Winkel γ_B verdreht ist (Abbildung 5.4), durch die folgenden Koordinaten darstellen:

$$\begin{aligned}
 {}_I x = {}_I e_{Kx} &= \begin{pmatrix} \cos \gamma_B \\ \sin \gamma_B \\ 0 \end{pmatrix} &
 {}_I y = {}_I e_{Ky} &= \begin{pmatrix} -\sin \gamma_B \\ \cos \gamma_B \\ 0 \end{pmatrix} &
 {}_I z = {}_I e_{Kz} &= \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} &
 (5.3)
 \end{aligned}$$

Die Drehmatrix A_{IK} für diese Drehung setzt sich aus den Spaltenvektoren der Basis K zusammen:

Drehung um z:

$${}^I\mathbf{x} = {}_z\mathbf{A}_{IK} \begin{pmatrix} \cos \gamma_B & -\sin \gamma_B & 0 \\ \sin \gamma_B & \cos \gamma_B & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \gamma_B \\ \sin \gamma_B \\ 0 \end{pmatrix} \quad (5.4)$$

Im Gegensatz zur Koordinatentransformation, mit der die Koordinaten eines Vektors in einer anderen Basis dargestellt werden, beschreibt man die Drehung der Koordinatenachsen eines Systems mit der dazu inversen Matrix. Die Drehung im Inertialsystem des Basisvektors \mathbf{e}_x zum Basisvektor des Körpersystems \mathbf{e}_{Kx} erfolgt über die Drehmatrix ${}_z\mathbf{A}_{IK}$:

$${}_I\mathbf{e}_{Kx} = {}^I\mathbf{x} = {}_z\mathbf{A}_{IK} \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} = {}_z\mathbf{A}_{IK} \mathbf{e}_x \quad (5.5)$$

Die verbleibenden zwei Elementardrehungen um die Koordinatenachsen ergeben sich wie folgt:

Drehung um y:

$${}_y\mathbf{A}_{IK} = \begin{pmatrix} \cos \beta_B & 0 & \sin \beta_B \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \beta_B & 0 & \cos \beta_B \end{pmatrix} \quad (5.6)$$

Drehung um x:

$${}_x\mathbf{A}_{IK} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha_B & -\sin \alpha_B \\ 0 & \sin \alpha_B & \cos \alpha_B \end{pmatrix} \quad (5.7)$$

Jede Drehung um eine beliebige Achse durch den Ursprung lässt sich als Hintereinanderausführung von Drehungen um die Koordinatenachsen darstellen (Meyberg und Vachenauer 1993).

Die Drehmatrix zwischen zwei beliebigen Koordinatensystemen kann so durch drei Drehwinkel mit Hilfe von obigen Elementardrehungen ausgedrückt werden. Diese ist durch die Multiplikation der drei Tensoren ebenfalls orthogonal. Von den zahlreichen Möglichkeiten zur Beschreibung durch drei verallgemeinerte Koordinaten sind die oben schon genannten Eulerwinkel

$${}_E\mathbf{A}_{IK} = D_3(\psi)D_1(\theta)D_3(\varphi) \quad (5.8)$$

und die Bryantwinkel (Kardanwinkel)

$${}^B A_{IK} = D_3(\gamma_B) D_2(\beta_B) D_1(\alpha_B) \quad (5.9)$$

zu erwähnen. Beim Aufbau von Drehtensoren aus Elementardrehungen ist zu beachten, dass das Produkt nicht kommutativ ist. Neben dem Winkelnamen und der Drehachse gehört die Reihenfolge der Elementardrehungen noch zur vollständigen Definition. In diesem Sinne sind D1 bis D3 als Operatoren aufzufassen, wobei in (5.9) zuerst D1 und zuletzt D3 auf einen Vektor anzuwenden sind. Wertet man (5.9) mit (5.4), (5.6) und (5.7) aus, so ergibt sich:

$${}^B A_{IK} = \begin{pmatrix} \cos \beta_B \cos \gamma_B & -\cos \beta_B \sin \gamma_B & \sin \beta_B \\ \cos \alpha_B \sin \gamma_B + \sin \alpha_B \sin \beta_B \cos \gamma_B & \cos \alpha_B \cos \gamma_B - \sin \alpha_B \sin \beta_B \sin \gamma_B & -\sin \alpha_B \cos \beta_B \\ \sin \alpha_B \sin \gamma_B - \cos \alpha_B \sin \beta_B \cos \gamma_B & \sin \alpha_B \cos \gamma_B + \cos \alpha_B \sin \beta_B \sin \gamma_B & \cos \alpha_B \cos \beta_B \end{pmatrix} \quad (5.10)$$

Die Bryantwinkel lassen sich auch umgekehrt aus der Drehmatrix berechnen. Dazu verwendet man zweckmäßigerweise die schwach besetzten Komponenten, also z.B.:

$$\sin \beta_B = {}^B A_{IK,13} \quad \cos \alpha_B = \frac{{}^B A_{IK,33}}{\cos \beta_B} \quad \cos \gamma_B = \frac{{}^B A_{IK,11}}{\cos \beta_B} \quad (5.11)$$

Hier treten für $\cos \beta_B = 0$ singuläre Drehwinkel auf. In dieser Lage können die Drehwinkel aus der Drehmatrix nicht eindeutig bestimmt werden, da die erste und die letzte Drehung um dieselbe Achse verlaufen. Dieser Fall spielt aber bei den betrachteten Armbewegungen keine Rolle.

Analog gilt für die Eulerwinkel folgendes:

$${}^E A_{IK} = \begin{pmatrix} \cos \psi \cos \varphi - \sin \psi \cos \theta \sin \varphi & -\cos \psi \sin \varphi - \sin \psi \cos \theta \cos \varphi & \sin \psi \sin \theta \\ \sin \psi \cos \varphi + \cos \psi \cos \theta \sin \varphi & -\sin \psi \sin \varphi + \cos \psi \cos \theta \cos \varphi & -\cos \psi \sin \theta \\ \sin \theta \sin \varphi & \sin \theta \cos \varphi & \cos \theta \end{pmatrix} \quad (5.12)$$

$$\cos \theta = {}^E A_{IK,33} \quad \sin \psi = \frac{{}^E A_{IK,13}}{\sin \theta} \quad \cos \varphi = \frac{{}^E A_{IK,32}}{\sin \theta} \quad (5.13)$$

Dabei treten für $\sin \theta = 0$ singuläre Drehwinkel auf, da hier die erste und die letzte Drehung zusammenfallen.

Ebenso wie die Basisvektoren lassen sich beliebige Ortsvektoren transformieren. Hier der Ortsvektor v aus Abbildung 5.4:

$${}^K v = {}^z A_{KI} {}^I v = \begin{pmatrix} \cos \gamma_B & \sin \gamma_B & 0 \\ -\sin \gamma_B & \cos \gamma_B & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} {}^I v_x \\ {}^I v_y \\ {}^I v_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} {}^I v_x \cos \gamma_B + {}^I v_y \sin \gamma_B \\ -{}^I v_x \sin \gamma_B + {}^I v_y \cos \gamma_B \\ {}^I v_z \end{pmatrix} \quad (5.14)$$

Im allgemeinen Fall, wenn die Basen gegeneinander verschoben sind, wie I und BFR-K in Abbildung 5.3, transformieren sich die Koordinaten des Ortsvektors v_P wie folgt:

$${}^I v = A_{IK} {}^K v_P + {}^I v_{G2} \quad (5.15)$$

$${}^K v_P = A_{KI} ({}^I v - {}^I v_{G2}) \quad (5.16)$$

Da im Modellierungskern von alaska die Lage und Orientierung der Beschreibungssysteme (BFR) eines jeden Körpers bezüglich des Inertialsystems bereitgestellt werden, kann der Koordinatenwechsel zwischen zwei Basen über das Inertialsystem I beschrieben werden. Es ist möglich den Ortsvektor v_P im System K im Inertialsystem auszudrücken und anschließend in das B-System zu wechseln:

$${}^B v_{P'} = D_{BI} (D_{IK} {}^K v_P + {}^I v_{G2} - {}^I v_{G1}) = D_{BI} D_{IK} {}^K v_P + D_{BI} ({}^I v_{G2} - {}^I v_{G1}) \quad (5.17)$$

$${}^K v_P = D_{KI} (D_{IB} {}^B v_{P'} + {}^I v_{G1} - {}^I v_{G2}) = D_{KI} D_{IB} {}^B v_{P'} + D_{KI} ({}^I v_{G1} - {}^I v_{G2}) \quad (5.18)$$

Damit ist $D_{KI} D_{IB}$ die relative Drehmatrix zwischen der Basis BFR-B und der Basis BFR-K. In Abbildung 5.3 ist die grüne Basis im Punkt G2 gleich orientiert mit BFR-B, nur in das Gelenk der Schulter verschoben. Die Drehung in der Schulter wird so durch diese relative Drehmatrix beschrieben. Der relative Ortsvektor von G1 nach G2 zerlegt im Koordinatensystem BFR-K lautet $D_{KI} ({}^I v_{G1} - {}^I v_{G2})$.

Ist eine Drehmatrix D_{KK} in der Basis K gegeben, so lässt sich diese bei einem Basiswechsel zu I transformieren:

$$D_{II} = D_{IK} D_{KK} D_{KI} \quad (5.19)$$

5.2.2 Verwendete Koordinatensysteme

Im MKS-Modell werden die lokalen, körperfesten Koordinatensysteme mit Bryantwinkeln beschrieben. Bei den Messungen der Maximalmomente in den Vorarbeiten am LfE (Kapitel 3.2.1) wurden wiederum andere Koordinatensysteme zur Beschreibung der Messposition, der Messachsen und der Momenterzeugung durch die Versuchspersonen verwendet. Um diese Vielfalt nicht weiter zu erhöhen, wurde auf die Beschreibung im RAMSIS-Winkelsystem verzichtet. Damit wurde lediglich mit den modelleigenen Systemen gearbeitet. Dazu wurden bei der Bewegungsrekonstruktion mit PCMAN die PCMAN-Haltungswinkel in die entsprechenden Bryantwinkel des MKS-Modells (DYNAMICUS-Winkel) umgerechnet und nicht weiter verwendet.

Weiterhin müssen die DYNAMICUS-Haltungswinkel in den Messwinkeln ausgedrückt werden, damit für jede Haltung das Maximalmoment angegeben werden kann. Ebenso werden die mit DYNAMICUS analysierten Gelenkmomente in das System der drei orthogonalen Messachsen transformiert, damit durch den Vergleich mit dem Maximalmoment das relative Moment berechnet werden kann.

Zur Beschreibung der Haltung des Ellenbogens sind die beiden Winkel für Beugen/Strecken (entlang der DYNAMICUS 1-Achse) und Supination/Pronation (entlang der 3-Achse) notwendig und können direkt den Messwinkeln α und γ zugeordnet werden. Dabei ist anzumerken, dass die Supination und Pronation mit dem PCMAN nicht ausgewertet wurde und der Ellenbogen in diesem Freiheitsgrad in der neutralen Stellung verbleibt. Für den Ellenbogen wird nur das Moment entlang eines Freiheitsgrades, nämlich für das Beugen und Strecken des Unterarmes betrachtet und mit dem maximalen Moment für die Beugung oder für das Strecken verglichen.

Die Schulter besitzt drei Freiheitsgrade, somit ist eine einfache Zuordnung von Winkeln oder Momentkomponenten nicht möglich, viel mehr muss eine Umformung gefunden werden, welche die Rotationsmatrix für die Schulterposition durch die Messwinkel ausdrückt und eine Koordinatentransformation des Gelenkmoments in das Messsystem durchgeführt werden. Daher liegt bei den folgenden Darstellungen der Schwerpunkt auf dem Schultergelenk.

In Tabelle 5.3 werden die für das dynamische Diskomfort-Modell wichtigen Koordinatensysteme und deren Verwendung angeführt. Da für die Messungen und das MKS-Modell unterschiedliche Systeme verwendet werden, müssen diese ineinander überführt werden. Durch die Umrechnung zwischen den Messwinkeln für die Messposition, der Orientierung der Messachsen und den Bryantwinkeln des MKS-Modells, wird es während der Analyse möglich, zu jedem Analyseschritt das relative Moment, das maximale Moment und den Diskomfort zu berechnen.

Tabelle 5.3: Beschreibung der verwendeten Koordinatensysteme

Beschreibung des Koordinatensystems/ Verwendung	Winkelsystem/ Elementarwinkel	Freiheitsgrade: Bewegungsrichtungen bzw. Messrichtungen
<p><u>1</u></p> <p>PCMAN: OAR (Oberarm rechts)</p> <p>Beschreibung der Gelenkorientierung (Schulterposition).</p> <p>Abbildung 5.2 auf Seite 43</p>	<p>PCMAN-Winkel</p> <p>Drehwinkel: X, Y, Z</p>	<p>Drehachsen: X, Y, Z</p>
<p><u>2</u></p> <p>DYNAMICUS: BFR-K (Oberarm).</p> <p>Beschreibung der Gelenkorientierung (Schulterposition).</p> <p>Abbildung 5.2 auf Seite 43 Abbildung 5.3 auf Seite 47 Abbildung 5.5 auf Seite 54</p>	<p>Bryantwinkel</p> <p>Drehwinkel: Rev1, Rev2, Rev3</p>	<p>Drehachsen: 1, 2, 3</p>
<p><u>3</u></p> <p>System zur Definition der Messposition (Schulterposition) während der Maximalmomentmessungen.</p> <p>Variablen der Maximalmoment- und Diskomfortfunktionen.</p> <p>Abbildung 5.6 auf Seite 55</p>	<p>Messwinkel</p> <p>α β γ</p>	<p>Freiheitsgrade: Bewegungsrichtungen α: Heben/Senken β: links/rechts γ: Rotation links/ rechts</p>
<p><u>4</u></p> <p>Messachsen der Momentaufnahme.</p> <p>Funktionswerte der Maximalmomentfunktionen.</p> <p>Abbildung 5.7 auf Seite 56</p>	<p>Drehwinkel: α, β, 0</p> <p>Ausrichtung der Achsen nach den ersten beiden Winkeln α und β. Die Messachsen werden nicht um γ gedreht.</p>	<p>Messrichtungen: 1M, 2M, 3M</p> <p>Entlang der Achsen 1, 2, 3 des BFR-K, die um α und β gegenüber der Grundhaltung verdreht sind.</p>
<p><u>5</u></p> <p>Momenterzeugung der VPs während der Messungen.</p> <p>Abbildung 5.9 auf Seite 60</p>		<p>Momente in den Achsrrichtungen 1, β, 3</p>

Beschreibung der Koordinatensysteme (Tabelle 5.3)

1: In Kapitel 5.1 wurden die PCMAN-Winkel bereits erläutert (siehe Abbildung 5.2). Die Drehachsen entlang X, Y, Z beschreiben die Orientierung des Oberarms.

2: Die Drehungen des Oberarms im MKS-System (DYNAMICUS) erfolgen anhand der Bryantwinkel (Rev1, Rev2, Rev3). Diese wurden in Kapitel 5.1 schon beschrieben und sind in Abbildung 5.5 ebenfalls dargestellt.

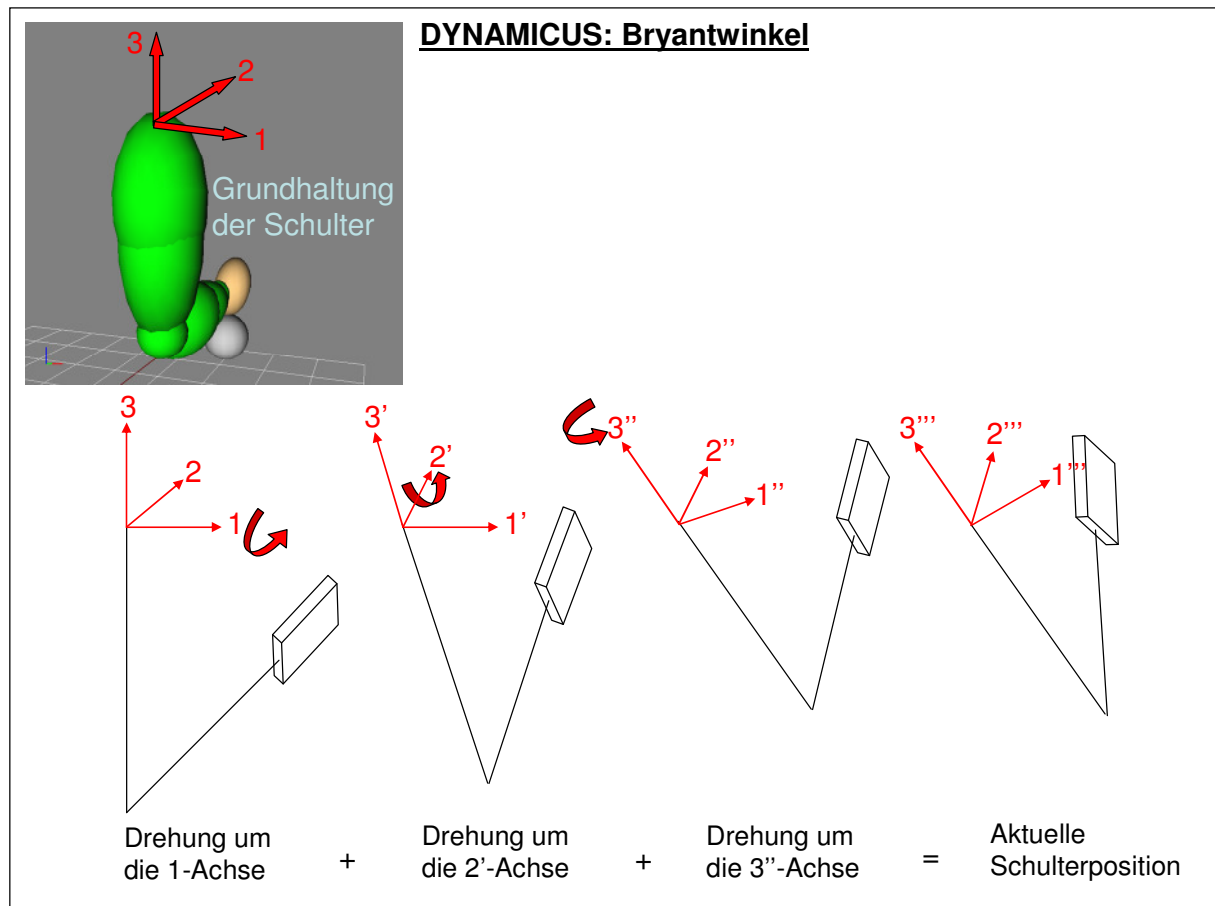


Abbildung 5.5: Beschreibungssystem der Bryantwinkel für die Schulterposition im MKS-Modell DYNAMICUS.

3: Alle Funktionen der Schulter enthalten in ihrem Variablenraum die während der Messungen definierten Gelenkwinkel α , β , γ . Die Beschreibung der Haltung für das Schultergelenk erfolgt aus einer Neutral-0-Haltung, die wie bei dem DYNAMICUS-Modell bei herabhängenden Armen definiert ist ($\alpha=\beta=\gamma=0$). Die drei Achsen, die von Zacher definiert worden sind, haben in der Reihenfolge der Durchführung folgende Bezeichnungen und in der Grundhaltung folgende Orientierung: Heben/Senken (α : Drehung um die bezüglich des Oberarms körperfeste horizontale Achse, nach rechts zeigend), links/rechts (β : Drehung um eine bezüglich des Schulterblatts körperfeste vertikale Achse), Rotation links/rechts (γ :

Drehung um die bezüglich des Oberarms körperfeste Achse entlang der Oberarm-längsrichtung). Dieses System von Messwinkeln wird in der Abbildung 5.6 verdeutlicht. Da bei den Messungen immer von einer aufrechten Grundhaltung für Becken, Oberkörper und Schulterblatt ausgegangen wurde, kann die Drehachse β als raumfest betrachtet werden und zeigt in der Abbildung senkrecht nach oben. Tatsächlich hängt die Ausrichtung von β gegenüber dem Inertialsystem von der Orientierung des in der kinematischen Struktur des MKS-Modells davor platzierten Elements (hier des Schulterblatts) ab. In der Realität beeinflusst die Orientierung von Becken, Oberkörper und Schulterblatt die Ausrichtung der Drehachse β .

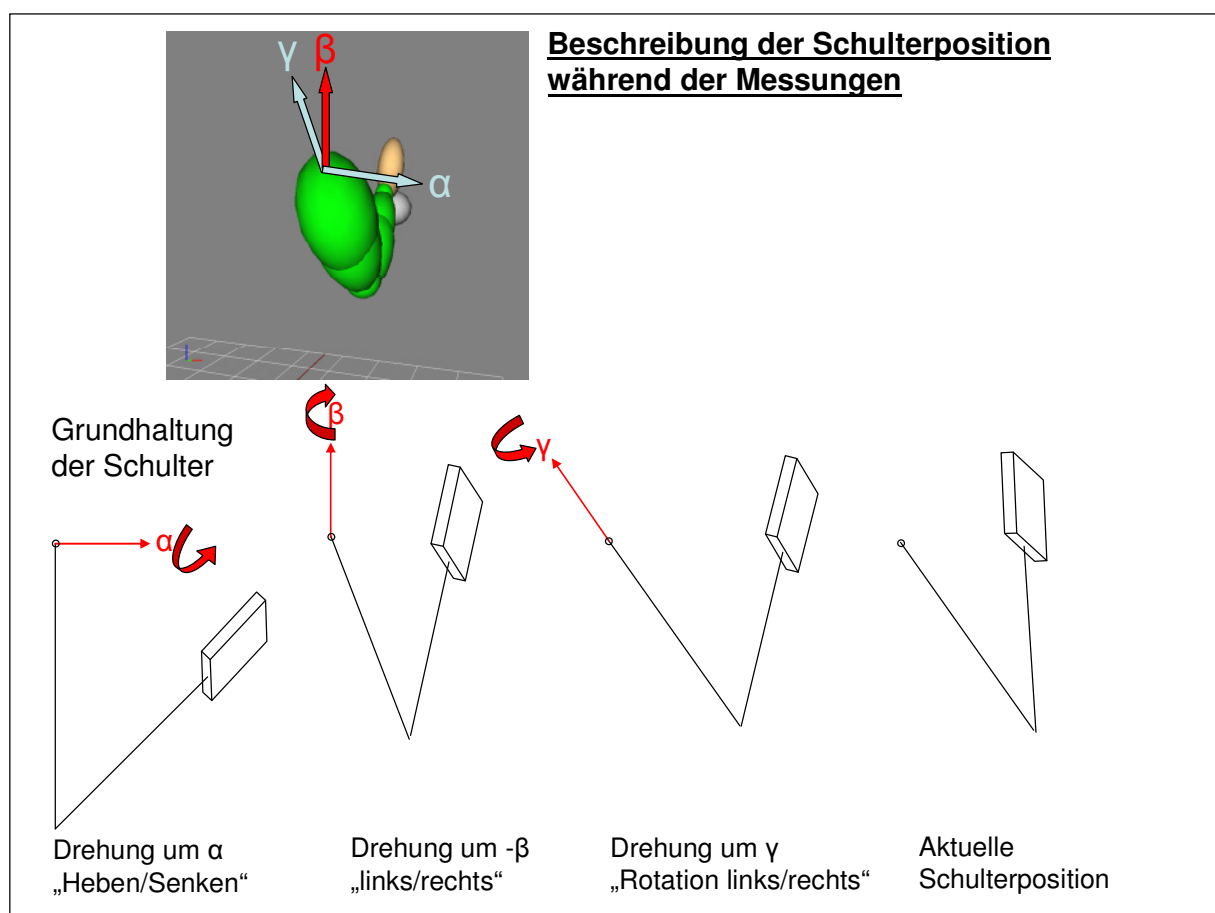


Abbildung 5.6: Beschreibungssystem für die Schulterposition während der Messungen. Die Achsen α und γ sind körperfest am Oberarm, die Achse β ist körperfest am Schulterblatt. Bei der Annahme einer aufrechten Grundhaltung des Rumpfes, kann sie als raumfest mit senkrechter Orientierung aufgefasst werden.

4: Die Messachsen der Momentaufnehmer sind senkrecht zueinander angebracht und in der Grundhaltung theoretisch entlang der drei Basisachsen des Oberarms (BFR-K) angeordnet. Diese Lage des Gestells ist konstruktionsbedingt jedoch nicht möglich. Während der Messungen wird der um 90° gebeugte Unterarm in eine Schiene eingeklemmt, so dass der Oberarm durch das Gestell, an dem die Messdosen fest verankert sind, verlängert wird

(Abbildung 5.7). Die Orientierung der Messachsen erfolgt über die ersten beiden Messwinkel α und β . Der Winkel α wird über den Winkel der Drehachse am Messgestell (Neigung) eingestellt und der Winkel β ergibt sich durch die Verdrehung des Stuhles um den entsprechenden negativen Winkelgrad. Zur Einstellung der korrekten Messposition wird die Unterarmschiene, bei fest bleibendem Gestell, um γ gedreht und mit Bolzen am Messgestell eingerastet. Damit geht der Winkel γ nicht in die Orientierung der Messachsen ein. Dieser Sachverhalt ist in den Abbildungen 5.7 und 5.9 (1 und 2a) dargestellt. Gemessen werden die Momente also entlang der Achsen 1, 2, 3 des BFR-K, die um α und β gegenüber der Grundhaltung verdreht sind.

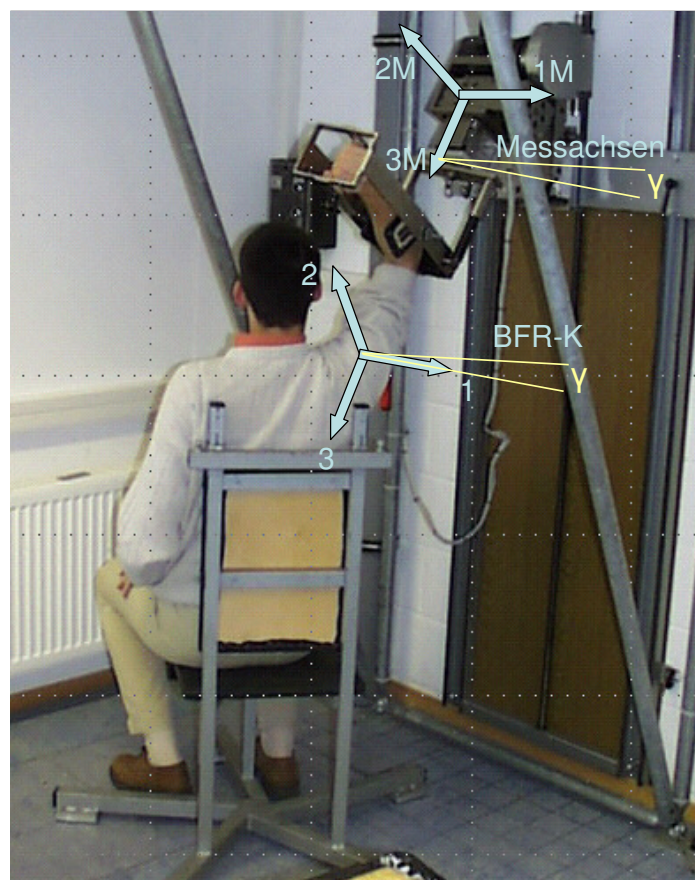


Abbildung 5.7: Messapparatur während der Maximalmomentmessungen. Das System der Messachsen ist gegenüber dem körperfesten Koordinatensystem des MKS-Modells BFR-K um den letzten Messwinkel γ um die Achse 3 verdreht.

5: Da den Versuchspersonen während der Messungen für die Messrichtung 2 die Anweisung gegeben wurde, den Arm/Ellenbogen nach links (bzw. nach rechts) zur Wand zu drücken, ist die tatsächliche Momentachse, in der die Versuchspersonen ihr Moment aufbrachten, die raumfeste senkrechte Achse β (siehe Abbildung 5.9, 2b). Die beiden anderen

Messrichtungen in denen die Versuchspersonen aufgefordert wurden das Moment zu erzeugen, entsprachen den tatsächlichen Messachsen M1 und M3.

Umrechnungen von Winkeln und Vektorkoordinaten für die beschriebenen Winkelsysteme

Im Folgenden werden drei Relationen beschrieben, zwei für die Umrechnung von Winkeln bei dem Wechsel zwischen den oben beschriebenen Winkelsystemen und eine für eine Koordinatentransformation. Diese betreffen sowohl die Messungen als auch die Analyse. Im vierten Fall wird begründet, warum keine Umrechnung des gemessenen Moments durchgeführt wurde. Einen Überblick zu diesen Umrechnungen enthält Abbildung 5.8. Eine ausführlichere Zusammenfassung der Umrechnungen enthält der Anhang B.

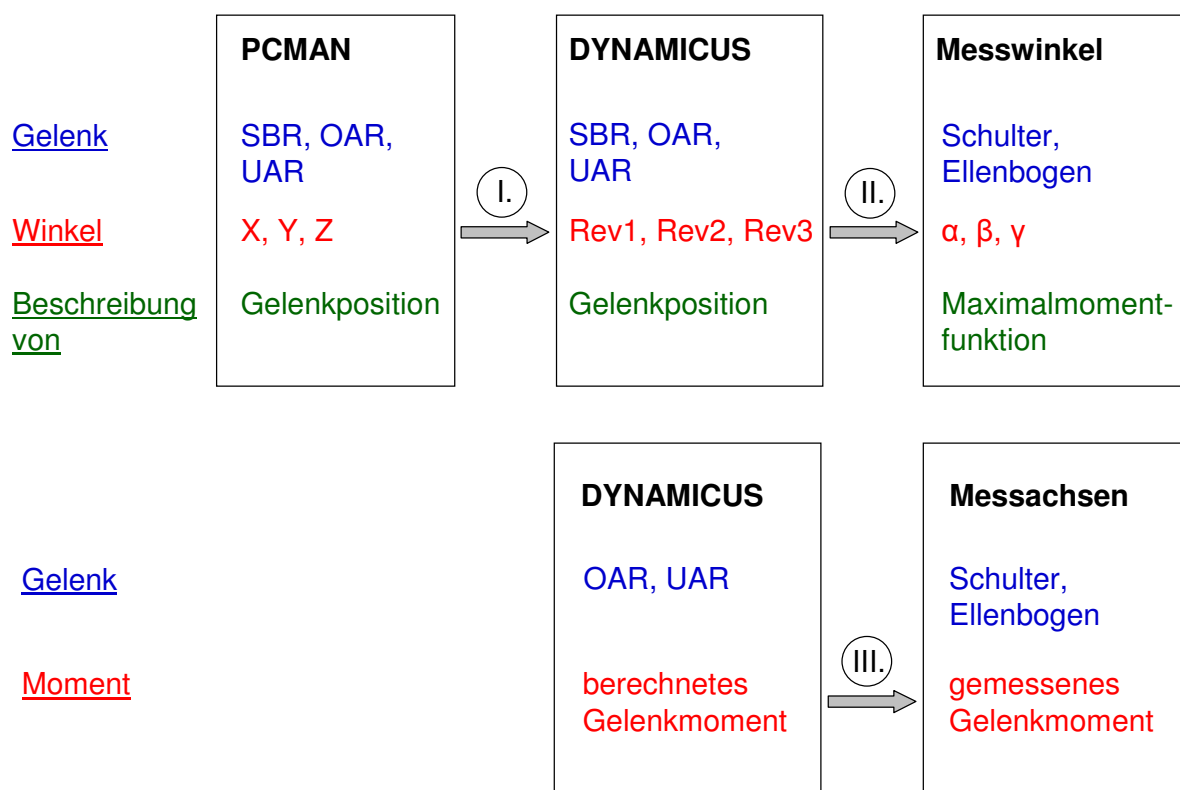


Abbildung 5.8: Mit I.-III. sind Umformungen zwischen Winkelsystemen und eine Koordinatentransformation bezeichnet, die im Laufe des Preprocessings und der Analyse durchgeführt werden. I.: Übergang von PCMAN-Winkeln (X, Y, Z) zu den Bryantwinkeln (Rev1, Rev2, Rev3) des DYNAMICUS-Modells. Damit kann die Bewegung als Eingang in die Systemgleichungen der MKS-Analyse übergeben werden. II.: Übergang von Bryantwinkeln (Rev1, Rev2, Rev3) des DYNAMICUS-Modells zu den Messwinkeln (α, β, γ). So kann für die Einzelhaltungen während der Analyse das zugehörige gemessene Maximalmoment bestimmt werden. III.: Transformation der Koordinaten des Momentvektors während der Analyse in die Basis der Messachsen, um das berechnete Gelenkmoment mit dem Maximalmoment vergleichen zu können. Dies kann für jede Bewegungsrichtung durchgeführt werden.

I. Basiswechsel von Koordinatensystem 1 zu 2

Übergang von PCMAN-Winkeln (X, Y, Z) zu den Bryantwinkeln (Rev1, Rev2, Rev3) des DYNAMICUS-Modells

Damit kann die Bewegung als Eingang in die Systemgleichungen der MKS-Analyse übergeben werden.

Ellenbogen:

Durch die unterschiedliche Orientierung der Ellenbogenkoordinatensysteme in beiden Systemen und die Beschränkung auf den Freiheitsgrad des Beugens/Streckens während der Analyse ergibt sich für den DYNAMICUS-Winkel:

$$\text{Rev1} = -Y \quad (5.20)$$

Schulterblatt:

Die Koordinatensysteme von PCMAN und DYNAMICUS sind im Schulterblatt gleich orientiert. Die Drehung um die Längsachse des Schlüsselbeins ist auf den neutralen Winkel festgesetzt. Es ergibt sich die folgende Zuordnung:

$$\begin{aligned} \text{Rev1} &= 0; \\ \text{Rev2} &= Y \\ \text{Rev3} &= Z \end{aligned} \quad (5.21)$$

Schulter:

Hier werden zwei Drehungen ausgeführt. In der ersten wird der rechte Arm des DYNAMICUS-Modells aus der Grundhaltung mit -90° um die 2-Achse gedreht (Abduktion), um die Haltung mit der PCMAN-Grundhaltung vergleichen zu können:

$$\begin{aligned} \text{Rev1} &= 0 \\ \text{Rev2} &= -90^\circ \\ \text{Rev3} &= 0 \end{aligned} \quad (5.22)$$

In dieser Armhaltung werden die PCMAN-Koordinatenachsen für die Elementardrehungen mit den Elementardrehachsen des DYNAMICUS verglichen. Daraus ergibt sich für die zweite Drehung:

$$\begin{aligned} \text{Rev1} &= Z \\ \text{Rev2} &= Y \\ \text{Rev3} &= -X \end{aligned} \quad (5.23)$$

Mit der Hintereinanderausführung dieser beiden Drehungen, die man durch das Einsetzen von (5.22) und (5.23) in (5.10) erhält, ergibt sich die Drehmatrix der Schulter auf Basis der PCMAN-Winkel X, Y, Z. Mit (5.11) ergeben sich die gesuchten Bryantwinkel für das DYNAMICUS-Modell.

II. Basiswechsel von Koordinatensystem 2 zu 3:

Übergang von Bryantwinkeln (Rev1, Rev2, Rev3) des DYNAMICUS-Modells zu den Messwinkeln (α , β , γ)

Ellenbogen:

Zur Beschreibung der Messposition des Ellenbogens sind die beiden Winkel für Beugen/Strecken und Supination/Pronation notwendig, die einfach im System der Bryantwinkel übernommen werden können (Beugung entlang 1-Achse und Supination entlang der 3-Achse der Bryantwinkel im lokalen System des Ellenbogens):

$$\alpha = \text{Rev1}$$

$$\gamma = \text{Rev3} = 0 \quad (5.24)$$

Schulter:

Der Übergang von den aus der Bewegungsanalyse erhaltenen Gelenkwinkeln der Schulter (Bryantwinkel) auf das Winkelsystem zur Beschreibung für die Messhaltungen (Messwinkel) erfolgt über die Eulerwinkel, d.h. die Bryantwinkel werden erst in Eulerwinkel (Euler1, Euler2, Euler3) umgerechnet. Diese Eulerwinkel entsprechen den Drehungen in folgender Reihenfolge: $\beta - \alpha - \gamma$, ausgedrückt durch die Messwinkel. Für die hier analysierten Bewegungen ($\text{Rev1} > 0$ immer wahr) ist dies identisch mit der folgenden Drehung: $\alpha - \beta - \gamma$, die ja den Messwinkeln in der korrekten Reihenfolge entspricht. Der Wechsel zwischen den Beschreibungssystemen ist notwendig, um während der Analyse zu jedem Zeitpunkt die Maximalmomentfunktionen, die von den Messwinkeln abhängig sind, zu berechnen.

III. Koordinatentransformation von Koordinatensystem 2 zu 4:

Transformation der Koordinaten des Momentvektors während der Analyse in die Basis der Messachsen

Während der Analyse wird der Momentvektor um den letzten Messwinkel γ weitergedreht. Das entspricht einer Rücktransformation des Schulterkoordinatensystems BFR-K um den letzten Rotationswinkel. Die Komponenten des so transformierten Vektors werden mit der für die Bewegung aktuellen Maximalmomentfunktion verglichen, um das relative Moment zu berechnen.

IV. Koordinatensystem 5:

Unterschied zwischen der Momenterzeugung und der Messachse 2

Das unveränderte Messachsensystem bei rotiertem Oberarm wird durch die Abbildung 5.9 (links und Mitte) verdeutlicht. Obwohl die Schulter um den Winkel γ nach innen rotiert, bleiben die Messachsen der Aufnehmer unverändert. Tatsächlich üben die Versuchspersonen ein Moment entlang der Achse β aus. In beiden Fällen (2a und 2b) übt der Ellenbogen die gleiche vektorielle Kraft (F_2 und F_β) auf die Halterung aus. Daher wurde das gemessene Moment in der Achsenrichtung 2 als das von der Versuchsperson aufgewendete Moment angesehen und keine Umrechnung durchgeführt.

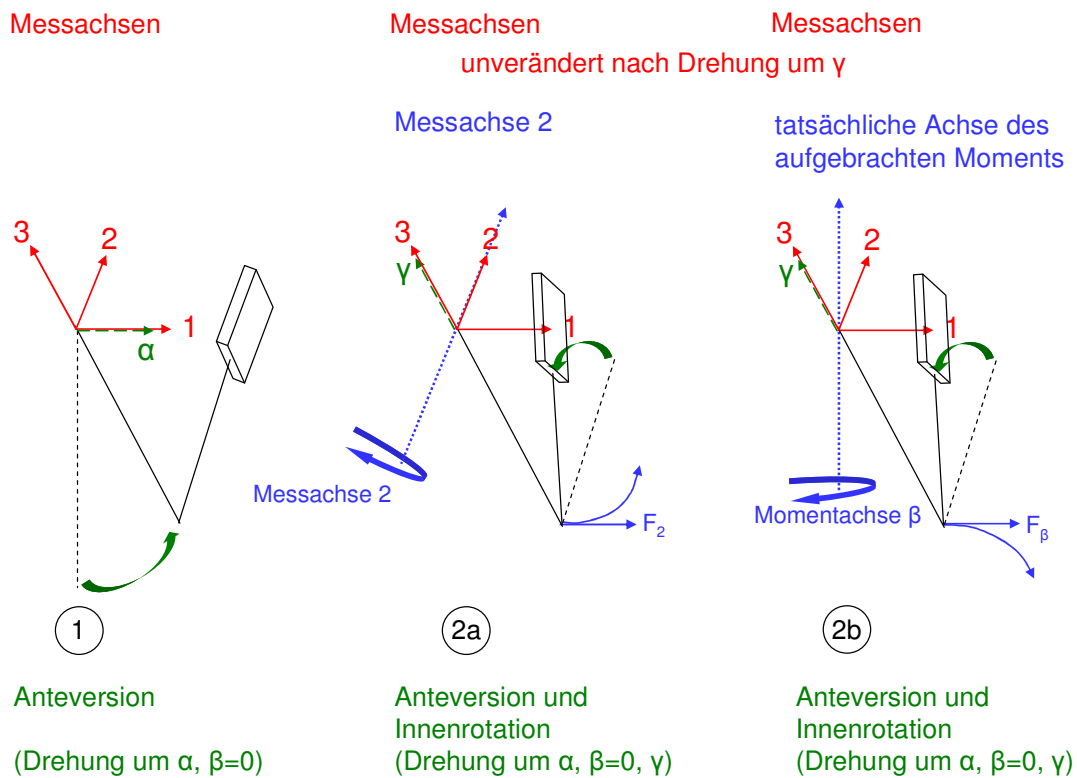


Abbildung 5.9: Messachsen für das Schultermoment. Zur Vereinfachung der Darstellung ist der Messwinkel $\beta=0$ gewählt. Für die Messung an Messachse 2 weicht die tatsächliche Achse des aufgetragenen Moments, durch die Anweisung an die VPs davon ab (2b). Sie entspricht der raumfesten Achse β („links/rechts“) für die Definition der Schulterposition, ausgehend von einer aufrechten Grundhaltung. 2a stellt den Fall dar, wenn das aufgetragene Moment in der Richtung der Messachse 2 liegt. In beiden Fällen ist die Kraft, die der Ellenbogen auf die Halterung ausübt gleich (F_2 , F_β). Bei freier Beweglichkeit würde der Ellenbogen auf zwei unterschiedlich orientierten Kreisbahnen verlaufen, wobei die Tangente an die Bewegungsbahn im Startpunkt in beiden Fällen die gleiche Richtung besitzt.

5.3 Diskomfort-Modell

Zur besseren Einordnung des Diskomfort-Modells (siehe auch Kapitel 3.2 ab Seite 18) wird erst der Ansatz eines allgemeinen Diskomfort-Modells, wie er am LfE im REALMAN-Projekt (Zacher und Bubb 2004 und 2005b) umgesetzt wurde, erläutert (siehe auch Bubb 2003, Dafour und Wang 2005). Das Ziel ist es, den Diskomfort bei Bewegungen auszuwerten, indem der Diskomfort auf tiefster Ebene berechnet wird, also auf Ebene jedes Freiheitsgrades der beteiligten Gelenke. Die folgenden Schritte werden der Übersichtlichkeit halber zusammen aufgeführt und in den kommenden Unterkapiteln 5.3.1 bis 5.3.3 näher erläutert. Zur Berechnung des Diskomforts bei Bewegungen sind folgende Schritte nötig:

1. Bestimmung der statischen Diskomfortfunktionen für die einzelnen Freiheitsgrade (bzw. Bewegungsrichtungen). **Kapitel 5.3.1.**
2. Klärung, wie sich der statische Diskomfort für eine Haltung aus den Funktionen der Grundebenen (Diskomfortfunktionen der Bewegungsrichtungen) zusammensetzen lässt. **Kapitel 5.3.2.**
 - a) auf der Ebene eines Gelenkes (lokaler Diskomfort)
 - b) auf den ganzen Körper oder einen Satz von Gelenken bezogen (globaler Diskomfort).
3. Erweiterung der statischen Diskomfortfunktionen auf dynamische Funktionen für jede Bewegungsrichtung. **Kapitel 5.3.3.**
4. Untersuchung, wie sich der dynamische Diskomfort für eine Bewegung aus den dynamischen Grundfunktionen berechnen lässt. **Kapitel 5.3.3.**
 - a) auf der Ebene eines Gelenkes (lokaler Diskomfort)
 - b) auf den ganzen Körper oder einen Satz von Gelenken bezogen (globaler Diskomfort).

Natürlich stellt sich hierbei die Frage, wie der Mensch dieses Empfinden bewertet und ob er es aus verschiedenen Komponenten fusioniert oder schon ein entlang des aktuell wirkenden Momentes integriertes Empfinden besitzt. Weiterhin ist es noch unklar, wie der Diskomfort während eines Bewegungsvorgangs bewertet wird, ob eine punktuell extreme objektive Größe, eine zeitliche Mittelung oder eine integrierte, also zeitlich wachsende Größe zur Bewertung des Gesamtdiskomforts herangezogen wird. Zu dieser komplexen Frage kann hier keine physiologisch begründete Aussage getroffen werden. Vielmehr werden auf einem pragmatischen Ansatz basierend verschiedene im Weiteren noch zu erläuternde Ansätze betrachtet und derjenige verwendet, der in einer ersten Näherung unter Annahme linearer Zusammenhänge mit den Versuchen am besten korreliert.

Alle in den Punkten 1. bis 4. erwähnten Sachverhalte des Diskomforts lassen sich sowohl auf die Funktionen der Maximalmomente $f_{M_{\max}}$, das relative Moment M_{rel} und die Diskomfortfunktionen f_{DK} anwenden.

5.3.1 Statische Diskomfortfunktionen von Zacher

Aus den Ergebnissen von Zacher in Kapitel 3.2.3 wird für jedes Gelenk und jede Bewegungsrichtung angenommen, dass die Diskomfortfunktion von den Gelenkwinkeln (α , β , γ) und dem relativen Moment M_{rel} für die betrachtete Bewegungsrichtung abhängt. M_{rel} ist der Quotient aus Gelenkmoment und dem maximalen Moment ($M_{\text{rel } i,j} = M_{i,j} / M_{\max i,j}$), wobei dieses Verhältnis durch M_{\max} implizit von den Gelenkwinkeln abhängt.

$$f_{M_{\max i,j}} = f(\alpha, \beta, \gamma) \quad (5.25)$$

$$f_{\text{DK } i,j} = f(M_{\text{rel } i,j}, \alpha, \beta, \gamma) \quad (5.26)$$

i = Richtung des Moments, j = Gelenk

Nach dem statischen Diskomfort-Modell gibt es für die Schulter sechs Diskomfortfunktionen und Maximalmomentfunktionen. In unterschiedlichen Haltungen sind Diskomfortbewertungen während des Aufbringens von maximal möglichen Momenten und submaximalen Momenten in vorgegebenen Richtungen gemacht worden. Für den Ellenbogen wurden nur die Flexion (Beugen) und Extension (Strecken) vermessen, daher gibt es nur zwei Funktionen. Aus den Messdaten von Zacher (Zacher und Bubb 2004) werden die oben genannten Funktionen mit Hilfe von Matlab gewonnen. Es werden dazu multiple Regressionsanalysen durchgeführt, um die Messpunkte im Variablenraum mit Hyperflächen zu verbinden. Die so gefundenen Funktionen dienen als Grundlage für das Berechnungsmodell des Diskomforts.

Es ist möglich, sich den Diskomfort aus zwei Teilen zusammengesetzt zu denken, dem Haltungsdiskomfort und dem Kraftdiskomfort (Schäfer und Zacher 2006). Der Haltungsdiskomfort wird nur von der Haltung abhängen und das Diskomfortempfinden ohne eine äußere Kraft beschreiben. Auf der anderen Seite wird der Kraftdiskomfort nur durch die Überwindung äußerer Kräfte durch das Aufbringen von Gelenkmomenten zustande kommen. Damit könnte man die Diskomfortfunktionen in einen rein haltungsabhängigen Teil und einen Teil, der nur von M_{rel} abhängt, aufspalten. Mathematisch ist dies keine Separation der Funktion, da M_{rel} ja selber wieder implizit winkelabhängig ist. Die Trennung liegt hier auf der begrifflichen Ebene, es werden zwei Einflüsse auf den Diskomfort beschrieben, einer ist vom Zustand des zum Gelenk gehörenden Gewebes in einer definierten Haltung, also inneren Faktoren, abhängig und der andere von der aktiven Kompensation der von außen wirkenden Kräfte und der Überwindung der trägen Masse der zu beschleunigenden Körperteile, also

äußeren Faktoren. Die hier beschriebenen Diskomfortfunktionen werden durch die Variable M_{rel} dargestellt, obwohl dies keine unabhängige Größe ist. Es werden jedoch nicht zwei unabhängige Funktionen des Haltungs- und Kraftdiskomforts unterschieden. Die Parameter der Diskomfortfunktionen werden so bestimmt, dass sie sowohl durch die Messpunkte der Maximalmomentmessungen gehen, als auch die Diskomfortbewertungen berücksichtigen, bei denen kein Moment erzeugt werden musste (nur von den Winkeln α , β , γ abhängig). Daher wird ein möglicher Übergang zwischen Haltungsdiskomfort und Kraftdiskomfort implizit enthalten sein. Ohne das gleichzeitige Hinzuziehen aller Messwerte wäre die Datengrundlage zu dünn, um eine Funktion über einen großen Variablenraum abzuleiten.

Die aus den Messungen gewonnenen statischen Diskomfortfunktionen zeigen, dass der Diskomfort am Rande des Bewegungsbereiches des Gelenkes ansteigt und dass der Diskomfort linear mit dem relativen Moment ansteigt.

Modell der Maximalmomentfunktionen

Jede Funktion des Maximalmoments hängt nur von den Messwinkeln ab. Für die beiden Funktionen des Ellenbogens (Flexion/Extension) wird ein quadratischer funktioneller Ansatz zur Regressionsanalyse gewählt, mit linearen und gemischt bilinearen Gliedern. Dies ist auch der Fall für zwei Funktionen der Schulter (Heben/Senken) der Versuchsperson 2. Für die vier Funktionen links/rechts und Rotation links/ Rotation rechts der Schulter von VP 2 und allen Schulterfunktionen der VP1 ist der Ansatz kubisch mit bis zu vierdimensionalen gemischten Gliedern, damit sich die Funktion besser an die zum Teil unregelmäßig verlaufenden Messpunkte annähert. Ein höherer Grad wird nicht angestrebt, da die Funktion auch eine Glättungseigenschaft zwischen den z.T. mit Messfehlern behafteten Datenpunkten haben soll und eine unübersichtliche Flut an Koeffizienten vermieden werden soll. Bei den Gelenkwinkeln für die Bewegungsrichtungen links/rechts der Schulter und Beugen/Strecken des Ellenbogens wurden die Vorzeichen gewechselt, damit sie konsistent zu den im MKS-Modell verwendeten Gelenkkoordinatensystemen sind. In den Abbildungen 5.10 bis 5.12 sind drei Funktionen der Maximalmomente für Ellenbogen und Schulter der Versuchsperson 2 dargestellt. Bezüglich des Ellenbogens wurden nur die Momente der Flexion und Extension gemessen, jedoch für die Haltung auch der Rotationswinkel des Unterarmes (Supination/Pronation) variiert. So sind die beiden Funktionen des Ellenbogens zweidimensional. Zur Berechnung der Flexion standen 18 Messpunkte zur Verfügung und 13 für die Extension. In der Regel wurden die Haltungen mit einem Abstand von 45° geändert (... , 0° , 45° , 90° , ...), spezielle anatomische Bedingungen ausgenommen. Beispielsweise wurde zur Messung der Extensionsmomente der Flexionswinkel von 0° ausgeklammert und bei 115° anstatt von 135° gemessen, da sonst die Gelenkendstellung schon fast erreicht wäre.

In den Abbildungen 5.10 bis 5.12 sind zur Verdeutlichung der Messwinkel Bilder des MKS-Modells enthalten. Für den Ellenbogen ist zu beachten, dass die Ausführung einer Pronation (Pron) oder Supination (Sup) nicht die Orientierung der Flexionsachse beeinflusst. Die Drehungen an der Schulter um die Messwinkel α , β und γ werden in dieser Reihenfolge nacheinander ausgeführt. Dabei sind die Achsen α und γ körperfest am Oberarm, wohingegen β bei Annahme einer Grundhaltung für Becken, Oberkörper und Schulterblatt als raumfest zu betrachten ist.

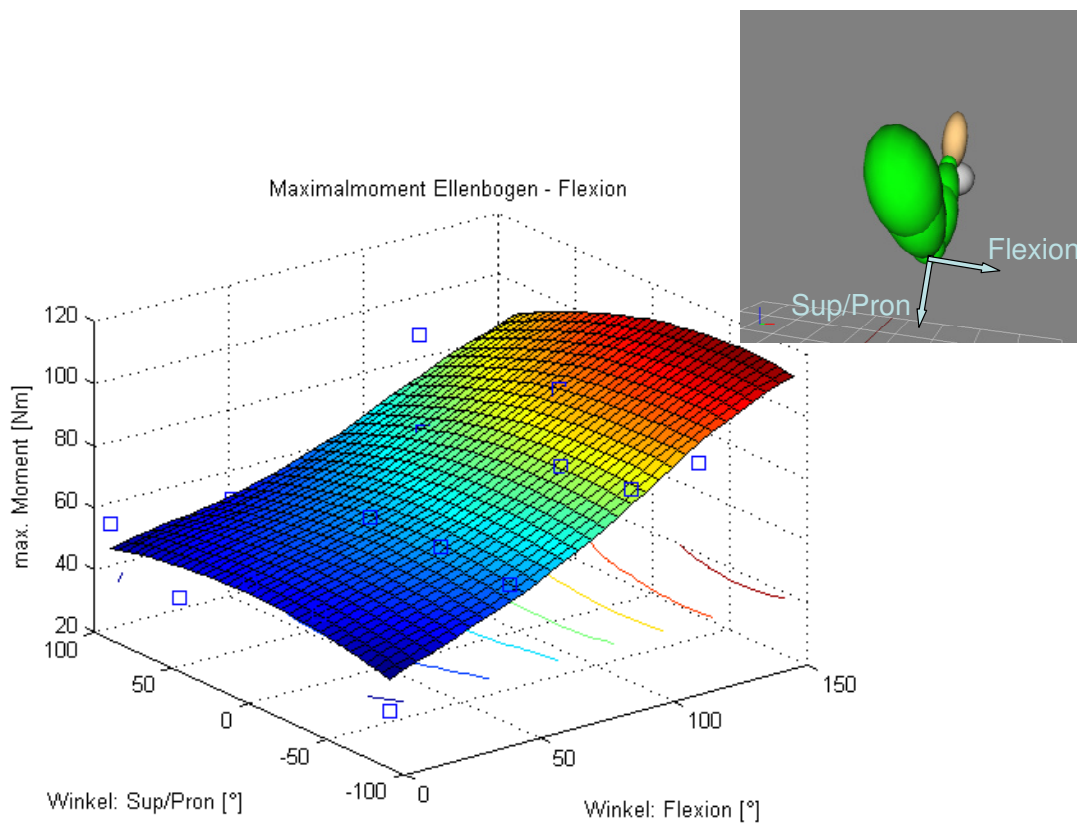


Abbildung 5.10: Maximalmoment für die Flexion im Ellenbogengelenk.

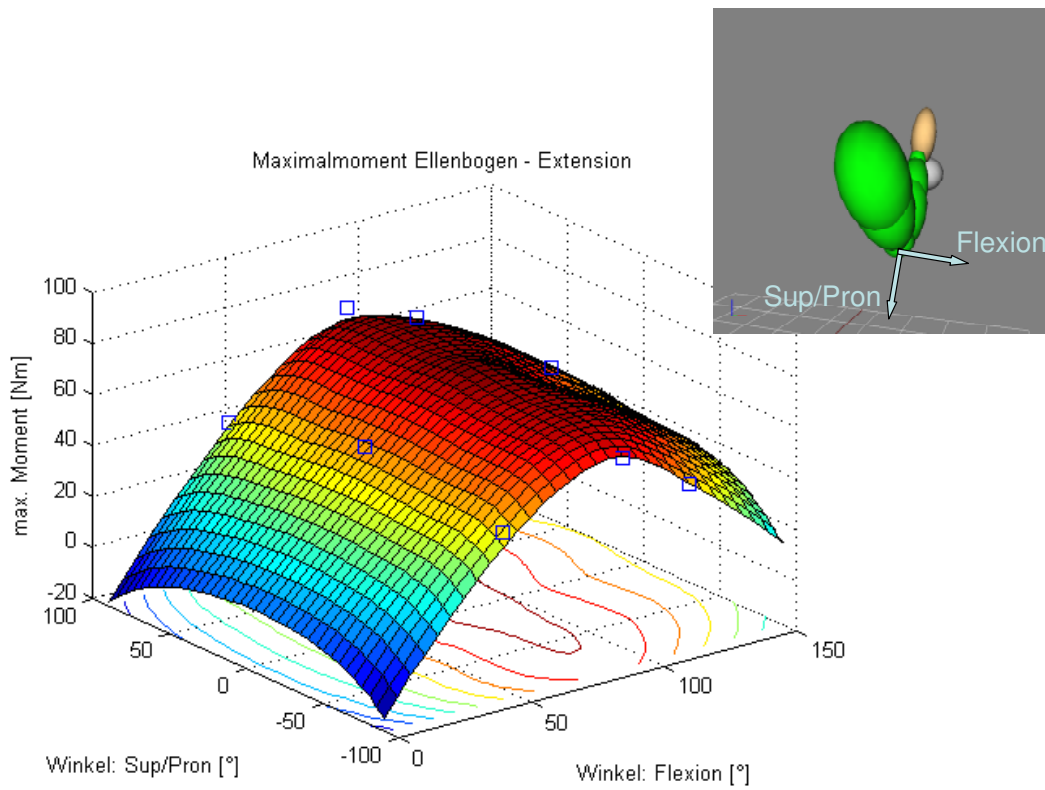


Abbildung 5.11: Maximalmoment für die Extension im Ellenbogengelenk.

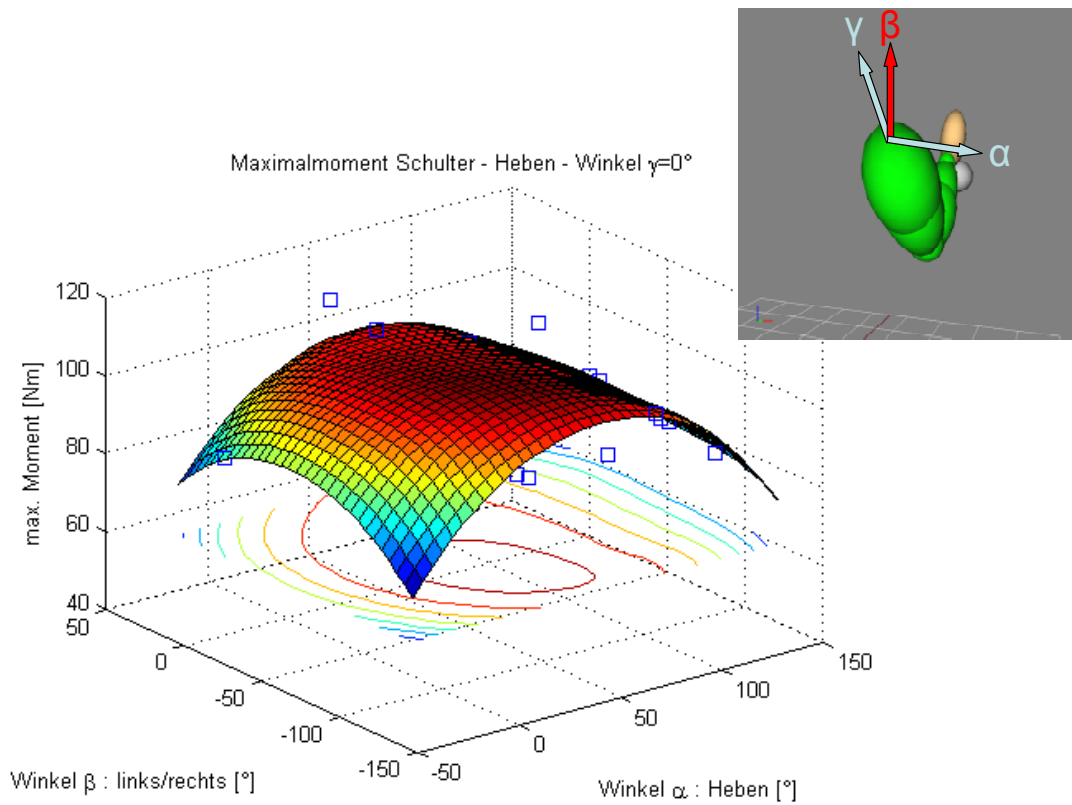


Abbildung 5.12: Maximalmoment für das Heben (Anteversion) im Schultergelenk.

Es existieren drei Rotationsfreiheitsgrade für die Schulter, folglich ist die Funktion dreidimensional und kann nur noch durch Schnitte der Hyperfläche dargestellt werden. In Abbildung 5.12 ist die Fläche bei festem Rotationswinkel $\gamma = 0^\circ$ gezeigt. Mit dieser Randbedingung bleiben von den gemessenen Werten noch 16 Datenpunkte, die in den Unterraum dieser Darstellung fallen und als blaue Rechtecke zu sehen sind.

Die Sattelform der Funktionen in den Abbildungen 5.11 und 5.12 korrespondiert mit der aus der Biomechanik bekannten Kraft-Längen-Relation eines Muskels, wie sie schematisch in Abbildung 5.13 zu sehen ist. Der dargestellte Verlauf der Kontraktionskraft über der sog. funktionellen Länge des Muskels, die als Gelenkwinkel oder Ursprung-Ansatz-Länge angegeben wird, lässt sich durch die Funktion der Muskelfibrillen erklären. Die Actin- und Myosinfilamente besitzen bei einer optimalen Länge die größte Überlappungsfläche, so dass die größte Muskelkraft erzeugt werden kann. Die Optimallänge des Muskels, wie hier am Beispiel des Ellenbogens, liegt im Bereich einer Gelenkmittelstellung. Da bei einer mittleren Gelenkstellung die geometrischen Verhältnisse und Kraftvektoren im Gelenk zu einem optimalen Gelenkmoment führen, wird der Effekt noch verstärkt. Die Zugkraft des Muskels (Kraftvektor parallel zum Muskel) kann in zwei Komponenten aufgespalten werden. Einerseits wirkt sie auf das Gelenk (gestrichelte Kraftvektoren) und zieht die Gelenkflächen auseinander, wie im linken Fall, und presst sie zusammen wie rechts zu sehen ist. Dies hat keinen Einfluss auf das Ellenbogenmoment. Andererseits wirkt sie auf die Gelenkbewegung durch eine zum Unterarm senkrechte Komponente (F_{Moment}), die das beugende Gelenkmoment erzeugt. Bei 90° ist ihr Anteil an der Gesamtkraft am größten, da die gesamte Muskelkraft an der Beugung beteiligt ist. Durch die maximale Kontraktionskraft und optimale Momenterzeugung bei der Optimallänge ist das Maximalmoment in dieser Winkelstellung am größten. Hier zeigt sich die Haltungsabhängigkeit des Diskomfort-Modells. In der Gelenkmittelstellung ist durch das größere Maximalmoment das relative Moment kleiner, wenn von einer fest vorgegebenen äußeren Kraft ausgegangen wird. Der kleinere Ausnutzungsgrad der Muskulatur führt somit zu einem geringeren Diskomfort.

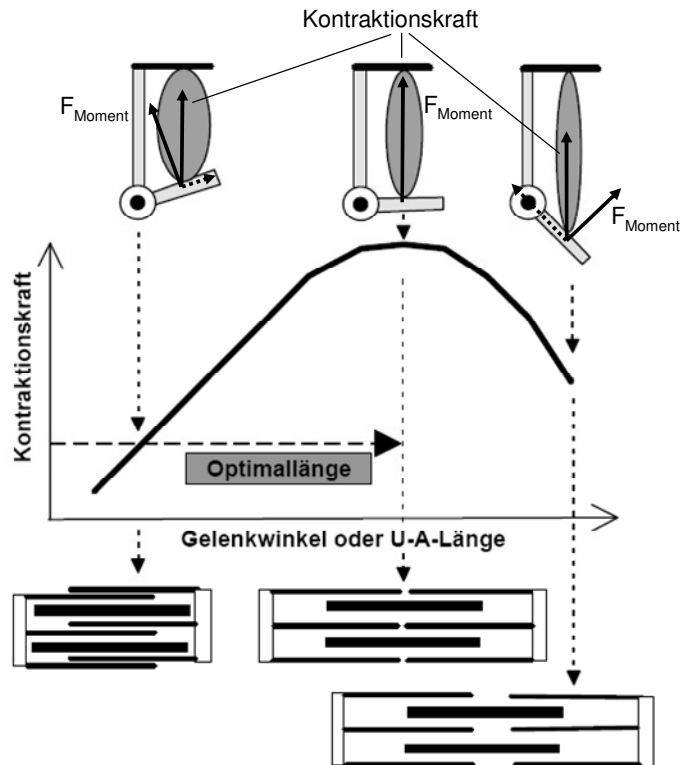


Abbildung 5.13: Kraft-Längen-Relation am Beispiel des Biceps brachii. Der dargestellte Verlauf der Kontraktionskraft über der sog. funktionellen Länge des Muskels lässt sich durch die Funktion der Muskelfibrillen erklären. Die Actin- und Myosinfilamente besitzen bei einer optimalen Länge die größte Überlappungsfläche. Aus Wieman (2000).

Die Funktion der Ellenbogenbeugung in Abbildung 5.10 weist im mittleren Gelenkwinkelbereich kein Maximum auf. Die drei Messwerte für den Beugewinkel von 115° sind alle größer als die Werte bei 90° . Daher ist es wahrscheinlich, dass die Versuchsperson während der Messung eine Ausgleichsbewegung durchgeführt hat, indem der Oberarm auf der Armauflage mit nach oben gezogen wurde, womit durch den Oberkörpereinsatz mehr Kraft auf den Griff aufgebracht werden konnte. Generell muss angemerkt werden, dass es problematisch ist, die Funktion über die Grenzen des Bereichs zu extrapolieren, in dem Messwerte zu Verfügung stehen. So kommt es für die Ellenbogenextension, nahe des fast gestreckten Unterarms, zu negativen Momenten. Bei der Interpolation zwischen den Messwerten gibt es für die Schulterwinkel α zwischen 45° und -30° aus messtechnischen Gründen keine Datenpunkte. Es kann hier nicht abgeschätzt werden, ob die Momentfunktion dazwischen die richtigen Werte angibt. Es zeigt sich, dass sowohl Fehler durch die Regression der gemessenen Momente auftreten, als auch die Messungen aus verschiedenen Gründen selber ungenau sind (siehe auch Kapitel 7.1). Trotzdem kann man von diesen Funktionen als Grundlage ausgehen. Die Kenntnis der Form der Kraft-Längen-

Relation und das Auftreten von denselben Maxima im mittleren Gelenkwinkelbereich bei den zwei Momentenfunktionen rechtfertigen den ursprünglichen, quadratischen Ansatz. Zwei funktionale Beschreibungen des Maximalmoments M_{\max} (Ellenbogen - Flexion und Schulter - Heben) sind für die untersuchten Bewegungen wesentlich und in den Tabellen 5.4 und 5.5 aufgeführt. Dabei bezeichnet Res_max den maximalen Residuumswert, Res_abs_MW den Mittelwert aller positiven Abstände zwischen Mess- und Funktionswert und Res_std die Standardabweichung der Residuen. Die angegebenen Werte sind relative Werte, die sich auf den globalen maximalen Messwert für die jeweilige Funktion beziehen. Es gibt einige gemessene Momente, die weit entfernt von ihren Nachbarn liegen, so dass diese durch die Regression nicht erreicht werden können. Daher kommen die größten Fehler von 27% auf den maximalen Messwert zustande. Die mittleren Absolutwerte über alle Residuen liegen bei maximal 7% und die Standardabweichung aller Residuen beträgt maximal 9%.

Tabelle 5.4: Funktionen des Maximalmoments mit Residuenwerten, die relativ zum maximalen Messwert der jeweiligen Funktion angegeben sind. (VP1)

Ellenbogen - Flexion		
$M_{\max} = 39,9 + 0,5\alpha - 2,7 \cdot 10^{-3}\alpha^2 + 0,2\gamma - 2,4 \cdot 10^{-3}\alpha\gamma - 1,2 \cdot 10^{-3}\gamma^2$		
Res_max: 0,17	Res_abs_MW: 0,07	Res_std: 0,09
Schulter - Heben		
$M_{\max} = 89,3 - 0,1\alpha - 7,1 \cdot 10^{-4}\alpha^2 - 4,3 \cdot 10^{-6}\alpha^3 - 0,4\beta + 5,8 \cdot 10^{-3}\alpha\beta - 0,01\beta^2 + 1,0 \cdot 10^{-4}\alpha\beta^2 - 5,5 \cdot 10^{-5}\beta^3 + 4,3 \cdot 10^{-7}\alpha\beta^3 + 0,1\gamma - 2,5 \cdot 10^{-3}\alpha\gamma - 6,5 \cdot 10^{-4}\beta\gamma - 0,01\gamma^2 + 1,5 \cdot 10^{-4}\alpha\gamma^2 + 1,1 \cdot 10^{-5}\beta\gamma^2 + 8,0 \cdot 10^{-5}\gamma^3 - 9,0 \cdot 10^{-7}\alpha\gamma^3 + 2,9 \cdot 10^{-8}\beta\gamma^3$		
Res_max: 0,27	Res_abs_MW: 0,06	Res_std: 0,08

Tabelle 5.5: Funktionen des Maximalmoments mit Residuenwerten, die relativ zum maximalen Messwert der jeweiligen Funktion angegeben sind. (VP2)

Ellenbogen - Flexion		
$M_{\max} = 55,1 + 0,2\alpha + 1,5 \cdot 10^{-3}\alpha^2 + 4,5 \cdot 10^{-3}\gamma - 9,8 \cdot 10^{-4}\alpha\gamma - 8,0 \cdot 10^{-4}\gamma^2$		
Res_max: 0,15	Res_abs_MW: 0,06	Res_std: 0,07
Schulter - Heben		
$M_{\max} = 95,6 + 0,3\alpha - 2,6 \cdot 10^{-3}\alpha^2 - 9,9 \cdot 10^{-2}\beta + 4,6 \cdot 10^{-4}\alpha\beta - 3,5 \cdot 10^{-4}\beta^2 + 0,2\gamma + 1,9 \cdot 10^{-3}\alpha\gamma + 2,3 \cdot 10^{-3}\beta\gamma - 1,6 \cdot 10^{-3}\gamma^2$		
Res_max: 0,23	Res_abs_MW: 0,07	Res_std: 0,09

Modell der Diskomfortfunktionen

Bei den Diskomfortfunktionen kommt im Vergleich zu den gerade besprochenen Momentenfunktionen noch das relative Moment als Variable hinzu. Die Versuche von Zacher haben gezeigt, dass der Diskomfort linear mit dem relativen Moment zunimmt. Daher taucht das relative Moment M_{rel} nur einmal als linearer Term auf, wobei die Funktionen in den Gelenkvariablen quadratisch angesetzt werden. Die Messwerte enthalten die Diskomfortbewertungen bei allen eingenommenen Haltungen, in denen das maximal mögliche Moment in der entsprechenden Messrichtung angewendet wurde, als auch den Haltungsdiskomfort, also ohne Kraftanstrengung. Zusätzlich sind bei einigen ausgewählten Haltungen Momente aufgebracht worden, die 25%, 50% und 75% des individuellen Maximalmoments entsprechen. Einige Funktionen der VP2 sind dabei zur Darstellung ausgewählt worden.

Der Diskomfort steigt linear mit dem relativen Moment an. Dies zeigt sich deutlich an den Datenpunkten für die Flexion im Ellenbogen (siehe Abbildung 5.14) und wird durch den linearen Ansatz verstärkt. Es gibt Winkelbereiche, in denen wenige Messungen durchgeführt wurden, trotzdem zeigt die Funktion das typische Verhalten des Modells: Ein Minimum des Diskomforts liegt in einer Gelenkmittelstellung und der Diskomfort steigt linear mit M_{rel} an, wie in Abbildung 5.15 besonders gut zu sehen ist. Da zur graphischen Darstellung zwei Variablen festgehalten werden müssen, sind zur Verdeutlichung der Linearität zwischen Diskomfort und M_{rel} in Abbildung 5.16 die Flächen mehrerer fester M_{rel} -Werte dargestellt. Um die Haltungsabhängigkeit direkt an den Gelenkwinkelgrenzen zu modellieren, könnte man die Funktion an den Grenzen künstlich hochziehen. An diesen Grenzen werden in der Streckung Schmerzrezeptoren durch die Dehnung von Muskeln und Sehnen erregt, oder bei der Beugung treten große Druckkräfte zwischen den zusammengedrückten Muskeln auf. Solche Bewegungsgrenzen wurden u.a. von Damon et al. (1966) und Kapandji (1994) für viele Probanden vermessen. Bei Daemon erfolgte die Messung passiv, d.h. ein Versuchsleiter hat ein Gelenk eines Probanden mit Kraft an die Grenzen ausgelenkt, bis der Proband Scherzen anzeigte. Da die Messungen statistisch aufbereitet wurden, sind Werte für ein Individuum nicht bekannt. Für die beabsichtigten individuellen Modelle wären diese Werte eine grobe Näherung. Auf die Manipulation der Diskomfortgrenzen an den Endgelenkstellungen wurde auch deshalb verzichtet, da bei den Bewegungsaufgaben keine dieser extremen Gelenkstellungen vorkamen und dies daher für die Analyse der Bewegungen, hinsichtlich der Momente und des Diskomforts, keinen wesentlichen Einfluss hätte. Bei der Prognose von Haltungen und Bewegungen ist der Anstieg der Diskomfortfunktionen zu den Gelenkgrenzen hin ausreichend, so dass extreme Haltungen, die eine Person vermeidet, von dem Optimierungsalgorithmus unberücksichtigt bleiben (siehe dazu Kapitel 8).

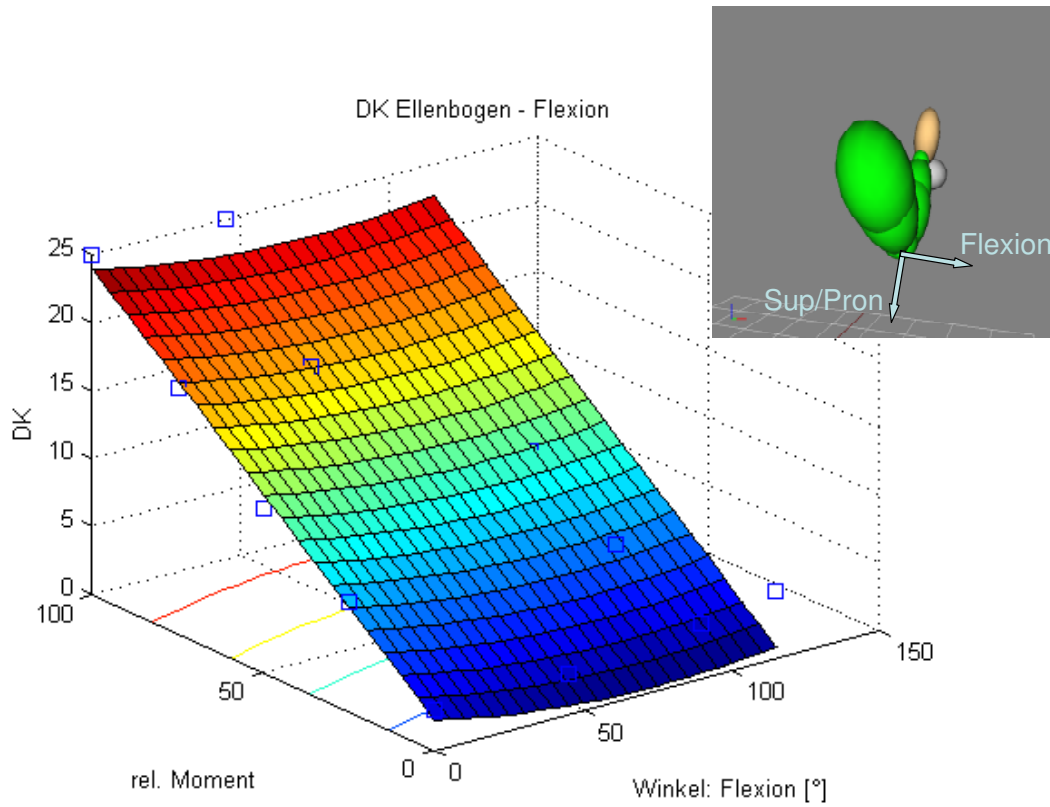


Abbildung 5.14: Diskomfortfunktion für die Flexion im Ellenbogengelenk. Der Rotationswinkel $\gamma = 0^\circ$.

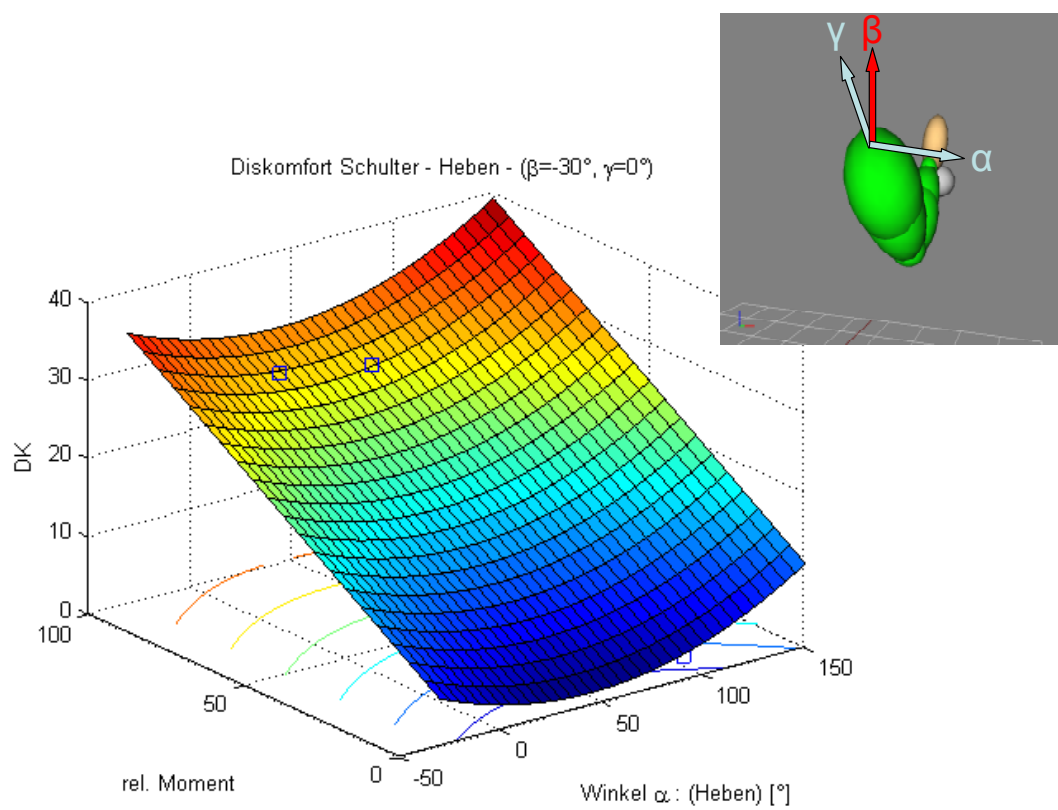


Abbildung 5.15: Diskomfortfunktion für das Heben im Schultergelenk.

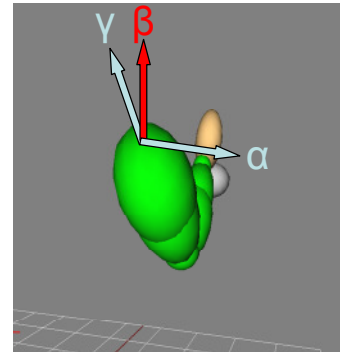
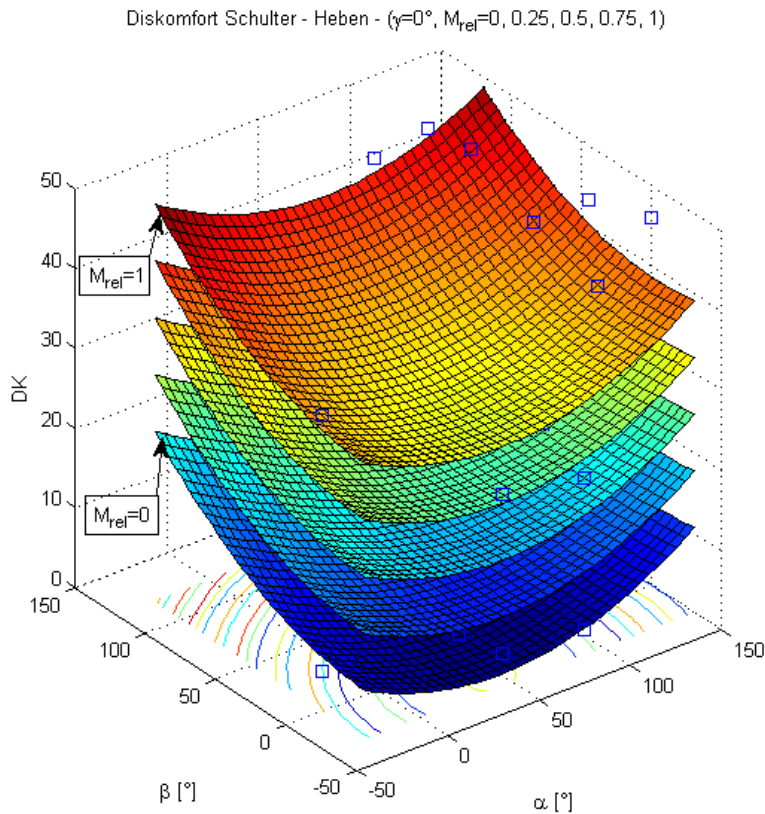


Abbildung 5.16: Diskomfortfunktion für das Heben im Schultergelenk. Für die fünf relativen Momente ergibt sich im Diagramm je eine darstellbare Fläche. Aus deren Abstand kann man die Linearität zwischen Diskomfort und M_{rel} erkennen.

Wie im vorigen Abschnitt für die Maximalmomentfunktionen, werden für zwei Diskomfortverläufe die interpolierten Funktionen F_{DK} (Variablen M_{rel} : relatives Moment und α , β , γ : Gelenkwinkel) beider Probanden angegeben, jedoch sind die zugehörigen Residuenwerte absoluten Größen (Tabellen 5.6 und 5.7).

Tabelle 5.6: Diskomfortfunktionen mit Residuenwerten (VP1).

Ellenbogen - Flexion		
$F_{DK} = 2,4 + 0,4 M_{rel} + 0,04\alpha - 1,9 \cdot 10^{-4}\alpha^2 + 2,9 \cdot 10^{-3}\gamma - 3,8 \cdot 10^{-5}\alpha\gamma + 3,7 \cdot 10^{-4}\gamma^2$		
Res_max: 5,6	Res_abs_MW: 1,6	Res_std: 2,1
Schulter - Heben		
$F_{DK} = 5,4 + 0,4 M_{rel} - 0,05\alpha + 3,8 \cdot 10^{-4}\alpha^2 + 7,8 \cdot 10^{-3}\beta - 3,9 \cdot 10^{-5}\alpha\beta + 3,6 \cdot 10^{-4}\beta^2 + 4,2 \cdot 10^{-3}\gamma - 6,7 \cdot 10^{-5}\alpha\gamma + 3,5 \cdot 10^{-4}\beta\gamma + 3,6 \cdot 10^{-4}\gamma^2$		
Res_max: 13,9	Res_abs_MW: 1,7	Res_std: 2,5

Tabelle 5.7: Diskomfortfunktionen mit Residuenwerten (VP2).

Ellenbogen - Flexion		
$F_{DK} = 2,2 + 0,2 M_{rel} - 0,05\alpha + 3,4 \cdot 10^{-4} \alpha^2 + 0,01\gamma + 5,0 \cdot 10^{-4} \alpha\gamma + 9,3 \cdot 10^{-4} \gamma^2$		
Res_max: 13,4	Res_abs_MW: 2,9	Res_std: 4,0
Schulter - Heben		
$F_{DK} = 3,5 + 0,3 M_{rel} - 0,08\alpha + 8,1 \cdot 10^{-4} \alpha^2 + 0,03\beta - 2,1 \cdot 10^{-4} \alpha\beta + 6,8 \cdot 10^{-4} \beta^2 - 0,1\gamma + 8,0 \cdot 10^{-5} \alpha\gamma + 1,7 \cdot 10^{-4} \beta\gamma + 9,3 \cdot 10^{-4} \gamma^2$		
Res_max: 14,3	Res_abs_MW: 3,5	Res_std: 4,6

Überprüfung des Modells

Nach dem Aufbau der Berechnungsmodelle in alaska und Matlab wurde anhand der isometrischen Messungen von Zacher (Maximalmomentmessungen und subjektive DK-Bewertungen) überprüft, ob die Modelle für jede Versuchsperson, jedes Gelenk und jede Messrichtung der Momente, die subjektive Diskomfortbewertungen für jede gemessene Haltung mit dem zugehörigen Moment wiedergibt. Für jede Konfiguration VP, Gelenk und Richtung wird die Messung mit der Analyseberechnung verglichen. Die berechneten und zugehörigen subjektiven DK-Werte werden als x- und y-Komponenten von Punkten in einem Diagramm dargestellt. Im Fall eines idealen linearen Zusammenhangs würden das Bestimmtheitsmaß und die Steigung der Regressionsgerade den Wert eins besitzen. Abbildung 5.17 zeigt eine Regressionsgerade durch die Punkte für die Schulter der VP1 und der Bewegungsrichtung Heben.

Es wurden 59 Haltungen betrachtet, bei denen mit maximal aufzubringendem Moment eine DK-Bewertung abzugeben war, 66 Haltungen ohne Moment und zusätzlich für drei Haltungen jeweils 25%, 50% und 75% des individuellen Maximalmoments aufzubringen war, dabei ergeben sich 134 Messpunkte. Je näher das Bestimmtheitsmaß an 1 liegt und je näher die Steigung der Regressionsgerade an 1 liegt, desto besser stimmt die Berechnung mit der Realität überein.

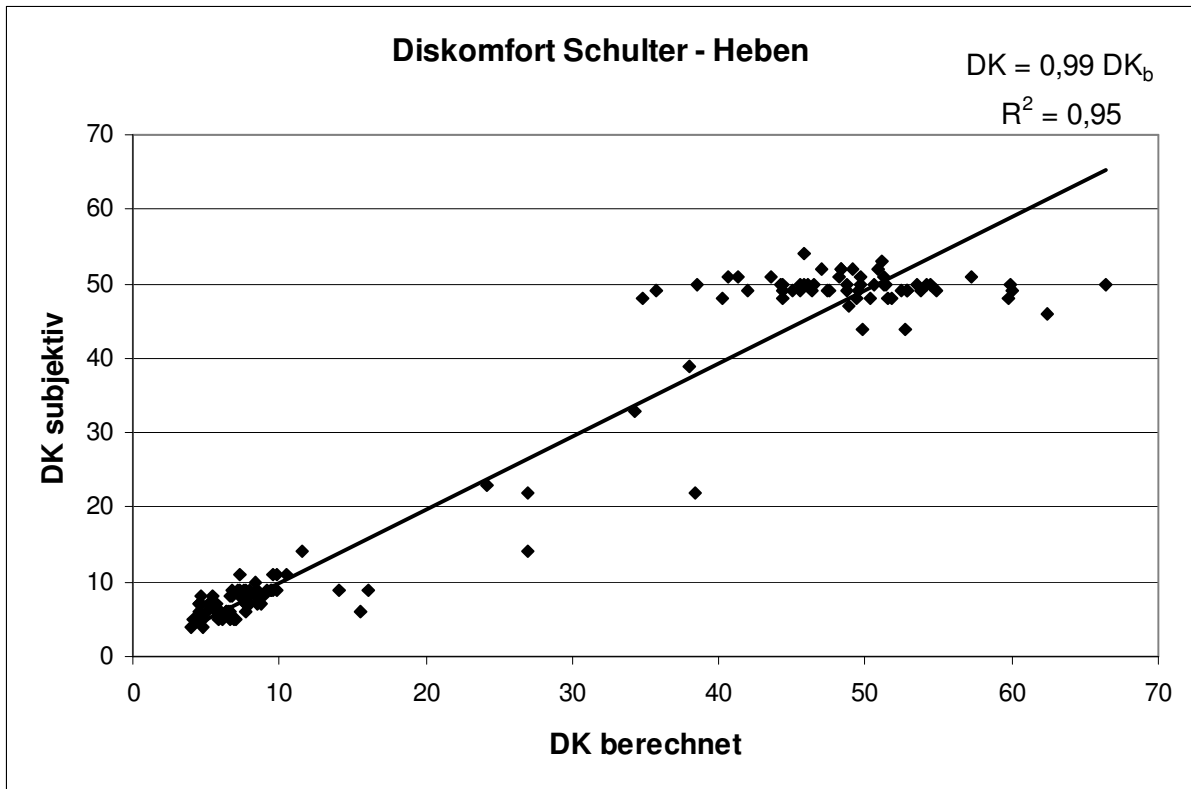


Abbildung 5.17: Regressionsgerade für die Überprüfung der Diskomfortberechnung für isometrische Bedingungen. Versuchsperson 1, Schulter, Heben.

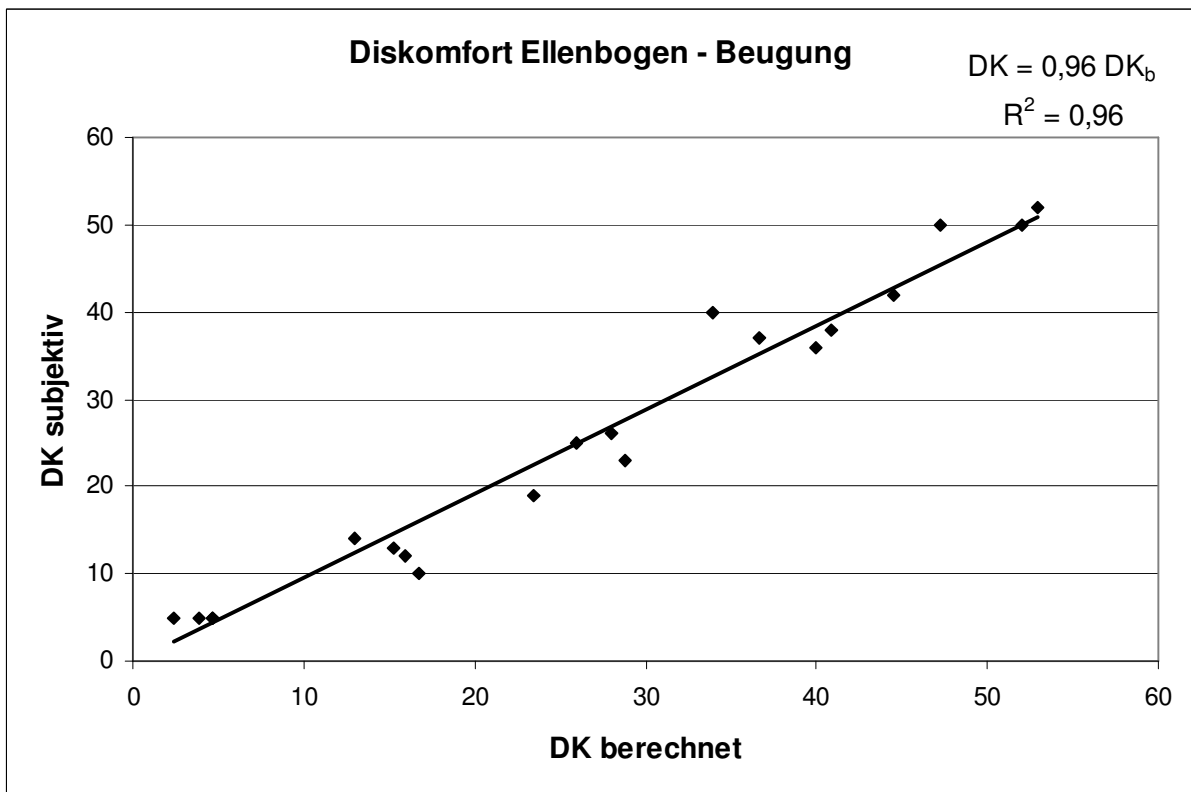


Abbildung 5.18: Regressionsgerade für die Überprüfung der Diskomfortberechnung für isometrische Bedingungen. Versuchsperson 1, Ellenbogen, Beugung.

Es ist zu erkennen, dass die Versuchsperson für die Aufwendung ihres maximalen Moments in einem engen Bereich von 44 bis 54 anhand der in Kapitel 4.2 erläuterten CP50-Skala den DK bewertet. Die Analyse liefert für diesen Fall einen größeren Streubereich der Datenpunkte, so dass die Punkte im oberen Diskomfortbereich flach auseinander gezogen sind. Dies liegt an der Interpolation der Messergebnisse für die Bestimmung der Maximalmomentfunktionen. Dadurch ergibt sich in der Berechnung ein vom gemessenen Wert abweichendes Maximalmoment für die Haltung im Schultergelenk. Da aber an der Schulter das tatsächlich gemessene Maximalmoment anliegt, ergibt sich ein von 100% abweichendes relatives Moment und folglich ein Diskomfortwert der von dem zu Grunde gelegten subjektiven Wert abweicht. Mit einem höherdimensionalen Ansatz der multiplen Regression für die Interpolation der Messwerte, könnte eine bessere Übereinstimmung erzielt werden. Jedoch handelt es sich hier um ein individuelles Modell, das im Ausblick noch verallgemeinert werden soll. Daher ist es sinnvoller den generellen Verlauf der Maximalmomentkurve abzubilden, als mit allen Mitteln das Modell auf die Messwerte zu trimmen.

Im Ellenbogengelenk wurden für die Beugung 20 Messpunkte zur Überprüfung verwendet. Diese ist in Abbildung 5.18 zu sehen. Die Abbildungen 5.19 und 5.20 zeigen die äquivalenten Regressionen für Versuchsperson 2.

Mit Hilfe von Excel wurde die Trendlinie durch die Datenpunkte gelegt und die Gerade durch den Ursprung gezwungen. Die Werte für die Steigung und das Bestimmtheitsmaß R^2 aller acht Momentrichtungen sind für beide Probanden in Tabelle 5.8 angeführt. Betrachtet man VP1, dann liegen die Werte der Steigung zwischen 0,99 und 0,92, die Werte für R^2 zwischen 0,98 und 0,81. Bei VP2 liegt die Steigung zwischen 0,99 und 0,87 und R^2 zwischen 0,91 und 0,82. Insgesamt lässt sich feststellen, dass die berechneten und die subjektiven Diskomfortwerte einen zufrieden stellenden linearen Zusammenhang aufweisen. Die Abweichungen vom idealen Zusammenhang und damit einer exakten Reproduktion der Messungen durch die Analyse liegen an der Interpolation der gemessenen Maximalmomente und der DK-Bewertungen der Versuchspersonen.

Tabelle 5.8: Werte für die Steigung und das Bestimmtheitsmaß der Regressionsgeraden für die Überprüfung der Diskomfortberechnung im statischen Fall.

	Ellenb. Flexion	Ellenb. Extension	Schulter Heben	Schulter Senken	Schulter links	Schulter rechts	Schulter Rot links	Schulter Rot rechts
VP1								
Steigung	0,96	0,94	0,99	0,97	0,96	0,97	0,96	0,92
R ²	0,96	0,98	0,95	0,93	0,89	0,91	0,90	0,81
VP2								
Steigung	0,93	0,87	0,99	0,97	0,99	0,99	0,98	0,93
R ²	0,91	0,90	0,88	0,82	0,88	0,90	0,89	0,82

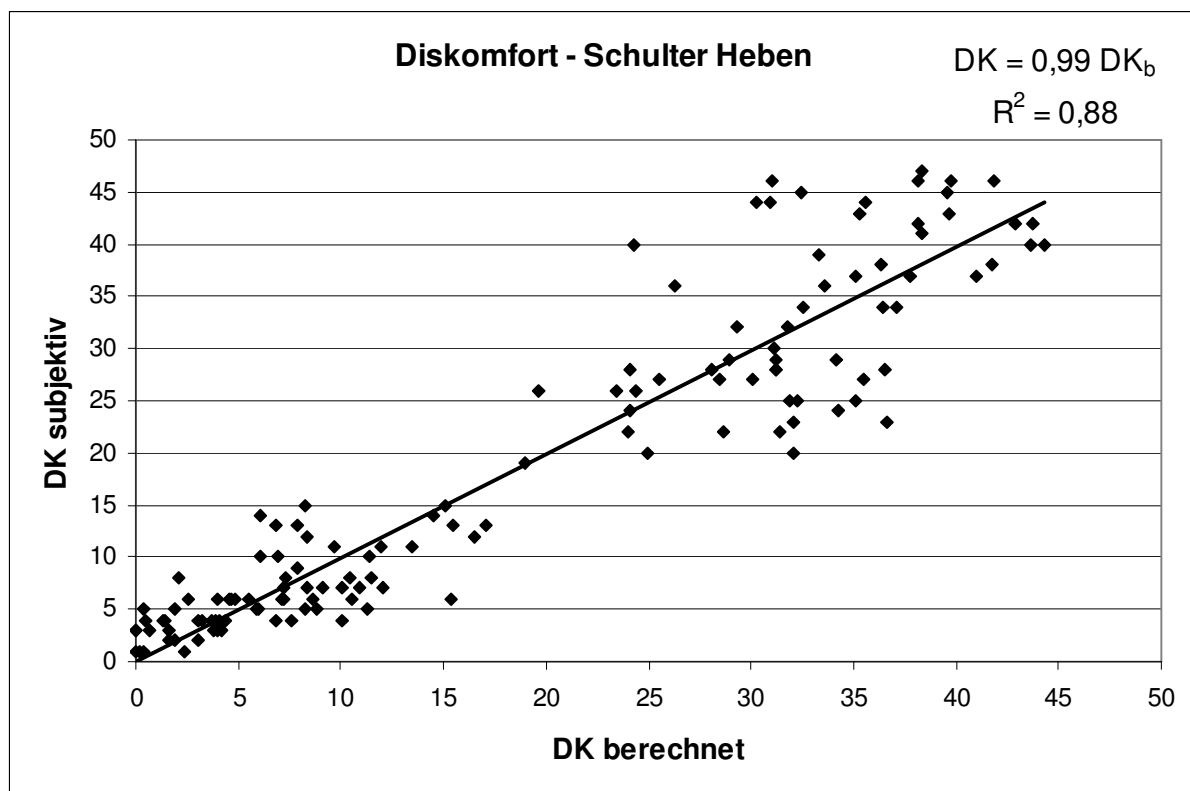


Abbildung 5.19: Regressionsgerade für die Überprüfung der Diskomfortberechnung für isometrische Bedingungen. Versuchsperson 2, Schulter, Heben.

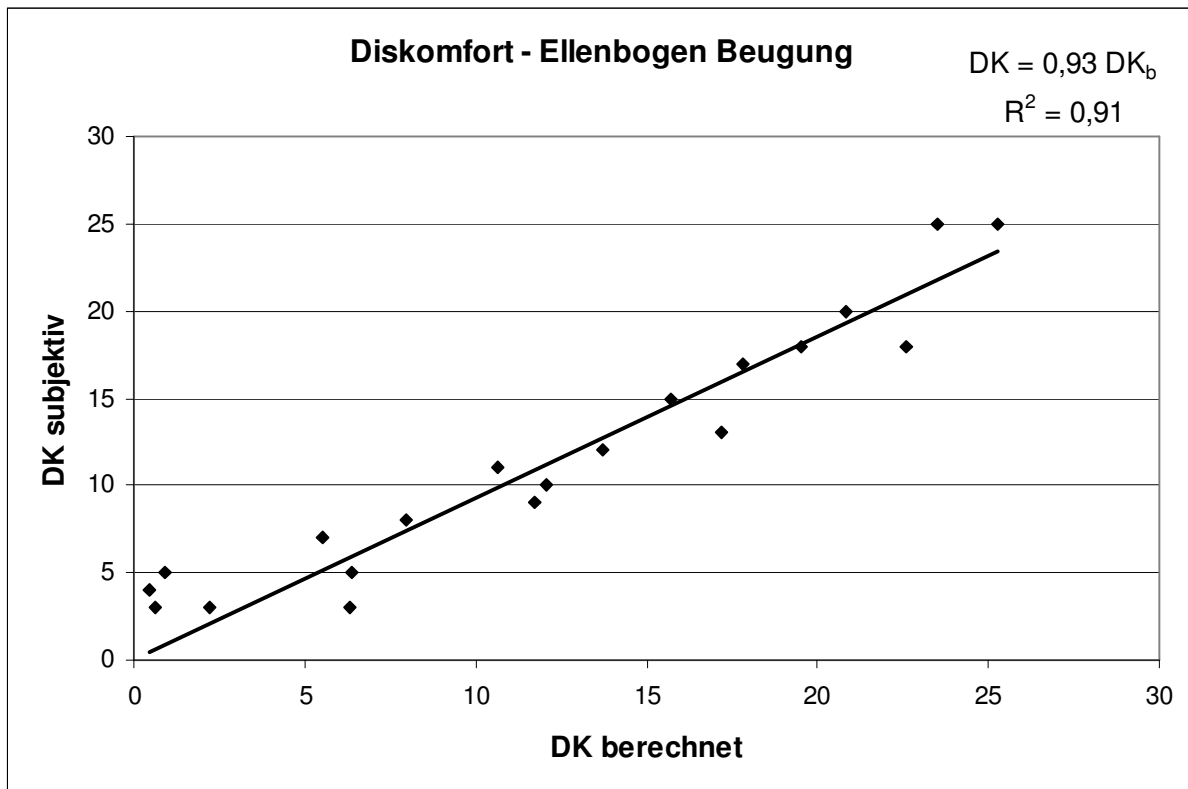


Abbildung 5.20: Regressionsgerade für die Überprüfung der Diskomfortberechnung für isometrische Bedingungen. Versuchsperson 2, Ellenbogen, Beugung.

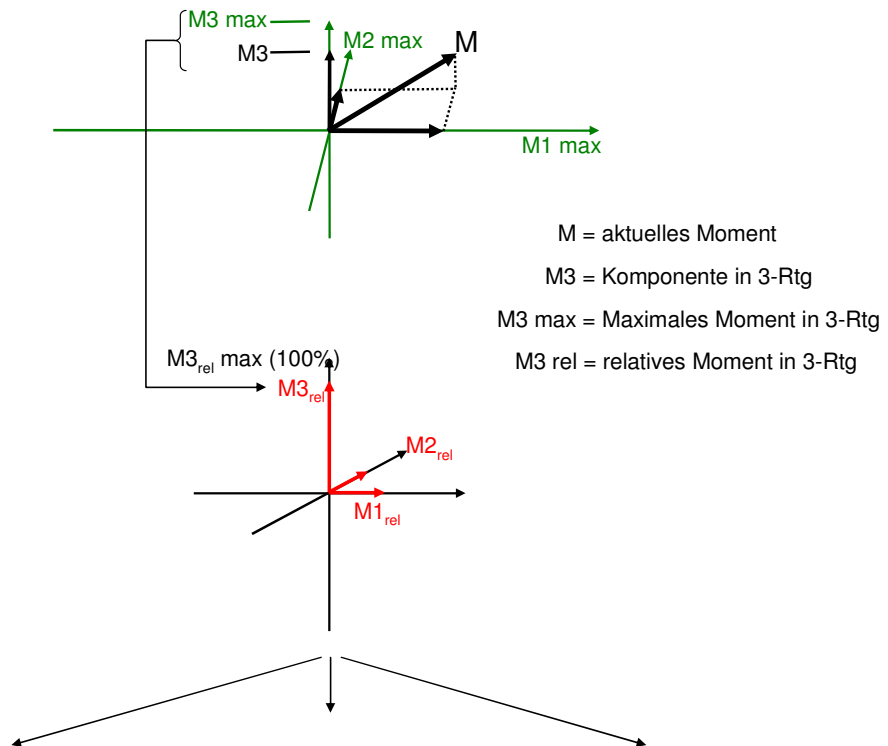
5.3.2 Zusammensetzung des statischen Diskomforts für ein Gelenk

Die Zusammensetzung des statischen Diskomforts, auf der Ebene eines Gelenks, aus den Diskomfortfunktionen wurde bisher nicht untersucht. Da dies aber für eine Anwendung zur Berechnung des Diskomforts z.B. für eine Haltearbeit notwendig ist, werden mögliche Ansätze für den lokalen Diskomfort eines Gelenkes in diesem Kapitel erläutert.

Beim Betrachten nur eines Freiheitsgrades eines Gelenks, wie dem Beugen und Strecken des Ellenbogens, sind die Diskomfortfunktionen in diesen Bewegungsrichtungen schon bekannt und können direkt angewendet werden. Bei der Schulter ist die Bewegungsfreiheit größer. Durch die Diskretisierung auf drei Messachsen ergibt sich die Problematik, wie sich der Diskomfort des Gelenks aus diesen Achsen zusammensetzt. Da keine Experimente vorhanden sind, um dies zu klären, können nur mögliche Ansätze gegeben werden.

Die Messungen wurden entlang diskreter Messachsen entlang der so definierten Bewegungsrichtungen (Momentenkreuz der Messachsen) durchgeführt, so dass zuerst die relativen Momente entlang der Messachsen zu bestimmen sind. Dabei werden die Komponenten des aktuellen Momentes in den sechs Koordinatenrichtungen betrachtet.

Maximalmomentenkreuz



Diskomfort

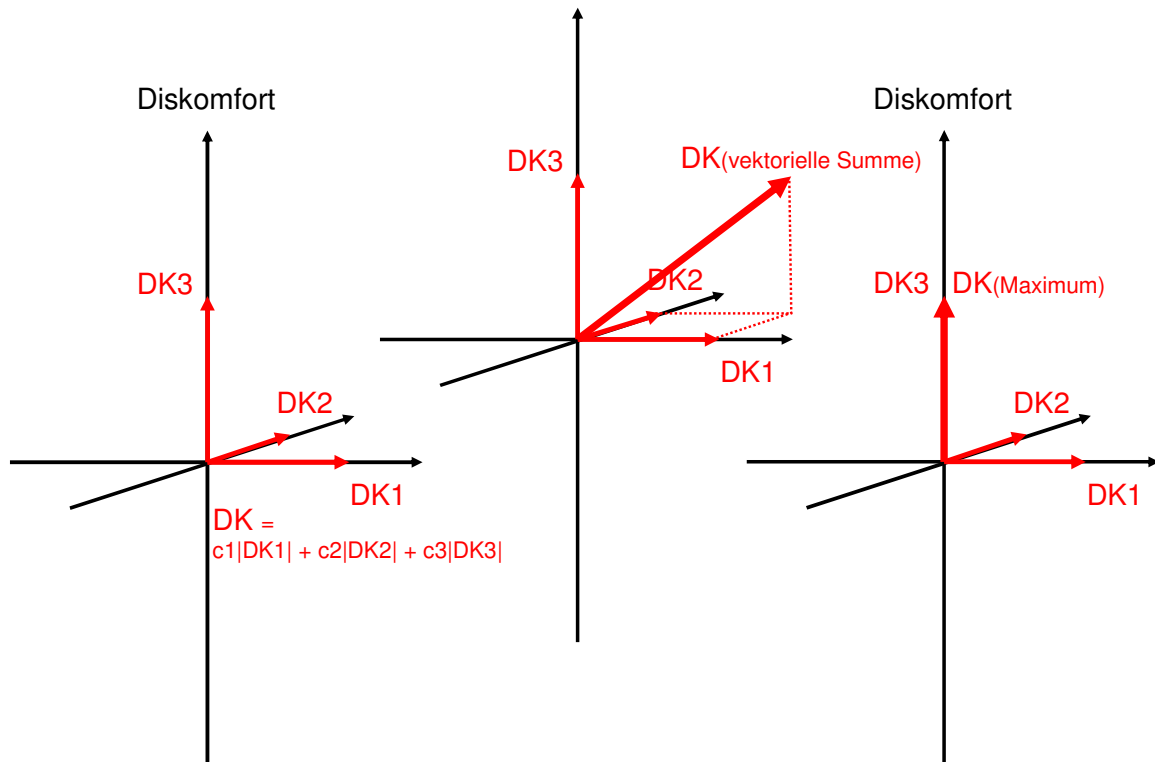


Abbildung 5.21: Oben: Darstellung der Maximalmomente (grün) entlang der Messachsen bei einer Gelenkhaltung für die Schulter mit dem aktuellen Gelenkmoment M (schwarz). Mitte: Es sind die relativen Momente m_1 , m_2 und m_3 als Quotient aus maximalem Moment und aktuellem Moment aufgetragen. Unten: lokaler Diskomfort DK als Linearkombination, als Vektorsumme $DK(\text{vektorielle Summe})$ und als maximale Komponente $DK(\text{Maximum})$.

In jeder der drei Koordinatenachsen des aktuellen Quadranten kann das relative Moment $M1_{rel}$, $M2_{rel}$ und $M3_{rel}$ berechnet werden, da das maximale Moment in diesen Richtungen bekannt ist (Abbildung 5.21 oben und Mitte).

Der Übergang vom relativen Moment zum Diskomfort für die einzelnen Bewegungsrichtungen (Abbildung 5.21: Übergang von Mitte nach unten) kann folgendermaßen durchgeführt werden:

- a) Beschreibung des Diskomforts durch eine lineare Regression mit dem relativen Moment, basierend auf den zu betrachtenden Messungen.
- b) Beschreibung des Diskomforts wie unter a) mit der zusätzlichen Annahme, dass die Gerade durch den Messpunkt (15% relatives Moment / Diskomfort=0) geht, bei dem Zacher (2005a) eine Grenze des Diskomfortempfindens bei ihren Probanden gefunden hat.
- c) Der Kraftdiskomfort ergibt sich als eine auf eins normierte exponentielle Funktion zwischen den Funktionswerten $M_{rel} = 15,7\%$ und 100% , multipliziert mit dem maximalen Diskomfort in dieser Bewegungsrichtung (Schäfer und Zacher 2006). Dieser geht in den Haltungsdiskomfort über, der als horizontale Gerade mit dem Funktionswert des Diskomforts bei $M_{rel} = 0$ eingeht. Durch die Annahme eines Maskierungseffektes wird immer der größere Anteil als Diskomfort berücksichtigt, wobei zwischen beiden ein stetiger Übergang definiert wird.
- d) Beschreibung des Diskomforts durch eine mehrdimensionale Regressionsanalyse aller Messpunkte als Diskomfortfunktion, wie sie Kapitel 5.3.1 beschreiben wurde.

Nachdem die Diskomfortfunktionen für die einzelnen Bewegungsrichtungen bekannt sind (DK1, DK2 und DK3 aus Abbildung 5.21 unten), bleibt die Frage, wie sich diese zum Diskomfort des Gelenks zusammensetzen. Dazu gibt es mehrere Hypothesen:

1. Es wird nur die maximale Komponente betrachtet.
2. Die Komponenten können zu einem Diskomfortvektor addiert und dessen Längennorm für den Diskomfort herangezogen werden.
3. Der Diskomfort kann als eine gewichtete Summe aus linearen Gliedern der einzelnen Diskomfortfunktionen beschrieben werden (Bubb 2003):

$$f_{DK,j} = \sum_i c_{i,j} f_{DK,i,j} \quad (5.27)$$

Auf der Basis der Untersuchung von Kee und Karwowski (2003), dass der Diskomfort in verschiedenen Bewegungsrichtungen ein unterschiedlich starkes Empfinden auslöst, haben Dafour und Wang (2005) vorgeschlagen, die Faktoren aus Karwowskis Arbeit zu übernehmen.

Wie der Diskomfort eines Satzes von Gelenken zum globalen Diskomfort führt, war bisher nicht Gegenstand von Untersuchungen. Es liegt nahe, die gewonnenen Erkenntnisse für den dynamischen Fall der Bewegungen (Kapitel 3.2.3) hier zu übernehmen und sich für 1.) zu entscheiden.

5.3.3 Dynamische Diskomfortgrundfunktionen

Das dynamische Diskomfort-Modell soll den Diskomfort bei Bewegungen vorhersagen. Dazu soll ein Zusammenhang zwischen einer aus dem Modell berechneten Größe und der subjektiven Diskomfortbewertung hergestellt werden. So entsteht für jede Versuchsperson ein individuelles Diskomfort-Modell für Bewegungen des Hand-Arm-Systems. Sollten sich gute Übereinstimmungen ergeben, kann man annehmen, dass das gleiche Prinzip auch auf andere Gelenke ausgedehnt werden kann. Für die Berechnung wird die Hypothese vertreten, dass die statischen Funktionen übernommen werden und die isometrischen Maximalmomente M_{\max} mit Hilfe der Hill'schen Gleichung geschwindigkeitsabhängig korrigiert werden. Die Funktionen werden zu jedem Zeitpunkt der Bewegung berechnet, daher muss noch eine geeignete übergeordnete Funktion oder ein Funktional $F(f_{DK}(t))$ gefunden werden. Da der Kraftdiskomfort linear mit dem relativen Moment zusammenhängt, wird der Diskomfort vom Niveau von M_{\max} abhängen. Ein niedriges M_{\max} wird bei sonst gleichen Bedingungen zu einem größeren relativen Moment führen, was eine größere relative Anstrengung und damit einen größeren Diskomfort verursacht. Der durch das Modell berechnete Diskomfortwert stellt im günstigsten Fall eine gute Näherung der subjektiven Diskomfortbewertungen dar.

Korrektur des Maximalmoments nach Hill

Für die Korrektur des Maximalmoments wird eine hyperbolische Funktion nach Hill (Formel 5.28) verwendet, welche die Moment-Geschwindigkeits-Relation in einem Gelenk beschreibt. Die Hill'sche Gleichung ist ursprünglich eine Kraft-Geschwindigkeits-Relation und stellt die physiologische Eigenschaft einer Muskelfaser dar. Mit höherer Kontraktionsgeschwindigkeit nimmt die maximale Kraft der Faser ab. Durch die hohe Kontraktionsgeschwindigkeit müssen sich die Myosinköpfchen der Muskelfaser wieder von dem Aktinfilament lösen, wodurch weniger Brückenbindungen vorhanden sind und damit weniger Kraft ausgeübt werden kann. Diese Eigenschaft ist als ganzes auf ein Gelenk übertragbar. Bei zunehmender Winkelgeschwindigkeit, z.B. beim Beugen des Ellenbogens im konzentrischen Fall (die Muskulatur überwindet ein Gewicht), verringert sich das Maximalmoment im

Vergleich zum isometrischen (statischen) Fall. Beim Übergang zum exzentrischen Fall, also wenn einem Gewicht nachgegeben wird (z.B. beim Ablassen eines Gewichtes mit gebeugtem Ellenbogen), kehrt sich die Relation um und ein größeres Maximalmoment kann erzeugt werden. Die Parameter der hyperbolischen Funktion für die konzentrische Bewegung wurden aus der Literatur (de Koning 1985) übernommen. Dort wurden die Winkelgeschwindigkeiten bei unterschiedlicher Belastung der Armbeuger für untrainierte, aber sportlichen Personen gemessen. Die Hill'sche Gleichung gibt das maximale konzentrische Moment $M_{\max,dyn,i,j}$ im dynamischen Fall an. Dieses wird bei der aktuellen Winkelgeschwindigkeit ω_{ij} berechnet, wobei die isometrisch gemessene Maximalkraft $M_{\max,i,j}$ für jede Gelenkwinkelkonfiguration (α, β, γ) als konstanter Parameter eingeht. Damit verläuft die Hyperbel bei $\omega=0$, also im isometrischen Fall, durch M_{\max} .

$$M_{Max,dyn,i,j} = \frac{(M_{\max,i,j} + a) \cdot b}{(\omega_{i,j} + b)} - a \quad (5.28)$$

Es wurden die gleichen Parameter a und b für alle Gelenke und Funktionen einer Versuchsperson verwendet (siehe Tabelle 5.9). Der exzentrische Bereich der Hyperbel wird nach Yeadon et al. (2006) berechnet. Durch diese Berechnungsvorgabe ist die zusammengesetzte Funktion stetig und besitzt einen Sprung von 4,3 in der Steigung zwischen dem konzentrischen und exzentrischen Ast bei $\omega = 0$ (siehe Abbildung 5.22). Die maximale exzentrische Kraft wird nach Epstein und Herzog (1998) doppelt so hoch wie die isometrische Maximalkraft angesetzt.

Tabelle 5.9: Konstanten für die Hill'sche Gleichung

	a [Nm]	b [rad/s]
VP1	64,6	15,9
VP2	76,2	14,4

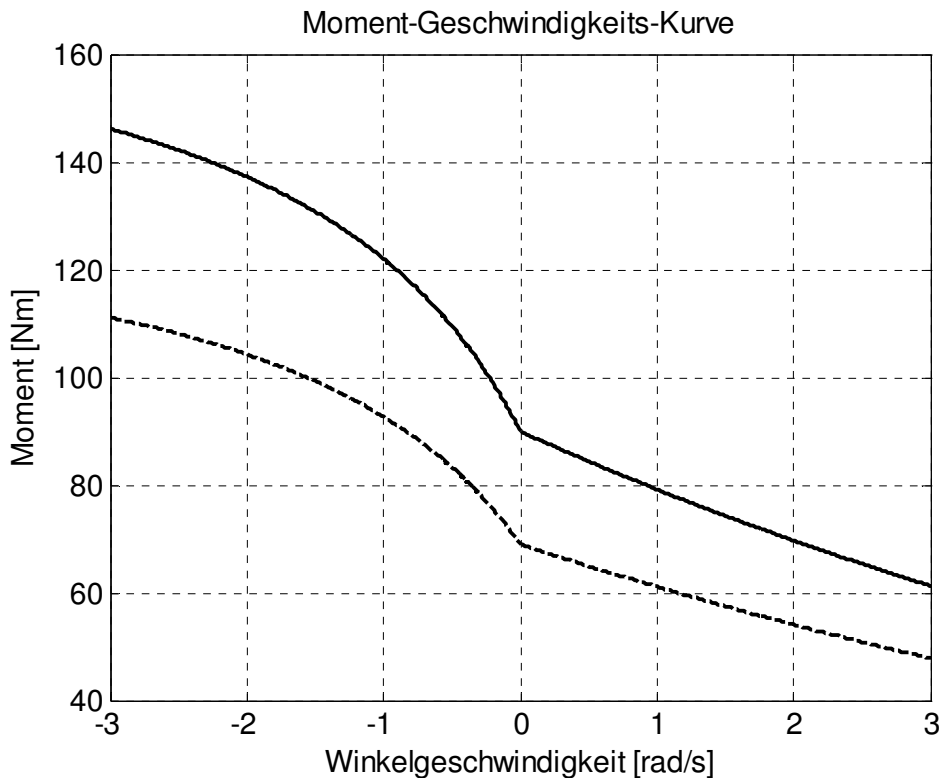


Abbildung 5.22: Hill'sche Kurven zur Korrektur des isometrischen Maximalmoments ($\omega=0$). Kurve für VP1 mit $M_{\max}=69\text{Nm}$ (gestrichelte Linie). Kurve für VP2 mit $M_{\max}=90\text{Nm}$ (durchgezogene Linie). Konzentrischer Ast ($\omega>0$). Exzentrischer Ast ($\omega<0$).

Ansätze für den Gesamtdiskomfort

Das Diskomfortempfinden, das während der Durchführung der gesamten Bewegung auftritt, wird Gesamtdiskomfort genannt. Für die Berechnung ist dabei zu bedenken, dass weitere Annahmen hinsichtlich des zeitlichen Aspekts während einer Bewegung gemacht werden müssen. Das relative Moment ist zu allen einzelnen Zeitpunkten berechenbar und muss zu einer Größe für den Gesamtdiskomfort erweitert werden. Als übergeordnete Funktion wird hierbei das globale Maximum vom relativen Moment M_{rel} zur Bestimmung des Gesamtdiskomforts verwendet. Im Folgenden werden also die Ergebnisse auf dieser Basis berechnet, dargestellt und bewertet. Das für die Prognose des Gesamtdiskomforts verwendete globale Maximum im zeitlichen Verlauf des relativen Momentes ist in Abbildung 5.23 zu sehen. Für jede Bewegung wurde das globale Maximum bestimmt.

Für die Begründung dieses Vorgehens kann auf die Erkenntnisse des Zusammenhanges zwischen lokalem und globalem Diskomfort verwiesen werden, bei dem das Maximum wesentlich ist. Auch aus pragmatischen Gründen wurde dieser Ansatz des Maximums zur Berechnung des Gesamtdiskomforts gewählt, da die Korrelationen mit den subjektiven Bewertungen den stärksten linearen Zusammenhang im Vergleich mit anderen Methoden (bestimmtes Integral oder zeitliche Mittelung) aufweisen.

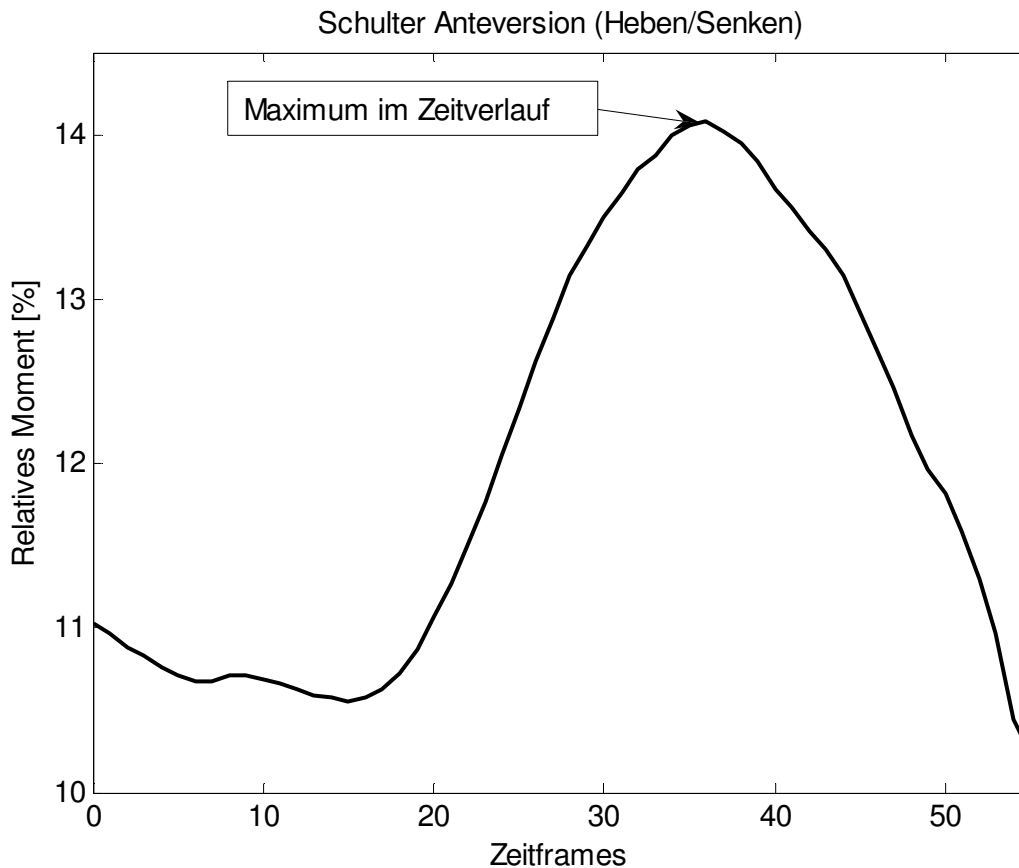


Abbildung 5.23: Zeitverlauf des relativen Moments in der Schulter. Das globale Maximum wird für die Berechnung des Gesamtdiskomforts verwendet. (VP 1, Gewicht 4kg, Stufe 1).

Lokaler Diskomfort

Es stellt sich die grundsätzliche Frage, wie sich der dynamische, lokale Diskomfort aus den Grundfunktionen berechnen lässt. Auch hier gibt es die möglichen Ansätze analog zu Kapitel 5.3.2. Es wird der Punkt a.) für den Übergang zum Diskomfort gewählt. Da diese Arbeit eine Grundlagenarbeit zur Berechnung des Diskomforts darstellt, soll zuerst der Fall eines linearen Zusammenhangs zwischen Diskomfort und relativem Moment, ohne weitere Annahmen, verwendet werden. Da es um die Frage geht, ob ein dynamisches Diskomfort-Modell aufgestellt werden kann, liegt es nahe, den einfachsten Fall zuerst zu betrachten.

Da im Folgenden die relativen Momente für die Messachse M3 der Schulter nicht zuverlässig berechnet werden können (siehe Kapitel 7.1), wird nur eine Momentkomponente der Schulter entlang der M1-Achse (Heben/Senken) als lokaler Diskomfort der Schulter für das Heben der Gewichte betrachtet.

Globaler Diskomfort

Wie sich der globale Diskomfort aus dem lokalen Diskomfort einzelner Gelenke zusammensetzt, konnte in zwei Untersuchungen am LfE schon nachgewiesen werden.

- Die Ergebnisse der Arbeit von Zacher zur Zusammensetzung des globalen Diskomforts bei einfachen Bewegungen (Kapitel 3.2.3) zeigten schon, dass sich der globale Diskomfort aus dem maximalen lokalen Diskomfort der beteiligten Gelenke zusammensetzt.
- Weitere Erfahrungen in Industrie-Projekten, wie der Validierung des Kraft-, Haltungs- und Diskomfort-Modells des Menschmodells RAMSIS, zeigen, dass Versuchspersonen bei Tätigkeiten, wie dem Heben einer Kiste und dem Schließen einer Autotür, den globalen Diskomfort so hoch bewerten wie den maximalen lokalen Diskomfort in einem der Gelenke (Loipersberger 2007).

Diese Tatsache wird auch durch die Ergebnisse dieser Arbeit bestätigt. Der Zusammenhang zwischen globalem Diskomfort und maximalem lokalen Diskomfort ist in der Abbildung 7.1 auf Seite 104 dargestellt und wird zur Prognose des globalen Diskomforts verwendet.

Im Weiteren werden der Gesamtdiskomfort und ebenso das relative Gesamtmoment nur noch als Diskomfort und relatives Moment bezeichnet werden, da nur die Bewegungen betrachtet werden.

6. Ergebnisse der Berechnungsmodelle und der Versuche

Die zentralen Ergebnisse sind der Vergleich zwischen den relativen Momenten beider betrachteten Gelenke entlang der ausgewerteten Bewegungsrichtungen und dem subjektiven Diskomfort. Für den Ellenbogen wird der Freiheitsgrad des Beugens und Streckens betrachtet und für die Schulter die Momentrichtung Heben/Senken des Armes. Ebenso von wesentlicher Bedeutung ist das Ergebnis des globalen Diskomforts für die Bewegungsaufgaben. Diese Ergebnisse werden in Kapitel 6.1 behandelt. Im Kapitel 6.2 werden die in der Analyse berechneten Zeitverläufe wichtiger Größen zur Bestimmung des relativen Momentes dargestellt. Zusätzlich werden in Kapitel 6.3 die Ergebnisse der Diskomfortbewertung während der Versuche gezeigt, im Besonderen der Zusammenhang zwischen Diskomfort und Gewicht, sowie Stufenhöhe. Die dabei auftretenden Tendenzen der Diskomfortaussagen werden den entsprechenden relativen Momenten gegenübergestellt. Im Folgenden werden alle Ergebnisse für beide Versuchspersonen getrennt betrachtet.

6.1 Korrelationen des lokalen und globalen Diskomforts

Hier werden in der ersten Näherung die linearen Korrelationen zwischen den lokalen Gelenkmomenten und den Diskomfortaussagen der einzelnen Versuchspersonen und dem berechneten und bewerteten globalen Diskomfort beschrieben. Sind die Korrelationskoeffizienten akzeptabel, kann eine Prädiktion des Diskomforts, z.B. für eine ergonomische Bewertung, aus dem relativen Moment erfolgen. Die entsprechenden Regressionen sind in den Abbildungen 6.1 und 6.2 zu sehen. Exemplarisch werden diese für die Versuchsperson 1 beschrieben. Aus jeder Bewegungsaufgabe erhält man einen Wert für den subjektiven Diskomfort eines Gelenks, den die Versuchsperson direkt nach dem Ausführen angibt und ein lokales relatives Moment aus der Analyse. Beide Werte werden als Koordinaten eines Punktes im zweidimensionalen Achsensystem des Diagramms angesehen. Jeder Punkt in Abbildung 6.1 stellt somit eine Versuchsaufgabe dar. Je weiter sich diese einer Geraden annähern, desto stärker ist der lineare Zusammenhang zwischen den beiden durch die Punkte beschriebenen Größen. Der entsprechende Korrelationskoeffizient r ist mit angegeben. Dies ist für Schulter und Ellenbogen in den oberen beiden Diagrammen dargestellt. Die zugehörige Gleichung der Regressionsgeraden, die aus dem Prinzip des minimalen Fehlerquadrates berechnet wird, ist ebenfalls in den Diagrammen angegeben. Im Diagramm 3 sind die Punkte für beide Gelenke zusammengefasst worden. Dies entspricht einer „durchschnittlichen“ Korrelation beider Gelenke. Der globale Diskomfort wird folgendermaßen berechnet. Aus dem relativen Moment eines einzelnen Gelenks wird, mit Hilfe der eben beschriebenen Regression, der lokale Diskomfort berechnet. Der globale Diskomfort ergibt sich dann aus dem Maximum beider lokalen Diskomfortwerte von Schulter und Ellenbogen. Dieser Wert wird für alle

Aufgaben mit dem von der Versuchsperson bewerteten globalen Diskomfort verglichen. Wieder werden beide Werte als Koordinaten eines Punktes aufgefasst. Wäre die Prognose des globalen Diskomforts perfekt, lägen die Punkte auf einer Gerade mit der Steigung eins. Bei beiden Versuchspersonen sind die Geradensteigungen nahe bei eins (0,9 und 1,2).

Die Korrelationskoeffizienten der hier beschriebenen vier Diskomfortgrößen liegen bei beiden Versuchspersonen zwischen 0,71 und 0,87. Dies ist für einen Zusammenhang in der Psycho-Physik zwischen objektivem Parameter und subjektiver Bewertung gut. Die Korrelationskoeffizienten für den globalen Diskomfort für beide Versuchspersonen betragen 0,85 und 0,87.

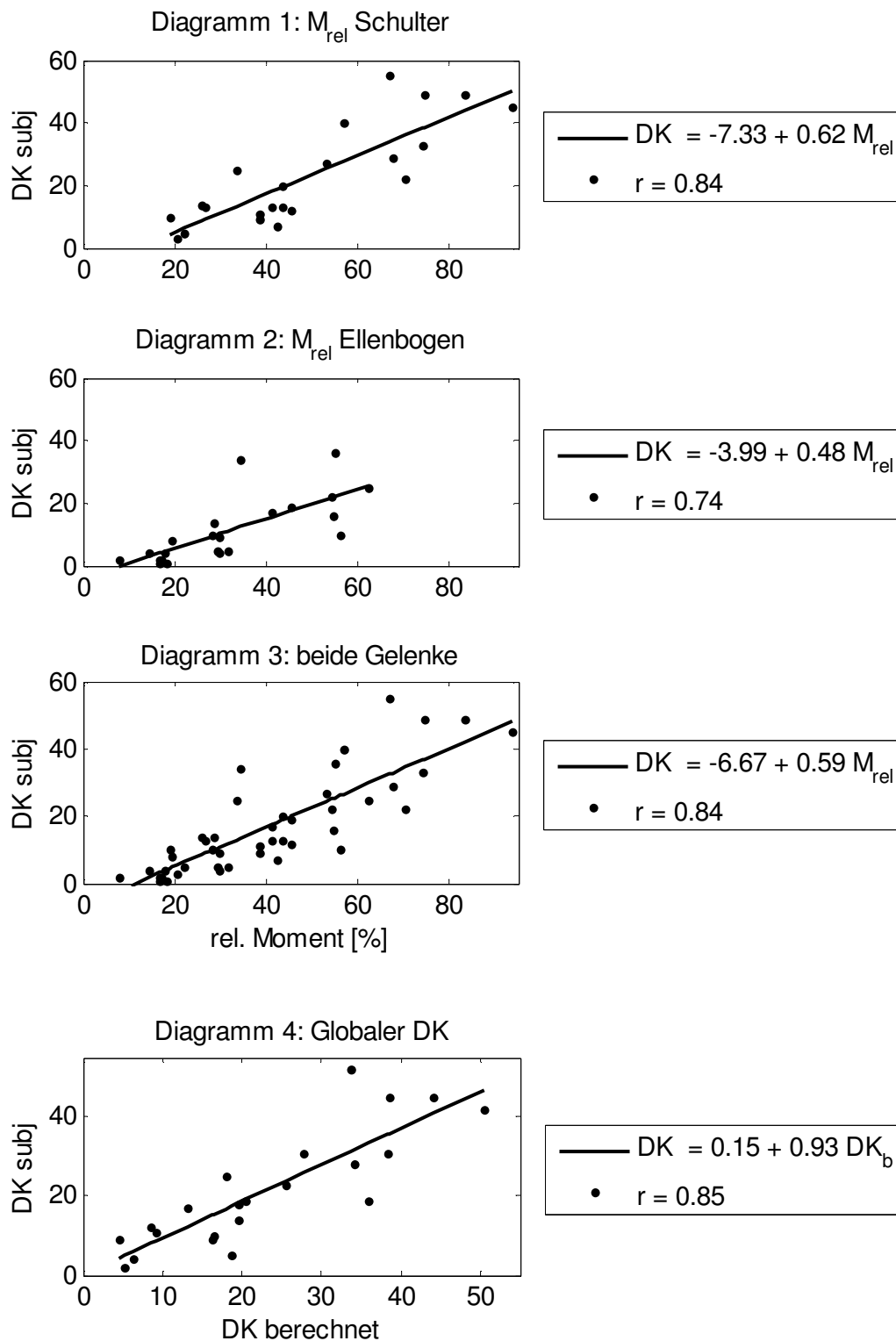


Abbildung 6.1: Diagramme 1-2: Regressionsgeraden für das relative Moment und den subjektiven Diskomfort im Schultergelenk und Ellenbogen über alle Bewegungsaufgaben Diagramm 3: Datenpunkte beider Gelenke zusammengefasst. Diagramm 4: globaler Diskomfort der Bewegung. Der lokale Diskomfort beider Gelenke wurde mit den Regressionsgleichungen aus den Diagrammen 1 und 2 berechnet und das Maximum als globaler Diskomfort betrachtet. DK – subjektiver Diskomfort, DK_b – berechneter Diskomfort, r – Korrelationskoeffizient. (Versuchsperson 1).

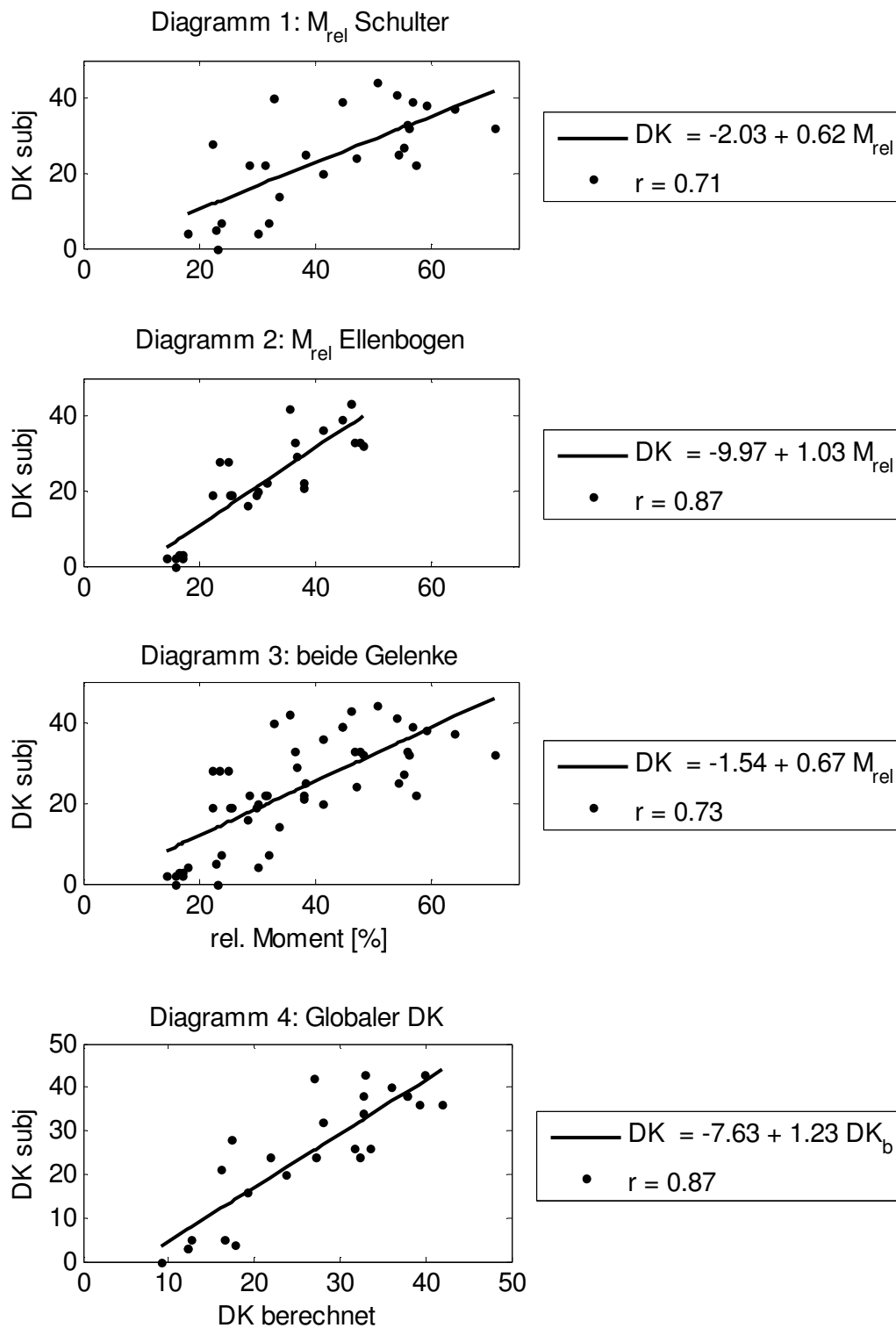


Abbildung 6.2: Diagramme 1-2: Regressionsgeraden für das relative Moment und den subjektiven Diskomfort im Schultergelenk und Ellenbogen über alle Bewegungsaufgaben Diagramm 3: Datenpunkte beider Gelenke zusammengefasst. Diagramm 4: globaler Diskomfort der Bewegung. Der lokale Diskomfort beider Gelenke wurde mit den Regressionsgleichungen aus den Diagrammen 1 und 2 berechnet und das Maximum als globaler Diskomfort betrachtet. DK – subjektiver Diskomfort, DK_b – berechneter Diskomfort, r – Korrelationskoeffizient. (Versuchsperson 2).

6.2 Analysegrößen zur Berechnung des Diskomforts

Bevor das relative Moment berechnet werden kann, sind dessen Einflussgrößen zu bestimmen. Das maximale Moment M_{\max} während der Bewegung ist nach dem verwendeten Modell abhängig vom Messwinkel α und der Gelenkwinkelgeschwindigkeit ω entlang der betrachteten Bewegungsrichtung. Ebenfalls in dieser Richtung muss das aktuelle Moment M berechnet werden. Dies entspricht der M1-Achse des Messkoordinatensystem. Für die Schulter ist die Orientierung des Messkoordinatensystems schwierig vorzustellen, da es in Bezug auf das körperfeste System der Schulter um die Torsionsachse des Oberarms (3-Achse im MKS-Modell) verdreht ist (siehe Abbildung 6.9).

In Abbildung 6.3 sind kinematische und kinetische Größen der Versuchsperson 1 für die Schulter dargestellt, bei der Aufgabe das Gewicht C (8 kg) auf die Stufe 1 (9 cm über der Tischplatte) zu heben. Der Oberarm wird kontinuierlich angehoben, bis das Gewicht über das Podest gehoben wird. Deutlich wird dies am monoton steigenden, zeitlichen Verlauf des Gelenkwinkels α im obersten Diagramm. Für die Gelenkgeschwindigkeit zeigt sich im prinzipiellen Verlauf eine typische Glockenform, bei der in der Mitte der Bewegung das Geschwindigkeitsmaximum liegt. Der Verlauf der gestrichelten Linie für das maximale Moment ergibt sich aus den isometrischen Momentmessungen von Zacher. Korrigiert mit einer Moment-Geschwindigkeits-Relation nach Hill (Kapitel 5.3.3) ergibt sich die durchgezogene Linie. Bei konzentrischer Arbeitsweise der Muskulatur, also wenn das Moment M und die Winkelgeschwindigkeit ω das gleiche Vorzeichen haben, ist das korrigierte Maximalmoment kleiner als das isometrische. Im gerade beschriebenen Fall des Hebens des Oberarms führt eine höhere Winkelgeschwindigkeit zu einem geringeren maximalen Moment und dadurch zu einem größeren relativen Moment, so dass bei der größten Geschwindigkeit von 30%/s das maximale Moment um 6% geringer ist als im isometrischen Fall und damit das relative Moment um 6% erhöht wird. Im vierten Diagramm steigt das Gelenkmoment ebenfalls monoton an, da der Hebel des Gewichts bezüglich der Schulter durch den steigenden Oberarmwinkel und später durch die Streckung im Ellenbogen immer größer wird. Das größer werdende Moment ist auch in Abbildung 6.9 an der Größe des blauen Momentvektors aus der Analyse zu sehen.

Aus dem Quotient von berechnetem Moment M und korrigiertem maximalen Moment M_{\max} ergibt sich das relative Moment M_{rel} , das im untersten Diagramm zu sehen ist. Auch wenn die drei Momentkurven qualitativ ähnlich aussehen, so sind die relativen Veränderungen unterschiedlich stark, so dass sich M_{rel} von der Ausgangsposition zur Endhaltung um den Faktor 2 erhöht. Die maximale Belastungsfähigkeit der Schulter ist am Ende der Bewegung deutlich größer als am Anfang, da aber das von der Schulter zu überwindende Moment durch den größeren Hebel prozentual stärker gestiegen ist, wird die relative Belastung und damit der Diskomfort stärker.

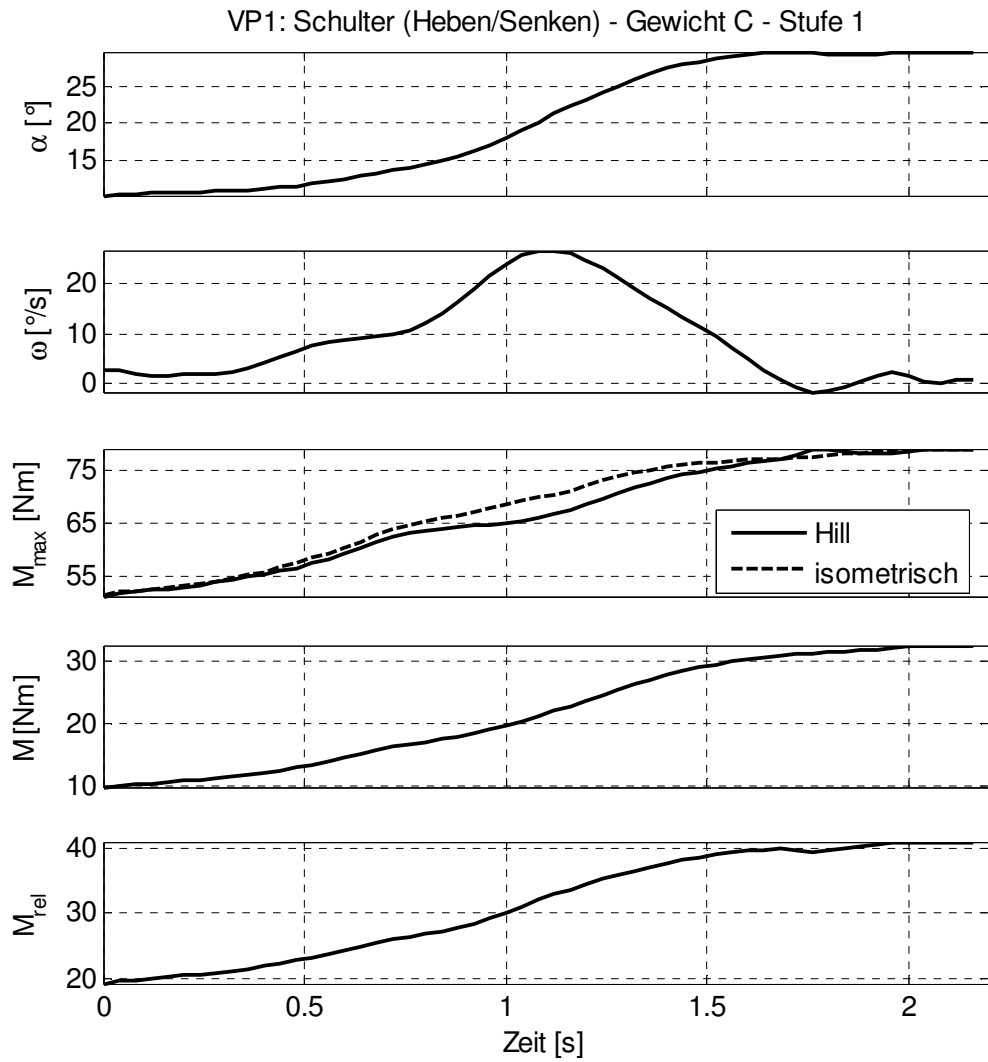


Abbildung 6.3: Kinematische und kinetische Größen der Bewegungsaufgabe, die zur Berechnung des relativem Momentes wesentlich sind: Gelenkwinkel α , Gelenkwinkelgeschwindigkeit ω , maximales Moment M_{\max} , Gelenkmoment M , relatives Moment M_{rel} . Versuchsperson 1, Gewicht C, Höhe: Stufe 1.

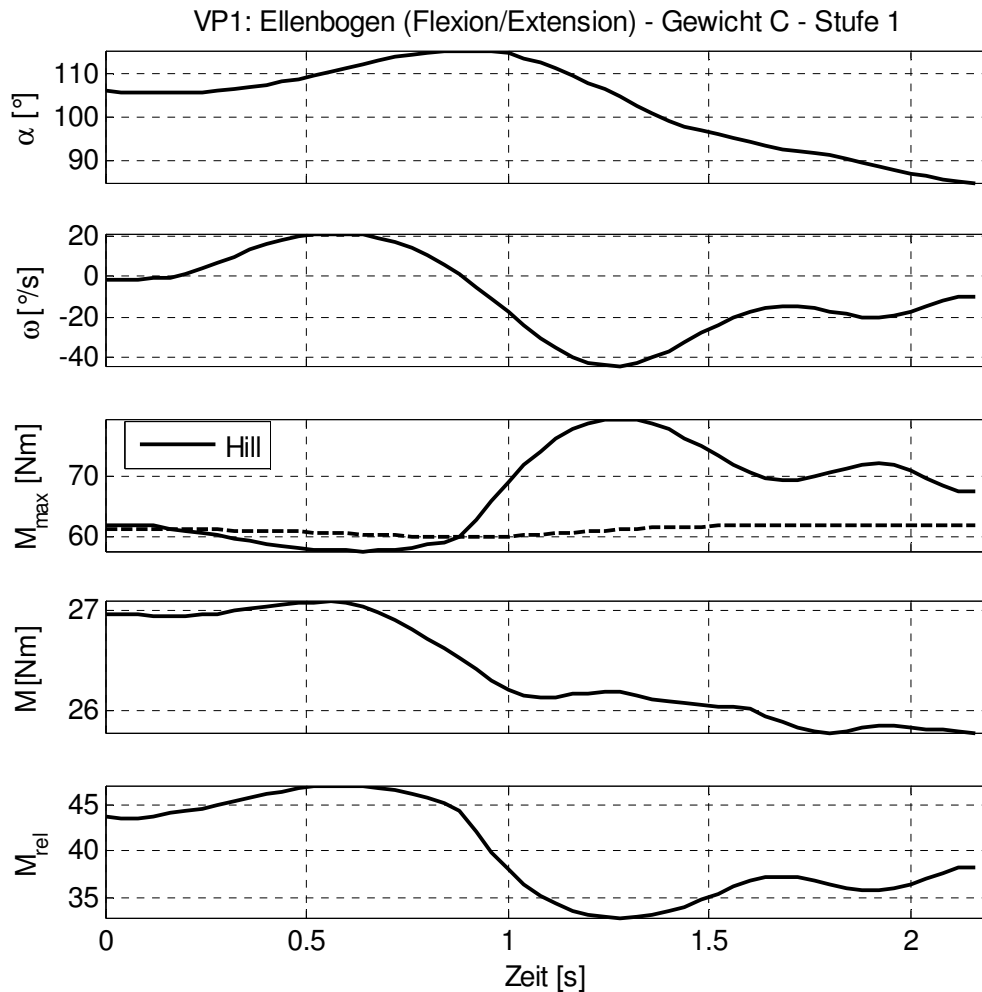


Abbildung 6.4: Kinematische und kinetische Größen der Bewegungsaufgabe, die zur Berechnung des relativen Momentes wesentlich sind: Gelenkwinkel α , Gelenkwinkelgeschwindigkeit ω , maximales Moment M_{\max} , Gelenkmoment M , relatives Moment M_{rel} . Versuchsperson 1, Gewicht C, Höhe: Stufe 1.

In Abbildung 6.4 tritt am Ellenbogen eine exzentrische Bewegung ab 0,9s auf, sobald der Unterarm gestreckt wird und damit der Schwerkraft des Gewichtes nachgegeben wird. In den Diagrammen 1 und 2 erkennt man das am Abnehmen des Gelenkwinkels und an dem Übergang zu negativen Gelenkwinkelgeschwindigkeiten. Ein Entscheidungskriterium anhand der Daten ist die Tatsache, dass das Moment und die Geschwindigkeit unterschiedliche Vorzeichen haben. In dieser Situation ist das nach Hill korrigierte Maximalmoment M_{\max} größer als im isometrischen Fall, das relative Moment M_{rel} dementsprechend kleiner. Hier beträgt die größte prozentuale Korrektur 30% zum Zeitpunkt der größten negativen Winkelgeschwindigkeit. Negativ bedeutet hier, dass sich der Vektor umdreht und die Bewegung von der Beugung in die Streckung übergeht. Es zeigt sich ein Sprung in der Steigung des Maximalmomentes und folglich auch des relativen Momentes, was auf den Sprung der Steigung für die Kurve der Moment-Geschwindigkeits-Relation zurückzuführen ist (Abbildung 5.22 auf Seite 81).

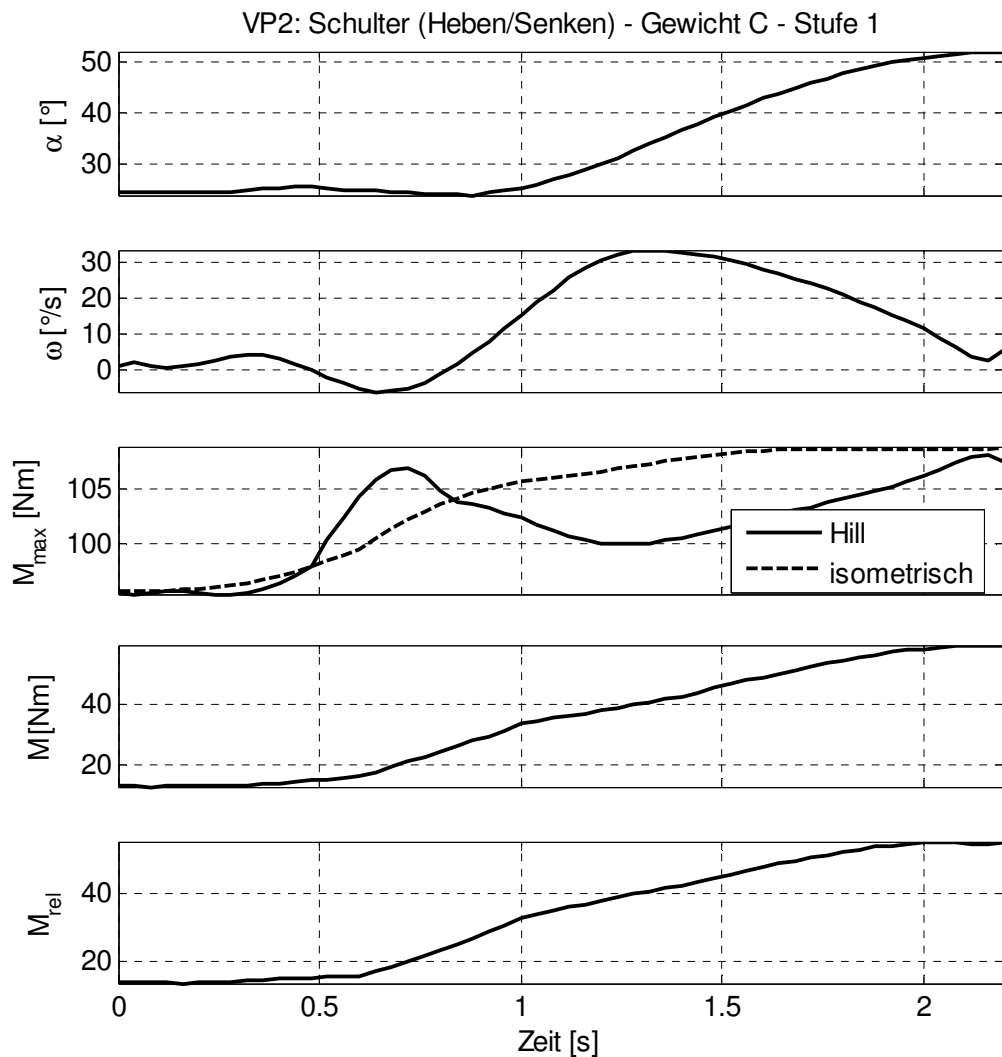


Abbildung 6.5: Kinematische und kinetische Größen der Bewegungsaufgabe, die zur Berechnung des relativem Momentes wesentlich sind: Gelenkwinkel α , Gelenkwinkelgeschwindigkeit ω , maximales Moment M_{\max} , Gelenkmoment M , relatives Moment M_{rel} . Versuchsperson 2, Gewicht C, Höhe: Stufe 1.

In den Abbildungen 6.5 und 6.6 sind die gleichen Diagramme für die Versuchsperson 2 dargestellt. Es zeigen sich ähnliche Verläufe für Winkel, Geschwindigkeit und Momente, sowohl für die Schulter als auch für den Ellenbogen. Die prozentualen Änderungen durch die dynamische Korrektur für Maximalmoment und relatives Moment betragen hier bei den extremalen Gelenkwinkelgeschwindigkeiten für die Schulter 7% (konzentrischer Fall) und für den Ellenbogen 37% (exzentrischer Fall), was etwa denen der ersten Versuchsperson entspricht.

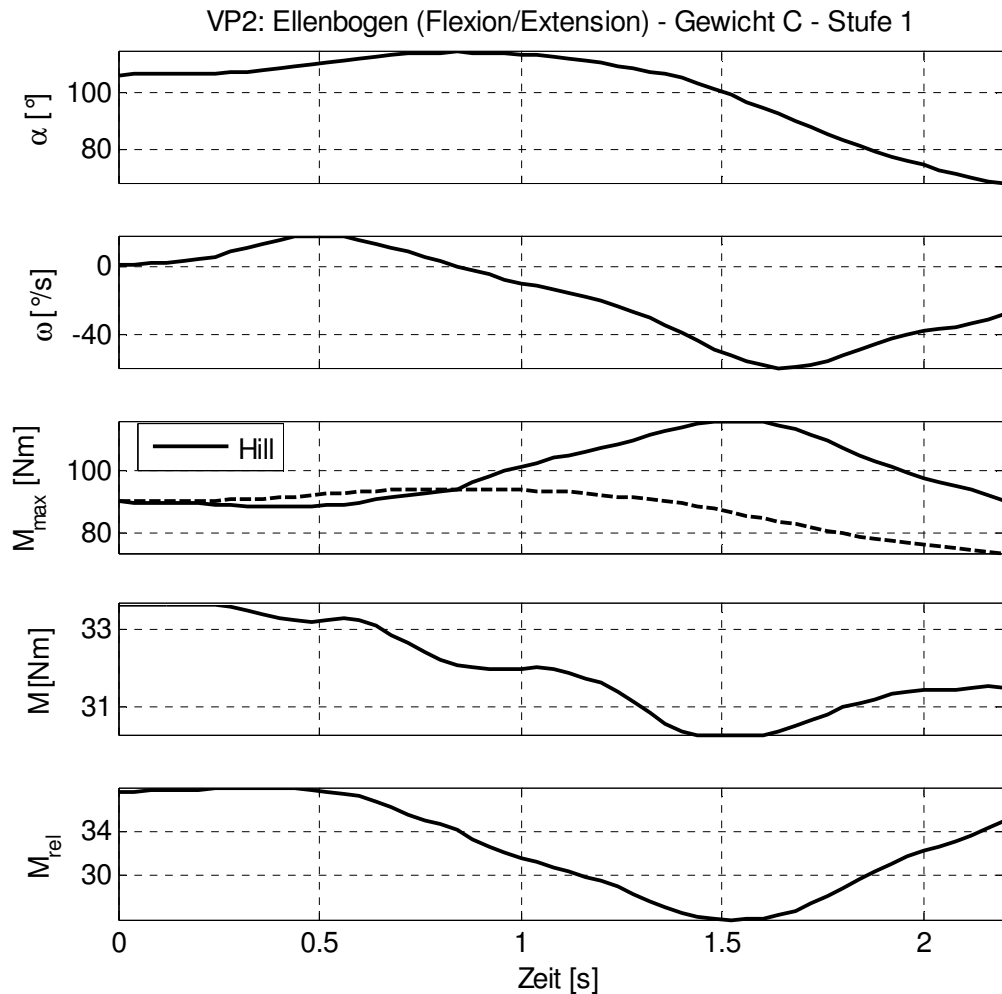


Abbildung 6.6: Kinematische und kinetische Größen der Bewegungsaufgabe, die zur Berechnung des relativen Momentes wesentlich sind: Gelenkwinkel α , Gelenkwinkelgeschwindigkeit ω , maximales Moment M_{\max} , Gelenkmoment M , relatives Moment M_{rel} . Versuchsperson 2, Gewicht C, Höhe: Stufe 1.

VP2 stellt das Gewicht weiter von der vorderen Kante der Platte, bis in die Mitte des Podestes, was am Ende der Bewegung zu einem um mehr als 20° größeren Schulterwinkel, einem etwas kleineren Ellenbogenwinkel (Ellenbogen weiter gestreckt) und einem höheren relativen Lastmoment der Schulter führt.

Bei beiden Personen ändern sich die Ellenbogenmomente kaum. Dadurch verhält sich M_{rel} reziprok zum M_{\max} , die Kurven haben einen spiegelbildlichen Verlauf. An den Gelenkwinkelgeschwindigkeiten kann man auch sehen, dass die Bewegungen langsam durchgeführt wurden, der größte Wert liegt bei VP2 am Ellenbogen mit etwa 50%/s.

Um sich das Erwähnte besser bildhaft vorstellen zu können, werden in den Abbildungen 6.7 und 6.8 Bildersequenzen dieser Bewegung von beiden Versuchspersonen gezeigt.



Abbildung 6.7: Bildersequenz der Bewegung. Versuchsperson 1, Gewicht C, Höhe 1.

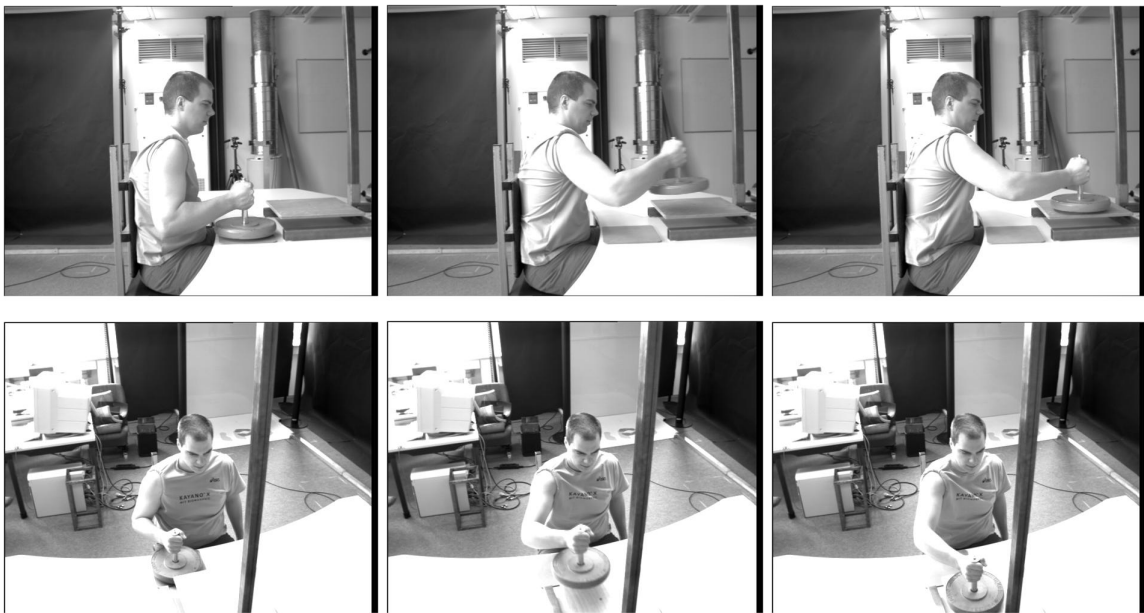


Abbildung 6.8: Bildersequenz der Bewegung. Versuchsperson 2, Gewicht C, Höhe 1.

Hier zeigen sich individuelle Unterschiede durch verschiedene Bewegungsstrategien. VP1 führt den Ellenbogen deutlich näher am Körper als VP2. Diese Unterschiede können durch verschiedene Einflussgrößen, wie Anthropometrie, Anatomie, Trainiertheit, Gewohnheit oder äußere Gegebenheiten, wie die Geometrie der Umgebung zustande kommen. Beispielsweise ist der Durchmesser der Gewichtsscheiben bei VP2 größer, als bei VP1. Hier zeigt sich eine Einschränkung für die Aufgabe, Bewegungen mit einem allgemeinen Diskomfort-Modell vorherzusagen. Die beiden Strategien führen auch zu verschiedenen

Winkel- und Momentverhältnissen an der Hand, diese ist aber nicht Teil des Modells und daher ist darüber keine Aussage möglich.

An der Bildersequenz in Abbildung 6.9 ist das Messkoordinatensystem in gelber Farbe an der Schulter zu erkennen. Entlang dieser Achsen wären die Momentaufnehmer bei einer Messung angebracht. Die Armhaltung wäre dabei um einen Winkel γ um die 3-Achse verdreht. Das in den vorigen Abbildungen 6.3 und 6.5 dargestellte Schultermoment M entspricht der Projektion des Momentvektors auf die 1-Achse des Messkoordinatensystems, das durch die Rotation des Systems und durch den an sich schon größer werdenden Momentvektor auch ansteigt. Hier zeigt sich die Schwierigkeit, das im Diskomfort-Modell verwendete Moment bezüglich des Messkoordinatensystems der Schulter anschaulich aufzufassen.

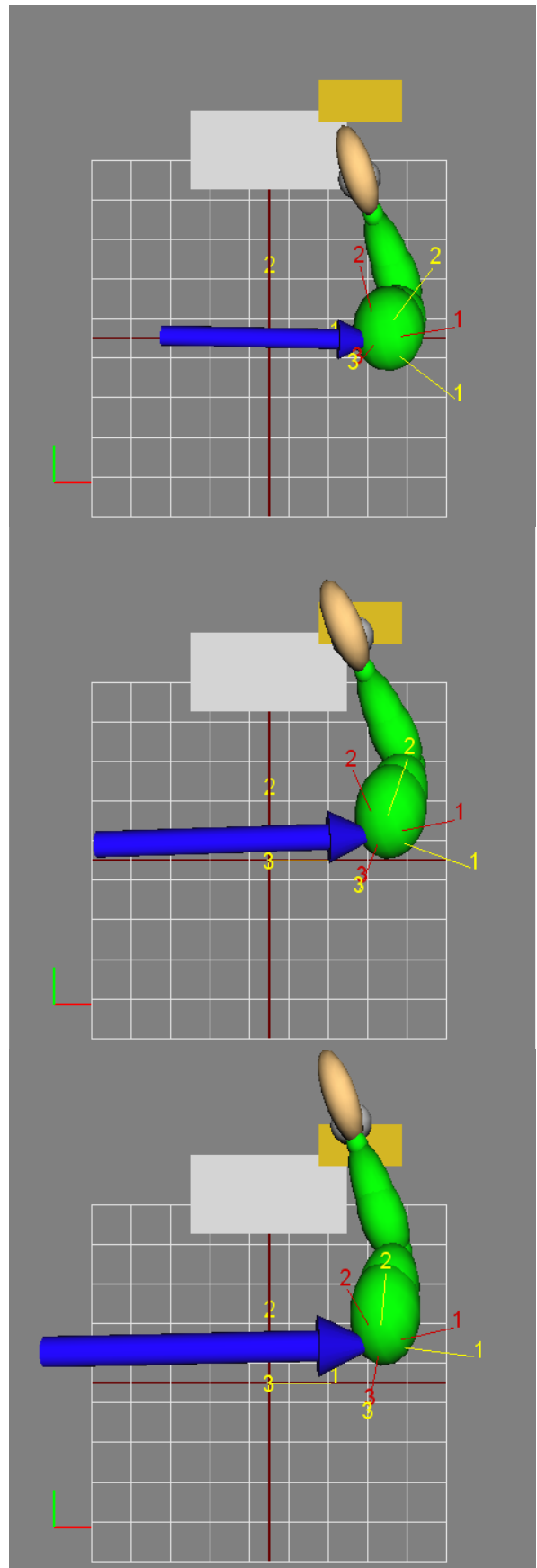
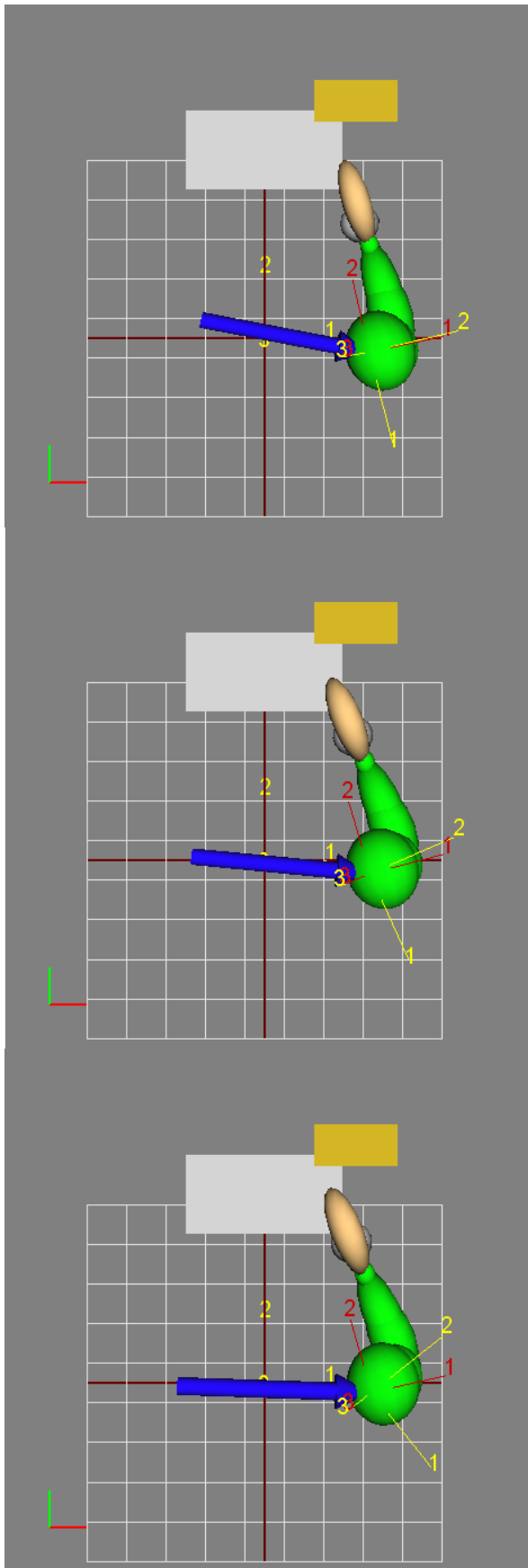


Abbildung 6.9: Sequenz der analysierten Bewegung mit dem Messkoordinatensystem der Schulter (gelb), dem Koordinatensystem BFR-K (rot) und dem aktuellen Schultermoment (blau). Versuchsperson 2, Gewicht C, Höhe 1.

6.3 Ergebnisse der Diskomfortbewertungen

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der Diskomfortbewertungen während der Bewegungsversuche beschrieben. Insbesondere wird auf den Zusammenhang zwischen Diskomfort und Gewicht bei gleicher Stufenhöhe, sowie Diskomfort und Stufenhöhe bei gleichem Gewicht eingegangen. Die entsprechenden Zusammenhänge sind auch für das betrachtete relative Moment dargestellt. Exemplarisch werden die Ergebnisse für Versuchsperson 2 aufgezeigt, da hier alle 12 Aufgaben der Gesamtbewegung ausgewertet wurden. Sowohl der bewertete Diskomfort als auch das relative Moment steigen mit größerem Gewicht bei gleich bleibender Stufenhöhe und dies für alle Höhenstufen und für beide Gelenke (Abbildung 6.10). Hier zeigt sich wieder die Linearität zwischen Diskomfort und relativem Moment. Punktuelle Ausnahmen stellen das relative Moment an der Schulter bei der Stufe 1 und dem Gewicht C dar. Die Diskomfortbewertungen für Schulter und Ellenbogen auf Stufe 2 mit Gewicht B und Stufe 3 mit Gewicht C fallen höher aus als die Tendenz. Bei subjektiven Bewertungen ist eine Verfälschung durch die Tagesform möglich. Beide gerade erwähnten Aufgaben sind am selben Tag durchgeführt worden, was ein Indiz dafür ist, dass die tagesabhängige Form und Stimmung für diese beiden Ausreißer verantwortlich sind. Wenn die Ausnahmen als Ausreißer nicht berücksichtigt werden, zeigt sich das lineare Ansteigen mit dem Gewicht noch deutlicher.

Aus Abbildung 6.11 ist ersichtlich, dass es keinen Zusammenhang zwischen Diskomfort beziehungsweise relativem Moment und der Stufenhöhe bei gleichem Gewicht gibt. Beide Größen bleiben über die Abstellhöhe fast konstant. Wenn man die obigen Ausreißer wieder verwerfen würde (Stufe 2 mit Gewicht B und Stufe 3 mit Gewicht C), dann verstärkt sich die Konstanz über die Stufenhöhe, was am Ellenbogen am deutlichsten zu sehen ist. Der Diskomfort bleibt dann innerhalb einer Diskomfortkategorie der CP50-Skala oder überspringt nur eine Kategorie.

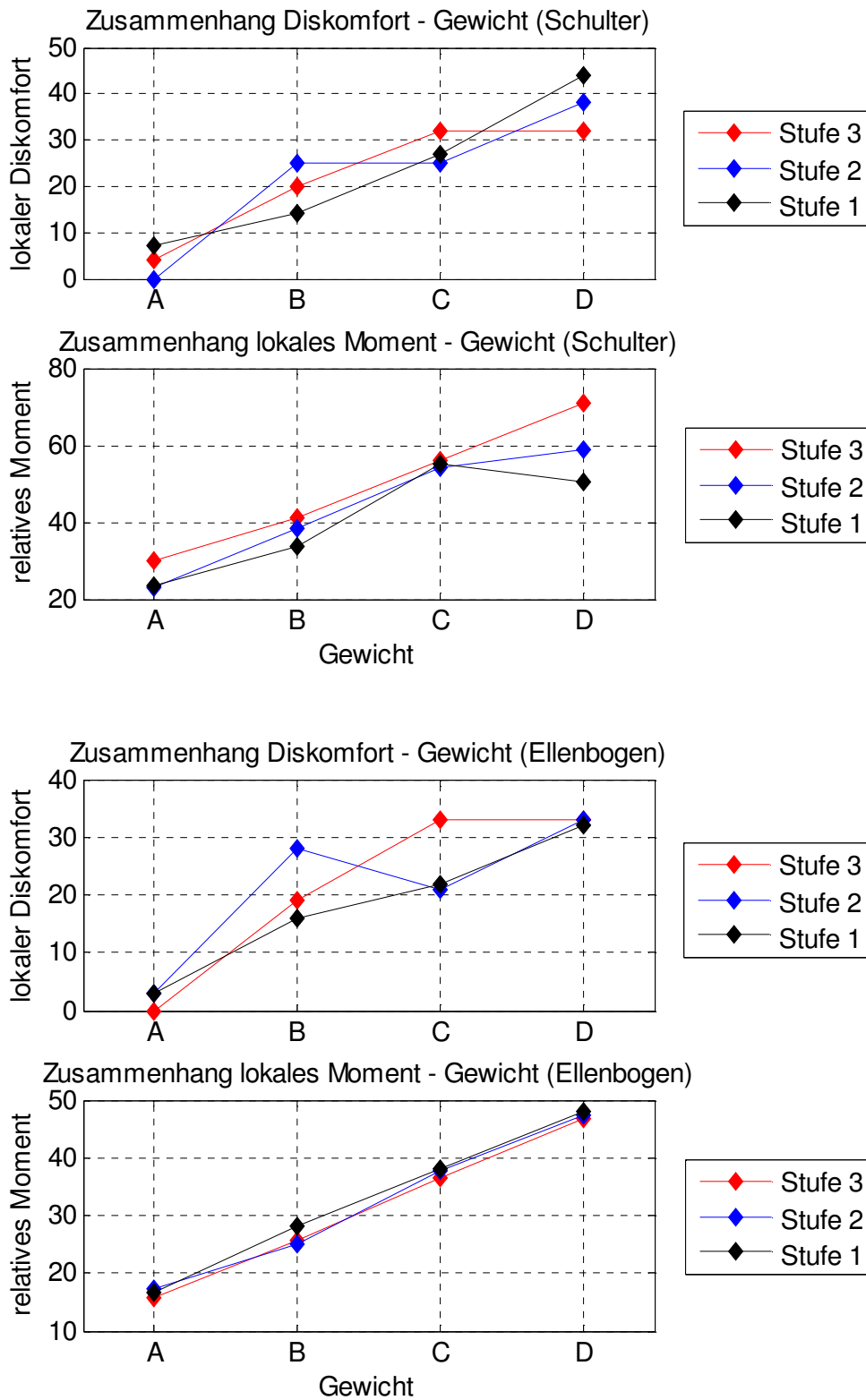


Abbildung 6.10: Zusammenhang zwischen Diskomfort beziehungsweise relativem Moment und Gewicht bei gleicher Stufenhöhe für beide Gelenke, Schulter (oben) und Ellenbogen (unten). Versuchsperson 2.

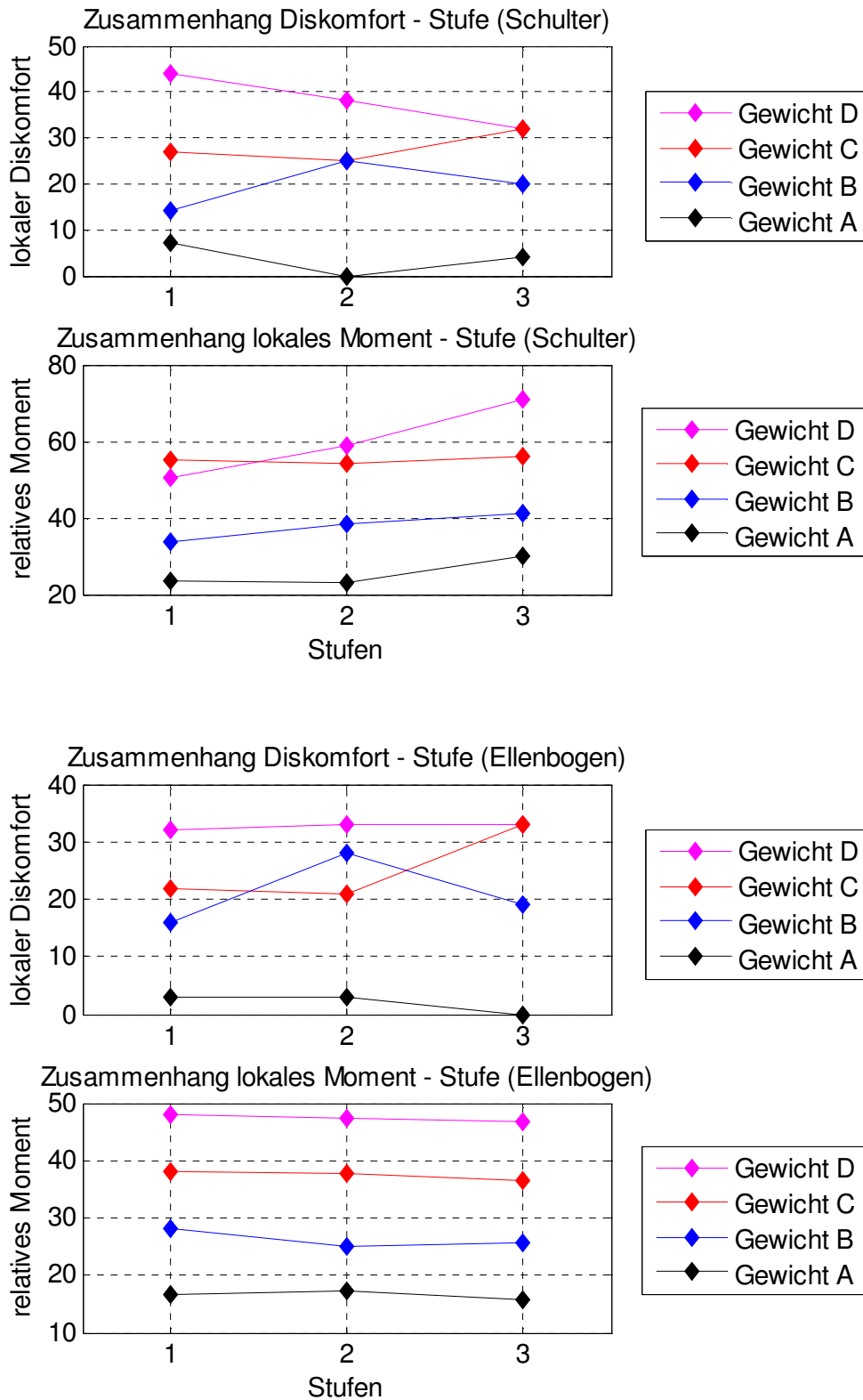


Abbildung 6.11: Zusammenhang zwischen Diskomfort beziehungsweise relativem Moment und der Stufe bei gleichem Gewicht für beide Gelenke, Schulter (oben) und Ellenbogen (unten). Versuchsperson 2.

7. Diskussion

In diesem Kapitel wird zuerst auf die Schwierigkeiten beim Berechnen des Momentes für die Außenrotation in der Schulter eingegangen. Daher wird in dem dynamischen Diskomfort-Modell die Momentkomponente für das Heben verwendet. Anschließend werden die Ergebnisse aus Kapitel 6.1 zu den Korrelationen des lokalen und globalen Diskomforts diskutiert.

7.1 Die Verwendung der Momentkomponente für das Heben in der Schulter

Wird die Regression des relativen Moments mit dem subjektiven Diskomfort in der Schulter betrachtet, zeigt sich das bei der Analyse auftretende Problem zu hoher Momente für die Außenrotation (Messachse M3). Die zu hohen Momente führen zu hohen relativen Momenten, die über 100% liegen. Für etwa die Hälfte der Aufgaben liefert die Analyse Rotationsmomente, die über den gemessenen Maximalmomenten liegen. Dies kann prinzipiell drei Ursachen haben:

1. Maximalmomentmessungen
2. Bewegungsanalyse mit dem automatischen PCMAN-Tracking
3. Modellierung des Hand-Arm-Systems und die verwendeten Koordinatentransformationen

Zum ersten Punkt der Maximalmomentmessungen. Betrachtet man Messhaltungen, die am nächsten an einer Haltung während der untersuchten Bewegung sind, kann man sehen, dass es nicht plausible Werte für die gemessenen Maximalmomente der Außenrotation gibt. Wird die Schulterhaltung bei 45° Anteversion betrachtet, der Oberarm ist im Vergleich zur Nullhaltung des nach unten hängenden Oberarmes um 45° nach vorne angehoben, so sollte das Maximalmoment bei 45° Innenrotation immer am größten sein und zu beiden Rotationsrichtungen hin geringer werden. Der Grund dafür ist, dass die 45° in der Mitte des Bewegungsbereiches der Rotation liegt, wo physiologisch die größte Kraft erzeugt werden kann. Diese Tendenz tritt bei keinen Haltungen in diesem Bereich auf und gilt für beide Versuchspersonen. Daher scheint ein systematischer Fehler in der Messung vorzuliegen. Mögliche Fehlerquellen können eine falsche Ausführung oder eine schwankende Tagesform sein. Die Versuchspersonen könnten die vorgegebene Krafrichtung nicht exakt eingehalten haben, wodurch nur ein Teil des aufgewendeten Moments vom Messsensor erfasst wurde. Weiterhin können Ausgleichsbewegungen dazu geführt haben, dass nicht allein eine Rotation aus der Schulter durchgeführt wurde, sondern andere Muskelgruppen oder der Oberkörper eine Teillast übernahmen. Natürlich sind auch Tageschwankungen in der physischen Kondition denkbar, so dass an verschiedenen Messtagen eine Versuchsperson

ein unterschiedliches Kraftniveau besitzt. Werden einzelne Messwerte im Nachhinein korrigiert, ändert dies das Modell kaum, da die mehrdimensionale Regression über alle Messpunkte von dieser Änderung kaum beeinflusst wird. Auch die Beschreibung der Funktionalität des Maximalmoments mit einem kubischen Zusammenhang mit den Gelenkwinkeln konnte keine Verbesserung bringen.

Bei der Bewegungsanalyse mit PCMAN können auch Fehler in den getrackten Gelenkwinkeln auftreten. Besonders die Anordnung der Kameras, die nicht in einem rechten Winkel zueinander aufgestellt waren, führt durch eine schlechte Perspektive zu einer ungenauen Anpassung der Haltung. Der automatische Bilderkennungsalgorithmus ist nicht ganz stabil und läuft immer wieder von der eigentlichen Haltung davon. Während der Bewegungsanpassung wurde das Hauptaugenmerk auf das Arm-System und das Schulterblatt gelegt. Der Oberkörper wurde nicht mitgetrackt. Daher kann es durch die Oberkörperpositionierung zu einer veränderten Orientierung des Gelenkkoordinatensystems in der Schulter kommen, wodurch das berechnete Gelenkmoment anders auf die Rotationsachse (parallel zur Achse M3 des Messsystems) projiziert wird. Die Schulterblattbewegung ist auch schwer zu bestimmen, wodurch es ebenfalls zu einer Drehung des Koordinatensystems kommen kann. Gerade eine zu hohe Elevation des Schulterblattes führt zu einer Drehung des Schulterkoordinatensystems, so dass die 3-Richtung (Außenrotationsachse) gekippt wird und eine Momentkomponente zur Kompensation der Schwerkraft auf das Rotationsmoment projiziert wird. Auch eine zu große Abduktion führt aus dem gleichen Grund zu einer Erhöhung des Momentes für die Außenrotation. Hier scheinen also mehrere Faktoren zusammenspielen, wobei eine künstliche Beschränkung des Abduktionswinkels (2-Richtung) auf Null nicht zu einer wesentlichen Erniedrigung des maximalen relativen Moments führte.

Fehler in der Modellierung und der verwendeten Koordinatentransformationen können ebenfalls als Ursache auftreten. Die Anthropometrie ist aus den PCMAN-Anpassungen über die RAMSIS-Schnittstelle übernommen. Nur die Trägheitsmomente werden aus dem Modell von Saziorski et al. (1984) berechnet. Ein Vergleich der Trägheiten mit Modelldaten, die aus der DIN Norm 33402 und NASA-Daten stammen, zeigen Unterschiede in den Trägheitsmomenten von 4-33%, wobei DYNAMICUS meistens die höheren aufweist. Bei den langsamen Bewegungen macht dies allerdings wenig aus. Die Massen des Oberarms und des Unterarms sind um 15% und um 36% niedriger. Diese Massen begünstigen also eher niedrigere Momente in der Analyse. Die Maximalmoment- und Diskomfortfunktionen des Modells sind durch die Überprüfung im statischen Fall aus Kapitel 5.3.1 schon plausibilisiert worden. Die Transformationen von PCMAN- zu DYNAMICUS-Winkel wurden mit der internen Transformationsmatrix der DYNAMICUS-Schnittstelle verglichen und bestätigt. Die weiteren Transformationen von den Bryantwinkeln des DYNAMICUS-Modells zu dem

Koordinatensystem der Haltungsdefinition während den Maximalmomentmessungen und vom Momentenvektor der Analyse zum Koordinatensystem der Messachsen an der Schulter wurden auf Konsistenz untersucht, und es wurden keine Unstimmigkeiten festgestellt.

Es konnte keine Verbesserung hergeführt werden. Durch die Unstimmigkeit dieser Komponente wird für die Regression des Diskomfort-Modells der Schulter nur die Einzelkomponente für die Momentrichtung M1 (Bewegungsrichtung Heben/Senken) des relativen Moments betrachtet.

7.2 Diskussion der Ergebnisse

Das dynamische Diskomfort-Modell berücksichtigt lediglich den Kraftdiskomfort. Damit ergaben sich die höchsten Korrelationen zwischen lokalem Diskomfort und relativem Moment. Da die Bewegungen nicht nahe den Gelenkwinkelgrenzen verliefen, in denen der Haltungsdiskomfort wesentlich wird, ist dies auch gerechtfertigt.

Betrachtet man die Regressionen aus Kapitel 6.1, kann man in den Abbildungen 6.1 und 6.2 folgende Schnittpunkte der Regressionsgeraden mit der Achse des relativen Moments bestimmen (Tabelle 7.1):

Tabelle 7.1: Schnittpunkte der Regressionsgeraden für den subjektiven lokalen Diskomfort mit der Abszisse (relatives Moment).

	Schulter	Ellenbogen	Beide Gelenke
VP1	11,8 %	8,3 %	11,3 %
VP2	3,3 %	9,7 %	2,3 %

Tabelle 7.2: Steigung der Regressionsgeraden zwischen dem subjektiven lokalen Diskomfort und dem relativen Moment.

	Schulter	Ellenbogen	Beide Gelenke
VP1	0,62	0,48	0,59
VP2	0,62	1,03	0,69

Die Ergebnisse von Zacher (2005a) im isometrischen Fall legten nahe, dass die Verlängerungen der Regressionsgeraden des lokalen Diskomforts bei einem relativen Moment von etwa 15% die x-Achse schneiden. Dies fällt mit der Dauerleistungsgrenze für statische Muskelarbeit zusammen. Diese Empfindungsschwelle für den Diskomfort kann für die vorliegenden Regressionen des dynamischen Diskomforts nicht einheitlich und klar erkannt werden. Der Diskomfort für den Ellenbogen zeigt in diesen Versuchen eine Schwelle von 8,3% für VP1 und 9,7% für VP2 auf. Bei der Schulter liegen die Werte bei 11,8% und 3,3%. Für die gemeinsame Regression beider Gelenke liegt der Schnittpunkt etwa in dem Bereich der Werte für die Schulter. Betrachtet man die Steigungen der Regressionsgeraden

in Tabelle 7.2, die das innere Modell der Versuchsperson für den Zusammenhang zwischen der relativen Belastungshöhe und dem Diskomfort widerspiegeln, so erkennt man bei beiden VPs den gleichen Zusammenhang für die Schulter, jedoch stark unterschiedliche Werte für den Ellenbogen. Auch wenn die verschiedenen Werte in den Tabellen 7.1 und 7.2 nicht größenordnungsmäßig voneinander abweichen, so dass es sicherlich möglich sein wird, dynamische Diskomfort-Modelle für verschiedene Personengruppen zu erstellen, muss man auch sehen, dass es individuelle Unterschiede in der Empfindungsschwelle und im inneren Modell des dynamischen Diskomforts gibt. Es könnte ein sinnvoller linearer Zusammenhang gefunden werden, wobei die Steigungen beim Ellenbogen unterschiedlich sind, was durch unterschiedliche innere Modelle kommen kann, wodurch die verbalen Kategorien der Diskomfortbewertung unterschiedlich bei den VPs verinnerlicht sind. Bei der Bewertung stellt sich die Frage: „Was bin ich gewöhnt?“, „Was kommt noch an Aufgaben?“. Als Beispiel kann ein Kletterer in den Händen ein unterschiedliches Schmerzempfinden oder Diskomfortempfinden haben als in anderen Körperteilen. Generell kann das innere Modell in verschiedenen Gelenken unterschiedlich sein. Auch können tägliche Änderungen auftreten. Hat eine VP das Gefühl heute „Bäume ausreißen“ zu können, wird sie geringe Belastungen eher als „keinen Diskomfort“ bewerten und auch hohe Belastungen mit einem geringeren Diskomfort bewerten, da sie davon ausgeht noch viel mehr bewältigen zu können. Damit wird sowohl die Diskomfortschwelle als auch das innere Modell bzw. die Steigung der Regressionsgerade beeinflusst. Auch physiologische Gründe könnten einen Einfluss auf die Schwelle haben, etwa wie ein Muskel im Skelett angeordnet ist, den Ort des Ansatzes und Ursprungs, die funktionale Länge, wie er an Gelenken umgelenkt wird und ob er über mehrere Gelenke zieht.

Zur genaueren Überprüfung der Bewertungsschwelle könnte man das Gewicht langsam steigern und so herausfinden, ab wann die Versuchspersonen einen Diskomfort empfinden oder wann der Diskomfort eine eventuell vorhandene Grundschwelle eines Haltungsdiskomforts überkompensiert, wie es Schäfer und Zacher (2006) für den isometrischen Fall angenommen haben. In den Abbildungen 6.1 und 6.2 sieht man, dass die Auswahl der verwendeten Gewichte A-D (25%-100% des Gewichtes mit der die Aufgabe noch bewältigt werden konnte), gerade bei dem leichtesten Gewicht, zu einer geringen Belastung im Ellenbogen führen und so mehrere Messpunkte vorhanden sind, bei denen der Diskomfort nahe bei Null ist. Dieser Bereich im unteren Diskomfortniveau hat somit auch ein größeres Gewicht bei der Bildung der Regressionsgerade, und die Wahrnehmungsschwelle ist somit besser zu bestimmen. Die Schnittpunkte mit der Abszisse liegen beim Ellenbogen für beide VPs näher zusammen. Durch die Wahl leichterer Gewichte könnten die Werte für die Schulter zueinander konvergieren.

Bei der Analyse des Diskomforts mit der Annahme einer quasistatischen Bewegung, also eines isometrischen Momentverlaufs, bei der keine Korrektur des Maximalmoments nach Hill durchgeführt wurde, ergaben sich für die Versuchsperson 2 nur geringfügig kleinere Korrelationskoeffizienten r , wie sie in Tabelle 7.3 zu sehen sind. Da sich sowohl die Regressionsgleichungen also auch die Korrelationskoeffizienten in beiden Fällen kaum ändern, kann man die analysierten Bewegungen als quasistatisch auffassen. Sie sind per Anweisung langsam durchgeführt worden, um die Auswertung mit dem automatisierten Modul des PCMAN zu ermöglichen. Durch die Implementierung der Hill'schen Korrektur in die Analyse ist es jedoch möglich auch dynamische Bewegungen zu analysieren.

Tabelle 7.3: Vergleich der Regressionsgleichungen und der Korrelationskoeffizienten r zwischen der Berechnung mit der Korrektur des maximalen Gelenkmoments nach Hill und ohne Hill, also unter Annahme einer quasistatischen Bewegung. Subjektiver Diskomfort (DK), relatives Moment (M_{rel}), globaler Diskomfort (DK_{global}) und berechneter Diskomfort (DK_b).

		<u>Regressionsgleichung</u>	<u>r</u>
<u>Schulter</u>	Hill	$DK = -2,03 + 0,62 M_{rel}$	0,71
	quasistatisch	$DK = -1,74 + 0,61 M_{rel}$	0,71
<u>Ellenbogen</u>	Hill	$DK = -9,97 + 1,03 M_{rel}$	0,87
	quasistatisch	$DK = -8,60 + 1,00 M_{rel}$	0,85
<u>beide Gelenke</u>	Hill	$DK = -1,54 + 0,67 M_{rel}$	0,73
	quasistatisch	$DK = -0,77 + 0,65 M_{rel}$	0,73
<u>Globaler DK</u>	Hill	$DK_{global} = -7,63 + 1,23 DK_b$	0,87
	quasistatisch	$DK_{global} = -7,50 + 1,23 DK_b$	0,86

Durch die guten Korrelationskoeffizienten für den lokalen Diskomfort ist es möglich die Regressionsgeraden zu verwenden, um den Diskomfort aus den relativen Momenten zu berechnen. Dies wird durch die gute Übereinstimmung des globalen Diskomforts bestätigt, da auch hier die Diskomfortwerte aus diesen Regressionsgeraden berechnet werden.

Die dabei getroffene Annahme, dass sich der globale Diskomfort aus dem maximalen lokalen Diskomfort ergibt, trifft sehr gut zu. Diese Annahme wird in Abbildung 7.1 mit Werten aus den Versuchen bestätigt. Hier wird das Maximum aus der Bewertung des Diskomforts von Ellenbogen und Schulter herangezogen und mit dem bewerteten globalen Diskomfort verglichen. Während der Versuche waren noch weitere Körperregionen beteiligt. Da die höchsten Diskomfortwerte meistens im Bereich der Schulter und des Ellenbogens auftraten, zeigen diese beiden den linearen Zusammenhang mit dem globalen Diskomfort. Für beide

Versuchspersonen liegt der Korrelationskoeffizient bei 0,98, und die Steigungen der Ausgleichsgeraden liegen maximal 0,1 von eins entfernt. Damit bestätigt sich die von Zacher und Bubb (2004) gemachte Aussage, wie sich der globale Diskomfort aus dem maximalen lokalen Diskomfort bildet und wird auf eine breitere experimentelle Basis gestellt.

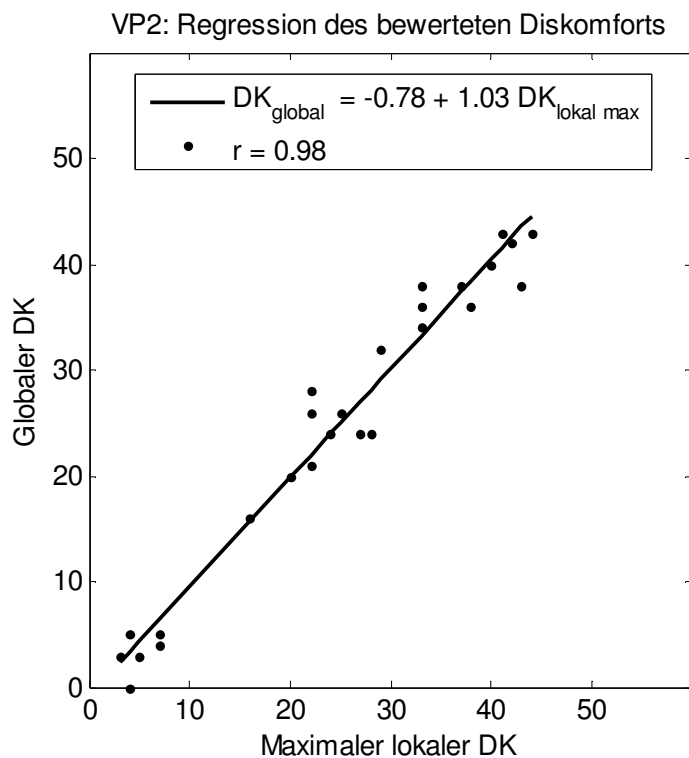
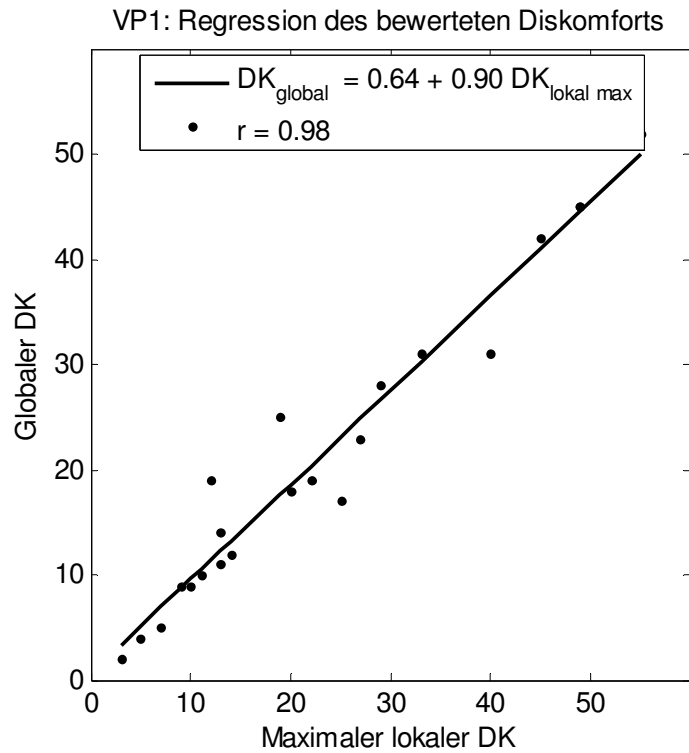


Abbildung 7.1: Regressionen zwischen dem maximalen lokalen Diskomfort und dem globalen Diskomfort beider Versuchspersonen.

8. Prognose von Körperhaltungen und Bewegungen

Im folgenden Kapitel wird die Prognose von Körperhaltungen des Hand-Arm Systems beschrieben. Dabei bestand der Zweck darin, einen geeigneten Arbeitsgang zu finden und zu testen, ob der Diskomfort oder andere Größen aus dem Diskomfort-Modell, wie das relative Moment, für die Prognose realistischer Armhaltungen geeignet ist. Es wurde die Bewegung einer Aufgabe beispielhaft herausgegriffen und sechs Haltungen betrachtet. Mit Hilfe eines Optimierungsverfahrens wurden zu diesen Randbedingungen die jeweilige Haltung simuliert und mit der Haltung aus der Analyse dieser Aufgabe verglichen. Dabei stellt die Simulation ein idealisiertes Experiment dar, das auf der analysierten Bewegung basiert. Da die Bewegungen langsam durchgeführt wurden, kann dies auch als quasistatische Näherung der Bewegung betrachtet werden. Bei der Simulation wird die Hand als führendes Körperteil betrachtet und gibt die Bewegung vor. Der restliche Teil des Armes soll sich im Sinne minimalen Diskomforts bewegen. Die Position des Handgelenks, als führendes Körperteil, und des Schultergelenks, als Grenzen der kinematischen Kette, werden aus den Analyseergebnissen vorgegeben. Aus diesen geometrischen Randbedingungen ergibt sich ein Freiheitsgrad für den Arm. Der Ellenbogen kann sich auf einem Schnitt eines Kegelmantels um das Schultergelenk bewegen. Diese Kreisbahn kann mit einem Winkel δ beschrieben werden (Abbildung 8.1).

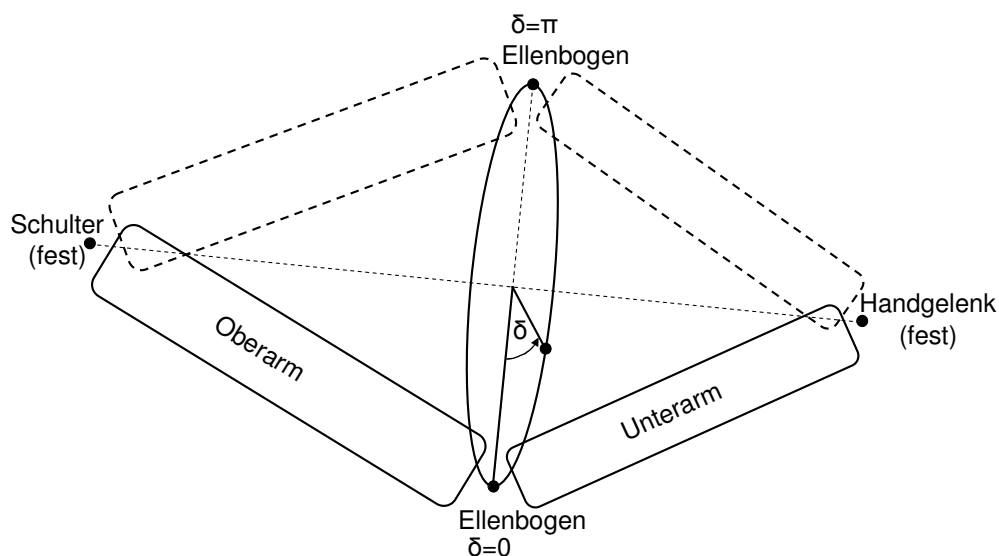


Abbildung 8.1: Betrachtung der kinematischen Kette des Hand-Arm-Systems mit dem Freiheitsgrad δ für die Haltungsoptimierung. Die Schulterposition und die Handgelenksposition werden vorgegeben. Damit ist die Bewegung des Ellenbogens auf die Kreisbahn beschränkt. Es wird der Winkel δ berechnet, bei dem der Diskomfort minimal wird.

Es wurde zu den sechs ausgewählten analysierten Haltungen jeweils die simulierte Haltung berechnet, bei der die Zielfunktion minimal wurde und dann mit der Vorgabe aus der Analyse verglichen.

Es wurde dabei folgendermaßen vorgegangen:

1. Positionen der Schulter und der Hand aus den Analyseergebnissen extrahieren.
2. Formulierung der geometrischen Randbedingungen: Die Bewegung reduziert sich auf einen Freiheitsgrad. Es wurde der Winkel δ als verallgemeinerte Koordinate verwendet. Da das Handgelenk fest modelliert ist, wurde das Gewicht in das Handgelenk verschoben, um die Haltungen nicht durch unterschiedliche Orientierungen des Gewichtes und dadurch andere Hebelverhältnisse zu gewichten.
3. Verwendung der „Matlab Optimization Toolbox“ und der Funktion `fmincon` (Es wird keine gradientenbasierte Optimierung durchgeführt, da die Zielfunktion nicht explizit vom Winkel δ abhängt und daher der Funktion kein Gradient zur Verfügung gestellt werden kann).
4. In der Matlab-Funktion wird `alaska` im Batch-Betrieb aufgerufen, die Positionen für Schulter und Hand übergeben und die Simulation des Hand-Arm-Modells mit der von `fmincon` vorgegebenen Variable δ (Anfangswert $\delta_0=0,5\text{rad}$) gestartet. Dies wird so oft wiederholt, bis die Zielfunktion (globaler Diskomfort für die Bewegungsrichtung Heben) unter den vorgegebenen Optionen ('DiffMaxChange', 0.5, 'DiffMinChange', 0.01, 'TolFun', 0.01, 'TolX', 0.1) ein Minimum erreicht.
5. Die Simulation wird für 6 Haltungen durchgeführt. Dabei ist die Start- und Endhaltung der Bewegung enthalten (Versuchsperson 2, Stufe 1, Gewicht C).

In Abbildung 8.2 sind die Anfangs- und Endhaltung der betrachteten Bewegung zu sehen. Die beiden Bilder auf der linken Seite sind die Anfangs- und Endhaltung der Bewegung, wie sie von der Analyse vorgegeben werden und auf der rechten Seite sind die Haltungen aus der Simulation zu sehen. Am Ende der Bewegung wird die Abweichung zwischen beiden geringer. Die Abweichung der Ellenbogenposition zwischen Analyse und Simulation zeigt Abbildung 8.3. Die maximale Abweichung zwischen der Vorgabe und der vorhergesagten Haltung beträgt 13 cm und die mittlere Abweichung beträgt 10 cm. Die größere Abweichung bei der Anfangshaltung resultiert daher, dass die Versuchsperson eine Vorgabe für die Anfangshaltung bekommen haben: Der Oberarm sollte senkrecht nach unten zeigen und der Ellenbogen einen Winkel von 90° haben. Dies ist offensichtlich nicht die Haltung mit dem geringsten Diskomfort.

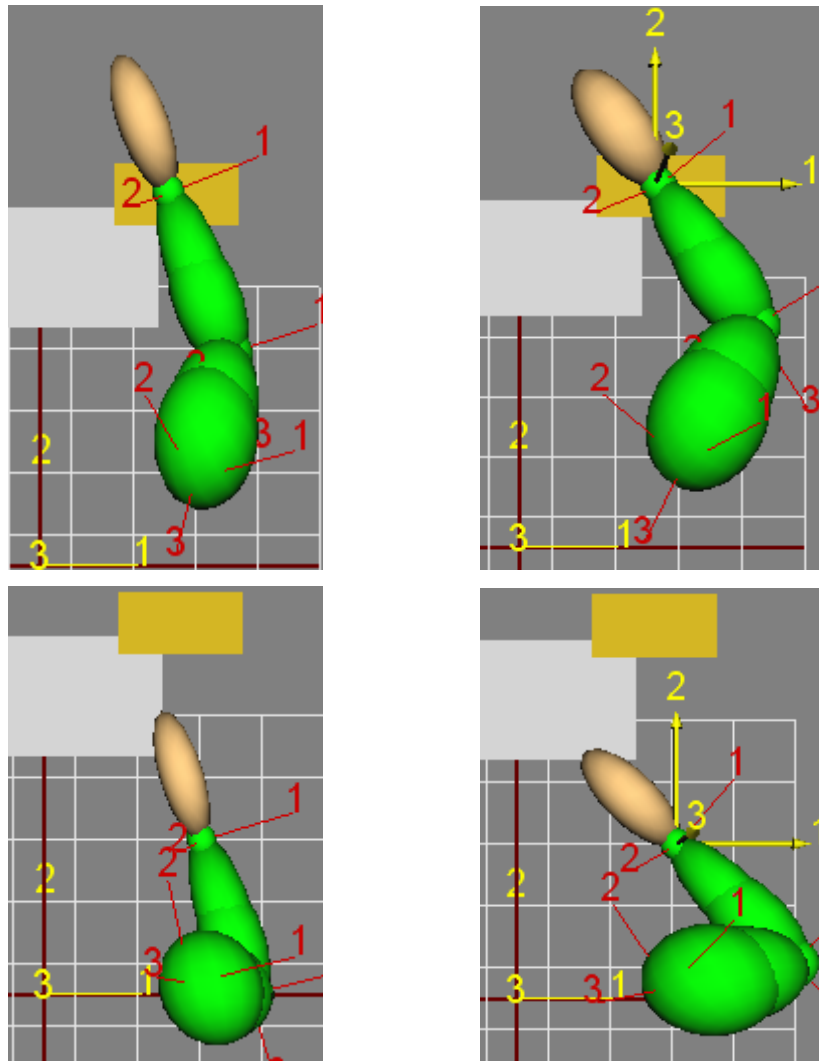


Abbildung 8.2: Armhaltung am Anfang und Ende der Bewegung. Links: Referenz aus der Analyse. Rechts: Prognostizierte Haltung. Schulter- und Handposition sind vorgegeben.

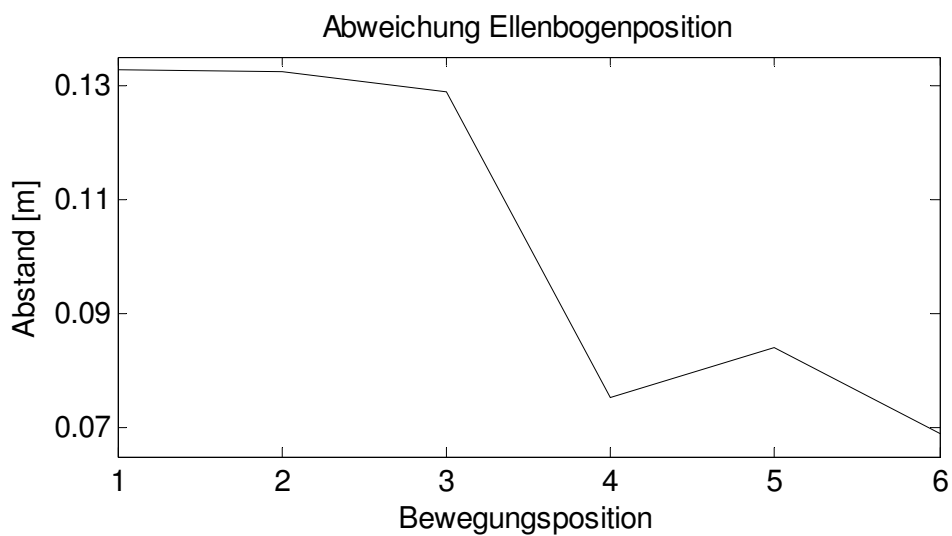


Abbildung 8.3: Abweichung der Ellenbogenposition zwischen Simulation und der Referenz aus der Bewegungsanalyse.

Die Unterschiede sind für eine Vorhersage im Innenraum eines PKWs noch zu groß, da oft um wenige Millimeter in der Bewegungsfreiheit im Fahrzeugpackage gerungen wird. Prinzipiell muss der Unterschied zwischen realer Haltung und Simulation mit dem intraindividuellen Haltungsunterschied einer Person verglichen werden, um eine Aussage der Simulationsgüte zu treffen. Dabei sollte der Unterschied von Realität versus Simulation in einem Schlauch liegen, der durch die individuellen Haltungsunterschiede bei verschiedenen Durchführungen derselben Bewegung zustande kommt. Der Schlauch kann dabei auch durch die Standardabweichung beschrieben werden. Dazu müsste für diese Bewegung eine genügend große Anzahl von Wiederholungen für eine Analyse der Armhaltung ausgewertet werden, um einen statistisch sinnvollen Wert für die Standardabweichung zu bekommen. Auch ein Vergleich mit Ergebnissen von Arlt (1999) kommt leider nicht in Frage, da die Bewegungsaufgabe und die anschließende Auswertung nicht auf dieses Beispiel passen. Es wurden dort von den Wiederholungen einer Greifbewegung eine Haltung herausgegriffen und für drei Versuchspersonen aus zehn Versuchen fünf ausgewählte Haltungen ausgewertet und dann paarweise verglichen und aus den ermittelten Werten ein durchschnittlicher Fehler ermittelt. Allerdings wurde ebenfalls die Wirbelsäule in die Auswertung mit einbezogen, die jedoch bei der Bewegungsdurchführung kaum verändert wurde, wodurch der Fehler verringert wird.

Es besteht aber weiterhin viel Verbesserungspotential für die Vorhersage der Armhaltung. Für diesen einfachen Test ist das bisherige Hand-Arm-System verwendet worden, bei dem die Rotation des Unterarmes und die Bewegung des Handgelenkes nicht betrachtet wird. Jedoch ist diese Variabilität für die Durchführung der Bewegung wichtig. Der lange Griff des Gewichtes beeinflusst die Bewegungsstrategie. Diese Situation ist mit einem vollen Wasserglas zu vergleichen, das beim Abstellen nicht auslaufen soll. Das Glas muss immer vertikal gehalten werden. Kleine Bewegungen, die auf den ersten Blick unscheinbar und unwichtig erscheinen, erlangen so Wichtigkeit. Um den Griff mit dem Gewicht senkrecht nach unten zu halten, werden Freiheitsgrade im Ellenbogen und des Handgelenks benötigt. Beispielsweise muss bei der Abduktion des Oberarmes gleichzeitig der Unterarm nach außen rotiert werden (Supination). Ebenso wird bei einer Armhaltung nahe am Körper (geringe Abduktion) und nach oben orientiertem Unterarm das Handgelenk in Richtung Kleinfinger abgespreizt (Ulnarabduktion). Dadurch kann das Handgelenk in einen Gelenkansschlag kommen, der den Diskomfort wesentlich beeinflussen kann. Diese Maßnahmen führen dazu, das Gewicht mit Griff parallel zur Schwerkraft zu orientieren, damit nicht zusätzliche Momente auf das Hand-Arm-System wirken. Durch die Erweiterung des Modells um diese Freiheitsgrade und damit der Abbildung dieser Abhängigkeiten während der Simulation, könnten die Haltungen verbessert werden.

Durch die Wahl einer Diskomfortfunktion, die zu minimieren ist, wird der Haltungsdiskomfort mitberücksichtigt. Dadurch steigt der Diskomfort an den Gelenkbegrenzungen an und das Minimum der Funktion liegt im mittleren Bereich des Bewegungsbereiches der Gelenke. Dadurch treten keine unsinnigen Haltungen an den Gelenkgrenzen auf. Dies ist z.B. der Fall, wenn das relative Moment als Zielfunktion verwendet wird. Da das relative Moment minimiert wird, sucht der Optimierungsalgorithmus nach einer Haltung, bei der das wirkende Moment in Schulter und Ellenbogen möglichst klein ist. Dies ist der Fall, wenn der Ellenbogen nach oben zeigt und die Hand nach unten, da dort das wirkende Moment auf Schulter und Ellenbogen fast senkrecht zur betrachteten Bewegungsachse liegt. Der Gelenkansschlag wird dann nicht berücksichtigt. Der Gelenkansschlag oder das Rückstellmoment, genauso wie der Diskomfortanstieg an den Gelenkgrenzen ist wichtig für die Bewegungsprognose. Bei der Berechnung des Diskomforts aus einer analysierten Bewegung ist dies nicht unbedingt erforderlich, wenn die Bewegung nicht in den Anschlägen verläuft.

Einzelhaltungen können als Bewegung zusammengefügt werden, indem zwischen den Haltungen interpoliert wird. Für die zeitliche Kongruenz der Bewegung wird das Geschwindigkeitsprofil des führenden Körperteils benötigt. Da nach Cherednichenko das führende Körperteil in einer Ebene bewegt wird, kann man in dieser Ebene ein Geschwindigkeitsprofil annehmen, das der einer Glockenkurve entspricht. Dieses Verhalten wurde auch von Arlt (1999) für Greifvorgänge gefunden. Cherdnichenko konnte auch für eine komplexe Bewegung durch eine statistische Analyse den Geschwindigkeitsverlauf ermitteln. Damit ist ein prinzipieller Weg aufgezeigt, mit dem die Prognose von Bewegungen erzielt werden kann.

Es gibt andere Ansätze, Bewegungen durch ein Minimierungsprinzip vorherzuberechnen, dazu gehören beispielsweise die Minimierung der Kraft oder Energie. Auch der möglichst glatte Verlauf durch die Minimierung des so genannten „Jerks“, die Ableitung der Beschleunigung, führt zu realistisch aussehenden Bewegungen. Die Verallgemeinerung einer Bewegungsprognose ist jedoch fraglich. Es ist noch unklar wie das Bewegungslernen vor sich geht. Dabei spielen auch Gewohnheiten eine Rolle. Am Beispiel des Einstiegs gibt es verschiedene Strategien, die energetisch und von den Kräfteverhältnissen ganz unterschiedlich sind und doch werden alle durchgeführt. Außerdem gibt es neben der Optimierung einer Größe auch geometrische Bedingungen bei der Planung der Bewegungsstrategie von Ganzkörperbewegungen. Etwa geometrische Randbedingungen, wenn ein Gegenstand, den man greifen möchte außer Reichweite ist. Dann wird zuerst versucht, mit dem Arm das Ziel zu erreichen, ist das nicht möglich wird der Oberkörper zu Hilfe genommen. Im nächsten Schritt muss man sich gegebenenfalls auf den Gegenstand zubewegen. Auch der Kontakt mit der Umgebung kann ausgenutzt werden, indem man sich mit dem Arm aufstützt. Extremfälle sind auch Bewegungen im Sport, wenn es beispielsweise

um die Technikverbesserung geht. Hier wird sicherlich nicht der Diskomfort möglichst gering gehalten.

Eine Bewegungsprognose für hochgeübte Bewegungen und auch für Bewegungen die genau definiert und analysiert wurden, wie im Beispiel des Einstiegs bei Cherednichenko, kann für die Definition des Bewegungsraumes oder für die virtuelle Analyse einer zielgerichteten Tätigkeit benutzt werden, um die Umgebung, sprich einen Arbeitsplatz oder eine Maschine optimal an den Menschen anzupassen.

9. Zusammenfassung und Ausblick

Die Simulationsumgebung eines Hand-Arm-Systems ist erfolgreich benutzt worden, um durch eine Analyse die nötigen Eingangsgrößen, nämlich die relativen Momente, für ein von der Statik auf die Bewegung ausgedehntes Diskomfort-Modell zu berechnen. Dieses dynamische Modell konnte anhand der erhobenen subjektiven Diskomfortbewertungen durch den linearen Zusammenhang mit den betrachteten relevanten relativen Momenten bestätigt werden (Abbildung 9.1).

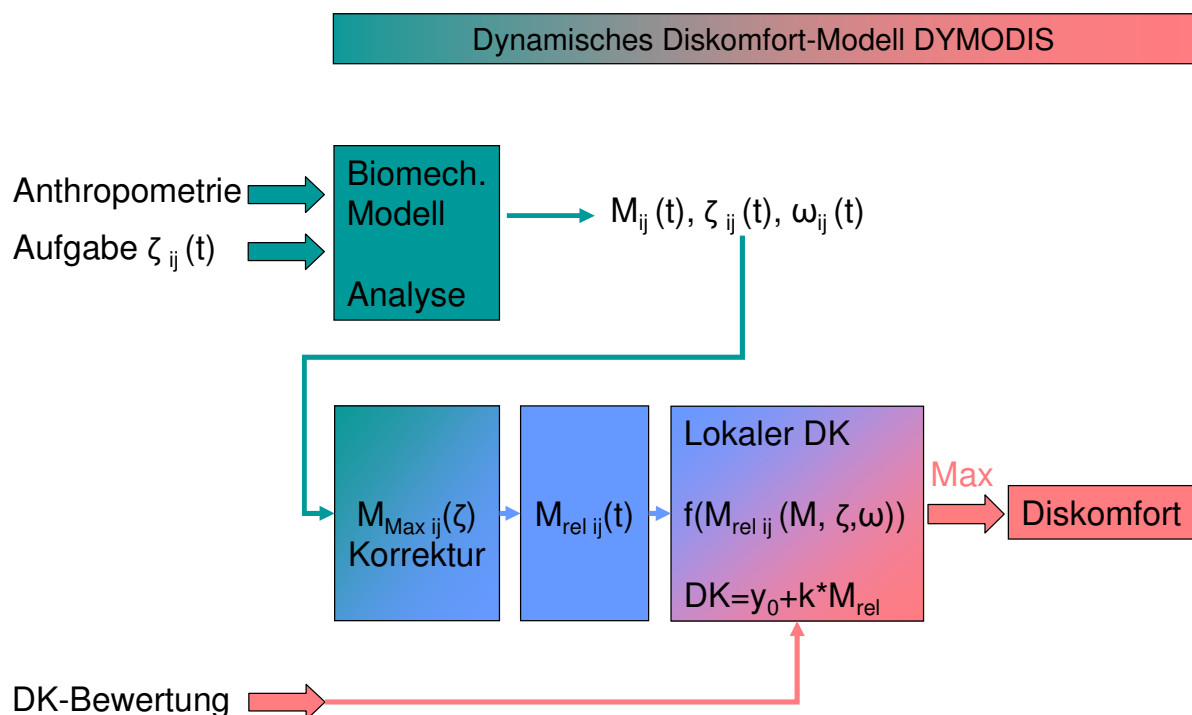


Abbildung 9.1: Zusammenfassung DYMODIS: i Bewegungsrichtung, j Gelenk, ζ Gelenkwinkel, M Gelenkmomente, ω Gelenkwinkelgeschwindigkeiten, M_{Max} Maximalmomente, M_{rel} relative Momente.

Trotz der Unlänglichkeiten, dass das Rotationsmoment in der Schulter größer als das gemessene Maximalmoment ist, kann der Diskomfort für die Bewegungen durch die gefundenen Regressionen berechnet werden. Verschiedene modellimmanente Annahmen erwiesen sich als geeignet für eine Diskomfortprognose der Bewegungen. Dazu gehört die Verwendung des globalen Maximums für die zeitliche Funktion des relativen Momentes zur Berechnung des lokalen Diskomforts und die Verwendung des maximalen lokalen Diskomforts zur Bestimmung des globalen Diskomforts. Nachdem die Plausibilität des

Verfahrens durch individuelle Modelle bestätigt werden konnte, besteht die weitere Aufgabe darin, die Verallgemeinerung durch systematische Messungen zu gewährleisten.

Verallgemeinerung der Messdatengrundlage

Bisher existieren zwei individuelle Modelle, da die Vermessung einer Person anhand der Maximalmomente sehr aufwendig ist. Pro Person wurden über 360 verschiedene Haltungen gemessen. Daher sollten diese Messungen auf mehr Personen ausgedehnt werden und auch bisher nicht berücksichtigte Gelenke, wie z.B. das Fußgelenk, aufgenommen werden. In diesem Zusammenhang sollten Erkenntnisse gewonnen werden, wie der Messaufwand reduziert werden kann. Dadurch sollten Zusammenhänge zwischen den Messungen von verschiedenen Gelenken und Messrichtungen erkannt werden. Diese und schon durchgeführte Messungen können auf Zusammenhänge zwischen den gemessenen Maximalmomenten in den verschiedenen Gelenken überprüft werden, so dass Eigenschaften von einem Gelenk auf ein anderes übertragen werden können, indem die Momentparameter umskaliert werden. Die Versuche könnten mit der Aufnahme der Bewertung des Diskomfortempfindens begleitet werden.

Der Übergang vom individualisierten Diskomfort-Modell zum generellen Modell könnte durch die Verwendung aus der Literatur bekannter Querschnittsuntersuchungen mit über 1000 Personen über die maximalen Ganzkörperkräfte für verschiedene typische Haltungen von Industriearbeitern (Rühmann und Schmidtke 1991 und Rohmert 1966) hergestellt werden. Da in diesen Arbeiten eine Verteilung der Kraft über viele Versuchspersonen aufgestellt wurde, sollte es möglich sein, Aussagen für verschiedene Kraftperzentile zu treffen. Die bei diesen Versuchen durchgeführten Aufgaben sollten erst mit schon vermessenen Versuchspersonen (Maximalmomentmessungen) durchgeführt werden und dann in der MKS-Berechnung wiederholt werden, um so die dabei aufgewendeten Gelenkmomente zu berechnen. Wenn man aus diesen Aufgaben Maximalmomente für die einzelnen Gelenke isolieren könnte, wäre es möglich, auf das Kraftperzentil des betrachteten Gelenks zu schließen. Ebenso sind die erhobenen Daten des „Kraftatlasses“ interessant (Wakula et al. 2008, Glitsch et al. 2008), einer Querschnittsuntersuchung bei der etwa 300 Arbeiter bezüglich ihrer Maximalkraft vermessen wurden und parallel in Laboruntersuchungen neben der Ganzkörperkraft auch die Haltungen analysiert wurden.

Mit einem gefundenen Zusammenhang der Maximalmomentkomponenten verschiedener Gelenke, wie oben erwähnt, wären zur Maximalmomentvermessung nur noch wenige Messungen durchzuführen, um auf die verbleibenden Maximalmomentfunktionen zu schließen und auch eine Einteilung in ein entsprechendes Kraftperzentil vorzunehmen. So könnten die aufwendigen Messungen an Individuen umgangen werden, und die Diskomfort-Bewertung über das perzentilabhängige Maximalmoment durchgeführt werden.

Da die berechneten Momente für die Schulterrotationen in dieser Arbeit oft über den Maximalmomenten lagen, wären zur Prüfung der Maximalmomentmessungen Wiederholungsmessungen mit beiden Versuchspersonen von Nöten, um auf die genaue Ursache besser schließen zu können.

Erweiterung des biomechanischen MKS-Modells

Mit der größeren Messdatengrundlage muss auch das MKS-Modell auf den ganzen Körper erweitert werden, damit es möglich wird, beliebige Bewegungen zu bewerten. Durch hinzufügen weiterer Gelenke und Körper zum schon existierenden MKS-Modell des Hand-Arm-Systems kann dieses erweitert werden. Dabei gibt es die Möglichkeit, die notwendigen anthropometrischen Größen aus dem am LfE zur Verfügung stehenden Software RAMSIS über eine Schnittstelle auf das MKS-Modell zu übertragen. Das so entstehende Ganzkörpermodell kann mit den anthropometrischen Daten aus RAMSIS versehen werden und ist durch diese Parametrisierung leicht auf beliebige Personengruppen anpassbar. Zusätzlich muss für die ergänzten Gelenke die Moment-Geschwindigkeits-Relation nach Hill implementiert werden und auch die Möglichkeit geschaffen werden, Maximalmoment- und Diskomfortfunktionen zu integrieren. Weiterhin kann eine Schnittstelle von dem gerade in der Entwicklung begriffenen Bewegungsanalysetool MEMOMAN zum MKS-Modell erstellt werden, so dass die kinematischen Daten aus dem Bewegungstracking übertragen werden können. Dies beinhaltet die Transformation der betrachteten Gelenkwinkel in das zu verwendende kinematische System. Durch die angestrebte Kopplung zwischen dem automatischen und markerlosen Bewegungsanalysetools MEMOMAN und dem MKS-Modell, werden die zur Bewertung des Diskomforts notwendigen Analysen der Bewegungen noch weiter vereinfacht. Durch diese Verbindung kann auch eine dynamische Belastungsanalyse von Arbeitsvorgängen durchgeführt werden, um Verbesserungen eines Produktionsarbeitsplatzes zu erzielen.

Es wurden insgesamt fünf verschiedene Winkelsysteme für Modelle und Messungen verwendet. Die darin beschriebenen Größen müssen ineinander umgerechnet werden. Dies führt zu erhöhtem Aufwand und ist der Übersichtlichkeit abträglich. Auch bei einer geplanten, durchgängigen Prozesskette für die Bewertung des Diskomforts steht dies einer einfachen, schnellen und übersichtlichen Durchführung im Wege. Hier ist man auf zwei unterschiedliche Menschmodelle (RAMSIS und DYNAMICUS), sowie die schon vorhandenen Messapparaturen angewiesen. Prinzipiell ist es allerdings von Vorteil stets eine modellkonforme Beschreibung der Winkel zu verwenden.

Grundlagen zur Empfindung des Diskomforts

Statik

Das in Kapitel 5.3 erwähnte Ziel der Auswertung des Diskomforts aus Elementen der tiefsten Schicht, also dem Diskomfort für die einzelnen Freiheitsgrade der beteiligten Gelenke, hat gezeigt, dass einige Schritte dieser Systematik übersprungen wurden. So wurde der Sprung vom statischen Diskomfort der untersten Ebene eines Gelenkes auf die Zusammensetzung des globalen Diskomforts für Bewegungen auf einmal vollzogen. Trotz der Plausibilität dieses Vorgehens, sollten die Zwischenschritte noch näher untersucht werden. Dabei wäre es interessant herauszufinden, wie weit die Annahme eines festen Maximalmomentenkreuzes und des zugehörigen Maximalmomentellipsoids für die Maximalbelastung der Kugelgelenke (Schulter und Hüfte) gerechtfertigt ist. Die für die Messung gewählten Messachsen müssen ja nicht zwangsweise mit den tatsächlichen Achsen größter Momente übereinstimmen. Da die Messapparatur fest eingebaut ist, könnten Messungen mit der kontrollierten Veränderung der Position und Orientierung, sowie der Haltung einer Versuchsperson Klärung schaffen. Ebenfalls könnte hier die Analyse mit muskuloskeletalen biomechanischen Modellen dazu beitragen. Weiterhin könnte auf der Ebene eines einzelnen Gelenkes geprüft werden, ob sich auch das subjektive Diskomfortempfinden aus dem relativen Moment, das aus dem Maximalmomentellipsoid (siehe auch Kapitel 3.2.2, Schwarz 1997 und Seitz et al. 2005) berechnet wird, beschreiben lässt. Das Ellipsoid (Abbildung 9.2) ist eine formale Darstellung. Dabei ist zu beachten, dass die zwei Messwerte der Maximalmomente entlang eines Freiheitsgrades, also z.B. für das Heben und Senken des Oberarms, unterschiedlich groß sind, da ganz unterschiedliche Muskelgruppen beteiligt sind, so dass sich kein symmetrisches Ellipsoid ergibt. Da aber immer nur der momentane Quadrant, in dem sich der Vektor des aktuellen Gelenkmoments befindet, betrachtet werden muss, kann man von einer symmetrischen Ellipse ausgehen, die ihre Form entsprechend des betrachteten Quadranten ändert. Anhand des aktuellen Gelenkmoments, das an der Schulter wirkt, wird der Durchstoßpunkt mit dem Ellipsoid berechnet. Der Vektor vom Ursprung zum Durchstoßpunkt entspricht dem maximalen Moment. Aus dem Verhältnis der Längennorm beider Vektoren, also dem aktuellen Moment zum Maximalmoment, ergibt sich das relative Moment M_{rel} . Weiteren Messungen, wie sie oben erwähnt wurden, zur Überprüfung der Achsen größter Momente, könnten mit Diskomfortbewertungen verknüpft werden, so dass Zusammenhänge zwischen verschiedenen Gelenken und Richtungen des aktuell wirkenden Gelenkmoments herausgefiltert werden könnten. So wäre es dann möglich, den Diskomfort für das aktuelle Moment zu interpolieren.

Maximalmoment-Ellipsoid

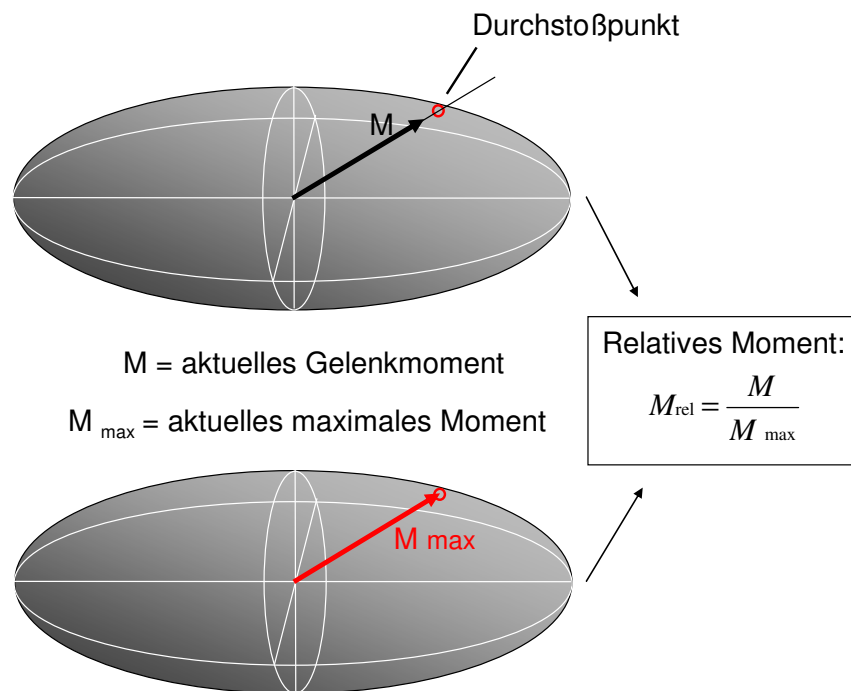


Abbildung 9.2: Darstellung des Maximalmoment-Ellipsoids einer Gelenkhaltung für die Schulter mit dem aktuellen Gelenkmoment M und dem Durchstoßpunkt (oben) und dem entsprechenden Maximalmoment M_{\max} (unten). Die Hauptachsen des Ellipsoids ergeben sich aus dem Maximalmomentenkreuz (siehe auch Abbildung 5.21) und den drei Achsen des aktuellen Quadranten.

Bei einer ebenfalls in Kapitel 5.3.1 beschriebenen Unterteilung in einen Haltungsdiskomfort und einen Kraftdiskomfort kann die Annahme gemacht werden, dass der rein haltungsabhängige Teil auch auf eine kraftbasierte Betrachtung zurückzuführen ist. Als objektive, dem Haltungsdiskomfort zugrunde liegende Größe ist dann das relative Moment aufzufassen, das abhängig von dem Rückstellmoment im Gelenk ist, also dem Moment, welches die Auslenkung in eine Mittellage zurückbringt. Dies sind die passiven Gelenkwiderstandsmomente, welche Marach (1999) gemessen hat. Da dieses Rückstellmoment von Gewebeeigenschaften und dem Zustand an den Gelenkwinkelgrenzen abhängt, etwa der Dehnung von Muskeln, Sehnen und Bändern auf der einen Seite und auch von dem Zusammendrücken von Gewebeteilen (man denke etwa an den Kontakt zwischen Unterarm und Oberarm bei der Beugung im Ellenbogen), verhält sich dieses nichtlinear, was auch den nichtlinearen Verlauf der Diskomfortfunktion bei Änderung der Winkel erklären kann. Um dies möglichst exakt für eine bestimmte Person zu modellieren, wäre wieder ein erhöhter Messaufwand nötig (siehe auch Seitz et al. 2005). Dieser Aufwand ließe sich jedoch durch folgende Maßnahmen verringern. Durch die Annahme verallgemeinerungsfähiger Verläufe der Rückstellmomente, so dass ähnlich wie bei den

Maximalmomentmessungen durch wenige Messungen auf andere Gelenke geschlossen werden kann und Einteilungen in verschiedene Gruppen vorgenommen werden könnten (etwa Geschlecht, Alter, Sportlichkeit, Beweglichkeit). Eine andere Möglichkeit bestünde darin, im MKS-Modell biomechanische Gelenkanschläge durch mathematische Funktionen abzubilden, die in einem Arbeitsbereich kein Moment verursachen und beim Eintreten des Gelenkwinkels in einen Anschlagbereich ein monoton wachsendes Rückstellmoment erzeugen. So würde ein Durchschlagen oder Überdrehen eines Gelenkes verhindert. Die Funktion müsste am Übergang natürlich stetig und stetig ableitbar sein. Damit wäre der Diskomfort vollständig durch eine Beziehung mit einer einzigen Größe, nämlich dem relativen Moment, beschreibbar. Das in einem Gelenk wirkende Moment ist die Summe aus dem Kompensationsmoment, verursacht durch äußere Kräfte und dem Rückstellmoment. Damit würde sich das Modell im statischen Fall vollständig auf das Kraft-Haltungsmodell von Marach zurückführen lassen. Die andere Herangehensweise geht über die Betrachtung von Haltungs- und Kraftdiskomfort. Die in Kapitel 5.3.1 dargestellten Diskomfortfunktionen enthalten keine Trennung dieser beiden Teile, da die Messungen über eine gemeinsame Funktion interpoliert werden. Sie besitzen die an das Modell gemachten Eigenschaften einer linearen Abhängigkeit vom relativen Moment. Für die Wahl eines allgemeinen Verlaufs der Funktionen wäre eine Einteilung in verschiedene Kategorien denkbar: Diskomfort unempfindliche, normale und Diskomfort empfindliche Personen (Zacher 2005). Auch der Ansatz von Schäfer und Zacher (2006) mit dem Übergang vom Haltungsdiskomfort in einen exponentiellen Kraftdiskomfortanteil ist hier anwendbar. Neben den in Kapitel 5.3.2 dargestellten Möglichkeiten des Übergangs vom relativen Moment zum Diskomfort, gibt es noch den Übergang vom Diskomfort auf der Ebene der Bewegungsrichtungen zu dem lokalen Diskomfort eines Gelenks, der ebenfalls noch zu untersuchen ist, oder durch oben beschriebene erweiterte Messungen dann nicht mehr nötig wäre. Der auch in dieser Arbeit bestätigte Zusammenhang zwischen globalem und lokalem Diskomfort für Bewegungen sollte auch durch Versuche für Haltungen untersucht werden.

Ein weiterer Bereich, der das Modell im statischen Fall verallgemeinern würde, wäre die Berücksichtigung der Ermüdung. Bisher sind nur kurze Zeitdauern betrachtet worden. In der Arbeitswissenschaft gibt es einen von Rohmert aufgestellten Zusammenhang zwischen der Beanspruchung einer Haltearbeit, also dem Quotienten aus aufzubringender Kraft und individueller maximaler Kraft, und der maximalen Haltedauer. Übertragen auf das Gelenkmoment könnte das Modell voraussagen, wie lange eine Aufgabe durchführbar ist, bis ein Haltungswechsel nötig ist oder die Aufgabe abgebrochen werden muss. Bei einer Kraftbeanspruchung von 15% ist die Aufgabe beliebig lange durchführbar, dies ist die Dauerleistungsgrenze.

Dynamik

Obwohl die analysierten Bewegungen relativ einfach erscheinen und nur ein Teilkörpersystem beteiligt war, sind zur Klärung weiterer Grundsatzinformationen weitere Untersuchungen mit noch einfacheren Bewegungen isolierter Freiheitsgrade durchzuführen. So könnte beantwortet werden, ob es Unterschiede in der Bewertung verschiedener Gelenke und Gelenkfreiheitsgraden gibt. Ebenso könnte mit einer feineren Einteilung der Gewichtsunterschiede herausgefunden werden, ob die im statischen Fall vorhandene Empfindungsgrenze für den Diskomfort bei Bewegungen ebenfalls Gültigkeit hat. Ein weiterer Punkt der genaueren Klärung bedürfte, ist der Unterschied im Diskomfortempfinden von konzentrischen und exzentrischen Bewegungen. Während der Hebebewegungen erfolgen Wechsel zwischen diesen beiden Bewegungsformen. Beispielsweise geht die konzentrische Bewegung im Ellenbogen während des Abstellens auf der unteren Stufe in eine exzentrische über, wenn das Gelenk gestreckt wird. Da für die Bewegung nur eine Diskomfortbewertung abgegeben wurde, kann keine Aussage über den Unterschied gemacht werden. Somit könnte die hier gemachte Annahme, dass der Diskomfort durch die Erhöhung der Krafftfähigkeiten in der Exzentrik selber niedriger bewertet wird, nachgeprüft werden. In Verbindung mit dieser Analyse könnten auch die Parameter der hier global verwendeten Hill'schen Funktion verbessert werden. Auch die Gültigkeit des dynamischen Diskomfort-Modells bei dynamischen Bewegungen sollte überprüft werden.

Die Bewegungsrekonstruktion wurde mit einer Bildrate von 25Hz durchgeführt, so dass im Abstand von 0.04s ein Datenpunkt erzeugt wurde. Durch Auswertungenauigkeiten können Artefakte, wie Sprünge, entstehen und auch bei der MKS-Analyse, ein typisches Beispiel ist der Aufprall auf dem Boden bei einem Niedersprung. Hier können durch ein zu grobes Modell, das die dämpfenden Weichteileigenschaften des Gewebes nicht berücksichtigt, zu hohe Kraftspitzen entstehen. Aus diesem messtechnischen Aspekt heraus ist es notwendig, die Daten zu glätten oder zu mitteln, wobei darauf zu achten ist, dass die Glättung den maximalen Wert nicht zu stark beeinflusst. Hier wurde einen gleitender Mittelwert für die Gelenkwinkel durchgeführt, was in diesem Fall ausreichend war, da die Hebebewegungen keine hoch dynamischen Komponenten enthielten. Von einer physiologischen Sichtweise müsste das Menschmodell bei hoch dynamischen Bewegungen, wie erwähnt, Schwabbelmassen enthalten, um entstehende Kraftspitzen zu dämpfen. Aber auch Sinnesphysiologisch stellt sich die Frage, ob es eine Zeitspanne gibt, in der zwei Kraftspitzen nicht mehr unterschieden werden können. Andererseits wäre es auch interessant zu klären, wie sich schnell wechselnde Kraftniveaus auf das Diskomfortempfinden auswirken. Wird etwa ein hohes Moment, das nur kurz wirkt, eher toleriert, als eine lange Beanspruchung auf niedrigerem Niveau? Weiterhin kann man sich die Frage stellen, wie sich die Vergangenheit auf die Bewertung des aktuellen Momentniveaus auswirkt, wobei das Thema der Ermüdung

aufgebracht wird. Alle diese Fragen sind mit den hier konzipierten und durchgeführten Messungen nicht zu klären.

Für eine sinnvolle Prognose von Haltungen und Bewegungen ist es wichtig, das Verhalten am Rande der Bewegungsbereiche richtig zu beschreiben. Dies kann durch Rückstellmomente im MKS-Modell berücksichtigt werden oder durch die hier verwendeten Diskomfortfunktionen, die durch die Extrapolation der Messwerte nahe der Gelenkansschläge zu einem Anstieg der Funktionen führen. In Kapitel 8 wurden schon Erweiterungen und Verbesserungen angesprochen, um die Ergebnisse für die Prognose durch Minimierung des Diskomforts zu verbessern.

Die oben beschriebenen Umsetzungen sind weitere Schritte auf dem Weg zu einem allgemeinen Diskomfort-Modell. Es soll eine Prozesskette entstehen, die es ermöglicht, Produkte und Arbeitsplätze zu analysieren und zu bewerten. Durch die Verkettung der Bewegungsanalyse und Simulation (Abbildung 9.3) können komplexe Probleme im Produktentstehungsprozess bewältigt werden.

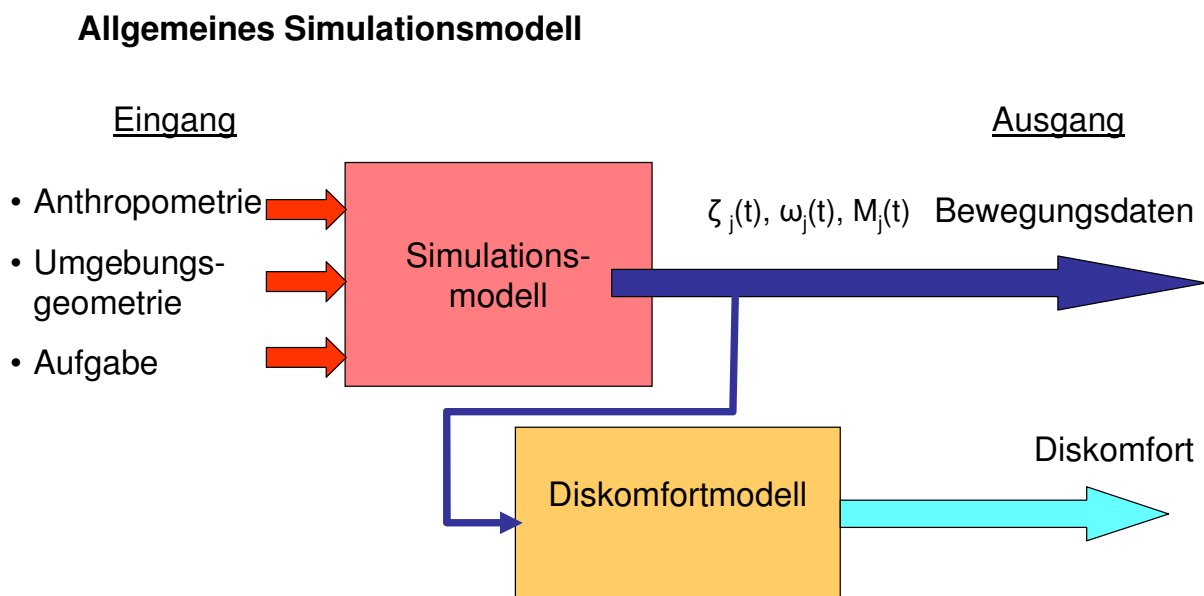


Abbildung 9.3: Ausblick eines allgemeinen Simulationsmodells.

Anhang A: Zusammenstellung der Formelzeichen

Lateinische Zeichen	Einheit	Beschreibung
a	Nm	Konstante der Hill'schen Gleichung
A_{IK}	-	Transformationsmatrix für einen Basiswechsel vom Körper- zum Inertialkoordinatensystem.
A_{KI}	-	Transformationsmatrix für einen Basiswechsel vom Inertial- zum Körperkoordinatensystem.
b	rad/s	Konstante der Hill'schen Gleichung
c	-	Gewichtungsfaktoren für den Diskomfort
D	-	Drehmatrix
DK	-	Diskomfort
DK_b	-	berechneter Diskomfort
DK_{global}	-	globaler Diskomfort
$DK_{lokal\ max}$	-	maximaler lokaler Diskomfort
E	-	Einheitsmatrix
e_i, e_K	-	Basisvektoren des Inertial- oder Körperkoordinatensystems, die zusätzlich mit x,y,z bezeichnet werden
f	-	Funktion
f_{DK}	-	Diskomfortfunktion
f_{Mmax}	-	Funktion der Maximalkraft
F_{Moment}	N	Komponente der Muskelkraft senkrecht zum Unterarm
$G1$	-	Gelenk1
$G2$	-	Gelenk2
k	-	Geradensteigung
M	N	Gelenkmoment
M_{max}	N	statische Maximalkraft
$M_{max,dyn}$	N	Maximalkraft in der Dynamik
M_{rel}	-	relatives Moment

O	-	Ursprung
P	-	körperfester Punkt
r	-	Regressionskoeffizient
R ²	-	Bestimmtheitsmaß
Res_abs_MW	-	Mittelwert aller positiven Abstände zwischen Mess- und Funktionswert
Res_max	-	maximaler Residuumswert
Res_std	-	Standardabweichung der Residuen
Rev1	rad	erster Bryantwinkel des Menschmodells DYNAMICUS
Rev2	rad	zweiter Bryantwinkel des Menschmodells DYNAMICUS
Rev3	rad	dritter Bryantwinkel des Menschmodells DYNAMICUS
t	s	Zeit
v	-	Ortsvektor
v, v^k	-	Vektor dargestellt im Inertial- oder Körperkoordinatensystem
X,Y,Z	°	RAMSIS-Winkel/ PCMAN-Winkel
x,y,z	-	Basisvektoren
y ₀	-	Y-Achsenabschnitt
1,2,3	-	Koordinatenachsen des BFR
1M, 2M, 3M	-	Messachsen der Momentaufnehmer

Griechische Zeichen	Einheit	Beschreibung
α	°	erster Schulterwinkel bei den Maximalmomentmessungen
α_B	rad	erster Bryantwinkel
β	°	zweiter Schulterwinkel bei den Maximalmomentmessungen
β_B	rad	zweiter Bryantwinkel
γ	°	dritter Schulterwinkel bei den Maximalmomentmessungen
γ_B	rad	dritter Bryantwinkel
δ	rad	FG für Simulation mit Diskomfortminimierung

ζ	rad	Gelenkwinkel
φ	rad	erster Eulerwinkel
θ	rad	zweiter Eulerwinkel
ψ	rad	dritter Eulerwinkel
ω	rad/s	Gelenkwinkelgeschwindigkeit

Indizes

d	diskret
i	Richtung des Moments
I	Inertialsystem
j	Gelenk
K	körperfestes Koordinatensystem
x,y,z	Bezeichnung für einen Satz orthogonaler Einheitsvektoren

Abkürzungen

BFR	Body Frame (Körper-Beschreibungs-Koordinatensystem)
BSP	Body Segment Parameter
DK	Diskomfort
DYMODIS	Dynamische Modellierung des Diskomforts
FEM	Finite-Elemente-Methode
HIC	Head Injury Criteria
LfE	Lehrstuhl für Ergonomie
MTM	Methods Time Measurement
MKS	Mehrkörpersystem
OAR	rechter Oberarm
ROM	Range of Motion
SBR	rechtes Schulterblatt
UAR	rechter Unterarm
VP	Versuchsperson

Anhang B: Umrechnungen von Winkeln und Koordinaten

I. Basiswechsel von Koordinatensystem 1 zu 2

Übergang von PCMAN-Winkeln (X, Y, Z) zu den Bryantwinkeln des MKS-Modells (Rev1, Rev2, Rev3)

Ellenbogen:

Durch die unterschiedliche Orientierung der Ellenbogenkoordinatensysteme in beiden Systemen und die Beschränkung auf den Freiheitsgrad des Beugens/Streckens während der Analyse, ergibt sich für den DYNAMICUS-Winkel:

$$\text{Rev1} = -Y$$

Der Freiheitsgrad für die Supination und Pronation im Ellenbogen verbleibt in der neutralen Stellung (ist mit PCMAN nicht ausgewertet worden):

$$\text{Rev3} = 0$$

Diese zwei Bryantwinkel werden zur rheonomen Steuerung des Ellenbogens im DYNAMICUS-Modells verwendet.

Schulterblatt:

Die Koordinatensysteme von PCMAN und DYNAMICUS sind im Schulterblatt gleich orientiert. Die Drehung um die Längsachse des Schlüsselbeins ist auf den neutralen Winkel festgesetzt. Es ergibt sich die folgende Zuordnung:

$$\text{Rev1} = 0$$

$$\text{Rev2} = Y$$

$$\text{Rev3} = Z$$

Schulter:

Hier werden zwei Drehungen ausgeführt. In der ersten wird der rechte Arm des DYNAMICUS-Modells aus der Grundhaltung mit -90° um die 2-Achse gedreht (Abduktion), um die Haltung mit der PCMAN-Grundhaltung vergleichen zu können:

$$\alpha_B = \text{Rev1} = 0$$

$$\beta_B = \text{Rev2} = -90^\circ$$

$$\gamma_B = \text{Rev3} = 0$$

Zur Verkürzung der Matrizen werden die Winkel $\alpha_B, \beta_B, \gamma_B$ eingeführt, die identisch mit Rev1, Rev2, Rev3 sind.

Einsetzen in

$${}^B A_{IK} =$$

$$\begin{pmatrix} \cos \beta_B \cos \gamma_B & -\cos \beta_B \sin \gamma_B & \sin \beta_B \\ \cos \alpha_B \sin \gamma_B + \sin \alpha_B \sin \beta_B \cos \gamma_B & \cos \alpha_B \cos \gamma_B - \sin \alpha_B \sin \beta_B \sin \gamma_B & -\sin \alpha_B \cos \beta_B \\ \sin \alpha_B \sin \gamma_B - \cos \alpha_B \sin \beta_B \cos \gamma_B & \sin \alpha_B \cos \gamma_B + \cos \alpha_B \sin \beta_B \sin \gamma_B & \cos \alpha_B \cos \beta_B \end{pmatrix}$$

ergibt

$$\text{Bryant1} = \begin{pmatrix} 0 & 0 & -1 \\ 0 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & 0 \end{pmatrix}.$$

In dieser Armhaltung werden die PCMAN-Koordinatenachsen für die Elementardrehungen mit den Elementardrehachsen des DYNAMICUS verglichen. Daraus ergeben sich für die zweite Drehung folgende Winkel

$$\begin{aligned} \alpha_B &= \text{Rev1} = Z \\ \beta_B &= \text{Rev2} = Y \\ \gamma_B &= \text{Rev3} = -X \end{aligned}$$

und folgende Drehmatrix

$$\text{Bryant2}(X, Y, Z) =$$

$$\begin{pmatrix} \cos Y \cos X & \cos Y \sin X & \sin Y \\ -\cos Z \sin X + \sin Z \sin Y \cos X & \cos Z \cos X + \sin Z \sin Y \sin X & -\sin Z \cos Y \\ -\sin Z \sin X - \cos Z \sin Y \cos X & \sin Z \cos X - \cos Z \sin Y \sin X & \cos Z \cos Y \end{pmatrix}.$$

Mit der Hintereinanderausführung dieser beiden Drehungen, bekommt man die Drehmatrix der Schulter auf Basis der PCMAN-Winkel X Y, Z

$$\text{Bryant}_{\text{PCMAN_DYNAMICUS}}(X, Y, Z) = \text{Bryant2}(X, Y, Z) \text{Bryant1} =$$

$$\begin{pmatrix} \sin Y & \cos Y \sin X & -\cos Y \cos X \\ -\sin Z \cos Y & \cos Z \cos X + \sin Z \sin Y \sin X & -\cos Z \sin X + \sin Z \sin Y \cos X \\ \cos Z \cos Y & \sin Z \cos X - \cos Z \sin Y \sin X & -\sin Z \sin X - \cos Z \sin Y \cos X \end{pmatrix}.$$

Mit den folgenden Gleichungen können die drei Bryantwinkel bestimmt werden. Dabei wurden schwach besetzte Komponenten der Matrix ausgewählt

$$\begin{aligned} \sin \beta_B &= -\cos Y \cos X \\ \cos \alpha_B &= \frac{-\sin Z \sin X - \cos Z \sin Y \cos X}{\cos \beta_B} \\ \cos \gamma_B &= \frac{\sin Y}{\cos \beta_B}. \end{aligned}$$

Dies wurde mit folgender Matlabroutine umgesetzt:

```
% for i = 1:28;

i=12;
in=mat2str(i);
SBRaR=importdata(['.\', in, '\SBRa', '.dat']);
SBRbR=importdata(['.\', in, '\SBRb', '.dat']);
SBRcR=importdata(['.\', in, '\SBRc', '.dat']);
SaR=importdata(['.\', in, '\Sa', '.dat']);
SbR=importdata(['.\', in, '\Sb', '.dat']);
ScR=importdata(['.\', in, '\Sc', '.dat']);
EaR=importdata(['.\', in, '\Ea', '.dat']);
EbR=importdata(['.\', in, '\Eb', '.dat']);

N=size(SaR);
x_t=0:0.04:(N(1)-1)*0.04;
x=x_t';

% Transformation für das Schulterblattgelenk/Clavicula RAMSIS -> Dynamicus
Z = zeros(N);

Bryant_SBR_al=Z;
Bryant_SBR_be=SBRbR;
Bryant_SBR_ga=SBRcR;

% Transformation für die Schulter RAMSIS -> Dynamicus
%Rotation um RAMSIS y-Achse: damit die Grundhaltung von RAMSIS und Dynamicus übereinstimmt
a=0;
b=-pi/2;
c=0;
Trafo_Kardan0=[cos(b)*cos(c) -cos(b)*sin(c) sin(b); cos(a)*sin(c)+sin(a)*sin(b)*cos(c) cos(a)*cos(c)-sin(a)*sin(b)*sin(c) -
sin(a)*cos(b); sin(a)*sin(c)-cos(a)*sin(b)*cos(c) sin(a)*cos(c)+cos(a)*sin(b)*sin(c) cos(a)*cos(b)];
% Zweite Rotation für die relative Drehmatrix
a=ScR;
b=SbR;
c=-SaR;
clear Trafo_Kardan1;
clear Trafo_S;
Bryant_S_be=0;
Bryant_S_al=0;
Bryant_S_ga=0;
for j=1:N(1)
```

```

Trafo_Kardan1(:,j)=[cos(b(j))*cos(c(j))    -cos(b(j))*sin(c(j))    sin(b(j));
cos(a(j))*cos(c(j))-sin(a(j))*sin(b(j))*sin(c(j))    -sin(a(j))*cos(b(j));
sin(a(j))*cos(c(j))+cos(a(j))*sin(b(j))*sin(c(j)) cos(a(j))*cos(b(j)];
Trafo_S(:,j)=Trafo_Kardan1(:,j)*Trafo_Kardan0;
Bryant_S_be(j,1)=asin(Trafo_S(3,1,j));
Bryant_S_al(j,1)=acos(Trafo_S(3,3,j)/cos(Bryant_S_be(j)));
Bryant_S_ga(j,1)=-asin(Trafo_S(2,1,j)/cos(Bryant_S_be(j)));
% Bryant_S_ga2(j)=acos(Trafo_S(1,1,j)/cos(Bryant_S_be(j)));
% Trafo_AVel(:,j)=[cos(b(j))*cos(c(j)) sin(c(j)) 0; -cos(b(j))*sin(c(j)) cos(c(j)) 0; sin(b(j)) 0 1];
end;

Bryant_E_al=-EbR;
Bryant_E_be=Z;
Bryant_E_ga=Z;%-EaR;
Bryant_E=[x Bryant_E_al Bryant_E_be Bryant_E_ga];
Bryant_S=[x Bryant_S_al Bryant_S_be Bryant_S_ga];
Bryant_SBR=[x Bryant_SBR_al Bryant_SBR_be Bryant_SBR_ga];

%end

```

II. Basiswechsel von Koordinatensystem 2 zu 3:

Übergang von Bryantwinkeln (Rev1, Rev2, Rev3) des MKS-Modells zu den Messwinkeln (α , β , γ)

Ellenbogen:

Zur Beschreibung der Messposition des Ellenbogens sind die beiden Winkel für Beugen/Strecken und Supination/Pronation notwendig, die einfach im System der Bryantwinkel übernommen werden können (Beugung entlang 1-Achse und Supination entlang der 3-Achse der Bryantwinkel im lokalen System des Ellenbogens):

$$\alpha = \text{Rev1}$$

$$\gamma = \text{Rev3}$$

Schulter:

Der Übergang von den aus der Bewegungsanalyse erhaltenen Gelenkwinkeln der Schulter (Bryantwinkel) auf das Winkelsystem zur Beschreibung für die Messhaltungen (Messwinkel) erfolgt über die Eulerwinkel, d.h. die Bryantwinkel werden erst in Eulerwinkel (Euler1, Euler2, Euler3) umgerechnet. Im Messsystem entsprechen diese den Drehungen in folgender Reihenfolge: $\beta - \alpha - \gamma$. Für die hier analysierten Bewegungen ($\text{Rev1} > 0$ gilt immer) ist dies identisch mit der folgenden Drehung: $\alpha - \beta - \gamma$, die ja dem Messsystem entspricht.

Die Drehmatrix der Bryantwinkel

${}_{B}A_{IK} =$

$$\begin{pmatrix} \cos \beta_B \cos \gamma_B & -\cos \beta_B \sin \gamma_B & \sin \beta_B \\ \cos \alpha_B \sin \gamma_B + \sin \alpha_B \sin \beta_B \cos \gamma_B & \cos \alpha_B \cos \gamma_B - \sin \alpha_B \sin \beta_B \sin \gamma_B & -\sin \alpha_B \cos \beta_B \\ \sin \alpha_B \sin \gamma_B - \cos \alpha_B \sin \beta_B \cos \gamma_B & \sin \alpha_B \cos \gamma_B + \cos \alpha_B \sin \beta_B \sin \gamma_B & \cos \alpha_B \cos \beta_B \end{pmatrix}$$

wird mit den Gleichungen zur Bestimmung der Eulerwinkel ausgewertet

$$\cos \theta = {}_B A_{IK,33} \quad \sin \psi = \frac{{}_B A_{IK,13}}{\sin \theta} \quad \cos \varphi = \frac{{}_B A_{IK,32}}{\sin \theta},$$

woraus sich folgende Gleichungen ergeben

$$\cos \theta = \cos \alpha_B \cos \beta_B$$

$$\sin \psi = \frac{\sin \beta_B}{\sin \theta}$$

$$\cos \varphi = \frac{\sin \alpha_B \cos \gamma_B + \cos \alpha_B \sin \beta_B \sin \gamma_B}{\sin \theta},$$

um die Eulerwinkel zu berechnen. Die Messwinkel ergeben sich daraus wie folgt

$$\alpha = \theta$$

$$\beta = \psi$$

$$\gamma = \varphi.$$

III. Koordinatentransformation von Koordinatensystem 2 zu 4:

Transformation der Koordinaten des Momentvektors während der Analyse in die Basis der Messachsen

Während der Analyse wird der Gelenkmomentvektor um den letzten Rotationswinkel γ weitergedreht. Das entspricht einer Rücktransformation des Schulterkoordinatensystems BFR-K um den letzten Messwinkel γ .

Dazu werden zwei Drehmatrizen benötigt, zum einen die Drehmatrix zur Beschreibung der aktuellen Schulterposition:

${}_B A_{IK} = \text{Rot_Schulter} =$

$$\begin{pmatrix} \cos \beta_B \cos \gamma_B & -\cos \beta_B \sin \gamma_B & \sin \beta_B \\ \cos \alpha_B \sin \gamma_B + \sin \alpha_B \sin \beta_B \cos \gamma_B & \cos \alpha_B \cos \gamma_B - \sin \alpha_B \sin \beta_B \sin \gamma_B & -\sin \alpha_B \cos \beta_B \\ \sin \alpha_B \sin \gamma_B - \cos \alpha_B \sin \beta_B \cos \gamma_B & \sin \alpha_B \cos \gamma_B + \cos \alpha_B \sin \beta_B \sin \gamma_B & \cos \alpha_B \cos \beta_B \end{pmatrix}$$

und zum anderen die Rotationsmatrix für die Schulterposition ohne den letzten Eulerwinkel φ , der dem letzten Rotationswinkel γ entspricht, also einer Euler-Drehung mit $\varphi=0$

$${}^E A_{IK} = \text{Rot_Euler_ohne_phi} = \begin{pmatrix} \cos \psi & -\sin \psi \cos \theta & \sin \psi \sin \theta \\ \sin \psi & \cos \psi \cos \theta & -\cos \psi \sin \theta \\ 0 & \sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix}.$$

Die gesuchte Drehmatrix lautet

$$\text{Rot_phi_invers} = \text{Rot_Euler_ohne_phi} (\text{Rot_Schulter})^T.$$

Die Komponenten des damit transformierten Gelenkmomentvektors werden mit der für die Bewegung aktuellen Maximalmomentfunktion verglichen, um das relative Moment zu berechnen.

In der Modellierungssprache von alaska lauten die Skriptzeilen folgendermaßen:

```
Rot_Euler_ohne_phi=EulerAngles2Rot(S_psi, S_theta, 0);
```

```
T_RotS=M3T(RotS);
```

```
Rot_Rev3_Mess=M3mM3(Rot_Euler_ohne_phi,T_RotS);//entspricht der inversen Drehung um den letzten Eulerwinkel phi
```

```
TrqS=Chris.R_Arm.J_Shoulder.Joint.RC.RTrq;
```

```
TrqS_Iris=M3mV3(Rot_Rev3_Mess, TrqS);
```

Literaturverzeichnis

- Abdel-Malek K., Yang J., Marler T., Beck S., Mathai A., Zhou X., Patrick A., Arora J.: Toward a new generation of virtual humans. *International Journal of Human Factors Modeling and Simulation*. Vol. 1, No 1, 2-39, 2006.
- Arlt, F.: Untersuchung zielgerichteter Bewegungen zur Simulation mit einem CAD-Menschmodell, Dissertation am Lehrstuhl für Ergonomie der Technischen Universität München, 1999
- Bathmager V., Drury C., Schiro S.: Posture, Postural Discomfort and Performance. *Human Factors* 27, 189 – 199, 1985.
- Benutzerhandbuch DYNAMICUS alaska 5.0. Institut für Mechatronik, Reichenhainerstr. 88, 09126 Chemnitz, Germany.
- Böhm H.: Computer Simulation of Muscle Series Elastic Element Function in Drop Jumping. Dissertation an der Universität Tübingen, 2002.
- Böhm H., Cole G.K., Brüggemann G.-P., Ruder H.: Contribution of Muscle Series Elasticity to Maximum Performance in Drop Jumping. *Journal of Applied Biomechanics*, 2006; 22:3-13. Human Kinetics, Inc.
- Bubb H., Fritzsche F.: A Scientific Perspective of Digital Human Models: Past, Present, and Future. In *Handbook of Digital Human Modeling 2008*, Chapter 3. Editor: Duffy V.
- Bubb H.: Research for a Strength Based Discomfort Model of Posture and Movement. *Proceedings of the IEA Conference 2003*, Seoul, Korea.
- Chaffin, D.B., „Simulation of Human Reach Motions for Ergonomic Analysis“, *Proceedings of the VDI/SAE Conference on Digital Human Modelling*, Munich, 2002.
- Chandler, R. F., Clauser, C. E., McConville, J. T., Reynolds, H. M. and Young, J. W. (1975). Investigation of inertial properties of the human body. AMRL-TR-74-137, AD-A016-485. DOT-HS-801-430. Aerospace Medical Research Laboratories, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio.
- Cherednichenko A., Assmann E., Bubb H.: Computational Approach for Entry Simulation. In: *Proceedings of the SAE DHMC 2006b*, Iowa, 2006-01-2358.
- Cherednichenko A.: Dissertation an der TU München, 2008.
- Cherednichenko, A., Assmann, E., Bubb H.: Experimental Study of Human Ingress Movements for Optimization of Vehicle Accessibility. *Proceedings IEA Congress Maastricht*, 2006a.
- Corlett E. N., Bishop R. P.: A Technique for Assessing Postural Discomfort. *Ergonomics* Vol.19, No.2, pp 175-182, 1976.
- Damon A., Stoudt H.W., McFarland R.A.: *The Human Body in Equipment Design*. Harvard University Press, 1966
- de Koning F.L., Binkhorst R.A., Vos J.A. and van't Hof M. A.: The force-velocity relationship of arm flexion in untrained males and females and arm-trained athletes. *European Journal of Applied Physiology* (1985) 34, 89-94.
- de Leva P.: Adjustments to Satsiorsky-Seluyanov's Segment Inertia Parameters. *Journal of Biomechanics* Vol.9, pp1223-1230, 1996.
- Dufour F., Wang X.: Discomfort Assessment of Car Ingress/Egress Motions using the Concept of Neutral Movement. In: *Proceedings of the SAE DHMS 2005*, Iowa, 2005-01-2706.
- Epstein M., Herzog, W.: *Theoretical Models of Skeletal Muscle – Biological and Mathematical Considerations*. John Wiley & Sons, 1998. ISBN:0471 969559.
- Faraway, J.J., „Data-Based Motion Prediction“, *Proceedings of the SAE Conference on Digital Human Modeling*, Montreal, 2003.
- Fritz M.: Simulating the response of a standing operator to vibration stress by means of a biomechanical model, *J. Biomechanics* (33), 795-802, 2000.
- Glitsch U., Ellegast R., Schaub K., Wakula J. und Berg K.: Biomechanische Analyse von Ganzkörperkräften in unterschiedlichen Körperhaltungen. 54. Kongress der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft, München, April 2008.

Golinski W. Z. and Gentle R.: Whiplash Injury Assessment – A Biomechanical FE Model Approach. VDI-Berichte Nr. 1675 pp 431-443 in the Proceedings of the SAE-DHMC (Digital Human Modelling Conference), Munich, 2002.

Grandjean E.: Physiologische Arbeitsgestaltung – Leitfaden der Ergonomie. Ott Verlag Thun, 4. Auflage, 1991.

Gruber K., Ruder H., Denoth J. and Schneider K.: A comparative study of impact dynamics: wobbling mass model versus rigid body models. J. Biomechanics, Vol.31, 439-444, 1997.

Günther M.: Computersimulation zur Synthetisierung des muscular erzeugten Gehens unter Verwendung eines biomechanischen Mehrkörpermodells. Dissertation an der Eberhard-Karls-Universität Tübingen, 1997.

Hanavan E. P.: A mathematical model of the human body. AMRL-TR-64-102, AD-608-463. Aerospace Medical Research Laboratories, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1964.

Hartung, J.: Objektivierung des statischen Sitzkomforts auf Fahrzeugsitzen durch die Kontaktkraft zwischen Mensch und Sitz. Dissertation am Lehrstuhl für Ergonomie der Technischen Universität München, 2006.

Härtel T., Hildebrand F., Knoll K.: (2006) Methods of Simulation and Manipulation for the Evaluation of Figure Skating Jumps, In E.F. Moritz, S. Haake: The Engineering of Sport 6, Volume 2, Developments for Disciplines, Springer Science+Business Media, New York, 2006, pp. 179-184.

Hatze H.: A Mathematical Model for the Computational Determination of Parameter Values of Anthropometric Segments. J. Biomechanics 13, 833-843, 1980.

IfM 2006: Tätigkeitsbericht des Institutes für Mechatronik e.V. an der Technischen Universität Chemnitz.

IST-2000-29357: Integrated Technology for Dynamic Simulation & Advanced Visualization of Human Motion in Virtual Environments (REAL MAN). Funded under 5th FWP (Fifth Framework Programme). http://cordis.europa.eu/fetch?ACTION=D&CALLER=PROJ_IST&RCN=57209.

Jack T. Stern, Jr.: Computer Modeling of Gross Muscle Dynamics. Journal of Biomechanics, 1974, Vol. 7, pp. 411-428.

Kapandji I. A.: Funktionelle Anatomie der Gelenke, Band 1-3, Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart, zweite Auflage 1992.

Kee D., Karwowski W.: Ranking systems for evaluation of joint and joint motion stressfulness based on perceived discomforts. Applied Ergonomics (2003) 34, 167-176.

Keppler V.: Biomechanische Modellbildung zur Simulation zweier Mensch-Maschinen-Schnittstellen. Dissertation an der Universität Tübingen, 2003.

King M.A., Yeadon M. R.: A comparison of activation timing profiles for single and double layout somersaults. Journal of Biomechanics, Vol. 39 (Suppl. 1), S184 (5445), Abstracts of the 5th World Congress of Biomechanics, Munich, 2006.

Krist R.: Modellierung des Sitzkomforts – Eine experimentelle Studie. Dissertation an der Universität Eichstätt, 1993

Kwon Y.-H.: Effects of the method of body segment parameter estimation on airborne angular momentum. Journal of Applied Biomechanics 12, 413-430, 1996.

Lehner S. and Wallrapp O.: 3D-Simulation of the Human Knee-Joint. in Proc. 10th Conf. of European Society of Biomechanics, (G. V. d. Perre, ed.), Leuven, 1999.

Loipersberger M.: Validation of a force-posture-model for the CAD based human-model RAMSIS. Proceedings of the GfA-Conference 2007.

Marach, A.: CAD-fähiges Prognosemodell für statische Körperhaltungen des Menschen. Dissertation am Lehrstuhl für Ergonomie der Technischen Universität München, 1999.

Matlab Benutzerhandbuch/ Online-Hilfe

Mergl, Ch.: Entwicklung eines Verfahrens zur Optimierung des Sitzkomforts auf Automobilsitzen. Dissertation am Lehrstuhl für Ergonomie der Technischen Universität München, 2006.

Meyberg, Vachenauer: Höhere Mathematik 1, Springer, 2.Auflage, 1993

- Monnier G.: Simulation de mouvements humains complexes et prediction de l'inconfort associe. Dissertation, vorgelegt: L'institut national des science appliquees de Lyon, 2004 (in englischer Sprache)
- Pankoke S., Balzulat J., Wölfel H.P.: Vibrational Comfort with CASIMIR and RAMSIS Using a Finite-Element Model of the Human Body. VDI-Berichte Nr. 1675 pp 493-503 in the Proceedings of the SAE-DHMC (Digital Human Modelling Conference), Munich, 2002.
- Pfeiffer F.: Einführung in die Dynamik. Teubner Studienbücher - Mechanik. B.G. Teubner 1992.
- Platzer W.: dtv-Atlas der Anatomie. Band1: Bewegungsapparat. Georg Thieme Verlag, 6. Auflage, 1991.
- Rasmussen J. and Christensen S. T.: Musculoskeletal Modeling of Egress with the AnyBody Modeling System. In: Proceedings of the SAE DHMS 2005, Iowa, 2005-01-2721.
- Rasmussen, J., Dahlquist, J., Damsgaard, M., de Zee, M. and Christensen, S. T.: Musculoskeletal Modeling as an Ergonomic Design Method, IEA Proceedings 2003
- REALMAN: Integrated Technology for Dynamic SimuLation & Advanced Visualization of Human Motion in Virtual Environments, Funded under 5th FWP (Fifth Framework Programme), IST-2000-29357, 2001-2004.
- Rohmert: „Maximalkräfte von Männern im Bewegungsraum der Arme und Beine“, Forschungsbericht Nr.1616 des Landes Nordrhein-Westfalen, Köln, 1966
- Rühmann H., Schmidtke H. (1991): Körperkräfte des Menschen. Dokumentation Arbeitswissenschaft. Band 31.
- Sabbah O., Fritzsche F., Bubb H.: Kraft- und Haltungsbasierter Diskomfort bei Bewegungen. 54. Kongress der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft, München, April 2008.
- Saziorski W.M., Aruin A.S, Selujanow W.N.: Biomechanik des menschlichen Bewegungsapparates. Sportverlag Berlin 1984.
- Schäfer P., Rudolph H., Schwarz W.: Digital Man Models and Physical Strength – A New Approach in Strength Simulation. In: Proceedings of the SAE DHMC 2000, Dearborn, 2000-01-2168.
- Schäfer P. and Zacher I.: On the way to autonomously moving manikins – empowered by discomfort feelings. In: Proceedings of the XVI. World Congress on Ergonomics of the IEA 2006, Maastricht.
- Schäfer P., Zacher I.: „Hedonistisches Regeln“ – ein Weg zu autonomen Menschmodellen mit ergonomischen Hilfsmitteln? 54. Kongress der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft, München, April 2008.
- Schiehlen W.: Technische Dynamik. Teubner Studienbücher - Mechanik. B.G. Teubner 1986.
- Schmale G., Stelzle W., Kreienfeld Th., Wolf C.-D., Härtel Th., Jödicke R.: COSYMAN. VDI-Berichte Nr. 1675 pp 301-311 in the Proceedings of the SAE-DHMC (Digital Human Modelling Conference), Munich, 2002.
- Schmidt, Hendrik: Finite-Elemente-Methoden in der Biomechanik. Teil der Vorlesung: Anwendung moderner Erkenntnisse der Biomechanik für die Behandlung von Orthopädischen und Unfallchirurgischen Patienten, Institut für Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik am Universitätsklinikum Ulm, WS 07/08.
- Schmidtke H.: Ergonomie. Hanser-Verlag, 3.Auflage, 1993.
- Schwarz W.: 3D-Video-Belastungsanalyse – Ein neuer Ansatz zur Kraft- und Haltungsanalyse. VDI Fortschrittberichte, Reihe 17: Biotechnik/Medizintechnik, Nr.166, VDI-Verlag GmbH Düsseldorf, 1997.
- Seitz T., Balzulat J., Bubb H.: Anthropometrie and Measurement of Posture and Motion. International Journal of Industrial Ergonomics, No.25 (2000), 447-453.
- Seitz T., Bubb H.: Human-model based movement-capturing without markers for ergonomic studies. In: Proceedings of the SAE DHMC 2001, Arlington, 01DHM-7.
- Seitz T.: Videobasierte Messung menschlicher Bewegungen konform zum Menschmodell RAMSIS. Dissertation an der Technischen Universität München, 2003.

- Seitz T., Recluta D., Zimmermann D., Wirsching H.-J., FOCOPP – An Approach for a Human Posture Prediction Model Using Internal/External Forces and Discomfort. In: Proceedings of the SAE DHMC 2005, 2005-01-2694.
- Senner V.: Biomechanische Methoden am Beispiel der Sportgeräteentwicklung. Dissertation an der TU München. 2001. S.106ff
- Shen W., Parsons K. C.: Validity and reliability of rating scales for seated pressure discomfort. *International Journal of Ergonomics* 20 (1997) 441-461.
- Tittel K.: Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen. Gustav Fischer Verlag, 12.Auflage, 1994.
- Verver M. M., van Hoof J.: Vibration Analysis with MADYMO Human Models. VDI-Berichte Nr. 1675 pp 447-455 in the Proceedings of the SAE-DHMC (Digital Human Modelling Conference), Munich, 2002.
- Verver, M. M. and van Hoof, J.: Human Modeling for Automotive Seating Comfort, IEA Proceedings 2003.
- Verver M. M.: Numerical tools for Comfort Analysis of Automotive Seating. Technische Universiteit Eindhoven, Proefschrift. Eindhoven University Press, 2004.
- Wakula J., Berg K., Schaub K.: Statistische Maximalkraftwerte für realtypische Kraftausübungen des Arm-Schulter- und Ganzkörpersystems für einen montagespezifischen Kraftatlas. 54. Kongress der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft, München, April 2008.
- Wang X., Le Breton-Gadegbeku B., Bouzon I.: Biomechanical evaluation of the comfort of automobile clutch pedal operation. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 2004
- Wiemann K.: Effekte des Dehnens und die Behandlung muskulärer Dysbalancen. Aus: Sievers M. (Hrsg.): Muskelkrafttraining. Kiel 2000: 95-119.
- Yeadon M. R., King M. A. and Wilson C.: Modelling the maximum voluntary joint torque/angular velocity relationship in human movement. *Journal of Biomechanics* 39 (2006) 476-482.
- Yeadon M. R.: The simulation of aerial movement-II. A mathematical inertia model of the human body. *J. Biomechanics* 23, 67-74, 1990.
- Zacher I., Bubb H.: Strength Based Discomfort Model of Posture and Movement. In: Proceedings of the SAE DHMS 2004, Rochester, 04DHM-66.
- Zacher I.: Ansatz zur Entwicklung eines generellen Diskomfort Modells für Bewegungen. Seminarvortrag am Lehrstuhl für Ergonomie. 2005a.
- Zacher I., Bubb H.: Ansatz zur Entwicklung eines Diskomfortmodells für Bewegungen, Proceedings of the Spring University, Balatonfüred, Hungary, 2005b.
- Zacher I.: Interne Kommunikation am Lehrstuhl für Ergonomie. 2005-2006
- Zatsiorsky V. M. und Seluyanov V. N.: Estimation of the mass and inertia characteristics of the human body by means of the best predictive regression equations. *Biomechanics IX-B* (Edited by Winter, D. A., Norman, R. W., Wells, R. P., Hayes, K. C. and Patla, A. E.), pp. 233-239. Champaign, IL: Human Kinetics, 1985.
- Zhang L., Helander M.G., Drury C.G.: Identifying Factors of Comfort and Discomfort in Sitting. *Human Factors* 1996, 38(3), pp 377-389.