

Modellbasierte Erfassung der dreidimensionalen Kinetik der Bewegungen der oberen Extremitäten

Von der Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik
der Rheinisch-Westfälischen Technischen Hochschule Aachen
zur Erlangung des akademischen Grades einer Doktorin der Ingenieurwissenschaften
genehmigte Dissertation

vorgelegt von

Diplom-Ingenieurin
Nikica Popovic

aus Belgrad, Serbien

Berichter: Universitätsprofessor Dr. rer. nat. Günter Rau
Universitätsprofessor Dr.-Ing. Heinz-Jürgen Roßmann
Universitätsprofessorin Dr. rer. nat. Catherine Dißelhorst-Klug

Tag der mündlichen Prüfung: 04.10.2012

Diese Dissertation ist auf den Internetseiten der Hochschulbibliothek online verfügbar.

Gewidmet meiner Familie.

Danksagung

Diese Arbeit entstand während meiner Tätigkeit als wissenschaftliche Mitarbeiterin am Helmholtz-Institut für Biomedizinische Technik an der RWTH-Aachen.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Univ.-Prof. Dr. rer. nat. G. Rau (ehem. Direktor des Helmholtz-Instituts) und Frau Univ.-Prof. Dr. rer. nat. C. Dißelhorst-Klug (Leiterin Lehr- und Forschungsgebiet Rehabilitations- und Präventionstechnik, Institut für Angewandte Medizintechnik) für die wissenschaftliche Betreuung der Arbeit sowie für die vielfältige Unterstützung und Förderung während meiner Tätigkeit am Helmholtz-Institut. Herrn Univ.-Prof. Dr.-Ing Jürgen Roßmann (Leiter Lehrstuhl für Mensch-Maschine-Interaktion) danke ich für das Interesse an meiner Arbeit und die freundliche Übernahme des Korreferats.

Mein Dank geht außerdem an Herrn Dipl.-Ing. Fabian Kohler, Herrn Dr.-Ing. Lars Meinecke und an Herrn Ferdinand Bergamo und sowie insbesondere an Frau Dr. rer. nat. Sybele Williams und an Frau Dr.-Ing. Franziska Heinze für die fachliche wie auch außerfachliche Unterstützung und Freizeitgestaltung. Darüber hinaus danke ich Herrn Elmar Junker für seine wertvolle Unterstützung bei Aufbau und Betrieb der Messsysteme. Ich bedanke mich bei allen Studenten deren Einsatz zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen hat.

Für die konstruktive Zusammenarbeit bei der Durchführung der klinischen Validierungsstudien und der Hilfe bei klinischen Fragestellungen danke ich Herrn Dr. med. Jörg Bahm am Franziskushospital Aachen. Für ihre wiederholte Teilnahme an zahlreichen Messreihen geht mein Dank außerdem an alle Patienten und Probanden.

Nicht zuletzt gilt mein ganz persönlicher Dank meiner Familie, die mir durch ihre immerwährende Unterstützung den Weg zur Promotion geebnet haben. Mein besonderer Dank gilt meinem Michael, der mich sowohl fachlich als auch persönlich unterstützt und motiviert hat.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Grundlagen	7
2.1	Anatomische und physiologische Grundlagen	7
2.1.1	Funktionelle Anatomie der oberen Extremitäten	7
2.1.1.1	Schulter und Schultergürtel	8
2.1.1.2	Ellenbogen	10
2.1.1.3	Handgelenk	11
2.1.2	Funktionelle Anatomie der Skelettmuskulatur	12
2.1.2.1	Muskelaufbau	12
2.1.2.2	Muskelkontraktion	14
2.1.2.3	Kontraktionsarten	16
2.1.2.4	Die Muskeln der oberen Extremität.....	17
2.1.3	Kräfte und ihre Wirkung auf Gelenke	19
2.1.4	Medizinische Bedeutung von Gelenkkräfte und -drehmomenten	20
2.2	Bewegungsanalyse der oberen Extremitäten	23
2.2.1	Kinematik.....	23
2.2.1.1	Bewegungsanalysesystem	24
2.2.1.2	Modellbildung.....	25
2.2.2	Kinetik	28
2.2.2.1	Newton-Euler-Gleichungen.....	29
2.2.2.2	Inverse Dynamik.....	29
2.2.2.3	Anwendungen der Inverse Dynamik in Biomechanik.....	32

2.2.3	Verbesserung der Reproduzierbarkeit der Bewegung der oberen Extremitäten.....	33
2.2.3.1	Zielgerichtete Bewegung.....	34
2.2.3.2	Geführte Bewegung.....	34
3	Motivation und Konkretisierung der Arbeitsziele	37
4	Entwicklung eines Verfahrens zur Erfassung und Analyse der Bewegung der oberen Extremitäten.....	39
4.1	Körper-Segment-Parameter Bestimmung.....	39
4.2	Reproduzierbare dreidimensionale Erfassung der Kinematik	43
4.2.1	Validierung der Reproduzierbarkeit der Gelenkwinkel.....	44
4.3	Reproduzierbare Erfassung der externen Kräfte und Drehmomente.....	46
4.3.1	Kraft-Momenten-Sensor	46
4.3.2	Verarbeitung der Sensordaten.....	48
4.3.2.1	Transformation des Koordinatensystems	48
4.3.2.2	Signalverarbeitung.....	50
4.3.3	Kraft Feedback.....	51
4.3.4	Validierung der Reproduzierbarkeit aufgebrachtter Kräfte	53
4.4	Kinetisches Modell	54
4.4.1	Koordinatensysteme.....	54
4.4.2	Rotationsmatrizen	56
4.4.3	Lineare Beschleunigungen.....	57
4.4.4	Gelenkkräfte.....	60
4.4.5	Gelenkdrehmomente	61
4.5	Muskulatur und Biomechanik	63
4.5.1	Ableitung der Oberflächen Elektromyogramme.....	64
4.5.2	Auslegung der Messkette.....	65
4.5.3	EMG-Signalverarbeitung.....	66
4.5.4	Messtechnische Realisierung.....	69
4.5.4.1	Messkette des Gesamtsystems.....	69
4.5.4.2	Fehlerabschätzung	71
5	Validierung des kinetischen Modells	73

5.1	Physiologische Bewegungen der oberen Extremität	73
5.1.1	Modellbasierte Untersuchung der Kinetik der Flexionsbewegung der Schulter 74	
5.1.2	Auswirkungen einer zusätzlichen externen Kraft auf die Kinetik der oberen Extremität.....	75
5.1.3	Auswirkung der Gravitation und Segmentgeschwindigkeit auf die Drehmomente der oberen Extremität.....	75
5.1.4	Experimentelle Bestimmung der wirkenden Drehmomente bei einer Flexionsbewegung der Schulter.....	76
5.2	Pathologische Bewegungen der oberen Extremität	78
5.2.1	Plexus brachialis Läsion	78
5.2.2	Modellbasierte Untersuchung der Wirkung einer innenrotierten Schulter.....	80
5.3	Experimentelle Bestimmung der Kinetik der oberen Extremität in Patienten mit Plexus brachialis Läsion	81
6	Überprüfung der Zulässigkeit des Ansatzes durch Anwendung auf die unteren Extremitäten	83
6.1.1	Biomechanische Modelle der unteren Extremität.....	83
6.1.2	Erweiterung des kinetischen Modells auf die unteren Extremitäten	84
6.1.3	Modellbasierte Untersuchung der Wirkung einer rotierten Hüfte	88
7	Ergebnisse	89
7.1	Reproduzierbarkeit der Gelenkwinkel.....	89
7.2	Reproduzierbarkeit der aufgebrachten Kräfte	90
7.3	Modellbasierte Untersuchung der Kinetik der Flexionsbewegung der Schulter	92
7.4	Auswirkungen einer zusätzlichen externen Kraft auf die Kinetik der oberen Extremität	94
7.5	Auswirkung der Gravitation und Segmentgeschwindigkeit auf die Drehmomente der oberen Extremität	96
7.6	Experimentelle Bestimmung der wirkenden Drehmomente bei einer Flexionsbewegung der Schulter.....	99

7.7	Modellbasierte Untersuchung der Wirkung einer innenrotierten Schulter.....	103
7.8	Experimentelle Bestimmung der Kinetik der oberen Extremität in Patienten mit Plexus brachialis Läsion	106
7.9	Erweiterung des kinetischen Modells auf die unteren Extremitäten	109
7.10	Modellbasierte Untersuchung der Wirkung einer rotierten Hüfte.....	112
8	Diskussion und Ausblick.....	115
9	Zusammenfassung	121
10	Literaturverzeichnis	125
A	Anhang.....	135

Abkürzungsverzeichnis

<i>3D</i>	: dreidimensional
<i>A/D Wandler</i>	: Analog-Digital Wandler
<i>Abd/Add</i>	: Abduktion/Adduktion Achse
<i>AF</i>	: Anatomische Femurachse
<i>Ag/AgCl</i>	: Silber-Silberchlorid
<i>AKS</i>	: anatomisches Koordinatensystem
<i>AP</i>	: Aktionspotential
<i>ATP</i>	: Adenosintriphosphat
<i>CCD-Winkel</i>	: Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel
<i>D/A Wandler</i>	: Digital-Analog Wandler
<i>DAQ Karte</i>	: Data Acquisition Card
<i>EA</i>	: elektromyographische Aktivität
<i>EMG</i>	: Elektromyographie
<i>Flex/Ext</i>	: Flexion/Extension Achse
<i>GKS</i>	: Gelenkkoordinatensystem
<i>h</i>	: Handsegment
<i>IRO/ARO</i>	: Innen-/Außenrotationsachse
<i>KKS</i>	: Kraftmessplattenkoordinatensystem
<i>KSP</i>	: Körper-Segment-Parameter
<i>LED</i>	: „Light Emitting Diode“ - Leuchtdiode
<i>LKS</i>	: Laborkoordinatensystem
<i>MVC</i>	: „Maximum Voluntary Contraction“
<i>oa</i>	: Oberarmsegment

<i>O-Bein</i>	: Varusstellung
<i>PCMCIA</i>	: „Personal Computer Memory Card International Association“
<i>RKS</i>	: Roboterkoordinatensystem
<i>sEA</i>	: standardisierte elektromyographische Aktivität
<i>SENIAM</i>	: „Surface ElectroMioGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles“
<i>SKS</i>	: Sensorkoordinatensystem
<i>TKS</i>	: Toolkoordinatensystem
<i>ua</i>	: Unterarmsegment
<i>V</i>	: Vertikale
<i>X-Bein</i>	: Valgusstellung

Symbolverzeichnis

$\sum_i \vec{F}_i$: Die Summe aller auf den Starrkörper wirkenden Kräfte
\vec{a}	: Beschleunigung des Starrkörperschwerpunktes
$\sum_i \vec{M}_i$: Die Summe aller auf den Starrkörper wirkenden Momenten
\vec{L}	: Drehimpuls
\vec{F}_{i+1}	: Reaktionskraft im Gelenk $(i+1)$
\vec{F}_i	: Reaktionskraft im Gelenk i
m_i	: Masse des Segments i
\vec{g}	: Gravitationsbeschleunigung
\vec{a}_i	: Beschleunigung des Schwerpunktes des Segments i
\vec{M}_{i+1}	: Drehmoment im Gelenk $(i+1)$
\vec{M}_i	: Drehmoment im Gelenk i
\vec{r}_i	: Abstandsvektor zwischen dem Schwerpunkt und dem distalen Ende des Segments des Segments i
\vec{r}_{i+1}	: Abstandsvektor zwischen dem Schwerpunkt und dem proximalen Ende des Segments des Segments i
$\vec{\alpha}_i$: Winkelbeschleunigung des Segments i
Y	: Körper-Segment-Parameter
G	: Körpergewicht
H	: Körpergröße

B_0, B_1, B_2	: Regressionskoeffizienten
L_{hand}	: Handsegmentlänge
L_{ua}	: Unterarmsegmentlänge
L_{oa}	: Oberarmsegmentlänge
m_h	: Handsegmentmasse
m_{ua}	: Unterarmsegmentmasse
m_{oa}	: Oberarmsegmentmasse
L_{d_hand}	: Abstand zwischen dem Handschwerpunkt und dem proximalen Handsegmentende
L_{d_ua}	: Abstand zwischen dem Unterarmschwerpunkt und dem proximalen Unterarmsegmentende
L_{d_oa}	: Abstand zwischen dem Oberarmschwerpunkt und dem proximalen Oberarmsegmentende
$I_{a_hand}, I_{a_ua}, I_{a_oa}$: Trägheitsmoment des Hand-, Unterarm- und Oberarmsegments um anteroposteriore Achse
$I_{m_hand}, I_{m_ua}, I_{m_oa}$: Trägheitsmoment des Hand-, Unterarm- und Oberarmsegments um mediolaterale Achse
$I_{l_hand}, I_{l_ua}, I_{l_oa}$: Trägheitsmoment des Hand-, Unterarm- und Oberarmsegments um longitudinale Achse
$r_{1,2}^w$: Kreuzkorrelationskoeffizient für den Winkel w zwischen Messung 1 und 2
$w_{1,i}, w_{2,i}$: i -ter Wert des Winkelverlaufs beim ersten, bzw. zweitem Versuch
\bar{w}_1, \bar{w}_2	: Mittelwert des Winkels w bei der ersten, bzw. der zweiten Messung
w	: Betrag der Zeitreihe der Gelenkwinkel in der Flexion/Extension, Abduktion/Adduktion und Rotationsachse im Schultergelenk und in der Flexion/Extension Achse im Ellenbogengelenk
N	: Gesamtzahl der Abtastpunkte des Winkelverlaufs
\bar{r}^w	: Mittelwert der Kreuzkorrelationskoeffizienten über alle Probanden
r_i^w	: Kreuzkorrelationskoeffizient für den Winkel w des i -ten Probanden

σ_{r^w}	: Standardabweichung der Kreuzkorrelationskoeffizienten über alle Probanden
$\overline{w^t}$: Mittelwert der Winkel w über alle Probanden zu jedem Zeitpunkt
w_i^t	: Winkel w des i -ten Probanden zum Zeitpunkt t
$x_{SKS}, y_{SKS}, z_{SKS}$: Achsen des Sensorkoordinatensystems (SKS)
$x_{RKS}, y_{RKS}, z_{RKS}$: Achsen des Roboterkoordinatensystems (RKS)
F_{ext_RKS}	: Externe Kraft im Roboterkoordinatensystem (RKS)
$T_{RKS/TKS}$: Transformationsmatrix zur Übertragung der Koordinaten vom Roboterkoordinatensystem (RKS) in das Toolkoordinatensystem (TKS)
F_{ext_TKS}	: Externe Kraft im Toolkoordinatensystem (TKS)
R	: Rotationsmatrix
$R_{11}, R_{12}, R_{13},$ $R_{21}, R_{22}, R_{23},$ R_{31}, R_{32}, R_{33}	: Elemente der Rotationsmatrix
$\begin{bmatrix} x_{TKS} \\ y_{TKS} \\ z_{TKS} \end{bmatrix}$: Translationsvektor der Verschiebung im Toolkoordinatensystem (TKS)
$T_{TKS/RKS}$: Transformationsmatrix zur Übertragung der Koordinaten vom Toolkoordinatensystem (TKS) in das Roboterkoordinatensystem (RKS)
R^{-1}	: invertierte Rotationsmatrix
R^T	: transponierte Rotationsmatrix
F_{ext_LKS}	: Externe Kraft im Laborkoordinatensystem (LKS)
$\overline{F_z^t}$: Mittelwert der aufgebrachten Kraft in der vertikalen z-Richtung des Laborkoordinatensystems (LKS) zu jedem Zeitpunkt
F_z^t	: aufgebrachte Kraft in der vertikalen z-Richtung des Laborkoordinatensystems (LKS) zu jedem Zeitpunkt
$\sigma_{F_z^t}$: Standardabweichung der aufgebrachten Kraft in der vertikalen z-Richtung des Laborkoordinatensystems (LKS) zu jedem Zeitpunkt
X, Y, Z	: Achsen des Gelenkkoordinatensystems (GKS)

\mathbf{R}_{Gelenk}	: Rotationsmatrix zur Übertragung von Koordinaten im Laborkoordinatensystem in das Gelenkkoordinatensystem
\mathbf{R}_{Gelenk}^*	: Rotationsmatrix zur Übertragung von Koordinaten im Laborkoordinatensystem in das Gelenkkoordinatensystem ohne Berücksichtigung der Rotationen der anderen Gelenke
\mathbf{R}_{X_Gelenk}	: Rotationsmatrix - beschreibt eine Rotation um die X-Achse des Laborkoordinatensystems in das Gelenkkoordinatensystem <i>Gelenk</i>
\mathbf{R}_{Y_Gelenk}	: Rotationsmatrix - beschreibt eine Rotation um die Y-Achse des Laborkoordinatensystems in das Gelenkkoordinatensystem <i>Gelenk</i>
\mathbf{R}_{Z_Gelenk}	: Rotationsmatrix - beschreibt eine Rotation um die Z-Achse des Laborkoordinatensystems in das Gelenkkoordinatensystem <i>Gelenk</i>
ϕ_X, ϕ_Y, ϕ_Z	: Gelenkwinkel im GKS um die X-, Y-, Z-Achse
$\phi_{Flex/Ext}, \phi_{Abd/Add}, \phi_{IRO/ARO}$: Flexion-/Extension-, Abduktion-/Adduktion- und Rotationsgelenkwinkel
$\mathbf{R}_S, \mathbf{R}_E, \mathbf{R}_H$: Rotationsmatrix zur Übertragung von Koordinaten im Laborkoordinatensystem in das Schulter-, Ellenbogen bzw. Handkoordinatensystem
$\mathbf{R}_S^*, \mathbf{R}_E^*, \mathbf{R}_H^*$: Rotationsmatrix zur Übertragung von Koordinaten im Laborkoordinatensystem in das Schulter-, Ellenbogen- bzw. Handkoordinatensystem ohne Berücksichtigung der Rotationen anderer Gelenke
\mathbf{R}_{Z90}	: Rotationsmatrix – beschreibt eine Drehung um 90° um die Z-Achse
$\vec{\omega}_{GKS_Segment}$: Winkelbeschleunigung des Segments <i>Segment</i> im Gelenkkoordinatensystem (GKS)
$\omega_{X_Segment}$: X-Komponente der Winkelbeschleunigung des Segments <i>Segment</i> im Gelenkkoordinatensystem (GKS)
$\omega_{Y_Segment}$: Y-Komponente der Winkelbeschleunigung des Segments <i>Segment</i> im Gelenkkoordinatensystem (GKS)

$\omega_{Z_Segment}$: Z-Komponente der Winkelbeschleunigung des Segments <i>Segment</i> im Gelenkkoordinatensystem (GKS)
t	: Zeit
$\vec{v}_{GKS_Segment_Schwerpunkt}^{*}$: Lineare Geschwindigkeit des Schwerpunktes des Segments <i>Segment</i> im Gelenkkoordinatensystem (GKS)
$\vec{r}_{p_GKS_Segment}$: Abstandsvektor zwischen dem Schwerpunkt und dem proximalen Ende des Segments <i>Segment</i> im Gelenkkoordinatensystem (GKS)
$L_{Segment}$: Länge des Segments <i>Segment</i>
$L_{d_Segment}$: Abstand zwischen dem Schwerpunkt und dem proximalen Ende des Segments <i>Segment</i> im Gelenkkoordinatensystem (GKS)
$\vec{v}_{LKS_oa_Schwerpunkt}$: Lineare Geschwindigkeit des Oberarmsegmentenschwerpunktes im Laborkoordinatensystem (LKS)
$\vec{v}_{GKS_oa_Schwerpunkt}^{*}$: Lineare Geschwindigkeit des Oberarmsegmentenschwerpunktes im Gelenkkoordinatensystem (GKS)
$\vec{v}_{GKS_oa_distal}$: Lineare Geschwindigkeit des distalen Oberarmsegmentende im Gelenkkoordinatensystem (GKS)
$\vec{\omega}_{GKS_oa}$: Winkelbeschleunigung des Oberarmsegments im Gelenkkoordinatensystem (GKS)
\vec{r}_{GKS_oa}	: Abstandsvektor zwischen dem distalen und dem proximalen Oberarmsegmentende im Gelenkkoordinatensystem (GKS)
$\vec{v}_{LKS_oa_distal}$: Lineare Geschwindigkeit des distalen Oberarmsegmentende im Laborkoordinatensystem (LKS)
$\vec{v}_{LKS_ua_Schwerpunkt}$: Lineare Geschwindigkeit des Unterarmsegmentenschwerpunktes im Laborkoordinatensystem (LKS)
$\vec{v}_{GKS_ua_Schwerpunkt}^{*}$: Lineare Geschwindigkeit des Unterarmsegmentenschwerpunktes im Gelenkkoordinatensystem (GKS)
$\vec{v}_{GKS_ua_distal}$: Lineare Geschwindigkeit des distalen Unterarmsegmentende im Gelenkkoordinatensystem (GKS)
$\vec{\omega}_{GKS_ua}$: Winkelbeschleunigung des Unterarmsegments im Gelenkkoordinatensystem (GKS)
\vec{r}_{GKS_ua}	: Abstandsvektor zwischen dem distalen und dem proximalen Unterarmsegmentende im Gelenkkoordinatensystem (GKS)
$\vec{v}_{LKS_ua_distal}$: Lineare Geschwindigkeit des distalen Unterarmsegmentende im Laborkoordinatensystem (LKS)

$\vec{v}_{LKS_h_Schwerpunkt}$: Lineare Geschwindigkeit des Handsegmentschwerpunktes im Laborkoordinatensystem (LKS)
$\vec{v}^*_{GKS_h_Schwerpunkt}$: Lineare Geschwindigkeit des Handsegmentschwerpunktes im Gelenkkoordinatensystem (GKS)
$\vec{a}_{LKS_Segment_Schwerpunkt}$: Lineare Beschleunigung des Schwerpunktes des Segments <i>Segment</i>
$a_{x_LKS_Segment}$: x-Komponente der linearen Beschleunigung des Schwerpunktes des Segments <i>Segment</i>
$a_{y_LKS_Segment}$: y-Komponente der linearen Beschleunigung des Schwerpunktes des Segments <i>Segment</i>
$a_{z_LKS_Segment}$: z-Komponente der linearen Beschleunigung des Schwerpunktes des Segments <i>Segment</i>
$\vec{v}_{LKS_Segment_Schwerpunkt}$: Lineare Geschwindigkeit des Schwerpunktes des Segments <i>Segment</i> im Laborkoordinatensystem (LKS)
x, y, z	: Achsen des Laborkoordinatensystems (LKS)
\vec{F}_{LKS_H}	: Gesamtwirkende Kraft im Handgelenk im Laborkoordinatensystem (LKS)
\vec{F}_{ext_LKS}	: Externe Kraft im Laborkoordinatensystem (LKS)
$\vec{a}_{LKS_h_Schwerpunkt}$: Lineare Beschleunigung des Handsegmentschwerpunktes im Laborkoordinatensystem (LKS)
\vec{F}_{LKS_Gelenk}	: Gesamtwirkende Kraft im Gelenk <i>Gelenk</i> im Laborkoordinatensystem (LKS)
F_{x_Gelenk}	: x Komponente der gesamtwirkenden Kraft im Gelenk <i>Gelenk</i> im Laborkoordinatensystem (LKS)
F_{y_Gelenk}	: y Komponente der gesamtwirkenden Kraft im Gelenk <i>Gelenk</i> im Laborkoordinatensystem (LKS)
F_{z_Gelenk}	: z Komponente der gesamtwirkenden Kraft im Gelenk <i>Gelenk</i> im Laborkoordinatensystem (LKS)
$m_{Segment}$: Masse des Segments <i>Segment</i>
\vec{F}_{LKS_E}	: Gesamtwirkende Kraft im Ellenbogengelenk im Laborkoordinatensystem (LKS)
$\vec{a}_{LKS_ua_Schwerpunkt}$: Lineare Beschleunigung des Unterarmsegmentschwerpunktes im Laborkoordinatensystem (LKS)

\vec{F}_{LKS_S}	: Gesamtwirkende Kraft im Schultergelenk im Laborkoordinatensystem (LKS)
$\vec{a}_{LKS_oa_Schwerpunkt}$: Lineare Beschleunigung des Oberarmsegmentschwerpunktes im Laborkoordinatensystem (LKS)
\vec{F}_{GKS_H}	: Gesamtwirkende Kraft im Handgelenk im Gelenkkoordinatensystem (GKS)
\mathbf{R}_H^T	: Transponierte Matrix \mathbf{R}_H
\vec{F}_{GKS_E}	: Gesamtwirkende Kraft im Ellenbogengelenk im Gelenkkoordinatensystem (GKS)
\mathbf{R}_E^T	: Transponierte Matrix \mathbf{R}_E
\vec{F}_{GKS_S}	: Gesamtwirkende Kraft im Schultergelenk im Gelenkkoordinatensystem (GKS)
\mathbf{R}_S^T	: Transponierte Matrix \mathbf{R}_S
\vec{F}_{AKS_Gelenk}	: Gesamtwirkende Kraft im Gelenk <i>Gelenk</i> im anatomischen Koordinatensystem (AKS)
$\vec{F}_{Flex/Ext_Gelenk}$: Gesamtwirkende Kraft im Gelenk <i>Gelenk</i> entlang Flexion/Extension Achse im anatomischen Koordinatensystem (AKS)
\vec{F}_{Abd/Add_Gelenk}	: Gesamtwirkende Kraft im Gelenk <i>Gelenk</i> entlang Abduktion/Adduktion Achse im anatomischen Koordinatensystem (AKS)
\vec{F}_{IRO/ARO_Gelenk}	: Gesamtwirkende Kraft im Gelenk <i>Gelenk</i> entlang Rotationsachse im anatomischen Koordinatensystem (AKS)
\vec{F}_{GKS_Gelenk}	: Gesamtwirkende Kraft im Gelenk <i>Gelenk</i> im Gelenkkoordinatensystem (GKS)
\vec{M}_{GKS_H}	: Gesamtwirkendes Drehmoment im Handgelenk im Gelenkkoordinatensystem (GKS)
\vec{M}_{ext_LKS}	: Externes Drehmoment im Laborkoordinatensystem (LKS)
$\vec{r}_{p_GKS_h}$: Abstandsvektor zwischen dem Schwerpunkt und dem proximalen Handsegmentende im Gelenkkoordinatensystem (GKS)
I_h	: Trägheitstensor des Handsegments
$\vec{\omega}_{GKS_h}$: Winkelbeschleunigung des Handsegments im Gelenkkoordinatensystem (GKS)

\vec{M}_{GKS_Gelenk}	: Gesamtwirkendes Drehmoment im Gelenk <i>Gelenk</i> Gelenkkoordinatensystem (GKS)
$\vec{M}_{X_GKS_Gelenk}$: X Komponente des gesamtwirkenden Drehmoments im Gelenk <i>Gelenk</i> im Gelenkkoordinatensystem (GKS)
$\vec{M}_{Y_GKS_Gelenk}$: Y Komponente des gesamtwirkenden Drehmoments im Gelenk <i>Gelenk</i> im Gelenkkoordinatensystem (GKS)
$\vec{M}_{Z_GKS_Gelenk}$: Z Komponente des gesamtwirkenden Drehmoments im Gelenk <i>Gelenk</i> im Gelenkkoordinatensystem (GKS)
$I_{Segment}$: Trägheitstensor des Segments <i>Segment</i>
$I_{a_Segment}$: Trägheitsmoment des Segments <i>Segment</i> um die anteroposteriore Achse
$I_{m_Segment}$: Trägheitsmoment des Segments <i>Segment</i> um die mediolaterale Achse
$I_{l_Segment}$: Trägheitsmoment des Segments <i>Segment</i> um die longitudinale Achse
\vec{M}_{GKS_E}	: Gesamtwirkendes Drehmoment im Ellenbogengelenk im Gelenkkoordinatensystem (GKS)
$\vec{r}_{d_GKS_ua}$: Abstandsvektor zwischen dem Schwerpunkt und dem distalen Unterarmsegmentende im Gelenkkoordinatensystem (GKS)
$\vec{r}_{d_GKS_Segment}$: Abstandsvektor zwischen dem Schwerpunkt und dem distalen Ende des Segments <i>Segment</i> im Gelenkkoordinatensystem (GKS)
$\vec{r}_{p_GKS_ua}$: Abstandsvektor zwischen dem Schwerpunkt und dem distalen Unterarmsegmentende im Gelenkkoordinatensystem (GKS)
I_{ua}	: Trägheitstensor des Unterarmsegments
$\vec{\omega}_{GKS_ua}$: Winkelbeschleunigung des Unterarmsegments im Gelenkkoordinatensystem (GKS)
\vec{M}_{GKS_S}	: Gesamtwirkendes Drehmoment im Schultergelenk im Gelenkkoordinatensystem (GKS)
$\vec{r}_{d_GKS_oa}$: Abstandsvektor zwischen dem Schwerpunkt und dem distalen Oberarmsegmentende im Gelenkkoordinatensystem (GKS)
$\vec{r}_{p_GKS_oa}$: Abstandsvektor zwischen dem Schwerpunkt und dem distalen Oberarmsegmentende im Gelenkkoordinatensystem (GKS)
I_{oa}	: Trägheitstensor des Oberarmsegments

$\vec{\omega}_{GKS_oa}$: Winkelbeschleunigung des Oberarmsegments im Gelenkkoordinatensystem (GKS)
\vec{M}_{AKS_Gelenk}	: Drehmoment im Gelenk <i>Gelenk</i> im anatomischen Koordinatensystem (AKS)
$\vec{M}_{Flex/Ext_Gelenk}$: Drehmoment im Gelenk <i>Gelenk</i> im anatomischen Koordinatensystem (AKS) , das auf die Flexion/Extension Achse wirkt
\vec{M}_{Abd/Add_Gelenk}	: Drehmoment im Gelenk <i>Gelenk</i> im anatomischen Koordinatensystem (AKS) , das auf die Abduktion/Adduktion Achse wirkt
\vec{M}_{IRO/ARO_Gelenk}	: Drehmoment im Gelenk <i>Gelenk</i> im anatomischen Koordinatensystem (AKS) , das auf die Rotationsachse wirkt
V_1, V_2, V_3	: Verstärkungsfaktoren
$V_{ges.}$: Gesamtverstärkungsfaktor
f_g	: Grenzfrequenz des Filters
$L_{fenster}$: Länge des Zeitfensters, welche beim Moving Average Filter verwendet wird
f_{ab}	: Abtastfrequenz
f_{HP}	: Grenzfrequenz des Hochpassfilters
f_{LP}	: Grenzfrequenz des Tiefpassfilters
f	: Frequenz
T	: Periodendauer
π	: Kreiszahl
$C5, C6, C7, C8, Th1$: Nerven mit dem Ursprung auf jeweiligen Wirbelkörper
x', y', z'	: Achsen des Kraftmessplattenkoordinatensystems (KKS)

1 Einleitung

Menschen bewegen sich bei allen körperlichen Aktivitäten wie z.B. bei der Lokomotion oder dem Manipulieren von Gegenständen. Um einen Körper in Bewegung zu versetzen, ist immer eine Kraft von Nöten. Alle Kräfte, die menschlichen Körper zu einer Bewegung führen, werden durch die Muskulatur oder von außen wirkenden Kräften, wie z.B. Gravitationskraft, aufgebracht. Die muskuläre Koordination – das Zusammenspiel von Nerven und Muskeln wie auch von einzelnen Muskeln oder Muskelgruppen – stellt die Grundlage einer jeden aktiv ausgeführten Bewegung dar.

Die durch Muskelaktivitäten aufgebrachten Kräfte und die resultierende Bewegung hängen eng, aber komplex voneinander ab. Eine weitere biomechanische Komplexität liegt in langfristigen Veränderungen begründet, bei denen die mechanischen Kräfte Auswirkungen auf das Wachstum, Anpassung an die äußeren Lebensbedingungen, aber auch auf den Aufbau und Verfall des Bewegungsapparates sowie auf das tragende Gewebe haben können.

Die Bedeutung der Muskelkräfte für die Belastung und Beanspruchung des Knochens wurde von Pauwels [Pauwels 1951] systematisch beschrieben. Um die komplexe muskuloskelettale Beanspruchung beschreiben zu können, müssen die Bewegung und die externe Belastung bekannt sein. Pauwels zeigte, dass unphysiologische Belastung zu einer Beanspruchung des Knochens und Knochengewebe führt, die das Risiko für Gelenkdeformationen und für Gelenkverschleiß erhöht. Diese unphysiologische Belastung kann durch extern wirkende Kräfte, ungünstige Kinematik oder falsche muskuläre Koordination entstehen.

Das Wirken externer Kräfte kann z.B. durch das Tragen einer schweren Last veranschaulicht werden. In diesem Fall kann diese Belastung zu hohen Kräften und Drehmomenten führen, welche wiederum Schäden am muskuloskelettalen System wie z.B. Muskel- oder Bänderrisse o.ä. verursachen können. Bei dauerhaften Belastungen kann es sogar zur Gelenkdeformation oder Gelenkverschleiß kommen.

In obigem Beispiel ist die Beanspruchung nicht nur von der Last, sondern auch von der Gelenkstellung abhängig. Je nach Stellung der Gelenke zueinander kann die Beanspruchung bei gleicher Last unterschiedlich groß sein. Sogar ohne extern wirkende Last kann so eine Fehlstellung des Knochens zu Gelenkschäden führen.

Als dritte wichtige Komponente bei unphysiologischer Beanspruchung tritt die muskuläre Koordination in Erscheinung. Falsche muskuläre Koordination kann z.B. durch spastische und schlaffe Parese oder durch verstärkte Muskelverkürzungen oder Muskelabschwächungen zwischen Agonisten (Muskel, die die Hauptkraft erbringen) und Antagonisten (Gegenspieler der Agonisten) entstehen [Hefti 1997, Lenhart 2001]. Dabei ändern sich die Muskelkräfte, die sich vom physiologischen Zustand bei Gesunden unterscheiden. Diese unphysiologischen Muskelkräfte können zu einer Beanspruchung führen, die schädlich sein kann und von Muskelverspannungen und Überlastung der Sehnen bis hin zur Abnutzung des Gelenkknorpels führen kann.

Basierend auf individuellen Bewegungs- und äußeren Belastungsmessungen lassen sich mit Hilfe der inversen Dynamik [Kadaba 1987] z.B. alters- oder krankheitsspezifische Gelenkbelastungen bestimmen [Winter 1991]. Dabei werden alle auf das jeweilige Gelenk wirkenden Kräfte summiert, die über aktive Bewegung, Schwerkraft oder extern angreifende Kräfte (wie z.B. ein Gewicht in der Hand) bewirkt werden. Hierbei unterscheiden sich die sogenannten inneren Kräfte, die durch Muskeln, Knochen, Bändern und Sehnen übertragen werden, von den äußeren Kräften, die durch die Einflüsse von außen wie Schwerkraft, extern wirkende Kraft, oder die Kräfte auf Gelenkflächen entstehen [Engelhardt 2006]. Eine Bewegung im Gelenk entsteht, wenn sich innere und äußere Kräfte nicht im Gleichgewicht befinden und als Folge ein resultierendes Moment auftritt.

Die in der Literatur beschriebenen Analysen der Körperbewegungen mit Berücksichtigung der Gelenklasten beschränken sich bisher meist auf die unteren Extremitäten. Die Methoden für die Berechnung der Dynamik des Arms sind entweder aufgabenspezifisch [Requejo 2005, Ensminger 1995] oder ohne Messung der externen Belastungen [Riener 1997]. Obwohl die messtechnische Erfassung und die Modelle für die Berechnung der Gelenkwinkel [Schmidt 1999, Schmidt 2000, Williams 2006] vorhanden sind, gibt es für die Erfassung der Kinetik der oberen Extremitäten immer noch kein vereinheitlichtes Procedere. Die Gründe sind in Komplexität und Variabilität der Bewegungen zu suchen, die die Realisierung standardisierter Bewegungsabläufe erheblich erschweren.

Gefordert ist daher ein Messverfahren, mit dem bei komplexen Armbewegungen gleichzeitig die reproduzierbare Kinematik der Gelenkkette, die externen Belastungen und die muskulären Beiträge erfasst werden können, ergänzt durch ein biomechanisches Modell zur Berechnung der in den einzelnen Gelenken wirkenden Kräfte und Momente. Die technischen Voraussetzungen hierfür können durch eine Kombination bereits verfügbarer Messsysteme erfüllt werden, die in geeigneter Weise kombiniert werden müssen. Basierend auf einer solchen Vorgehensweise ist die Entwicklung eines Modells zur Berechnung der Gelenkkräfte und –drehmomente ein weiteres Ziel, das insbesondere für die Risikoabschätzung eines frühzeitigen Gelenkverschleißes eine wesentliche Bedeutung hat.

In dieser Arbeit ist es notwendig die dreidimensionale Kinematik und Kinetik der Armbewegung reproduzierbar messen zu können. Für die Reproduzierbarkeit der Kinematik wird eine Methodik entwickelt, bei der ein Roboter die Bewegungsbahn, die der Proband folgen soll, vorgibt. Ein Kraft-Moment Sensor und Visuelles Kraft-Feedback werden dabei genutzt, um die Aufnahme der externen Kräfte zu ermöglichen, bzw. deren Reproduzierbarkeit zu erhöhen.

Weiterhin soll ein kinetisches Modell der oberen Extremitäten, welches die Gelenkkräfte und –drehmomente im anatomischen Koordinatensystem berechnet, entwickelt werden. Dabei sind anatomische Achsen für die Interpretation der Ergebnisse sehr wichtig, da deren Richtungen klinisch relevant sind.

Zur Untersuchung der muskulären Koordination soll die Aufnahme und Verarbeitung von Oberflächen-EMG-Signalen realisiert werden. Dazu gehören die Auslegung einer Messkette

zur Erfassung von Elektromyogrammen sowie eine nachfolgende diskrete Signalverarbeitung der aufgezeichneten EMG-Daten.

Mit dem Modell werden Simulationen durchgeführt, um die Kinetik der physiologischen und pathologischen Bewegungen oberer Extremitäten besser zu verstehen und um klinische Gefahrensituationen besser identifizieren zu können. Zuerst sollen dafür die kinetischen Muster am Beispiel einer Flexionsbewegung der Schulter bestimmt werden. Danach soll die Auswirkung einer zusätzlichen externen Kraft auf die Kinetik der oberen Extremität untersucht werden. Für die Analyse pathologischer Bewegungen wurde eine Patientengruppe mit geburtstraumatischer Plexusläsion ausgewählt. Als Folge dieser Verletzung kommt es häufig zu einer Innenrotationskontraktur der Schulter [Bahm 2004]. Die Auswirkung dieser Fehlstellung auf die Gelenkkräfte und –drehmomente soll in weiteren Simulationen untersucht werden.

Zum anderen sollen das Messverfahren und das Modell zu einem Gesamtsystem für die Untersuchung der Bewegungskinematik und -kinetik integriert werden, dessen Leistungsfähigkeit in einer Versuchsreihe klinisch validiert werden soll, um den Nutzen des Systems zu zeigen. Zur Bestimmung der physiologischen kinetischen Muster sollen experimentelle Untersuchungen an gesunden Probanden durchgeführt werden. Darüber hinaus soll die Auswirkung von Bewegungsgeschwindigkeit sowie der Zusammenhang zwischen berechneten Drehmomenten und Muskelaktivitäten analysiert werden. Die experimentelle Bestimmung der Gelenkkräfte und –drehmomente bei der oben beschriebenen Patientengruppe mit innen rotierter Schulter soll die klinische Relevanz der berechneten Kinetik belegen.

Anschließend soll das kinetische Modell für die unteren Extremitäten weiterentwickelt werden, um die Zulässigkeit des methodischen Vorgehens zu überprüfen, da bereits für diese Anwendung viele zuverlässige Ergebnisse vorliegen. Wenn die Ergebnisse des in dieser Arbeit zu entwickelnden Modells für die unteren Extremitäten mit den bereits bestehenden Modellen korrelieren, ist damit die Zulässigkeit des Ansatzes bestätigt.

Im Rahmen einer abschließend durchgeführten klinischen Validierung sollen reale Messungen an Probanden und Patienten die Leistungsfähigkeit der Methodik zeigen und in

den gewählten klinischen Anwendungsbeispielen ihren praktischen medizinischen Nutzen belegen.

Das auf diese Weise erfolgreich entwickelte System bietet eine Möglichkeit zur objektiven Bestimmung von Gelenkbeanspruchungen, die eine wichtige Rolle bei der Veränderungen an Knorpel, Knochen, Muskeln, Bändern und Sehnen spielen.

2 Grundlagen

2.1 Anatomische und physiologische Grundlagen

Während die menschlichen unteren Extremitäten ihre Funktion, den Körper fortzubewegen, über die Evolution beibehalten haben, hat sich mit der Zeit, die Funktionalität der Armbewegung verändert. Heute besteht die wichtigste Funktion des Armes darin, die Hand als das eigentliche Greifwerkzeug zu nutzen, um Gegenstände zu positionieren und zu manipulieren. Um diese Aufgabe zu erfüllen, muss die Gelenkkette der oberen Extremitäten in der Lage sein, eine Vielzahl verschiedener Bewegungen auszuführen. Als Folge dessen verfügen die oberen Extremitäten des Menschen über eine weit größere Bewegungsvervielfältigung und einen erheblich größeren Bewegungsumfang als die unteren Extremitäten.

2.1.1 Funktionelle Anatomie der oberen Extremitäten

Die Gelenkkette der oberen Extremität von der Schulter bis zur Hand besitzt sieben Freiheitsgrade: drei im Schultergelenk und jeweils zwei in Ellbogen- und Handgelenk.

Die Bewegungsumfänge in den verschiedenen Achsen werden im Allgemeinen von der Neutral-Null-Stellung ausgehend angegeben. Als Neutral-Null-Stellung bezeichnet man die Körperposition, die ein Mensch im normalen aufrechten Stand einnimmt. Dabei hängen die Arme entspannt zu beiden Seiten des Körpers herunter und die Daumen weisen nach vorne.

2.1.1.1 Schulter und Schultergürtel

Zum Schultergürtel gehören Schlüsselbein (*Clavicula*), Schulterblatt (*Scapula*) und Oberarmknochen (*Humerus*), die durch zwei Kugelgelenke miteinander verbunden sind (Bild 1). Die einzige knöcherne Verbindung der oberen Extremität mit dem Thorax wird durch ein inneres Schlüsselbeingelenk (*Articulatio sternoclavicularis*) zwischen Brustbein (*Sternum*) und *Clavicula* gebildet.

Das erste Kugelgelenk im Schultergürtel ist das äußere Schlüsselbeingelenk (*Articulatio acromioclavicularis*). Es verbindet das äußere Ende der *Clavicula* mit dem oberen Ende der *Scapula*.

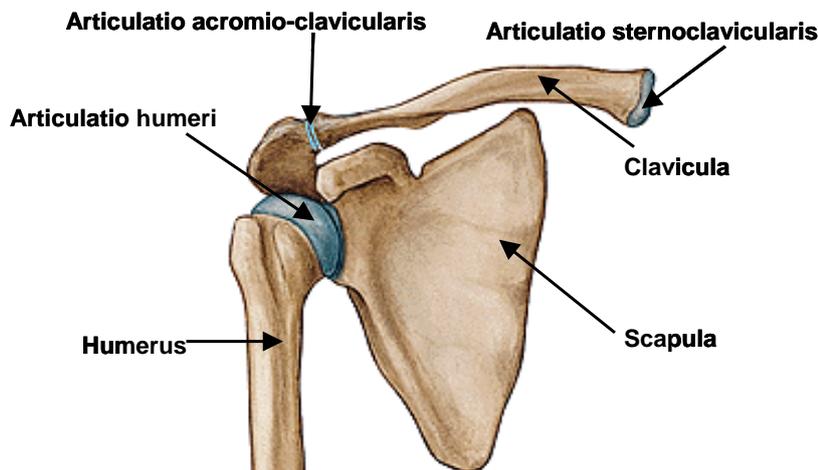


Bild 1:

Schultergürtel: *Articulatio sternoclavicularis*, *Articulatio acromio-clavicularis*, *Articulatio humeri*; rechtes Gelenk; von vorne. Nach [Putz 1997].

Das zweite, innere Schultergelenk (*Articulatio humeri*) wird von dem Oberarmknochenkopf (*Caput humeri*) und der *Scapula* gebildet. Da dieses Gelenk vor allem durch Muskulatur gesichert ist und die Bewegungen kaum durch knöcherne Strukturen eingeschränkt werden, ist es das beweglichste Kugelgelenk des menschlichen Körpers. Andererseits bedingt diese dynamische Fixierung eine potentielle Instabilität, die das Schultergelenk besonders anfällig für Verletzungen macht.

Durch den Aufbau als Kugelgelenks bedingt, ist die Bewegung des Armes in allen drei Ebenen und Achsen möglich. Einen wesentlichen Beitrag zur Beweglichkeit leisten beim Menschen die beiden Teilgelenke des Schultergürtels (*Articulatio acromioclavicularis* und *Articu-*

latio sternoclavicularis). Je nach Erfordernissen werden durch die Beweglichkeit dieser Gelenke die Positionen von Clavicula und Scapula modifiziert. Für die Praxis ist davon auszugehen, dass kaum eine Bewegung des Armes auf eine alleinige Bewegung des Schultergelenks zurückzuführen ist. Das Zusammenspiel der Gelenkgruppe ist daher bei der Bewertung von Bewegungseinschränkungen mit zu berücksichtigen.

Die Rotation des Arms um die transversale Achse wird als Flexion (*Anteversion*) bezeichnet, wenn der Arm nach vorne geführt wird, und Extension (*Retroversion*) für die entgegengesetzte Richtung [Kapandji 1992].

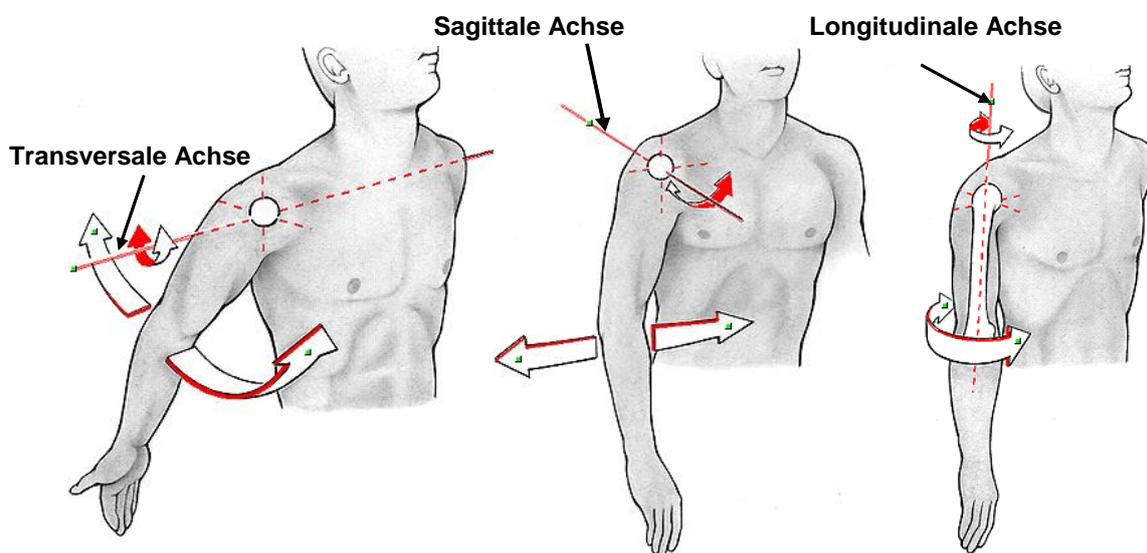


Bild 2: Freiheitsgrade der Bewegung in der Schulter: Flexion/Extension (links), Abduktion/Adduktion (mitte), Innen-/Aussenrotation (rechts). Nach [Putz 1997].

Die Flexion erreicht einen Winkel von maximal 180° , wohingegen die Extension nur etwa 50° erreichen kann (Bild 2, links). Die Abduktion entspricht einer seitlichen Hebung des Oberarms vom Körper weg. Für die Gegenbewegung, die Adduktion, wird der Arm am Körper vorbeigeführt. Maximal möglich sind für die Abduktion 180° und für die Adduktion ca. 30° (Bild 2, Mitte). Der dritte Freiheitsgrad des Schultergelenks erlaubt die Rotation um die longitudinale Achse des Oberarms. Der Bewegungsumfang der Innenrotation beträgt 80° – 90° , der der Außenrotation 90° (Bild 2, rechts).

2.1.1.2 Ellenbogen

Das Ellbogengelenk (*Articulatio cubiti*) (Bild 3) besteht aus drei Teilgelenken, welche den Oberarmknochen (*Humerus*) mit den beiden Unterarmknochen Speiche (*Radius*) und Elle (*Ulna*) verbinden.

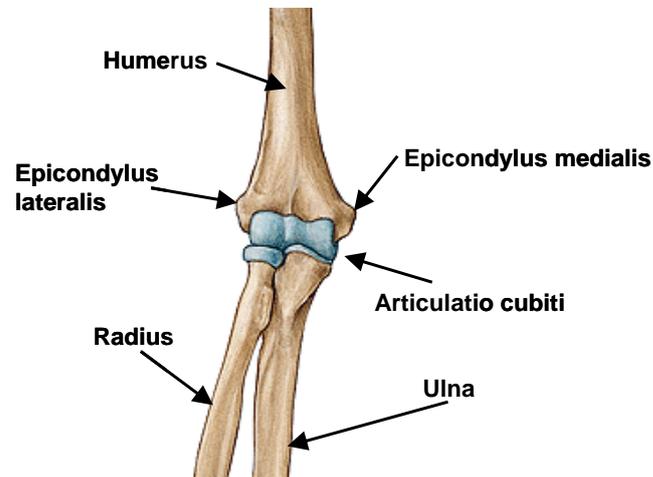


Bild 3:

Knöcherne Struktur des Ellbogengelenks. Nach [Putz 1997].

Das *Articulatio humeroulnaris* ist funktionell ein Scharniergelenk während das *Articulatio humeroradialis* ein Kugelgelenk bildet. Das proximale Teilgelenk (*Articulatio radioulnaris proximalis*) ist ein Radgelenk. Die drei Teilgelenke des Ellbogengelenkes haben eine gemeinsame Gelenkkapsel und bilden eine funktionelle Einheit. Das Ellbogengelenk besitzt zwei Freiheitsgrade [Kapandji 1992]: Flexion und Extension (Bild 4, links), sowie die Drehbewegung (Bild 4, rechts) nach innen (*Pronation*) und nach außen (*Supination*).

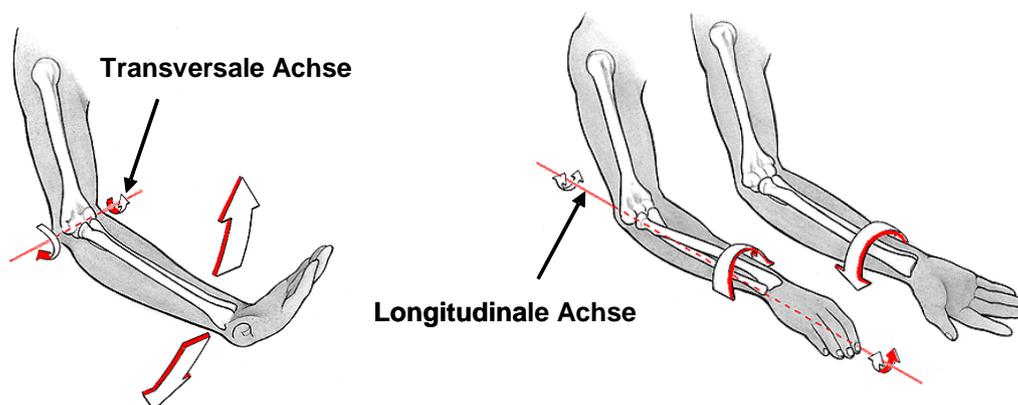


Bild 4:

Freiheitsgrade der Bewegung im Ellenbogen: Flexion/Extension (links), Pronation/Supination (rechts). Nach [Putz 1997].

Eine Flexion kann bis zu 150° durchgeführt werden. Eine Streckung über die Neutral-Null-Stellung hinaus ist manchmal bis zu 10° möglich. Der maximale Bewegungsumfang für die Pronation beträgt 60° bis 80° , für die Supination 70° bis 85° .

2.1.1.3 Handgelenk

Das Handgelenk ist ein aus zwei Teilgelenken zusammengesetzte Gelenk (Bild 5).

Das proximale Gelenk (*Articulatio radiocarpalis*) verbindet die Speiche (*Radius*) mit Handwurzelknochen (*Ossa carpi*) der proximalen Reihe.

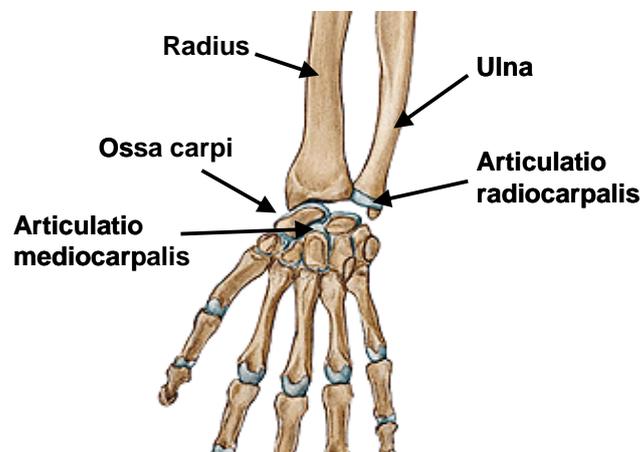


Bild 5:
Knöcherne Struktur des Handgelenks. Nach [Putz 1997].

Die proximale und die distale Reihe der Handwurzelknochen sind über ein distales Teilgelenk (*Articulatio mediocarpalis*) verbunden. Die *Articulatio mediocarpalis* besteht aus den einzelnen Gelenken zwischen jeweils zwei benachbarten Knochen, und wirkt funktionell mit den gelenkigen Verbindungen zwischen die zwei Reihen der Handwurzelknochen (*Articulationes intercarpales*) zusammen als Einheit.

Das Handgelenk besitzt zwei Freiheitsgrade (Bild 6), die Dorsal- (Richtung Handinnenfläche) und Palmarflexion (Richtung Handrückseite) und die Radial- (Richtung Daumen) und Ulnarabduktion (Richtung Kleinfinger). Um die Bezeichnungen zu vereinheitlichen, wird im Folgenden die Dorsalflexion nur als Flexion, die Palmarflexion als Extension, die Ulnarabduktion nur als Abduktion und die Radialabduktion als Adduktion bezeichnet.

Die maximale Flexion als auch die maximale Extension beträgt im Handgelenk 60° - 90° . Die Abduktion lässt einen Winkel von 30° - 45° zu, wohingegen die Adduktion mit 20° - 35° deutlich geringer ausfällt [Kapandji 1992].

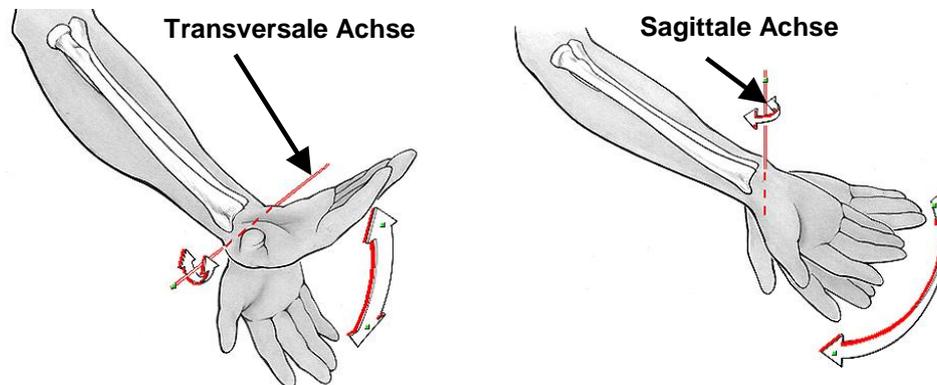


Bild 6: Freiheitsgrade der Bewegung im Handgelenk: Flexion/Extension (links), Abduktion/Adduktion (rechts). Nach [Putz 1997].

2.1.2 Funktionelle Anatomie der Skelettmuskulatur

Die aktive Bewegung der Knochen kommt durch den Wechsel zwischen Zusammenziehen (Kontraktion) und Erschlaffung (Relaxation) der Skelettmuskulatur zustande. Zieht sich der Muskel zusammen, wird die wirkende Muskelkraft durch die Sehne übertragen und es entsteht ein Drehmoment in den Gelenken, über den der Muskel wirkt.

Ziehen Muskeln über ein oder mehrere Gelenke hinweg, so spricht man von ein-, zwei-, oder mehrgelenkigen (uni-, bi- und multiartikularen) Muskeln.

2.1.2.1 Muskelaufbau

2.1.2.1.1 Makroskopischer Aufbau

Die quergestreifte Skelettmuskulatur besteht makroskopisch betrachtet aus dem verdickten, ausgebuchteten Mittelteil dem Muskelbauch (*Venter musculi*), seinem Ursprung am proximalen Ende dem Muskelkopf (*Caput musculi*) und seinem Ansatz am distalen Ende dem Muskelschwanz (*Cauda musculi*). Die Sehnen, über die die Muskeln am Knochen befestigt sind, bestehen aus zugfesten kollagenen Faserbündeln und übertragen bei der Muskelkontraktion die Kraft vom Muskel auf das Skelett.

2.1.2.1.2 Mikroskopischer Aufbau

Ein Muskel besteht, mikroskopisch gesehen (Bild 7), aus vielen Muskelfaserbündeln die aus Muskelfasern aufgebaut sind. Eine Muskelfaser besteht aus Myofibrillen und diese wiederum aus tausenden hintereinander geschalteten Sarkomeren die durch einen dünnen Streifen getrennt sind, der sich Z-Streifen oder Z-Band nennt.

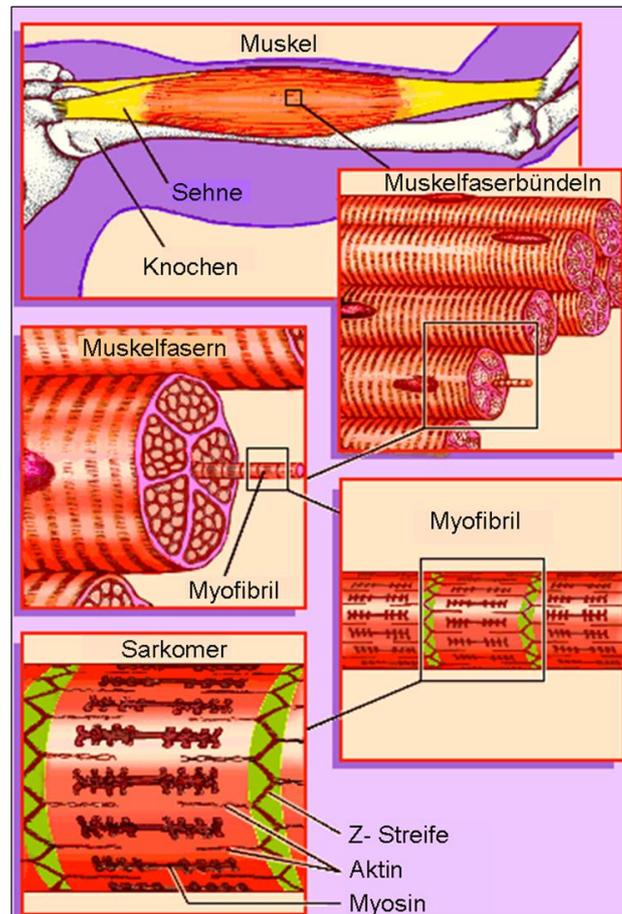


Bild 7: Mikroskopischer Muskelaufbau. Nach [Encyclopædia Britannica 2001].

Die Sarkomere sind die kleinsten kontraktile Einheiten des Muskels. Sarkomere bestehen wiederum aus dicken (Myosin) und dünnen (Aktin) Filamenten (Bild 8). Myosinfilament wird aus zahlreichen Myosinmolekülen gebildet, die aus einem langen Schwanz und einem Kopf bestehen und mit ihren Schwanzenden zusammen liegen. Die Aktinfilamente sind an den Z-Scheiben befestigt während die Myosinfilamente sowohl im Querschnitt als auch im Längsschnitt gesehen in der Mitte des Sarkomers liegen.

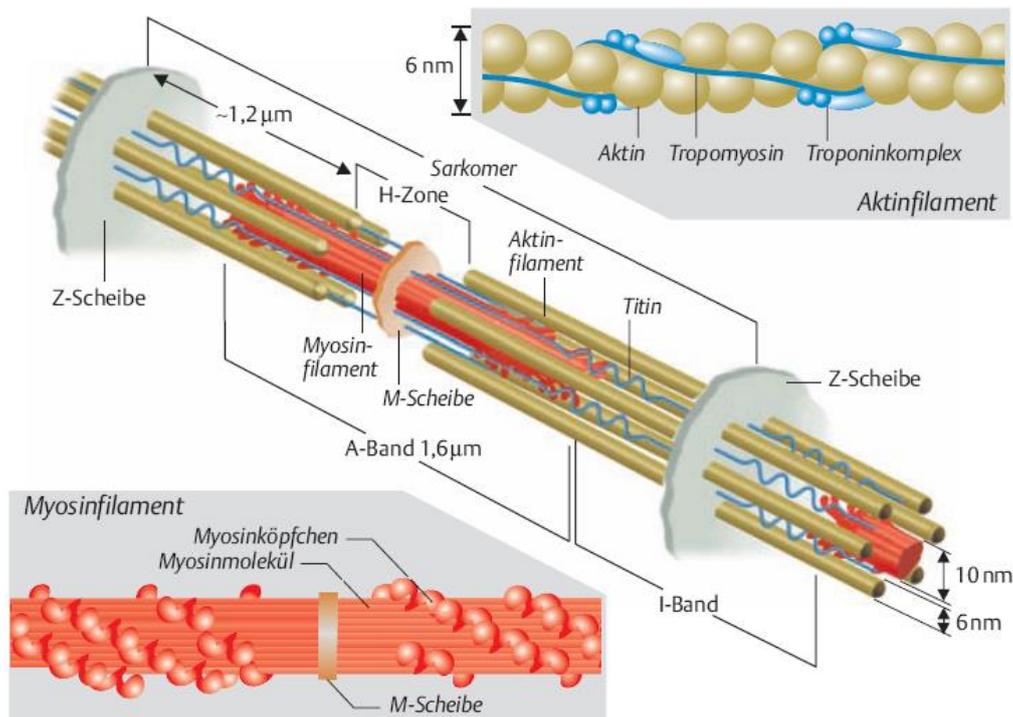


Bild 8: Sarkomeraufbau. Nach [Silbernagl 2007].

2.1.2.2 Muskelkontraktion

2.1.2.2.1 *Erregung von Muskelzellen*

Eine Muskelkontraktion wird von elektrischen Impulsen, sogenannten Aktionspotentialen, ausgelöst, die vom Zentralnervensystem ausgesandt, über die Nerven weitergeleitet und über die motorischen Endplatten auf den Muskel übertragen worden sind.

Im Ruhezustand, besteht bei Muskelzellen zwischen extra- und intrazellulärem Raum ein Potentialunterschied, das sogenannte Ruhepotential, von etwa -70 mV. Wird das Potential durch ein elektrisches Feld über einen Schwellwert (ca. -55 mV) angehoben, setzt eine Veränderung der Permeabilitäten der Zellmembran ein [Schmidt 1995]. Das ermöglicht einen Austausch von verschiedenen Ionenarten zwischen dem Zellinneren und -äußeren auf Grund von Konzentrationsunterschieden (osmotischer Druck) und Ladungsunterschieden. Die Zelle wird zuerst depolarisiert und es kommt zu einer zusätzlichen Anhebung des Ruhepotentials. Das sich auf diese Weise räumlich ausbildende, elektrische Feld depolarisiert auch benachbarte, unerregte Teile der Zellmembran und es kommt zur Erregungsfortleitung. Im weiteren Verlauf des Erregungsvorganges ändern sich die Ionenströme durch die Zellmembran erneut, wodurch die Ruhespannung über der Zellmembran wiederhergestellt wird. Dieser immer gleich ablaufende

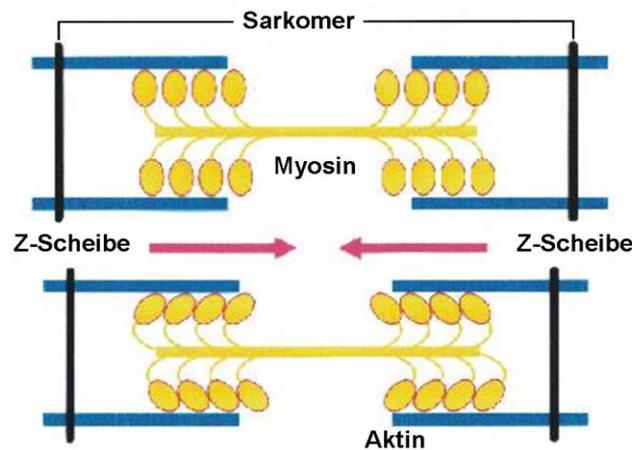
Prozess wird als das „intrazelluläre Aktionspotential“ der Erregung bezeichnet [Schmidt 1995].

Ein Nerv steuert eine funktionelle Gruppe der Muskelfasern, eine sogenannte motorische Einheit. Eine motorische Einheit ist der kleinste Teil eines Muskels, der bei einer willkürlichen Kontraktion gezielt aktiviert werden kann [Buchthal 1973]. Je nach der Funktion des Muskels kann eine motorische Einheit nur einige wenige Muskelfasern oder auch eine hohe Anzahl Muskelfasern umfassen [Feinstein 1955].

Für die Regelung der Kraft eines Muskels bei willkürlicher Kontraktion gibt es zwei physiologische Mechanismen: die Rekrutierung und die Feuerrate [Grimby 1977]. Unter der Rekrutierung versteht man die Anzahl und die Auswahl der motorischen Einheiten des Muskels, die bei der Kontraktion aktiviert werden [Freund 1975, Sjøgaard 1995]. So ermöglichen die motorischen Einheiten mit nur wenigen Muskelfasern eine feine Abstufung der Kraft, während die motorische Einheiten mit sehr vielen Fasern, viel Kraft erzeugen können [Henneman 1965, Scatter 1998]. Die Feuerrate bezeichnet die Frequenz, mit der eine motorische Einheit erregt wird [van Boxtel 1983, Masakado 1995]. Je höher die Feuerrate ist, desto höher ist auch die Kraft, die von der motorischen Einheit aufgebracht wird [Person 1972, De Luca 1982, Leong 1999].

2.1.2.2.2 *Mechanismus der Muskelkontraktion*

Ein Aktionspotential (AP) initiiert eine Muskelkontraktion, die chemische Energie in Form eines hochenergetischen ATP-Moleküls (Adenosintriphosphat) zu mechanischer Energie umwandelt. Nach der *Gleitfilamenttheorie* [Huxley 1957] gleiten Aktin und Myosin bei einer Kontraktion von Muskeln in Längsrichtung aneinander vorbei (Bild 9). Dabei verkürzt sich jedes Sarkomer, indem sich der Abstand zwischen dessen zwei Z-Scheiben verkleinert.

**Bild 9:**

Sarkomer im Ruhezustand (oben) und kontrahiert (unten). Nach [Huxley 1957].

Bei einer Erregung binden sich durch eine chemische Reaktion die Myosinköpfe an Aktin an, knicken ab und verschieben das Aktinfilament zur Mitte des Sarkomers hin. Da sich die Myosinköpfe am anderen Ende desselben Filaments in die entgegengesetzte Richtung bewegen, kommt es zu einer Verkürzung des Sarkomers, welche zur Kontraktion des Muskels führt.

2.1.2.3 Kontraktionsarten

Je nach Kraft- bzw. Längenänderung des Muskels lassen sich mehrere Arten der Kontraktion unterscheiden. Bei einer *isotonischen* („gleichgespannt“) Kontraktion bleibt die Kraft über den ganzen Bewegungsumfang konstant. Es verändert sich nur die Muskellänge. Die Kontraktion der Muskulatur ist *isometrisch* („gleiche Maße“), wenn sich die Muskellänge nicht verändert (haltend-statisch), aber die Muskelkraft zunimmt. Der häufigste Kontraktionstyp ist eine Kombination von diesen zwei Arten, die sogenannte *auxotonische* („verschiedengespannt“) Kontraktion, wobei sich sowohl die Kraft als auch die Länge ändern.

Hinsichtlich der Geschwindigkeit der Kontraktion und darauffolgenden Längenänderung des Muskels, lassen sich Kontraktionen folgendermaßen charakterisieren: die Kontraktion ist *isokinetisch* („gleich schnell“) wenn sich der Muskel bei einer konstanten Geschwindigkeit verkürzt, *konzentrisch* („zur Mitte hin“, positiv-dynamisch) wenn sich der Muskel verkürzt (die Bewegung verläuft in Richtung der Kontraktion), und *exzentrisch* („von der Mitte weg“, negativ-dynamisch) bei einer Dehnung des Muskels (die Bewegung verläuft gegen die Richtung der Kontraktion).

2.1.2.4 Die Muskeln der oberen Extremität

Nach ihrer dominanten Bewegungsrichtung unterteilt man die Muskeln in Flexoren (Beugemuskeln), Extensoren (Streckmuskeln), Rotatoren (Muskeln, die eine Drehbewegung erzeugen), Adduktoren (Muskeln, die eine Extremität an den Körper heranziehen) und Abduktoren (Muskeln, die eine Extremität vom Körper wegführen). Eine Verteilung der Muskeln [von Rudorff 2007] nach Bewegungsrichtung ist in *Tabelle 1* dargestellt.

Der Muskel Trapezius ist verantwortlich für Scalupa Elevation und spielt eine wichtige Rolle für Stabilisierung der Schulter beim Tragen von schweren Lasten.

Tabelle 1: Verteilung der Muskeln nach Bewegungsrichtung. Nach [von Rudorff 2007].		
Gelenk	Bewegung	Beteiligte Muskeln
Schulter	Flexion	<ul style="list-style-type: none"> - Deltoideus (pars acromialis) - Bizeps brachii - Deltoideus (pars clavicularis) - Pectoralis major
	Extension	<ul style="list-style-type: none"> - Trizeps brachii (Caput longum) - Deltoideus (pars spinalis) (bei Abduktion > 60°) - Latissimus dorsi - Pectoralis major (sternocostalis) - Teres major
	Abduktion	<ul style="list-style-type: none"> - Deltoideus (Pars acromialis) - Deltoideus (Pars clavicularis) (>60°) - Deltoideus (Pars spinalis) (>60°) - Bizeps (Caput longum) (bei 20% Abduktion Kraft) - Supraspinatus - Pectoralis major (pars clavicularis)
	Adduktion	<ul style="list-style-type: none"> - Trizeps brachii (Caput longum) - Bizeps (Caput breve) - Latissimus dorsi - Pectoralis major (sternal head) - Pectoralis major (clavicular head) - Teres major
	Innere Rotation	<ul style="list-style-type: none"> - Deltoideus (Pars clavicularis) - Bizeps - Pectoralis major (sternal head) - Pectoralis major (clavicular head) - Latissimus dorsi - Subscapularis - Teres major
	Äußere Rotation	<ul style="list-style-type: none"> - Deltoideus (Pars spinalis) - Teres minor - Infraspinatus
Ellenbogen	Flexion	<ul style="list-style-type: none"> - Brachioradialis (wenn Unterarm neutral) - Bizeps brachii - Brachialis
	Extension	<ul style="list-style-type: none"> - Trizeps brachii - Anconeus
	Pronation	<ul style="list-style-type: none"> - Brachioradialis (abhängig von der Stellung des Unterarms) - Pronator quadratus - Pronator teres - Flexor carpi radialis - Anconeus
	Supination	<ul style="list-style-type: none"> - Brachioradialis (abhängig von der Stellung des Unterarms) - Bizeps brachii (besonders bei flexiertem Ellbogen) - Supinator

2.1.3 Kräfte und ihre Wirkung auf Gelenke

Kontrahiert ein Muskel, z.B. Bizeps (Bild 10), entsteht eine Muskelkraft als die Summe aller Kräfte seiner Muskelfasern. Diese Kraft kann man in zwei Komponenten zerlegen: eine die parallel und eine die senkrecht zum Hebelarm wirkt. Der Hebelarm ist der Abstand zwischen dem Muskelkraftangriffspunkt und dem Ellenbogengelenkzentrum. Die parallele Komponente führt zur translatorischen Verschiebung des Ellenbogengelenks, während der senkrechte Muskelkraftanteil über den Hebelarm zu einem Drehmoment führt. So entsteht eine Bewegung: in diesem Fall eine Beugung des Ellenbogens.

Da der Hebelarm sehr klein ist (auf der Bild 10 nicht maßstäblich dargestellt), ist die senkrechte Komponente viel größer als die parallele Komponente. Daher kann die translatorische Komponente der Muskelkraft vernachlässigt werden. Im menschlichen Körper üben Skelettmuskeln selten Kräfte so aus, dass dadurch eine translatorische Bewegung bewirkt wird. In der Regel wirken Muskeln auf Gelenke und erzeugen somit ein Drehmoment.

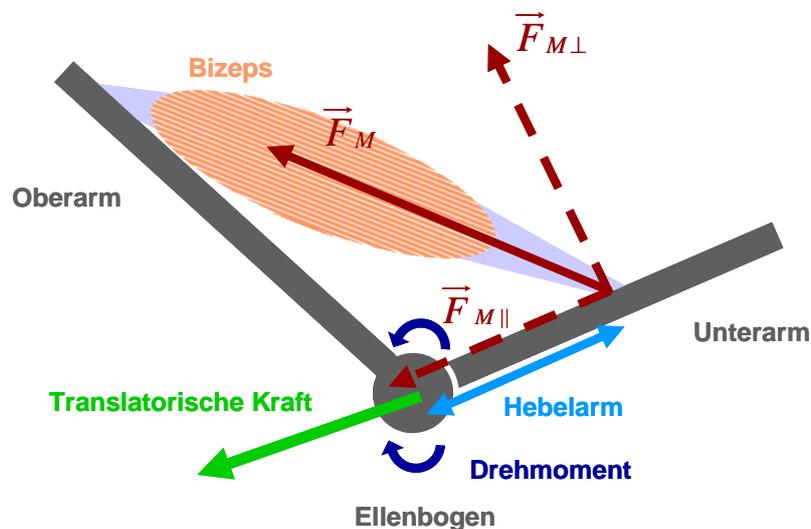
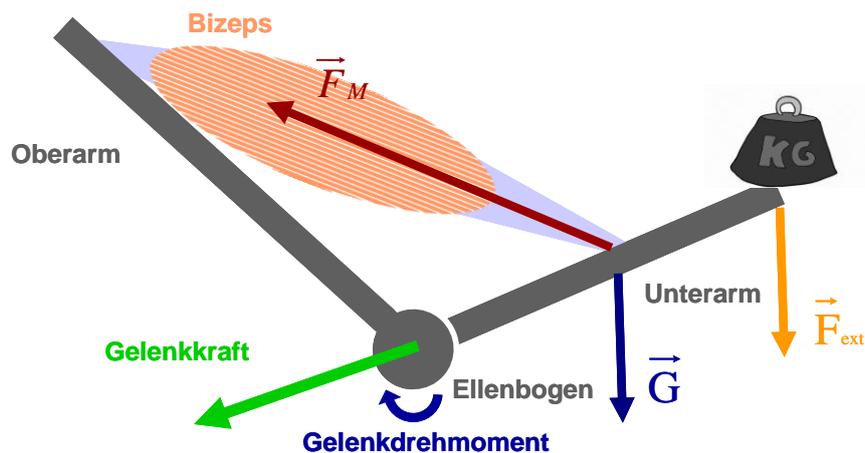


Bild 10:

Entstehung der Muskelkraft und dem –drehmoment am Beispiel des Ellenbogengelenks und Bizeps.

In jedem Gelenk summieren sich die Muskelkräfte aller Muskeln, die über das Gelenk wirken. Auf der andere Seite, wirken auf den Unterarm auch andere Kräfte (Bild 11) wie die Schwerkraft oder äußere Kraft, z.B. ein Gewicht. Eine Gelenkkraft im Ellenbogen, beziehungsweise Gelenkdrehmoment, ist daher die Summe aller Kräfte, bzw. Drehmomente, die auf den Unterarm wirken.

**Bild 11:**

Gelenkkraft und –drehmoment: Summe aller Kräfte bzw. Drehmomente die in einem starren Segment wirken.

2.1.4 Medizinische Bedeutung von Gelenkkraften und -drehmomenten

Seit mehr als einem Jahrhundert wurde der Einfluss von Kräften auf Binde- und Stützgewebe des menschlichen Körpers untersucht. Es ist lebendes Gewebe, das die Fähigkeit besitzt, innerhalb eines Toleranzbereiches auf einwirkende Kräfte aktiv zu reagieren, und sich der Auswirkung der Gelenkkraften, sogenannter Beanspruchung, funktionell anzupassen [Wolff 1892, Pauwels 1940]. Diese Anpassung manifestiert sich makroskopisch in Form und Größe von Knochen und den Angriffspunkten von Sehnen, Bändern und Muskeln und mikroskopisch im Auf- und Abbau von Materialien wie Strukturproteinen und Kollagen [Williams 1992, Lohmann 2005].

Nach Roux [Roux 1895] soll Druck der spezifische Reiz für die Bildung der Bindegewebe sein, während Zug für die Differenzierung der Gewebe und Schub für Knochenbildung verantwortlich sein sollen. Im Gegensatz hierzu konnte Pauwels [Pauwels 1960] nachweisen, dass es zwei Arten von mechanischen Reizen gibt, die einen spezifischen Einfluss auf die Differenzierung der Stützgewebe haben: Dehnung durch Druck, Zug oder Schub und hydrostatischer Druck. Darüber hinaus leitete Pauwels eine Theorie der kausalen Histogenese ab [Pauwels 1965], dass sich spezifische Gewebe unter dem Einfluss genau definierter mechanischer Reize differenzieren. Das hat zur Folge, dass bei Kenntnis der Einflussfaktoren die Entstehung einer bestimmten Gewebeart vorausgesagt oder sogar provoziert werden kann bzw. dass aus der Beobachtung der Anwesenheit einer Gewebeart auf das Vorliegen der entsprechenden Umweltsituation geschlossen werden darf [Kummer 2005].

Diese biologische Plastizität ist erforderlich, um den sich ständig ändernden Anforderungen an die Stützfunktionen des Skeletts gerecht werden zu können. Diese Fähigkeit ist besonders für den Knochenaufbau wichtig. Während des Wachstumsalters entsteht, unter dem hydrostatischen Druck, Knochen durch Mineralisation von Knorpelgewebe. Im Erwachsenenalter wird Knochengewebe dort gebildet, wo Dehnung und Deformation vorliegen. Knochenaufbau spielt auch bei Frakturheilung eine große Rolle [Niethard 1989].

Wird das Gleichgewicht zwischen der Resistenz der Gewebe und ihrer mechanischen Beanspruchung gestört, kommt es zur Pathologie [Pauwels 1973]. Das Gelenk besitzt eine Toleranzbreite gegenüber mechanischen Belastungen. Andauernde Überlastungen des Gelenkes führen zum Knorpelschaden und zur Arthrose. Mikrofrakturen des Knochens führen zur Sklerose und Versteifung. Als Folge der erhöhten Beanspruchung kommt es zunächst zum Anbau von Knochengewebe, bei Überschreiten einer Toleranzgrenze jedoch zum Knochenabbau. [Niethard 1989].

Im folgenden Beispiel untersuchte Pauwels [Pauwels 1973] die physiologische Belastung des koxalen Femurendes während Einbeinstand. Zuerst wurde die Lage des Schwerpunktes (S) (Bild 12) für den Gesamtkörper abzüglich des Standbeines berechnet. Das Körpergewicht abzüglich des Gewichtes des Standbeines (K) wirkt auf der medialen Seite des Hüftgelenks, dessen Wirkungslinie durch den Schwerpunkt S verläuft. Auf der lateralen Seite wirkt die Kraft der Abduktoren (M). Die resultierende Kraft (R) wirkt in der Richtung einer Geraden, die das Drehzentrum des Hüftgelenkes mit dem Schnittpunkt der Wirkungslinien von Muskelkraft M und Körperabschnittsgewicht K verbindet. Dabei zeigte Pauwels die Bedeutung von Drehmomente im Gelenk: Muskelkräfte und Bänder müssen die durch die Schwerkraft bewirkten Drehmomente an der Hüfte ausgleichen. Da der Hebelarm des Körperabschnittsgewichts etwa dreimal so lang ist wie der der Muskelkraft, muss die Muskelkraft für die Aufrechthaltung des Gleichgewichtes im Hüftgelenk etwa dreimal so groß sein wie das Körperabschnittsgewicht. Die resultierende Kraft R, d.h. die Belastung des koxalen Femurendes, entspricht der Summe der beiden Kraftvektoren M und K.

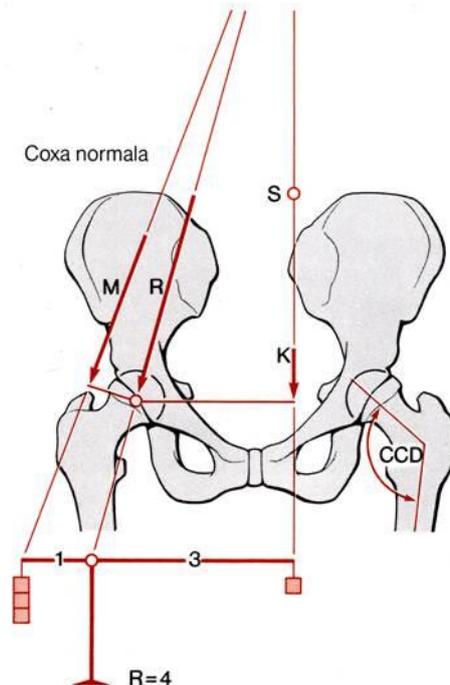
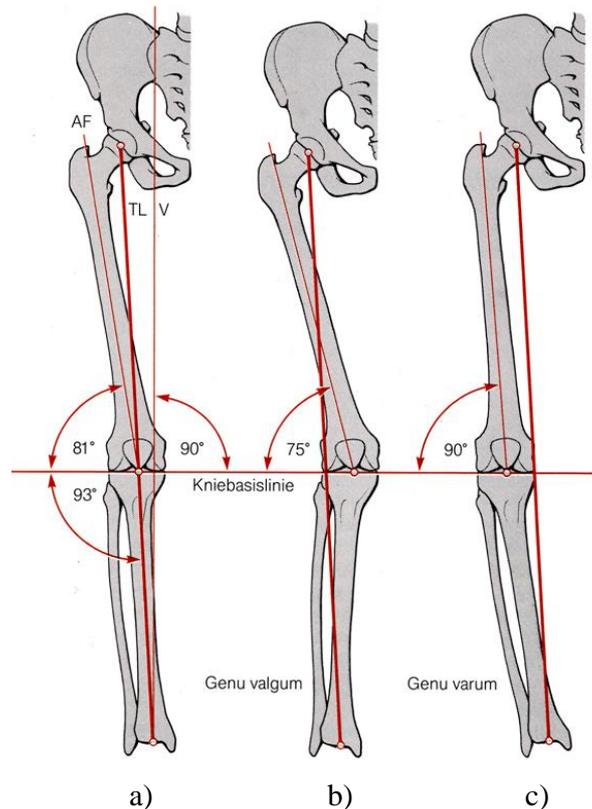


Bild 12:
Pauwels Modell des Hüftgelenks [Pauwels 1973].

Die Belastung ist auch von dem Winkel zwischen Schenkelhals und Femurschaftachse, Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel (CCD-Winkel) abhängig. Bei Vergrößerung des CCD-Winkels resultiert eine höhere Belastung, bei Verkleinerung eine geringere Belastung des koxalen Femurendes [Pauwels 1973].

Kommt es zu unphysiologischen Drehmomenten, kann das Gleichgewicht nicht mehr gehalten werden und das Gelenk wird instabil. Die Auswirkungen sind neben den Abnutzungerscheinungen und Luxationen vor allem Verspannungen und Blockaden.

Neben der unphysiologischen Belastung, kann auch eine Fehlstellung zu pathologischen Beanspruchungen führen wie zum Beispiel, bei der Fehlstellung des Kniegelenks (Bild 13): Valgus- (X-Bein) und Varusstellung (O-Bein). Physiologisch verbindet die Traglinie des Beines, sogenannte Mikulicz-Linie, den Hüftkopf- mit dem Sprunggelenksmittelpunkt und verläuft durch die Mitte des Kniegelenkes (Bild 13a). Dabei steht die anatomische Femurachse (AF) in einer physiologischen Valgusstellung gegenüber der Vertikalen (V), bzw. mit einem Winkel von 81° gegenüber der Kniebasislinie. Bei einer klinisch relevanten X-Stellung des Kniegelenkes verschiebt sich die Traglinie nach lateral (Bild 13b), bei O-Stellung medial von der Mitte des Kniegelenkes (Bild 13c).

**Bild 13:**

Fehlstellung des Kniegelenks [Niethard 1989]:

- a) Physiologische Stellung
- b) Valgusstellung (X-Bein)
- c) Varusstellung (O-Bein)

Als Folge der Varusstellung werden der äußere Oberschenkelknochenrollhügel und der Außenmeniskus stärker beansprucht. Bei der Valgusstellung liegt die stärkere Beanspruchung auf dem inneren Oberschenkelknochenrollhügel und dem Innenmeniskus. Diese pathologischen Beanspruchungen können zur Entwicklung von Arthrosen im Kniegelenk führen [Niethard 1989].

2.2 Bewegungsanalyse der oberen Extremitäten

2.2.1 Kinematik

Kinematik beschreibt die Bewegung von Punkten und Körpern im Raum ohne Berücksichtigung der Kräfte, die der Bewegung zu Grunde liegen. Zur Beschreibung menschlicher Bewegung wird der Körper in starre Segmente unterteilt, deren translatorische Bewegungen vernachlässigt werden können. Die rotatorischen Bewegungen starrer Segmente können kinema-

tisch durch Winkel, Winkelgeschwindigkeit und Winkelbeschleunigung vollständig beschrieben werden.

2.2.1.1 Bewegungsanalysesystem

Für die Erfassung der Bewegung werden verschiedene „Motion Capture“ Systeme, die auf magnetischen, akustischen, mechanischen und anderen Sensoren basieren, in Sportwissenschaft, Unterhaltungsindustrie und vor allem in der Medizin verwendet. Im Bereich der Biomechanik sind optische Marker basierte Systeme verbreitet, die auf photogrammetrischen Verfahren beruhen. Bei den photogrammetrischen Messverfahren in der Bewegungsanalyse werden aus mehreren zweidimensionalen Bildern der Marker deren dreidimensionalen Positionen rekonstruiert. Für alle im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Bewegungsanalysen wurde das Vicon 370 Bewegungsanalysesystem des Herstellers Oxford Metrics verwendet.

Es handelt sich dabei um ein videobasiertes, optisches, passives Detektionssystem, das die berührungslose Erfassung von einer Vielzahl von reflektierenden Markern mit hoher räumlicher und zeitlicher Auflösung erlaubt. Die zeitliche Auflösung des Systems liegt bei 50 Frames (Bilder) pro Sekunde. Die Bewegungen der Marker werden zeitgleich von sieben Infrarotkameras aufgezeichnet. Die Kameras bestehen aus einem äußeren Ring Infrarotlicht emittierender Dioden (LEDs) sowie der eigentlichen Kameraeinheit, welche mit einem Infrarotlichtfilter ausgestattet ist (Bild 14b). Das von den LEDs emittierte Infrarotlicht wird von den Markern reflektiert und von den Kameras aufgezeichnet. Da die Kameras ausschließlich das reflektierte Infrarotlicht aufzeichnen, wird ein hoher Kontrast zwischen Marker und Hintergrund erreicht, welcher nach entsprechender Kalibrierung des Systems eine weitgehend automatische Rekonstruktion der dreidimensionalen Markerpositionen im Raum ermöglicht.

Die Genauigkeit des berechneten Verlaufs der räumlichen Markerpositionen über der Zeit (sogenannte Markertrajektorien) hängt von der Größe des Messvolumens und der Güte der Kalibrierung ab. Bei einer Kantenlänge von 2m ist eine Messgenauigkeit von ± 1 bis ± 2 mm zu erwarten. Zusätzlich ist die rekonstruierte Markerposition mit einem Messrauschen von $0.05 \text{ mm} \pm 0.02 \text{ mm}$ behaftet. Die theoretisch unbegrenzte Anzahl an Markern wird praktisch durch ihren Durchmesser, ihre räumliche Dichte bzw. die limitierte optische Auflösung der verwendeten Kameras begrenzt. Während der im Rahmen der Arbeit durchgeführten Messungen wurden ausschließlich Markerkugeln mit einem Durchmesser von 9,5 mm verwendet (Bild 14a).



a)



b)

Bild 14:

Bewegungsanalyse System:

- a) Passiv-reflektorischer Marker
- b) Infrarotkamera mit LED-Stroboskop [Meinecke 2006].

Neben der Aufzeichnung der Markerbewegungen ermöglicht das Vicon System die zeitlich synchrone Erfassung von bis zu 32 Analog-Kanälen. Die Analogsignale werden mit einer Abtastrate von bis zu 5000 Hz und einer Auflösung von 12 bit verarbeitet. Auf diese Weise können die Daten anderer Messsysteme, wie Elektromyographie oder Kraftaufnehmer, zusammen mit der aufgezeichneten Bewegung der Marker synchron verarbeitet werden [Gage 1995].

2.2.1.2 Modellbildung

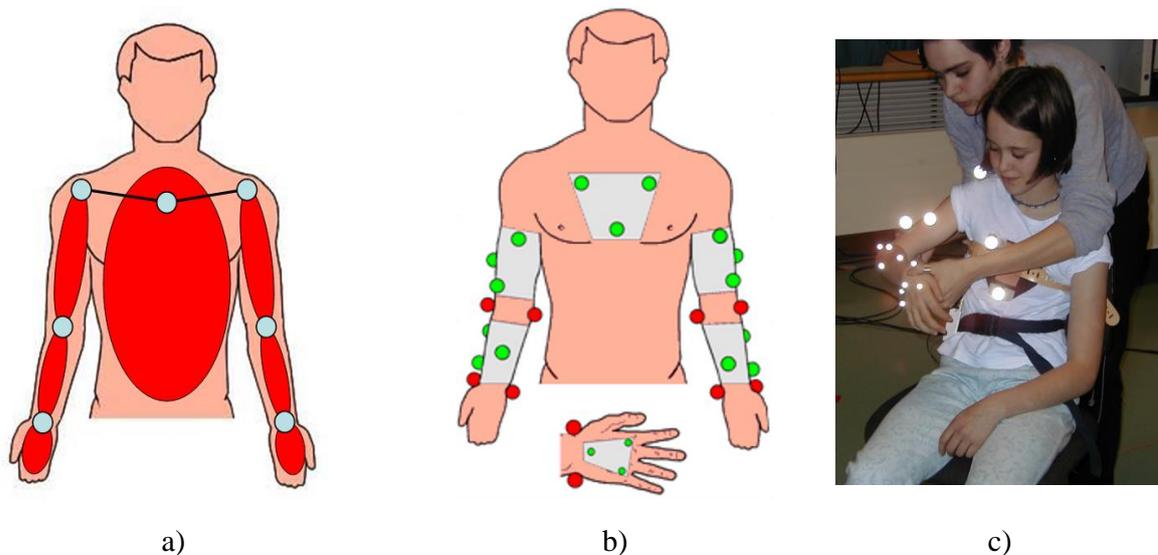
Optische Marker-basierte Bewegungsanalysesysteme wie das verwendete Vicon 370 rekonstruieren die dreidimensionale Markerpositionen über die Zeit. Die aufgezeichneten Trajektorien der auf der Hautoberfläche befestigten Marker zeigen jedoch noch keine Information über die Körperstellung des Patienten oder Probanden. Um den Zusammenhang zwischen der Bewegung der Marker und der tatsächlich vom Skelett ausgeführten Bewegung herzustellen, ist die Entwicklung und Verwendung eines biomechanischen Modells notwendig. Biomechanische Modelle, die die Bewegung des menschlichen Körpers quantitativ beschreiben, können unterteilt werden in sogenannte Starrkörpermodelle, welche aus einzelnen, in sich starren Segmenten bestehen und solche Modelle, welche auch Weichteile wie Haut und Muskelgewebe in die Modellierung mit einbeziehen [Meinecke 2006].

2.2.1.2.1 *Biomechanisches Modell*

Die in dieser Arbeit verwendete kinematische Beschreibung der Bewegung basiert auf der Modellvorstellung [Schmidt 1999; Schmidt 2000; Williams 2006], dass sich die oberen Extremitäten durch eine Gliederkette aus starren Segmenten beschreiben lassen. Dabei wird Hand, Unterarm, Oberarm, Schlüsselbein und Rumpf jeweils als ein starres Segment angesehen (Bild 15a). Weiterhin wird davon ausgegangen, dass die einzelnen Segmente untereinander durch ideale Kugelgelenke verbunden sind, die keine translatorischen Bewegungen zwischen den Segmenten zulassen [Schmidt 1999; Rau 2000; Schmidt 2000]. Die Bewegung jedes einzelnen Segmentes im Raum lässt sich in allen Freiheitsgraden durch drei kollineare Marker (Segmentmarker) erfassen, die sich nicht relativ zueinander bewegen dürfen (Bild 15b). Eine Ausnahme bildet das Schlüsselbein, da dieses Segment nicht durch auf der Haut befestigte Marker zugänglich ist. Das Schlüsselbein wird daher als starre Verbindungslinie zwischen Brustbein und Humeruskopf angenommen [Schmidt 1999; Rau 2000; Schmidt 2000].

Die anatomische Beschreibung von Gelenkwinkel erfordert die Aufteilung der Bewegung in einzelne Komponenten wie Flexion/Extension, Abduktion/Adduktion und Rotation. Es müssen deshalb neben den Zentren der Gelenke auch anatomisch korrekte Drehachsen definiert werden. Dafür werden die Gelenkkoordinatensysteme definiert mit dem Ursprung im Gelenkzentrum und Koordinatenachsen, die den anatomischen Gelenkachsen entsprechen.

Die Gelenkzentren von Handgelenk und Ellenbogengelenk werden durch jeweils zwei zusätzliche Marker (Bild 15b), die radial und ulnar des Handgelenks bzw. lateral und medial am Ellenbogengelenk befestigt sind, als deren Mittelpunkt definiert. Wegen der starken Hautbewegung an den Gelenken werden die Gelenkmarker nur während einer statischen Kalibrierungsmessung genutzt und später entfernt. Zunächst wurden die globalen Koordinaten der Gelenkzentren zu jedem Zeitpunkt in lokale Gelenkkoordinaten transformiert. Das Gelenkzentrum des Schultergelenks wird durch eine dynamische Kalibrierungsbewegung des Oberarms um mindestens zwei Achsen des Schultergelenks bestimmt, die einmal zu Beginn einer Messreihe durchzuführen ist. Dabei wird die Bewegung des Schlüsselbeins relativ zum Thorax betrachtet. Als Maß für die Bewegung des Schlüsselbeins wird die Summe der Winkeldifferenzen des Schlüsselbeins während der Armbewegung genutzt. Man erhält eine Kostenfunktion, deren Minimum die gesuchte Position des Schulterzentrums in Oberarmkoordinaten liefert [Schmidt 2000].

**Bild 15:**

- Struktur des biomechanischen Modells. Die knöchernen Strukturen werden als starre Segmente angenommen, die durch Kugelgelenke verbunden sind.
- Die Bewegung jedes Segments wird durch drei Marker (Segmentmarker) (grün) beschrieben. Zur Definition der Gelenkachsen sind zusätzliche Marker (rot) erforderlich.
- Versuchsanordnung zur kinematischen Beschreibung der Bewegung der oberen Extremität.

Um die Gelenkwinkel in anatomischen Achsen berechnen zu können, werden einzelne Gelenkachsen definiert, die den anatomischen Achsen entsprechen. Dementsprechend zeigt z.B. im Ellenbogengelenk die Rotationsachse vom Ellenbogen- zum Schulterzentrum. Die Flexionsachse steht senkrecht zu der durch die Gelenkzentren aufgespannten Ebene und zeigt nach lateral. Die Abduktionsachse vervollständigt das Koordinatensystem über das Kreuzprodukt der Einheitsvektoren von Flexion- und Rotationsachse als ein rechthändiges orthogonales Koordinatensystem.

Diese Gelenkkoordinatensysteme dienen als Basis für die Berechnung der jeweiligen Gelenkwinkel. Die Ausrichtung der Achsen des Gelenkkoordinatensystems ist von der Position der Gelenkzentren abhängig, deshalb muss auch während dynamischer Messungen die Position aller Gelenkzentren bekannt sein. Da während der dynamischen Messungen aufgrund von Hautverschiebungen keine Gelenkmarker geklebt werden, wird die Position der Gelenkzentren und die Orientierung der Gelenkkoordinatensysteme anhand von Transformationsmatrizen, ausgehend durch die Segmentmarker definierten Koordinatensysteme, rekonstruiert. Die Transformationsmatrizen werden unter Verwendung aller Gelenk- und Segmentmarker während einer statischen Achsendefinitionsmessung

definiert. Während dieser Messung sitzt der Proband aufrecht mit 90° Flexion im Ellenbogengelenk, die Hand in gerader Verlängerung des Ellenbogens haltend.

Neben der Achsendefinitionsmessung wird noch eine statische Referenzmessung durchgeführt, während der der Proband aufrecht sitzt und die Arme in der, im Abschnitt 2.1.1 beschriebenen, Neutral-Null-Stellung hängen. Durch diese Messung werden die Gelenkstellungen definiert, bei denen alle Gelenkwinkel Null Grad betragen sollen.

Zur Beschreibung der Bewegung um die Gelenkachsen werden, wie bei der klinischen Ganganalyse, Euler-Winkel genutzt, die durch die Reihenfolge der Rotationen um die Gelenkachsen festgelegt werden [Schmidt 1999; Rau 2000; Schmidt 2000]. Hieraus definieren sich 1. Flexion/Extension, 2. Abduktion/Adduktion und 3. die um Längsachse eines Segments durchgeführte Rotation. Dabei ist zu beachten, dass anatomisch im Ellbogengelenk keine Abduktions-/Adduktionsachse und im Handgelenk keine Rotationsachse definiert ist.

Das kinematische Modell wurde in ersten klinischen Untersuchungen an Patienten mit Schultersteife [Miltner 2002; Miltner 2003, Williams 2006] und Kindern mit geburtstraumatischer Plexus-Läsion [Rau 2000; Bahm 2003a; Bahm 2003b; Bahm 2004] validiert.

2.2.2 Kinetik

Die Dynamik (gr. dynamis- Kraft) beschreibt die Bewegung von Körpern im Raum unter Einwirkung von Kräften, die der Bewegung zur Grunde liegen. Die Dynamik unterteilt sich in die Aufgabengebiete Statik und Kinetik. Statik ist die Lehre vom Gleichgewicht an den Systemen von starren Körpern. Ein System ist im Gleichgewicht, wenn sich ein starrer Körper in Ruhe oder in gleichförmiger geradliniger Bewegung befindet. Da sich im Rahmen dieser Arbeit die Systeme nicht im Gleichgewicht befinden, wird statt Dynamik der Begriff Kinetik genutzt.

Um kinetische Größen wie die Kräfte und Drehmomente in einzelnen Gelenken zu berechnen, ist es nötig, die Kinematik der Bewegung und die Körper-Segment-Parameter (wie z.B. Segmentmasse und Segmentträgheitsmoment) zu kennen. Wenn auf den Körper zusätzlich noch die externe Kräfte oder Drehmomente wirken, müssen diese auch bekannt sein.

2.2.2.1 Newton-Euler-Gleichungen

Jedes Segment wird als ein starrer Körper idealisiert durch die Annahme, dass zwei beliebige Punkte des Körpers unabhängig von äußeren Kräften immer den gleichen Abstand zueinander besitzen [Brommundt 2007].

Für einen starren Körper gilt, dass sich jede Bewegung aus Translation und Rotation zusammensetzen lässt. Die translatorische Bewegung des starren Körpers wird durch die Newtonsche Gleichung beschrieben:

$$\sum_i \vec{F}_i = m \cdot \vec{a}$$

mit $\sum_i \vec{F}_i$: Die Summe aller auf den Starrkörper wirkenden Kräfte (1)

\vec{a} : Beschleunigung des Starrkörperschwerpunktes

Die Eulersche Gleichung ist die Bewegungsgleichung für die Rotation eines starren Körpers:

$$\sum_i \vec{M}_i = \frac{d\vec{L}}{dt}$$

mit $\sum_i \vec{M}_i$: Die Summe aller auf den Starrkörper wirkenden Momenten (2)

\vec{L} : Drehimpuls

Die Gleichungen 1 und 2 sind als Newton-Euler-Gleichungen bekannt.

Diese Formeln sind die Grundlage für die Berechnung der Kinematik aufgrund von Kräften oder aber für die Bestimmung der Kinetik auf Grundlage von Bewegungsdaten. Diese Ansätze sind als Direkte bzw. Inverse Dynamik bekannt [Jackel 2006].

Im Rahmen dieser Arbeit werden die Bewegungsdaten mittels des Vicon 370 Bewegungsanalysesystems erfasst. Anhand dieser Daten werden mittels Inverse Dynamik die Gelenkkräfte und Drehmomente berechnet.

2.2.2.2 Inverse Dynamik

Die einzelnen Segmente einer Gelenkkette sind mit einem oder zwei Gelenken miteinander verbunden. Über sie werden Kräfte auf das jeweilige Segment übertragen. Dies bedeutet, dass an dieser Schnittstelle sowohl Kräfte als auch Momente entgegengesetzt gleich sind.

Zuerst werden die Segmente freigeschnitten und der Einfluss der weggeschnittenen Umgebung auf der Schnittstelle wird durch ein Kraftsystem ersetzt [Brommundt 2007]. In der Bild 16 ist ein dadurch entstanden sogenanntes Freikörperbild (Free Body Diagram) eines zweigelenkigen Systems gezeigt.

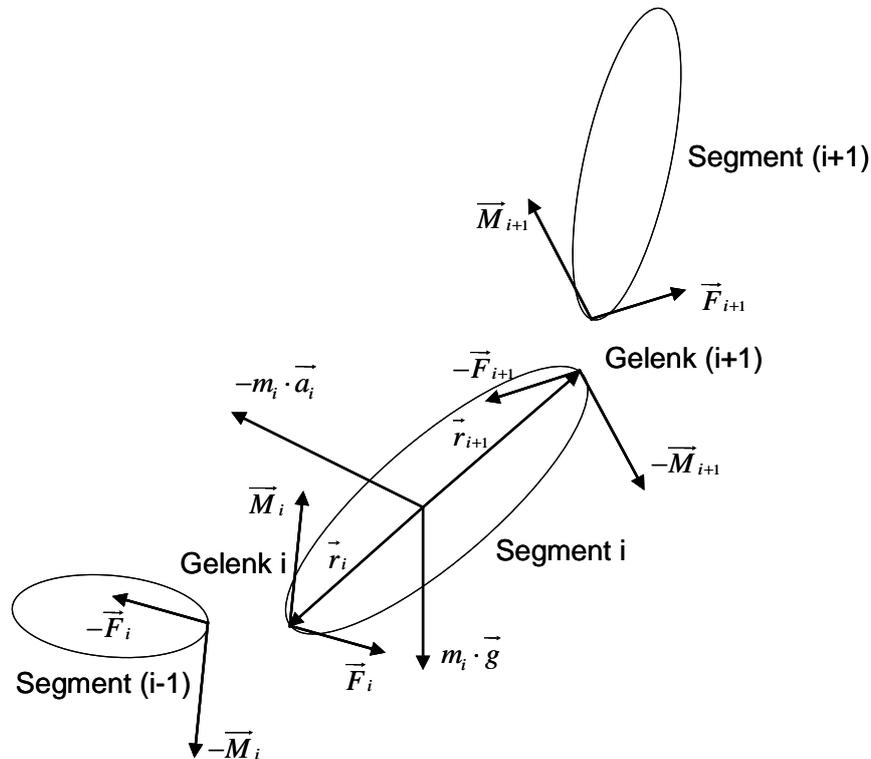


Bild 16:

Freikörperbild eines zweigelenkigen Systems:

Die Verbindung zwischen einem Segment i und distalem ($i-1$) und proximalem Segment ($i+1$) wird am Freikörperbild über Reaktionskräfte und $-$ drehmomente \vec{F}_i , \vec{M}_i , \vec{F}_{i+1} und \vec{M}_{i+1} dargestellt. Im Schwerpunkt des Segments i wirken noch Schwerkraft $m_i \cdot \vec{g}$ und Beschleunigungskraft $m_i \cdot \vec{a}_i$. Der Schwerpunkt befindet sich im Abstand $|\vec{r}_i|$ vom distalen Ende des Segments i und im Abstand $|\vec{r}_{i+1}|$ vom proximalen Ende des Segments i . Anhand dieses Freikörperbild lassen sich die Kraft \vec{F}_{i+1} und der Drehmoment \vec{M}_{i+1} die im Gelenk ($i+1$) wirken berechnen.

Beobachtet wird ein Segment i , welches mit einem distalen ($i-1$) und einem proximalen Segment ($i+1$) über Gelenke i und ($i+1$) verbunden ist. Das Segment i wird nun durch die Gelenke freigeschnitten und deren Einfluss wird durch die Reaktionskräfte und $-$ drehmomente ersetzt (Bild 16). Sind die Kräfte \vec{F}_i und Drehmoment \vec{M}_i , die im distalen Gelenk i wirken, bekannt, lässt sich die Kraft \vec{F}_{i+1} im proximalen Gelenk ($i+1$) mittels Bewegungsgleichung 1 bestimmen:

$$\vec{F}_{i+1} = \vec{F}_i + m_i \cdot \vec{g} - m_i \cdot \vec{a}_i$$

mit

$$\begin{aligned} \vec{a}_i &: \text{Beschleunigung des Schwerpunktes des} \\ &\text{Segments } i \\ m_i &: \text{Masse des Segments } i \\ \vec{g} &: \text{Gravitationsbeschleunigung} \end{aligned} \quad (3)$$

Darüber hinaus ergibt sich über Formel 2 das Drehmoment \vec{M}_{i+1} im proximalen Gelenk ($i+1$) zu:

$$\vec{M}_{i+1} = \vec{M}_i + \vec{r}_i \times \vec{F}_i - \vec{r}_{i+1} \times \vec{F}_{i+1} - I_i \cdot \vec{\alpha}_i$$

Mit

$$\begin{aligned} I_i &: \text{Trägheitsmoment des Segments } i \\ \vec{r}_i &: \text{Abstandsvektor zwischen dem} \\ &\text{Schwerpunkt und dem distalen Ende des} \\ &\text{Segments } i \\ \vec{r}_{i+1} &: \text{Abstandsvektor zwischen dem} \\ &\text{Schwerpunkt und dem proximalen Ende} \\ &\text{des Segments } i \\ \vec{\alpha}_i &: \text{Winkelbeschleunigung des Segments } i \end{aligned} \quad (4)$$

Mittels Inverse Dynamik lassen sich die Kräfte und Drehmomente in jedem Gelenk vom distalen Segment ausgehend hin zum proximalen Segment berechnen.

Neben den Newton-Euler- Gleichungen, können auch die sogenannten Lagrange Gleichungen zur Bewegungsbeschreibung verwendet werden. Der Lagrange Gleichungen nutzen das Prinzip der Energieerhaltung. Dabei wird die sogenannte Lagrange Funktion durch die Differenz von kinetischer Energie und potentieller Energie aufgestellt. Die Ableitungen der Lagrange Funktion ergeben die Lagrange-Bewegungsgleichungen. Durch die Lösung dieser Differentialgleichungen können ebenfalls die Gelenkkräfte und –drehmomente bestimmt werden. Die Ergebnisse dieser Methode sind identisch mit den Ergebnissen, welche durch die Newton-Euler Gleichungen ermittelt werden [Winter 1990, Allard 1995, Greenwood 1977]. Da das verwendete biomechanische Modell alle Gelenke als ideale Kugelgelenke modelliert, existieren keine Zwangskräfte, weshalb bei der Verwendung von Netwon-Euler Gleichungen keine große Gleichungssysteme mit zahlreichen Eliminationsschritten gelöst werden müssen. Weiterhin wäre eine Erweiterung des Modells durch z.B. Muskeln und Sehnen bei Verwendung der Lagrange Gleichungen nicht ohne größeren mehr Aufwand möglich, da in diesem Fall auch Kräfte und Momente vorgesehen werden müssen, für deren Wirkprinzip die mechanische Energie nicht erhalten bleibt (Reibung und Dämpfung) [Roßmann 2012]. Daher wurde in Rahmen dieser Arbeit zur Berechnung der Gelenkkräfte und –drehmomente das Newton-Euler Verfahren verwendet.

Die Inverse Dynamik findet vor allem Anwendung im Bereich der Robotik, wobei die Drehmomente, die die Motoren in Robotergelenken aufbringen sollen, berechnet werden. Jeodoch soll im Rahmen dieser Arbeit die Anwendungen im Bereich der Biomechanik näher beschrieben werden, wo die Inverse Dynamik zur Ermittlung der Gelenkbelastungen im menschlichen Körper verwendet wird.

2.2.2.3 Anwendungen der Inverse Dynamik in Biomechanik

Die Anwendung der Inversen Dynamik in der Biomechanik fängt, wie die Bewegungsanalyse, mit der Untersuchung des menschlichen Gangs, an. Viele Arbeiten beschreiben, auf der Inversen Dynamik basierende, Modelle für die Bestimmung von Gelenkbelastungen [Bresler 1950, Kadaba 1987, Apkarian 1989, Winter 1991, Vaughan 1992, Eng 1995, Koopman 1995]. Die Reproduzierbarkeit der berechneten Gelenkbelastungen beim Gang wurde von Kadaba et al. [Kadaba 1989] und die Gelenkdrehmomente bei Reaktionsstrategien im Gang wurden von Eng et al. [Eng 1997] untersucht.

In Kombination mit Muskelmodellen wurde die Inverse Dynamik zur Abschätzung der Muskelkräfte benutzt [Chao 1973, Pedotti 1978, Crowninshield 1981, Herzog 1987, Raikova 1992, Challis 1997]. Basierend auf diesen Verfahren wurden verschiedene kommerziell verfügbare Softwaresysteme zur Berechnung der Muskelkräfte entwickelt wie zum Beispiel AnyBody (AnyBody Technology), Simm (MusculoGraphics, Inc.) und OpenSim (<https://simtk.org/home/opensim>). Für diese Verfahren ist unter anderem die Kenntniss der mechanischen Eigenschaften den Muskeln erforderlich. Diese müssen insbesondere bei Pathologien, welche große interindividuelle Unterschiede aufweisen, patientenspezifisch ermittelt werden. Dazu müssen diese Eigenschaften, basierend auf z.B. Bildgebungsdaten aufwändig extrahiert werden. Obwohl diese Verfahren immer mehr angewendet werden und Einblick in die Kräfte von einzelnen Muskeln liefert, kann die Bedeutung von Gelenkkräften und -drehmomenten nicht vernachlässigt werden, da diese zur Optimierung nötig sind und auch selber eine klinisch relevante Aussage über Gelenkbeanspruchung liefern

Physiologische und klinische Relevanz von Gelenkkräften und -drehmomenten wurden bei vielen Arten der Bewegung unterer Extremitätetn analysiert, wie z.B. beim: Treppensteigen [Andriacchi 1980, Costigan 2002], Hochspringen [Bobbert 1999, Feltner 1999, Fukashiro

1987, Fukashiro 1993], Gehen, Laufen und Ski-fahren [Bogert 1999], Radfahren [Boyd 1997], wettkampfmäßigen Gehen [Cairns 1986], oder über ein Hindernis Steigen [Chou 1997].

Gelenkkräfte und -drehmomente der Armbewegung wurden weniger untersucht als der Gang. Riener und Straube haben ein kinetisches Modell vorgestellt [Riener 1997], aber ohne Pronation/Supinationsachse im Ellengoben und ohne Berücksichtigung der extern wirkenden Kräfte. Die Gelenkkräfte und –drehmomente der oberen Extremität wurden beim Bewegen eines Rollstuhls durch den im Rollstuhl sitzenden Patienten [Ensminger 1995] unter Nutzung des Modells von Cooper et al. [Cooper 1993] untersucht. Ein weiteres Verfahren für die kinetische Analyse von Armbewegungen wurde für den durch Krücken unterstützten Gang entwickelt [Slavens 2008]. Diese Ansätze sind allerdings nicht für beliebige Armbewegungen geeignet, da der dafür notwendige Kraft-Momenten Sensor am Rollstuhl, bzw. an der Krücke fixiert wurde. Die letzten beiden Ansätze sind aufgabenspezifisch und können daher nicht für beliebige Bewegungen der oberen Extremitäten verwendet werden.

Deshalb besteht Bedarf an Entwicklung eines modelbasierten Verfahren zur Berechnung der Gelenkkräfte und –drehmomente und an Untersuchung dessen klinische Bedeutung.

2.2.3 Verbesserung der Reproduzierbarkeit der Bewegung der oberen Extremitäten

Die Bewegungen der oberen Extremitäten sind vielseitiger und komplexer als bei der Fortbewegung, wo bei gesunden Menschen ein Gangzyklus immer aus bestimmten Phasen und Sub-Phasen besteht [Perry 1992]. Deswegen ist bei der Analyse der oberen Extremitäten eine Auswahl der auf die Fragestellung angepassten Bewegungen nötig [Rau 2000]. Da Armbewegungen im Gegensatz zum Gang nicht eindeutig definiert sind, müssen sie vorgegeben werden. Es kann eine Aktivität aus dem Alltagsleben oder eine für die Untersuchung entworfene Bewegung gewählt werden.

Neben der Auswahl und Vorgabe nimmt auch die Reproduzierbarkeit der Bewegung eine wichtige Rolle ein, und dies besonders beim Vergleich von Daten oder bei der Erstellung von Norm- oder Patientenkollektiven.

In der Literatur sind verschiedene Vorgehensweisen zur Erhöhung der Reproduzierbarkeit der Bewegungen der oberen Extremitäten bekannt.

2.2.3.1 Zielgerichtete Bewegung

Bei dem ersten Ansatz, der sogenannten „Goal-directed“ oder auf Deutsch zielgerichteten Bewegung, wird ein Ziel gegeben und damit der Start- und der Endpunkt einer Bewegung beschrieben, die ausgeführt werden soll. Zielgerichtete Bewegungen sind meistens dem Alltagsleben entnommen und stellen Aktivitäten des täglichen Lebens dar, welche somit reproduzierbar durchgeführt werden können. Ähnlich wie *Gehen, Laufen, Treppensteigen, Rampe gehen* bei der Ganganalyse, sind *Trinken aus einem Glas, Wasser in ein Glas gießen, Essen mit einem Löffel, Kämmen, ein Gegenstand vom Regal nehmen* einige Beispiele der alltäglichen Tätigkeiten, die eine bestimmte Bewegung definieren können. Abhängig von der untersuchten Pathologie können die Bewegungen Aufschluss über die Einschränkungen der Patienten im Alltag geben. So können bei den Patienten mit einer Einschränkung im Schultergelenk beispielweise *Gegenstand vom Regal nehmen, Schürzengriff, Nackengriff, Parkscheinautomat* [Miltner 2003] oder ähnliche Aktivitäten, die eine Bewegung im Schultergelenk erfordern, untersucht werden.

Diese Art von Bewegungsvorgaben ist immer mit einem Start- und Endpunkt und manchmal auch mit einem oder mehrerer Zwischenpunkten definiert. Der Vorteil dabei ist, dass sich die Bewegung einfach und schnell definieren lässt. Auf der anderen Seite können komplexe Bewegungen, die in mehreren Achsen mehrerer Gelenke stattfinden, nicht (oder nur teilweise und schwierig) auf diese Weise vorgegeben werden. undefinierte Geschwindigkeit über die Bewegungsbahn und ungenaue Zwischenpunkte stellen die weiteren Nachteile dar. Besonders diese Nachteile können beim Datenvergleich Probleme erzeugen, da sie auf die zeitliche und räumliche Reproduzierbarkeit einen großen Einfluss haben.

2.2.3.2 Geführte Bewegung

Die oben beschriebenen Probleme bei zielgerichteten Bewegungen lassen sich mit einer sogenannten „Guided“ oder geführten Bewegung vermeiden. In der Ergotherapie, z.B. beim Affolter Konzept [Affolter 1997] beschreibt der Begriff „geführte Bewegung“ eine Bewegung wobei die Therapeuten die hirngeschädigten Menschen passiv in ihrer Alltagsbewegungen begleiten. Das Ziel ist, die Plastizität des Gehirns zu nutzen, um die Bewegung wieder zu

lernen. Im Rahmen dieser Arbeit wird als „geführte Bewegung“ eine Bewegung bezeichnet, bei der der Endeffektor über den ganzen Weg geführt wird, wobei die Position in jedem Punkt vorgegeben wird. Der Rest der Gelenkkette kann sich dabei frei bewegen.

Da die Reproduzierbarkeit der Bewegung eine wichtige Rolle in der Rehabilitation spielt, wurden verschiedene Geräte für die Vorgabe der Bewegungsabläufe entwickelt. Für die Rehabilitation der oberen Extremitäten werden Endeffektor-basierte Geräte [Hogan 1995, Krebs 1998, Burgar 2000] oder Exoskelette [Sanchez 2006, Nef 2007] benutzt. Diese sind für den Einsatz in der Bewegungsanalyse jedoch nicht geeignet, da damit entweder nur zweidimensionale Bewegungen möglich sind, der Bewegungsumfang limitiert ist, sie nicht für Alltagsbewegungen angewendet werden können, oder die Bewegung eines oder mehrerer Gelenke eingeschränkt ist, bzw. die Gelenkkette nicht frei bleibt. Ein weiteres Problem besteht darin, dass die Messung der äußeren Kräfte nicht durch das Gerät eingeschränkt sein darf [Popovic 2009].

Der Endeffektor-basierte Ansatz erlaubt hoch reproduzierbare Bewegung der Hand. Gleichzeitig, bleibt die Gelenkkette offen, damit die Probanden die durch die hohe Zahl an Freiheitsgraden der Gelenkkette verursachte Redundanz nutzen können, weil gerade die Patienten die Ausweichbewegungen nutzen, und nutzen müssen um den gewünschten Trajektorienverlauf der Hand erreichen zu können. Unter Ausweichbewegungen werden hier Gelenkwinkelverläufe verstanden, welche üblicherweise nicht von gesunden Probanden zum Erreichen eines bestimmten Trajektorienverlaufs verwendet werden.

3 Motivation und Konkretisierung der Arbeitsziele

Durch zahlreiche Arbeiten hat Pauwels [Pauwels 1940, Pauwels 1951, Pauwels 1960, Pauwels 1965, Pauwels 1973] gezeigt, wie wichtig die Belastungen in menschlichen Gelenken sind. Es wurde bewiesen, dass Fehlstellungen in den Gelenken zu pathologischen Belastungen führen, welche wiederum Verschleiß und Deformierung des Gelenks verursachen. Messverfahren zur Bestimmung dieser Gelenklasten während freier Bewegungen der oberen Extremitäten stehen bisher jedoch nicht zur Verfügung.

Das Ziel der Arbeit ist daher, ein Verfahren zur Messung zeitlicher kinematischer und kinetischen Daten freier, dreidimensionaler Armbewegungen zu entwickeln und validieren. Um ein für die Untersuchung der reproduzierbaren Kinematik und Kinetik der Bewegung geeignetes Gesamtsystem zu erhalten, ist es dann erforderlich, alle Messgrößen zusammenzuführen.

Das Messverfahren soll die folgenden Voraussetzungen erfüllen:

- a) Körper-Segment-Parameter Bestimmung – Zur Berechnung der individuellen Körper-Segment-Parameter soll ein geeignetes Verfahren ausgewählt werden. Das Verfahren soll möglichst genaue Ergebnisse liefern, aber trotzdem in der praktische Routine im Bewegungsanalyselabor einfach etabliert werden können.

- b) Reproduzierbare dreidimensionale Erfassung der Kinematik – Auf der Basis der bewegungsanalytischen Vorgehensweise nach Schmidt [Schmidt 1999, Schmidt 2000, Williams 2006] sollen die Gelenkwinkel in anatomischen Achsen für die gesamte Gelenkkette der oberen Extremität erfasst werden. Zur Verbesserung der Vorgabe der Bewegung sollen die folgenden Anforderungen erfüllt werden:
- Es sollen beliebige, freie, dreidimensionale Bewegungen vorgegeben werden können,
 - Nicht nur die Position jedes Punktes, sondern auch das Geschwindigkeitsprofil soll für jeden Punkt der Bewegungsbahn vordefiniert werden können,
 - die Reproduzierbarkeit der Gelenkwinkel soll erhöht werden.
- c) Erfassung externer Kräfte und Drehmomente – Zur Messung der äußeren Kräfte und Drehmomente während einer freien, beliebigen dreidimensionalen Bewegung der oberen Extremität soll ein Verfahren entwickelt und ins Gesamtsystem etabliert werden.
- d) Entwicklung eines kinetischen Modell – Zur Bestimmung der Kräfte und Drehmomente in einzelnen Gelenken soll ein kinetisches Modell entwickelt werden, welches mit Hilfe der Inversen Dynamik die Gelenkkräfte und –Drehmomente in allen drei anatomischen Achsen ermittelt.
- e) Erfassung der muskulären Aktivierung – Zur umfassenden Analyse der mit dem System berechneten kinematischen und kinetischen Daten ist es wichtig, zusätzlich die muskulären Koordinationsmuster untersuchen zu können. Dafür soll ein Verfahren zur Erfassung der muskulären Aktivierung entwickelt werden.

Schließlich ist die Funktionalität des Gesamtsystems anhand von modellbasierten Untersuchungen und Beispielmessungen nachzuweisen, um die klinische Anwendbarkeit des Verfahrens zu überprüfen.

4 Entwicklung eines Verfahrens zur Erfassung und Analyse der Bewegung der oberen Extremitäten

4.1 Körper-Segment-Parameter Bestimmung

Die kinetische Analyse der Bewegung erfordert Körper-Segment-Parameter (KSP) wie Segmentmasse, Segment Schwerpunkt und Trägheitsmoment des Segments. Diese sollen aus den anthropometrischen Daten berechnet werden. Die Anthropometrie ist die Lehre der Erfassung, der Auswertung und Anwendung der Maße des menschlichen Körpers. Anthropometrische Daten sind zum Beispiel: Körpergröße, Körpergewicht, Armlänge, Handlänge usw.

Der erste Ansatz zur Bestimmung von Körper-Segment-Parameter basiert auf Kadaveruntersuchungen [Harless 1860, Braune 1892, Dempster 1955, Clauser 1969, Chandler 1975, Webb Associates' Staff 1978]. Die Kadaver wurden in Segmente zerlegt und für jedes Segment wurden die Massen, die Schwerpunkte oder die Trägheitsmomente ermittelt. Der auf Kadaveruntersuchungen basierender Ansatz hat den Nachteil, dass Kadaver nicht die gleichen Eigenschaften wie der lebendige Körper haben. Ein weiteres Problem ist die geringe Anzahl von untersuchten Kadavern (2 bis 13), was keine kräftige Aussage liefern kann. Deswegen ist es nicht empfohlen, die Ergebnisse aus diesen Studien für den lebendigen Menschen zu nutzen.

Eine zweite Idee zur Bestimmung der Körper-Segment-Parameter ist die geometrische Modellierung des Körpers [Hanavan 1964, Hatze 1980, Yeadon 1989], wobei jedes Segment als homogener Festkörper mittels einer einfachen geometrischen Form modelliert wurde. Die Modelle teilen den Körper in 15 Segmente, die als geometrische Formen mit gleich verteilter Dichte angenommen wurden. Für die Berechnung der Parameter werden viele (25 bis 242) anthropometrischen Messungen nötig. Da die individuellen Unterschiede in der Segmentdichte nicht berücksichtigt wurden, und die Dichte für die Berechnung der Körper-Segment-Parameter aus begrenzter Anzahl der Kadaver genommen wurden, ist diese Methode nur eingeschränkt nutzbar [Zatsiorsky 2002]. Ein weiterer Nachteil ist, dass eine große Anzahl von anthropometrischen Messungen nötig ist.

Die Photogrammetrie wurde erstes Mal von Weinbach [Weinbach 1938] zur Bestimmung der Körper-Segment-Parameter angewendet. Er teilt die Segmente in Zonen ein und nimmt an, dass der Querschnitt elliptisch und die Dichte in allen Segmenten gleich verteilt ist und 1 g/cm^3 beträgt. Darüber hinaus wurden die Segmentmasse, -Schwerpunkt und –Trägheitsmoment für 8 Probanden berechnet. Das Modell von Jensen [Jensen 1978] teilt den Körper in 16 aus elliptischen Scheiben aufgebauten Segmenten. Die Probanden wurden frontal und seitlich fotografiert, aus den Fotos wurden die Durchmesser der elliptischen Scheiben bestimmt und ähnlich wie bei Weinbach die Körper-Segment-Parameter berechnet.

In der Studie von Zatsiorsky [Zatsiorsky 1983] wurden Segmentmasse, -Schwerpunkt und -Trägheitsmoment von 100 männlichen Probanden bestimmt. Die Probanden wurden mit Gammastrahlung, welche eine elektromagnetische Wellenstrahlung ist, die während des radioaktiven Zerfalls eines Atomkerns freigesetzt wird, gescannt. Wenn ein Gammastrahl den Körper durchdringt, wird dieser schwächer. Wird die Intensität vor und nach der Durchdringung des Körpers gemessen, kann so die Dichte vom unterliegenden Körper bestimmt werden.

Eine nicht-lineare Regressionsgleichung von Zatsiorsky [Zatsiorsky 1990a, Zatsiorsky 1990b] beschreibt die Abhängigkeit der Körper-Segment-Parametern von der Segmentlänge und dem Segmentumfang. Basierend auf dem Gamma-Scanner Verfahren, ist diese Methode eine Kombination von geometrischer Skalierung und Regressionsanalyse, wobei alle Segmente als Zylinder modelliert werden. Die Regressionskoeffizienten sind dabei für jede Segmentmasse und –Trägheitsmoment tabellarisch gegeben [Zatsiorsky 1983].

Da die obengennanten Messverfahren aufgrund der großen Anzahl der Messungen, der komplexen technischen Ausrüstung, der langen Dauer usw., sehr aufwändig sind, besteht großer Bedarf an einer Abschätzung der Körper-Segment-Parameter. Deswegen wird hier die multiple, lineare Regressionsanalyse von Zatsiorsky [Zatsiorsky 1983] benutzt. Diese sucht nach einer linearen Gleichung, die den Zusammenhang zwischen den Körper-Segment-Parametern und den anthropometrischen Daten zum Ausdruck bringt. Es wurde dabei angenommen, dass Segmentmasse [kg], -Schwerpunkt [cm] und -Trägheitsmoment [kg·cm²] von dem Körpergewicht und Körpergröße linear abhängig sind:

$$Y = B_0 + B_1 \cdot G + B_2 \cdot H$$

mit

$$\begin{array}{ll}
 Y & : \text{Körper-Segment-Parameter} \\
 B_0, B_1, B_2 & : \text{Regressionskoeffizienten} \\
 G & : \text{Körpergewicht [Kg]} \\
 H & : \text{Körpergröße [cm]}
 \end{array}
 \quad (5)$$

Die Regressionskoeffizienten B_0 , B_1 und B_2 wurden für jeden Körper-Segment-Parameter für Hand, Unterarm und Oberarm Segment tabellarisch gegeben [Zatsiorsky 1983]. Zur Bestimmung der Position von Schwerpunkte müssen zusätzlich auch die Segmentlänge (L_{hand} , L_{ua} und L_{oa}) bekannt werden. Geschlechtsspezifische Unterschiede wurden dabei berücksichtigt (Tabelle 2).

Es wurde angenommen, dass der Segmentschwerpunkt auf der longitudinalen Achse im Abstand $L_{d_Segment}$ vom proximalen Segmentende eines Segments liegt.

Der Trägheitstensor ist im Hauptträgheitsachsensystem diagonal. Die diagonalen Trägheitsmomente um die anteroposteriore $I_{a_Segment}$, mediolaterale $I_{m_Segment}$ und longitudinale $I_{l_Segment}$ Achse eines Segments werden berechnet, um den Trägheitstensor eines Segments $I_{Segment}$ zu bestimmen.

Auf diese Weise können die Körper-Segment-Parameter individuell für jeden Proband anhand fünf anthropometrischen Messungen bestimmt werden.

Tabelle 2:		
Regressionsgleichungen zur Berechnung der Körper-Segment-Parameter für Männer und Frauen. Nach [Zatsiorsky 1983, Zatsiorsky 2002].		
	Männer	Frauen
Segmentmasse [kg]	$m_h = -0.1165 + 0.0036 \cdot G + 0.00175 \cdot H$ $m_{ua} = 0.3185 + 0.01445 \cdot G - 0.00114 \cdot H$ $m_{oa} = 0.25 + 0.03012 \cdot G - 0.0027 \cdot H$	$m_h = -0.116 + 0.0017 \cdot G + 0.002 \cdot H$ $m_{ua} = 0.295 + 0.009 \cdot G - 0.0003 \cdot H$ $m_{oa} = 0.206 + 0.0053 \cdot G + 0.0066 \cdot H$
Schwerpunkt [cm]	$L_{d_hand} = 4.11 + 0.026 \cdot G + 0.033 \cdot H$ $L_{d_ua} = 0.192 - 0.028 \cdot G + 0.093 \cdot H$ $L_{d_oa} = 1.67 + 0.03 \cdot G + 0.054 \cdot H$	$L_{d_hand} = (41.74 - 0.12 \cdot G + 0.172 \cdot H) \frac{L_{hand}}{100}$ $L_{d_ua} = (61.4 + 0.096 \cdot G - 0.062 \cdot H) \frac{L_{ua}}{100}$ $L_{d_oa} = (44.96 + 0.034 \cdot G + 0.051 \cdot H) \frac{L_{oa}}{100}$
Trägheitsmomente [kg·cm ²]	$I_{a_hand} = -19.5 + 0.17 \cdot G + 0.116 \cdot H$ $I_{a_ua} = -64 + 0.95 \cdot G + 0.34 \cdot H$ $I_{a_oa} = -250.7 + 1.56 \cdot G + 1.512 \cdot H$	$I_{a_hand} = -5.71 + 0.122 \cdot G + 0.035 \cdot H$ $I_{a_ua} = -132.1 + 0.62 \cdot G + 0.825 \cdot H$ $I_{a_oa} = -151.4 + 0.107 \cdot G + 1.554 \cdot H$
	$I_{m_hand} = -13.68 + 0.088 \cdot G + 0.092 \cdot H$ $I_{m_ua} = -67.9 + 0.855 \cdot G + 0.376 \cdot H$ $I_{m_oa} = -232 + 1.525 \cdot G + 1.343 \cdot H$	$I_{m_hand} = -5.79 + 0.087 \cdot G + 0.034 \cdot H$ $I_{m_ua} = -138.5 + 0.533 \cdot G + 0.887 \cdot H$ $I_{m_oa} = -330.4 - 0.461 \cdot G + 2.67 \cdot H$
	$I_{l_hand} = -6.26 + 0.0762 \cdot G + 0.0347 \cdot H$ $I_{l_ua} = 5.66 + 0.306 \cdot G - 0.088 \cdot H$ $I_{l_oa} = -16.9 + 0.662 \cdot G + 0.0435 \cdot H$	$I_{l_hand} = -2.138 + 0.053 \cdot G + 0.0073 \cdot H$ $I_{l_ua} = 7.4 + 0.21 \cdot G - 0.08 \cdot H$ $I_{l_oa} = -118.6 + 1.19 \cdot G + 0.44 \cdot H$

4.2 Reproduzierbare dreidimensionale Erfassung der Kinematik

Aufgrund der unterschiedlichen Bewegungsstrategien besteht bisher eine große Variabilität [Williams 2006, Müller-Rath 2009, Miltner 2002] in den kinematischen Daten zwischen einzelnen Untersuchungen, aufgrund einer nicht genau definierten Bewegungsbahn. Die ausgeführte Bewegung soll jedoch möglichst genau vordefiniert werden, um die Vergleichbarkeit der Gelenkwinkel zu verbessern. Dies bedeutet, dass die Position jedes Punktes der vorgegebenen Bewegungsbahn und die Geschwindigkeit zwischen jeweils zwei Punkten vordefiniert werden soll. Auf diese Weise können komplexe und dreidimensionale, aber genau vordefinierte Trajektorien dem Probanden vorgegeben werden. Die Vorgabe des Geschwindigkeitsprofils ist besonders wichtig für die Anpassung der Bewegungsbahn an die Patientengruppe.

Diese Anforderung wird durch den Einsatz eines Roboterarms realisiert (Bild 17). Dabei gibt der Roboterarm eine definierte dreidimensionale Bewegungsbahn und deren Geschwindigkeit vor, der der Proband mit der Hand folgt.



Bild 17:
Reproduzierbare dreidimensionale Erfassung der Kinematik mittels eines Roboterarms.

Die Markertrajektorien für das Modell zur Gelenkwinkelberechnung nach Schmidt [Schmidt 1999, Schmidt 2000, Williams 2006] werden mittels dem in Abschnitt 2.2.1.1 beschriebenen Bewegungsanalysesystem erfasst. Aus den Markertrajektorien werden die Gelenkwinkel in

anatomischen Achsen für die gesamte Gelenkkette der oberen Extremitäten mittels in Abschnitt 2.2.1.2.1 beschriebenen biomechanischen Modell ermittelt.

Diese Methodik soll die Vorgabe der Bewegung der oberen Extremität und damit die Reproduzierbarkeit der Gelenkwinkel verbessern.

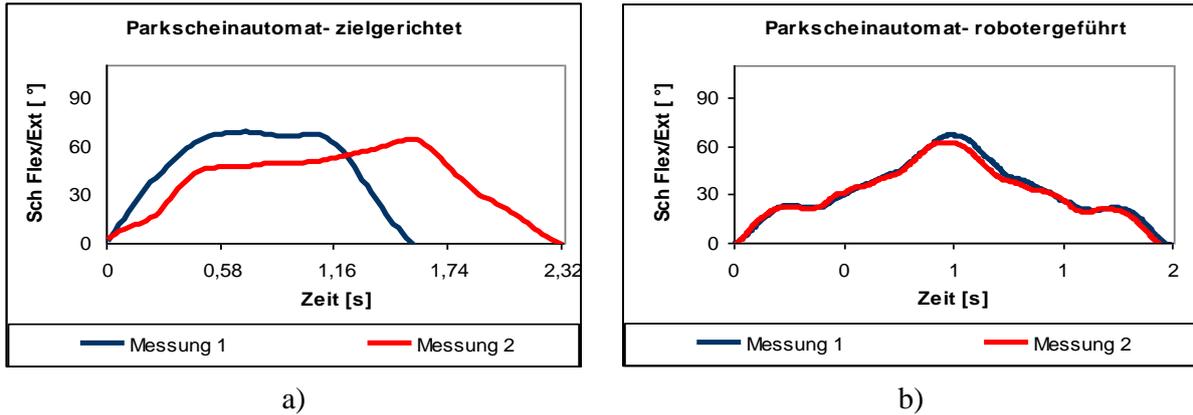
4.2.1 Validierung der Reproduzierbarkeit der Gelenkwinkel

Für die Validierung der Reproduzierbarkeit der Gelenkwinkel wurde eine zielgerichtete Bewegung mit der gleichen robotergeführten Bewegung verglichen. Als zielgerichtete Bewegung wurde die Alltagsbewegung „Parkscheinautomat“ [Miltner 2002, Williams 2006] gewählt. Hierbei wurden die Probanden aufgefordert, eine Bewegung durchzuführen, die nötig ist, um aus sitzender Position im Auto einen Parkschein aus einem Automaten am Eingang eines Parkhauses zu ziehen.

Die beiden Bewegungsaufgaben (zielgerichtet und robotergeführt), wurden von 7 Probanden mit drei Wiederholungen durchgeführt. Nach mindestens einem Tag wurde die Messung wiederholt. Diese spezielle Bewegung wurde gewählt, da die Hauptbewegung grundsätzlich in allen Achsen der Schulter und der Flexion/Extension Achse des Ellenbogengelenks stattfindet. Auf diese Weise können die Gelenkwinkel in vier Achsen untersucht werden.

Durch Anwendung des oben beschriebenen Messverfahrens wurden alle Winkel der Gelenkkette der oberen Extremität bestimmt. Dabei sind insbesondere, die für die Hauptbewegung verantwortlichen Schulter- und Ellenbogen Flexions-/Exstensionswinkel von Bedeutung.

In Bild 18 sind die Winkelverläufe zweier unabhängiger Messwiederholungen eines typischen Beispiels für den Schulter-Flexion/Extensionswinkelverlauf bei zielgerichtet durchgeführte und robotergeführte Alltagsbewegung „Parkscheinautomat“ dargestellt. Bild 18a zeigt die Gelenkwinkel mit unterschiedlichen Amplituden und Winkelgeschwindigkeiten in den zwei Messungen während der zielgerichteten Bewegung. Man erkennt, dass bei dem robotergeführten Verfahren diese Unterschiede kleiner werden (Bild 18b).

**Bild 18:**

Typisches Beispiel an der Flexion/Extension Winkel im Schultergelenk: zwei unabhängige Messwiederholungen für zielgerichtete (a) und robotergeführte (b) Alltagsbewegung „Parkscheinautomat“.

Zur objektiver Bewertung dieser intra-individueller Unterschiede wurde der Pearson'sche Korrelationskoeffizient, auch Produkt-Moment Korrelation genannt, zwischen zwei unabhängigen Messungen für jede Achse des Schultergelenks und für die Flexion/Extension Achse des Ellenbogengelenks berechnet. Der Korrelationskoeffizient stellt ein normiertes Maß zur Quantifizierung eines linearen Zusammenhangs zweier normalverteilter Zufallsvariablen dar. Verwendet man zwei unterschiedliche Zufallsvariablen, spricht man von dem Kreuzkorrelationskoeffizient $r_{1,2}^w$ zweier Zufallsvariablen w_1 und w_2 [Lüke 1999, Meyer 2006]:

$$r_{1,2}^w = \frac{\sum_{i=1}^N (w_{1,i} - \bar{w}_1)(w_{2,i} - \bar{w}_2)}{\sqrt{\sum_{i=1}^N (w_{1,i} - \bar{w}_1)^2 \cdot \sum_{i=1}^N (w_{2,i} - \bar{w}_2)^2}}$$

mit $r_{1,2}^w$: Kreuzkorrelationskoeffizient für den Winkel w zwischen Messung 1 und 2

\bar{w}_1, \bar{w}_2 : Mittelwert des Winkels w bei der ersten, bzw. zweiten Messung

$$\bar{w}_1 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N w_{1,i}, \quad \bar{w}_2 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N w_{2,i} \quad (6)$$

w : Betrag der Zeitreihe der Gelenkwinkel in der Flexion/Extension, Abduktion/Adduktion und Rotationsachse im Schultergelenk und Flexion/Extension Achse im Ellenbogengelenk

$$w \in \left\{ \phi_{Flex/Ext_Sch}, \phi_{Abd/Add_Sch}, \phi_{Rot_Sch}, \phi_{Flex/Ext_Ellb} \right\}$$

N : Gesamtzahl der Abtastpunkte des Winkelverlaufs

Weiterhin wurden der Mittelwert und die Standardabweichung der Kreuzkorrelationskoeffizienten bei allen Probanden für alle vier oben genannten Bewegungsachsen berechnet:

$$\overline{r^w} = \frac{1}{7} \sum_{i=1}^7 r_i^w \quad (7)$$

$$\sigma_{r^w} = \sqrt{\frac{1}{7} \sum_{i=1}^7 (r_i^w - \overline{r^w})^2} \quad (8)$$

Für die Ermittlung der inter-individuellen Unterschiede in den Gelenkwinkelverläufen wurden zunächst der Mittelwert und die Standardabweichung der Gelenkwinkel zu jedem Zeitpunkt bestimmt.

$$\overline{w^j} = \frac{1}{7} \sum_{i=1}^7 w_i^j \quad (9)$$

$$\sigma_w = \sqrt{\frac{1}{7} \sum_{i=1}^7 (w_i - \overline{w_i})^2} \quad (10)$$

Schließlich wurde Standardabweichung über alle Zeitpunkte gemittelt.

Die Ergebnisse werden im Abschnitt 7.1 dargestellt und beschrieben.

4.3 Reproduzierbare Erfassung der externen Kräfte und Drehmomente

4.3.1 Kraft-Momenten-Sensor

Zur dreidimensionalen Erfassung der externen Kräfte und Drehmomente soll ein Kraft-Momenten-Sensor verwendet werden, welcher am Endeffektor des Roboters angeflanscht wird. An dem Kraft-Momenten-Sensor wiederum ist ein kugelförmiger Griff montiert, den der Proband greifen soll. So wird die Hand durch eine formschlüssige Verbindung an den Kraft-Momenten-Sensor angekoppelt.

Zur Abschätzung der maximalen Kraft, die der Sensor aufnehmen soll, wurden Testmessungen durchgeführt. Fünf Probanden sollten eine im Boden, bzw. an der Wand befestigte Federwage in vertikaler und horizontaler Richtung mit maximaler Kraft ziehen. Die maximalen Kräfte in der vertikalen Richtung lagen zwischen 80N und 150N und in der horizontalen Richtung zwischen 35N und 65N. Die hohe Kräfte können jedoch nur kurzzeitig

und selten aufgebracht werden. Bei andauernden Kraftaufwendungen gilt die Regel, dass 15% der möglichen Maximalkraft nicht überschritten werden sollten [Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin 2010].

Zur Abschätzung der Auflösung des Kraftaufnehmer wurde eine Federwaage mit der Auflösung von 0,2N benutzt. Der Proband sollte eine konstante Kraft von 20N aufbringen. Die Unterschiede zwischen der aufgebrauchten und der Soll-Kraft wurden ermittelt. Die Unterschiede waren im Bereich von 0.2N bis zu 2N.

Als Kraft-Moment Sensor wurde daher der FTS Mini 40 der Firma ATI (Bild 19) gewählt, welcher Kräfte in drei Raumrichtungen und Momente um die drei zugehörigen Achsen messen kann. Der Sensor setzt mechanische Größen mittels seiner sechs Dehnungsmessstreifen in elektrische Signale um. Diese werden verstärkt und an eine Controller-Einheit (Stand-Alone Controller) weitergeleitet. Dort werden sie digitalisiert und in zu den Kräften und Momenten proportionale Werte umgerechnet. Die Daten werden erneut in analoge Signale umgewandelt, die dann von einer DAQ Karte (Data Acquisition Card) im Rechner aufgenommen werden.



Bild 19: Sensor FTS Mini 40 und Stand-Alone-Controller [ATI 2004].

Die Benennung der Achsen des Sensors ist in Bild 20 angegeben. Sie entsprechen den Achsen des Sensorkoordinatensystems. Der Ursprung des Sensorkoordinatensystems liegt mittig auf der Oberfläche der Werkzeugseite des Sensors.

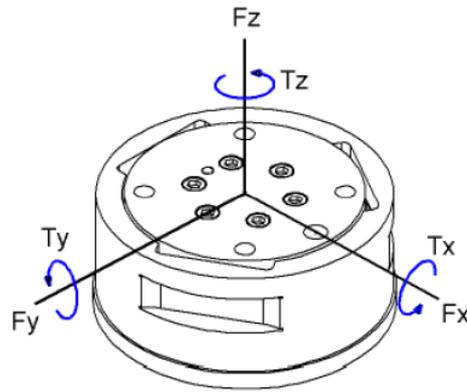


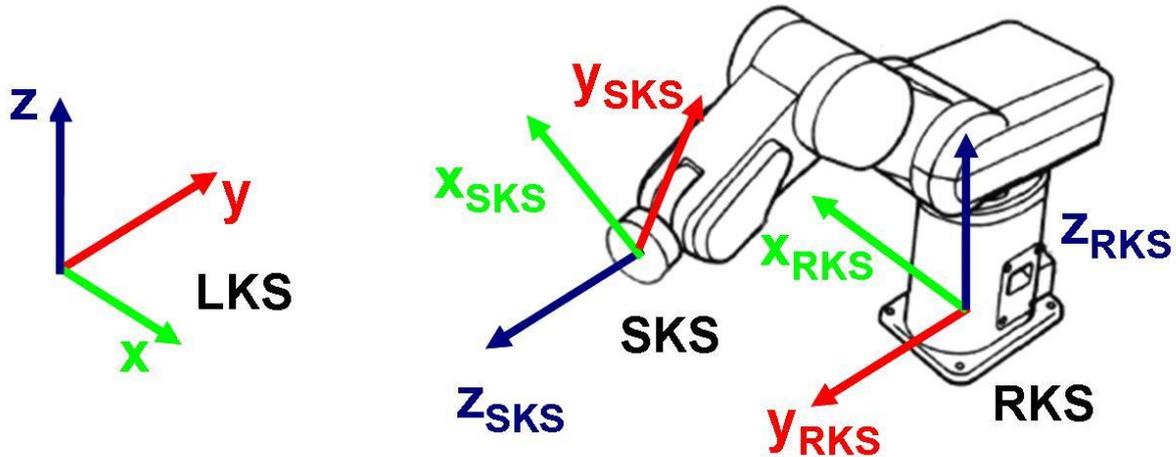
Bild 20:
Kraft-Momenten Sensor mit Sensorkoordinatensystem [ATI 2004].

Der Sensor kann Kräfte bis ± 80 N entlang der x- und y-Achse und bis ± 240 N entlang der z-Achse messen. Er kann Momente bis ± 4 Nm aufnehmen. Vom Hersteller wird eine Auflösung von 0.08 N (für die x und y Richtung) bzw. 0.16 N (für die z Richtung) für die Kräfte und $2 \cdot 10^{-3}$ Nm für die Drehmomente angegeben.

4.3.2 Verarbeitung der Sensordaten

4.3.2.1 Transformation des Koordinatensystems

Der Kraft-Momenten Sensor wird am Endeffektor eines Roboterarms geflanscht. Um die Sensordaten, die im Sensorkoordinatensystem (SKS) gemessen werden, interpretieren zu können, sollen die Werte der Kraftvektoren in das Laborkoordinatensystem (LKS) transformiert werden (Bild 21).

**Bild 21:**

Koordinatensysteme: Laborkoordinatensystem (LKS), Sensorkoordinatensystem (SKS) und Roboterkoordinatensystem (RKS)

Da sich die Koordinaten des SKSs und Toolkoordinatensystems (TKS) des Robotersendeffektors miteinander bewegen und nur in Orientierung und Vorzeichen einiger Achsen unterscheiden können, kann das SKS leicht ins TKS überführt werden. Zur Transformation vom TKS zu Roboterkoordinatensystem (RKS) auch als Basiskoordinatensystem bekannt, ist jedoch eine Transformationsmatrix [Paul 1984] nötig:

$$F_{ext_RKS} = T_{RKS/TKS} \cdot F_{ext_TKS}$$

$T_{RKS/TKS}$: Transformationsmatrix

mit

$$T_{RKS/TKS} = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & x_{TKS} \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & y_{TKS} \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & z_{TKS} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} \end{bmatrix} : \text{Rotationsmatrix } R \quad (11)$$

$\begin{bmatrix} x_{TKS} \\ y_{TKS} \\ z_{TKS} \end{bmatrix}$: Translationsvektor der Verschiebung im Toolkoordinatensystem (TKS)

$\begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$: Ergänzung der Matrix um die letzte Zeile verändert ihren Wert nicht, vereinfacht aber die Verrechnung mit anderen Matrizen

Umgekehrt gilt:

$$F_{ext_TKS} = T_{TKS/RKS} \cdot F_{ext_RKS}$$

mit $T_{TKS/RKS}$: invertierte Transformationsmatrix (12)

$$T_{TKS/RKS} = T_{RKS/TKS}^{-1}$$

Falls keine Translation vorliegt, kann die Transformationsmatrix auf die Rotationsmatrix reduziert werden. Da es sich bei der Rotationsmatrix um eine orthogonale Matrix handelt, gilt zusätzlich:

$$R^{-1} = R^T$$

mit R^T : transponierte Rotationsmatrix (13)

Für kommerziell erhältliche Roboter kann diese Transformationsmatrix direkt in der Roboter-Steuerungs-Software abgelesen werden. Schließlich, lassen sich die Kräfte von RKS zu LKS einfach umwandeln:

$$F_{ext_LKS} = \begin{pmatrix} -1 \\ -1 \\ 1 \end{pmatrix} F_{ext_RKS} \quad (14)$$

4.3.2.2 Signalverarbeitung

Die Abtastfrequenz des Stand-Alone-Controller beträgt 2.5 kHz mit 2^{12} Quantisierungsstufen. Der Spannungsbereich des zur gemessenen Kraft bzw. Drehmoment proportionalen analogen Eingangs beträgt $\pm 5V$. Als DAQ Karte wurde im Rahmen dieser Arbeit die PCMCIA-basierte DAQCardTM-6024E des Herstellers National Instruments eingesetzt. Die maximale Abtastrate der A/D Wandler der DAQ Karte beträgt ausreichende 200 kHz. Es wurde eine Abtastrate von 100Hz gewählt. Da die Sensorsignale niederfrequent sind und 95% der Signalenergie unter Frequenz von 5Hz liegt, ist somit die gewählte Abtastrate gemäß Nyquist theorem ausreichend, um die aufgezeichneten Signale rekonstruieren zu können.

Da der Kraft-Momenten-Sensor eine Auflösung (in Volt) von

$$Auflösung_{Kraft-Moment-Sensor} = \frac{2 \cdot 5V}{2 \cdot 80N} \cdot 0.08N = 0.005V \quad (15)$$

hat, ist die Auflösung der DAQ Karte mit der Genauigkeit von 12bit/Wert in einem Bereich von $\pm 5V$

$$Auflösung_{DAQ-Karte} = \frac{10V}{2^{12}} = 0.0024V, \quad (16)$$

ausreichend um die Sensordaten unverfälscht zu digitalisieren.

Eine Spannung von 1V am Ausgang des Kraft-Momenten-Sensors entspricht einer Kraft von 16N bzw. einem Drehmoment von 0.8Nm.

Vor jedem Start der Messung wird der Kraft-Moment-Sensor kalibriert. Dadurch werden die aktuell auf den unbelasteten Sensor wirkenden Kräfte und Momente als systemimmanente Störung angenommen und von jedem weiteren Messwert subtrahiert.

4.3.3 Kraft Feedback

Um eine Reproduzierbarkeit der Kinetik der Bewegung zu ermöglichen, sollen die vom Probanden/ Patienten aufzubringenden Kräfte in Richtung und Betrag vorgegeben werden und von diesem kontrolliert werden können. Hierfür wurde ein Kraft-Feedback-Modul entwickelt [Gehrke 2005], welches während der Bewegungsanalyse, die Daten des Kraft-Momenten-Sensors verarbeitet und aus diesen in Echtzeit ein visuelles Feedback für den Probanden/ Patienten realisiert (Bild 22).

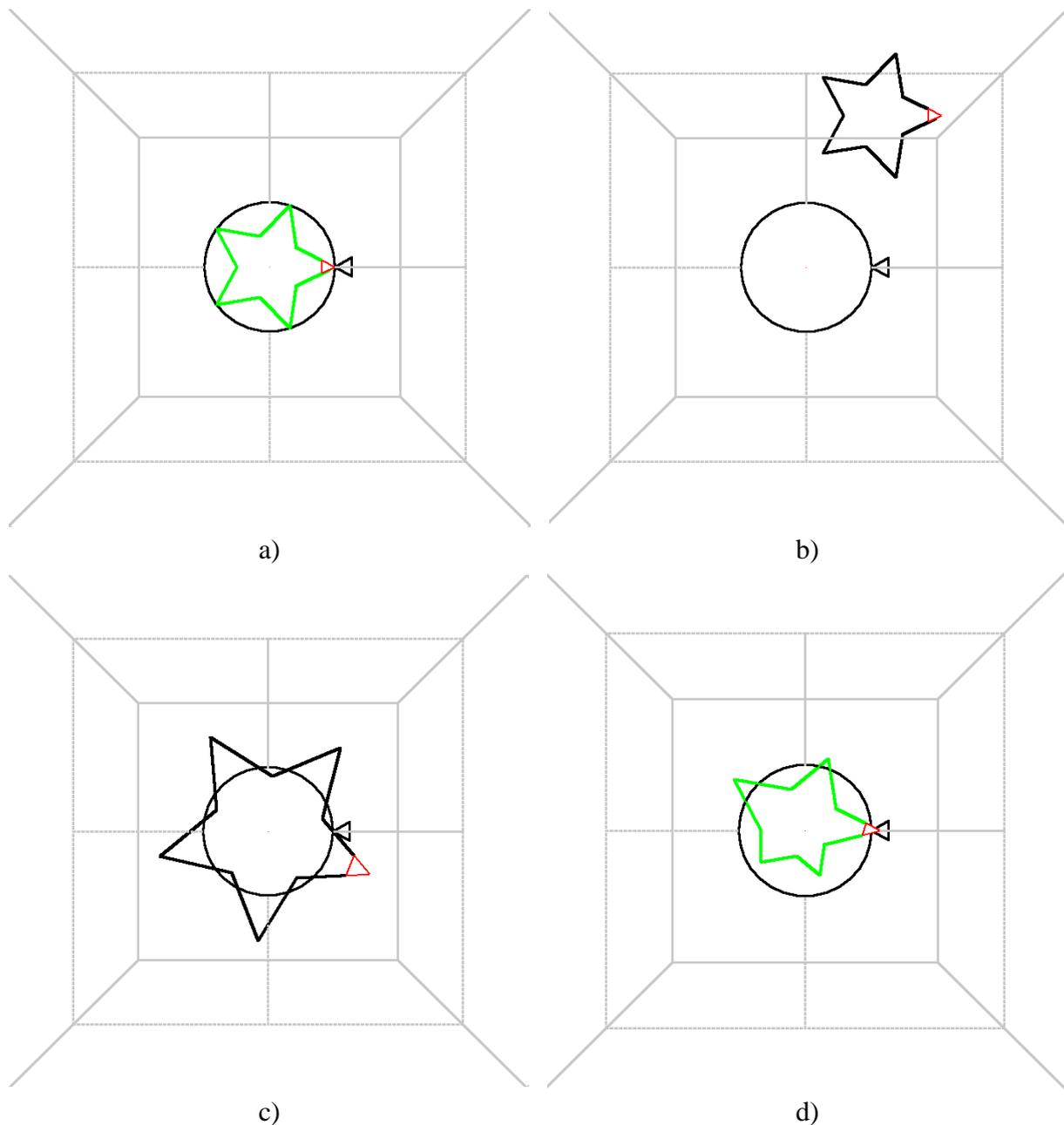


Bild 22:

Visualisierung des Feedbacks:

- a) Differenz der Soll- und Istwerte ist gleich Null oder innerhalb eines definierten Toleranzbereichs. Dabei ist der Stern grün, gleich groß wie der Kreis, und ihre rote Spitze zeigt zu schwarzen Spitzen des Kreises.
- b) Eine Auslenkung des Sterns aus der Mittellage soll den Probanden zu einer Kraftausübung Richtung Kreismitte animieren. In diesem Fall: nach links und nach unten.
- c) Dritte Achse des Kraftvektors wird durch die Größe des Sterns dargestellt. Rotation des Sterns (rote Spitze nicht neben der schwarzen) visualisiert eine Differenz zwischen dem Soll und Ist-Moment um eine Achse.
- d) Differenzen der Momente um die anderen zwei Achsen werden durch eine Verzerrung des Sterns dargestellt.

Kräfte und Momente die auf den Sensor ausgeübt werden, werden vom Kraft-Feedback-System als Bewegungen und Verzerrung eines Sterns im 3D Raum visualisiert (Bild 22). Der

Ort und die Größe des dargestellten Sterns geben die Differenz zwischen Soll- und Istwert der Kraft an. Die Rotation und Verzerrung des Sterns repräsentiert die Differenz zwischen Soll- und Ist-Momenten. Ein Farbumschlag von grün nach schwarz kennzeichnet eine größere Abweichung vom Vorgabewert als toleriert werden soll. Durch diese Vorgehensweise wurde es möglich Abweichungen von den Sollvorgaben in alle 6 Freiheitsgrade des Kraft-Momenten-Sensors in einem Objekt zu visualisieren.

Bild 22 zeigt vier verschiedenen Beispiele der Visualisierung. Ist die Differenz der Soll- und Istwerte aller Kräfte und Momente gleich Null oder innerhalb eines definiertes Toleranzbereichs, so befindet sich der Stern in der wie in der Bild 22a dargestellte Position. Bei der Feedback-Messung soll es Ziel des Probanden sein, den Stern in diese Position zu führen, bzw. zu halten. Dabei ist der Stern grün, gleich groß wie der Kreis, und ihre rote Spitze zeigt zu schwarzen Spitzen des Kreises.

Eine Auslenkung des Sterns aus der Mittellage, wie sie im Bild 22b gezeigt ist, soll den Probanden also zu einer Kraftausübung nach links und einer stärkeren Kraftausübung nach unten animieren. Kraftdifferenzen in die Zeichenebene hinein werden durch die Größe des Sterns repräsentiert (Bild 22c). In der Bild 22c ist gleichzeitig eine Rotation (rote Spitze des Sterns ist rotiert im vergleich zur schwarzen Spitze des Kreises) und eine Vergrößerung des Sterns dargestellt. Die Rotation des Sterns visualisiert eine Differenz zwischen dem Soll- und Ist-Moment um eine Achse. Differenzen der Momente um die anderen zwei Achsen werden durch eine Verzerrung des Sterns, wie sie unten rechts im Bild 22d gezeigt ist, dargestellt.

4.3.4 Validierung der Reproduzierbarkeit aufgebrachtter Kräfte

Für die Validierung der Reproduzierbarkeit der aufgebrachtten Kräfte haben 8 Probanden eine Schulter Flexion/Extension mit der Kraft Vorgabe „15N in die vertikale z-Richtung des Laborkoordinatensystems ziehen“ drei Mal wiederholt. Danach wurde die gleiche Bewegung mit der Aufgabe „den vorher vorgegebenen Kraftvektor halten“ ohne über das Feedback dargestellte Informationen über die aktuelle Kraftrichtung und –Betrag drei Mal durchgeführt.

Der Mittelwert und Standardabweichung der aufgebrachtte Kraft in der vertikalen z-Richtung wurden für beiden Aufgaben, zu jedem Zeitpunkt bestimmt:

$$\overline{F_z^t} = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 F_z^t \quad (17)$$

$$\sigma_{F_z}^t = \sqrt{\frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 (F_{z,i}^t - \overline{F_{z,i}^t})^2} \quad (18)$$

Die Ergebnisse werden im Abschnitt 7.2 dargestellt und beschrieben.

4.4 Kinetisches Modell

Das kinetische, biomechanische Modell der oberen Extremität dient zur Berechnung aller in den Gelenken auftretenden Kräfte und Momente. Erst diese liefern eine Aussage über die Belastung der einzelnen Gelenke während der Bewegungsausführung.

Zur Etablierung eines biomechanischen Modells der Kinetik der oberen Extremität wurde zunächst entsprechend der Inversen Dynamik und basierend auf den Körper-Segment-Parametern (Abschnitt 4.1) die in den einzelnen Gelenken wirkenden Gravitations- und Trägheitskräfte aus den Segmentmassen, Segment Schwerpunkten und Segmentträgheitsmomenten sowie den jeweiligen Gelenkwinkeln und deren zeitlichen Änderungen berechnet. Diese addieren sich zu den während der Bewegung vom Probanden/Patienten zusätzlich aufgebracht und vom Kraft-Momenten Sensor erfassten Kräften F_{ext} , sodass sich die im Hand-, Ellbogen- und Schultergelenk wirkenden Gesamtkräfte und -Momente berechnen lassen.

4.4.1 Koordinatensysteme

Als Voraussetzung für die kinetische Modellierung des Arms müssen alle benötigte Größe in denselben Koordinaten System vorliegen. Im Abschnitt 4.3.2.1 wurden die Kraft-Sensor Signale vom Sensorkoordinatensystem (SKS) in das Laborkoordinatensystem (LKS) transformiert. Da die Gelenkwinkel in anatomischen Achsen (AKS) vorliegen (Bild 23), die keine rechtshändigen Koordinatensysteme bilden, wurden alle Rotationen zuerst in ein rechtshändiges, Gelenkkoordinatensystem (GKS) überführt und dann in anatomische Achsen transformiert und dargestellt. Die Orientierung der Achsen des anatomischen Koordinatensystems (AKS) und Gelenkkoordinatensystems (GKS) ist gleich. Die Achsen dieser zwei Koordinatensysteme unterscheiden sich eventuell nur in der Richtung. Körper-Segment-Parameter wurden im anatomischen Koordinatensystem (AKS) gegeben, aber da diese unabhängig von der Achsenrichtung sind, kann man diese direkt in das Gelenkkoordinatensystem (GKS) übernehmen.

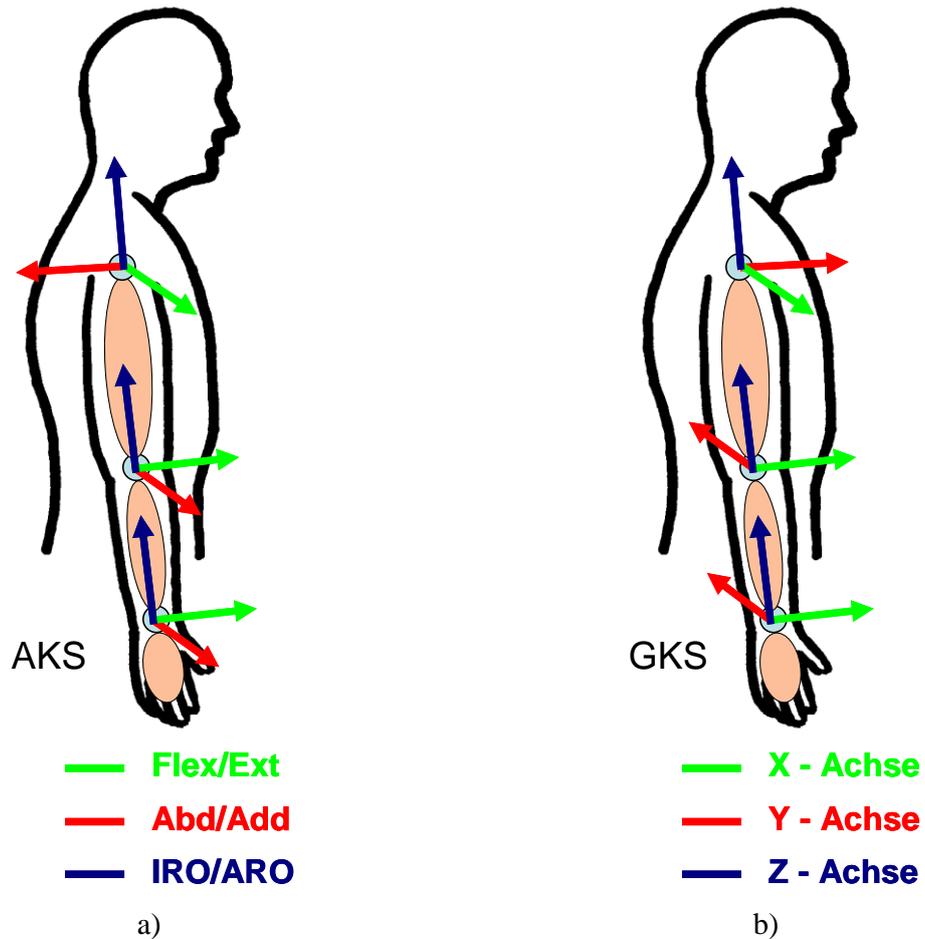


Bild 23:

Koordinatensysteme des Modells für die oberen Extremitäten:

- a) Anatomisches linkshändiges Koordinatensystem (AKS): Flexion/Extension Achse (grün), Abduktion/Adduktion Achse (rot) und Innen/Außenrotation Achse (blau).
- b) Gelenkkoordinatensystem (GKS)- rechtshändiges Koordinatensystem

Tabelle 3 zeigt die Eingangs- und Ausgangsgrößen für das kinetische Modell und deren zugehörigen Koordinatensysteme.

Tabelle 3: Eingangs- und Ausgangsgröße für das kinetische Modell und Koordinatensysteme		
Größe	Eingang/Ausgang	Koordinatensystem
Körper-Segment-Parameter	Eingang	AKS (GKS)
Gelenkwinkel	Eingang	AKS
Externe Kräfte und Drehmomente	Eingang	SKS → LKS
Gelenkkräfte	Ausgang	AKS
Gelenkdrehmomente	Ausgang	AKS

4.4.2 Rotationsmatrizen

Für eine biomechanische Beschreibung sowie die Beurteilung der Belastung der einzelnen Gelenke während der Bewegungsausführung ist es jedoch sinnvoll, die wirkenden Kräfte nicht in Laborkoordinaten, sondern in einem Gelenkkoordinatensystem zu betrachten, in dem die einzelnen Achsen mit den anatomischen Achsen der Gelenke übereinstimmen. Es wurde angenommen, dass bei der im Abschnitt 2.1.1 definierten Nullstellung alle Achsen des Schultergelenkkoordinatensystems parallel zu allen Achsen des Laborkoordinatensystems stehen. Die Gelenkkoordinatensysteme im Ellenbogen- und Handgelenk sind um 90 Grad um die Z-Achse des Schultergelenkkoordinatensystems gedreht.

Ähnlich wie bei der kinematischen Beschreibung der Bewegung, deren Ergebnis Gelenkwinkel ebenfalls in Gelenkkoordinaten sind, wurde dies durch eine Rotation des Laborkoordinatensystems in das Gelenkkoordinatensystem entsprechend der Rotationsmatrix \mathbf{R}_{Gelenk}^* erreicht. Dafür wird zuerst eine Rotationsmatrix \mathbf{R}_{Gelenk}^* berechnet, die eine Rotation des Laborkoordinatensystems (LKS) in das Gelenkkoordinatensystem (GKS) ohne Berücksichtigung der Rotationen anderer Gelenke darstellt:

$$\mathbf{R}_{Gelenk}^* = \mathbf{R}_{X_Gelenk} \cdot \mathbf{R}_{Y_Gelenk} \cdot \mathbf{R}_{Z_Gelenk}$$

\mathbf{R}_{X_Gelenk} : Rotationsmatrix für die Drehung um die X-Achse

mit $\mathbf{R}_{X_Gelenk}(\phi_X) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \phi_X & -\sin \phi_X \\ 0 & \sin \phi_X & \cos \phi_X \end{pmatrix}$

ϕ_X : Gelenkwinkel im GKS um die X- Achse:
 $\phi_X = \phi_{Flex/Ext}$

\mathbf{R}_{Y_Gelenk} : Rotationsmatrix für die Drehung um die Y-Achse

$\mathbf{R}_{Y_Gelenk}(\phi_Y) = \begin{pmatrix} \cos \phi_Y & 0 & \sin \phi_Y \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \phi_Y & 0 & \cos \phi_Y \end{pmatrix}$

ϕ_Y : Gelenkwinkel im GKS um die Y- Achse:
 $\phi_Y = -\phi_{Abd/Add}$

(19)

R_{Z_Gelenk} : Rotationsmatrix für die Drehung um die Z-Achse

$$R_{Z_Gelenk}(\phi_Z) = \begin{pmatrix} \cos \phi_Z & -\sin \phi_Z & 0 \\ \sin \phi_Z & \cos \phi_Z & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

ϕ_Z : Gelenkwinkel im GKS um die Z-Achse:
 $\phi_Z = \phi_{IRO/ARO}$

X, Y, Z : Achsen des jeweiligen Gelenkkoordinatensystems (GKS)

Gelenk : Hand- (H), Ellbogen- (E) und Schultergelenk (S)

So wird das Schultergelenk mit der folgenden Rotationsmatrix rotiert:

$$R_S = R_S^* \quad (20)$$

Die Rotationswinkel des Ellenbogengelenks sind abhängig von den Rotationswinkeln in der Schulter. Zusätzlich, folgt noch eine Rotation um 90 Grad um die Z-Achse um das Koordinatensystem in der Schulter in das Ellenbogenkoordinatensystem zu überführen:

$$R_E = R_S^* \cdot R_{Z90} \cdot R_E^* \quad (21)$$

mit R_{Z90} : Rotationsmatrix - beschreibt eine Drehung um 90° um die Z-Achse

Die Rotation im Handgelenk ist abhängig von der Position des Ellenbogengelenk und Rotationen im Handgelenk selber:

$$R_H = R_E \cdot R_H^* \quad (22)$$

4.4.3 Lineare Beschleunigungen

Zur Berechnung der Gelenkkräfte sollen die lineare Beschleunigungen jedes Segments im jeweiligen Schwerpunkt bestimmt werden.

Zuerst werden dafür die Winkelbeschleunigungen eines jeden Segments im Gelenkkoordinatensystem (GKS) berechnet:

$$\overline{\omega}_{GKS_Segment} = \begin{pmatrix} \omega_{X_Segment} \\ \omega_{Y_Segment} \\ \omega_{Z_Segment} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{d\phi_X}{dt} \\ \frac{d\phi_Y}{dt} \\ \frac{d\phi_Z}{dt} \end{pmatrix} \quad (23)$$

mit $Segment$: Hand- (h), Unterarm- (ua) und
 Oberarmsegment (oa)
 t : Zeit

Dadurch lässt sich nun die lineare Geschwindigkeit jedes Segments im jeweiligen Schwerpunkt im Gelenkkoordinatensystem (GKS) berechnen:

$$\overline{v}_{GKS_Segment_Schwerpunkt}^* = \frac{\pi}{180} \overline{\omega}_{GKS_Segment} \times \overline{r}_{p_GKS_Segment}$$

mit $\overline{v}_{GKS_Segment_Schwerpunkt}^*$: Lineare Geschwindigkeit des
 Segmentschwerpunktes
 $\overline{r}_{p_GKS_Segment}$: Abstandsvektor zwischen dem
 Schwerpunkt und dem proximalen
 Ende des Segments $Segment$ im
 Gelenkkoordinatensystem (GKS) (24)

$$\overline{r}_{p_GKS_Segment} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ \frac{(L_{Segment} - L_{d_Segment})}{100} \end{pmatrix}$$

Die lineare Geschwindigkeit im Schwerpunkt des Oberarmsegments im Laborkoordinatensystem (LKS) wird also wie folgt berechnet:

$$\overline{v}_{LKS_oa_Schwerpunkt} = \mathbf{R}_S \cdot \overline{v}_{GKS_oa_Schwerpunkt}^* \quad (25)$$

Zur Berechnung der linearen Geschwindigkeit im Schwerpunkt des Unterarms muss zunächst die lineare Geschwindigkeit des distalen Oberarmsegmentende bestimmt werden:

$$\vec{v}_{GKS_oa_distal} = \frac{\pi}{180} \vec{\omega}_{GKS_oa} \times \vec{r}_{GKS_oa}$$

\vec{r}_{GKS_oa} : Abstandsvektor zwischen dem distalen und dem proximalen Oberarmsegmentende im Gelenkkoordinatensystem (GKS)

mit

$$\vec{r}_{GKS_oa} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ \frac{L_{oa}}{100} \end{pmatrix}$$
(26)

Diese lässt sich nun mittels Rotationsmatrix ins Laborkoordinatensystem (LKS) transformieren:

$$\vec{v}_{LKS_oa_distal} = \mathbf{R}_S \cdot \vec{v}_{GKS_oa_distal}$$
(27)

Aus dieser Größe kann nun ebenfalls die lineare Geschwindigkeit im Schwerpunkt des Unterarmsegments im Laborkoordinatensystem (LKS) ermittelt werden:

$$\vec{v}_{LKS_ua_Schwerpunkt} = \vec{v}_{LKS_oa_distal} + \mathbf{R}_E \cdot \vec{v}_{GKS_ua_Schwerpunkt}^*$$
(28)

Analog wird die lineare Geschwindigkeit im Handsegment im Laborkoordinatensystem hergeleitet:

$$\vec{v}_{GKS_ua_distal} = \frac{\pi}{180} \vec{\omega}_{GKS_ua} \times \vec{r}_{GKS_ua}$$

\vec{r}_{GKS_ua} : Abstandsvektor zwischen dem distalen und dem proximalen Unterarmsegmentende im Gelenkkoordinatensystem (GKS)

mit

$$\vec{r}_{GKS_ua} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ \frac{L_{ua}}{100} \end{pmatrix}$$
(29)

$$\vec{v}_{LKS_ua_distal} = \mathbf{R}_S \cdot \vec{v}_{GKS_ua_distal}$$
(30)

$$\vec{v}_{LKS_h_Schwerpunkt} = \vec{v}_{LKS_oa_distal} + \vec{v}_{LKS_ua_distal} + \mathbf{R}_H \cdot \vec{v}_{GKS_h_Schwerpunkt}^*$$
(31)

Die lineare Beschleunigungen im Schwerpunkt lassen sich nun durch die Ableitung jeweiliger linearen Geschwindigkeit bestimmen:

$$\vec{a}_{LKS_Segment_Schwerpunkt} = \begin{pmatrix} a_{x_LKS_Segment} \\ a_{y_LKS_Segment} \\ a_{z_LKS_Segment} \end{pmatrix} = \frac{d(\vec{v}_{LKS_Segment_Schwerpunkt})}{dt} \quad (32)$$

mit x, y, z : Achsen des Laborkoordinatensystems (LKS)

4.4.4 Gelenkkräfte

Wenn alle linearen Beschleunigungen im Schwerpunkt im Laborkoordinatensystem (LKS) bekannt sind, lassen sich die im Hand-, Ellbogen- und Schultergelenk wirkenden Gelenkkräfte im Laborkoordinatensystem (LKS) entsprechend Formel 3 berechnen.

Unter der Annahme, dass die externe Kraft annähernd im Schwerpunkt des Handsegments wirkt, berechnet sich die Kraft im Handgelenk im Laborkoordinatensystem (LKS) über die Newtonsche Gleichung aus Formel 3 wie folgt:

$$\vec{F}_{LKS_H} = \vec{F}_{ext_LKS} + m_h \cdot \vec{g} - m_h \cdot \vec{a}_{LKS_h_Schwerpunkt}$$

\vec{F}_{LKS_Gelenk} : Gesamtwirkende Kraft im Gelenk
Gelenk im Laborkoordinatensystem

mit $\vec{F}_{LKS_Gelenk} = \begin{pmatrix} F_{x_Gelenk} \\ F_{y_Gelenk} \\ F_{z_Gelenk} \end{pmatrix}$

\vec{F}_{ext_LKS} : Externe Kraft im LKS

$m_{Segment}$: Masse des Segments *Segment*

\vec{g} : Gravitationsbeschleunigung in LKS

$$\vec{g} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ -9.81 \end{pmatrix}$$

$\vec{a}_{LKS_h_Schwerpunkt}$: Lineare Beschleunigung des Handsegmenteschwerpunktes in LKS

(33)

Die gesamtwirkende Kraft im Ellbogengelenk im LKS ergibt sich damit zu:

$$\vec{F}_{LKS_E} = \vec{F}_{LKS_H} + m_{ua} \cdot \vec{g} - m_{ua} \cdot \vec{a}_{LKS_ua_Schwerpunkt} \quad (34)$$

Die Gelenkkraft in der Schulter im LKS ist dann somit durch gegeben:

$$\vec{F}_{LKS_S} = \vec{F}_{LKS_E} + m_{oa} \cdot \vec{g} - m_{oa} \cdot \vec{a}_{LKS_oa_Schwerpunkt} \quad (35)$$

Anhand in dem Abschnitt 0 berechneten Rotationsmatrizen lassen sich die Gelenkkräfte nun in die Gelenkkoordinatensysteme überführen:

$$\overline{\mathbf{F}}_{GKS_H} = \mathbf{R}_H^T \cdot \overline{\mathbf{F}}_{ext_LKS} + m_h \cdot (\mathbf{R}_H^T \cdot \vec{g}) - m_h \cdot (\mathbf{R}_H^T \cdot \vec{a}_{LKS_h_Schwerpunkt}) \quad (36)$$

mit \mathbf{R}_H^T : Transponierte Matrix \mathbf{R}_H

$$\overline{\mathbf{F}}_{GKS_E} = \overline{\mathbf{F}}_{GKS_H} + m_{ua} \cdot (\mathbf{R}_E^T \cdot \vec{g}) - m_{ua} \cdot (\mathbf{R}_E^T \cdot \vec{a}_{LKS_ua_Schwerpunkt}) \quad (37)$$

mit \mathbf{R}_E^T : Transponierte Matrix \mathbf{R}_E

$$\overline{\mathbf{F}}_{GKS_S} = \overline{\mathbf{F}}_{GKS_E} + m_{oa} \cdot (\mathbf{R}_S^T \cdot \vec{g}) - m_{oa} \cdot (\mathbf{R}_S^T \cdot \vec{a}_{LKS_oa_Schwerpunkt}) \quad (38)$$

mit \mathbf{R}_S^T : Transponierte Matrix \mathbf{R}_S

Dadurch wiederum lassen sich letztendlich die Gelenkkräfte im anatomischen Koordinatensystem (AKS) berechnen:

$$\overline{\mathbf{F}}_{AKS_Gelenk} = \begin{pmatrix} \overline{\mathbf{F}}_{Flex/Ext_Gelenk} \\ \overline{\mathbf{F}}_{Abd/Add_Gelenk} \\ \overline{\mathbf{F}}_{IRO/ARO_Gelenk} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 \\ -1 \\ 1 \end{pmatrix} \overline{\mathbf{F}}_{GKS_Gelenk} \quad (39)$$

mit $\overline{\mathbf{F}}_{AKS_Gelenk}$: Gelenkkraft im anatomischen Koordinatensystem (AKS)

4.4.5 Gelenkdrehmomente

Neben den translatorisch wirkenden Kräften spielen für die Beurteilung der Belastung eines Gelenkes und insbesondere der das Gelenk umgebenden Muskulatur die wirkenden Drehmomente um die anatomischen Achsen eine bedeutende Rolle. Diese wurden im kinetischen biomechanischen Modell entsprechend der Eulergleichung 4 in Gelenkkoordinaten wie folgt berücksichtigt:

$$\vec{M}_{GKS_H} = \mathbf{R}_H^T \cdot \vec{M}_{ext_LKS} - \vec{r}_{p_GKS_h} \times \vec{F}_{GKS_H} - \frac{d(I_h \cdot \vec{\omega}_{GKS_h})}{dt}$$

\vec{M}_{GKS_Gelenk} : Gesamtwirkendes Drehmoment im Gelenk *Gelenk*

mit

$$\vec{M}_{GKS_Gelenk} = \begin{pmatrix} \vec{M}_{X_GKS_Gelenk} \\ \vec{M}_{Y_GKS_Gelenk} \\ \vec{M}_{Z_GKS_Gelenk} \end{pmatrix}$$

$$\vec{M}_{ext_LKS} : \text{Externes Drehmoment im Laborkoordinatensystem (LKS)} \quad (40)$$

$$I_{Segment} : \text{Trägheitstensor des Segments } Segment$$

$$I_{Segment} = \begin{pmatrix} I_{a_Segment} & 0 & 0 \\ 0 & I_{m_Segment} & 0 \\ 0 & 0 & I_{l_Segment} \end{pmatrix}$$

$I_{a_Segment}$: Trägheitsmoment um die anteroposteriore,
 $I_{m_Segment}$: mediolaterale,
 $I_{l_Segment}$: longitudinale Achse des Segments

$$\vec{M}_{GKS_E} = \vec{M}_{GKS_H} + \vec{r}_{d_GKS_ua} \times \vec{F}_{GKS_H} - \vec{r}_{p_GKS_ua} \times \vec{F}_{GKS_E} - \frac{d(I_{ua} \cdot \vec{\omega}_{GKS_ua})}{dt}$$

$\vec{r}_{d_GKS_Segment}$: Abstandsvektor zwischen dem Schwerpunkt und dem distalen Ende des Segments *Segment* im Gelenkkoordinatensystem (GKS) (41)

mit

$$\vec{r}_{d_GKS_Segment} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ -L_{d_Segment} \end{pmatrix}$$

$$\vec{M}_{GKS_S} = \vec{M}_{GKS_E} + \vec{r}_{d_GKS_oa} \times \vec{F}_{GKS_E} - \vec{r}_{p_GKS_oa} \times \vec{F}_{GKS_S} - \frac{d(I_{oa} \cdot \vec{\omega}_{GKS_oa})}{dt} \quad (42)$$

Das anatomische Koordinatensystem wurde bei den Drehmomenten jeweils so gewählt, dass bei einem positiven Gelenkwinkel auch ein positives Drehmoment herrscht. Dadurch wird die klinische Bedeutung einzelner Drehmomente besser herausgestellt.

$$\vec{M}_{AKS_Gelenk} = \begin{pmatrix} \vec{M}_{Flex/Ext_Gelenk} \\ \vec{M}_{Abd/Add_Gelenk} \\ \vec{M}_{IRO/ARO_Gelenk} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -1 \\ 1 \\ -1 \end{pmatrix} \vec{M}_{GKS_Gelenk} \quad (43)$$

mit $\overline{M}_{AKS_Gelenk}$: Gelenkdrehmoment im
anatomischen Koordinatensystem
(AKS)

Bei der Herleitung der Kräfte und Momente wurde davon ausgegangen, dass es sich bei den Koordinatensystem um Inertialsysteme handelt, die sich gleichförmig bewegen. Bei menschlichen Bewegungen rotieren die Gelenkkkoordinatensysteme jedoch zu einander und stellen somit keine Inertialsysteme dar. Hierdurch treten Scheinkräfte auf, die gegebenenfalls bei der Berechnung der Gelenkwirksamen Kräfte mit berücksichtigt werden müssen.

In Anhang A wird die Größe dieser Scheinkräfte und ihr Anteile an der resultierenden Gelenkkraft für Alltagsbewegungen der oberen Extremität abgeschätzt. Die Berechnungen zeigen dass der Fehler, der durch eine Vernachlässigung der Scheinkräfte entsteht, unter 2% der gesamten Gelenkkraft liegt. Daher können die Newton-Euler Gleichungen für Inertial-Systeme als zulässige Vereinfachung im Rahmen dieser Arbeit angesehen werden.

4.5 Muskulatur und Biomechanik

Einen wesentlichen Bestandteil der Biomechanik der menschlichen Bewegung stellt die Tatsache dar, dass im Gleichgewicht alle an einem Gelenk wirkenden Drehmomente durch die Muskulatur kompensiert werden müssen. Das muskuläre Koordinationsmuster einer Bewegung ist daher so ausgelegt, dass das von der Muskulatur in einem Gelenk initiierte Drehmoment die gewünschte Bewegung herbeiführt. Es gibt daher einen engen Zusammenhang zwischen dem muskulären Koordinationsmuster und den mittels des biomechanischen Modells berechneten Drehmomenten.

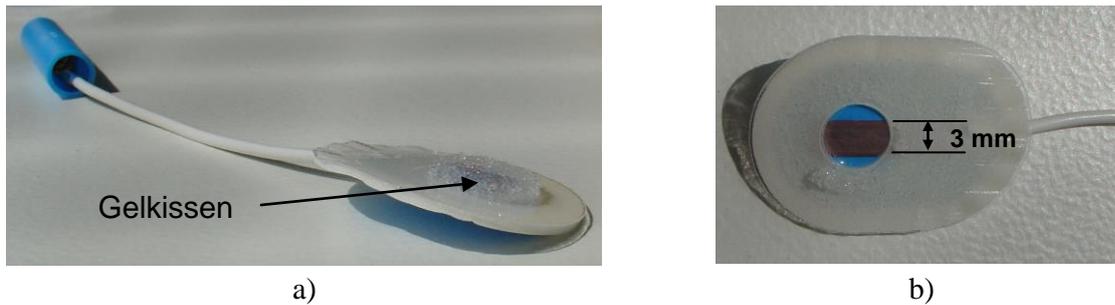
Synchron zur dreidimensionalen Erfassung der Bewegung muss eine Ableitung des Oberflächen-EMGs aller primär an der Bewegung beteiligten Muskeln erfolgen, um deren Aktivitätsmuster in Hinblick auf die muskuläre Koordination und die ausgeführte Bewegung beurteilen zu können. Bei der Ableitung der Elektromyogramme ist insbesondere die Einhaltung der im Rahmen des Projekts SENIAM ausgearbeiteten Richtlinien sicherzustellen, um eine zuverlässige Messung des Oberflächen-EMGs gewährleisten zu können [Hermens 1997, Hermens 1999, Hermens 2000, Stegeman 1999]. Die Richtlinien umfassen u.a. Anweisungen zur korrekten und reproduzierbaren Klebung der Ableit-Elektroden über den

jeweiligen Muskeln, welche zur Erzielung von inter- und intraindividuell vergleichbaren Ergebnissen unabdingbar ist.

4.5.1 Ableitung der Oberflächen Elektromyogramme

Zur Erfassung der muskulären Aktivität wird die nicht-invasive, konventionelle Oberflächen-Elektromyographie verwendet. Dabei können die Summenpotentiale vieler gleichzeitig aktiver motorischer Einheiten und somit die integrale elektrische Aktivität eines Muskels erfasst werden [Basmajian 1985, Merletti 1989]. Deswegen liegt das Hauptanwendungsgebiet des Verfahrens in der Untersuchung des zeitlichen Aktivitätsmusters einzelner Muskeln oder des zeitlichen Zusammenspiels bei ganzen Muskelgruppen.

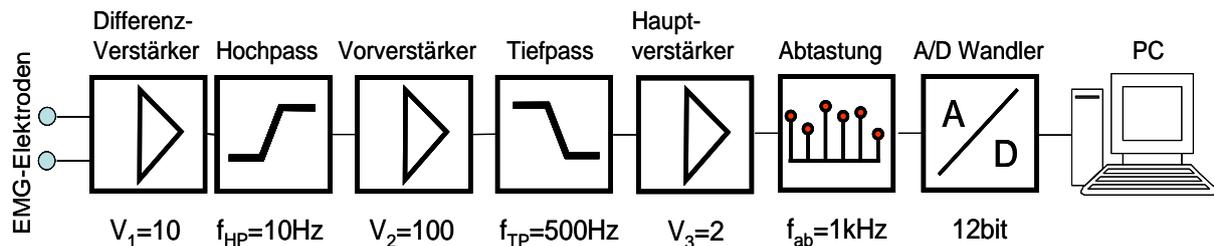
Bei der bipolaren EMG-Ableitung werden zwei nebeneinander liegende Elektroden auf die Haut oberhalb des untersuchten Muskels befestigt. Eine dritte Elektrode wird als gemeinsame Masse an einer elektrisch neutralen Position auf dem Körper (beispielsweise oberhalb des Wirbels C7) platziert. Um die Elektroden richtig zu platzieren und die Reproduzierbarkeit ihrer Klebung zu verbessern, wurden im Rahmen des EU-Projektes SENIAM (surface EMG for non-invasive assessment of muscles) Empfehlungen für die Platzierung der Elektroden anhand von einfach ertastbaren knöchernen Strukturen entwickelt [Hermens 1997, Hermens 1999]. Dabei wird die Position des Mittelpunkts zwischen den beiden Elektrodenflächen bei bipolarer Ableitung gegeben. Die verwendeten Ag/AgCl Elektroden (Bild 24) liegen bei der Ableitung jeweils quer zur Muskelfaserrichtung. Die bipolare, paarweise Elektroden-Anordnung erfolgt längs zur Faserrichtung. Gemäß den Empfehlungen des SENIAM-Projekts soll die Elektrodenbreite in Längsrichtung der Muskelfasern 10mm nicht überschreiten [Hermens 1999, Stegeman 1999]. Die im Rahmen dieser Arbeit verwendeten Elektroden weisen eine aktive Breite von 3mm auf (Bild 24). Der jeweilige Abstand zwischen den beiden Elektroden eines Ableitortes wurde gemäß den SENIAM-Empfehlungen zu 2 cm gewählt. Für alle im Rahmen der Arbeit durchgeführten Messungen wurden Einweg-Elektroden des Herstellers „blue sensor“ (Typ N1-A) mit Gelkissen genutzt (Bild 24).

**Bild 24:**

- a) Verwendete Oberflächen-Elektroden mit Gelkissen.
- b) Ag/AgCl-Elektrode mit entferntem Gelkissen [Meinecke 2006].

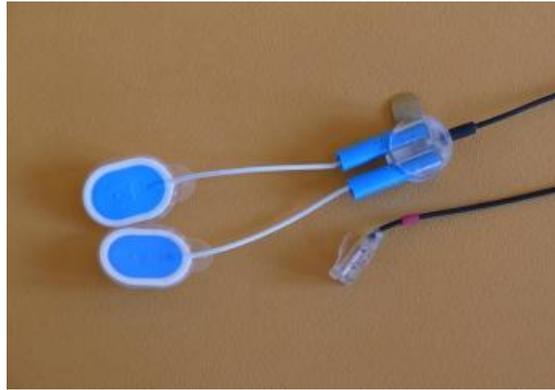
4.5.2 Auslegung der Messkette

Die Messkette (Bild 25) beginnt mit zwei, auf der Haut über den zu untersuchten Muskel befestigten, im Abschnitt 4.5.1 beschriebenen Oberflächenelektroden. Um Gleichtaktspannungen zu unterdrücken, wird ein Differenzverstärker (Verstärkungsfaktor $V_1 = 10$) verwendet.

**Bild 25:**

Vollständige Messkette zur kabelgebundenen Ableitung des EMG-Signals.

Der Verstärker soll möglichst nah am Ableitort mit den Elektroden verbunden sein (Bild 26), damit Störsignale, die in der Verkabelung zwischen Elektroden und Verstärker einkoppeln können, minimiert werden. Zusätzlich empfiehlt sich eine Befestigung der Differenzverstärker am Körper, um Bewegungsartefakte zu minimieren.

**Bild 26:**

Elektrodenanordnung zur bipolaren Ableitung des Oberflächen-EMGs mit Differenz-Vorverstärker und Anschlusskabel.

Das Signal des Differenzverstärkers wird an eine zweite Vorverstärkereinheit (Verstärkungsfaktor $V_2 = 100$), welche sich an einem am Probanden befestigten Gurt befindet, weitergeleitet. Der Vorverstärker verfügt über einen integrierten Hochpassfilter mit einer Grenzfrequenz von 10 Hz. Auf diese Weise werden niederfrequente Schwankungen des Signals (z.B. Basislinienschwankungen durch Atemartefakte) herausgefiltert. Die wesentlichen Frequenzanteile des EMGs (von etwa 10-250 Hz) bleiben jedoch erhalten. Die Signale werden weiter zum Hauptverstärker (Verstärkungsfaktor $V_3 = 2$) geleitet. Die Gesamtverstärkung des Signals beträgt somit $V_{ges.} = V_1 \cdot V_2 \cdot V_3 = 2000$. Die so verstärkten Signale werden anschließend durch einen Tiefpass gefiltert (Grenzfrequenz von 500 Hz), um Aliasing-Effekte bei der anschließenden Digitalisierung zu vermeiden. Im letzten Schritt der Messkette werden die Signale mit einer Frequenz von 2000 Hz abgetastet mit 2^{12} Quantisierungsstufen. Bei einer Eingangsspannung des A/D-Wandlers von ± 5 Volt entspräche dies einer Auflösung von:

$$Auflösung_{EMG} = \frac{10V}{2^{12}} = 0.00244V, \quad (44)$$

Die Auflösung des A/D-Wandlers sollte daher 12 Bit nicht unterschreiten, um eine adäquate Quantisierung des EMG-Signals zu gewährleisten.

4.5.3 EMG-Signalverarbeitung

Das aufgenommene EMG-Signal (Bild 27a) enthält Informationen der muskulären Aktivität, die jedoch noch nicht direkt für eine quantitative Datenanalyse geeignet sind. Deswegen ist Verarbeitung der aufgenommenen Signale erforderlich.

Der erste Verarbeitungsschritt des EMG-Signals ist die Gleichrichtung (Bild 27b). Bei der Gleichrichtung gibt es beiden Möglichkeiten der Einweg- und der Zweiweggleichrichtung. Im Unterschied zur Einweggleichrichtung, bei der die negativen Signalanteile unterdrückt werden, wird bei der Zweiweggleichrichtung der Betrag des Signals betrachtet. Dazu werden die negativen Signalanteile an der x-Achse gespiegelt [Hermens 1999, Basmajian 1985]. Um möglichst wenige Signalinformationen zu verlieren, ist die Zweiweggleichrichtung das bessere der beiden Verfahren und erhöht damit auch die statistische Sicherheit.

Durch das Glätten der steilen Amplitudenspitzen wird die Hüllkurve des Signals bestimmt. Grundlegend sind zwei Algorithmen zur Glättung etabliert: *Moving Average* und *Root Mean Square* (RMS) [Hermens 1999, Basmajian 1985]. Im Rahmen dieser Arbeit wurde der *Moving Average* Algorithmus gewählt, da so auch auf schnelle Amplitudenänderungen reagiert werden kann. Der zur Glättung des EMG-Signals verwendete *Moving Average* Algorithmus wird auch *Gleitendes Mittel* genannt und basiert auf der Definition eines Zeitfensters der Länge L_{fenster} , bei dem die zu berechnenden Signalwerte durch die Mittelung der vom Zeitfenster umschlossenen Signalwerte bestimmt werden. Wird der Algorithmus auf gleichgerichtete Signale angewandt, spricht man vom sogenannten *Average Rectified Value* (Bild 27c). Nach SENIAM [Hermens 1999] wird empfohlen, dass das erforderliche Zeitfenster eine Dauer von 25 bis 50 ms für schnelle Bewegungen und bis von 100 bis 200 ms für langsame Bewegungen haben sollte. Da in dieser Arbeit langsame Bewegungen untersucht wurden (Abschnitt 5.1.4), ist eine Fensterlänge von 100 ms ausgewählt worden. Die Amplitude der nach dem *Moving Average* Algorithmus geglätteten elektromyographischen Aktivität (EA) variiert erheblich bei Messwiederholungen unter gleichen Bedingungen, also bei gleichen Personen, bei Messwerten aus verschiedenen Versuchen und nach erneuter Elektrodenapplikation. Intermuskuläre Vergleiche sind ebenfalls mit der elektromyographischen Aktivität nicht möglich. Somit wird eine Normierung der EA-Werte erforderlich.

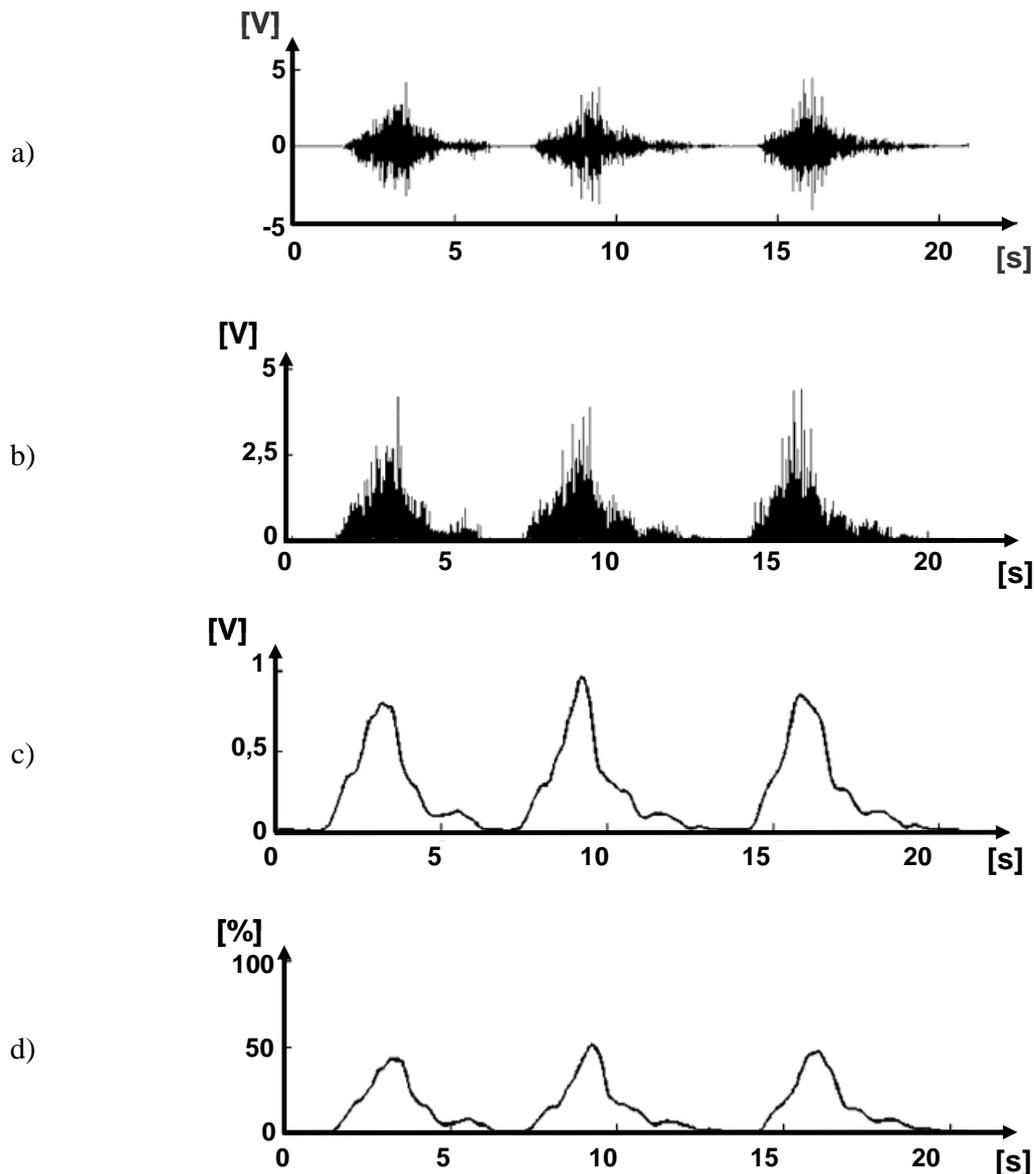


Bild 27:

EMG-Signalverarbeitung:

- a) Das aufgenommene EMG-Signal
- b) Das gleichgerichtete EMG-Signal
- c) Das geglättete EMG-Signal mittels Moving Average Algorithmus
- d) Das amplitudennormierte EMG-Signal

Der Zusammenhang zwischen Kraftaufwand und Aktivität wurde durch eine Maximalkraftmessung bestimmt. Das Verfahren, das im Englischen mit *Maximum Voluntary Contraction* (MVC) bezeichnet wird, erlaubt die Messung der maximal möglichen Kraft des Muskels. Die durch die Maximalkraftmessung erhaltenen Signalwerte werden gleichgerichtet und geglättet. Aus dem geglätteten Signal wird die maximale Amplitude des betrachteten Muskels extrahiert. Dieser Wert dient im folgenden als Normierungsgröße für diesen Muskel. Werden die so ermittelten Normierungsgrößen auf die zu analysierenden EMG-Signale der entsprechenden Muskeln angewandt, ergibt sich ein prozentuales Maß für die Aktivität jedes Muskels bezüglich

seines jeweiligen Maximums. Das resultierende Signal (Bild 27d) wird *standardisierte elektromyographische Aktivität* (sEA) eines Muskels genannt.

4.5.4 Messtechnische Realisierung

4.5.4.1 Messkette des Gesamtsystems

Die Bild 28 stellt die vollständige Messkette des Gesamtsystems, ausgehend von den Sensoren bis hin zur Speicherung der digitalisierten Daten im Rechnersystem (PC), dar. Eine Messung beginnt mit dem Start des Vicon-Systems. Die Kamerasignale werden mit der 50Hz abgetastet und mit einem A/D-Wandler mit der Auflösung von 12bit digitalisiert und an den PC übertragen. Gleichzeitig wird die Messung der EMG-Signale gestartet, da diese über einen analogen Eingang des Vicon-System zeitlich synchron gemessen werden. Die Messkette zur Ableitung der EMG-Signale wurde im Abschnitt 4.5.2 beschrieben. Danach muss die Kraft-Feedback-Software manuell gestartet werden, die den Start der Roboterbewegung und der Sensoraufnahme initialisiert. Die Messkette für die Aufnahme der Kräfte und Drehmomente wurde im Abschnitt 4.3.2.2 beschrieben.

Für die Auswertung der Daten ist es nötig, dass alle mit dem Gesamtsystem gemessene zeitlich veränderte Signale synchron aufgenommen sind. Eine automatische Synchronisierung der Kraftaufnahme und der Roboterbewegung findet in Kraft-Feedback-Software statt. Die durch das Vicon System erfassten Markerpositionen und EMG-Signale werden durch das Vicon System automatisch synchronisiert. Die Synchronisierung des Vicon Systems und der Sensordaten wurde nicht automatisch realisiert. Dafür wurde ein Marker an den Roboter-Endeffektor befestigt und seine Bewegung mit dem Vicon System aufgenommen. Die mit dem Vicon System erfassten Daten, Markerpositionen und EMG-Signale werden anhand der Position dieser an dem Roboter befestigten Marker manuell zugeschnitten. Dabei wurde nur der Bereich verwendet, in dem sich der Robotermarker und damit auch der Roboter translatorisch bewegte. Damit wird die Synchronisierung aller gemessenen Signale gewährleistet.

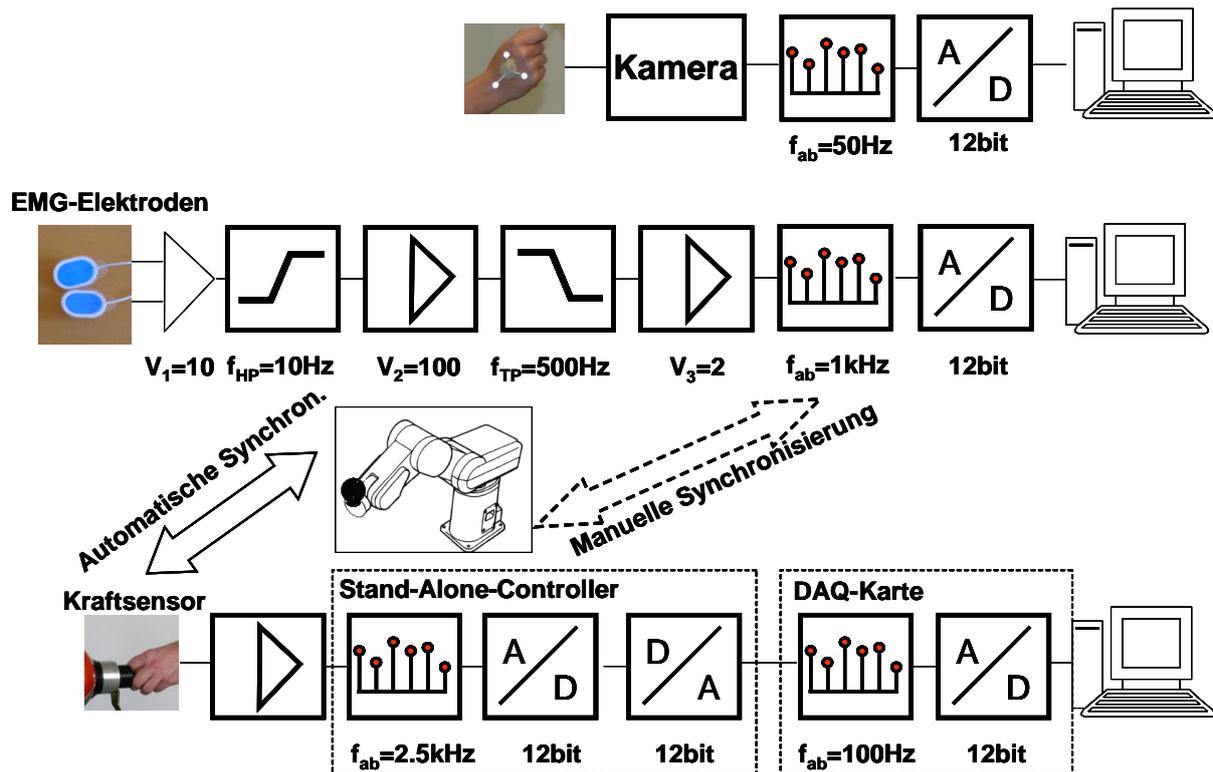


Bild 28:

Vollständige Messkette zur Messung der aufgebrachtten Kräfte, dreidimensionaler Markertrajektorien und oberflächen EMG. Dargestellt sind die Messverstärker mit den jeweiligen Verstärkungsfaktoren (V_1 , V_2 , V_3), Hoch- und Tiefpass Filter mit der jeweilige Grenzfrequenzen (f_{HP} und f_{LP}), Abtastfrequenzen (f_{ab}) und die Auflösung des A/D bzw. D/A Wandlers in bit. Die zeitliche Synchronisation zwischen den Kraftsignalen und Roboterbewegung wurde automatisch in der Feedback-Software realisiert. Die Synchronisation zwischen Sensorsignalen und Vicon Daten wurde manuell realisiert.

Da die Abtastraten verwendeten Messsysteme nicht gleich sind, liegen die Daten mit einer unterschiedlichen Anzahl von Samples vor. Da somit die Daten zeitlich nicht gleich skaliert sind, werden alle Signale auf 100 Prozent der Bewegung normiert. Zusätzlich werden die Kraftsensordaten downsampled, das heisst, jede zweite Sample wurde für die Berechnung der Gelenkräfte und -drehmomente genommen, um die unterschiedlichen Abtastraten zwischen dem Vicon System (50Hz) und dem Kraftsensor (100Hz) auszugleichen. Auf diese Weise haben alle, für das Modell benötigte Eingangsgröße gleiche Anzahl von Samples.

Die für diese Arbeit benötigten Softwaremodule wurden unter Matlab bzw. Matlab/Simulink (*MathWorks*) entwickelt und implementiert. Dabei wurden folgende Software-Komponente verwendet: ein Software-System zur Bestimmung der Gelenkwinkel nach Schmidt [Schmidt 2000], ein im Rahmen dieser Arbeit entwickeltes Kraft-Feedback System zur Erhöhung der Reproduzierbarkeit externer Kräfte [Gehrke 2005], welche auch die Kommunikation und

Steuerung des Roboters übernimmt, ein System zur EMG Verarbeitung, sowie ein System zur Berechnung der Gelenkkräfte und –momente (ein Teil des Simulink Modells ist exemplarisch im Anhang B gegeben).

4.5.4.2 Fehlerabschätzung

Die Genauigkeit, bzw. Auflösung des jeweiligen Systems wurde in der Beschreibung des Systems gegeben und im Abschnitten 2.2.1.1, 4.3.1 und 4.5.2 belegt. Eine Schwierigkeit im Messaufbau war die Notwendigkeit einer manuellen Synchronisierung des Vicon Systems und dem Kraftaufnehmer, da eine Möglichkeit zur automatischen Synchronisierung nicht gegeben war. Die Vicon Daten werden anhand der Bewegung des an dem Roboter Endeffektor befestigten Marker zugeschnitten. Die Daten sollten idealerweise gleich lang wie die Roboterbewegung sein. Die Genauigkeit des Ausschneidens ist auf Grund der Abtastrate ein Frame, welches 0.02 Sekunden lang ist, begrenzt. Je langsamer sich der Roboter bewegt, desto größer ist der Ausschneidefehler, da bei einer kleineren Geschwindigkeit des Roboters der Marker auf dem Roboterendeffektor eine größere Zeit benötigt, um eine Strecke im Raum zurückzulegen, die größer ist als das örtliche Messrauschen des Vicon Systems. Mit einem Markerpositionsrauschen von maximal 0.07 mm, soll die Robotergeschwindigkeit größer als 0.35 mm/s sein damit eine Positionsänderung zwischen zwei Frames größer als das maximale Messrauschen ist. Da die Geschwindigkeit des Roboters auf mindestens 70mm/s festgelegt wurde, ist das Zuschneiden auf ein Frame genau hinreichend, um eine zeitliche Synchronität sicherzustellen.

5 Validierung des kinetischen Modells

Das kinetische Modell wird bei physiologischen und pathologischen Bewegungen der oberen Extremität theoretisch und experimentell validiert. Danach wird die Vorgehensweise zusätzlich auf die untere Extremität erweitert.

5.1 Physiologische Bewegungen der oberen Extremität

Vor der klinischen Validierung des Modells an Patienten wurden zunächst modellbasierte Simulationen und experimentelle Untersuchungen der physiologischen Bewegung der oberen Extremität durchgeführt, um die kinetischen Muster gesunder Probanden festzulegen.

Dabei wurden synthetisch generierte Gelenkwinkel als Eingang für das kinetische Modell benutzt. Die Körper-Segment-Parameter wurden aus den durchschnittlichen anthropometrischen Daten ($H=172.8\text{cm}$, $G=68.9\text{kg}$, $L_{\text{hand}}=18\text{cm}$, $L_{\text{ua}}=26.8\text{cm}$ und $L_{\text{oa}}=29.2\text{cm}$) der im Abschnitt 5.1.4 beschriebenen Messungen gesunder Probanden (75% Frauen) nach *Tabelle 2* (für Frauen) berechnet. Als Ausgabe des Modells wurden die Kräfte und Drehmomente in jedem Gelenk der oberen Extremität berechnet.

5.1.1 Modellbasierte Untersuchung der Kinetik der Flexionsbewegung der Schulter

Für die Untersuchung der physiologischen Bewegung wurde im Rahmen dieser Arbeit die Flexion/Extension im Schultergelenk, als eine Bewegung ausgewählt, die sehr häufig in Alltagsbewegungen vorkommt.

Als Startposition wurde die Nullstellung festgelegt, in der alle Gelenkwinkel Null sind. Der gesamte Bewegungsumfang in der Flexion/Extension Gelenkachse wurde durch eine Flexion bis 180 Grad bis zur Extension von 50 Grad simuliert. Diese Bewegung wurde über folgender sinusförmigen Funktion simuliert (Bild 29):

$$\phi_{Flex/Ext}(t) = 65 + 115 \cdot \sin(2\pi f \cdot t + 1,81\pi)$$

mit $f = \frac{1}{T}$: Frequenz (45)

$T = 6,5s$: Periodendauer

Die Periodendauer von 6,5 Sekunden entspricht etwa der Zeit, die die Probanden durchschnittlich für die Ausführung einer solchen Bewegung brauchen.

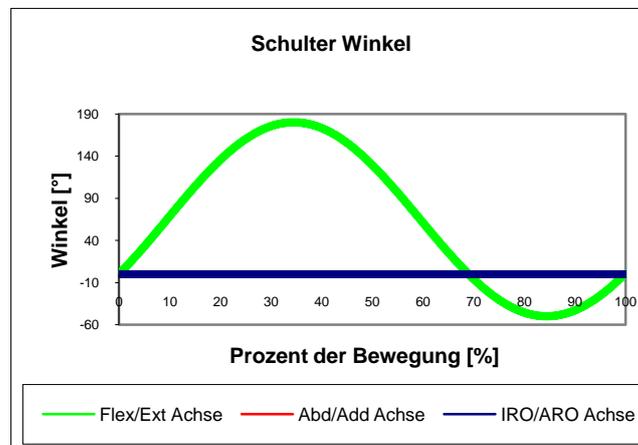


Bild 29:

Simulation der physiologischen Bewegung: Flexion/Extension Winkel in der Schulter

Die Winkel im Schultergelenk im Schulterkoordinatensystem sind:

$$\begin{aligned} \phi_X(t) &= \phi_{Flex/Ext}(t); & \phi_Y(t) &= -\phi_{Abd/Add}(t) = 0; \\ \phi_Z(t) &= \phi_{IRO/ARO}(t) = 0 \end{aligned} \quad (46)$$

Durch das im Abschnitt 4.4 dargestellte Modell wurden die Gelenkkräfte und Drehmomente im Schulter-, Ellenbogen- und Handgelenk berechnet.

Im Rahmen dieser Arbeit werden jedoch lediglich die Flexion im Schulter vorgestellt. Diese Simulationen dienen nicht nur zur Validierung des Modells, sondern auch zur Festlegung der kinetischen Muster für verschiedene Bewegungen, was wichtig für einer Erkennung einer Pathologie ist.

Die Ergebnisse werden im Abschnitt 7.3 dargestellt und beschrieben.

5.1.2 Auswirkungen einer zusätzlichen externen Kraft auf die Kinetik der oberen Extremität

Die Simulationen der physiologischen Bewegung sind besonders für die Festlegung der kinetischen Muster in Abhängigkeit von der Bewegung und externen Kräften von Bedeutung. Erst wenn man versteht, welche Bewegungen beziehungsweise externe Kräfte zur welchen Veränderungen der Gelenkkräfte und Drehmomente führen, kann eine Pathologie in der Kinetik erkannt werden.

Zur Untersuchung des Einflusses von externen Kräften auf die Gelenkkräfte und Drehmomente wurde eine weitere Simulation durchgeführt, bei der eine zusätzliche, externe, vertikal wirkende Kraft von 0N bis 30N in Stufen von jeweils 10N in beiden Richtungen auf das System aufgeprägt wurde. Die vertikale Richtung wurde dabei gewählt, da in dieser Richtung auch die Gewichtskraft wirkt, und daher von größerer Bedeutung ist als die anderen beiden Richtungen. Als Bewegung wurde wieder die oben beschriebene Flexionbewegung des Schultergelenks (Bild 29) benutzt.

Die Ergebnisse werden im Abschnitt 7.4 dargestellt und beschrieben.

5.1.3 Auswirkung der Gravitation und Segmentgeschwindigkeit auf die Drehmomente der oberen Extremität

Die im oberen Abschnitt beschriebenen Drehmoment-Muster sind nicht nur von den Gelenkwinkeln und externen Belastungen, sondern auch von der Gravitationsbeschleunigung und Segmentgeschwindigkeit abhängig. Daher soll zunächst eine Simulation zur Bestimmung des durch die Gravitationsbeschleunigung entstehenden Drehmomentanteils ohne externe Belastungen durchgeführt werden. Diese soll zeigen, wie groß der Einfluss der Gravitation im

Vergleich zur Segmentgeschwindigkeit auf das Drehmoment im Schultergelenk bei einer Flexionsbewegung ist.

Dazu wurde eine Schulterflexion von 35 bis 85 Grad über folgender sinusförmigen Funktion simuliert:

$$\begin{aligned} \phi_{Flex/Ext} &= 60 + 25 \cdot \sin(2\pi f \cdot t + 0,5\pi) \\ \text{mit } T &= 6,5s \quad : \text{ Periodendauer} \end{aligned} \quad (47)$$

Zuerst wurde das Drehmoment in der Flexionsachse der Schulter bei Einwirkung der Gravitationsbeschleunigung simuliert und danach wurde das Drehmoment ohne Gravitationsbeschleunigung ($g=0 \text{ m/s}^2$) berechnet.

Um die Auswirkungen der Segmentgeschwindigkeit auf das Drehmoment im Schultergelenk näher zu untersuchen, soll zusätzlich das gesamte Drehmoment im Schultergelenk des oben beschriebenen Winkelablaufs für Periodendauern von 1, 2, 3, 6 und 9 Sekunden berechnet werden.

Die Ergebnisse werden im Abschnitt 7.5 dargestellt und beschrieben.

5.1.4 Experimentelle Bestimmung der wirkenden Drehmomente bei einer Flexionsbewegung der Schulter

Zunächst wurden das Messsystem und das entwickelte Model experimentell an gesunden Probanden validiert. Dabei wurde die klinische Bedeutung der berechneten Gelenkdrehmomenten im Zusammenhang mit den während der Bewegung gemessenen EMG-Signalen untersucht.

Fünfzehn Probanden ohne Bewegungseinschränkung der oberen Extremität im Alter von 23.8 ± 3.1 Jahre nahmen an der Untersuchung teil. Die anthropometrischen Daten wurden vermessen und ihre Körper-Segment-Parameter nach der *Tabelle 2* berechnet. Für die dreidimensionale Erfassung der am Probanden befestigten Marker wurde das in Abschnitt 2.2.1.1 vorgestellte, berührungslose Bewegungsanalysesystem Vicon 370 verwendet. Die eigentliche Bewegung des Probanden wurde dann aus den Markertrajektorien mit Hilfe des in Abschnitt 2.2.1.2.1 beschriebenen biomechanischen Modells bestimmt. Das Ergebnis ist die vollständige Beschreibung aller Winkel der Gelenkkette der oberen Extremität in

anatomischen Achsen. Für die im Rahmen der Validierung des Verfahrens durchgeführte Bewegungsaufgabe, also der Flexion/Extension der Schulter, ist dabei insbesondere der Schulterflexionswinkel von Bedeutung. Die dabei wirkenden externen Kräfte und Drehmomente wurden mittels des in Abschnitt 4.3.1 vorgestellten Kraft-Momenten Sensor gemessen.

In der Ausgangsstellung hat der Proband, mit aufgerichteten Oberkörper und einem Flexionwinkel in der Schulter von etwa 90 Grad, den Roboter mit der Hand angefasst. Das Ellenbogengelenk war in dieser Stellung um etwa 30° gebeugt. Der Proband wurde nun aufgefordert, der Bewegung des Roboters zu folgen, die zu einer Flexionsbewegung im Schulter des Probands führte. Dabei sollten die Probanden den Roboterendeffektor mit einer Sollkraft, die 20% der Maximalkraft entsprach, nach oben ziehen. Die Maximalkraft in dieser Richtung wurde vor dem Beginn der Messung mit einer Federwaage gemessen ($6.8 \pm 1.8\text{N}$). Damit der Proband eine Rückmeldung über die aufgebrachte Kraft bekam, wurde mit Hilfe des in Abschnitt 4.3.3 vorgestellten visuellen Feedback die Soll- und Istkraft in der Z-Richtung des Laborkoordinatensystems (vertikal, nach oben) dargestellt. Die Aufgabe wurde vom Probanden drei Mal wiederholt.

Die Auswahl der betrachteten Muskeln bzw. Muskelgruppen erfolgte bewegungsspezifisch. Bei der bereits erwähnten Flexion/Extensionsbewegung der Schulter wurden daher die Muskeln betrachtet, welche ein Drehmoment um die Flexion/Extension Achse im Schultergelenk kompensieren. Dafür wurde neben der Bewegungsanalyse auch die muskuläre Aktivität der im folgendem genannten Muskeln mittels konventionellem, bipolarem Oberflächen-EMG erfasst. Die wesentlichen an der Schulter Flexions/Extensionsbewegung beteiligten Muskeln [von Rudorff 2007] sind dabei der M. Bizeps brachii, der M. Deltoideus (pars clavicularis-anterior und pars acromialis-medial), der M. Trapezius und der M. Trizeps brachii (lateral). Der M. Pectoralis major, der M. Teres major und der M. Latissimus dorsi wurden von der Messung ausgeschlossen, da bei diesen Muskeln Probleme bei der Messung durch Einkopplung durch Aktivität des Herzmuskels entstehen, und das dafür notwendige Entkleiden der Probanden nicht immer möglich ist.

Der Mittelwert der zweiten Wiederholung des Winkelverlaufs in der Schulterflexionsachse und der nach 4.5.2 gemessenen und nach 4.5.3 berechneten Verlauf der amplitudennormierten EMG Signale für die oben genannten Muskeln wurden berechnet.

Bei einer Flexionsbewegung der Schulter wirken Bizeps, Deltoideus anterior, Deltoideus medial und Trapezius als Agonisten und Trizeps als Antagonist. Die EMGs der Agonisten werden als positiv, und die der Antagonisten als negative Signale dargestellt. Zur Abschätzung der Muskelaktivitätsrichtung wurde die Summe aller an der Bewegung im Schulter- bzw. im Ellenbogengelenk beteiligten Muskel EMGs gebildet.

Da Muskelaktivitäten für die Bewegung und externe Belastung verantwortlich sind, besteht eine Korrelation zwischen EMG und Gelenkdrehmomente. Um diesen zu quantifizieren wurde daher der Pearson'sche Korrelationskoeffizient zwischen dem Drehmoment und die Summe amplitudennormierter EMG Signale berechnet.

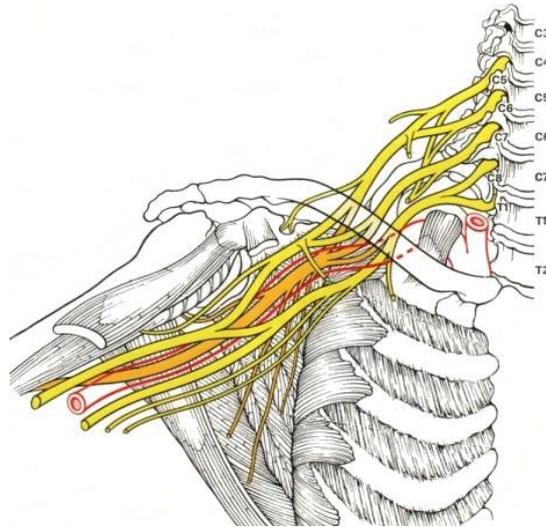
Die Ergebnisse werden im Abschnitt 7.6 dargestellt und beschrieben.

5.2 Pathologische Bewegungen der oberen Extremität

Zur Untersuchung von pathologischen Bewegungen wurde in dieser Arbeit exemplarisch eine Patientengruppe gewählt, die unter den Folgen einer geburtstraumatischen Plexusläsion leidet.

5.2.1 Plexus brachialis Läsion

Als Plexus brachialis wird eine Gruppe von fünf großen Nerven bezeichnet, die zwischen den Wirbelkörpern des Halses aus dem Rückenmark entspringen (*Bild 30*) und für die motorische und sensible Innervation des Arms verantwortlich sind. Diese Nerven werden nach dem Wirbelkörper ihres Ursprungs als C5, C6, C7, C8 und Th1 bezeichnet [Kahle 2009].

**Bild 30:**

Plexus brachialis [Nederlandse Vereniging voor Neurochirurgie 2010].

Die Armplexusparese des Kindes ist eine seltene, mitunter aber schwerwiegende Komplikation der Geburt. Betroffen von einer Plexusläsion sind etwa 2 von 1000 Lebendgeburten. Nach Austritt des kindlichen Kopfes bleibt der Neugeborene mit einer Schulter an der Symphyse (Schambeinfuge) hängen. Die Schultern und damit der Körper des Kindes stecken fest. Weil dadurch der Geburtsvorgang zum Stehen kommt und dem Kind Sauerstoffmangel droht, wird alles versucht, um das Baby zu befreien. Meistens wird deshalb am Arm oder Kopf gedreht und gezogen. Dieser Zug kann zu einer Nervendehnung oder sogar zu einem Durch- oder Anriss, aber auch zu einem vollständigen Ausriss des Armnervengeflechts führen [Bahm 2009].

Diese Verletzungen können in verschiedenen Fehlstellungen der oberen Extremität resultieren. Eine der häufigsten Fehlstellungen ist die Innenrotationskontraktur der Schulter. Diese kann sich sowohl durch eine komplexe Einschränkung der Schulterbewegung, als auch durch eine isolierte Außenrotationsschwäche mit ansonsten sehr guter Abduktion und Flexion der Schulter bemerkbar machen. Sie geht häufig mit einer posterioren und inferioren Subluxation des Humeruskopfes im Glenoid einher [Fairbank 1913, Moukoko 2004, Nath 2007].

5.2.2 Modellbasierte Untersuchung der Wirkung einer innenrotierten Schulter

Schulter

Um die kinetischen Auswirkung einer innenrotierten Schulter auf das Schultergelenk zu untersuchen, wurde eine kinetische Simulation durchgeführt. Als Hauptbewegung wurde eine Flexion/Extension der Schulter ausgewählt und die anderen zwei Achsen im Schultergelenk als auch alle Achsen im Ellenbogen- und Handgelenk wurden im ersten Schritt der Simulation auf Null gesetzt. Eine Flexion von 20 bis 100 Grad gefolgt durch eine Extension von 100 bis 20 Grad wurde jeweils durch folgende sinusförmige Funktion simuliert (Bild 31):

$$\phi_{Flex/Ext} = 60 + 40 \cdot \sin(2\pi f \cdot t + 0.75\pi)$$

mit $T = 5s$: Periodendauer (48)

Nun wurde die Schulter jeweils um 10°, 20°, 30°, 40° und 50° innenrotiert (Bild 31), um eine Innenrotationskontraktur der Schulter zu simulieren.

Zur Berechnung der Körper-Segment-Parameter wurden die anthropometrischen Daten des im Abschnitt 5.3 gemessenen Patienten mit innenrotierter Schulter (H=122cm, G=22kg, L_{hand}=11.5cm, L_{ua}=17cm und L_{oa}=20cm) nach *Tabelle 2* berechnet.

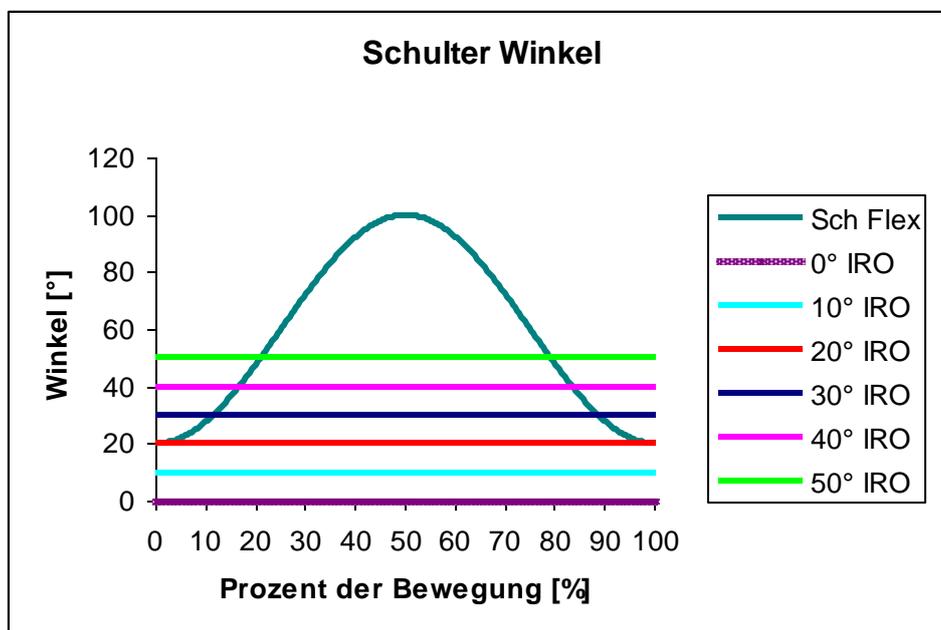


Bild 31: Simulation der Pathologie: Winkel in der Schulter: Flexion/Extension und Innenrotation

Damit wurden nun die resultierenden Gelenkkräfte und Drehmomente in der Schulter bei den verschiedenen Innenrotationen berechnet.

Die Ergebnisse werden im Abschnitt 7.7 dargestellt und beschrieben.

5.3 Experimentelle Bestimmung der Kinetik der oberen Extremität in Patienten mit Plexus brachialis Läsion

Für Validierungszwecke wurden 6 Patienten mit innenrotierter Schulter vor und nach der Operation für die Verbesserung der Außenrotation mit der im Rahmen dieser Arbeit vorgestellte Methodik ermittelt und ausgewertet.

Als Aufgabe wurde eine Bewegungsbahn des Roboterendeffektors ausgewählt und dem Patienten über die im Abschnitt 4.2 vorgestellte Methodik vorgegeben. Als Bewegungsvorgabe wurde eine komplexe, dreidimensionale Trajektorie des Roboterendeffektor verwendet (Bild 32) welche eine Bewegung in allen drei Rotationsachsen im Schultergelenk des Patienten provoziert.

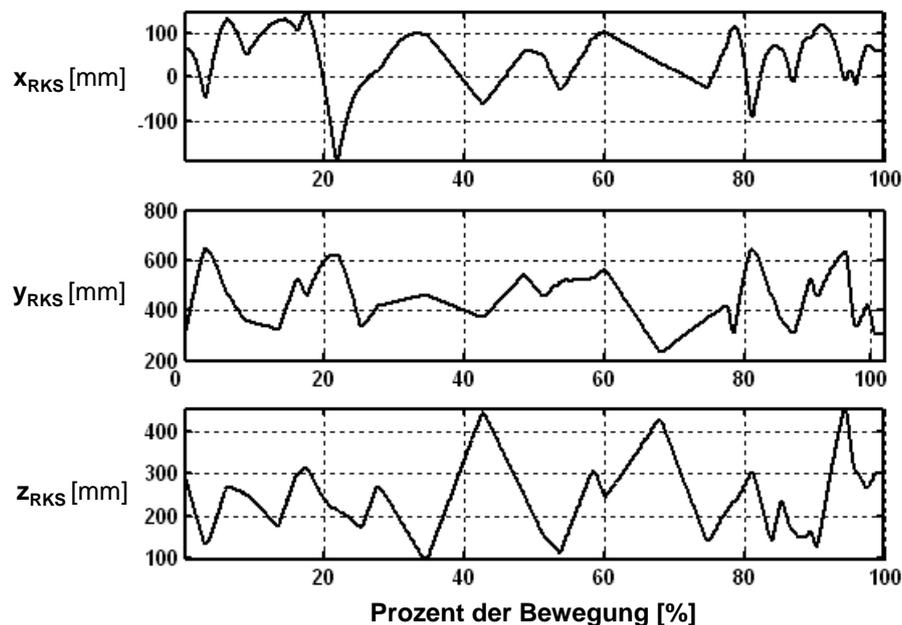


Bild 32:

Trajektorie des Roboterendeffektors in Roboterkoordinatensystem (RKS)

Für die dreidimensionale Erfassung der an den Patienten befestigten Marker wurde wieder das in Abschnitt 2.2.1.1 vorgestellte Bewegungsanalysesystem Vicon 370 verwendet. Die Gelenkwinkel der Patienten wurden dann aus den Markertrajektorien mit Hilfe des in Abschnitt 2.2.1.2.1 beschriebenen kinematischen Modells bestimmt. Anschließend wurden

die Gelenkkräfte und -drehmomente der Patienten mit Hilfe des in Abschnitt 4.4 beschriebenen Modells ermittelt. Das Ergebnis ist die vollständige Beschreibung aller Winkel, Kräfte und Momenten der Gelenkkette der oberen Extremität der Patienten. Für die im Rahmen der Validierung des Verfahrens durchgeführte Bewegungsaufgabe ist dabei insbesondere der Schulterrotationswinkel von Bedeutung.

6 Überprüfung der Zulässigkeit des Ansatzes durch Anwendung auf die unteren Extremitäten

Als letzter Schritt, wurde das biomechanische Modell auf die unteren Extremitäten erweitert, um einen Vergleich mit in der Ganganalyse gut etablierten Modellen zu ermöglichen, und so die Vorgehensweise des hier vorgestellten Modells zu validieren, und um den Einfluss einer Pathologie auf die Kinetik der gesamten Gelenkkette zu untersuchen.

6.1.1 Biomechanische Modelle der unteren Extremität

Vor mehr als 100 Jahren begann die Entwicklung der Ganganalyse mit den Werken von C.W. Braune und O. Fischer [Braune 1892, Braune 1895]. Die technische Entwicklung hat die Ganganalyse inzwischen zu einem wertvollen klinischen Werkzeug gemacht. Die dreidimensionale Messung von Bewegungen und Kräften erlaubt die detaillierte, kinematische und kinetische Beschreibung des normalen und pathologischen Gangs.

Biomechanische Modelle zur Berechnung der Gelenkwinkel bei der Ganganalyse wurden in zahlreichen Arbeiten beschrieben [Winter 1991, Cappozzo 1975, Apkarian 1989, Kadaba 1990, Davis 1991]. Zur Berechnung der Gelenkkräfte und -drehmomente wurden

verschiedene, auf Inverse Dynamik basierende, biomechanische Modelle vorgeschlagen [Cappozzo 1975, Kadaba 1987, Winter 1991, Hurwitz 1998].

Das Gehen ist sehr gut reproduzierbar und verhält sich unter physiologischen Bedingungen bei allen gesunden Menschen nach demselben Grundmuster [Inman 1981, Rose 1983].

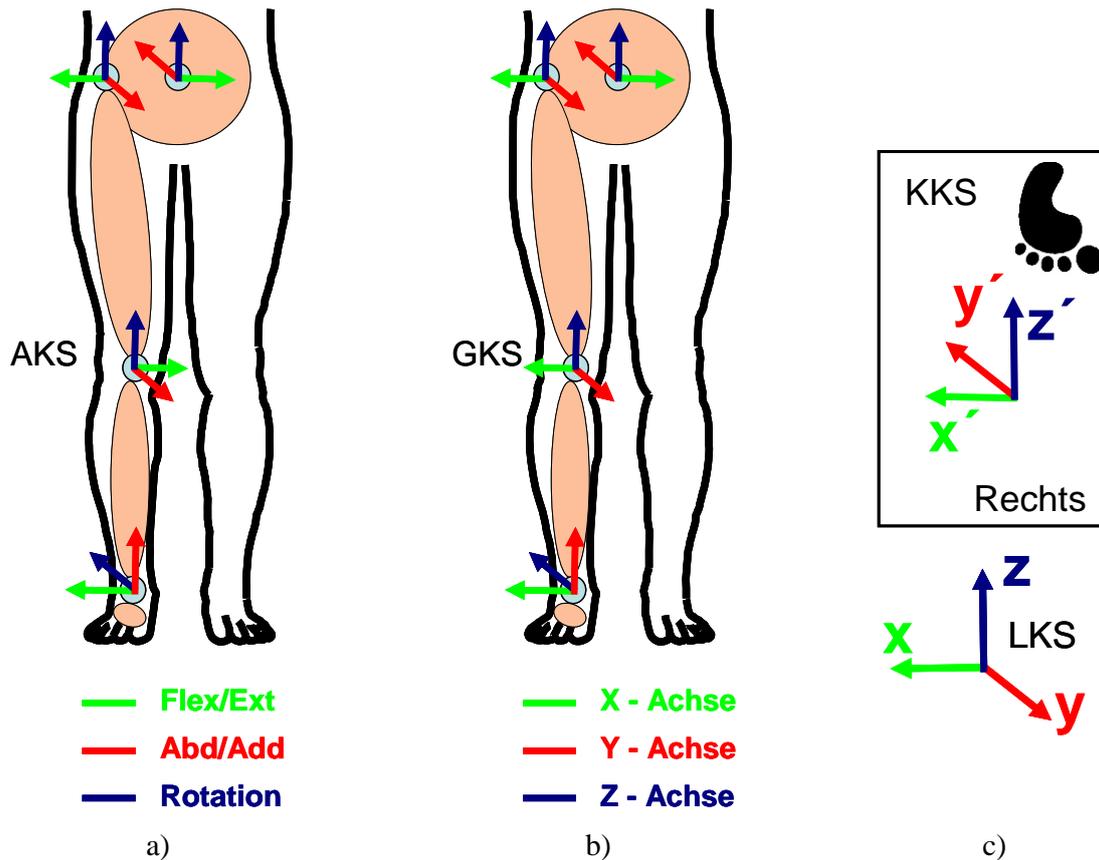
6.1.2 Erweiterung des kinetischen Modells auf die unteren Extremitäten

Für die weitere Validierung wurde das in Abschnitt 4.4 vorgestellte, kinetische Modell auf die unteren Extremitäten erweitert.

Die anatomischen Koordinatensysteme (AKS) wurden wieder so ausgewählt (Bild 33a), dass die an die anatomischen Koordinatensystem angepasst sind. Alle Rotationen wurden wieder in rechtshändigen Gelenkkordinatensystemen (GKS) berechnet (Bild 33b). Die externe Kräfte und Drehmomente wurden in Kraftmessplattenkoordinatensystem (KKS) gemessen (Bild 33c). Dieses als auch das Laborkoordinatensystem (LKS) ist in Bild 33c abgebildet.

Die Formeln 19-43 wurden an die, in Bild 33 dargestellten Koordinatensysteme angepasst und angewendet, um die Gelenkkräfte und Drehmomente der unteren Extremitäten im anatomischen Koordinatensystem (AKS) zu ermitteln.

Basierend auf dem oben beschriebenen, kinetischen Modell wurde ein Werkzeug entwickelt, das aus dem individuellen, biomechanischen Gangbild eines einzelnen Patienten die Berechnung der in den einzelnen Gelenken wirkenden Kräfte und Momente ermöglicht.

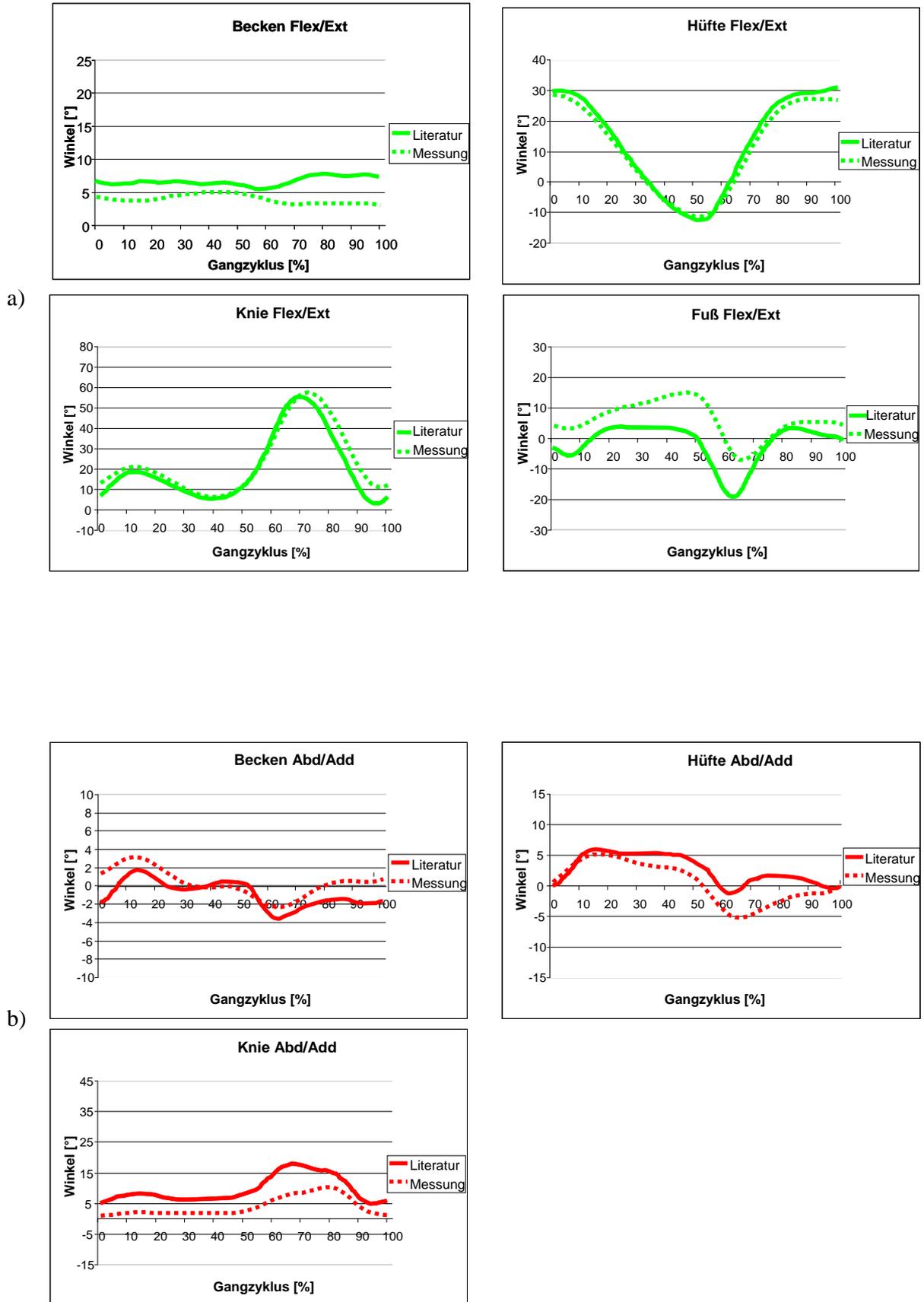
**Bild 33:**

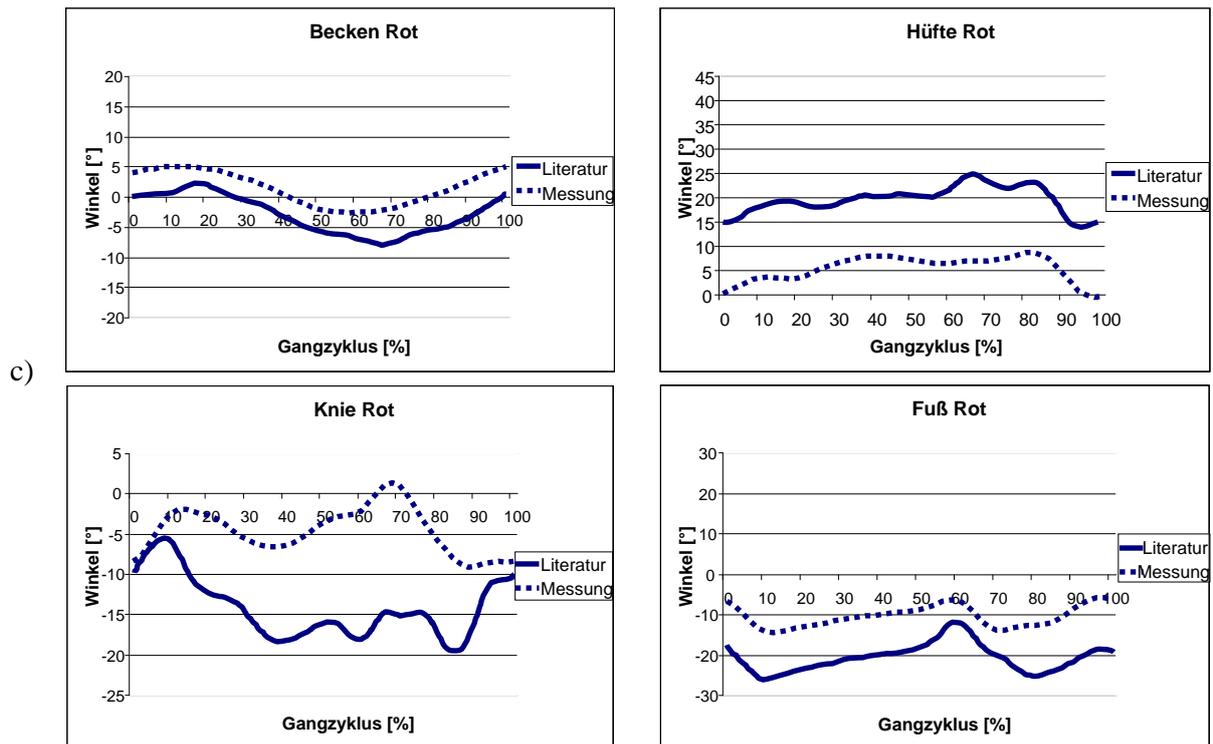
Koordinatensysteme des kinetischen Modells für die unteren Extremitäten:

- Anatomisches Koordinatensystem (AKS): Flexions-/Extensionsachse (grün), Abduktions-/Adduktionsachse (rot) und Rotationsachse (blau)
- Gelenkkoordinatensystem (GKS)- rechtshändiges Koordinatensystem: X- Achse (grün), Y-Achse (rot) und Z-Achse (blau).
- Kraftmessplattenkoordinatensystem (KKS) und Laborkoordinatensystem (LKS): x- Achse (grün), y-Achse (rot) und z-Achse (blau).

Auch hier wurde ein Normkollektiv aus 9 Probanden, ohne Auffälligkeit im Gangmuster erstellt, und die ermittelten Gelenkwinkel über insgesamt 45 Schritte gemittelt.

Die Gelenkwinkel für die rechte Seite des hier verwendeten Normkollektivs wurden durch das biomechanische Modell nach Kadaba [Kadaba 1990] bestimmt und mit den gemittelten Gelenkwinkeln des Normkollektivs der Literatur [Kadaba 1989] verglichen, welche ebenfalls mit dem biomechanischen Modell nach Kadaba [Kadaba 1990] bestimmt wurden (Bild 34).



**Bild 34:**

Vergleich zwischen die Gelenkwinkel im Becken-, Hüft-, Knie- und Fußgelenk berechnet anhand der Messungen (gestrichelte Linie) und die Gelenkwinkel dargestellt bei Kadaba (volle Linie) [Kadaba 1989]:

- Flexion-,
- Abduktion-,
- Rotationsachse.

Die Flexionsgelenkwinkel in der Hüfte und Knie stimmen gut mit denen der Literatur überein (Bild 34), während sich im Fußgelenk ein Unterschied von 5° bis 10° zeigte. Die größten Unterschiede sind in der Rotationsachse aller Gelenke zu finden, insbesondere im Hüft- und Kniegelenk.

Die Körper-Segment-Parameter wurden auch hier wieder nach Zatsiorsky [Zatsiorsky 1983, Zatsiorsky 2002] ermittelt.

Die Gelenkkräfte und -drehmomente wurden mit Hilfe des oben beschriebenen Modells für die unteren Extremitäten ermittelt und mit den Mittelwerten der durch das Modell von Kadaba [Kadaba 1989] berechneten Gelenkdrehmomenten verglichen.

6.1.3 Modellbasierte Untersuchung der Wirkung einer rotierten Hüfte

Das für die unteren Extremitäten entwickelte Modell wurde im Weiteren zur Untersuchung der Auswirkungen einer Fehlstellung in der Hüfte auf die Kinetik auf die Gesamtgelenkkette der unteren Extremitäten verwendet. Als physiologische Gelenkwinkel ohne Fehlstellung wurden die Gelenkwinkelverläufe des oben beschriebenen Normkollektivs verwendet. Dementsprechend sind auch alle bei diesen Gelenkwinkelverläufen wirkenden Gelenkkräfte und –drehmomente als physiologisch anzusehen. Daher ist eine durch eine pathologische Fehlstellung bedingte Änderung immer relativ zu den Daten des Normkollektivs zu betrachten. Um die Auswirkungen einer Rotation der Hüfte auf die gesamte Gelenkkette zu untersuchen, wurden sowohl Innen- als auch Außenrotationen der Hüfte von 0° bis 50° in jeweils 10° Schritten simuliert.

Als Körper-Segment-Parameter wurden dabei die gemittelten anthropometrischen Daten des oben beschriebenen Normkollektivs verwendet. Mit Hilfe dieser Eingangsdaten und dem in Abschnitt 6.1.2 beschriebenen kinetischen Modells wurden so die Gelenkkräfte und –drehmomente in allen Gelenken der unteren Extremität ermittelt.

Die Ergebnisse dieser Simulationen sind in Abschnitt 7.7 dargestellt und beschrieben.

7 Ergebnisse

7.1 Reproduzierbarkeit der Gelenkwinkel

Die Reproduzierbarkeit der Gelenkwinkel durch die robotergeführte Methode soll nun wie im Abschnitt 4.2 dargelegt untersucht werden. Dazu sind in *Tabelle 4* die, nach Formeln 7 und 8 berechneten Mittelwerte und Standardabweichungen der Korrelationskoeffizienten der Gelenkwinkel der robotergeführten Bewegung mit der zielgerichteten Bewegung dargestellt, welche die intra-individuellen Unterschiede wiedergeben.

Tabelle 4: Korrelationskoeffizient (Mittelwert und Standardabweichung)			
Bewegungsart		Zielgerichtet	Robotergeführt
Schulter	Flex/Ext	0.56 ± 0.39	0.81 ± 0.22
	Abd/Add	0.55 ± 0.37	0.87 ± 0.11
	Inner/Außen	0.42 ± 0.45	0.66 ± 0.27
Ellbogen	Flex/Ext	0.52 ± 0.39	0.79 ± 0.24

Die Mittelwerte der Korrelationskoeffizienten für die robotergeführte Bewegung (0.66-0.87) waren höher als für die zielgerichtete Bewegung (0.42-0.56). Auch die Standardabweichung war deutlich kleiner für robotergeführte (0.11-0.27) als für zielgerichtete Bewegung (0.37-0.45).

Die Ergebnisse zeigen dass die Reproduzierbarkeit der Gelenkwinkel bei der robotergeführten Bewegung besser ist als bei der zielgerichteten Bewegung. Dies ermöglicht eine bessere Vergleichbarkeit der Daten zwischen einzelnen Messungen eines Probanden.

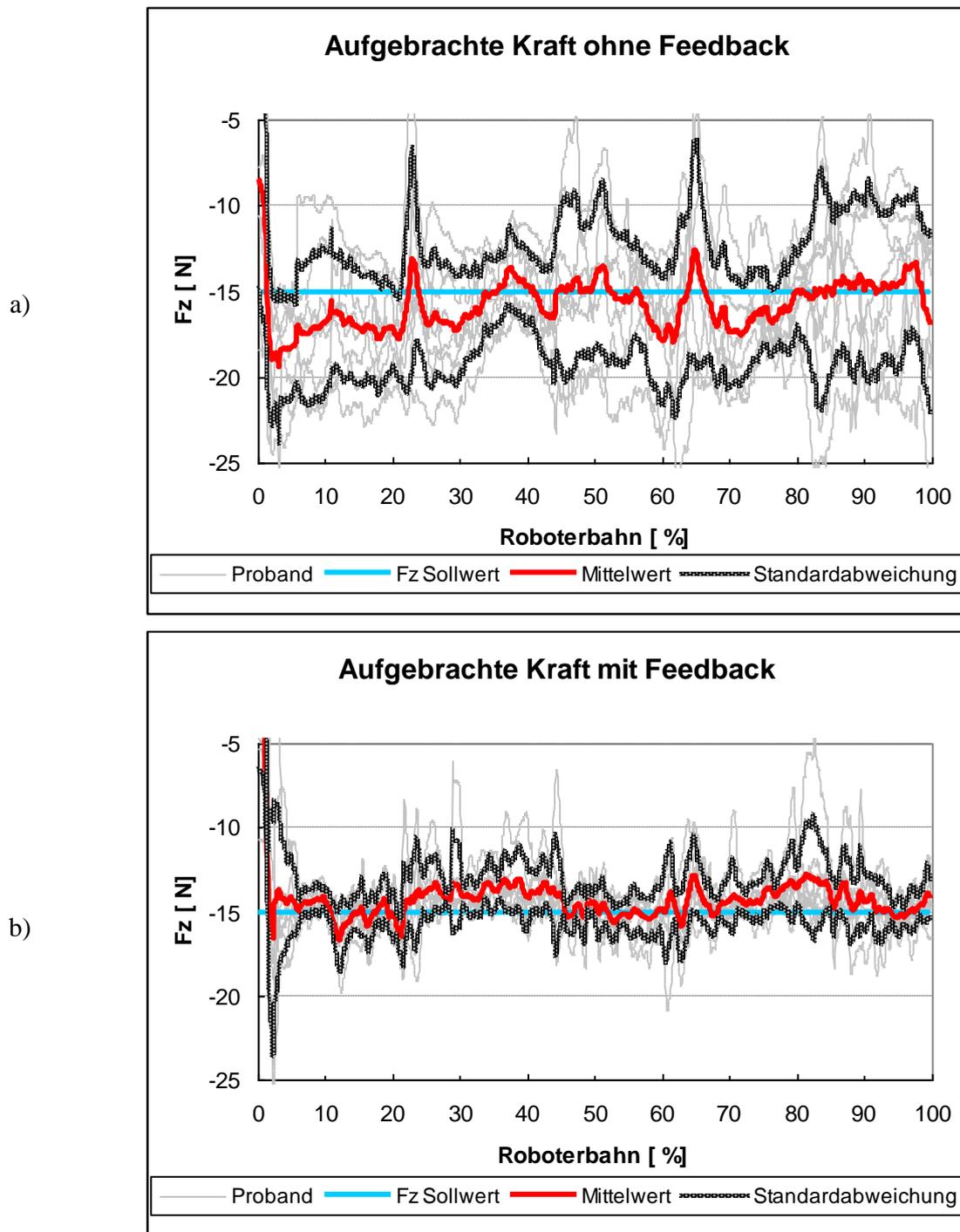
Die Mittelwerte der, nach der Formel 10 berechneter Standardabweichung sind in der *Tabelle 5* für robotergeführte und zielgerichtete Bewegung dargestellt. Sie repräsentieren die inter-individuellen Unterschiede zwischen mehreren Probanden.

Tabelle 5: Standardabweichung (Mittelwert)			
Bewegungsart		Zielgerichtet	Robotergeführt
Schulter	Flex/Ext	$\pm 17.2^\circ$	$\pm 14.69^\circ$
	Abd/Add	$\pm 9.59^\circ$	$\pm 7.28^\circ$
	Inner/Außen	$\pm 21.45^\circ$	$\pm 14.16^\circ$
Ellbogen	Flex/Ext	$\pm 27.5^\circ$	$\pm 21.78^\circ$

Tabelle 5 zeigt, dass die Mittelwerte der Standardabweichung der Gelenkwinkel geringer für die geführte ($7.28 - 21.78^\circ$) als für die zielgerichtete Bewegung ($9.59 - 27.5^\circ$) sind. Daraus kann geschlussfolgert werden, dass bei der robotergeführten Bewegung auch die inter-individuelle Unterschiede kleiner sind als bei der zielgerichteten Bewegung. Damit ermöglicht also eine robotergeführte Bewegung zusätzlich auch eine bessere Vergleichbarkeit der Daten zwischen mehreren Probanden.

7.2 Reproduzierbarkeit der aufgebrachten Kräfte

Um die Reproduzierbarkeit der aufgebrachten Kräfte zu untersuchen, welche für eine inter- und intra-individuelle Vergleichbarkeit der Kinetik erforderlich ist, wurden die aufgebrachten externen Kräfte mit und ohne Kraft-Feedback analysiert. In Bild 35 sind dafür die Sollkraft und die aufgebrachten externen Kräfte in der vertikalen Z-Achse, sowie deren Mittelwert und Standardabweichung von 8 Probanden ohne (Bild 35a) und mit Kraft-Feedback (Bild 35b) dargestellt.

**Bild 35:**

Sollkraft in der z Richtung und aufgebrachte externe Kräfte in der z-Achse, deren Mittelwert und Standardabweichung:

- a) ohne
- b) und mit Kraft-Feedback

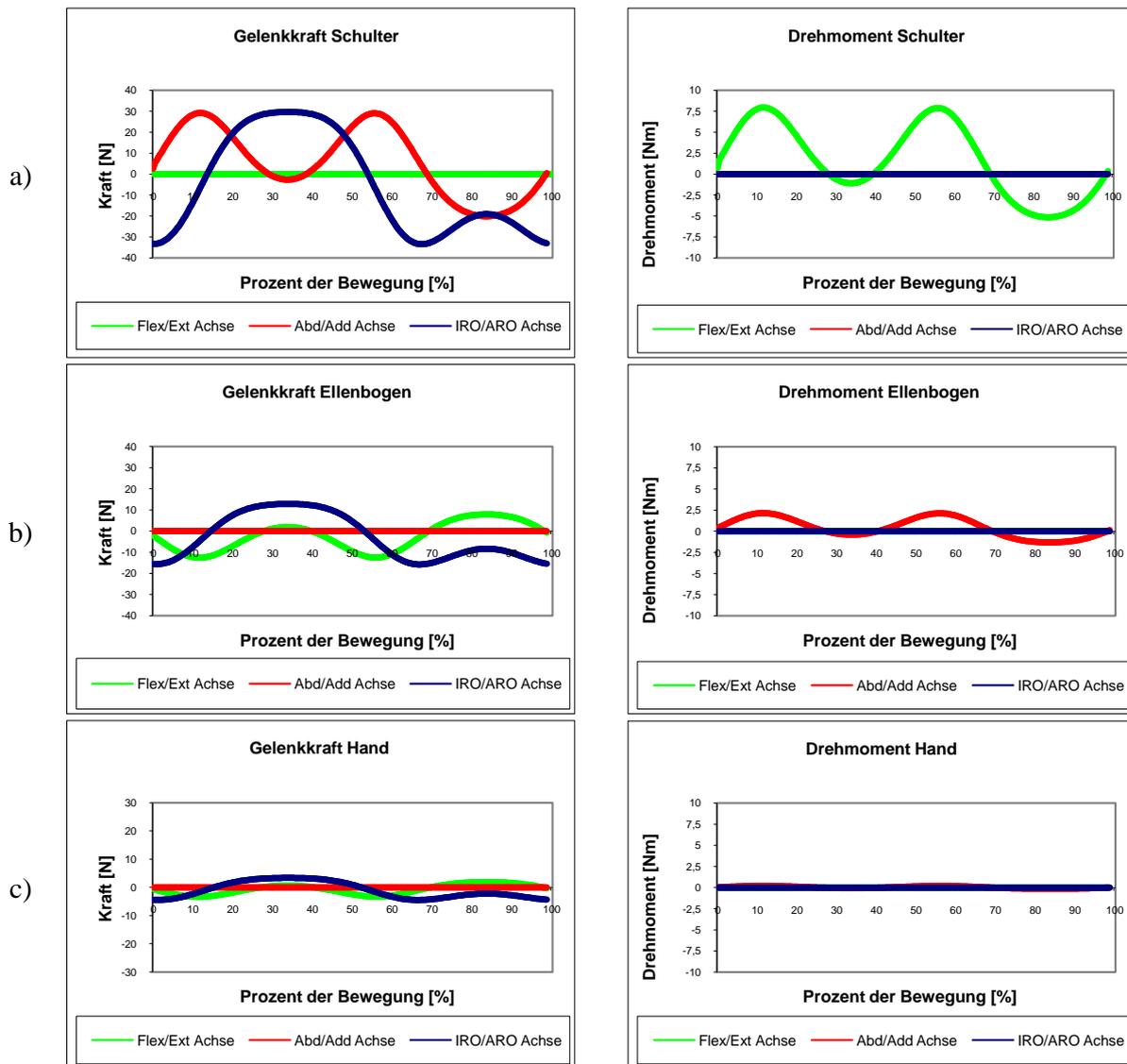
Aus Bild 35 wird ersichtlich, dass der Mittelwert der aufgebrachten Kraft mittels Kraft-Feedback weniger schwankt als der ohne Kraft-Feedback und gleichzeitig die Standardabweichung der aufgebrachten Kraft mit Feedback kleiner ist als die ohne Feedback. Dies zeigt dass durch Nutzung des im Abschnitt 4.3.3 vorgestellten Kraft-Feedbacks die

Schwankung der aufgebrauchten externen Kräfte reduziert und damit die intra- und inter-individuelle Vergleichbarkeit von Messungen mit externen Kräften verbessert wird.

7.3 Modellbasierte Untersuchung der Kinetik der Flexionsbewegung der Schulter

Um kinetische Muster einer Pathologie erkennen zu können, müssen zunächst die kinetischen Muster bei physiologischen Bewegungen bekannt sein. Diese wurden hier exemplarisch für eine Flexionsbewegung der Schulter untersucht. Dazu wurden die kinetischen Auswirkungen einer Flexionsbewegung der Schulter eines Probanden simuliert.

Da es sich bei der simulierten Bewegung um eine einfache Drehung um die Flexionsachse der Schulter handelt und alle anderen Gelenkwinkel Null sind, wirken die resultierenden translatorischen Kräfte im Schultergelenk (Bild 36a, links) entlang der Rotations- und Abduktionsachse in Abhängigkeit von der Schulterstellung. Bei einem Schulterflexionswinkel von 0° (hängender Arm) wird die resultierende Kraft entlang der Rotationsachse minimal, während die Kraftkomponente entlang der Abduktionachse Null wird. Bei einem Schulterflexionswinkel von 90° dagegen wird die resultierende Kraft entlang die Abduktionsachse maximal, während die Kraft entlang der Rotationsachse Null wird. Eine maximale Flexion von 180° führt zu einer maximale Rotationskomponente und die Abduktionskraftkomponente wird Null. Eine Extension verändert die Kraftrichtung in der Abduktionsachse und die Rotationskomponente bleibt negativ (wirkt in Richtung Ellenbogenzentrum).

**Bild 36:**

Simulation der Flexion/Extension Bewegung in der Schulter. Gelenkkraft (links) und – drehmoment (rechts) im:

- d) Schulter-,
- e) Ellenbogen-,
- f) und im Handgelenk.

Das Drehmoment in der Schulter (Bild 36a, rechts) besitzt nur eine Komponente in der Achse in welcher auch die Bewegung stattfindet, in diesem Fall also in der Flexionsachse. Das Drehmoment ändert sich auch in Abhängigkeit von der Schulterstellung. Die Umkehrpunkte finden sich bei einer Flexion von 0° , 90° , und 180° . Entsprechend verändern sich die Kräfte und Drehmomente im Ellenbogen- (Bild 36b, rechts) und Handgelenk (Bild 36c, rechts). Da diese Koordinatensysteme um 90 Grad zum Schulterkoordinatensystem gedreht sind, haben deren Flexionsachsen in der Nullstellung die Orientierung (aber Gegenrichtung) der Abduktionsachse des Schulterkoordinatensystems. Die Abduktionsachsen des Ellenbogen-

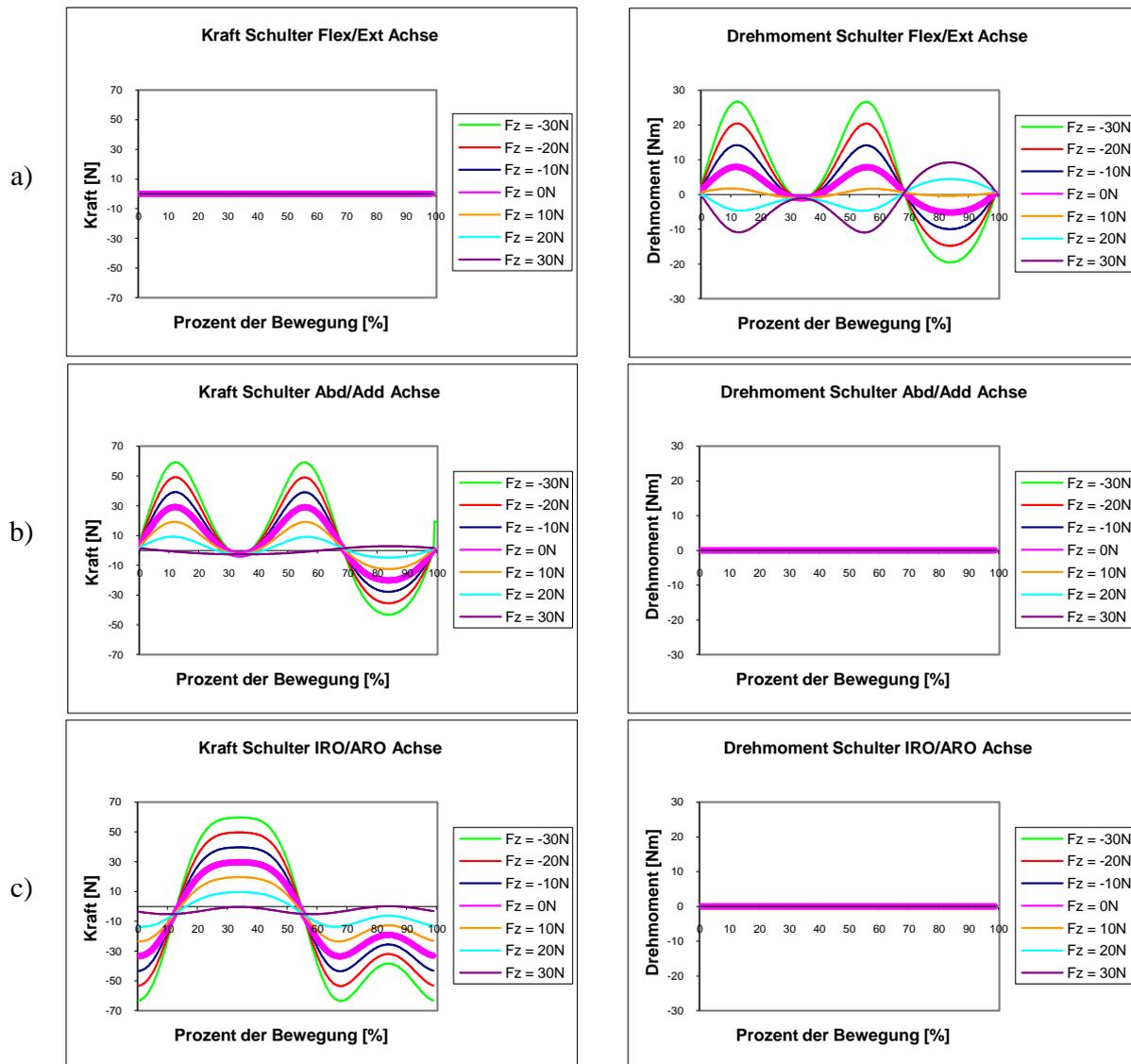
und Handkoordinatensystems haben in der Nullposition die gleiche Orientierung und Richtung wie die Flexionsachse des Schulterkoordinatensystems, während die Orientierung und Richtung der Rotationsachsen für alle drei Gelenkkoordinatensysteme gleich bleibt.

Somit sind nun die kinetischen Muster einer physiologischen Flexionsbewegung der Schulter bekannt. Durch Vergleich von gemessenen kinetischen Daten mit diesen Referenzmustern können jetzt Pathologien erkannt werden wenn keine zusätzliche externen Kräfte wirken.

7.4 Auswirkungen einer zusätzlichen externen Kraft auf die Kinetik der oberen Extremität

Um auch Pathologien beim Wirken von zusätzlich wirkenden externen Kräften identifizieren zu können, müssen auch die kinetischen Muster bei zusätzlichen Wirken externer Kräfte bekannt sein. Dazu wurden die kinetischen Auswirkungen der gleichen Bewegung wie im vorherigen Abschnitt simuliert beim zusätzlichen Wirken externer Kräfte. In der Bild 37 sind die Gelenkkräfte und –drehmomente in Abhängigkeit von der Reaktionskraft F_z dargestellt. Es wurden die Auswirkungen externer Kräfte von -30N bis 30N in jeweils 10N Schritten untersucht, wobei eine negative Reaktionskraft F_z in der Z-Achse die Aufgabe „nach oben ziehen“ beschreibt, während eine positive Kraft der Aufgabe „nach unten drücken“ entspricht.

Die Kurven für $F_z = 0\text{N}$ entsprechen einer Flexionsbewegung in der Schulter ohne externwirkende Kräfte. Bild 37 (links) zeigt, dass sich die Amplitude der Gelenkkräften für negative externe Kräfte in der Z-Achse vergrößert, d.h. für eine „nach oben ziehen“ Aufgabe. Diese verkleinern sich und verändern sogar die Form, wenn eine positive Kraft in der Z-Achse wirkt, d.h. also für die „nach unten drücken“ Aufgabe. Die Veränderung der externen Kraft hat kein Einfluss auf die Achse, in welcher auch ohne externe Kräfte keine Kraft-/Drehmoment-Komponente vorhanden war, d. h. in diesem Fall für Flexionsachse. Das gleiche gilt auch für die Drehmomente im Schultergelenk Bild 37 (rechts).

**Bild 37:**

Auswirkung einer zusätzlichen externen Kraft auf die Kinetik der oberen Extremität bei einer Flexion/Extension Bewegung in der Schulter. Gelenkkraft (links) und –drehmoment (rechts) im:

- a) Schulter-,
- b) Ellenbogen-
- c) und im Handgelenk.

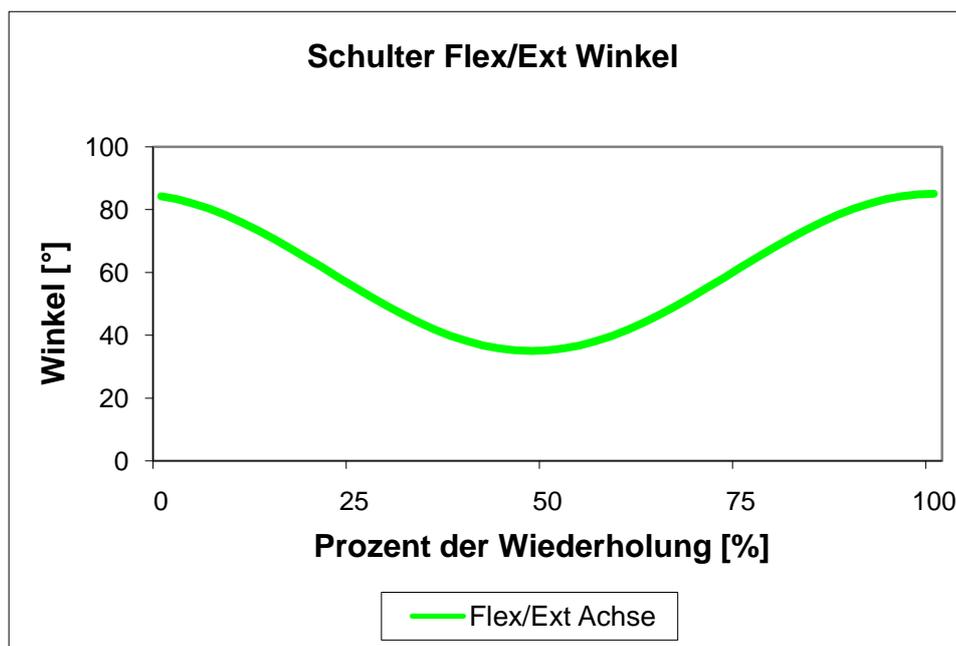
Diese Simulation liefert exemplarisch die kinetischen Muster für physiologische Flexionbewegungen im Schultergelenk bei verschiedenen externen Belastungen. Damit ist es nun auch möglich Pathologien bei zusätzlichem Wirken externer Kräfte zu identifizieren.

7.5 Auswirkung der Gravitation und Segmentgeschwindigkeit auf die Drehmomente der oberen Extremität

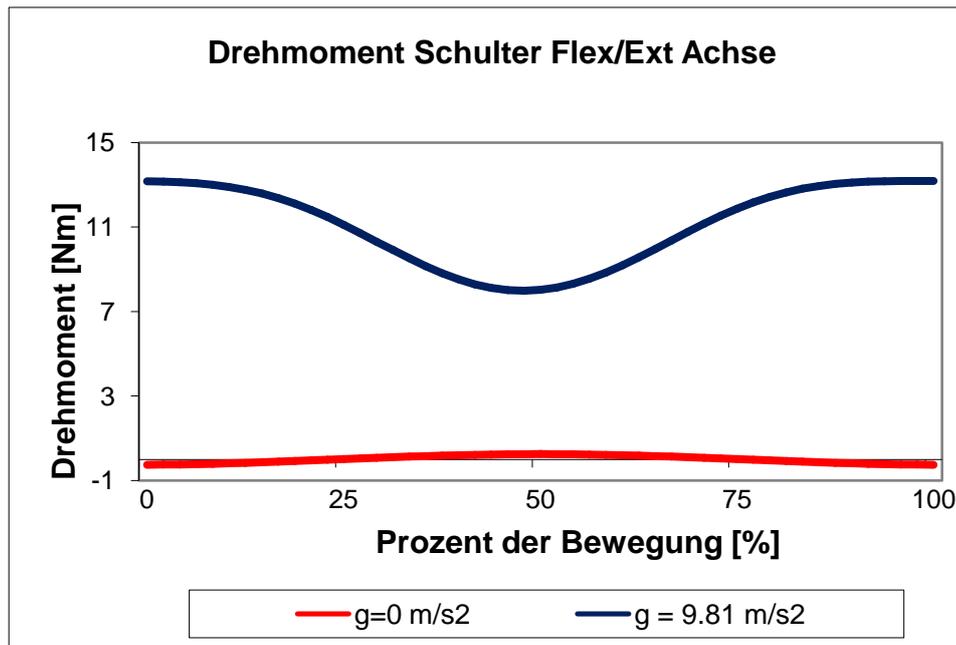
Um Auswirkung der Geschwindigkeit der Bewegung auf die wirkenden Gelenkdrehmomente zu untersuchen ist es wichtig zu kennen ob sich diese Drehmomentmuster mit der Geschwindigkeit der Bewegung ändern. Daher wurde zunächst der Einfluss der Gravitationsgeschwindigkeit auf die wirkenden Drehmomente untersucht. Dafür wurde in Abschnitt 5.1.3 beschriebene Simulation durchgeführt.

Das Ergebnis dieser Simulation ist in der Bild 38a dargestellt. Bild 38b zeigt das Drehmoment in der Flexionsachse der Schulter (blaue Kurve) und das Drehmoment ohne Einfluss der Gravitationsbeschleunigung ($g=0 \text{ m/s}^2$) (rote Kurve).

a)



b)

**Bild 38:**

Einfluss der Gravitationskomponente auf dem Drehmoment:

- a) Gelenkwinkel in der Schulterflexionsachse
- b) Drehmoment in der Flexionsachse der Schulter für $g=9.81 \text{ m/s}^2$ (blaue Kurve) und für $g=0 \text{ m/s}^2$ (rote Kurve).

Bild 38b zeigt, dass der größte Anteil des Drehmoments durch die Gravitationsbeschleunigung entsteht. Die restliche Komponente des Drehmoments (Bild 38b, rote Kurve) beträgt nicht mehr als 3% des gesamten Drehmoments. Das heißt für diese Bewegungsgeschwindigkeit entsteht der Hauptanteil des Drehmoments durch die Schwerkraft. Da die Gravitationsbeschleunigung im Rahmen dieser Arbeit als konstante Größe angenommen wird, werden sich die Drehmomentmuster ohne extern wirkende Belastungen bei einem Winkelverlauf und einer konstanten Segmentgeschwindigkeit nicht ändern.

Bild 39 stellt die berechneten gesamten Drehmomente in der Flexionsachse im Schultergelenk ohne extern wirkende Kräfte und Drehmomente in Abhängigkeit von der Bewegungsperiodendauer dar.

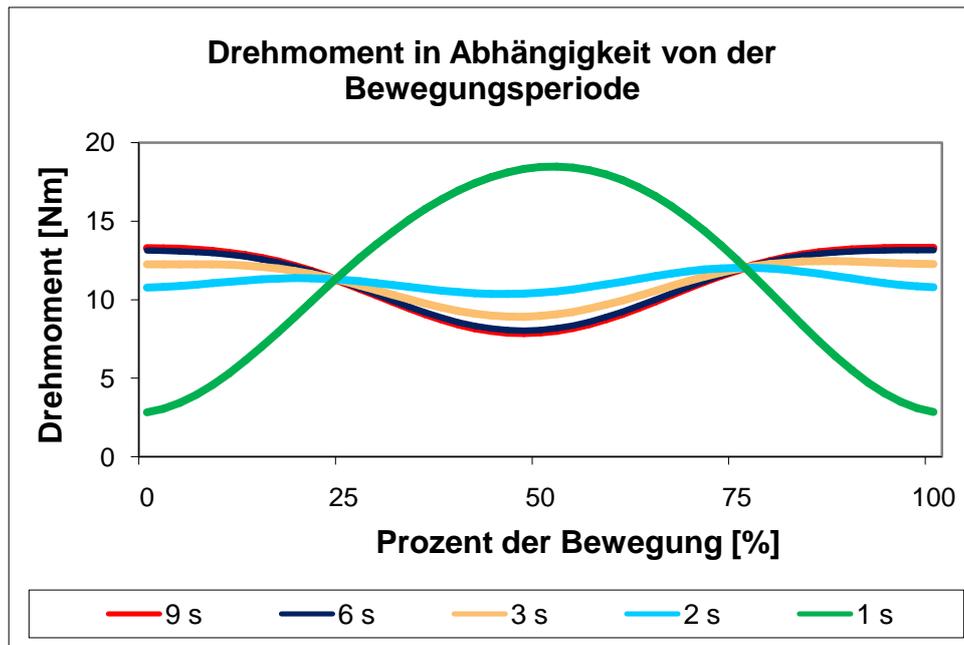


Bild 39:

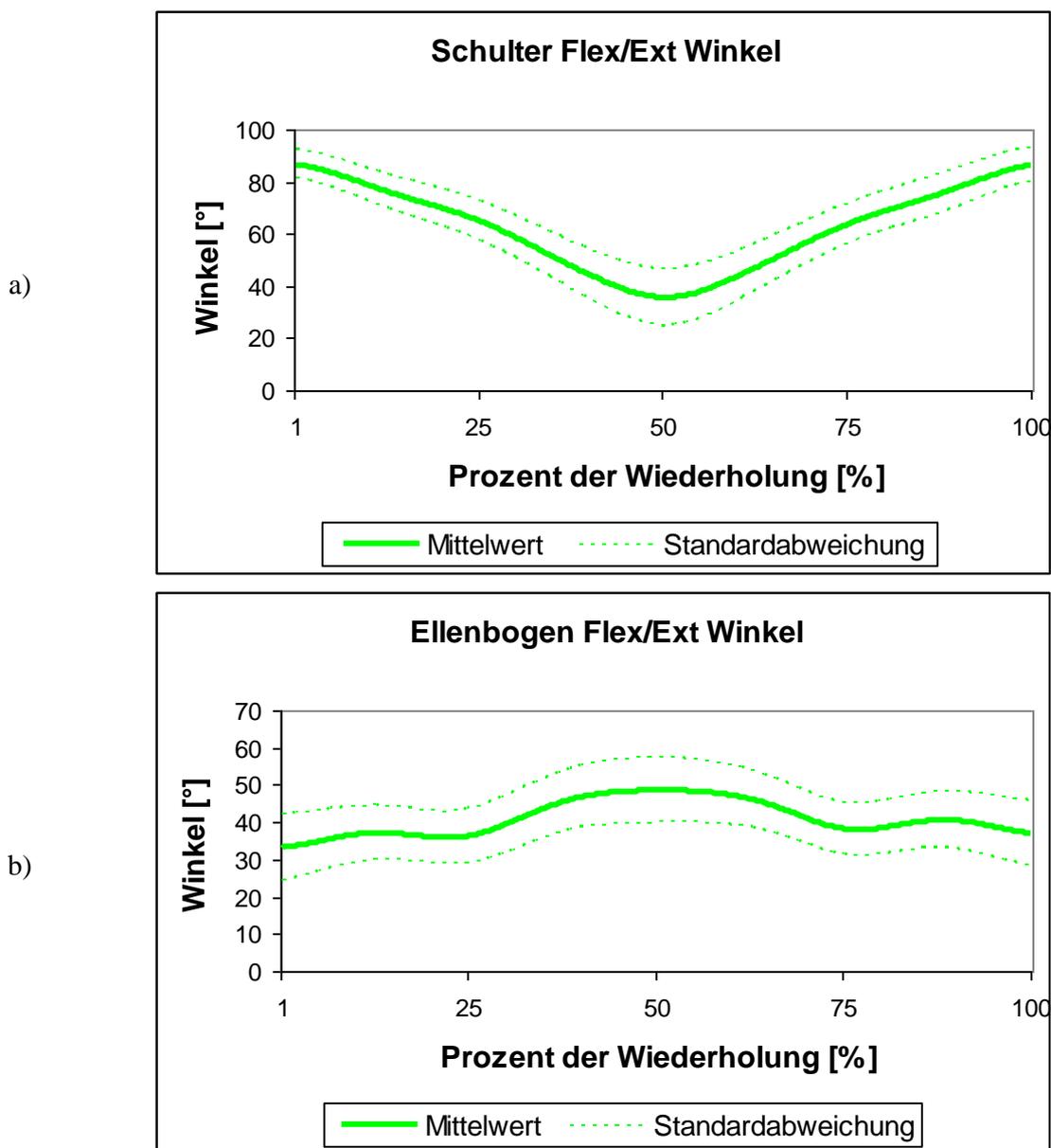
Auswirkung der Periodendauer auf das Drehmoment in der Flexion/Extension Achse der Schulter.

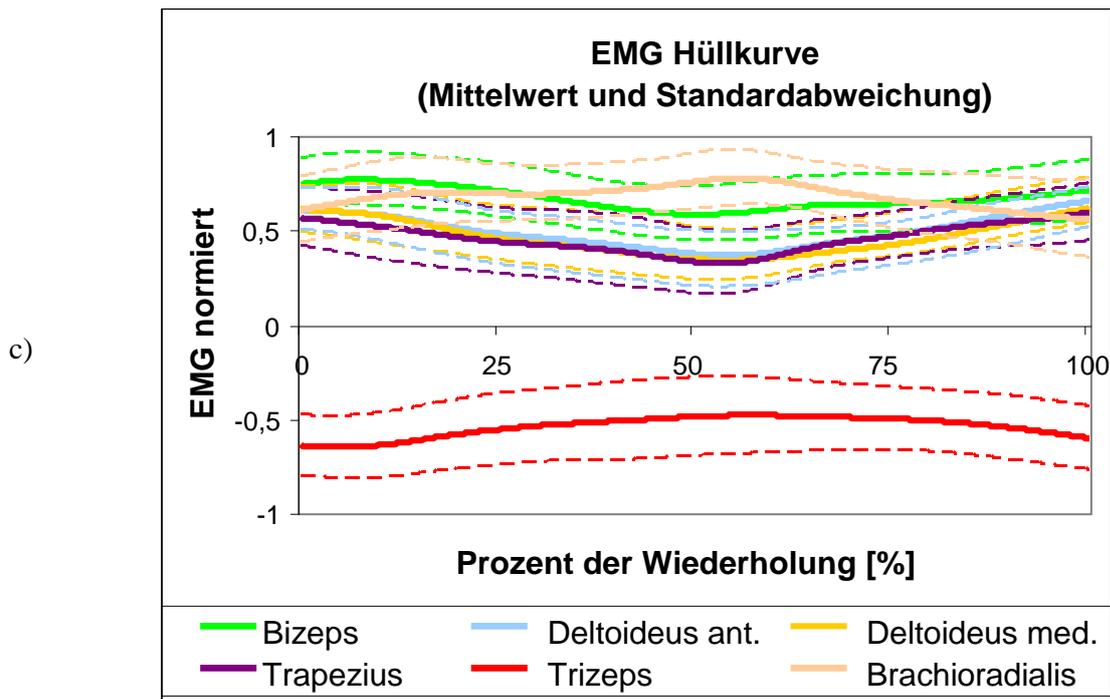
Die Ergebnisse zeigen, dass die Beschleunigung für die langsamen Bewegungen mit einer Periodendauer von 4 bis 9 Sekunden nur kleine Änderungen im Drehmoment verursachen, während bei den schnellen Bewegungen durch die Beschleunigung größere Auswirkungen auf das Drehmoment auftreten. Für sehr schnelle Winkeländerungen, mit der Periode von einer Sekunde oder weniger, ändert sich nicht nur die Amplitude, sondern auch die Phase des Drehmoments.

Anhand dieser Ergebnisse ist zu schließen, dass für die im Rahmen dieser Arbeit untersuchte Bewegungen mit der Periode von etwa 6 Sekunden die Schwerkraft und die Position des Gelenks einen Hauptteil des wirkenden Drehmoments erzeugen, während die Beschleunigung nur sehr wenig Einfluss auf das Drehmoment hat. Für schnellere Bewegungen kann es, bei gleichem Winkelablauf und gleichen externen Belastungen, zu Änderungen in Drehmomentmuster kommen.

7.6 Experimentelle Bestimmung der wirkenden Drehmomente bei einer Flexionsbewegung der Schulter

Der Mittelwert und die Standardabweichung der gemessenen Gelenkwinkel im Schulter-(a) und Ellenbogengelenk (a) und der dazugehörigen berechneten amplitudennormierten EMG Signalen (c) sind auf die Bild 40 dargestellt. Da der Brachioradialis, Bizeps, Deltoideus und Trapezius als Agonisten arbeiten, während der Trizeps als Antagonist in der Gegenrichtung wirkt, wird das amplitudennormierte EMG Signal für Trizeps als negativ dargestellt, während die anderen EMG-Signale als positiv dargestellt werden.

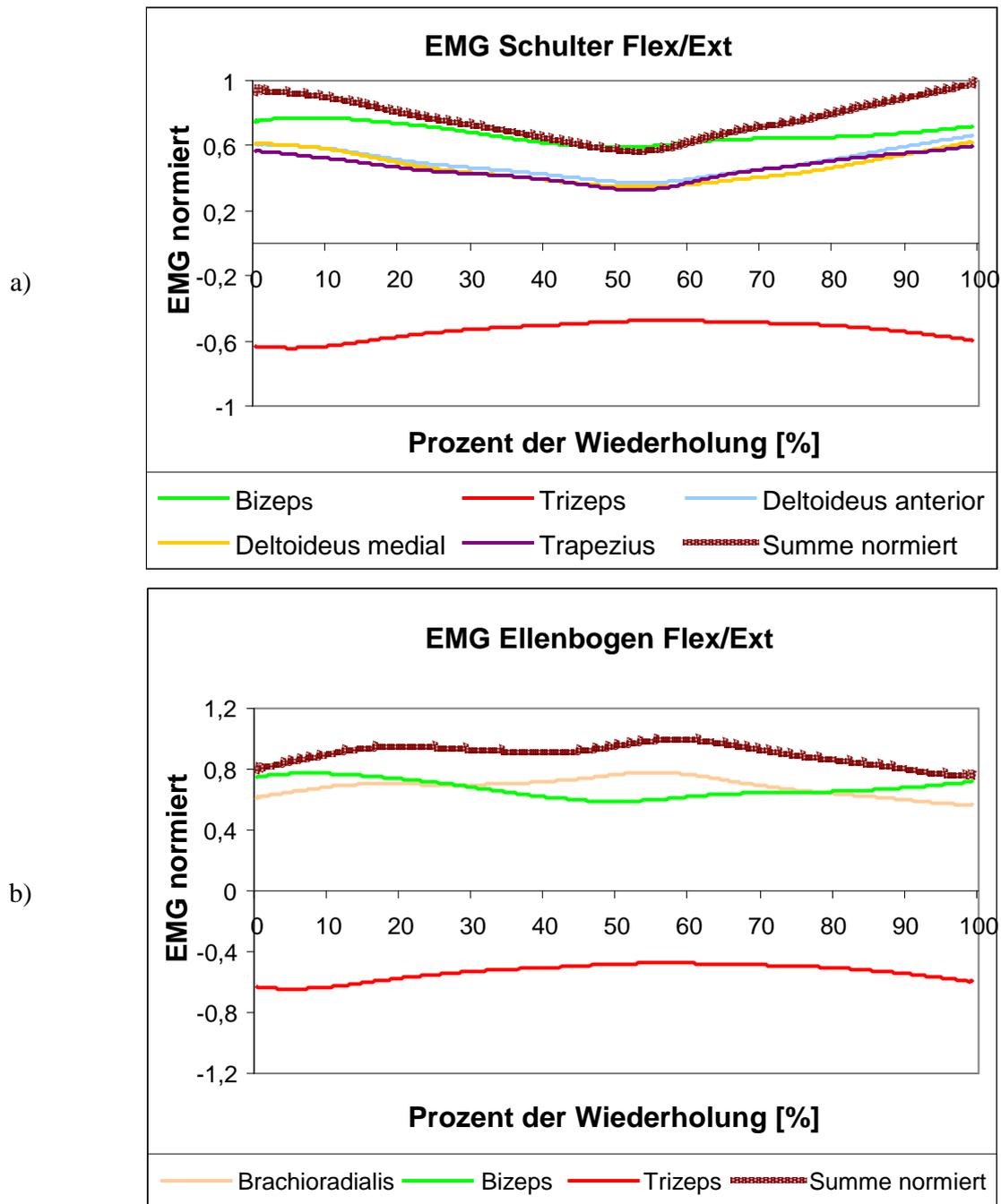


**Bild 40:**

- Flexions-/Extensionswinkel im Schultergelenk: Mittelwert (Volllinie) und Standardabweichung (Strichlinie).
- Flexions-/Extensionswinkel im Ellenbogengelenk: Mittelwert (Volllinie) und Standardabweichung (Strichlinie).
- Die amplitudennormierte EMG Signale für die untersuchten Muskeln bei einer Sollkraft von 20% der Maximalkraft: Mittelwert (Volllinie) und Standardabweichung (Strichlinie).

Die Standardabweichung (Bild 40, Strichlinie) zeigt, dass sowohl die Gelenkwinkel in der Flexionsachse der Schulter (Bild 40a) und des Ellenbogens (Bild 40b) als auch die EMG Hüllkurve (Bild 40c) gut reproduzierbar sind.

Die Bild 41a stellt die amplitudennormierten EMGs für die Muskeln die im Schultergelenk wirken, sowie deren Summe dar. Diese Muskeln sind maximal am Anfang und Ende der Bewegungswiederholung aktiviert, und etwa bei 50% der Wiederholung minimal aktiviert. Bei einer Flexion im Ellenbogengelenk haben Brachioradialis und Bizeps Funktion der Agonisten und der Trizeps der Antagonisten. Deren amplitudennormierten EMGs und daraus gebildete Summe sind auf der Bild 41b zu sehen.

**Bild 41:**

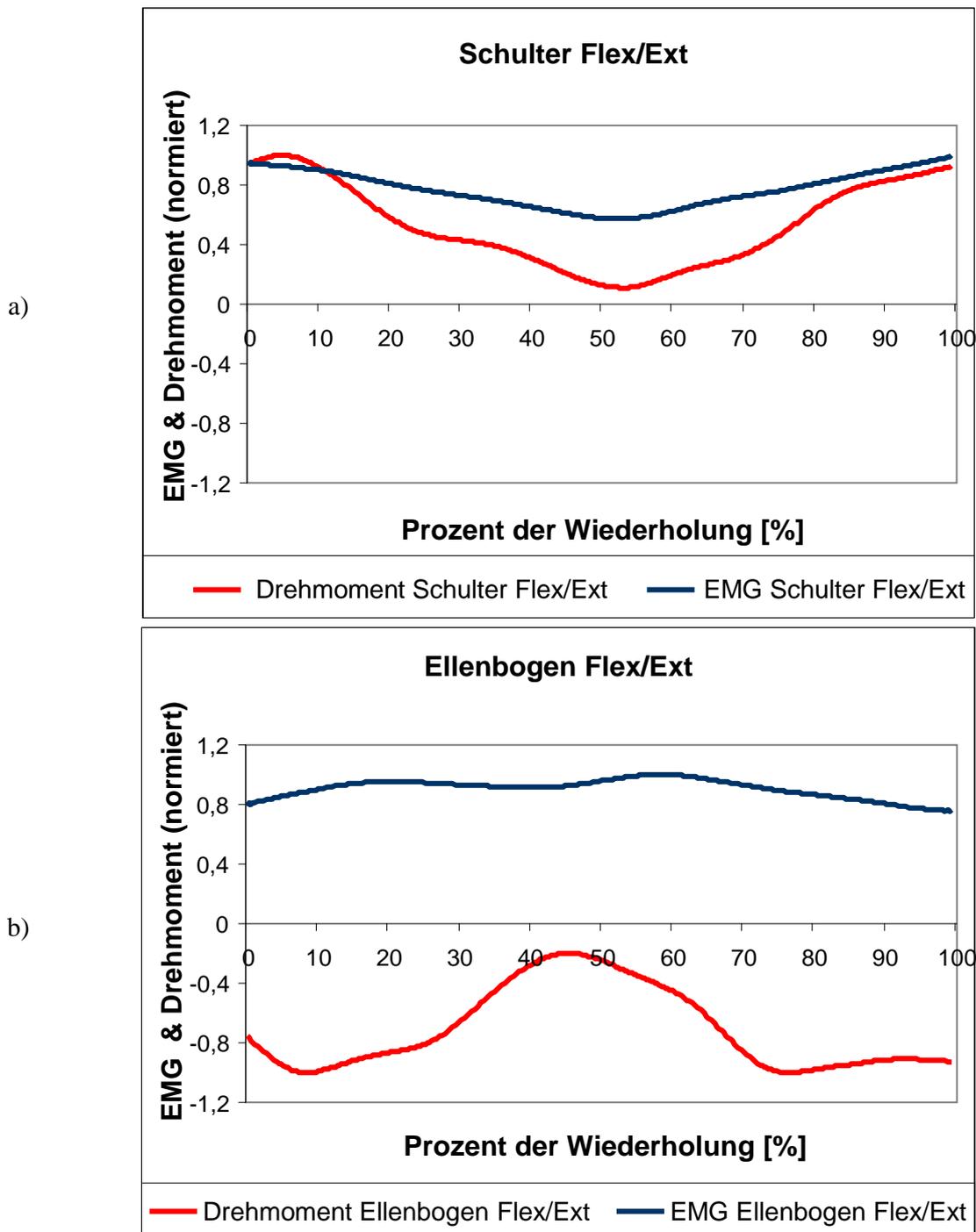
Amplitudennormierte EMG Signale der Muskeln die in der Flexion/Extension Achse:

a) der Schulter

b) des Ellenbogens

wirken, und deren Summe (amplitudennormiert).

Bild 42 zeigt die oben beschriebene EMG Summe im Vergleich zum Gelenkdrehmoment für das Schulter- (Bild 42a) und das Ellenbogengelenk (Bild 42b).

**Bild 42:**

Drehmoment und Summe der EMG Signale in der Flexion/Extension Achse:

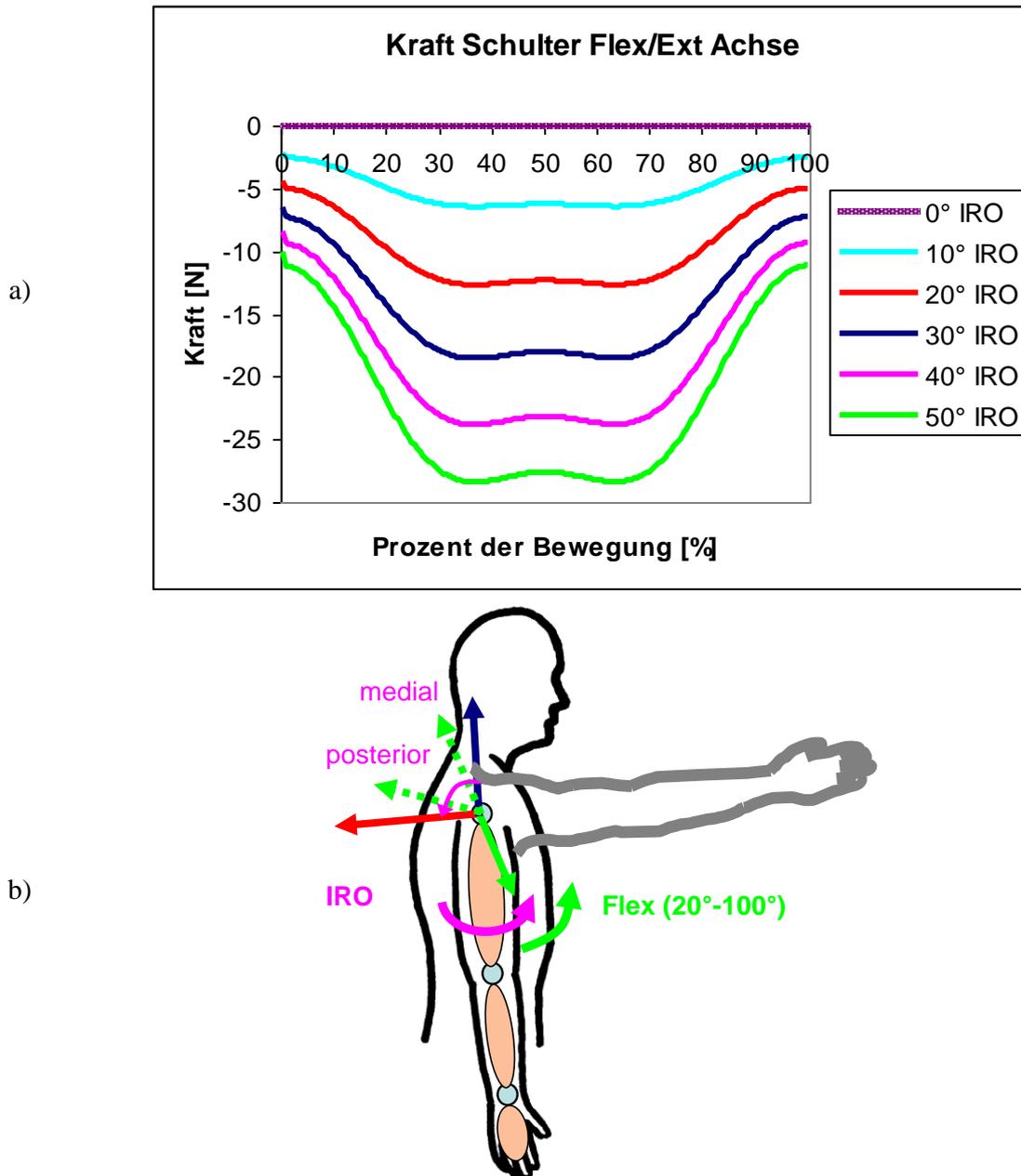
- a) der Schulter
- b) des Ellenbogens

Im Schultergelenk wurde ein hoher Kreuzkorrelationskoeffizient (0.982) zwischen dem Drehmoment und der Summe der EMG Signale gefunden. Dieses Ergebnis war auch zu erwarten, da die Muskeln in der Schulter hauptsächlich gegen die Schwerkraft, welche hier den Hauptanteil dieses Drehmoments verursacht, arbeiten. Im Ellenbogen korrelieren die EMG-Summe und Drehmoment deutlich weniger (0.543). Hier arbeiten die Muskeln zwar

wieder hauptsächlich gegen die Schwerkraft im Ellenbogengelenk, aber das Drehmoment im Ellenbogen ist jetzt nicht nur von der die im Unterarm wirkenden Schwerkraft abhängig, sondern auch von der Position des Oberarms. Da diese Position nicht von den Ellenbogenmuskeln verursacht wird, ist die Korrelation zwischen der EMG-Summe und dem Drehmoment nicht so hoch wie in der Schulter.

7.7 Modellbasierte Untersuchung der Wirkung einer innenrotierten Schulter

Bei einer Innenrotation der Schulter, bekommt die Kraft eine zusätzliche Komponente entlang der Flexionsachse (Bild 43) in die mediale und posteriore Richtung. Je stärker die Innenrotation der Schulter ist, umso mehr wirkt diese Kraftkomponente posterior und umso weniger medial. Diese Kraftkomponente kann man als Pathologie ansehen, da bei Patienten mit einer Innenrotation der Schulter diese Kraft bei jeder Flexionsbewegung im Schultergelenk wirkt. Diese pathologische Kraft kann zur Gelenkverformung und –degeneration führen.

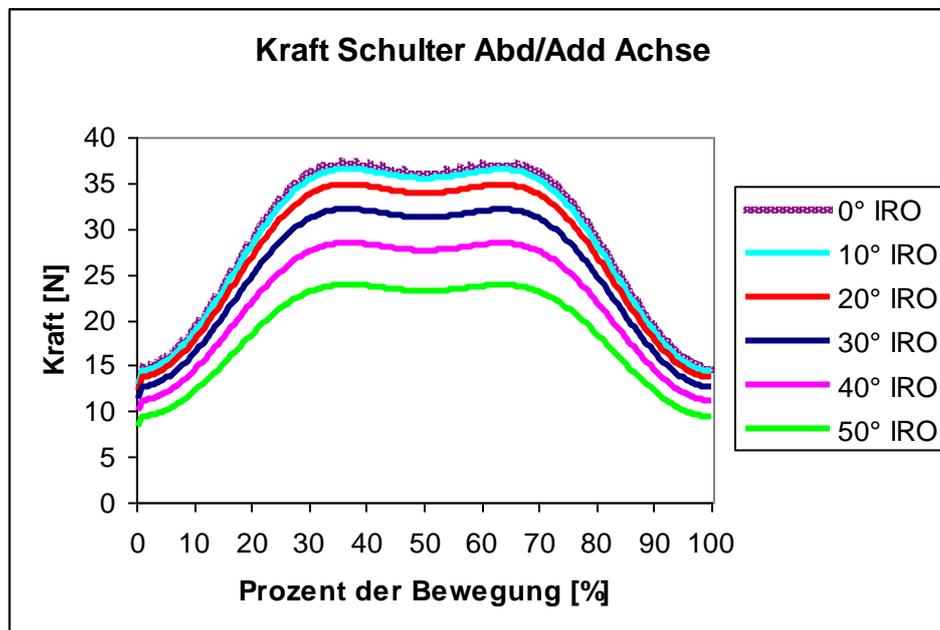
**Bild 43:**

Simulation der Pathologie:

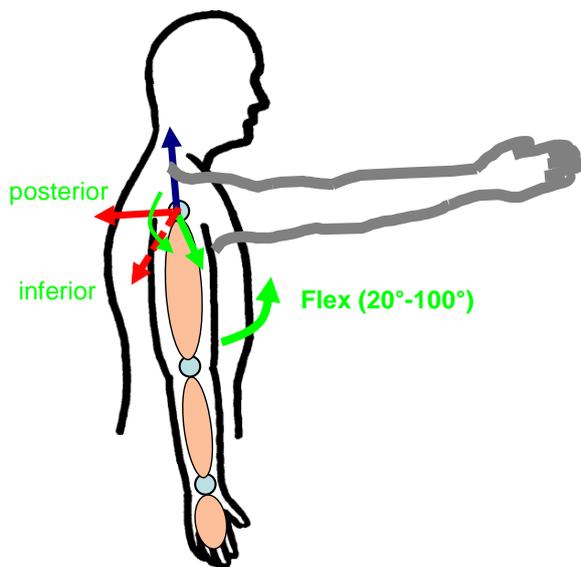
- Gelenkkräfte in der Flexion/Extension Achse bei einer Innenrotation der Schulter von 0, 10, 20, 30, 40 und 50 Grad
- Kraft entlang der Flexionsachse ändert durch die Innenrotation ihre Orientierung von medial zur posterior

Bild 44a zeigt die Schulterkraft entlang der Abduktionsachse. Mit zunehmender Flexion ist diese Kraftkomponente immer mehr nach inferior und weniger nach posterior gerichtet (Bild 44b). Je stärker der Schulter innenrotiert ist, umso mehr ändert sich die Richtung der Kraft entlang der Abduktionsachse von posterior nach lateral (Bild 44c). Darüber hinaus wird der Humerus durch diese Kraftkomponente nach unten und nach außen gezogen und somit wird

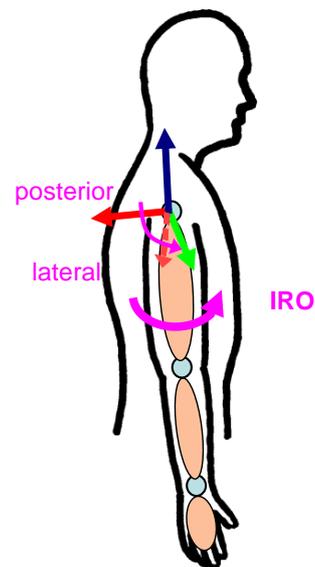
das Schultergelenk entlastet. Diese physiologische Kraftkomponente nimmt mit zunehmender Innenrotation jedoch ab und Schutz der Schulter entfällt.



a)



b)



c)

Bild 44:

- Simulation der Pathologie: Gelenkkräfte in der Abduktion/Adduktion Achse mit Innenrotation von 0, 10, 20, 30, 40 und 50 Grad
- Kraft entlang der Abduktionsachse ändert ihre Orientierung durch die Flexion von posterior nach inferior
- Kraft entlang der Abduktionsachse ändert ihre Orientierung durch die Innenrotation von posterior nach lateral

Die Kraft entlang der Rotationsachse verändert sich nicht mit der Innenrotation (Bild 45).

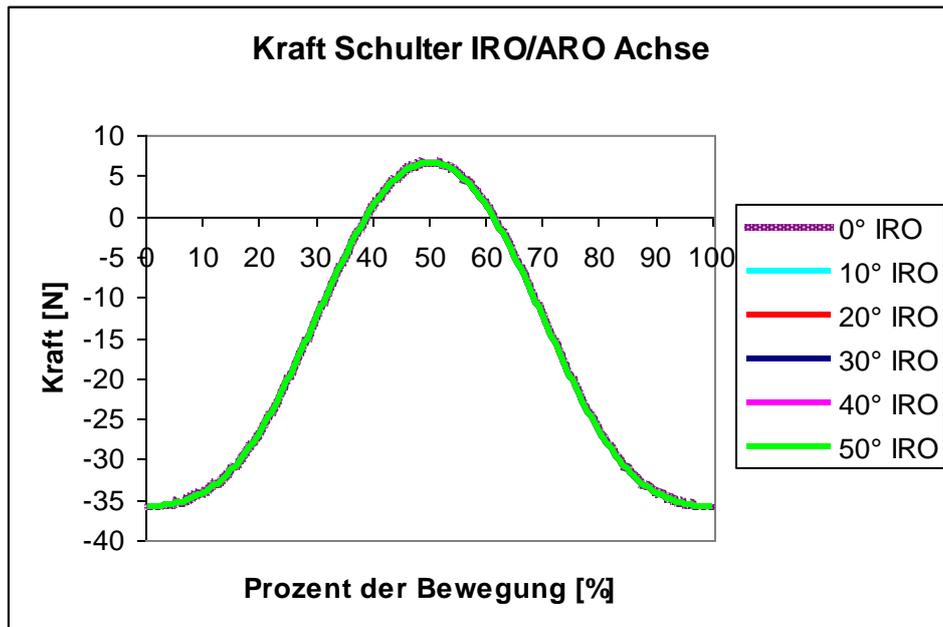


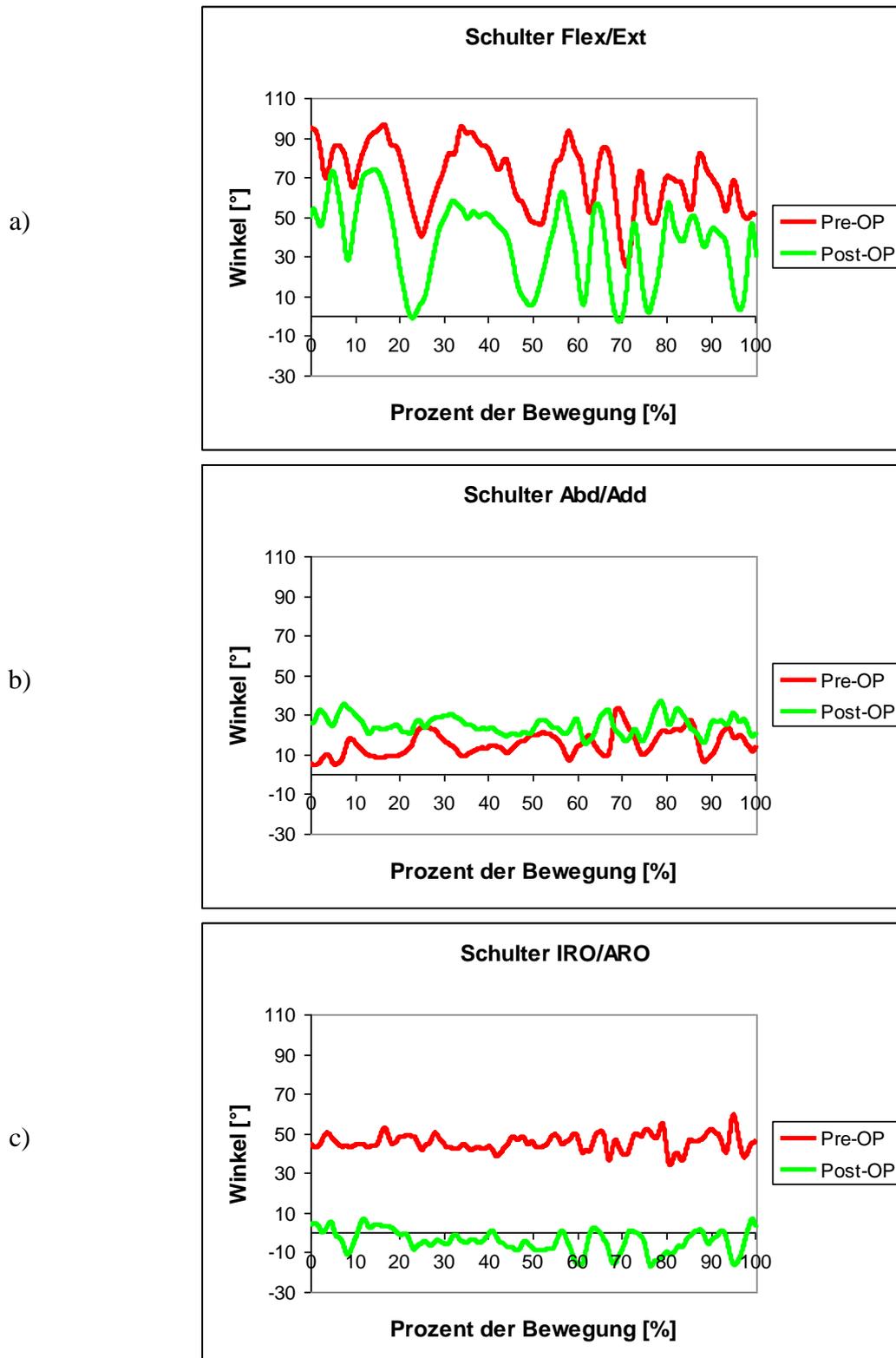
Bild 45:

Simulation der Pathologie: Gelenkkräfte in der Rotationsachse mit Innenrotation von 0, 10, 20, 30, 40 und 50 Grad

7.8 Experimentelle Bestimmung der Kinetik der oberen Extremität in Patienten mit Plexus brachialis Läsion

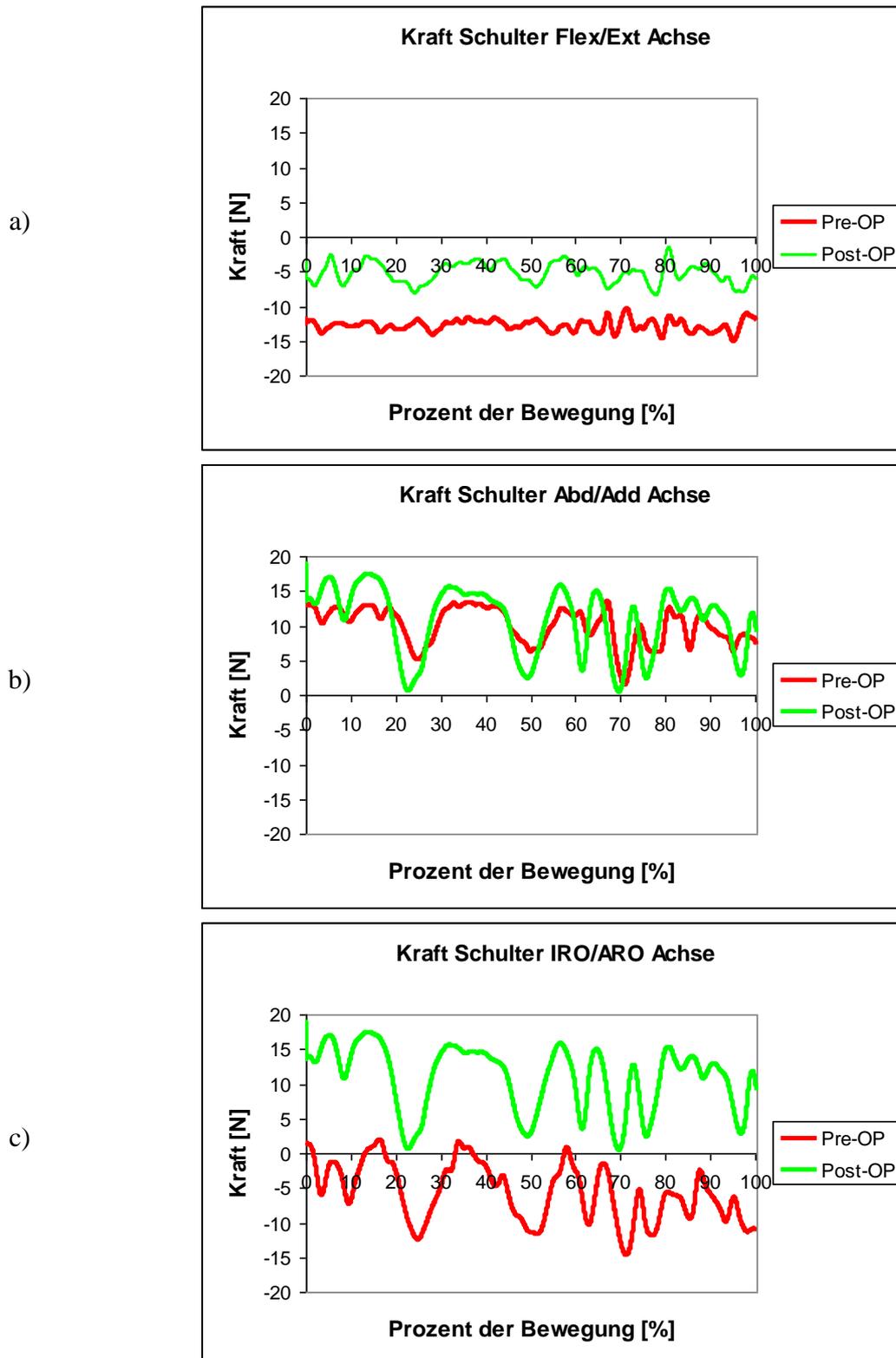
Die Ergebnisse der zur zur experimentellen Bestimmung der Kinetik der oberen Extremität in Patienten mit Plexus brachialis Läsion zeigen alle den gleichen Trend, sind aber aufgrund der interindividuellen Unterschiede nicht direkt vergleichbar. Daher ist in Bild 46 nur der Schultergelenkwinkel eines exemplarisch ausgewählten Patienten vor und nach der Operation dargestellt.

Die Gelenkkräfte im Schultergelenk wurden für die Winkelabläufe vor und nach der Operation berechnet (Bild 47).

**Bild 46:**

Gelenkwinkel im Schultergelenk Pre- (rot) und Post-OP (grün):

- a) Flexion/Extension Achse
- b) Abduktion/Adduktion Achse
- c) Rotationsachse

**Bild 47:**

Gelenkkraft im Schultergelenk Pre- (rot) und Post-OP (grün):

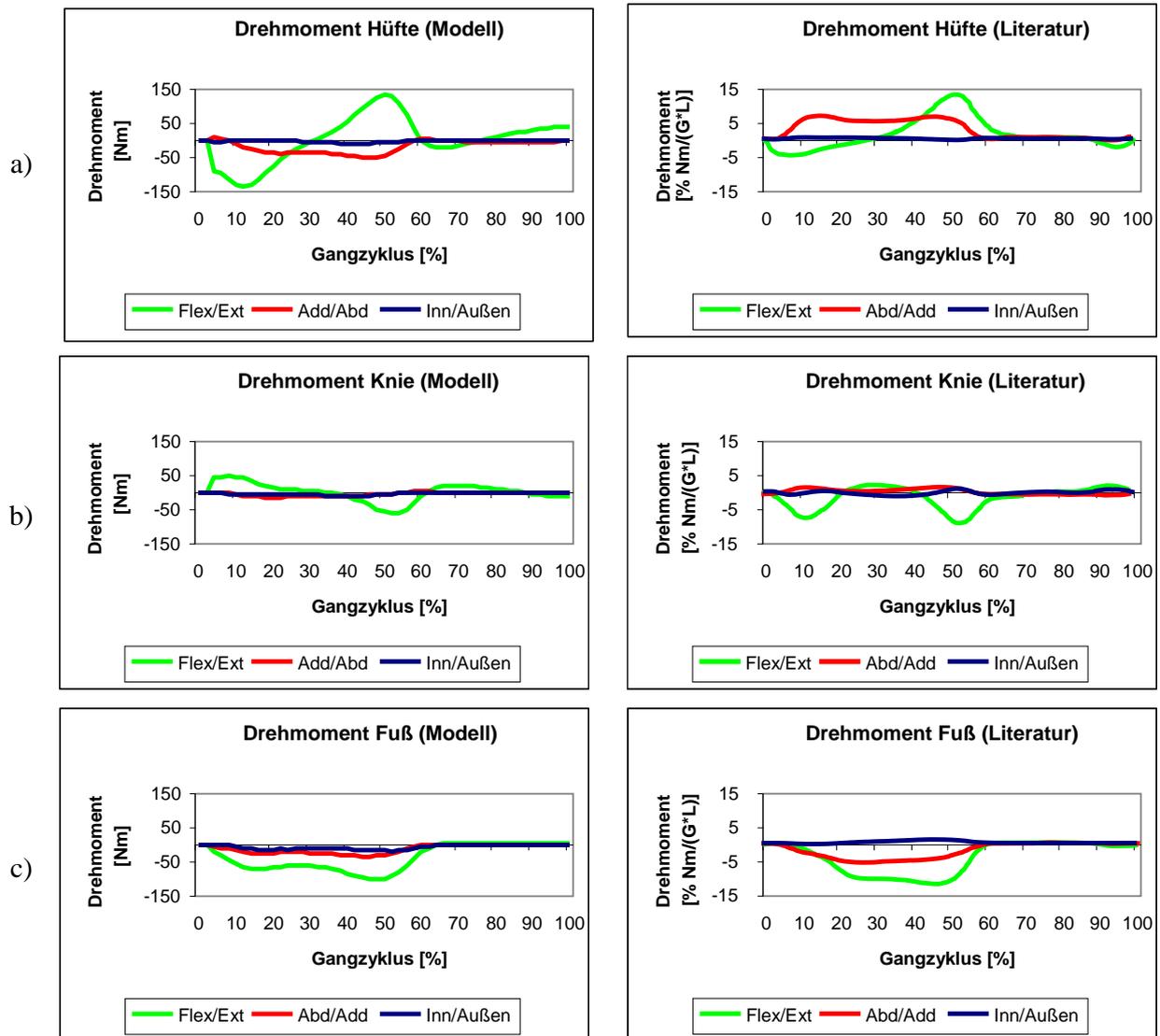
- a) Flexion/Extension Achse
- b) Abduktion/Adduktion Achse
- c) Rotationsachse

Die Bild 47a zeigt, dass sich das Kraftmuster im Schultergelenk nach der Operation verbessert hat. Die unphysiologische, im Abschnitt 5.2.2 beschriebene Kraft in der Flexionsachse ist kleiner geworden. Die Kraft in die Abduktionsachse hat sich kaum verändert. Die Veränderung in der Rotationsachse kommt vom unterschiedlichen Flexionswinkelverlauf im Schultergelenk vor und nach der Operation. Die Unterschiede in Winkel in diese Achse lassen sich teilweise durch das Wachstum des Patienten und teilweise durch die etwas größere Abduktion und durch unterschiedliche Bewegungsstrategie erklären.

7.9 Erweiterung des kinetischen Modells auf die unteren Extremitäten

Bild 48 zeigt die Mittelwerte der berechneten Drehmomente (links) für das Normkollektiv im Hüft-, Knie- und Fußgelenk in alle drei Achsen im Vergleich zu den, aus der Literatur [Kadaba 1989] entnommenen, und durch gut etablierte Modelle berechneten Mittelwerte der Drehmomente (rechts) im Hüft-, Knie- und Fußgelenk.

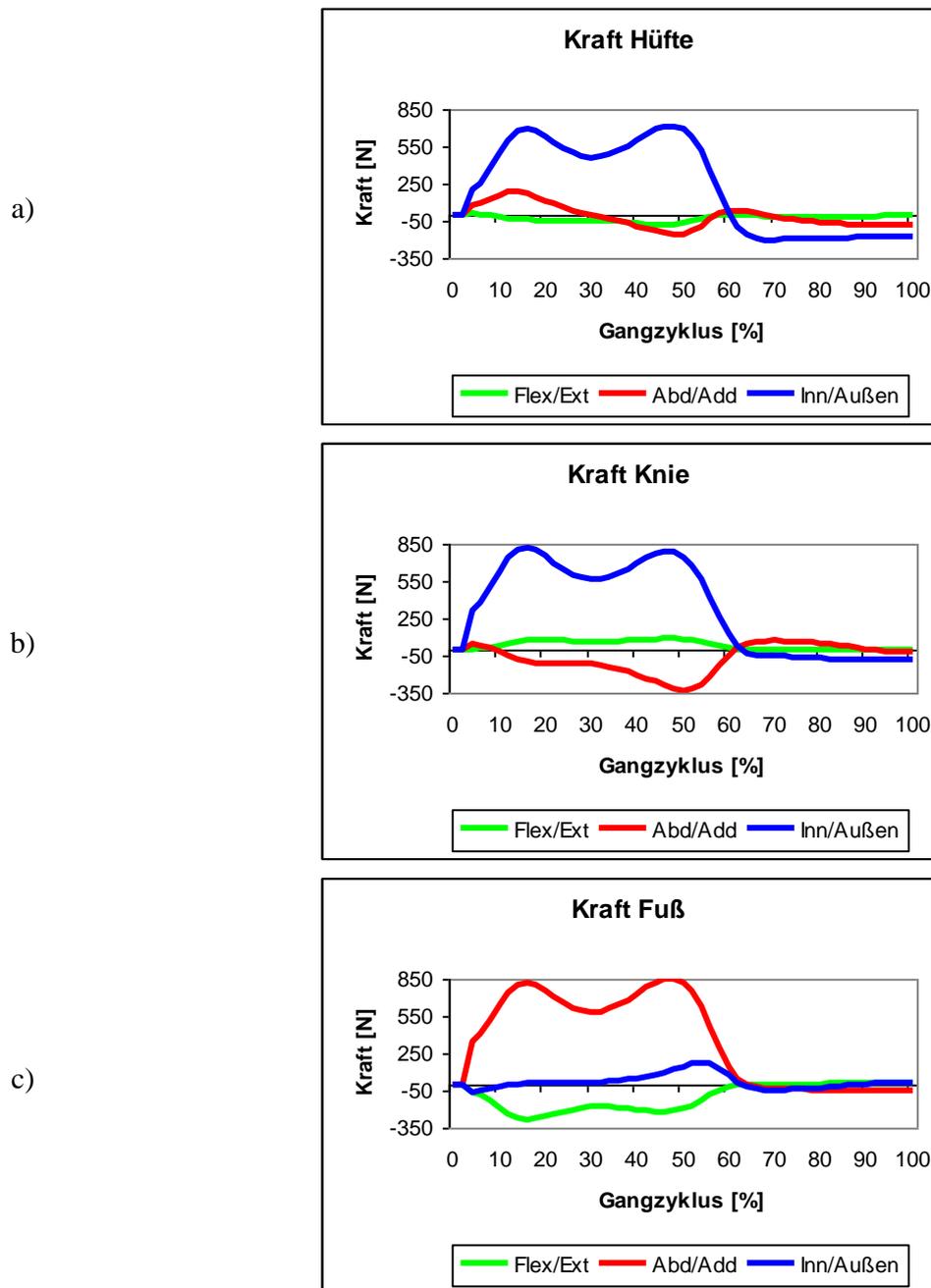
Ähnliche Muster wurden bei allen relevanten Drehmomenten (hauptsächlich in der Flexion- und Abduktionsachse) außer in der Flexionsachse des Kniegelenks gefunden. Ein Grund für diese Abweichung sind die unterschiedlichen Gelenkwinkelverläufe, Bodenreaktionskräfte, Körper-Segment-Parameter und die nicht berücksichtigten Veränderungen des Kraftangriffspunktes. Im Rahmen dieser Arbeit wurde angenommen, dass die Bodenreaktionskräfte während des gesamten Gangzyklus im Schwerpunkt wirken. Das führt zu Abweichungen in der Berechnung der Gelenkdrehmomente.

**Bild 48:**

Vergleich zwischen die Drehmomente berechnet mit dem Modell (links) und die Drehmomente von Kadaba (rechts) [Kadaba 1989]:

- a) Hüft-,
- b) Knie-,
- c) und im Fußgelenk.

Die Gelenkkräfte, die mittels des in dieser Arbeit entwickeltem Modell berechnet wurden, sind in der Bild 49 dargestellt.

**Bild 49:**

Normkollektiv: berechnete Gelenkkräfte im:

- a) Hüft-
- b) Knie-
- c) und im Fußgelenk.

Die Gelenkkräfte zeigen ein ähnliches Muster wie die Bodenreaktionskräfte. Da die Bodenreaktionskräfte (externe Kräfte) beim Gang die größte Auswirkung auf die Gelenkkräfte und –drehmomente haben, sind diese bei der Ganganalyse sehr wichtig.

Da die Drehmomente ein Bezug auf die Muskelaktivitäten besitzen, werden die Gelenkdrehmomente bei der Ganganalyse viel häufiger untersucht als die Gelenkkräfte.

7.10 Modellbasierte Untersuchung der Wirkung einer rotierten Hüfte

In diesem Abschnitt werden Gelenkkraft – und drehmoment im Knie sowie das Gelenkdrehmoment in der Hüfte dargestellt.

Die Drehmomente im Hüftgelenk (Bild 50) wirken beim physiologischen Gang (gepunktete Linie) in Abduktionsrichtung. Eine zusätzliche Innenrotation jedoch bewirkt ein Gelenkdrehmoment in Adduktionsrichtung.

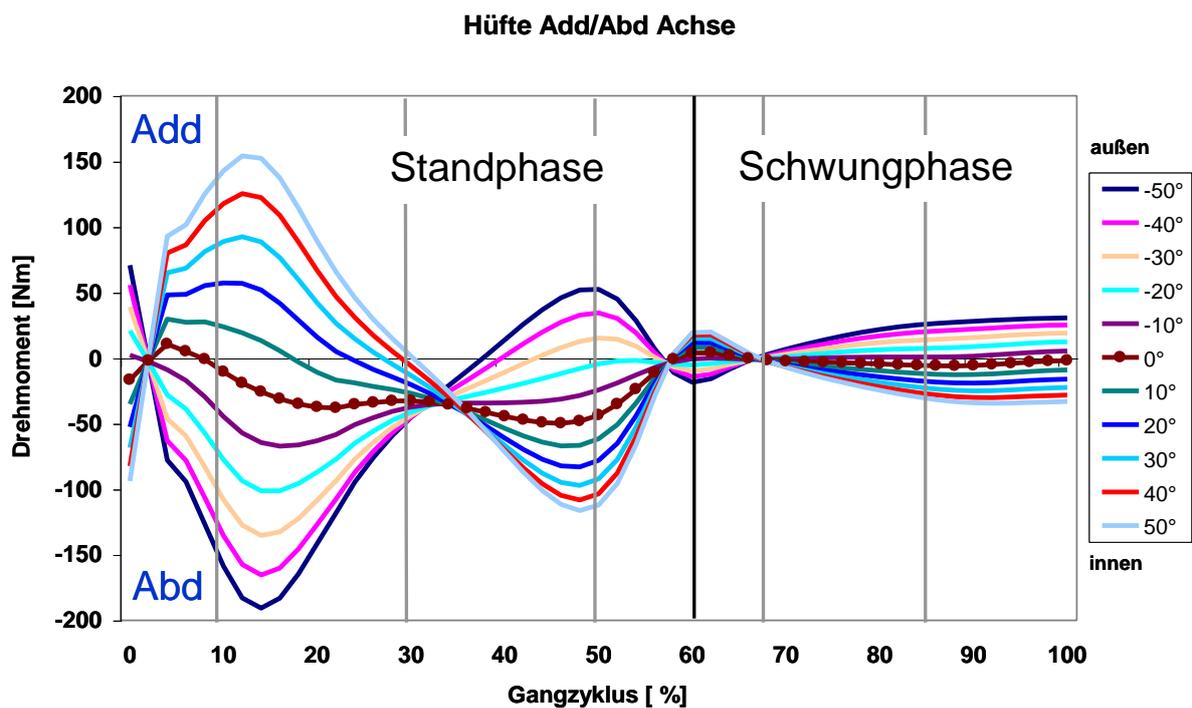


Bild 50:

Simulation der Pathologie: Gelenkdrehmomente im Hüftgelenk in der Adduktion/Abduktion Achse für verschiedene Hüftrotationswinkel.

Bild 51 zeigt die Gelenkkräfte entlang der Flexion/Extension Achse im Kniegelenk für das Normkollektiv (gepunktete Kurve) und für die simulierten Hüftrotationen. Die Kräfte wirken beim physiologischen Gang (gepunktete Linie) medial. Es ist zu sehen, dass sowohl eine Innenrotation als auch eine Außenrotation im Hüftgelenk zu einer Änderung der Kraft entlang

der Flexionsachse führt. Diese Kraftänderung wirkt sowohl medialer bzw. lateraler Richtung in unterschiedlichen Ausprägungen je nach Gangphase.

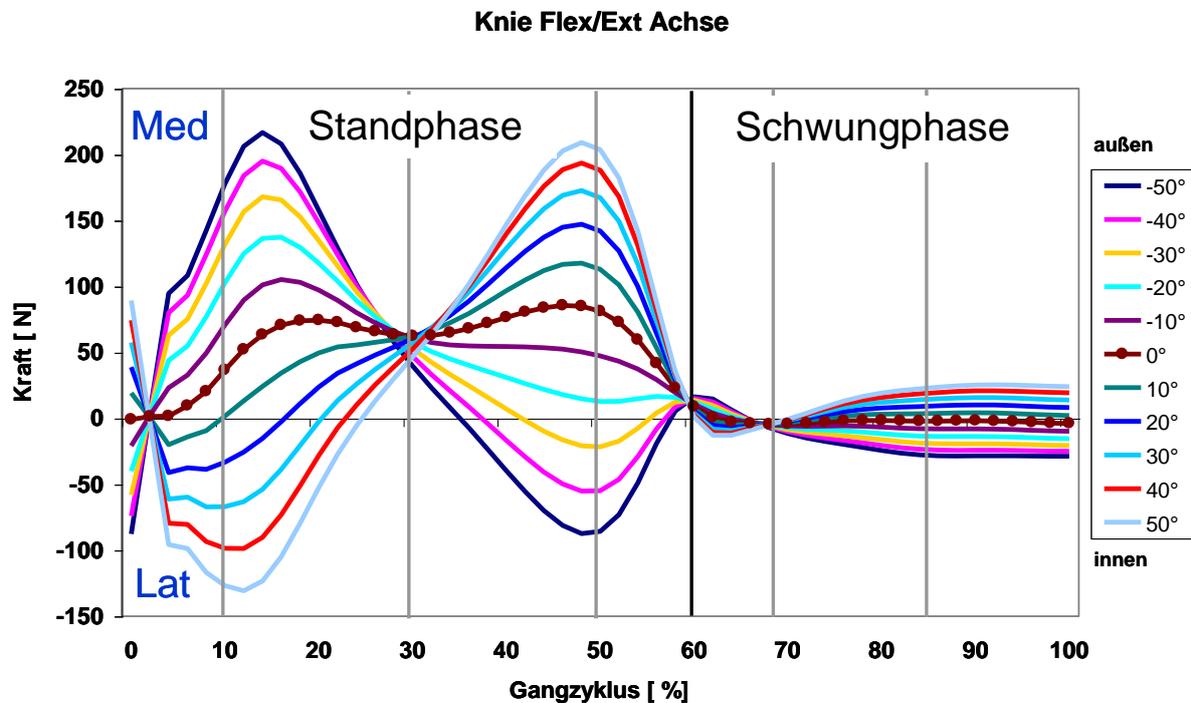
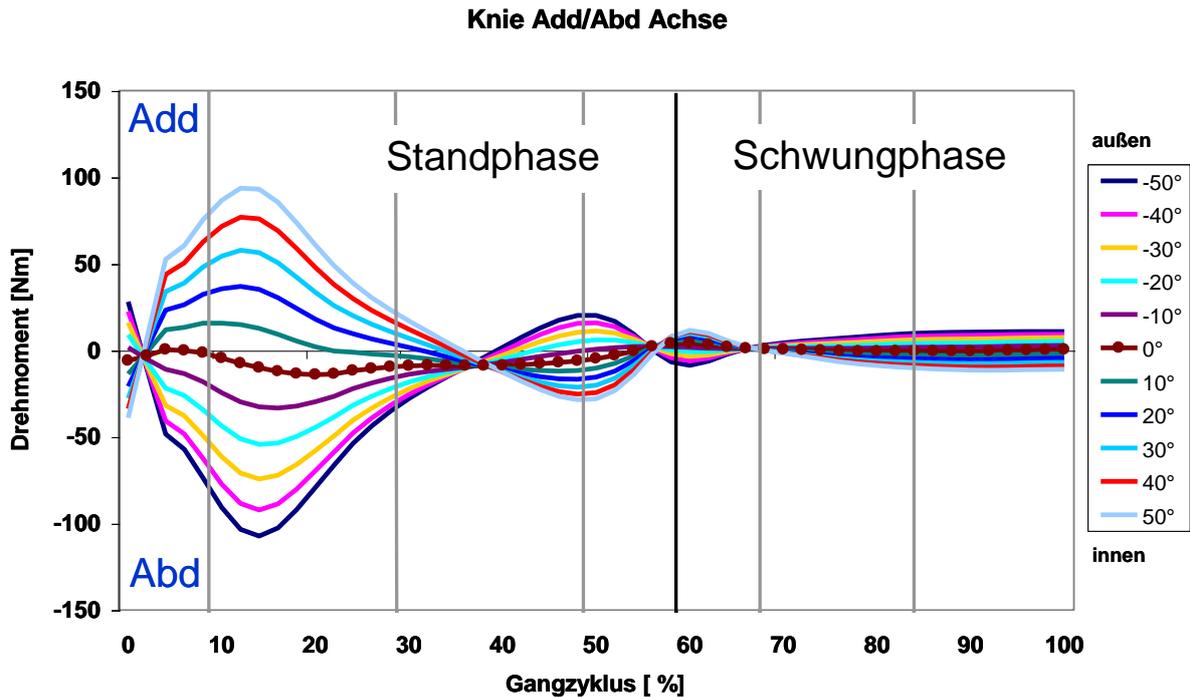


Bild 51:

Simulation der Pathologie: Gelenkkräfte im Kniegelenk entlang der Flexion/Extension Achse für verschiedene Hüftrotationswinkel.

Das Gelenkdrehmomente in der Adduktion/Abduktion Achse im Kniegelenk für das Normkollektiv (gepunktete Linie) und für die simulierten Hüftrotationen sind in der Bild 52 dargestellt. Die Drehmomente wirken beim physiologischen Gang (gepunktete Linie) in Abduktionsrichtung. Bei einer zusätzlichen Innenrotation der Hüfte ändern sich die Drehmomente in Adduktionsrichtung.

**Bild 52:**

Simulation der Pathologie: Gelenkdrehmomente im Kniegelenk in der Adduktion/Abduktion Achse für verschiedene Hüftrotationswinkel.

Das Drehmoment in der Hüfte bei einer Innenrotation der Hüfte bewirkt eine Adduktionsbewegung in der Hüfte und im Knie, da der Fuß in diesen Simulationen als frei beweglich angenommen wurde. Da jedoch beim realen Gang der Fuß in der Standphase fest auf dem Boden steht, ist eine Adduktionsbewegung im Knie nicht möglich, und führt daher zu unphysiologischen Stellung (Valgusstellung) und daher auch zu unphysiologischen Beanspruchungen des Kniegelenks, welche wiederum wie von Pauwels gezeigt zu Gelenkdeformationen und –verschleiß führen.

Die wirkenden Kräfte entlang der Achsen können potentiell gelenkschädigend sein, wenn sie kontinuierlich und gleichförmig auf den Gelenkknorpel treffen und das Gelenk nicht hinreichend muskulär sowie ligamentär bzw. kapsulär gesichert ist. Ebenso wirkt sich die Veränderung der Drehmomente (bei zunehmender Rotationsstellung im Hüftgelenk) in den Achsen durch eine entsprechende muskuläre Dysbalance funktionell nachteilig hinsichtlich des Entstehens eines Gelenkverschleißes aus. Durch das persistierende Muskelungleichgewicht ergibt sich für das Gelenk eine erhebliche Zentrierungsproblematik und somit eine kontinuierliche und uniforme Fehl- bzw. Überbelastung.

8 Diskussion und Ausblick

Voraussetzung für eine objektive und umfangreiche Analyse freier, dreidimensionaler Bewegungen der oberen Extremität war die Entwicklung eines modellbasierten Messverfahrens zur Untersuchung der Kinematik, Kinetik und muskulären Aktivität. Im Gegensatz zu bisher verwendeten Messverfahren zur Bewegungsanalyse der oberen Extremität [Schmidt 1999, Schmidt 2000, Williams 2006, Rau 2000, Riener 1997, Ensminger 1995, Slavens 2008], ermöglicht das im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Messverfahren eine reproduzierbare Erfassung der Kinematik sowie externer Kräfte und Drehmomente, die Berechnung der Gelenkkräfte und –drehmomente mit Berücksichtigung auf die extern wirkenden Belastungen und gleichzeitig die Untersuchung der muskulären Aktivitäten bei beliebigen, nicht eingeschränkten Armbewegungen.

Zur Berechnung der für die Entwicklung des kinetischen Modells benötigten Körper-Segment-Parameter (KSP) wurde eine Methode gewählt, welche geschlechtsspezifisch ist, nur fünf anthropometrischen Messungen an Probanden verlangt und damit des im Rahmen dieser Arbeit vorgestellten Messverfahrens einsetzbar ist. Rao et al. [Rao 2006] untersuchten den Einfluss der anhand sechs verschiedener Modelle berechneten Körper-Segment-Parameter auf die Gelenkdrehmomente in der Flexion/Extension Achse beim Gang. Die Studie zeigte, dass die Variabilität in KSP zu signifikanten Unterschieden in den Gelenkdrehmomenten führen kann, und daher die Auswahl der Methode zur Abschätzung der KSP von großer Bedeutung ist. Die Autoren empfehlen die Methode von Zatsiorsky [Zatsiorsky 1983], weil die durch

diese Methode berechneten KSP Werte am ähnlichsten zu denen bei in vivo Messungen sind.

Die Variabilität der kinematischen Daten bei einer Bewegung der oberen Extremität zwischen einzelnen Versuchen bzw. einzelnen Probanden ist bisher immer noch nicht zufriedenstellend. Obwohl die Gelenkwinkel bei gleicher Bewegung aufgrund der unterschiedlichen Anthropometrie und Bewegungsstrategien eine natürliche Variabilität aufweisen, sind Unterschiede unerwünscht, die durch nicht eindeutig definierten Bewegungsaufgabe entstehen. Bisher wurde zur Standardisierung von Armbewegungen dem Probanden eine zielgerichtete Bewegung als Bewegungsaufgabe vorgegeben [Miltner 2002, Williams 2006, Müller-Rath 2009]. Auf diese Weise ist es möglich, ein bestimmtes Bewegungsmuster für verschiedene Bewegungen zu erkennen [Miltner 2002], aber die Gelenkwinkel zeigen jedoch bei diesem Verfahren große Unterschiede zwischen verschiedenen Messungen mit einer Standardabweichung von bis zu 50 Grad [Williams 2006, Müller-Rath 2009]. Um eine Bewegungsaufgabe der oberen Extremität deutiger definieren zu können, wurde für die Vorgabe einer Bewegung im Rahmen dieser Arbeit ein Roboterarm verwendet. Eine endeffektorbasierte, geführte Bewegungsvorgabe wurde gewählt, um die Bewegungsaufgabe zu standardisieren, und um gleichzeitig dem Probanden zu erlauben, auch eine eigene Bewegungstrategie zu nutzen. Um die Reproduzierbarkeit der Gelenkwinkel zu prüfen, wurden Validierungsmessungen durchgeführt, die diese robotergeführte Bewegung mit bisher bei einer Armbewegungsuntersuchung häufig genutzten zielgerichteten Bewegung vergleichen. Die Ergebnisse zeigen, dass die intra- und interindividuellen Unterschiede in den Gelenkwinkeln deutlich reduziert werden konnten. Auf diese Weise ist ein Messprotokoll entwickelt worden, welches die Unterschiede in den Gelenkwinkel verringert und damit den Vergleich zwischen verschiedenen Messungen verbessert.

Die Messung der extern wirkenden Kräfte und Drehmomente bei der Bewegung der oberen Extremitäten war bisher auf einzelne Anwendungen beschränkt. Der Kraftsensor wurde dabei z.B. auf einem Rollstuhl [Ensminger 1995] oder auf einer Krücke [Slavens 2008] befestigt, um die externen Kräfte erfassen zu können. Diese Ansätze ermöglichen jedoch nur die Erfassung der externen Belastung bei einer Rollstuhlbewegung, bzw. bei einem durch Krücken unterstützten Gang. Der im Rahmen dieser Arbeit am Endeffektor des Roboters angeflachte Kraft-Momenten Sensor ermöglicht die Messung externer Kräfte und Drehmomente bei einer beliebigen und auch komplexen Armbewegung. Diese Kräfte haben bei einer Bewegung der

oberen Extremität nicht ein klar definiertes Muster, wie etwa die Bodenreaktionskräfte beim Gang. Um eine reproduzierbare Erfassung der externen Belastungen, welche besonders zur Untersuchung der muskulären Aktivitäten wichtig ist, zu gewährleisten, wurde im Rahmen dieser Arbeit dem Proband eine Sollkraft vorgegeben. Diese und die gemessenen Kräfte und Drehmomente werden über eines visuelles Feedback-System dargestellt. Das Feedback stellt dem Proband die Information über ausgeübte Kräfte und Drehmomente zur Verfügung und hilft ihn dadurch eine bestimmte Kraft zu halten. Durchgeführte Validierungsmessungen zeigen, dass diese Information die Reproduzierbarkeit der erfassten kinetischen Daten verbessert.

Um die Gelenkbeanspruchungen bei einer beliebigen, freien, dreidimensionalen Bewegung der oberen Extremitäten bestimmen zu können, wurde im Rahmen dieser Arbeit zunächst ein auf Inverser Dynamik basierendes, kinetisches Modell entworfen. Das Modell besteht aus starren Segmenten: Hand, Unterarm und Oberarm. Die Verbindungen zwischen diesen Segmenten stellen ideale Kugelgelenke dar. Es wurde angenommen, dass alle Gelenkwinkel bei der Nullstellung tatsächlich 0° beträgt. In Fällen, wo es z.B. wegen einer Fehlstellung des Arms dem Proband nicht möglich war diese Stellung zu erreichen, musste dieser Winkel manuell korrigiert werden. Bei dem im Rahmen dieser Arbeit entwickelten kinetischen Modell werden, im Gegensatz z.B. zum Modell von Riener et al. [Riener 1997] die extern wirkenden Belastungen berücksichtigt. Allerdings wurde eine Veränderung des Angriffspunktes der extern wirkenden Kräfte nicht im Modell implementiert. Im Rahmen dieser Arbeit wurde angenommen, dass die extern wirkenden Kräfte und Drehmomente im Schwerpunkt des Handgelenks wirken, da der Angriffspunkt der extern wirkenden Kräfte sich bei dem hier verwendeten Versuchsaufbau immer annähernd im Schwerpunkt der Hand befindet. Da sich jedoch bei einer externen Kraft von 10N in Richtung der Schwerkraft das Drehmoment im Schultergelenk um die Flexionsachse verdoppelt hat, zeigt sich, dass die externen Belastungen eine deutliche Auswirkung auf die Gelenkbeanspruchungen der oberen Extremitäten haben. Deswegen empfiehlt es sich, den Einfluss des Angriffspunktes der externen Kraft auf die Gelenkkkräfte und –drehmomente in weiteren Studien noch genauer zu untersuchen.

Das entwickelte Modell wurde zunächst validiert, indem die Gelenkkkräfte und –drehmomente bei einer künstlich generierten Bewegung in der Schulterflexionsachse ohne Einwirkungen externer Belastungen berechnet wurden. Die daraus resultierenden Gelenkkkräfte und –

drehmomente zeigten die erwarteten Muster in anatomischen Achsen. Die Auswirkung einer extern wirkenden Kraft auf die kinetischen Muster wurde dann mittels einer weiteren Simulation untersucht. Auf diese Weise ist nicht nur das Modell validiert worden, sondern es liegen damit auch die kinetischen Muster für eine exakte und rein einachsige Flexionsbewegung der Schulter vor.

Die im Rahmen dieser Arbeit berechneten Gelenkdrehmomente entstehen durch die Wirkung der externen Kräfte und Drehmomente bzw. der Gelenkkräfte und –drehmomente im jeweiligen und im vorherigen (distalen) Gelenk sowie durch die Winkelbeschleunigung. Die Gelenkkraft und –drehmoment in einem Gelenk selbst sind abhängig von der Gravitationsbeschleunigung und von der linearen Beschleunigung des jeweiligen Segmentschwerpunktes. Zur Untersuchung der Auswirkungen der Gravitationsbeschleunigung auf das Gelenkdrehmoment wurden die Drehmomente im Schultergelenk bei einer Flexionsbewegung der Schulter berechnet und mit dem Gelenkdrehmoment ohne Wirkung der Gravitationsbeschleunigung verglichen. Die Ergebnisse zeigen, dass bei der im Rahmen dieser Arbeit verwendeten Bewegungsgeschwindigkeit, die Gelenkdrehmomente hauptsächlich durch die Schwerkraft entstehen, wenn keine externe Kräfte wirken. Dies bedeutet, dass in einem Gelenk ein Drehmoment wirken kann, obwohl es sich nicht aktiv bewegt hat. Diese Information ist sehr wichtig zur Interpretation der berechneten Gelenkdrehmomente, besonders im Zusammenhang mit der muskulären Aktivierung.

Der nächste Schritt war die Validierung des im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Modells durch der Nutzung an Probanden erfasster Daten. Dabei wurden für das Modell benötigte Daten bei Messungen an gesunden Probanden mittels vorgestellten Messverfahren erfasst. Die Reproduzierbarkeit der gewonnenen Gelenkwinkel und EMG-Hüllkurven war hoch. Das Modell wurde validiert, indem die mit dem Modell berechneten Gelenkdrehmomente mit den muskulären Aktivitäten verglichen wurden. Da die berechneten Gelenkdrehmomente in sich die Information über die Aktivierung der Muskeln erhalten, war ein Bezug zwischen dem Drehmoment und der Summe der Muskelaktivitäten in einem Gelenk zu erwarten. Der hohe Kreuzkorrelationskoeffizient im Schultergelenk zwischen dem berechneten Drehmoment und der Summe der muskulären Aktivitäten hat diesen Bezug nachgewiesen. Dieser Bezug muss jedoch sehr vorsichtig interpretiert werden, da der nur einen groben Beweiss darstellt. Dafür gibt es mehrere Gründe: a) da nicht alle für die Bewegung verantwortlichen Muskeln

untersucht wurden, b) bei den zweigelenkigen Muskeln konnte nicht berücksichtigt werden, mit welchem Anteil der Aktivierung der Muskel im jeweiligem Gelenk wirkt, und c) das berechnete Drehmoment in einem Gelenk ist auch von der Position der proximalen Gelenken abhängig. Insgesamt konnte jedoch gezeigt werden, dass die berechneten Drehmomente wertvolle Informationen über die Ursache der Bewegung (d.h. über die muskuläre Aktivierung) enthalten.

Die praktische Anwendbarkeit des Verfahrens wurde im Rahmen einer Reihe klinischer Untersuchungen in Kooperation mit dem St. Franziskus Hospital Aachen an Kindern mit geburtstraumatischer Plexusläsion experimentell überprüft. Als Folge der Plexusläsion kam es bei diesen Patienten auf einer Körperhälfte zur einer Innenrotation des Schultergelenks. Zur Untersuchung der Auswirkung dieser Fehlstellung auf die Gelenkkräfte und –drehmomente im Schultergelenk wurde zuerst eine Simulation durchgeführt. Damit war es möglich die Auswirkungen der Innenrotation bei einer reinen Flexionsbewegung der Schulter untersucht. Somit wurde sichergestellt, dass eventuelle Kompensationsbewegungen in anderen Achsen die Ergebnisse beeinflussen, und die kinetischen Muster bei dieser Fehlstellung wurden festgelegt. Danach wurden die Gelenkkräfte bei Patienten mit einer Innenrotation im Schultergelenk bei einer komplexer Bewegung berechnet. Eine komplexe Bewegung wurde ausgewählt, damit möglichst natürliche Bewegungen, mit möglicherweise auftretenden Kompensationsbewegungen erfasst werden können. Es hat sich gezeigt, dass die Änderungen der Gelenkkräfte, die sich bei der Simulation gezeigt haben, auch bei Patienten mit dieser Fehlstellung auftreten. Es wurde dadurch nachgewiesen, dass eine Fehlstellung zu unphysiologischen Gelenkkräften und damit zur Schädigung der Gelenke führen kann.

Zur Validierung des kinetischen Modells im Vergleich mit einem für die unteren Extremitäten entwickelten Modell wurde zunächst das Modell weiterentwickelt, so dass es auch auf die unteren Extremitäten angewendet werden kann. Die so berechneten Kraft- und Drehmomentabläufe stimmen mit den Ergebnisse der Literatur gut überein. Die Unterschiede im Kniegelenk rühren von unterschiedlichen Gelenkwinkel und Bodenreaktionskräften her. Danach wurde eine Fehlstellung der Hüfte simuliert und deren Auswirkungen auf die Gelenkkräfte und –drehmomente in der Gelenkkette analysiert. Es wurde gezeigt, dass eine Fehlstellung in der Hüfte zu unphysiologischen Kräften und Drehmomenten im Knie führt, die dann wiederum zur Entstehung einer Fehlstellung und damit zu Gelenkdeformationen im Kniegelenk beitragen können.

Das im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Verfahren bietet die Möglichkeit, pathologische kinetische Muster mit nicht-invasiven Methoden zu erkennen und damit die Evaluierung von Operationserfolgen wesentlich zu unterstützen.

Das im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Verfahren zur Vorgabe der Bewegung und Erfassung externer Kräfte der oberen Extremitäten kann zu einem roboterassistierten System zur Schlaganfallrehabilitation weiterentwickelt werden. Der Roboter kann dabei wieder dem Patient eine Bewegung vorgeben, allerdings sollte dabei – abhängig von dem Grad der Bewegungseinschränkung- die Bewegungsunterstützung durch den Roboter und die aufzubringenden Kräfte automatisch an Patienten angepasst werden.

Die Gelenkdrehmomente, die mittels im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Modell bestimmt werden können, kombiniert mit EMG- Signalen, können in Zukunft als Eingang für Optimierungsverfahren zur Abschätzung der Muskelkräfte genutzt werden. Dies ermöglicht beispielsweise eine genauere Bestimmung der Ursachen von Bewegungseinschränkungen. Die durch die im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Verfahren erfassten und berechneten Gelenkkräfte und -drehmomente können desweiteren auch für Finite Elemente Modelle einzelner Gelenke oder Knochen benutzt werden, um bestimmte Bewegungen und daraus resultierende Kräfte simulieren zu können. Auf diese Weise kann die Verteilung der Kraft auf Knochen, Bänder und Sehnen bestimmt werden was bei orthopädischen Fragestellungen wie beispielsweise Untersuchung der Stabilität interner Osteosynthesen eine wichtige Rolle spielt.

9 Zusammenfassung

Gelenkbewegungen und –belastungen haben im täglichen Leben, vom Gang bis zur Armbewegung, eine herausragende Bedeutung. Unterschiedlichste Tätigkeiten wie das Heben eines Babys, das Tragen des Einkaufs oder Laufen haben gemeinsam, dass sich die Arm- oder Beingelenke bewegen und belastet sind. Die dabei entstehenden Gelenkbelastungen des Bewegungsapparates, welche sowohl eine wichtige Rolle in der Frakturheilung spielen, aber auch bei der Entstehung von Gelenkdeformationen von zentraler Bedeutung sind.

Aus dieser Motivation heraus ist es nötig, die Bewegung nicht nur hinsichtlich der Kinematik, sondern auch hinsichtlich der dabei wirkenden Kinetik im Detail analysieren zu können, da sie beispielweise wichtige Informationen zur Unterstützung der Operationsplanung und des Operationserfolgs bei Eingriffen in das muskuloskeletale System und viele anderen biomechanischen Fragestellungen liefert.

Bisherige Studien zu diesem Thema beschränkten sich meist auf die unteren Extremitäten. Im Falle von freien Bewegungen der oberen Extremitäten fand eine Berücksichtigung der Kinetik der Gelenkkette bisher noch gar nicht statt.

Ziel der hier vorliegenden Arbeit war daher die Entwicklung eines Modells zur Berechnung der Gelenkkräfte und –drehmomente bei der Bewegung der oberen Extremitäten, sowie von Messverfahren zur Erfassung aller für das Modell benötigten Eingangsgrößen. Schließlich sollten das entwickelte Modell und die Messverfahren anhand modellbasierte und experimentelle Untersuchungen an Probanden und Patienten validiert werden.

Zur Berechnung der bei einer Bewegung der oberen Extremität wirkenden Gelenkkräfte und –drehmomente in anatomischen Achsen wurde ein auf Inverser Dynamik basierendes Modell entwickelt und validiert. Als Eingangsdaten werden probandspezifische Körper-Segment-Parameter (KSP), die Gelenkwinkel und deren Änderungen in anatomischen Achsen und die bei der Bewegung wirkenden externen Kräfte verwendet.

Voraussetzung für eine vollständige Analyse von freien, dreidimensionalen Bewegungen der oberen Extremitäten ist eine hohe inter- und intraindividuelle Reproduzierbarkeit der Gelenkwinkel. Dabei soll nicht nur die Größe der Gelenkwinkel, sondern auch deren zeitlicher Verlauf, welche für Kinetik der Bewegung eine wichtige Rolle spielt, reproduzierbar sein. Dafür wurde im Rahmen dieser Arbeit ein roboterbasiertes Verfahren entwickelt, welches dem Proband/Patient eine Bewegungsbahn vorgibt. Im Vergleich zu bisher häufig verwendeten zielgerichteten Bewegungen wurde hierdurch die Reproduzierbarkeit der Gelenkwinkel inter- und intraindividuell erhöht.

Zur Erfassung der extern wirkenden Kräfte existiert bei der Ganganalyse bereits ein standardisiertes und gut etabliertes Verfahren durch das Nutzen von Kraftmessplatten. Im Gegensatz dazu, stellt deren Erfassung bei Bewegungen der oberen Extremitäten noch eine große Herausforderung dar. Bisher wurden wenige Verfahren entwickelt, welche die Erfassung externer Kräfte und Momente der oberen Extremitäten nur bei bestimmten Bewegungen, wie z.B. einer Rohlstuhlbewegung, erlauben. Da diese Ansätze nur auf einzelne Anwendungen beschränkt sind, wurde im Rahmen dieser Arbeit ein Kraft-Momenten Sensor an den Endeffektor eines Roboters angeflanscht. Auf diese Weise wird die Erfassung externer Kräfte und Drehmomente bei beliebigen, dreidimensionalen Bewegungen der oberen Extremitäten ermöglicht. Um eine hohe Reproduzierbarkeit der externen Kräfte und Momente zwischen mehreren Bewegungswiederholungen eines Probanden und zwischen mehreren Probanden zu erreichen, wurde im Rahmen dieser Arbeit ein Kraft-Feedback entwickelt, welches die aktuelle Soll- und Istkräfte dem Proband/Patient visualisiert und auf diese Weise die Unterschiede der extern wirkenden Kräfte inter- und intraindividuell reduziert.

Zur Überprüfung des Ansatzes, wurde das Modell unter Nutzung der gleichen Vorgehensweise auf die unteren Extremitäten erweitert. Hierdurch wurde es möglich die hier entwickelte Vorgehensweise mit in der Literatur gut etablierten Modellen der unteren Extremität zu vergleichen. Die durch das im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Modell berechneten Gelenkdrehmomente stimmten mit denen der bereits etablierten Modellen überein. So konnte

nachgewiesen werden, dass die hier entwickelte Vorgehensweise zur Berechnung der Kinetik einer Bewegung richtige Ergebnisse liefert.

Zur Validierung der im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Messverfahren zur Erfassung der Gelenkwinkel und externer Kräfte und Erhöhung deren Reproduzierbarkeit, sowie des entwickelten Modells zur Berechnung der Gelenkkräfte und –drehmomente, wurden modellbasierte Simulationen der physiologischen Flexion/Extension der Schulter und einer Pathologie (Fehlstellung des Schultergelenks – Innenrotation), sowie experimentelle Untersuchungen an gesunden Probanden und an Patienten mit innenrotierter Schulter durchgeführt. Auf diese Weise konnten physiologische Muster der Gelenkkräfte und –drehmomente identifiziert und damit die Grundlage zur Erkennung unphysiologischer Gelenkkräfte geschaffen werden.

In einem nächsten Schritt wurde die klinische Relevanz, der durch das in dieser Arbeit entwickelte Modell bestimmten Gelenkdrehmomente weiter validiert, indem diese mit den dazugehörigen muskulären Aktivitäten verglichen wurden. Dazu wurden die muskulären Aktivitäten der an der Bewegung beteiligten Muskeln durch Oberflächen-EMG erfasst. Diese EMG-Signale wurden gleichgerichtet, geglättet und amplitudennormiert. Die Summe der auf diese Weise gebildeten Hüllkurven der oberflächen EMG-Signale der Agonisten und Antagonisten wurde gebildet, wobei die Agonisten als positiv und die Antagonisten als negativ gewertet wurden. Durch Bilden des Kreuzkorellationskoeffizienten der Hüllkurvensumme und der Gelenkdrehmomente konnte der Bezug zwischen diesen und somit auch die klinische Relevanz der Gelenkdrehmomente nachgewiesen werden.

Ingesamt hat sich gezeigt, dass die im Rahmen der Arbeit entwickelten Messverfahren sowie das Modell zur Bestimmung der Gelenkbeanspruchungen der oberen Extremitäten bei freien, dreidimensionalen Bewegungen geeignet sind. Auf diese Weise wird erstmals die Erkennung unphysiologischer Gelenkbeanspruchungen bei freien, dreidimensionalen Bewegungen der oberen Extremitäten möglich. Damit stehen Ärzten und Therapeuten wichtige Informationen zur Unterstützung der Operationsplanung und des Operationserfolgs bei Eingriffen in das muskuloskeletale System der oberen Extremitäten zur Verfügung.

10 Literaturverzeichnis

Affolter, F. (1997): Wahrnehmung, Wirklichkeit und Sprache. *Neckar-Verlag*, Auflage 8, Villingen-Schwenningen.

Allard, P., Stokes, I.A.F. and Blanchi, J.P. (1995): Three-Dimensional Analysis of Human Movement. *Human Kinetics*, Champaign, Illinois.

Andriacchi, T.P., Andersson, G.B.J., Fermier, R.W., Stern, D. and Galante, J.O. (1980): A study of Lower-Limb Mechanics during Stair-Climbing. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 62, 749-757.

Apkarian, J., Naumann, S. and Cairns, B. (1989): A three-dimensional kinematic and dynamic model of the lower limb. *Journal of Biomechanics*, 22 (2), 143-155.

ATI (2004): Intelligent Multi-axis Force/Torque Sensor System, July 2004.

Bahm, J. (2003a): Die kindliche Armplexusparese -- Übersicht zur Klinik, Pathophysiologie und chirurgischen Behandlungsstrategie [Obstetric brachial plexus palsy--clinics, pathophysiology and surgical treatment]. *Handchirurgie, Mikrochirurgie, plastische Chirurgie*, 35(2): 83-97.

Bahm, J. (2004): Die kindliche Armplexusparese - Eine aktuelle Übersicht sekundärer Operationsverfahren. Secondary Procedures in Obstetric Brachial Plexus Lesions. *Handchirurgie, Mikrochirurgie, plastische Chirurgie*, 36, 37-46.

Bahm, J., L. Meinecke, V. Brandenbusch, G. Rau and C. Disselhorst-Klug (2003b): High Spatial Resolution Electromyography and Video-Assisted Movement Analysis in Children with Obstetric Brachial Plexus Palsy. *Hand Clinics* 19 (3), 393-399.

Bahm, J., Ocampo-Pavez, C., Disselhorst-Klug, C., Sellhaus, B., Weis, J. (2009): Die Plexusparese beim Kind -- Behandlungsstrategie, Langzeitergebnisse und Prognose. *Deutsches Ärzteblatt* 106 (6), 83-90.

- Basmajian, J.V. and C.J. De Luca (1985): Muscles Alive - Their functions revealed by electromyography. *William & Wilkins*, Auflage 5, Baltimore.
- Bobbert, M.F. and van Zandwijk, J.P. (1999): Dynamics of force and muscle stimulation in human vertical jumping. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31 (2), 303-310.
- Bogert, A.J., van den Read, L and Nigg, B.M. (1999): An analysis of hip joint loading during walking, running, and skiing. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31 (1), 131-142.
- Boyd, T.F., Neptune, R.R. and Hull, M.L. (1997): Pedal and knee loads using a multi-degree-of-freedom pedal platform in cycling. *Journal of Biomechanics*, 30 (5), 505-511.
- Braune, W. und Fischer, O. (1892): Bestimmung der Trägheitsmomente des menschlichen Körpers und seiner Glieder. *Abhandlungen der Mathematisch-physischen Classe der Königlich sächsischen Gesellschaft der Wissenschaften*, 18 (8), Leipzig, 409-492.
- Braune, W. und Fischer, O. (1895): Der Gang des Menschen. *B. G. Teubner Verlag*, Berlin.
- Bresler, B. and Frankel, J. P. (1950): The forces and moments in the leg during walking. *Transactions of the American Society of Mechanical Engineering*, 72, 27-36.
- Brommundt, E., Sachs, G. und Sachau, D. (2007): Technische Mechanik: Eine Einführung. *Oldenbourg Wissenschaftsverlag*, Auflage 4, München.
- Buchtal, F. and Rosenfalk, P. (1973): On the structure of motor units. *New developments in electromyography and clinical neurology*, 1, 83-104.
- Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (2010): Ratgeber zur Gefährdungsbeurteilung. *Handbuch für Arbeitsschutzfachleute*, Auflage 1, Bremerhaven: *Wirtschaftsverlag NW*.
- Burgar, C.G., Lum, P.S., Shor, P.C., Van der Loos, H.F.M. (2000): Development of robots for rehabilitation therapy: the Palo Alto VA/Stanford experience. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 37 (6), 663-674.
- Cairns, M.A., Burdett, R.G., Pisciotta, J.C. and Simon, S.R. (1986): A biomechanical analysis of racewalking gait. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 18 (4), 446-453.
- Cappozzo, A., Leo, T. and Pedotti, A. (1975): A general computational method for the analysis of human locomotion. *Journal of Biomechanics*, 8, 307-320.
- Challis, J.H. (1997): Producing physiologically realistic individual muscle force estimations by imposing constraints when using optimization techniques. *Medical Engineering and Physics*, 19 (3), 253-261.
- 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. *Wright Patterson Air Force Base: Aerospace Medical Research Laboratory*, AMRL-TR-74-137, AD-A016-485, Ohio.

- Chao, E. Y. S. and Rim, K. (1973): Application of optimization principles in determining the applied moments in human leg joints during gait. *Journal of Biomechanics*, 6, 497-510.
- Chou, L.-S. and Draganich, L.F. (1997): Stepping over an obstacle increases the motions and moments of the joints of the trailing limb in young adults. *Journal of Biomechanics*, 30 (4), 331-337.
- Clauser, C.E., McConville, J.T., Young and J.W. (1969): Weight, volume and center of mass of segments of the human body. *Wright Patterson Air Force Base: Aerospace Medical Research Laboratory*, AMRL-TR-69-70, AD-710-622, Ohio.
- Cooper, R.A., Robertson, R.N. and VanSickle, D.P. (1993): A recursive back propagation algorithm for computing net muscle moments and net joint forces. *Proceedings of 16th Annual Conference of RESNA*, Las Vegas, NV, Washington (DC), Resna Press, 277-279.
- Costigan, P.A., Deluzio, K.J. and Wyss, U.P. (2002): Knee and hip kinetics during normal stair climbing. *Gait and Posture*, 16, 31-37.
- Crowninshield, R.D. and Brand, R.A. (1981): A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *Journal of Biomechanics*, 14 (11), 793-801.
- Davis, R.B. III, Oupnuu, S., Tyburski, D. and Gage, J.R. (1991): A gait analysis data collection and reduction technique, *Human Movement Science*, 10, 575-587.
- De Luca, C.J., LeFever, R.S., McCue, M.P. and Xenakis, A.P. (1982): Behaviour of human motor units in different muscles during linearly varying contractions. *Journal of Physiology*, 329, 113-128.
- Dempster, W.T. (1955): Space requirements of the seated operator. Technical report WADC, 55-159, *Wright-Patterson Air Force Base*, Ohio.
- Encyclopædia Britannica (2001): *Britannica*.
- Eng, J.J. and Winter, D.A. (1995): Kinetic analysis of the lower limbs during walking: What information can be gained from a three-dimensional model? *Journal of Biomechanics*, 28 (6), 753-758.
- Eng, J.J., Winter, D.A. and Patla, A.E. (1997): Intralimb dynamics simplify reactive control strategies during locomotion. *Journal of Biomechanics*, 30 (6), 581-588.
- Engelhardt, M. (2006): Sportverletzungen. Diagnose, Management und Begleitmaßnahmen, *Urban & Fischer Verlag*.
- Ensminger, G.J., Robertson, R.N. und Cooper, R.A. (1995): A model for determining 3-D upper extremity net joint forces and moments during wheelchair propulsion. *Engineering in Medicine and Biology Society, IEEE 17th Annual Conference*, 2, September 20-23, Montreal, Canada, 1179-1180.
- Fairbank, H.A.T. (1913): Subluxation of shoulder joint in infants and young children. *Lancet*, 1, 1217-1223.

- Feinstein, B., Lindegard, B., Nyman, E. and Wohlfart, G. (1955): Morphologic studies of motor units in normal human muscles. *Acta Anatomica*, 23, 127-142.
- Feltner, M.E., Frascetti, F.J. and Crisp, R.J. (1999): Upper extremity augmentation of lower extremity kinetics during countermovement vertical jumps. *Journal of Sport Sciences*, 17 (6), 449-466.
- Freund, H.J., Budingen, H.J. and Dietz, V. (1975): Activity of single motor units from human forearm muscles during voluntary isometric contractions. *Journal of Neurophysiology*, 38 (4), 933-946.
- Fukashiro, S. and Komi, P.V. (1987): Joint moment and mechanical power flow of the lower limb during vertical jump. *International Journal of Sports Medicine*, 8 (1), 15-21.
- Fukashiro, S., Komi, P.V., Jarvinen, M. and Miyashita, M. (1993): Comparison between the directly measured Achilles tendon force and the tendon force calculated from the ankle moment during vertical jumps. *Clinical Biomechanics*, 8, 25-30.
- Gage, J.R., Deluca, P.A. and Renshaw, T.S. (1995): Gait Analysis: Principles and Applications. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 77, 1607-1623.
- Gehrke, B. (2005): *Entwicklung eines Biofeedback-Moduls für Kraftsensoren mit variabler Anzahl an Freiheitsgraden*. Diplomarbeit, RWTH, Helmholtz-Institut für Biomedizinische Technik, Aachen.
- Greenwood, D.T. (1977): Classical Dynamics. *Prentice-Hall, Inc., Englewood Cliff, New Jersey*.
- Grimby, L. and Hannerz, J. (1977): Firing rate and recruitment order of toe extensor motor units in different modes of voluntary contraction. *The Journal of Physiology*, 264 (3), 865-879.
- Greiner, W. (2008): Klassische Mechanik II (Teilchensysteme, Lagrange-Hamiltonsche Dynamik, Nichtlineare Phänomene). *Harri Deutsch Verlag*.
- Hanavan, E.P. (1964): A mathematical model of the human body. *Wright Patterson Air Force Base: Aerospace Medical Research Laboratory, AMRL-TR-64-102, AD-608-463, Ohio*.
- Harless, E. (1860): The static moments of human limbs. *Treatises of the Math.-Phys. Class of the Royal Academy of Science of Bavaria* 8, 257-294.
- Hatze, H. (1980): A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropometric segments. *Journal of Biomechanics* 13, 833-843.
- Hefti, F. (1997): *Kinderorthopädie in der Praxis*. Springer Verlag, Berlin.
- Henneman, E., Somjen, G. and Carpenter, D. (1965): Functional significance of cell size in spinal motoneurons. *Journal of Neurophysiology*, 28, 560-589.

- Hermens, H.J. and B. Freriks (1997): The state of the art on sensors and sensor placement procedures for surface electromyography: a proposal for sensor placement procedures. *Roessingh Research and Development b.v.*, Enschede, Netherlands.
- Hermens, H.J., B. Freriks, C. Disselhorst-Klug and G. Rau (2000): Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10 (5), 361-74.
- Hermens, H.J., B. Freriks, R. Merletti, G.G. Hägg, D. Stegeman, J.H. Blok, G. Rau and C. Disselhorst-Klug (1999): European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy. Deliverable of the SENIAM project. *Roessingh Research and Development b.v.*, Enschede, Netherlands.
- Herzog W. (1987): Individual muscle force estimations using a non-linear optimal design. *Journal of Neuroscience Methods*, 21, 167-179.
- Hogan, N., Krebs, H.I., Sharon, A. and Charnnarong, J. (1995): Interactive robotic therapist. *US patent*, 5466213.
- Hurwitz, D.E., Sumner, D.R., Andriacchi, T.P. and Sugar, D.A. (1998): Dynamic knee loads during gait predict proximal tibial bone distribution. *Journal of Biomechanics*, 31, 423-430.
- Huxley, A.F. (1957): Muscle structure and theories of contraction. *Progress in Biophysics and Biophysical Chemistry*, 255-318.
- Inman, V.T., Ralston, H.J., Todd, F. (1981): Human walking. *Williams and Wilkins*, Baltimore.
- Jackel, D., Neunreither, S. und Wagner, F. (2006): Methoden der Computeranimation, *Springer Verlag*, Berlin.
- Jensen, R.K. (1978): Estimation of the biomechanical properties of three body types using a photogrammetric method. *Journal of Biomechanics*, 11, 349-358.
- Kadaba, M.P., Ramakrishnan, H.K. and Wooten, M.E. (1987). Lower extremity joint moments and ground reaction torque in adult gait. *Biomechanics of Normal and Prosthetic Gait*. American Society of Mechanical Engineers. 87-92.
- Kadaba, M.P., Ramakrishnan, H.K., Wooten, M.E., Gainey, J., Gorton, G. and Cochran, G.V.B. (1989). Repeatability of Kinematic, Kinetic, and Electromyographic Data in Normal Adult Gait. *Journal of Orthopaedic Research*, 7, 849-860
- Kadaba, M.P., Ramakrishnan, H.K., Wooten, M.E. (1990): Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopaedic Research* 8 (3), 383-392.
- Kahle, W. und Frotscher, M. (2009): Taschenatlas Anatomie: Nervensystem und Sinnesorgane, 3. *Georg Thieme Verlag*, Stuttgart.
- Kapandji, I. A. (1992): Funktionelle Anatomie der Gelenke, Obere Extremität, 1. *Ferdinand Enke Verlag*, Stuttgart.

- Koopman, B., Grootenboer, H.J. and de Jongh, H.J. (1995): An inverse dynamics model for the analysis, reconstruction and prediction of bipedal walking. *Journal of Biomechanics*, 28 (11), 1369–1376.
- Krebs, H.I., Hogan, N., Aisen, M.L. and Volpe, B.T. (1998): Robot-aided neurorehabilitation. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* 6, 75–87.
- Kummer, B. (2005): Biomechanik. Form und Funktion des Bewegungsapparates. *Deutscher Ärzte-Verlag*, Köln.
- Lenhart, P. and Seibert, W. (2001): Funktionelles Bewegungstraining, Muskuläre Dysbalancen erkennen, beseitigen und vermeiden. *Urban & Fischer Verlag*.
- Leong, B., Kamen, G., Patten, C., B. and Burke, J.R. (1999): Maximal motor unit discharge rates in the quadriceps muscles of older weight lifters. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31 (11), 1638-1644.
- Lohmann, S. (2005): Eigenschaften biologischer Materialien zur Simulation menschlicher Bewegung. Funktionell-anatomische Grundlagen und Materialeigenschaften zur Erstellung dreidimensionaler Körpermodelle im Computer. Dissertation, Universität Konstanz.
- Lüke, H.D. (1999): Signalübertragung. *Springer Verlag*.
- Meinecke, L. (2006): *Quantifizierung des Crosstalk-Anteils in Oberflächen-Elektromyogrammen*. Dissertation, RWTH-Aachen, Helmholtz-Institut für Biomedizinische Technik, Aachen.
- Merletti, R. and C.J. De Luca (1989): New techniques in surface electromyography. *Computer-aided electromyography and expert systems*. J.E. Desmedt, *Elsevier*, Amsterdam, 115-124.
- Meyer, M. (2006): Signalverarbeitung, analoge und digitale Signale, Systeme und Filter. *Vieweg Verlag*.
- Miltner, O., Williams, S. und Disselhorst-Klug, C. (2003): Dreidimensionale Bewegungsanalyse der oberen Extremitäten- eine klinische Anwendung. *Orthopädische Praxis* 39 (4), 272-276.
- Miltner, O., Williams, S., Schmidt, R., Siebert, C.H., Rau, G., Zilkens, K.W. und Disselhorst-Klug, C. (2002): 3D-Analyse der Armbewegung: eine neue Methode und erste klinische Anwendung. *Zeitschrift für Orthopädie*, 140, 171-176.
- Moukoko, D., Ezaki, M., Wilkes, D. and Carter, P. (2004): Posterior shoulder dislocation in infants with neonatal brachialis plexus palsy. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 86: 787-793.
- Müller-Rath, R., Disselhorst-Klug, C., Williams, S., Braun, C. und Miltner, O. (2009): Einfluss des Geschlechts und der Seitendominanz auf die Ergebnisse der quantitativen, dreidimensionalen Bewegungsanalyse der oberen Extremitäten. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie*, 147, 463-471.

Nath, R.K., Lyons, A.B., Melcher, S.E. and Paizi, M. (2007): Surgical correction of the medial rotation contracture in obstetric brachial plexus palsy. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 89 (12), 1638-1644.

Nederlandse Vereniging voor Neurochirurgie (2010):
http://www.nvvn.org/voorlichting/illustraties/PZP_plexus.jpg.

Nef, T., Mihelj, M., Colombo, G., Kiefer, G., Perndl, C., Muller, R., Riener, R. (2007): AR-Min- Exoskeleton for Arm Therapy in Stroke Patients. *Proceedings of the 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, June 12-15, Noordwijk, Netherlands.

Niethard, F.U. und Pfeil, J. (1989): Orthopädie. *Hippokrates Verlag*, Stuttgart.

Paul, R.P. (1984): Robot manipulators. *MIT Press*, Cambridge.

Pauwels, F. (1940): Grundriß einer Biomechanik der Frakturheilung. *Verh. Dtsch. Orthop. Ges.* 34.

Pauwels, F. (1951): Über die Bedeutung der Bauprinzipien des Stütz- und bewegungsapparates für die Beanspruchung des Röhrenknochens. *Acta Anatomica*, 12, 207 - 227.

Pauwels, F. (1960): Eine neue Theorie über den Einfluß mechanischer Reize auf die Differenzierung der Stützgewebe. 10. Beitr. z. funkt. Anat. u. kaus. Morphol. d. Stützapp. *Z. Anat. Entwickl.-Gesch.* 121, 478.

Pauwels, F. (1965): Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. *Springer Verlag*, Berlin.

Pauwels, F. (1973): Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte. Prinzipien, Technik und Resultate einer kausalen Therapie. *Springer Verlag*, Berlin.

Pedotti, A., Krishnan, V.V. and Stark, L. (1978): Optimization of muscle-force sequencing in human locomotion. *Mathematical Biosciences*, 38, 57-76.

Perry, J. (1992): Gait Analysis: Normal and Pathological Function. *Slack Incorporated*, Thorofare.

Person, R.S. and Kudina, L.P. (1972): Discharge frequency and discharge pattern of human motor units during voluntary contraction of muscle. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 32(5), 471-483.

Popovic, N., Williams, S., Schmitz-Rode, T., Rau, G. and Disselhorst-Klug, C. (2009): Robot-based methodology for a kinematic and kinetic analysis of unconstrained, but reproducible upper extremity movement. *Journal of Biomechanics*, 42 (10), 1570-1573.

Putz, R. and R. Pabst (1997): *Sobotta - Atlas der Anatomie des Menschen*. *Urban & Schwarzenberg*.

Raikova, R. (1992): A general approach for modelling and mathematical investigation of the human upper limb. *Journal of Biomechanics*, 25 (8), 857-867.

- Rao, G., Amarantini, D., Berton, E. and Favier, D. (2006): Influence of body segments' parameters estimation models on inverse dynamics solutions during gait. *Journal of Biomechanics*, 39, 1531-1536.
- Rau, G., C. Disselhorst-Klug and R. Schmidt (2000): Movement biomechanics goes upwards: from the leg to the arm. *Journal of Biomechanics*. 33(10), 1207-1216.
- Requejo, P.S., Wahl, D.P., Bontrager, E.L., Newsam, C.J., Gronley, J.K., Mulroy, S.J. und Perry, J. (2005): Upper extremity kinetics during Lofstrand crutch-assisted gait. *Medical Engineering & Physics*, 27, 19–29.
- Riener, R. and Straube, A. (1997): Inverse dynamics as a tool for motion analysis: arm tracking movements in cerebellar patients. *Journal of Neuroscience Methods* 72 (1), 87-96.
- Rose, G.K. (1983): Clinical gait assessment: A personal view. *Journal of Medical Engineering and Technology*, 7:273-279.
- Roßmann, J. (SS 2012): Robotik und Mensch-Maschine-Interaktion II. Grundlagen. Skript zur Vorlesung. Institut für Mensch-Maschine-Interaktion. RWTH Aachen.
- Roux, W. (1895): Gesammelte Abhandlungen über Entwicklungsmechanik der Organismen, Bd.1 und 2. Vorwiegend über funktionelle Anpassung. Bd. 2. Über Entwicklungsmechanik des Embryo. *Engelmann*, Leipzig.
- Sanchez, R.J., Liu, J., Rao, S., Shah, P., Smith, R., Rahman, T., Cramer, S.C., Bobrow, J.E, Reinkensmeyer, D.J. (2006): Automating arm movement training following severe stroke: Functional exercises with quantitative feedback in gravity-reduced environment. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 14 (3), 378-389.
- Scatter, S.D. and Türker, K.S. (1998): Recruitment stability in masseter motor units during isometric voluntary contractions. *Muscle and Nerve*, 21 (10), 1290-1298.
- Schmidt, R. (2000): *Modellbasierte Erfassung der dreidimensionalen Auge-Hand-Koordination*. Dissertation, RWTH-Aachen, Helmholtz-Institut für Biomedizinische Technik, Aachen.
- Schmidt, R., Disselhorst-Klug, C., Silny, J. and Rau, G. (1999): A marker-based measurement procedure for unconstrained wrist and elbow motions. *Journal of Biomechanics* 32 (6), 615-621.
- Schmidt, R.F. and Thews, G. (1995): Physiologie des Menschen, 26. *Springer Verlag*, Berlin Heidelberg New York, 3-87.
- Silbernagl, S. und Despopoulos, A. (2007): Taschenatlas der Physiologie. *Georg Thieme Verlag*, Stuttgart.
- Slavens, B.A., Sturm, P.F. and Harris, G.F. (2008): Upper Extremity Kinetics of Children with Myelomeningocele during Lofstrand Crutch-Assisted Gait. *30th Annual International IEEE EMBS Conference*, Vancouver, British Columbia, Canada, August 20-24, 4583-4586.

- Søgaard, K. (1995): Motor unit recruitment pattern during low-level static and dynamic contractions. *Muscle and Nerve*, 18 (3), 292-300.
- Stegeman, D.F. and H. Hermens (1999): Standards for surface electromyography: The European projekt SENIAM, 108-112.
- Van Boxtel, A. and Schomaker, L.R.B. (1983): Motor unit firing rate during static contraction indicated by the surface EMG power spectrum. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 30 (9), 601-608.
- Vaughan, C.L., Davis B.L. and O'Connor, J.C. (1992): Dynamics of human gait. *Kiboho Publishers*, Cape Town, South Africa.
- Von Rudorff, K.D. und von Rudorff, G.F. (2007): Orthopädie für PhysiotherapeutInnen. Unterrichtsleitfaden nach Maßgabe der curricularen Empfehlung des Deutschen Verbandes für Physiotherapie und des Zentralverbandes der Krankengymnasten, Physiotherapeuten (ZVK) e.V., *IMAS Verlag*, Steinfurt.
- Webb Associates' Staff (1978): Anthropometric source book, Vol. 1. Anthropometry for Designers. *National Aeronautics and Space Administration (NASA RP-1024)*, Yellow Springs, Ohio.
- Weinbach, A.P. (1938): Contour maps, center of gravity, moment of inertia and surface area of human body. *Human Biology*, 10, 356-371.
- Williams, M. und Lissner, H. (1992): Biomechanics of human motion, *W.B. Saunders*, Philadelphia.
- Williams, S., Schmidt, R., Disselhorst-Klug, C. and Rau, G. (2006): An upper body model for the kinematical analysis of the joint chain of the human arm. *Journal of Biomechanics* 39 (13), 2419-2429.
- Winter, D. A. (1990): The biomechanics and motor control of human movement. *John Wiley & Sons*, New York.
- Winter, D. A. (1991): The biomechanics and motor control of human gait: Normal, elderly and pathological. *University of Waterloo Press*, Waterloo, Ontario, Canada.
- Wolff, J. (1892): Das Gesetz der Transformation der Knochen. *Verlag von August Hirschwald*, Berlin, Deutschland.
- Yeadon, M.R. und Morlock, M. (1989): The appropriate use of regression equations for estimation of segmental properties. *Journal of Biomechanics* 22, 683-689.
- Zatsiorsky, V.M. (2002): Kinetics of Human Motion. *Human Kinetics*, Champaign, Illinois.
- Zatsiorsky, V.M. and Seluyanov, V.M. (1983): The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body. *Biomechanics VIII-B, Human Kinetics Publishers*, Champaign, IL, 1152-1159.

Zatsiorsky, V.M., Seluyanov, V.N. and Chugunova, L. (1990a). In vivo body segment inertial parameters determination using a gamma-scanner method. *Biomechanics of human movement: Application in rehabilitation, sports, and ergonomics*, Bertec Corp., Worthington, OH, 186-202.

Zatsiorsky, V.M., Seluyanov, V.N. and Chugunova, L. (1990b). Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments. *Contemporary problems of biomechanics*, Boca Raton Moscow, Mir, CRC Press, 272-291.

A Anhang

a) Einfluss rotierender Bezugssysteme auf Newton-Euler Gleichungen

Die in dieser Arbeit beschriebenen Newton-Euler Gleichungen gelten für alle Bezugssysteme, die sich gleichförmig bewegen - sogenannte Inertialsysteme. In einem beschleunigten Bezugssystem gelten jedoch andere Beziehungen und entstehen sogenannte Scheinkräfte, die in diesem Absatz beschrieben werden.

Betrachten wir zwei Koordinatensysteme mit dem gleichem Ursprung: ein Laborkoordinatensystem LKS (Inertialsystem) und ein Gelenkkoordinatensystem GKS, welches um das LKS mit einer Winkelgeschwindigkeit $\vec{\omega}$ rotiert (reine Rotation ohne Translation). Gegeben sei weiterhin der Vektor

$$\vec{A}_{GKS} = a_x \vec{e}_{x_GKS} + a_y \vec{e}_{y_GKS} + a_z \vec{e}_{z_GKS} \quad (49)$$

im Gelenkkoordinatensystem.

Die Änderung dieses Vektors mit der Zeit in Laborkoordinaten berechnet sich dann folgendermaßen:

$$\begin{aligned} \frac{d\vec{A}_{LKS}}{dt} &= \frac{da_x}{dt} \vec{e}_{x_GKS} + \frac{da_y}{dt} \vec{e}_{y_GKS} + \frac{da_z}{dt} \vec{e}_{z_GKS} + \frac{d\vec{e}_{x_GKS}}{dt} a_x + \frac{d\vec{e}_{y_GKS}}{dt} a_y + \frac{d\vec{e}_{z_GKS}}{dt} a_z \\ &= \frac{d\vec{A}_{GKS}}{dt} + \frac{d\vec{e}_{x_GKS}}{dt} a_x + \frac{d\vec{e}_{y_GKS}}{dt} a_y + \frac{d\vec{e}_{z_GKS}}{dt} a_z \end{aligned} \quad (50)$$

Diese Funktion lässt sich nach [Greenwood 1977, Allard 1995, Greiner 2008] zu folgendem Term vereinfachen:

$$\frac{d\vec{A}_{LKS}}{dt} = \frac{d\vec{A}_{GKS}}{dt} + \vec{\omega} \times \vec{A}_{GKS} \quad (51)$$

Ähnlich gilt für die Änderung eines Ortsvektors \vec{r} mit der Zeit, d.h. für die lineare Geschwindigkeit \vec{v} :

$$\frac{d\vec{r}_{LKS}}{dt} = \frac{d\vec{r}_{GKS}}{dt} + \vec{\omega} \times \vec{r}_{GKS} \quad (52)$$

beziehungsweise für die Berechnung der linearen Beschleunigung \vec{a} als Änderung der linearen Geschwindigkeit \vec{v} :

$$\frac{d^2\vec{r}_{LKS}}{dt^2} = \frac{d^2\vec{r}_{GKS}}{dt^2} + \frac{d\vec{\omega}}{dt} \times \vec{r}_{GKS} + 2\vec{\omega} \times \frac{d\vec{r}_{GKS}}{dt} + \vec{\omega} \times (\vec{\omega} \times \vec{r}_{GKS}) \quad (53)$$

Dabei werden die Terme

$$\vec{a}_{Euler} = \frac{d\vec{\omega}}{dt} \times \vec{r}_{GKS}, \quad (54)$$

$$\vec{a}_{Coriolis} = 2\vec{\omega} \times \frac{d\vec{r}_{GKS}}{dt} \quad (55)$$

und

$$\vec{a}_{Centripetal} = \vec{\omega} \times (\vec{\omega} \times \vec{r}_{GKS}) \quad (56)$$

als Euler-, Coriolis- bzw. Zentripetalbeschleunigung bezeichnet.

Durch Multiplikation mit der Masse m kann so die Kraft die durch die Beschleunigung \vec{a}_{GKS} entsteht, in einem rotierendem Koordinatensystem (Gelenkkoordinatensystem) berechnet werden:

$$\vec{m}\vec{a}_{GKS} = \vec{m}\vec{a}_{LKS} - m \frac{d\vec{\omega}}{dt} \times \vec{r}_{GKS} - 2m\vec{\omega} \times \frac{d\vec{r}_{GKS}}{dt} - m\vec{\omega} \times (\vec{\omega} \times \vec{r}_{GKS}) \quad (57)$$

Diese gegenüber den bisher vorgestellten Newton-Euler Gleichungen zusätzlichen Terme werden als Schein- oder Trägheitskräfte bezeichnet.

b) Einfluss rotierender Bezugssysteme auf die Gelenkkräfte im Rahmen dieser Arbeit

In Folgendem wird untersucht, wie groß der Anteil der Scheinkräfte an den gesamten bei Alltagsbewegungen der oberen Extremität wirkenden Gelenkkräften ist.

Da im Rahmen dieser Arbeit keine Ortsvektoren sondern Gelenkwinkel zur Verfügung stehen, soll Formel (51) bei der Ableitung der linearen Geschwindigkeit für die Berechnung der linearen Beschleunigung (32 verwendet werden.

$$\begin{aligned} \vec{a}_{LKS_oa_Schwerpunkt} &= \frac{d\vec{v}_{LKS_oa_Schwerpunkt}}{dt} = \\ &= \mathbf{R}_S \cdot \frac{d\vec{v}_{GKS_oa_Schwerpunkt}}{dt} + \mathbf{R}_S \cdot \vec{\omega}_{GKS_oa} \times \vec{v}_{GKS_oa_Schwerpunkt} \end{aligned} \quad (58)$$

$$\begin{aligned} \vec{a}_{LKS_ua_Schwerpunkt} &= \frac{d\vec{v}_{LKS_ua_Schwerpunkt}}{dt} = \\ &= \mathbf{R}_E \cdot \frac{d\vec{v}_{GKS_ua_Schwerpunkt}}{dt} + \mathbf{R}_E \cdot \vec{\omega}_{GKS_ua} \times \vec{v}_{GKS_ua_Schwerpunkt} \end{aligned} \quad (59)$$

$$\begin{aligned} \vec{a}_{LKS_h_Schwerpunkt} &= \frac{d\vec{v}_{LKS_h_Schwerpunkt}}{dt} = \\ &= \mathbf{R}_W \cdot \frac{d\vec{v}_{GKS_h_Schwerpunkt}}{dt} + \mathbf{R}_W \cdot \vec{\omega}_{GKS_h} \times \vec{v}_{GKS_h_Schwerpunkt} \end{aligned} \quad (60)$$

Im Folgenden wird untersucht, wie groß der Einfluss der rotierenden Bezugssysteme ist. Dazu werden die Daten (Gelenkwinkel und Körper-Segment-Parameter) aus Abschnitt 5.1.4 verwendet. Da die lineare Beschleunigung im distalsten Gelenk (Handgelenk) die größte ist,

wird die lineare Beschleunigung ohne (Formel (60)) und mit Berücksichtigung der rotierenden Bezugssysteme (Formel (61)) im Folgenden berechnet und miteinander verglichen.

$$\vec{a}_{LKS_h_Schwerpunkt_1} = \mathbf{R}_W \cdot \frac{d\vec{v}_{GKS_h_Schwerpunkt}}{dt} \quad (61)$$

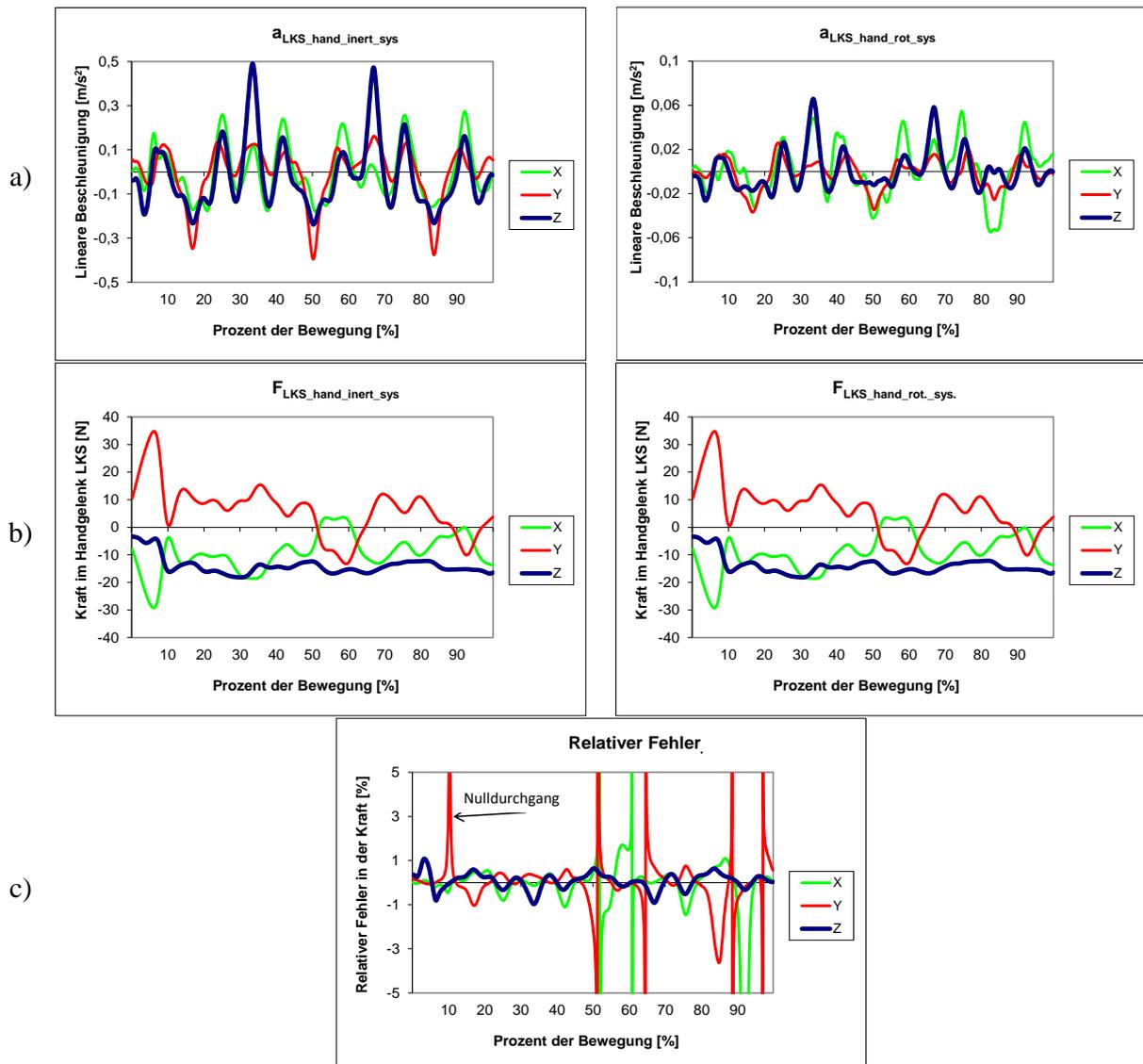


Bild 53:

Einfluss des rotierenden Bezugssystems auf lineare Beschleunigung und Gelenkkräfte:

- Lineare Beschleunigung im Handgelenk im LKS ohne (links) und mit (rechts) Berücksichtigung des Einflusses des rotierenden Bezugssystems
- Gesamtkraft im Handgelenk im LKS ohne (links) und mit (rechts) Berücksichtigung des Einflusses des rotierenden Bezugssystems
- Relativer Fehler der Gesamtkraft im Handgelenk im LKS. Die Sprünge entstehen durch Division durch Werte nahe Null (hier beispielhaft mit einem Pfeil markiert).

Die linearen Beschleunigungen (Bild 53a) ohne Berücksichtigung des rotierenden Bezugssystems sind fast 5 mal so groß wie bei denen ohne Berücksichtigung des rotierenden Bezugssystems. Jedoch weist auch die größere Linearbeschleunigung nur einen Wert von 0.5m/s^2 was fast 20fach kleiner als die Gravitationsbeschleunigung $g= 9,81\text{m/s}^2$ ist. Dementsprechend ist der Unterschied in den gesamten Gelenkkraften im Handgelenk sehr klein (Bild 53b) mit einem relativen Fehler nicht größer als 2% (Bild 53c) und kann daher vernachlässigt werden.

Wie schon in Kapitel 5.1.3 dargelegt wurde, tragen diese linearen Beschleunigungen auch kaum zu den Momenten in den Gelenken bei. Aus diesem Grund wird daher der Einfluss rotierender Systeme auf die Newton-Euler Gleichungen in dieser Arbeit nicht weiter berücksichtigt. Sollen jedoch Bewegungen mit hohen Beschleunigungen analysiert werden (z.B. im Bereich des Sports), sollte der Einfluss der rotierenden Systeme (also die Trägheitsterme) berücksichtigt werden.

B Anhang

In Bild 54 ist ein Teil das im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Simulink Model dargestellt. Das hier gezeigte Modell ist zur Berechnung der Gelenkkräfte und –moment im rechten Arm entwickelt worden. Man erkennt das als Eingangsgrößen die Gelenkwinkel und externe Kräfte und Drehmomente verwendet werden. Es sind deutlich die drei modellierten Gelenke des rechten Arms erkennbar. Jedes einzelne Gelenk besteht wiederum aus mehreren Untermodellen, auf die hier der Einfachheit halber nicht näher eingegangen werden soll.

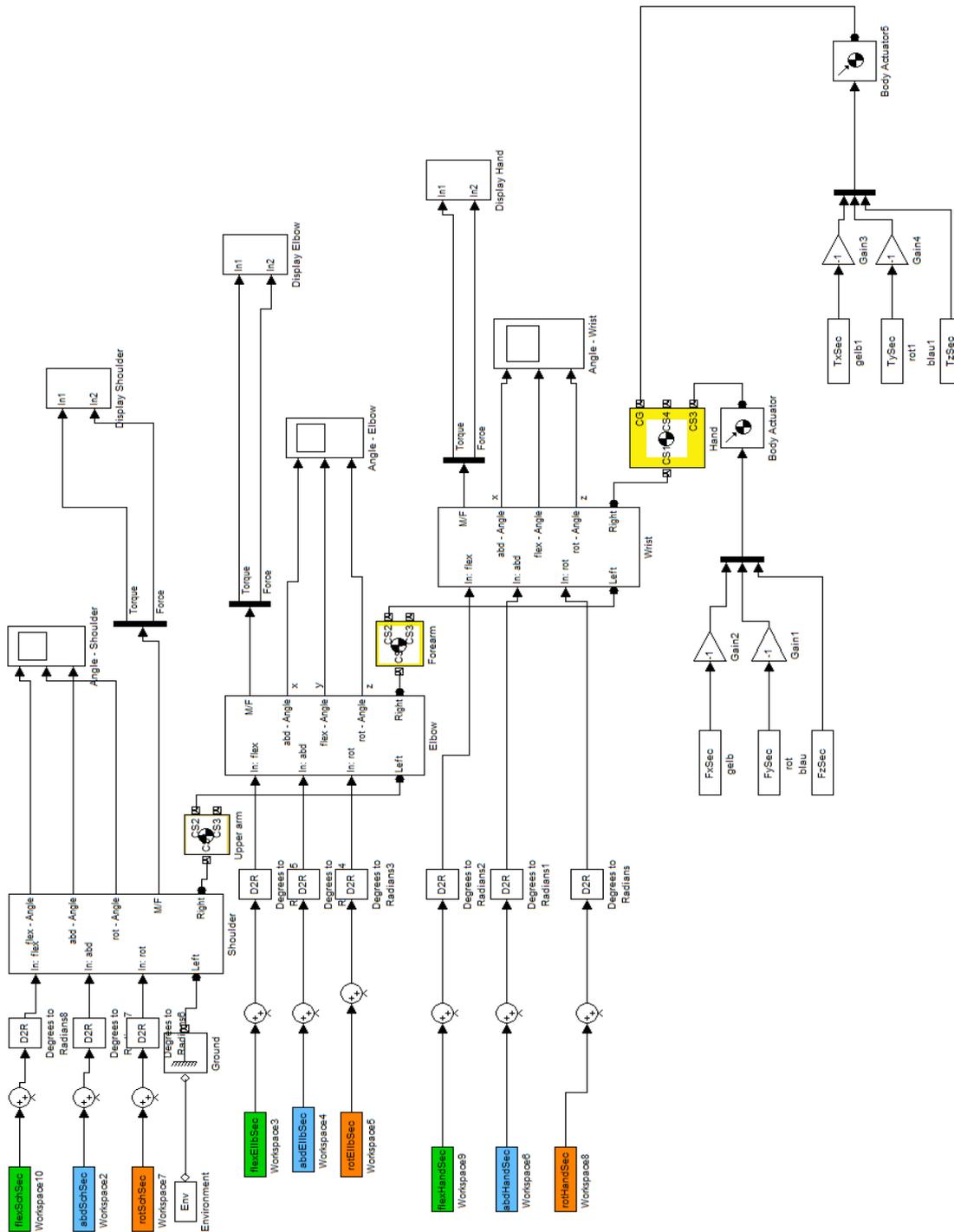


Bild 54:

Simulink Model zur Berechnung der Gelenkkräfte und –momente im rechten Arm.