

**INAUGURAL-DISSERTATION**

**zur**

**Erlangung der Doktorwürde**

**der**

**Naturwissenschaftlich-Mathematischen Gesamtfakultät**

**der**

**Ruprecht-Karls-Universität**

**Heidelberg**

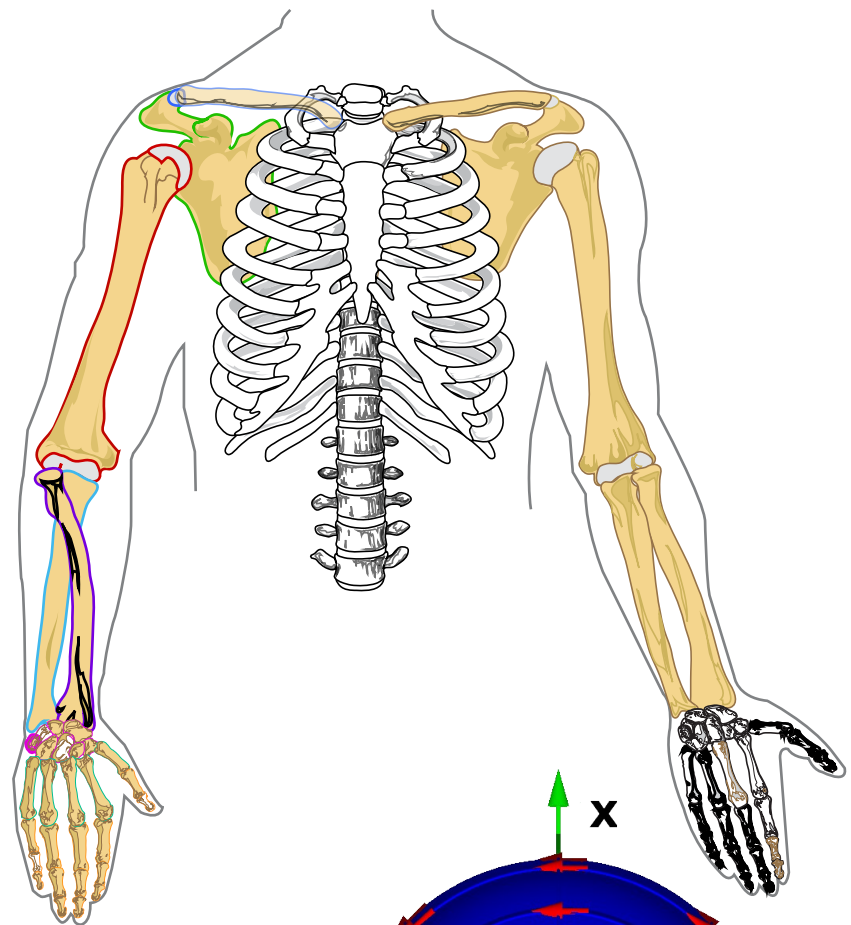
vorgelegt von

Dipl.-Phys. Oliver Rettig  
aus Karlsruhe

2012

Tag der mündlichen Prüfung: 21.11.2012

# Modellierung der oberen Extremität und Armbewegungen beim Gehen



Gutachter:

1. Prof. Dr. Bernd Jähne
2. Prof. Dr. med. Volker Ewerbeck

# Zusammenfassung

Entwickelt und evaluiert wurde eine Messmethode zur markerbasierten photogrammetrischen Bewegungserfassung (Kapitel III). Etabliert als „Heidelberger Upper Extremity Modell (HUX)“ konnte diese Methode für zahlreiche orthopädische Fragestellungen eingesetzt werden. Die Methode zeichnet sich durch Einsatz von Schätzmethode zur Bestimmung von Gelenkzentren und -achsen aus und erfolgte unter der Randbedingung, nur eine kleine Zahl von Markern einzusetzen. Damit wurde die Integration in die klinische Routine möglich. Erprobt wurde die neue Methode durch ihre Anwendung zur Analyse der Armbewegungen beim Gehen. Es wurden Daten von Patienten mit infantiler Zerebralparese analysiert. Verstärkte Humerus-Abduktions- und Innenrotations-Stellung sowie eine vergrößerte Ellenbogenbeugung zeigte sich als Grundmuster der ansonsten individuell sehr unterschiedlichen Armbewegungen beim Gehen (Kapitel V). In diesem Zusammenhang wurde auch die Eignung einiger unkonventioneller Analysemethoden wie z.B. Winkeldarstellung von Armsegmentschwerpunkten untersucht. Die Ausweitung der Anwendung der Methode auf Alltagsbewegungen mit großem Bewegungsumfang in der Schulter führte an die Grenzen der Anschaulichkeit konventioneller Kardanwinkel-Darstellungen. Die Winkeldarstellungen selbst wurden daher zum Gegenstand dieser Arbeit und auf Eignung besonders im Hinblick auf Anschaulichkeit untersucht (Kapitel IV). In Folge wurde eine neue Konvention entwickelt, um die Stellung der Humeruslängsachse in Öffnungswinkeln und die Außen-/Innenrotation des Humerus als adjunkte Rotation im Sinne von Codman [Codman 1934] zu beschreiben.

## Abstract

This work is about development and evaluation of a measurement method for markerbased photogrammetric motion capturing (chapter III). Named as „Heidelberger Upper Extremity Modell (HUX)“ this method was applied to a lot of current orthopedic issues. It is based on estimation methods for joint centers and axes determination and the precondition of a small set of markers to allow integration into clinical routine measurements. The method is tested by application to arm movements during walking. Data of patients with cerebral palsy were analysed. Increased humerus abduction and internal rotation attitudes and increased elbow flexion are the main differences to physiologic gait. (chapter V). In this regard additional unconventional analysis methods like arm segments center of mass descriptions in angles are reviewed. Expansion of the applications to daily activities with large range of shoulder motion shows the cardan angles limit of clearness. This is the reason why joint angles descriptions itself were focussed in this work. Their adequacy with regard to clearness is analysed. In consequence, a new angular convention is developed which describes the attitude of the humerus longitudinal axis in direction cosine angles and the internal-/external humerus rotation as adjunct/conjunct rotation as proposed by Codman [Codman 1934].

# Vorwort und Danksagung

Nach meinem Physikstudium hatte ich zusammen mit Andreas Traupe die Firma ORAT Software-Entwicklung gegründet und vier Jahre als Softwareentwickler und Projektmanager gearbeitet. Als ich dann im Jahre 2003 das Gang- und Bewegungsanalyselabor der Uni Heidelberg betrat, hatte ich die Idee, dieses Knowhow in forschungsnahe Projekte einzubringen. Ich besuchte auch ein Blicklabor, ein Schlaflabor und einige weitere sehr unterschiedliche Forschungseinrichtungen. Ich war auf der Suche nach Tätigkeiten im medizinischen Umfeld, für die ich ein echtes Interesse entwickeln konnte.

So geht mein größter Dank an Dr. rer. nat. S. Wolf, dem Bereichsleiter Bewegungsanalytik, der die außergewöhnlich vielfältige und echt interdisziplinäre Arbeitsgruppe inmitten einer orthopädischen Klinik geschaffen hat und an die Professoren B. Jähne, Dr. med. V. Ewerbeck und H. G. Bock, die es mir ermöglichten in der Physik mit einer interdisziplinär angelegten Arbeit zu promovieren.

Danken möchte ich auch Petra Armbrust für die Durchführung unzähliger Ganganalysen und vor allen Dingen für die mit außergewöhnlicher Geduld, Ausdauer und Akribie durchgeführte, sehr zeitraubende Vorverarbeitung einer Unmenge von Rohdaten. Allein das Setzen von schätzungsweise 15000 Zeitmarkierungen (Events) anhand von Kinematik- und Kraftmessdaten, um z.B. Gehdurchgänge von fast 100 Individuen in Phasen zerlegen zu können, hätte ich alleine unmöglich bewerkstelligen können. Ohne ihr Engagement wäre eine Auswertung einer so großen Zahl von Patientendaten für diese Arbeit unmöglich gewesen. Einen Dank auch an Waltraud Schuster. Kaum vorstellbar wie die Vergabe von Patienten-IDs, Pflege der Datenbank und Patientenmanagement ohne sie funktionieren könnte. Desweiteren möchte ich Patric Raiss danken, der in den Anfängen dieser Arbeit unzählige goniometrische Vergleichsmessungen durchgeführt hat und damit zur Akzeptanz der markerbasierten Bewegungsanalyse der oberen Extremität in der Klinik beigetragen hat.

Einen Dank auch an meine drei Kinder Mara Zoë, Juli und Tjorven Kohl, die mich die Ausbildung ihres Armschwungs beim Gehenlernen haben miterleben lassen und mich zu dem einführenden Text des Kapitels IV über Winkel inspiriert haben.

Einen großen Dank an meine Frau Barbara Kohl für die Geduld mit mir, wenn ich im Chaos unserer fünfköpfigen Familie mit glasigem Blick mit der Hand Koordinatensysteme in die Luft zeichnete und dabei alles um mich herum vergaß. Ohne ihren Verzicht auf die Annehmlichkeiten einer Berufstätigkeit als Sonderpädagogin aber auch das ungewöhnliche Engagement meiner Schwiegereltern und meiner Mutter in der Kinderbetreuung hätte ich kaum ausreichend Zeit für die Fertigstellung dieser Arbeit gefunden.

Und zu guter letzt einen herzlichen Dank an Pia Oberacker für den professionellen Korrektur service. Ich kenne keinen weiteren Menschen, der mit so viel Neugierde vollkommen fachfremde Texte liest und in der Lage ist zu derart kompetenten und zuverlässigen Korrekturen.

# Inhaltsverzeichnis

<b>I Motivation</b> .....	<b>7</b>
<b>II Grundlagen</b> .....	<b>8</b>
<b>1. Der passive Bewegungsapparat der oberen Extremität</b> .....	<b>8</b>
1.1. Schulter und Schultergürtel.....	8
1.1. Ellenbogen.....	10
1.2. Handgelenk.....	12
<b>2. Techniken der Erfassung menschlicher Bewegung</b> .....	<b>13</b>
2.1. Universelle Goniometrie.....	13
2.2. Biegesensoren.....	14
2.3. Magnetfeldsensoren.....	14
2.4. Elektromagnetische Sensoren.....	14
2.5. Akustische Sensoren.....	15
2.6. Optische Systeme/Photogrammetrie.....	16
2.7. Mikroelektromechanische Systeme.....	18
2.8. Historische Techniken.....	20
<b>3. Ganganalyse</b> .....	<b>21</b>
3.1. Historischer Rückblick.....	21
3.2. Klinische Ganganalyse.....	26
<b>III Das Heidelberger Obere-Extremitäten-Modell (HUX)</b> .....	<b>29</b>
<b>1. Ausgangspunkt und klinische Anforderungen</b> .....	<b>29</b>
1.1. Kinematische Modellierung.....	29
1.2. Vergleich mit der unteren Extremität.....	30
1.3. Artefakte.....	30
1.4. Methodische Ansätze.....	31
1.5. Klinische Anforderungen.....	35
<b>2. Laborausüstung</b> .....	<b>36</b>
<b>3. Messprotokoll</b> .....	<b>37</b>
3.1. Markierung.....	37
3.2. Statische Kalibration.....	40
3.3. Dynamische Kalibration.....	40
<b>4. Arm- und Oberkörper-Modell</b> .....	<b>41</b>
4.1. Kopf.....	41
4.2. Oberkörper.....	42
4.3. Schultergelenk.....	42
4.4. Ellenbogengelenk.....	46
4.5. Handgelenk.....	47
<b>5. Ergebnisse</b> .....	<b>47</b>
5.1. Schultergelenkszentrum - Einfluss der Schätzmethode auf die Bestimmung .....	48
5.2. Ellenbogengelenksachse - Einfluss der Schätzmethode auf die Bestimmung.....	49
5.3. Wiederholbarkeit der Schätzungen.....	49
5.4. Gelenkwinkelvergleich mit Universeller Goniometrie.....	50
<b>6. Diskussion</b> .....	<b>55</b>
6.1. Schätzmethoden.....	55
6.2. Validierung.....	55
6.3. Grenzen der Anwendbarkeit und Hinweise für die praktische Durchführung.....	60
6.4. Erweiterungsmöglichkeiten.....	62

<b>IV Winkelparametrisierungen.....</b>	<b>63</b>
1. Ausgangspunkt.....	63
2. Zielsetzung.....	66
3. Untersuchung möglicher Winkelparametrisierungen im Hinblick auf Anschaulichkeit....	66
3.1. Öffnungswinkel.....	68
3.2. Projektionswinkel.....	70
3.3. Drehwinkel .....	71
4. Eine neue Konvention für Schulterwinkel.....	81
4.1. Ausrichtung der Segment-Längsachsen.....	81
4.2. Außen-/Innenrotation als adjunkte Rotation.....	83
5. Zusammenfassung und Diskussion.....	91
<b>V Armbewegungen beim Gehen.....</b>	<b>105</b>
1. Einführung.....	105
1.1. Physiologische Bewegung und Periodizität.....	105
1.2. Patienten mit infantiler Zerebralparese (ICP).....	108
1.3. Schwerpunktsbewegungen.....	112
1.4. Variabilität und Balance.....	114
2. Zielsetzung.....	115
3. Methoden.....	116
3.1. Gehrichtung und Gang-Koordinatensysteme.....	116
3.2. Schrittlänge und Schrittbreite.....	117
3.3. Gelenkwinkel und Symmetrie.....	117
3.4. Schwerpunkte.....	118
3.5. Quantifizierung von Variabilität.....	119
3.6. Probanden/Patienten und Messprotokoll.....	121
4. Ergebnisse.....	123
4.1. Gelenkwinkel-Kinematik.....	123
4.2. Segment-Schwerpunktsbewegungen.....	130
4.3. Integration in die klinische Ganganalyse.....	135
5. Diskussion.....	136
5.1. Gelenkwinkel-Kinematik.....	136
5.2. Vergleich mit Literaturwerten.....	139
5.3. Segment-Schwerpunktsbewegungen.....	140
5.4. Einzelne Aspekte der Methodik.....	141
<b>VI Quintessenz und Ausblick.....</b>	<b>146</b>
<b>VII Literaturverzeichnis.....</b>	<b>149</b>

## I Motivation

Es ist eine fragwürdige Selbstverständlichkeit, dass der Mensch aufrecht auf zwei Beinen geht. Dies führt dazu, dass der Schwerpunkt unseres Körpers oberhalb der Körpermitte permanent in einem sehr labilen Gleichgewicht ausbalanciert werden muss [Braune 1889]. Eine prekäre Situation, die wesentlich die mechanischen Eigenschaften des menschlichen Körpers bestimmt. Der menschliche Gang ist eine der instabilsten Fortbewegungsarten, die in der Natur vorkommen. Kleine Kinder müssen ihn erst mühsam erlernen.

Auf der anderen Seite aber ermöglicht der aufrechte Gang maximale Beweglichkeit und Bewegungsfreiheit. Wir können uns aus dem Stand heraus außerordentlich schnell in jede beliebige Richtung fortbewegen und dabei unser Gesichtsfeld so ausrichten, dass wir unsere Umgebung optimal im Blick behalten.

Rumpf und Extremitäten werden beim Gehen zyklisch bewegt, während wir in charakteristischer Weise vom Einbeinstand in den Zweibeinstand wechseln [Beckers 1997]. Die größtenteils automatisierte Bewegung ist perfekt in die Alltagsmotorik integriert. So können wir beim Gehen die oberen Extremitäten bewegen, z.B. um Gegenstände zu tragen, ohne dass die Fortbewegung dadurch wesentlich beeinträchtigt wird.

Erst wenn das Gangbild krankheitsbedingt oder durch äußere Einwirkung ernsthaft gestört wird, nehmen wir die Labilität und Komplexität dieser Fortbewegungsart überhaupt erst wahr.

Die Motivation für diese Arbeit hat ihren Ursprung in der Beobachtung des Gangbildes einer großen Zahl von Patienten, die an den Folgen einer infantilen Zerebralparese (Kapitel V.1.2) leiden. Das motorische Spektrum dieser Patienten zeigt eine große Vielfalt sehr ausgeprägt und "unnatürlich" wirkender Armbewegungen und Stellungen.

Da es noch keine etablierte und validierte Methode zur Vermessung und Analyse der Armbewegungen gibt, galt das vorrangige Interesse dieser Arbeit der Methodik, motiviert von der Möglichkeit ihrer Anwendung in der Klinik.

## II Grundlagen

### 1. Der passive Bewegungsapparat der oberen Extremität

Bei der Bewegungsanalyse des Menschen geht es meist darum, die Bewegungen der knöchernen Struktur nachzuvollziehen. In den folgenden Unterkapiteln wird der passive Bewegungsapparat insoweit beschrieben, als er für die Modellierung in dieser Arbeit eine Rolle spielt. Zusätzlich werden die Bewegungsumfänge einiger Gelenke bezüglich isoliert in jeweils nur einem Freiheitsgrad durchgeführter Bewegungen, in orthopädisch üblichen Definitionen angegeben. Die Beschreibung von Bewegungsumfängen wird in Kapitel IV kritisch betrachtet.

#### 1.1. Schulter und Schultergürtel

Die Beschaffenheit des Schultergürtels und des Schultergelenks ermöglicht dem Oberarm (bzw. seiner knöchernen Struktur, dem Humerus) einen maximalen Bewegungsumfang. Ein vergleichbar großer Bewegungsumfang in allen drei rotatorischen Freiheitsgraden ist bei keinem anderen Gelenk realisiert.

Erreicht wird dies auf Kosten der Stabilität. Der Humerus ist überwiegend durch Muskeln und Bänder statt durch knöcherne Elemente am Brustkorb (Thorax) fixiert. Das innere Schlüsselbeingelenk mit seinen straff umschließenden Bändern bildet die einzige feste Verbindung zwischen dem Humerus und dem Thorax.

Den größten Anteil des Bewegungsumfangs der Abduktion ermöglicht das Glenohumeralgelenk (Abb. 1), das als ein nahezu ideales Kugelgelenk betrachtet werden kann. Die Abweichungen liegen in der Größenordnung von 1 mm [Graichen et al. 2000], [Hill et al. 2008]. Durch die labile Verbindung zwischen Glenohumeral-Gelenk und Thorax, d.h. dem Schultergürtel, wird der Bewegungsumfang nochmals wesentlich erhöht (scapulothoracic rhythm).

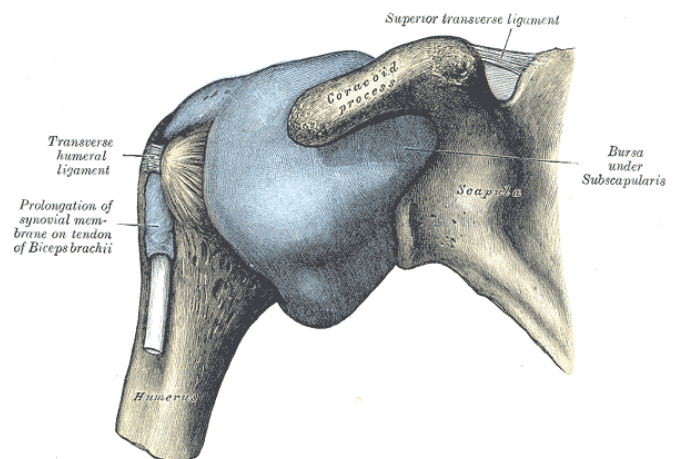


Abb. 1: Glenohumeralgelenk, übernommen aus [Gray H. 1858].

Die knöcherne Struktur des Schultergürtels umfasst das Brustbein (Sternum), das Schlüsselbein (Clavicula) und das Schulterblatt (Scapula). In einer kleinen Gelenkpfanne am äußeren Rand der



Scapula sitzt der Kopf des Humerus. Er wird von einem Fortsatz der Scapula, dem Schulterdach (Acromion), gleichsam beschirmt.

Bei einer Seitwärtshebung (Abduktion) des Arms (in der Frontalebene) wird durch Drehung der Scapula das Acromion nach medial gekippt (scapulothorakale Bewegung). Dadurch wird ein Anheben des Arms bis fast 180° möglich. Andernfalls würde der Humeruskopf bei einer reinen Glenohumeralbewegung spätestens bei 90° am Acromion anschlagen und damit an seiner Weiterbewegung gehindert.

Eine Abduktion des Arms, beginnend vom seitlich am Oberkörper hängenden bis zum senkrecht nach oben zeigenden Arm, wird meist nahezu von Beginn an durch die Kombination einer Bewegung im Glenohumeralgelenk (GH) und einer scapulothorakalen (ST) Bewegung realisiert [Yano et al. 2010]. Letztere, bereits frühzeitig einsetzende, Bewegung wurde erstmals in [Cathcart 1884] beschrieben und kann leicht übersehen werden.

Abb. 2. zeigt einen linearen Zusammenhang zwischen dem spinohumeralen Winkel (Winkel zwischen Oberarm und Schulterblatt) sowie der Abduktion des Humerus (in Abb. 2 als Elevation bezeichnet). Daraus folgt implizit auch ein linearer Zusammenhang zwischen der Verkippung des Schulterblatts gegenüber dem Thorax in der Frontalebene und der Abduktion des Humerus, da die Steigung der

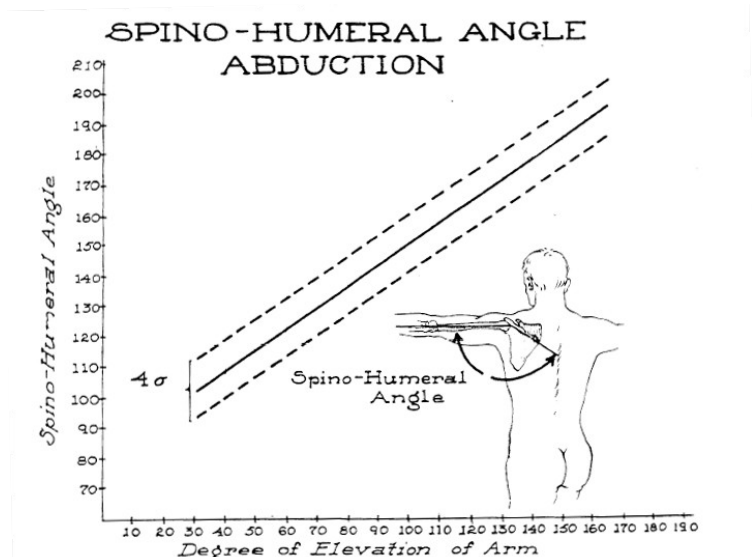


Abb. 2.: Abduktion der Schulter, übernommen aus [Inman 1949].

gezeigten Geraden ungleich eins ist. Codman setzte daher die beiden Bewegungsanteile in ein Verhältnis zueinander und bezeichnete das Zusammenspiel als scapulohumeralen Rhythmus (SHR) [Codman 1934]. Inman bestimmte das SHR als festes Verhältnis 2:1 [Inman 1966].

Da ohne eine Verkippung der Scapula spätestens ab ca. 90° der Humerus an das Schulterdach anschlagen und die Bewegung damit ein Ende finden würde, nehmen einige Autoren, z.B. [Schmidt 2000], fälschlicher Weise an, dass überhaupt erst ab Winkeln dieser Größenordnung eine Verkippung der Scapula einsetzt. Ganz im Gegensatz dazu führen einige Patienten die Abduktion sogar ausschließlich durch eine Verkippung des Schulterblattes mit so gut wie keiner

Glenohumeralbewegung durch. Eigene Messungen haben gezeigt, dass besonders bei Kindern oftmals eine starke Verkippung der Scapula schon bei sehr kleinen Winkeln erfolgt. Darüber hinaus werden in [Yano et al. 2010] bei gesunden Probanden unterschiedliche Muster zu Beginn einer Abduktionsbewegung („setting phase“:  $0^{\circ}$ - $60^{\circ}$  nach [Inman 1966]) beschrieben. Eine Gruppe von Probanden (GH-Typ) zeigt zu Beginn der Bewegung einen sehr großen glenohumeralen und nur einen kleinen scapulothorakalen Anteil, der allerdings entgegen der Abduktion die Scapula zunächst leicht nach unten und erst später wieder nach oben bewegt. Bei einer zweiten Gruppe (ST-Typ) erfolgt der Beginn der Bewegung mit einem großen scapulothorakalen und einem entsprechend kleineren glenohumeralen Anteil. Beide Bewegungsanteile erfolgen von Anfang an in Richtung der Abduktion. Bei der Rückführung der Arme in die Ausgangsposition unterscheiden sich die beiden Gruppen gleichermaßen.

Für die Ante-/Retroversion (in der Frontalebene) wird in der Literatur kein scapulohumeraler Rhythmus beschrieben. Während Anteversionsstellungen bis nahezu  $180^{\circ}$  möglich sind, ist die Retroversion meist auf ca.  $90^{\circ}$  begrenzt. Isoliert durchgeführte Drehungen um die Humeruslängsachse zeigen einen Bewegungsumfang, der von der Stellung bezüglich Ab-/Adduktion und Ante-/Retroversion abhängig ist [Klopčar et al. 2007]. Bezogen auf die Referenzstellungen der Neutral-Null-Methode ist typischerweise deutlich mehr Außenrotation als Innenrotation möglich.

Weitere Details der Anatomie, welche die Mechanik der Gelenke auch unter Berücksichtigung der bewegenden Muskeln enthalten, können z.B. in [Fick 1911] nachgelesen werden.

## 1.1. Ellenbogen

Das Ellenbogengelenk (Articulatio cubiti, 3) besitzt im wesentlichen zwei rotatorische Freiheitsgrade [An K. N. 1993]. Beugung (Flexion) bzw. Streckung (Extension) lässt die Längsachsen von Unterarm und Oberarm (Humerus) gegeneinander um eine Drehachse rotieren, die durch das Ellenbogengelenk verläuft.

Eine Drehung um die Längsachse des Unterarms ermöglicht es uns, die Hand-Innenseite nach oben (Supination) bzw. nach unten (Pronation) zu drehen. Die beiden Drehachsen des Ellenbogengelenks stehen typischerweise nahezu senkrecht aufeinander und haben einen Abstand von wenigen Millimetern ( $88.9 \pm 5.1^{\circ}$ ,  $3.3 \pm 0.8\text{mm}$  [H.E.J. (DirkJan) Veeger 1996]).

Ermöglicht werden diese Bewegungen durch drei Teilgelenke, die in der Gelenkkapsel des Ellenbogens zusammengefasst sind. Humerus und Elle (Ulna) sind durch konkave (Incisura trochlearis, Teil der Ulna) und konvexe Gelenkflächen (Trochlea humeri, Teil des Humerus) über ein knöchern geführtes einachsiges Scharniergelenk (Articulatio humeroulnaris) miteinander

verbunden. Die Achse dieses Scharniergelenks verläuft ungefähr durch die Längsachse der Trochea humeri und steht damit in etwa senkrecht auf der Längsachse des Humerus. Typische Abweichungen bei gestrecktem Arm liegen in der Größenordnung von  $6^\circ$  [Amis 1990]. Möglicherweise wird darüber hinaus die Flexion von einer dynamischen Varus-/Valgus-Bewegung begleitet, bei der sich die Ulna um wenige Grade zur Flexionsachse zusätzlich verkippen kann [Thomsen et al. 2001]. Ebenso zeigen Kadaverstudien, dass auch Pro-/Supinationsbewegungen von einer Varus-/Valgus-Bewegung der Ulna begleitet sein können ( $5.84 \pm 2.99^\circ$  mittlere valgus shift bei  $90^\circ$  Pronation des Unterarms [Kasten et al. 2004]). Die Speiche (Radius) ist mit dem Humerus über Gelenkflächen in der Form eines Kugelgelenks verbunden (Articulatio humeroradialis). Durch straffe Bänder werden die

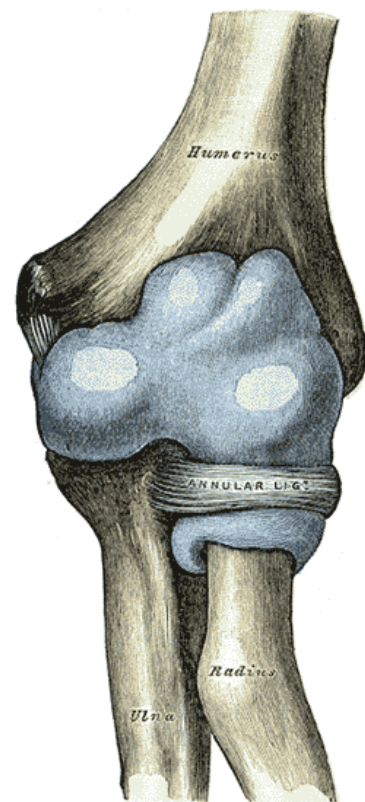


Abb. 3: Ellenbogengelenk, übernommen aus [Gray H. 1858].

Bewegungsmöglichkeiten jedoch nahezu vollständig auf die beiden Freiheitsgrade Flexion/Extension und axiale Rotation eingeschränkt.

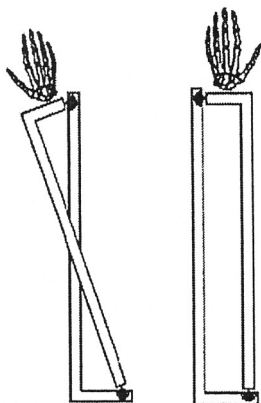


Abb. 4: Das "Fick'sche" Modell der Pro-/Supination, übernommen aus [Weinberg et al. 2000].

Das „Fick'sche“ Modell der Pro-/Supination (Abb. 4) lässt die Speiche (Radius) um die Elle (Ulna) drehen [Fick 1911]. Eine Pro-/Supination führt damit zu einer Verkipfung des Handgelenks, die so nicht stattfindet, wovon man sich durch Ausprobieren leicht selbst überzeugen kann. Trotz dieser Schwäche wird auf dieses Modell immer wieder in Publikationen Bezug genommen (z.B. [Kuderna 1980]).

Eine offensichtliche Verbesserung kann erreicht werden, wenn die Drehachse mehr mittig im Unterarm angenommen wird (Abb. 5). Ein detailreicheres Modell, das der Anatomie deutlich näher kommt (Abb. 6) besteht aus einem Kugelgelenk (drei rotatorische Freiheitsgrade) am proximalen Ende des Radius (1), einem Scharniergelenk (ein rotatorischer Freiheitsgrad) am distalen Ende des Radius (2), einem Kardangelenke (zwei rotatorische Freiheitsgrade) am distalen Ende der Ulna (3) und einem Gleitgelenk (ein translatorischer Freiheitsgrad) am proximalen Ende der Ulna [Weinberg et al. 2000].

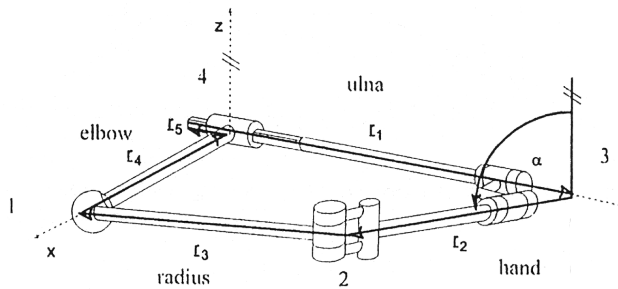


Abb. 6: Detaillierteres Modell der Pro-/Supination, übernommen aus [Weinberg et al. 2000].

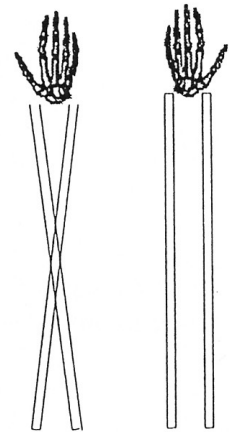


Abb. 5: Verbessertes Modell der Pro-/Supination, übernommen aus [Weinberg et al. 2000].

Der typische Bewegungsumfang der Ellenbogenflexion reicht von  $0^\circ$  (gestreckter Arm) bis  $130^\circ$ - $140^\circ$  (gebeugter Arm). Einigen Menschen ist eine Überstreckung um bis zu  $10^\circ$  möglich. Drehungen um die Längsachse des Unterarms sind in der Regel auf  $60^\circ$ - $80^\circ$  Pronation und  $70^\circ$ - $85^\circ$  Supination begrenzt.

## 1.2. Handgelenk

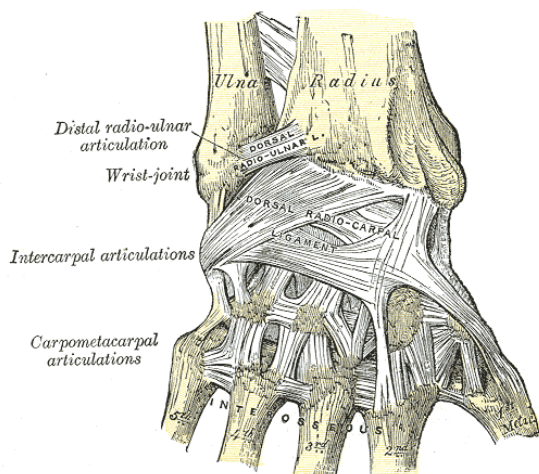


Abb. 7: Handgelenk, übernommen aus [Gray H. 1858].

Für das Greifen wesentlich ist eine optimale Orientierung der Hand im Raum. Während die Pro-/Supination bereits durch das Ellenbogengelenk ermöglicht wird, steuert das Handgelenk (Abb. 7) die zwei noch fehlenden rotatorischen Freiheitsgrade bei: Die Dorsal-/Palmarflexion und die Ulna-/Radialabduktion.

Die maximale Dorsalflexion sowie die maximale Palmarflexion betragen ca.  $60^\circ$ - $90^\circ$ . Die maximale Ulnaduktion liegt typischerweise zwischen  $30^\circ$  und  $45^\circ$  und ist damit deutlich größer als die maximale Radialabduktion (Radialduktion) von etwa  $20^\circ$ - $30^\circ$ .

## 2. Techniken der Erfassung menschlicher Bewegung

Körper, deren Bewegung vermessen werden soll, werden oft als starre Segmente (Starrkörper) modelliert, die durch Gelenke mit rein rotatorischen Freiheitsgraden miteinander verbunden sind. Die Basisgrößen der Bewegungsanalyse sind Gelenk- und Segmentwinkel. Gelenkwinkel beschreiben die Stellung angrenzender Segmente zueinander, Segmentwinkel beschreiben die Stellung der Segmente im Raum, z.B. bezogen auf Gehrichtung und Vertikale.

Bis auf die von Orthopäden eingesetzte Universelle Goniometrie, sowie die schon historischen Neigungsmesser, werden im folgenden ausschließlich Methoden beschrieben, die in der Lage sind, Gelenk- bzw. Segment-Stellungen in ihrem zeitlichen Verlauf zu vermessen. Zielrichtung dieser Zusammenstellung ist es, die Vor- und Nachteile der verschiedenen Messtechniken bezogen auf die Fragestellungen dieser Arbeit aufzuzeigen und damit den Einsatz des markerbasierten Messsystems und die Vergleichsmessungen mit der Universellen Goniometrie zu motivieren.

### 2.1. Universelle Goniometrie

Universelle Goniometrie [Moore 1949], d.h. die Bestimmung von Gelenkwinkeln mit einem einfachen mechanischen Winkel-

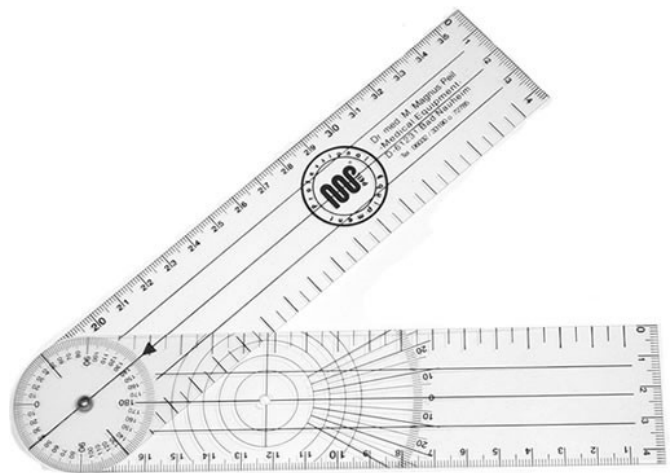


Abb. 8: Im klinischen Umfeld typischer Winkelmesser (Goniometer).

messer (Abb. 8) gehört zum Alltag der Orthopäden. Mit ihr können statische Gelenkstellungen vermessen werden, beispielsweise um die Extremitäten-Beweglichkeit nach der Neutral-Null-Methode<sup>1</sup> zu bestimmen. Sowohl die Art und Weise, wie die Messungen an den verschiedenen Gelenken durchzuführen sind, als auch die Definition der Winkel, insbesondere der Nullstellungen und Vorzeichen, sind standardisiert [Moore 1949]. Die Methode ist seit nunmehr 60 Jahren nahezu unverändert im Einsatz. Die Genauigkeiten von  $\pm(5-10)^\circ$  [Heelbrandt FA 1949], [Armstrong et al. 1998], [Low 1976], [Boone et al. 1978] sind zwar nur mäßig und die Messungen können zuverlässig und reproduzierbar nur mit viel Erfahrung durchgeführt werden. Aber dafür ist es die direkteste Methode und als anschauliche Referenz trotz ihrer Begrenztheit außerordentlich nützlich.

<sup>1</sup> Die **Neutral-Null-Methode** (NNM, **Nulldurchgangsmethode**) ist ein orthopädischer Bewertungs- und Dokumentationsindex für die Beweglichkeit von Gelenken.

## 2.2. Biegesensoren

Biegesensoren basieren entweder auf Lichtleiterkabeln (fiberoptisch) oder machen sich die elektrischen Eigenschaften dünner Metallbänder zu Nutzen.

Bei einem Lichtleiterkabel wird mit Hilfe von Photosensoren die Intensität des durchgeleiteten Lichts vermessen. Da mit zunehmender Biegung immer mehr Licht nach außen verloren geht, sinkt die gemessene Intensität und erlaubt damit Rückschlüsse auf den Krümmungswinkel.

Bei dünnen Metallbändern verändert sich der elektrische Widerstand abhängig von der Krümmung. Die Messungen sind erheblich genauer als die auf Basis von Lichtleiterkabeln.

Absolute Position und Orientierung können mit Biegesensoren allerdings nicht bestimmt werden. Eingesetzt werden Biegesensoren daher hauptsächlich in Datenhandschuhen. Es gibt aber auch kommerzielle Systeme zur Bestimmung der sagittalen Kniekinematik (Abb. 9). Ein „Ganzkörpertracking“ ist auf diese Weise prinzipiell möglich, würde allerdings einen unverhältnismäßig hohen Aufwand erfordern.



Abb. 9: S700 Joint Angle Shape Sensor™ (Optischer Sensor) der Firma Measureand; Bestimmung der sagittalen Kniekinematik.

## 2.3. Magnetfeldsensoren

Mit reiner Magnetfeldsensorik (Hall-Sensoren) lassen sich Lage und Orientierung von Permanentmagneten durch Vermessung deren statischer magnetischer Dipolfelder bestimmen. Auf diese Weise kann z.B. zur Untersuchung der Magen-Darm-Peristaltik ein verschluckter Permanentmagnet im Raum verfolgt [Stathopoulos et al. 2005].

Da das Magnetfeld mit dem Abstand  $1/r^3$  abfällt, ist die Vermessung größerer Beobachtungsvolumina, wie sie für eine instrumentelle Ganganalyse benötigt werden, kaum möglich, da in der Praxis Störfelder das Nutzsignal in größeren Entfernungen vollständig überdecken.

## 2.4. Elektromagnetische Sensoren

Lage und Orientierung dieser Sensoren wird dadurch bestimmt, dass sie ein extern erzeugtes elektromagnetisches Feld mit meist drei orthogonalen Spulen vermessen. Elektromagnetische Sensoren sind verhältnismäßig aufwändig zu kalibrieren und reagieren empfindlich auf eine



Verzerrung des Magnetfeldes durch Kabel und Metallteile. Anwendungen, die eine größere Zahl von Sensoren benötigen, gestalten sich zusätzlich schwierig, da die Sensoren in der Regel nur sequentiell ausgelesen werden können und sich damit die Abtastrate schnell auf zu kleine Werte reduziert. Außerdem führt die meist notwendige Verkabelung (Abb. 10) der Sensoren zu einer Behinderung der zu vermessenden Bewegungen. Auf der anderen Seite sind die Sensoren verhältnismäßig günstig, können echte sechs Freiheitsgrade vermessen und sind nicht anfällig für Verdeckungen wie die optischen Systeme.

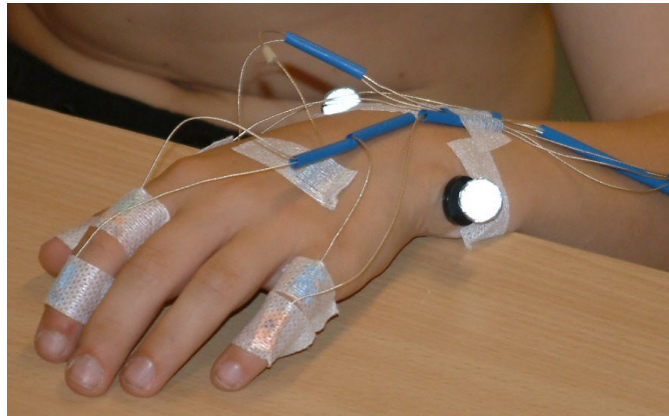


Abb. 10: Sensoren eines Magnetic Tracking Systems: Sechs Sensoren an kleinem Finger, Ringfinger, Daumen und auf dem Handrücken. Messungen in Kombination mit dem in dieser Arbeit entwickelten markerbasierten Armmodell.

## 2.5. Akustische Sensoren

Bei dieser Technik wird die Position Ultraschall emittierender Marker bestimmt (Abb. 12). Dazu werden die emittierten Signale mit gewöhnlich drei in der Nähe angebrachten Ultraschallmikrophonen (Abb. 11) vermessen. Aus den Laufzeitunterschieden kann die Position der



Abb. 11: CMS10 System der Firma Zebris; Ultraschall-empfänger.

Marker bestimmt werden, da die Lage der Mikrophone zueinander bekannt ist. Im Vergleich zu optischen Systemen sind diese sehr kostengünstig, bei einer ähnlich hohen Genauigkeit von ca.  $\pm 1\text{mm}$ . Allerdings reagieren sie empfindlich auf Hintergrundgeräusche oder Veränderungen der Luftbeschaffenheit und es kommt schnell zu störenden Reflexionen. Ein Abstand der Marker zu den Mikrophen von mehr als zwei bis drei Metern ist daher kaum zu realisieren. Entsprechend begrenzt ist demnach das Beobachtungsvolumen, sodass ein Einsatz für die instrumentelle Ganganalyse praktisch nur auf dem Laufband möglich ist. Des Weiteren wird die Messfrequenz durch die Schallgeschwindigkeit begrenzt. Da die Marker in der

Regel nicht gleichzeitig vermessen werden können, reduziert sich die Messfrequenz durch Sequentialisierung noch weiter. Kommerzielle Systeme ermöglichen typischerweise Messfrequenzen von ca.  $180\text{Hz}$ , geteilt durch die Anzahl der eingesetzten Marker.

## 2.6. Optische Systeme/Photogrammetrie

Im Sinne einer Standardisierung der Nomenklatur in der Bewegungsanalyse [Cappozzo et al. 2005] werden mit Photogrammetrie Messverfahren bezeichnet, mit denen metrische Informationen aus Bildern gewonnen und in ein 3d-Modell übersetzt werden können.

### **Markerbasierte Photogrammetrie**

Markerbasierte optische Systeme sind derzeit faktisch Standard in der instrumentellen klinischen Ganganalyse. Das grundlegende Prinzip besteht darin, bestimmte Körperpositionen, z.B. knöchernen Prominenzen, zu palpieren und mit heute meist kugelförmigen, auf die Haut geklebten Markern zu versehen. Deren Position wird dann im zeitlichen Verlauf anhand von zweidimensionalen Bildern verfolgt.

In der Anfangszeit dieser Technik wurden Photomaterialien zur Aufzeichnung eingesetzt. Die langen Belichtungszeiten produzierten "Lichtspuren", die sehr zeitaufwändig manuell ausgewertet werden mussten. Trotz des verhältnismäßig geringen technischen Aufwands konnte eine sehr gute Reproduzierbarkeit erreicht werden, sodass diese Methode lange Bestand hatte und erst durch die Verbreitung preiswerter Videokameras abgelöst wurde. Ein grundsätzlicher Vorteil gegenüber Sensorbasierten Techniken besteht darin, dass die Marker heute sehr klein gehalten werden können und damit eine zu vermessende Bewegung nur wenig beeinträchtigen. Grundsätzlicher Nachteil ist die Notwendigkeit der freien Sicht zwischen Markern und Aufzeichnungsmedium.

Heute werden fast ausschließlich CCD- bzw. CMOS-Kameras als Aufzeichnungsmedium eingesetzt. Mit sogenannten High-Speed-Kameras können dabei Messfrequenzen von mehreren Hundert Hertz realisiert werden. Für viele Anwendungen reicht es aber auch, preiswerte Kameras



Abb. 12: CMS10 System der Firma Zebris; Jeder Marker umfasst drei Ultraschall-Transmitter.



Abb. 13: Passive Marker in verschiedenen Größen, kugelförmig, beklebt mit spezieller stark reflektierender Klebefolie.



mit Abtastraten von 50Hz oder 60Hz aus dem Konsumgüterbereich oder ebenfalls mittlerweile preiswert erhältliche Industriekameras einzusetzen.

Um die Position eines Markers zu bestimmen, muss dieser von mindestens zwei Kameras zeitgleich „gesehen“ werden. In der instrumentellen Ganganalyse werden typischerweise sechs bis zwölf Kameras eingesetzt, um diese Bedingung zu jedem Zeitpunkt in einem gewünschten Beobachtungsvolumen sicherzustellen. In der Regel werden dadurch die Marker von mehr als zwei Kameras gleichzeitig gesehen, und die 3d-Rekonstruktion der Lage der Marker kann aus redundanten Informationen in einer Optimierungsrechnung erfolgen.

Eine seit Jahrzehnten eingesetzte Methode ist die direkte Lineartransformation (DLT, Direct Linear Transformation), bereits Anfang der 1970er Jahre veröffentlicht [Abdel-Aziz YI 1971]. Unzählige Varianten und Verbesserungen zur Erhöhung von Robustheit und Genauigkeit, z.B. [Hatze 1988], [Yu et al. 1993], [Hinrichs et al. 1995] haben dazu beigetragen, dass heutige Messsysteme als Blackbox kommerziell verfügbar geworden sind.

Meist werden die Kameras mit einem Ring aus Leuchtdioden ausgestattet, die synchron zur Aufnahme eines Bildes „aufblitzen“. Der schmale Wellenlängenbereich der LED-Emission, kombiniert mit einem passenden Bandpassfilter vor dem Objektiv, dient der Kontrasterhöhung. Um für die Patienten störendes Licht zu vermeiden, wird meist eine Wellenlänge im Infraroten eingesetzt.

Die erreichbaren Genauigkeiten hängen vor allen Dingen von der Größe des Beobachtungsvolumens ab. Genauigkeiten unter einem Zehntel Millimeter sind möglich. Typisch für ein Beobachtungsvolumen in der klinischen Ganganalyse, in dem ein bis zwei Doppelschritte erfasst werden, ist eine Genauigkeit von wenigen Millimetern.

Dies ist wenig im Vergleich zu den Artefakten, die dadurch entstehen, dass sich die Marker mitsamt der Haut gegenüber der knöchernen Struktur, für deren Bewegung man sich in der Regel interessiert, inter- und intraindividuell verschieben.

Eine Alternative zu den reflektierenden, passiven Markern sind aktive Marker, meist LEDs. Ihr großer Vorteil besteht darin, dass die Zuordnung der Markerbilder nahezu vollautomatisiert erfolgen kann, weil die Marker einzeln ein- und ausgeschaltet werden können. Insbesondere bei klinischen Routineuntersuchungen ist die damit verbundene Zeitersparnis bei der Datenverarbeitung ein wichtiger Vorteil. Die derzeit verfügbaren Systeme besitzen allerdings noch keine ausreichend miniaturisierten Marker und sind darüberhinaus ausschließlich mit einer verkabelten Stromversorgung kommerziell verfügbar. Dies erschwert die Handhabung und beeinträchtigt die

natürliche Bewegungsausführung beträchtlich. Ein weiterer Nachteil aktueller Systeme ist, dass die aktiven Marker in einem deutlich kleineren Winkelbereich sichtbar sind als passive Marker und daher eine größere Anzahl von Kameras erforderlich machen. Um Verdeckungen durch Körperteile zu vermeiden, werden aktive Marker oftmals auf Distanzhalter montiert, was zusätzliche Trägheitsartefakte produziert und die Ausführung der Bewegungen weiter beeinträchtigt.

### **Markerlose Photogrammetrie**

Eine markerlose Bewegungserfassung ist aus mehreren Gründen vielversprechend. Sie erspart nicht nur das meist sehr zeitintensive Anbringen der Marker vor Beginn der eigentlichen Messungen, sondern vermeidet eine ganze Reihe von Artefakten, die durch die Marker selbst hervorgerufen werden. Marker können sich von der Haut ablösen. Besonders bei schnellen Bewegungen erhöht die Trägheit der Marker dieses Risiko. Marker beeinträchtigen aber auch die Bewegungsausführung, oft bereits allein aufgrund der Tatsache, dass sie sich auf die Haut geklebt ungewohnt anfühlen. Ihre zusätzliche Masse führt zu Trägheitseffekten, die insbesondere bei schnellen Bewegungen zu Verschiebungen der Marker mit der Haut gegenüber der knöchernen Struktur führen. Marker können falsch platziert sein. Die Zuordnung der Marker zu ihren Bildern ist meist nicht vollständig automatisierbar und macht umfangreiche Nachbearbeitungen der Messdaten erforderlich.

Auf der anderen Seite verzichtet man bei einer markerlosen Bewegungserfassung auf die Maximierung des Kontrasts und das Palpieren knöcherner Strukturen. Obwohl also grundsätzlich die Kamerabilder kompletter Oberflächen einbezogen werden, statt nur die Position einzelner Marker auszuwerten, fehlen somit wichtige Informationen, die einer markerbasierten Bewegungserfassung für die Rekonstruktion der knöchernen Struktur zur Verfügung stehen.

Erste kommerzielle Systeme sind zwar bereits verfügbar, die ausreichend hohe metrische Genauigkeit, die eine klinische instrumentelle Bewegungsanalyse erfordert, wird aber derzeit mit markerlosen Systemen noch nicht erreicht.

## **2.7. Mikroelektromechanische Systeme**

Halbleiterchips können zusätzlich zu den elektronischen Komponenten mechanische Elemente integrieren und werden dann als MEMS (micro electro mechanical system) bezeichnet.

Der derzeit wichtigste MEMS-Vertreter ist der Inertialsensor, mit dem Beschleunigungen durch Kombination mehrerer Einzelsensoren in allen drei Raumrichtungen bestimmt werden können. Er steuert das Auslösen von Airbags, stabilisiert den Bildsensor digitaler Spiegelreflexkameras (DSLR) und fährt Festplatten von Laptops rechtzeitig in eine Parkposition, wenn sie vom Tisch fallen.

In der Bewegungsanalyse ist die direkte Messung der Beschleunigung prinzipiell vorteilhaft bei der Bestimmung von Kräften aus der inversen Dynamik, da es sich bei den hier zu berechnenden Größen um einfache Funktionen der Beschleunigung handelt. Die Beschleunigungsdaten sind durch die direkte Messung weniger verrauscht, als wenn sie wie bei den markerbasierten optischen Systemen erst über zweifaches Ableiten von Positionsdaten bestimmt werden müssen.

Allerdings erfordert eine Bewegungsanalyse meist auch die Bestimmung von Gelenkmomenten, die Kenntnis über die Lage der Gelenkzentren voraussetzt. Mit einer doppelten Integration der Beschleunigungen können Lagekoordinaten aber nur begrenzt gut bestimmt werden.

Zur Verbesserung der Genauigkeit werden meist zusätzlich Gyroskope integriert, mit denen Winkelgeschwindigkeiten gemessen werden können, sowie Magnetfeldsensoren, mit denen die Ausrichtung bezüglich des Erdmagnetfeldes bestimmt werden kann. Ergänzt durch Temperatursensoren, um eine meist von der Temperatur abhängige Drift der Sensoren zu kompensieren, und mit passend konfigurierten Kalman-Filtern [Kalman 1960] gelingt es mittlerweile gut, durch sogenannte Sensor-Fusion, d.h. durch Berücksichtigung redundanter Daten mehrerer Sensoren, neben der Beschleunigung auch Ausrichtung und Geschwindigkeit verhältnismäßig zuverlässig zu bestimmen. Ein kommerziell erhältliches System, das grundsätzlich für

eine Ganganalyse verwendet werden kann, ist in Abb. 14 zu sehen. Seine Robustheit und Zuverlässigkeit bei der Bestimmung von Gelenkwinkeln reichen für viele klinische Fragestellungen allerdings noch nicht aus, wie ein Vergleich mit einem optischen System gezeigt hat [Lohnert 2010].

Die Bestimmung von Lagekoordinaten ist auf Grund sich aufsummierender Integrationsfehler grundsätzlich sehr ungenau. Kommerzielle Systeme versuchen daher zusätzliche Sensorik einzubeziehen. Die Firma XSens integriert z.B. zusätzlich lokales GPS bei dem sogenannte RF-UWB (Radio Frequency Ultra-Wideband) -Sender für eine Triangulation eingesetzt werden. Aber auch mit derartigen Erweiterungen werden die Genauigkeiten der optischen Systeme noch lange nicht erreicht.



Abb. 14: Bewegungsanalysesystem MVN BIOMECH der Firma XSENS.

## **2.8. Historische Techniken**

### ***Neigungssensoren***

Neigungssensoren, auch Inklinometer genannt, arbeiteten in ihrer ursprünglichen Form mit einem flüssigen Widerstandselement, z.B. Quecksilber, dessen Oberfläche sich entsprechend der Schwerkraft ausrichtet und dabei seinen Widerstand analog einem Potentiometer ändert. Der Messbereich beschränkte sich meist auf Winkel kleiner  $30^\circ$ , und die maximale Messfrequenz lag bei 1-2Hz. Sie waren sehr preiswert und hatten eine hohe Messgenauigkeit. Die heutzutage in der Industrie eingesetzten Neigungsmesser basieren in der Regel auf anderen Messprinzipien. Zum Beispiel kann dem Lot oder Senkblei nachempfunden die Lage eines mechanisch oder elektromagnetisch gelagerten Pendels kapazitiv, induktiv oder optisch vermessen werden. Ein sehr aufwändiges Messprinzip basiert auf einer Gaskonvektion, die durch ein kleines Heizelement in der Messzelle gesteuert wird. Durch Temperaturfühler wird dabei die Ausrichtung des Wärmestroms erfasst und damit die Ausrichtung der Messzelle bestimmt. In der Gang- bzw. Bewegungsanalyse des Menschen werden Neigungssensoren aufgrund der Verfügbarkeit geeigneterer Messtechniken nicht mehr eingesetzt.

### ***Motografie***

Als Motografie wird eine Form der Bewegungsanalyse bezeichnet, die ihre Blütezeit in den Arbeitswissenschaften hatte, bevor markerbasierte optische Systeme verfügbar waren. Mit Infrarottechnik und Bandabsorptionsverfahren ermöglichte sie, Aufnahmen im Hellen zu machen und durch Mitfotografieren von Rastern metrische Informationen über Arbeitsabläufe für deren Optimierung zur Verfügung zu stellen. Die Methodik ist in einer Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsschutz in den 80er Jahren ausführlich beschrieben [Baum 1980], [Baum 1983], [Baum 1986]. Die zu bestimmenden Weglängen wurden durch Vermessung mitfotografierter Raster bestimmt. Die Motografie diente hauptsächlich der Optimierung von manuellen Arbeitsverfahren in der Industrie.

### ***Elektromechanische Systeme***

Bei den sogenannten elektromechanischen Systemen [Morrey et al. 1981] wird eine Art Außenskelett umgeschnallt (Abb. 15), dessen Gelenkbewegungen dann elektromechanisch vermessen werden. Dabei kommen meist Potentiometer zum Einsatz, deren elektrischer Widerstand sich durch Drehen einer Spindel ändert. Ihre Einsatzmöglichkeiten beschränken sich meist auf die Vermessung von Ellenbogen-, Knie- und allenfalls zusätzlich noch der Fußgelenksflexion. Es gab

aber auch Systeme mit mehrachsigen Goniometern. Aufgrund des grundsätzlich einfachen Prinzips wurden diese Systeme in der Regel von den Bewegungsanalyse-Labors selbst entwickelt. Es gab bzw. gibt aber auch kommerzielle Anbieter. In späteren Generationen von Geräten dieser Technik wurden statt Potentiometern auch Dehnungsmessstreifen eingesetzt.

Mit solch einem System ist man im Gegensatz zu optischen oder akustischen Systemen unabhängig von der Umgebung, allerdings ist die Verwendung sehr unflexibel und umständlich, und die Bewegungsmöglichkeiten werden so stark eingeschränkt, dass heute kaum sinnvolle klinische Anwendungen denkbar sind.

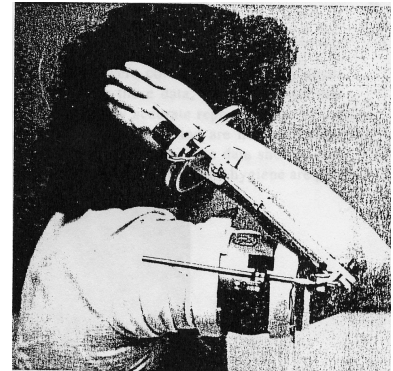


Abb 15: Exoskelett, übernommen aus [Morrey, Askew & Chao 1981].

### 3. Ganganalyse

#### 3.1. Historischer Rückblick

Der nun folgende historische Rückblick der Ganganalyse soll aufzeigen, wie eng die technische Entwicklung der Messmethodik mit der Gewinnung von Erkenntnissen über das Gehen miteinander verzahnt sind. Die Entwicklung von Messmethoden und ihre Anwendung sind meist gleichrangige Bestandteile der Forschung, so auch in dieser Arbeit (vgl. Kapitel IV und V). Die historische Perspektive zeigt allerdings auch, dass die gewonnenen Erkenntnisse über das Gehen meist länger Bestand haben als die zugrunde liegende Messmethodik.

Bereits Aristoteles (384 bis 322 v. Chr.) und Galenus (129 bis 199 n. Chr.) beschäftigten sich mit dem menschlichen Gang. Leonardo da Vinci (1452–1519) beschrieb die „Gehwerkzeuge“ bereits als „ein System von Hebeln, die durch unterschiedliche Muskelgruppen aktiviert werden“. Bemerkenswerterweise führt da Vinci bereits aus, dass neben der Vorwärtsbewegung auch die Gangstabilität gewährleistet sein muss, wozu neben der Muskelaktivität der unteren Extremität auch die Pendelbewegung der Arme und die Aktivität der Rumpfmuskulatur nötig sei.

Im 17. Jahrhundert erkannte dann Pierre Gassendi (1592-1655), dass das Gehen keine einfache geradlinige Fortbewegung ist. Durch gezielte Experimente konnte er feststellen, dass „die Fortbewegung des Rumpfes wellenförmigen Schwankungen unterliegt“, und zwar sowohl in medio-lateraler als auch kranial-kaudaler Richtung. In seiner Abhandlung „de vi motrice et motionibus animalu“ stellte er zehn Sätze über die Bewegung des Gehens auf [Klein-Vogelbach 2000]. Unter anderem formulierte er dabei erstmals den Gedanken, dass die Fortbewegung den Gegendruck des Bodens voraussetzt.

Giovanni Borelli (1608–1679) deutete in seinem Werk „de motu animalum“ (1682) erstmals den Körperschwerpunkt als Angriffspunkt von Kräften, die für das Gehen wirksam sind.

Mit Hilfe von Kadaverstudien konnte er dabei experimentell die Position des Körperschwerpunktes bestimmen. Er unterschied auch bereits die Phasen des Ein- und des Zweibeinstandes (monopedale und bipedale Gangphase) und beschrieb die Vorwärtsbewegung als Vorverlagerung des Körperschwerpunkts vor die Unterstützungsfläche, die zu einem labilen Gleichgewicht führt, welches dann nur noch durch das nach vorne schwingende und dann aufsetzende kontralaterale Bein gesichert werden kann. Mit eigenen Experimenten konnte er auch die von Gassendi gefundene wellenförmige Seitwärtsbewegung des Rumpfes beim Gehen bestätigen.

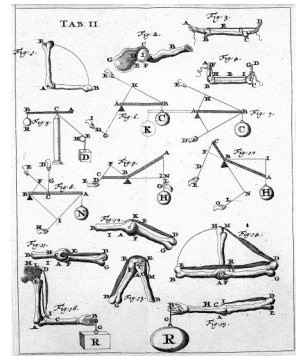


Abb. 16: Gelenkmechanik, übernommen aus [Borelli 1680].

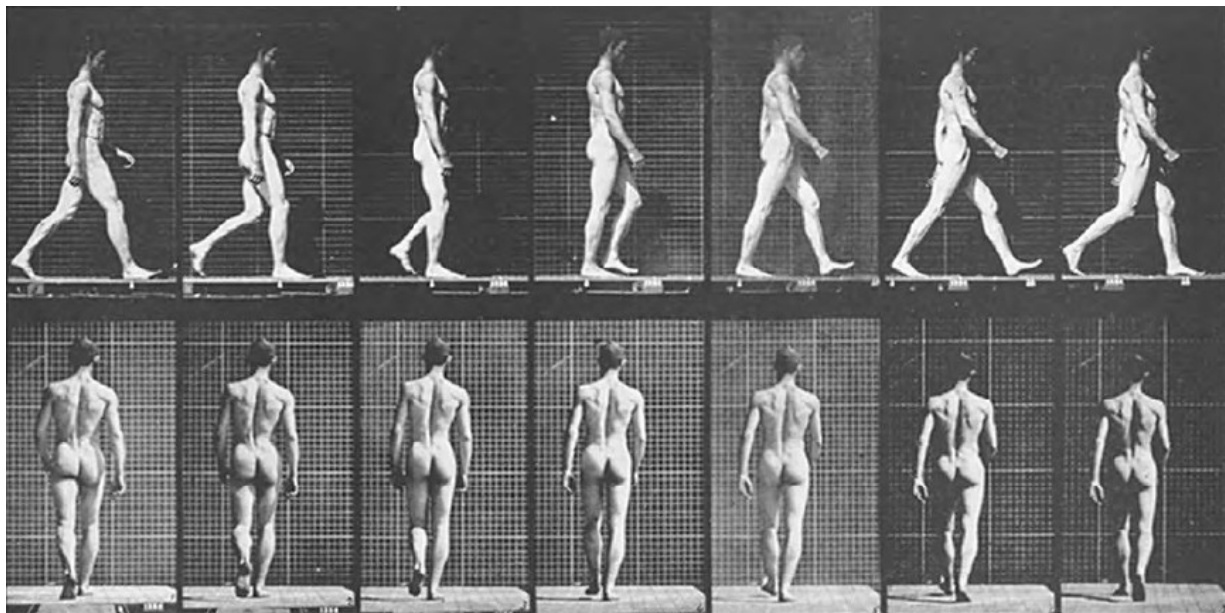


Abb. 17: Sequenz aus Einzelbildern in der Sagittal- und Frontalebene, übernommen aus [Muybridge 1907].

In ihrer Arbeit „Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge“ [Weber 1836] unterzogen die Gebrüder Eduard und Wilhelm Weber erstmals umfangreiches Beobachtungsmaterial einer zweidimensionalen Analyse. Gangparameter wie Schrittdauer, Schrittlänge, Schwingungsdauer und Gehgeschwindigkeit wurden definiert, und daraufhin konnte beispielsweise die Gehgeschwindigkeit mit der Schrittlänge in Bezug gesetzt und gezeigt werden, dass die Erhöhung der Geschwindigkeit zu einer Verkürzung der bipedalen Phase bezogen auf den Doppelschritt<sup>2</sup> führt.

<sup>2</sup> Ein Doppelschritt beginnt mit dem Aufsetzen eines Fußes, gefolgt von Stand- und Schwungphase und endet mit dem Wiederaufsetzen des gleichen Fußes.



Mit der Entwicklung der Photographie begann der ursprünglich britische Photograph Eadward Muybridge (1830–1904) in den Vereinigten Staaten eine Technik auszuarbeiten, die es ihm ermöglichte, Serienaufnahmen nach dem Prinzip des Daumenkinos aneinander zu reihen und damit die Bewegung von Tieren [Muybridge 1887] und Menschen [Muybridge 1907] in einzelne Phasen zu zerlegen.

Auf diese Weise konnte er zeigen, dass es beim Galopp des Pferdes Zeitpunkte gibt, bei denen alle vier Hufe gleichzeitig in der Luft sind (Abb. 18).



Abb. 18: Bewegungsanalyse Galopp des Pferdes, übernommen aus [Muybridge 1887].

Wenige Jahre später ließ der Franzose Etienne-Jules Marey (1830-1904) bei seinen Experimenten Probanden mit weißen Leuchtstreifen präparierte Anzüge tragen [Marey 1868]. Die Leuchtstreifen waren so angebracht, dass sie angrenzende Gelenkzentren der Extremitäten miteinander verbanden. Sie wurden mit Stroboskopblitzen beleuchtet, sodass Phasenbilder der Bewegung festgehalten werden konnten.

Mit dieser Technik, der sogenannten „Chronographie“, wurde eine Bildplatte bis zu 20 mal pro Sekunde belichtet. Die Ausrichtung der abgebildeten Leuchtstreifen konnte dann zweidimensional analysiert werden.

Darüber hinaus entwickelte Marey zusammen mit Gaston Carlet (1849-1892) Druckluftsensoren, die in die Schuhe der Probanden eingebaut wurden und Stand- und Schwungphasen unterscheidbar

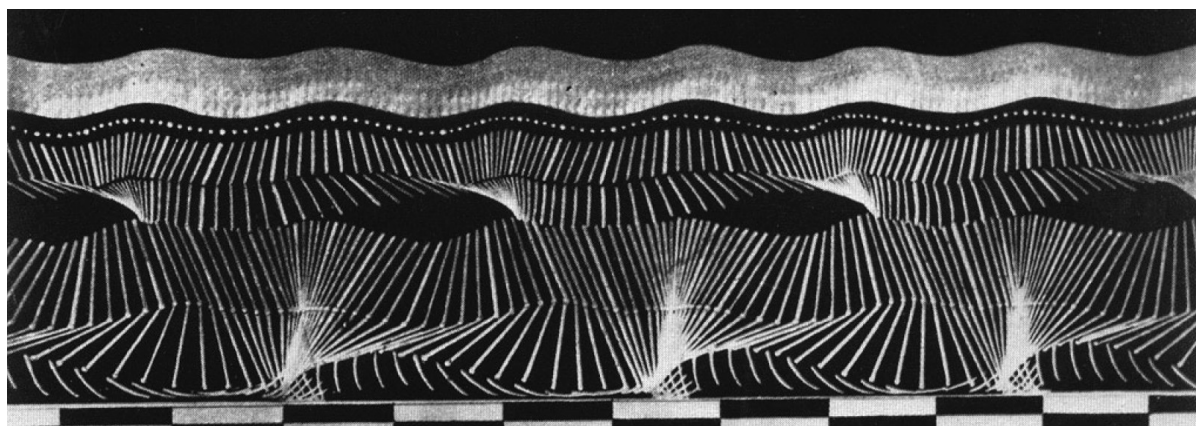


Abb. 19: Phasenbilder durch Mehrfachbelichtungen, übernommen aus [Marey 1883].

machten. Die Analysen erschienen 1894 unter dem Titel „Le Mouvement“ [Marey 1868].

Zwei preußische Militärärzte, der Mathematiker Otto Fischer (1861-1917) und der Anatom Christian Wilhelm Braune (1831-1892), entwickelten auf der Chronographie basierende Techniken bis hin zu einer Methode der dreidimensionalen Bewegungsanalyse weiter. Dazu setzten sie erstmals einen zweiten Photoapparat ein, um Phasenbilder von an den Extremitäten eines Soldaten befestigten galvanischen Röhren aus zwei Perspektiven festhalten zu können. Die Experimente und insbesondere die dreidimensionale Datenauswertung erforderten einen außergewöhnlichen materiellen und zeitlichen Aufwand, wie er zur damaligen Zeit typischerweise nur für militärisch nutzbare Forschung aufgebracht wurde.

Mit ihrer Technik untersuchten sie die Bewegung des Körperschwerpunktes von Soldaten mit und ohne Marschgepäck [Braune 1895]. Dabei verwendeten sie anthropometrische Mittelwerte der Schwerpunkte einzelner Körpersegmente, die sie mit Hilfe von Kadaverstudien bestimmten. So konnten sie den Gesamtkörperschwerpunkt beim Gehen sowie seine Geschwindigkeit und Beschleunigung bestimmen [Braune 1882], [Braune 1889]. Mit dieser Methode schufen sie eine wichtige Grundlage der funktionellen Analyse des menschlichen Gangs. „Erstmals wurden die Fragen nach den im Bewegungsapparat wirkenden Kräften und Momenten unter mathematischen Gesichtspunkten betrachtet“ [Jerosch 1999].

Anfang des 20. Jahrhunderts leitete die beginnende Entwicklung von Druck- und Kraftmessplatten die Vermessung der Gangkinetik ein. Dabei arbeiteten die Messplatten anfangs rein mechanisch, später dann mit Dehnungsmessstreifen und schließlich mit druckabhängigen Widerständen, Kondensatoren oder auch piezoelektrischen Sensoren.

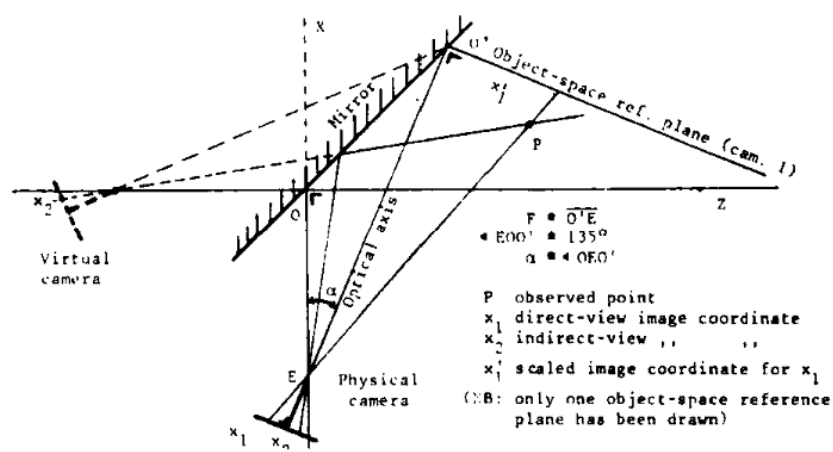


Abb. 20: 3d-Bewegungserfassung mit nur einer Kamera und einem Spiegel, übernommen aus [Whiting 1984].

Die Notwendigkeit, mit deutlich weniger personellem und technischem Aufwand als Braune und Fischer auskommen zu müssen, führte Bernstein [Bernstein 1927] zu einer deutlich ausgeklügelteren Messtechnik, die gleichfalls eine dreidimensionale Ganganalyse ermöglichte. Eine



von zwei Kameras wurde durch einen Spiegel ersetzt (Abb. 20), und statt galvanischer Röhren konnten die mittlerweile verfügbaren Glühlampen als Marker eingesetzt werden. Aufgrund der Periodizität des menschlichen Gangs werden die damit einhergehenden Markerbewegungen auf zyklisch auftretende Linienmuster abgebildet. Die Technik wurde daher „Cyclographie“ genannt [Bernstein 1930].

Die große Anzahl von über 15000 beinamputierten amerikanischen Soldaten im Zweiten Weltkrieg animierte die US-amerikanische Politik zur Aufrechterhaltung der Kriegsmoral groß angelegte Studien zur Verbesserung von Beinprothesen in Auftrag zu geben [McNutt 2005]. Wissenschaftlern wie Eberhardt, Inman, Saunders und McCown wurden alle verfügbaren technischen Hilfsmittel und personelle Ressourcen zur Verfügung gestellt, um den Gang mit und ohne Beinprothese zu erforschen. Ihr Bericht [Eberhardt 1947] und darauf aufbauende Publikationen [Inman 1966], [SAUNDERS et al. 1953], [Bleck 1979] bilden zusammen mit den von E.Y. Chao erhobenen Daten [Chao 1983] bis heute Grundlage und Referenz der Ganganalyse.

Um auch mit geringerem technischen Aufwand Bewegungserfassung und Ganganalyse betreiben zu können, entwickelten verschiedene Unversitäten (z.B. die Simon Fraser University, Kanada) gegen Ende der 1970er Jahre bis Anfang der 1980er Jahre zeitgleich, aber unabhängig voneinander, sogenannte elektromechanische Systeme (vgl. Kapitel II 2.8), mit denen Gelenkwinkel beim Gehen vermessen werden konnten [Calvert et al. 1982]. Eingesetzt wurden diese Systeme in den Bereichen Prothetik und Sportmedizin, und mit der einsetzenden Etablierung der Computertechnologie konnten dann bald auch computeranimierte Figuren mit den Messdaten gesteuert werden.

Ebenfalls in den 1980er Jahren wurde die aufkommende Polaroid-Technologie für die optische Bewegungsvermessung eingesetzt. Eine Frau, gelenknah mit Markern präpariert, wurde 1984 aus unterschiedlichen Richtungen zeitgleich photographiert. Die Aufnahmen wurden von Robert Abel (1937-2001) mit Hilfe von Computern in eine dreidimensionale menschliche Animation verwandelt und als Werbespot „Brilliance“ für Dosennahrung kommerziell vermarktet. Als „Motion Capture“ begann damit die Bewegungsvermessung Einzug zu halten in die Werbung und bald auch in die Unterhaltungsindustrie. Parallel dazu entwickelte Baum die Motografie (Kapitel II.2.8).

Die Effizienzsteigerung durch die Computertechnologie machte es schließlich möglich, die instrumentelle Ganganalyse zur klinischen (Routine-)Diagnostik, Therapieplanung und Erfolgsevaluation weiterzuentwickeln. Die Wegbereiter waren hier J. Perry und M. P. Murray mit der Erforschung der Gangmuster von Patienten mit infantiler Zerebralparese [Perry 2003].

### 3.2. Klinische Ganganalyse

Das Gehen kann entweder durch unmittelbare Beobachtung, hauptsächlich begrenzt durch die zeitliche Auflösung des menschlichen Auges [Knüsel 1993], gegebenenfalls unterstützt durch Videoaufzeichnungen, oder aber quantitativ instrumentell analysiert werden. Dabei ist eine Ganganalyse zu einem wesentlichen Anteil immer der Vergleich mit einem physiologisch als „normal“ angesehenen Gang. „Einen normalen Gang gibt es so jedoch nicht“ [Mittlmeier 2005]. Das Gangbild ist etwas Individuelles und geprägt von vielen Einflüssen wie Alter, Geschlecht, Anatomie und auch psychischen Faktoren [Baumann 1991], [Kadaba et al. 1989]. Im Vergleich zu einem pathologischen Gangmuster ist daher besser von einem "unauffälligen" oder "physiologischen" Gang zu sprechen [Mittlmeier 2005].

Die Ganganalyse erfordert es, das Augenmerk auf bestimmte (vergleichbare) Aspekte des Gangbildes zu lenken, die für ein physiologisches Gangbild charakteristisch und reproduzierbar sind und zu denen die Gangbilder von Patienten beobachtbare und funktional bedeutsame Abweichungen zeigen.

Aufgrund der Periodizität des menschlichen Gangs macht es Sinn, diesen in sogenannte Gangzyklen zerlegt zu betrachten. Ein Gangzyklus beginnt per Definition immer mit dem ersten Bodenkontakt eines Fußes und endet nach dessen Schwungphase mit seinem erneuten Bodenkontakt. Ein auf diese Weise definierter Gangzyklus wird auch als Doppelschritt bezeichnet, da er das Aufsetzen des Fußes der Gegenseite beinhaltet. Die Beschreibung in Gangzyklen und ihre Unterteilung in funktional bedeutsame Gangphasen (Abb. 21) erfolgt meist nach Jaqueline Perry [Perry 2003], [Murray et al. 1967] und [J. B. Saunders et al. 1953].

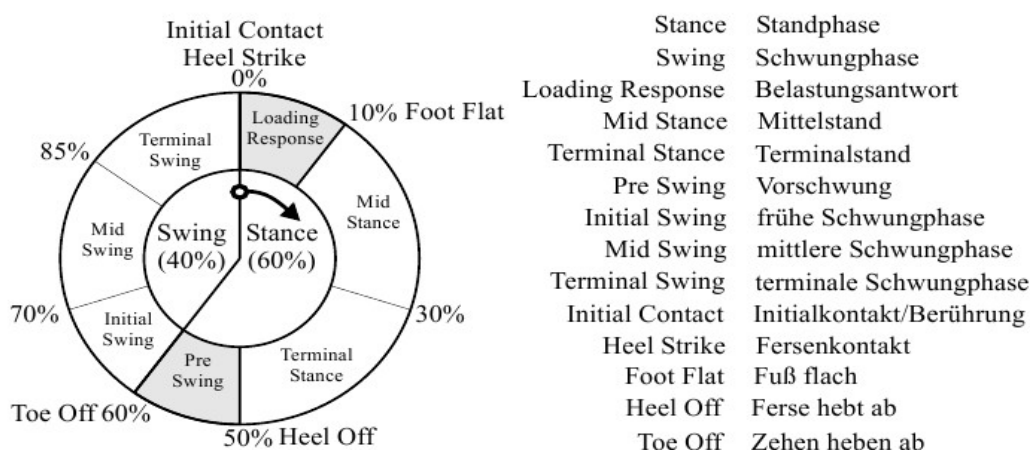


Abb. 21: Gangphasen nach Perry, übernommen aus [Calow 2005].

Eine gute deutschsprachige Beschreibung dieser Phasen findet sich in [Calow 2005] oder in der deutschen Ausgabe des Standardwerks der Ganganalyse [Perry 2003]. Es existieren aber auch andere Einteilungen eines Doppelschritts. So haben z.B. Erhard und Senn den Gangzyklus mit Blick auf die Schwerpunktsverschiebung bzw. mit Blick auf die Ganglinie der Bodenreaktionskraft in Phasen eingeteilt [Seichert 1997].

In der instrumentellen Ganganalyse der unteren Extremität hat sich eine bestimmte Darstellung von Kurven mit einem grau hinterlegten Band der Daten eines Normkollektivs etabliert. Dabei werden in einem sogenannten Gangübersichts-Diagramm typischerweise drei Diagramme nebeneinander entsprechend den drei klinischen Ebenen (sagittal, frontal, transversal) und vier Diagramme übereinander entsprechend der Gelenkkette (Fuß-, Knie-, Hüftgelenk und Beckenausrichtung bezogen auf die Gangrichtung) dargestellt (Abb. 22). Die Zeitreihen sind auf einen Doppelschritt normiert. In rot (blau) dargestellt ist der Mittelwert aller Doppelschritte des linken (rechten) Beins. Die Kinematik kann so leicht in einem links-rechts-Vergleich gegenüber der Norm beurteilt werden.

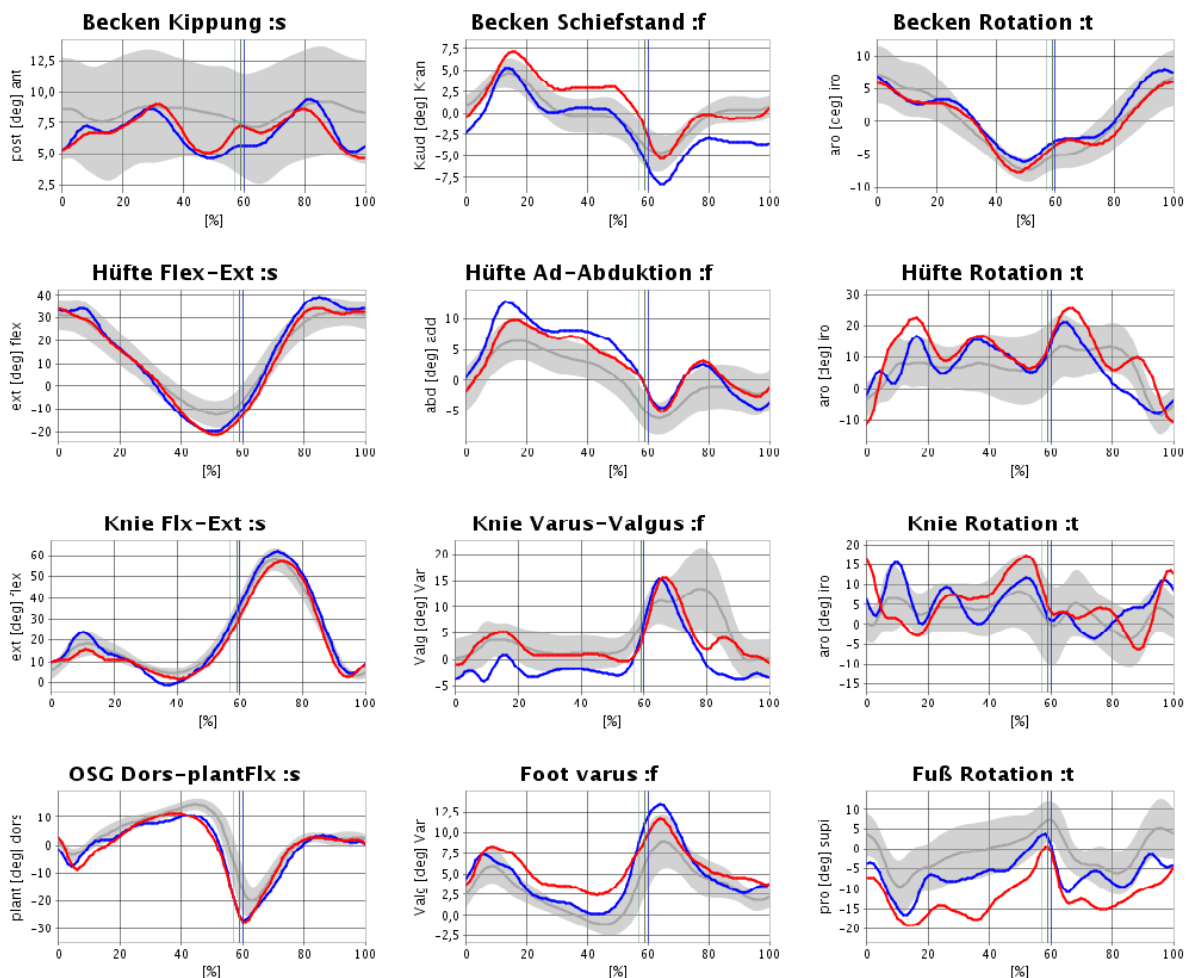


Abb. 22: Darstellung der Kinematik der unteren Extremität für einen linken (rot) und einen rechten (blau) Doppelschritt mit grau hinterlegten Normdaten (Normkollektiv dieser Arbeit, siehe Kapitel IV).

Typischerweise werden dann sowohl bezogen auf diese Phasen selbst als auch auf charakteristische Zeitpunkte (Events) bestimmte Werte (für die Phasen Mittelwerte, Minima, Maxima) der Zeitreihen, z.B. von Gelenkwinkelverläufen, bestimmt und miteinander verglichen. Darüber hinaus werden meist sogenannte raumzeitliche Parameter, z.B. Schrittlänge, Schrittbreite und Gehgeschwindigkeit, bestimmt.

Neben der Kinematik gehört zu einer instrumentellen klinischen 3d-Ganganalyse typischerweise auch eine Analyse der Gelenkkräfte und Momente. Diese werden über eine inverse Dynamik auf der Basis von Bodenreaktionskräften, vermessen mit Kraftmessplatten, bestimmt. Außerdem gehört eine klinische Untersuchung zur Beurteilung von Spastiken, Gelenkfehlstellungen sowie des passiven und aktiven Bewegungsausmaßes verschiedener Gelenke dazu und meist auch eine Untersuchung der Muskelaktivitäten beim Gehen. Bei letzter Technik, auch Elektromyographie genannt, werden mit Hilfe auf die Haut geklebter Elektroden elektrische Potentialänderungen vermessen.

Diese Arbeit konzentriert sich ausschließlich auf Kinematik und Schwerpunktsbetrachtungen.

### **III Das Heidelberger Obere-Extremitäten-Modell (HUX)**

Wesentlicher Bestandteil dieser Arbeit ist die Entwicklung einer Methode zur Erfassung von Armbewegungen in einem klinischen Umfeld. Diese umfasst das Messprotokoll sowie das kinematische Modell. Einzelne Aspekte bzw. Entwicklungsschritte hin zu der nun hiermit vorliegenden Fassung finden sich in [Rettig 2004], [Rettig 2005]. Die wesentlichen Bestandteile der Methode, einschließlich einiger Betrachtungen über die erreichbaren Genauigkeiten, konnten bereits in [Rettig et al. 2009] publiziert werden. Robustheit und Wiederholbarkeit der Schätzung von Gelenkzentren und -achsen wurden überprüft, und auf dem Modell aufbauende Gelenkwinkelparametrisierungen wurden für statische Gelenkstellungen mit der Universellen Goniometrie (Kapitel II) verglichen.

#### **1. Ausgangspunkt und klinische Anforderungen**

Die Übersicht verschiedener Messmethoden und ihrer Eigenschaften in Kapitel II zeigt, dass sich entsprechend dem derzeitigen Stand der Technik zur Erfassung von Armbewegungen unter klinischen Bedingungen besonders gut ein markerbasiertes optisches Bewegungsmesssystem eignet. Ein solches steht im Ganganalyselabor der Orthopädischen Universitätsklinik Heidelberg zur Verfügung (Kapitel III.2) und wurde in dieser Arbeit eingesetzt.

##### **1.1. Kinematische Modellierung**

Ein markerbasiertes Bewegungsmesssystem liefert Zeitreihen von 3d-Lagekoordinaten von Markern, die z.B. auf die Haut von Armen und Oberkörper geklebt werden können.

Der Zusammenhang zwischen der Bewegung dieser Marker und der Bewegung der knöchernen Struktur der menschlichen Anatomie wird durch das kinematische Modell hergestellt. Einen guten Überblick der grundsätzlichen Eigenschaften der Modellbildung in der Biomechanik gibt [Miller 1979]. Die Bestimmung von Gelenkzentren und -achsen erfolgt dabei meist geometrisch auf der Grundlage von Markern, die auf leicht palpierbaren knöchernen Prominenzen fixiert werden, z.B. [Rab, Petuskey & Bagley 2002] für die obere Extremität. Beim Platzieren der Marker ist die Kenntnis der zu palpierenden anatomischen Strukturen von großer Wichtigkeit. Das Auffinden bestimmter Positionen kann im Einzelfall, z.B. durch Fettleibigkeit, erheblich erschwert oder sogar unmöglich sein. Ungenaue Markerpositionierung ist eine wichtige Fehlerquelle und Gegenstand der Forschung [Croce et al. 2005]. Die Lage von Gelenkzentren und -achsen bezüglich dieser Positionen kann unter Einbezug anthropometrischer Mittelwerte aus der Literatur bestimmt werden.

Die Berechnung der Stellung der Segmente zueinander basiert auf den bereits bestimmten Gelenkzentren und -achsen sowie auf der Vermessung speziell eingenommener Referenzstellungen, wie z.B. dem aufrechten Stand mit seitlich angelegten Armen, bei dem eine einheitliche Ausrichtung der Längsachsen der Segmente zueinander angenommen wird.

## **1.2. Vergleich mit der unteren Extremität**

Die Methodik der markerbasierten instrumentellen 3d-Ganganalyse der unteren Extremität hat sich bereits seit den 1990er Jahren etabliert und kann Kinematik und Kinetik pathologischer Gangmuster zuverlässig erfassen und quantifizieren [Perry 2003].

Die Bewegungsmuster der oberen Extremität variieren zwischen verschiedenen Individuen sehr viel stärker als die der unteren Extremität [Anglin & Wyss 2000]. Bei vielen Alltagsbewegungen sind sie meist „echt“ dreidimensional und lassen sich im Gegensatz zu den Gangmustern der unteren Extremität in der Regel nur sehr schlecht auf ein zweidimensionales Muster reduzieren.

Eine weitere Besonderheit ist das große Bewegungsausmaß (RoM) der Schulter [Anglin & Wyss 2000]. Bei einer markerbasierten Bewegungserfassung werden dadurch Artefakte (durch Verschiebung der Marker gegenüber der knöchernen Struktur) erheblich verstärkt. Außerdem wird die Beschreibung der Bewegung in Form von Winkeln erschwert (Kapitel IV).

Auf dem Schultergürtel (Schulterblatt, Schlüsselbein) lassen sich zwar Markerpositionen reproduzierbar definieren, aber die mit den Gelenkbewegungen einhergehenden Hautverschiebungen sind sehr groß. Auf dem Oberarm lassen sich noch nicht einmal mehr zuverlässig (reproduzierbar) Marker platzieren. Außerdem erschweren Verdeckungen der Marker an Handgelenk und Ellenbogen durch Körpersegmente oder andere Marker die Praktikabilität der Durchführung.

## **1.3. Artefakte**

Die Detailtreue des kinematischen Modells wird hauptsächlich dadurch begrenzt, dass die Marker, da auf der Haut fixiert, sich gegenüber der knöchernen Struktur verschieben können. Grundsätzlich unterschiedliches Verhalten zeigen dabei die Marker, je nachdem ob sie gelenknah oder gelenkfern platziert werden. In Gelenknähe wird die Haut bei Gelenkbewegung stark gedehnt, verschiebt sich gegenüber der knöchernen Struktur und nimmt die Marker entsprechend mit. Gelenkfern führt die Bewegung von Sehnen unter der Haut und das Anschwellen sich kontrahierender Muskulatur zu einer Verformung, sodass Marker sich individuell unvorhersehbar in alle Richtungen gegen die knöcherne Struktur bewegen können. Nahezu unabhängig von den Markerpositionen führt die

Trägheit der Marker insbesondere bei schnellen Bewegungen zu einer Verkippung. Dies wird besonders relevant, wenn Marker aus messtechnischen Gründen nicht direkt auf die Haut, sondern über Abstandshalter befestigt werden.

Das Bemühen um eine Reduktion von Artefakten hat unterschiedliche Strategien zur Platzierung der Marker hervorgebracht und ist seit vielen Jahren Gegenstand der Forschung [Leardini et al. 2005].

## 1.4. Methodische Ansätze

### *Klassische Modellierung*

Der methodische Ansatz, so wie er mit [Kadaba, Ramakrishnan & Wootten 1990] und dem Helen-Hayes-Markersatz für die untere Extremität eingeführt wurde, ist bis heute der Goldstandard der instrumentellen Ganganalyse der unteren Extremität. Er basiert auf einem sparsamen Satz von Markern, die in Gelenknähe auf meist knöchernen Prominenzen platziert werden, ergänzt um einige gelenkferne Marker, die teilweise auf Abstandshaltern befestigt werden. Gelenknahe Marker werden jeweils beiden angrenzenden Segmenten zugeordnet.

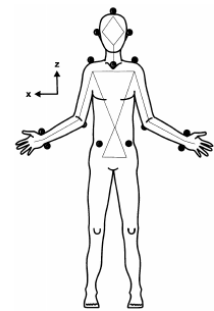


Abb. 1: Markerplatzierung, übernommen aus [Rab 2002].

Zur Bestimmung von Gelenkzentren und -achsen werden einfache geometrische Überlegungen und anthropometrische Mittelwerte herangezogen. Umsetzungen dieses Ansatzes für die obere Extremität finden sich in [Schmidt et al. 1999], [Mitchell et al. 2003], [Mackey et al. 2005], [Fitoussi et al. 2006], [Hingtgen et al. 2006], [Klopčar et al. 2007], [Rab 2008] (Abb. 23).

Vorteil dieser Methodik ist die nur kleine Zahl benötigter Marker, die Einfachheit der Modellierung sowie die Robustheit der Methode als Ganzes<sup>3</sup>.

Ein besonderer Schwachpunkt liegt in der Bestimmung des Schultergelenkszentrums. Da dieses durch Ertasten nicht direkt zugänglich ist, muss es auf Basis anthropometrischer Referenzdaten geschätzt werden, was aufgrund großer individueller Unterschiede nur zu einer sehr begrenzten Genauigkeit führt.

<sup>3</sup> Solange keine Marker abfallen oder sehr grob falsch geklebt werden, liefert die Methode immer nachvollziehbare Gelenkwinkelverläufe. Funktionelle Methoden (siehe nachfolgendes Kapitel) können hingegen komplett „zusammenbrechen“, wenn ihre Voraussetzungen, z.B. ausreichendes Bewegungsausmaß, für eine Kalibration nicht erfüllt sind.

## **Funktionelle Methoden**

Eine deutliche Verbesserung in der Genauigkeit kann durch die Schätzung von Gelenkzentren und -achsen basierend auf sogenannten funktionellen Methoden [Bao & Willems 1999], [Biryukova et al. 2000], [Schmidt 2000], [Williams et al. 2006] erreicht werden. Da diese nicht auf anthropometrischen Annahmen beruhen, macht es sie unempfindlicher gegenüber Markerfehlplatzierungen, und die individuelle Anatomie wird besser abgebildet.

Das Prinzip dieser Methoden ist es, Gelenkzentren und -achsen in gut definierten technischen Koordinatensystemen (TFs) aus gezielt durchzuführenden Kalibrationsbewegungen heraus zu schätzen. Für die zu untersuchenden Bewegungen werden dann diese Gelenkparameter in geeigneten, unter Umständen anderen, Koordinatensystemen rekonstruiert.

Die Wahl eines TF, die Details (Form, Bewegungsausmaß und Bewegungsausführung) der Kalibrationsbewegungen und der verwendete Schätzalgorithmus können die Ergebnisse dieser viel versprechenden Methodik wesentlich beeinflussen.

## **Markercluster**

Die Bestimmung stabiler TFs, insbesondere für den Oberarm, ist dabei die größte Herausforderung [Campbell et al. 2009]. Sie werden in der Regel auf Basis von mindestens drei Markern bestimmt, die fest zueinander auf einer Manschette am Oberarm fixiert sind [Schmidt 2000], [Williams et al. 2006] (Abb. 23).

Der große Nachteil dieser Art der Befestigung ist, dass sie die Armbewegungen vieler Individuen beeinflusst, auch dann, wenn sie durch die Befestigung nicht direkt behindert werden. Manschetten oder PASTEILE zur Befestigung können bereits rein psychologisch die Bewegungsausführung beeinflussen, wie man sich anhand der Abb. 23 leicht vorstellen kann. Typisch sind z.B. vorsichtigere und langsamere Bewegungen.

In [Mackey et al. 2005] wird beispielsweise über eine Reduktion des Bewegungsumfangs der Ellenbogenflexion beim Einsatz von Manschetten in einer klinischen Anwendung berichtet. Und eine eigene Erfahrung ist eine mehr abduzierte Oberarmstellung beim Gehen bei Erhöhung der Zahl der eingesetzten Marker. Die komplette oder teilweise Fixierung der Marker zueinander führt darüber hinaus zu Artefakten, die individuell und spezifisch für die Befestigung kaum nachvollziehbar sind.



*Abb. 23: Marker-Cluster, übernommen aus [Williams et al. 2006].*



Eigene Versuche wurden durchgeführt, bei denen drei Marker auf einer Plexiglasplatte fixiert und über eine Manschette am Oberarm befestigt wurden (Abb. 24). Es zeigten sich bereits mit bloßem Auge erkennbare drastische Verkippungen des gesamten Markerclusters gegenüber der knöchernen Struktur durch die Verformung der darunter liegenden Muskulatur bei einer Ellenbogenflexion. Das Schultergelenkszentrum, dargestellt in Koordinaten eines auf diesem Markercluster basierenden TF, zeigte entsprechend Artefakte in der Position mit Verschiebungen von mehreren Zentimetern.



*Abb. 24: Markercluster, fixiert auf einer Plexiglas scheinbe mit einer flexiblen Manschette am Oberarm befestigt.*

Isoliert direkt auf die Haut an anatomisch definierten Positionen geklebte Marker spiegeln hingegen deutlich zuverlässiger die Bewegung der knöchernen Struktur wider. Außerdem lassen sich Artefakte einzelner Marker mit dem Auge besser nachvollziehen und ihre weitere Auswirkung bewerten.

Entscheidet man sich trotzdem dafür, die anatomische Platzierung der Marker aufzugeben, ist es nur konsequent, dann auch gleich eine sehr viel größere Zahl von Markern zu verwenden. Sogenannte Cluster-Methoden [Carman & Milburn 2006], (siehe auch den Überblicksartikel [Chiari et al. 2005]) versprechen, aus dem Mehr an Information, die eine größere Zahl von Markern grundsätzlich bietet, dann auch zu besseren Schätzungen zu kommen.

Für die untere Extremität konnte allerdings bereits gezeigt werden, dass z.B. für den Oberschenkel ein sorgfältig gewählter sparsamer Satz von Markern, die direkt auf der Haut platziert werden, eine bessere Wahl sein kann [Schache, Baker & Lamoreux 2008].

### ***Besonderheiten, Markierung und TFs von Schulter und Oberarm***

Aber auch mit einzelnen, direkt auf der Haut platzierten Markern bleibt die Bestimmung eines TFs, mit dem die Bewegung der knöchernen Struktur des Oberarms nachvollzogen werden kann, schwierig. Bei der Außen-/Innenrotation der Schulter folgen auf dem Oberarm platzierte Marker nur teilweise der Bewegung um die Längsachse des Humerus. Sie bleiben in der Bewegung gegenüber der knöchernen Struktur zurück. Das große Bewegungsausmaß in diesem Freiheitsgrad führt damit zu Fehlern, die sich nicht vernachlässigen lassen [Fitoussi et al. 2006]. Winkel der Außen-/Innenrotation weisen damit schnell Fehler von 30° und mehr auf [Cutti et al. 2005].

Marker, die auf dem Schulterblatt oder dem Schlüsselbein platziert sind, verschieben sich gegenüber der knöchernen Struktur individuell verschieden und kaum reproduzierbar in einem

Ausmaß, das es praktisch unmöglich macht, auf ihrer Basis die Bewegung von Schlüsselbein und Schulterblatt zu rekonstruieren.

Auch ein auf dem Schulterdach platzierter Marker tendiert dazu, sich bei einer Abduktionsbewegung nach medial gegenüber der knöchernen Struktur zu verschieben [Klopčar & Lenarčič 2006].

In [Williams et al. 2006] wird vorgeschlagen, dieses Problem bei der Schätzung des Schultergelenkszentrums dadurch zu vermeiden, dass ausschließlich TFs für Oberkörper und Humerus herangezogen und ein Schultergelenkszentrum unter der Annahme einer minimalen Schlüsselbeinbewegung geschätzt wird. In der Praxis, insbesondere bei Kindern oder bei Arthrosepatienten, zeigt sich jedoch, dass die realen Bewegungen diesem Optimalitätskriterium nicht folgen.

Für ein begrenztes Bewegungsausmaß, wie es für eine Kalibrationsbewegung vorgegeben werden kann, erweist sich jedoch ein auf dem Schulterdach platzierter Marker als verhältnismäßig stabil und steht damit der Bestimmung eines TFs des Schlüsselbeins, wie es für eine Schätzung des Schultergelenkszentrums gebraucht werden kann, zur Verfügung.

### ***Globale Optimierung***

In dieser Arbeit nicht weiter betrachtet werden globale Optimierungen, so wie sie erstmals mit [Lu & O'Connor 1999] in die markerbasierte Bewegungsanalyse eingeführt wurden. Die grundsätzliche Idee dahinter besteht darin, ein skelettales Modell aus mit Gelenken verbundenen starren Segmenten zu definieren und dessen Bewegung, so zu bestimmen, dass sich alle verwendeten Marker möglichst wenig gegenüber den ihnen zugeordneten Segmenten bewegen. Auf diese Weise sollen Artefakte, wie sie durch Verschiebung der Marker gegenüber der knöchernen Struktur auftreten, minimiert werden. In der zitierten ursprünglichen Arbeit wurden dazu gewichtete kleinste Fehlerquadrate der Abstände zwischen gemessenen Markerpositionen und durch das skelettale Modell festgelegte Positionen bestimmt. Letztere definieren sich im Sinne einer Kalibration aus den Markerpositionen einer vorangegangenen statischen Messung. Eine Evaluation dieser Methode auf Basis von Computersimulationen für die obere Extremität wurde in [Roux et al. 2002] publiziert. Fortgeschrittenere Methoden [Charlton et al. 2004], wie sie mittlerweile auch als kommerzielle Software zur Verfügung stehen, setzen Kalmanfilter [Kalman 1960]. ein. Darüber hinaus gibt es auch Untersuchungen, die globale Optimierung mit dem Fokus auf einer Reduktion der Marker betreiben [Begon, Wieber & Yeadon 2008].

Nachteil globaler Optimierung ist, dass alle Marker praktisch gleich behandelt werden, ohne die für bestimmte Markerpositionen spezifischen Artefakte zu berücksichtigen. Darüber hinaus können

lokale Hautverschiebungen bei einzelnen Markern zu Artefakten in den Gelenkwinkelverläufen weit entfernter Segmente führen. Im Ergebnis ist damit kaum noch nachvollziehbar, wie sich z.B. mit bloßem Auge beobachtete Artefakte einzelner Markerbewegungen auf das Gesamtmodell auswirken.

## **1.5. Klinische Anforderungen**

Da die Messungen nicht nur beim Gehen, sondern bei beliebigen Alltagsbewegungen, und nicht nur an wenigen Probanden unter Laborbedingungen, sondern auch an Patienten in einer Klinik durchgeführt werden sollten, stellten sich besondere Anforderungen an die Methode:

1. Die Ausrüstung von Patienten mit Markern sowie gegebenenfalls benötigte Kalibrations-schritte müssen zügig durchführbar sein (< 20min).
2. Die Methode soll für einen großen Prozentsatz der Patienten einsetzbar sein. Ausschluss-kriterien für Patienten, bei welchen die Methode nicht angewendet werden kann, sollten klar angegeben und vor Durchführung der Messung überprüft werden können.
3. Eine ausreichende Genauigkeit soll auch für die klinisch relevanten Überkopfbewegungen sowie für beliebige innen-/außenrotierte Stellungen des Oberarms erreicht werden.
4. Nicht nur unter stark kontrollierten Laborbedingungen (in Einzelfällen mit viel Zeit und Ruhe), sondern auch im Klinikalltag sollen die Messungen zuverlässig mit einer ausreichenden Genauigkeit möglich sein, und das möglichst auch bei der Durchführung der Messungen durch Nicht-Experten.
5. Eine Kombination mit in der Klinik etablierten Messprotokollen soll erreicht werden, insbesondere eine Kombination mit dem Defacto-Standard (Vicon© Plug-in-Gait) der klinischen Ganganalyse für die untere Extremität (Erweiterung zu einem Ganzkörpermodell).

Diese Anforderungen haben unterschiedliche Konsequenzen, sowohl für die methodischen Ansätze, als auch für die Ausgestaltung der Methode im Detail:

Nur eine kleine Zahl von Markern, die an einfach zu palpierenden und damit leicht zu reproduzierenden Positionen direkt auf die Haut geklebt werden, kann ausreichend schnell auch von Nicht-Experten platziert werden. Darüber hinaus vermeidet eine kleinere Zahl von Markern technische Komplikationen, wie z.B. zeitweises gegenseitiges Verdecken mit der Konsequenz möglichen Vertauschens von 3d-Lagekoordinaten. Zusätzliche Hilfsmittel, mit denen Marker z.B. zueinander

fixiert werden können, schließen sich weitestgehend aus, da diese eine natürliche Durchführung der zu vermessenden Bewegungen behindern würden.

Ausrichtung und Lage von Gelenksachsen und Gelenkzentren lassen sich mit ausreichender Genauigkeit nur aus gezielt isoliert in nur einem Freiheitsgrad durchgeführten Gelenkbewegungen heraus schätzen. Die für diese Arbeit entwickelte Methode zeigt, dass dies zuverlässig auch mit nur einer geringen Zahl von Markern möglich ist. Der Einsatz der Schätzmethode verringert darüber hinaus auch die Sensitivität der Methode gegenüber Fehlplatzierungen von Markern bzw. ermöglicht die Durchführung der Messungen auch durch Nicht-Experten.

Um ausreichende Genauigkeit auch bei Überkopfbewegungen und großen Außen-/Innenrotationsstellungen des Oberarms zu ermöglichen, muss der Verschiebung von Markern mit der Haut Rechnung getragen werden. Auch ohne eine echte Modellierung dieser Artefakte vorzunehmen, können basierend auf wenigen Annahmen durch geschickte Konstruktion von Koordinatensystemen typische Artefakte stark reduziert werden.

Wesentlicher Bestandteil des hiermit entwickelten kinematischen Armmodells ist es, trotz eines sehr sparsamen Markersatzes Gelenkzentren und -achsen dynamisch aus gezielten Kalibrationsbewegungen heraus zu schätzen und diese in ausgefeilten Koordinatensystemen zu rekonstruieren.

## **2. Laborausrüstung**

Im Ganganalyselabor der Orthopädischen Universitätsklinik Heidelberg steht ein Bewegungsanalysesystem der Firma Vicon© (Vicon Motion Systems Inc., Lake Forrest, USA) zur Verfügung. Wesentliche Hardwarekomponenten sind mittlerweile 12 Videokameras (Abb. 25), die an Decke, Wänden oder alternativ auf Stativen montiert sind. Die Kameras haben eine Auflösung von 1280 x 1024 Pixel. Meist wird die maximale Aufnahmefrequenz von 120Hz gewählt. Die Kameras sind jeweils umgeben von einem Ring aus Infrarot emittierenden Leuchtdioden und mit Filtern ausgestattet, die hauptsächlich nur dieses Infrarotlicht durchlassen. Auf diese Weise können reflektierende Marker mit optimalem Kontrast im Raum in drei Dimensionen verfolgt werden, ohne dass zusätzlich sichtbare und damit störende Lichtquellen benötigt werden.



*Abb. 25: Vicon© Kamera mit Ring aus Leuchtdioden.*

Die Genauigkeiten der Rekonstruktion eines derartigen markerbasierten Messsystems in einem Beobachtungsvolumen von 4 x 2 x 1m, wie es typischerweise bei der instrumentellen klinischen Ganganalyse gewählt wird, bewegt sich in der Größenordnung von wenigen Millimetern.

Das System wird seit über zehn Jahren regelmäßig für klinische Gang- und Bewegungsanalysen der unteren Extremität eingesetzt, unter anderem zur Diagnosestellung und Operationsindikation, vor allem bei Kindern mit infantiler Zerebralparese.

### 3. Messprotokoll

Nach jeder Ausrüstung eines Patienten bzw. Probanden mit Markern sind zunächst einmal spezielle Messungen erforderlich, mit denen eine sogenannte anatomische Kalibration (Ausrichtung an der Anatomie) des Modells durchgeführt wird. Letztendlich dienen diese Messungen dazu, Gelenkparameter wie die Lage des Schultergelenkszentrums und die Ausrichtung der Ellenbogenflexionsachse für die linke und die rechte Seite zu schätzen und als Funktion der Lagekoordinaten der Marker zu parametrisieren. Bei diesen Messungen ist besondere Sorgfalt anzuwenden. Wird beispielsweise eine der für die Kalibration benötigten Messungen vergessen, kann in der Regel keine der Messungen mehr ausgewertet werden.

#### 3.1. Markierung



Abb. 26: Speziell für diese Arbeit angefertigte Doppelmarker.

Die verwendeten Marker (Abb. 27) haben einen Durchmesser von 9mm und sind auf einem 2mm dicken Kunststoffplättchen montiert, so dass eine ebene Fläche zur Verfügung steht, die eine einfache Fixierung direkt auf der Haut ermöglicht. Eingesetzt wurden



Abb. 27: Marker (9 mm).

hierzu doppelseitige EKG-Kleberinge (Beiersdorf AG, Hamburg, Deutschland) sowie zusätzlich Fixomull-Stretch-Klebestreifen.

Eine Besonderheit stellt der für diese Arbeit entwickelte „Doppelmarker“ (Abb. 26) dar [Rettig 2004]. Die Länge der Abstandshülse beträgt 40mm und ist der Kompromiss zwischen einem möglichst kleinen Abstand zur Reduktion von Trägheitseffekten bei beschleunigter Bewegung und einem möglichst großen Abstand, um aus möglichst vielen Kameraperspektiven getrennt abgebildet werden zu können.

Zur Erfassung der Armbewegungen werden insgesamt 14 Marker entsprechend Tab.1 und Abb. 28, 29 eingesetzt.

Marker	Position	Segment
HEAD	Befestigt an einem Stirnband, siehe Abbildung, sodass der Marker HEAD mittig auf der Stirn und RMAS, LMAS oberhalb des rechten und linken Mastoids zum Liegen kommen	Kopf
RMAS		Kopf
LMAS		Kopf
CLAV	An der Incisura jugularis auf dem Manubrium sterni	Oberkörper
STRN	An der caudalen Spitze des Processus xiphoideus sterni	Oberkörper
C7	Auf dem Processus styloideus des Vertebra cervicalis (Halswirbel) 7	Oberkörper
T10	Auf dem Processus styloideus des Vertebra thoracalis (Brustwirbel) 10	Oberkörper
SHO	An der lateralen Kante des rechten Acromions, am Ursprung des acromialen Anteils des M. deltoideus	Schultergürtel
RELB- RELBW LELB- LELBW	Doppelmarker auf der Ulna, etwa 2-2.5 cm distal der Olecranonspitze	Unterarm
RULN, LULN	Processus styloideus ulnae	Unterarm/Elle
RRAD, LRAD	Processus styloideus radii	Unterarm/Speiche
RHUM, LHUM	Auf der Tuberositas deltoidea des rechten Humerus	Oberarm

Tab. 1: Markerplatzierung obere Extremität: CLAV→clavicle; STRN→sternum; SHO→shoulder; HUMS→Humerus; RAD→radius; ULN→ulna; ELB/ELBW→elbow; MAS→mastoid.

Die Zahl der Marker wurde klein gehalten und es wurden weitestgehend etablierte Markerpositionen verwendet, mit Ausnahme ELB-ELBW.

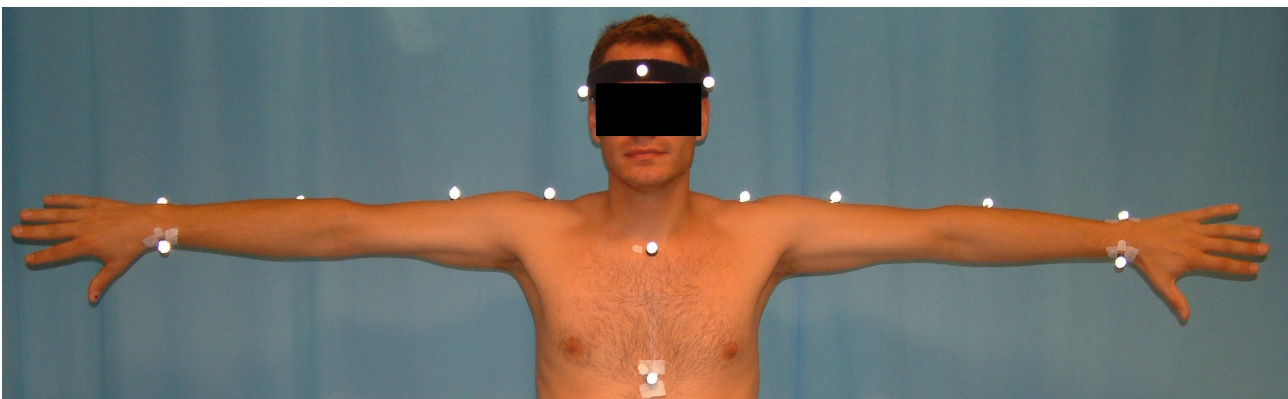


Abb. 28: Markeranordnung obere Extremität - Ansicht von vorne.

Das Stirnband mit den Markern HEAD, RMAS und LMAS ist optional. Sollen Schwerpunktsberechnungen durchgeführt werden, ist Größe und Lage so zu wählen, dass die Marker LMAS und



RMAS möglichst direkt über den knöchernen Vorsprüngen unterhalb der Ohrläppchen zu liegen kommen.

Bei den Markern R/LSHO ist es empfehlenswert, sich möglichst genau an der Anatomie zu orientieren, sodass sich der Marker bei einer aufrechten Körperposition direkt über dem Schultergelenkszentrum befindet.

Die Befestigung des Doppelmarkers distal zum Ellenbogen hingegen soll an einer Position erfolgen, die bei Ellenbogenflexionsbewegungen zu möglichst wenig Verschiebungen des Markers gegenüber der knöchernen Struktur führt. Wird der Marker zu dicht am Ellenbogen befestigt, kann dies in der Nähe der Streckung dazu führen, dass sich die Haut unter dem Marker auf eine Weise entspannt, dass der Marker in beliebige Richtungen wegkippt. Bei starker Flexion hingegen dehnt sich die Haut am Ellenbogen dann oft so stark, dass der Marker zurückbleibt und sich gegenüber der Ulna so stark verkippt, dass dies leicht mit bloßem Auge zu erkennen ist. Platziert man den Marker hingegen wenige Zentimeter distal zum Ellenbogen, bleibt er in der Regel stabil. Die optimale Position ist leicht herauszufinden, indem verschiedene Positionen ausprobiert und mit einer Flexionsbewegung getestet werden.



Abb. 29: Markerplatzierung obere Extremität – Ansicht von hinten.

Bei der Platzierung der Marker am Handgelenk ist ein Kompromiss zu wählen zwischen anatomisch eindeutiger und damit gut reproduzierbarer Position und einem Optimum bezüglich der Minimierung von Bewegungsartefakten. Die knöchernen Vorsprünge bieten nur wenig Fläche zur Fixierung der Marker. Es ist darauf zu achten, dass bei einer Pro-/Supinationsbewegung die Marker möglichst wenig über die knöchernen Vorsprünge hinwegrutschen und sich dabei verkippen. In der Regel ist der Marker ULN stärker von Bewegungsartefakten betroffen als der Marker RAD, obwohl letzterer bei einer isoliert durchgeführten Pro-/Supinationsbewegung eine größere Wegstrecke zurücklegt. Die Markerpositionen sind so zu wählen, dass die Verbindungslinie zwischen den beiden Markern annähernd senkrecht auf der Längsachse des Unterarms steht.

Die Position des Markers HUM ist zwar anatomisch eindeutig beschrieben, aber praktisch nur mit mäßiger Genauigkeit reproduzierbar, da keine knöchernen Strukturen zur Orientierung zur Verfügung stehen. Mit dieser Position einher geht ein Minimum an Muskulatur zwischen Marker und knöcherner Struktur, sodass der Abstand des Markers zu einer fiktiven Längsachse des Humerus in der Regel bei Beugung annähernd konstant bleibt.

Auf eine Markierung des Schlüsselbeins und des Schulterblatts wurde bewusst verzichtet, da Marker, die auf die Haut aufgeklebt werden, deren Bewegung nur sehr schlecht nachvollziehen. Aus dem gleichen Grund wurde darauf verzichtet, die Bewegung von Elle und Speiche zueinander nachzuvollziehen.

Die Hand wurde für diese Arbeit nicht markiert. Dies kann jedoch bei Bedarf leicht ergänzt werden und wurde in Folgeprojekten bereits getan.

### **3.2. Statische Kalibration**

Die Messung erfolgt über mehrere Sekunden, bei der das zu vermessende Individuum möglichst in Ruhe verharren soll. Bei einer aufrechten Stellung sollen Schulter und Arme seitlich hängen gelassen werden. Alternativ kann diese Messung auch im Sitzen durchgeführt werden. Dann werden die Hände in einer leicht reproduzierbaren Stellung locker auf die Knie gelegt. Besonders zu beachten ist dabei, dass der Doppelmarker am Ellenbogen nicht verdeckt oder in irgendeiner anderen Form beeinträchtigt wird.

Sollen auch Kopfbewegungen ausgewertet werden, so muss zusätzlich darauf geachtet werden, dass der Patient bzw. der Proband bei dieser Messung geradeaus nach vorne schaut. Diese Kopfhaltung definiert die Nullstellung in den drei rotatorischen Freiheitsgraden der Ausrichtung des Kopfes.

### **3.3. Dynamische Kalibration**

Bei den dynamischen Kalibrationsbewegungen handelt es sich um möglichst isoliert in jeweils einem rotatorischen Freiheitsgrad durchzuführende Gelenkbewegungen.

Aus Gründen der Praktikabilität werden diese Bewegungen für den linken und rechten Arm simultan durchgeführt, wenn der Patient dazu in der Lage ist. Dies vereinfacht die Anweisungen, die dem Patienten zur Durchführung gegeben werden müssen, und spart Zeit. Darüber hinaus werden Artefakte durch Verwindungen und Verkippungen des Oberkörpers reduziert, die bei einer einseitigen Ausführung häufig zu beobachten sind.



Bei den Bewegungen handelt es sich um eine Ab-/Adduktionsbewegung und um eine Ante-/Retroversionsbewegung im Glenohumeralgelenk der Schulter sowie um eine Ellenbogenflex-/extension.

Bei den Schulterbewegungen werden die Patienten angewiesen, die Bewegungen möglichst symmetrisch auszuführen. Die Bewegungen erfolgen mit gestreckten Armen (Ellenbogenflexion von 0°) und starten in der Neutralposition der Arme (entsprechend der Neutral-Null-Methode beidseitig am Körper hängend).

Die Flexionsbewegungen des Ellenbogens werden einheitlich bei beiderseits hängenden Oberarmen durchgeführt und können für den Patienten z.B. als „Gewichtheben“ beschrieben werden.

Die Handgelenke sollen bei allen Bewegungen möglichst in Neutralposition gehalten werden, um die Lage der Marker auf dem Unterarm so wenig wie möglich zu beeinflussen. Alle Bewegungen werden drei mal wiederholt und im gesamten Bewegungsumfang, der dem Patienten möglich ist, durchgeführt.

#### **4. Arm- und Oberkörper-Modell**

Das Modell besteht aus sieben Segmenten: Oberkörper (1x), Schultergürtel (2x), Oberarme (2x) und Unterarme (2x). Das Sterno-Claviculargelenk wird als Kardangelenke modelliert, also mit zwei Freiheitsgraden (DOFs) [An & Chao 1984], und ausschließlich während der Kalibration berücksichtigt [Kinzel & Gutkowsky 1983]. Die axiale Rotation wird dabei nicht betrachtet. Das Glenohumeralgelenk wird als Kugelgelenk (3 DOFs) und das Ellenbogengelenk als Scharniergelenk (1 DOF) modelliert. Translatorische Freiheitsgrade werden in keinem der Gelenke berücksichtigt.

Für jedes der sieben Segmente wird auf Basis der Marker ein technisches Koordinatensystem (TF) konstruiert. Dieses wird über Kreuzprodukte von Richtungsvektoren zwischen den Markern definiert.

##### **4.1. Kopf**

$$\sum_{head} \{ \vec{o}_{head}^k, \vec{x}_{head}^k, \vec{y}_{head}^k, \vec{z}_{head}^k \} \quad (1)$$

$$\vec{o}_{head}^k = \frac{1}{3} (HEAD + RMAS + LMAS) \quad (2)$$

$$\vec{y}_{head}^k = \frac{LMAS - RMAS}{\|LMAS - RMAS\|} \quad (3)$$

$$\vec{x}_{head}^k = \frac{HEAD - 1/2(LMAS + RMAS)}{\|HEAD - 1/2(LMAS + RMAS)\|} \times \vec{y}_{head}^k \quad (4)$$

$$\vec{z}_{head}^k = \vec{x}_{head}^k \times \vec{y}_{head}^k \quad (5)$$

## 4.2. Oberkörper

Das TF des Oberkörpers wird definiert durch die Marker C7, T10, CLAV und STRN:

$$\sum_{thorax} \{ \vec{o}_{thorax}^k, \vec{x}_{thorax}^k, \vec{y}_{thorax}^k, \vec{z}_{thorax}^k \} \quad (6)$$

$$\vec{o}_{thorax}^k = \frac{1}{2}(CLAV + C7) \quad (7)$$

$$\vec{x}_{thorax}^k = \frac{CLAV - C7}{\|CLAV - C7\|} \quad (8)$$

$$\vec{y}_{thorax}^k = \frac{(CLAV + C7) - (STRN + T10)}{\|(CLAV + C7) - (STRN + T10)\|} \times \vec{x}_{thorax}^k \quad (9)$$

$$\vec{z}_{thorax}^k = \vec{x}_{thorax}^k \times \vec{y}_{thorax}^k \quad (10)$$

## 4.3. Schultergelenk

Um die Lage des Schultergelenkszentrums (Drehzentrum des Glenohumeralgelenks) zu schätzen, wird für einen begrenzten Bewegungsumfang und ausschließlich für bestimmte, möglichst isoliert im Glenohumeralgelenk durchgeführte, Bewegungen ein TF für das Schlüsselbein definiert:

$$\sum_{clavicle} \{ \vec{o}_{clavicle}^k, \vec{x}_{clavicle}^k, \vec{y}_{clavicle}^k, \vec{z}_{clavicle}^k \} \quad (11)$$

$$\vec{o}_{clavicle}^k = SHO \quad (12)$$

$$\vec{x}_{clavicle}^k = \frac{SHO - CLAV}{\|SHO - CLAV\|} \quad (13)$$

$$\vec{y}_{clavicle}^k = \vec{y}_{thorax}^k \times \vec{x}_{clavicle}^k \quad (14)$$

$$\vec{z}_{clavicle}^k = \vec{x}_{clavicle}^k \times \vec{y}_{clavicle}^k \quad (15)$$

Dieses Koordinatensystem wird ausschließlich für die im Folgenden beschriebene Kalibration verwendet.

Eine erste Schätzung der Lage des Schultergelenkszentrums nach [Rab, Petuskey & Bagley 2002] wird herangezogen, um ungefähre Winkelverläufe der Kalibrationsbewegungen für die Ad-/Abduktion- und die Ante-/Retroversion zu bestimmen. Aus diesen Bewegungen werden dann Teile herausgeschnitten, die sich im Winkelintervall [10°;40°] Abduktion bzw. Retro [-40°;-10°]/-Anteversion [10°;40°] befinden. Die Methode [Gamage & Lasenby 2002] zur Bestimmung

von Gelenkzentren wurde zur Bestimmung des Schultergelenkszentrums  $\vec{P}_{GHJC}^k$  adaptiert. Dabei wird die Bewegung des HUM-Markers (befestigt am Oberarm) relativ zum TF des Schultergürtels für die Schätzung herangezogen. Es wird angenommen, dass sich dieser Marker im Wesentlichen auf einer Kugel um das Schultergelenkszentrum  $\vec{P}_{GHJC}^k$  herum bewegt. Lage und Orientierung des Schultergürtels sind während der Kalibrationsbewegung bekannt (TF Schultergürtel). Mathematisch können diese Annahmen durch eine Kostenfunktion ausgedrückt werden, mit der die Quadrate der Abstände der Marker von einem Kugelmittelpunkt minimiert werden können:

$$C = \sum_{k=1}^N [ \|HUM - \vec{m}\|^2 - \|\vec{r}\|^2 ] \quad (16)$$

mit den Positionen des Markers HUM zu den Zeitpunkten k, dem Mittelpunkt  $\vec{m}$  und dem Radiusvektor  $\vec{r}$  einer Kugel. Da die Kostenfunktion quadratisch ist, kann eine geschlossene Lösung des Minimierungsproblems in Form eines linearen Gleichungssystems angegeben werden:

$$\hat{A} \cdot \vec{m} = \vec{b} \quad (17)$$

$$\hat{A} = 2 \left[ \left\{ \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N HUM (HUM)^T \right\} - \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N HUM \left( \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N HUM \right)^T \right] \quad (18)$$

$$\vec{b} = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \|HUM\|^2 HUM - \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \|HUM\|^2 \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N HUM \quad (19)$$

wobei  $\vec{b}$  sind Funktionen ausschließlich der Markerpositionen (HUM) zu verschiedenen Zeitpunkten k. Die Lösung erhält man durch geschicktes Ableiten der Kostenfunktion. Durch Ineinandereinssetzen der auf diese Weise erhaltenen Gleichungen läßt sich die Variable  $\vec{r}$  eliminieren. Um die Lage des Schultergelenkszentrums  $\vec{P}_{GHJC}^k$  auch für Bewegungen außerhalb des engen Bewegungsumfangs der Kalibration zur Verfügung zu haben, werden dessen Koordinaten in ein spezielles technisches Koordinatensystem (Humerus-TF) transformiert, das weniger anfällig gegenüber Bewegungsartefakten ist. Dieses Koordinatensystem basiert auf dem einzelnen Marker HUM auf dem Oberarm und weiteren Markern distal zum Ellenbogen auf dem angrenzenden Unterarm.

Das im Folgenden beschriebene Humerus-TF ist im Wesentlichen aus zwei Gründen verhältnismäßig stabil. Die zugrundeliegenden Marker befinden sich zum größten Teil auf dem Unterarm und sind damit im Vergleich zu Markern direkt auf dem Oberarm deutlich weniger durch Hautverschiebungen gegenüber der knöchernen Struktur beeinträchtigt. Außerdem wird die wirklich kritische Hautverschiebung unter dem Humerus-Marker bei Innen-/Außenrotation explizit in einer geometrischen Definition (Abb. 30) des Humerus-TF berücksichtigt:

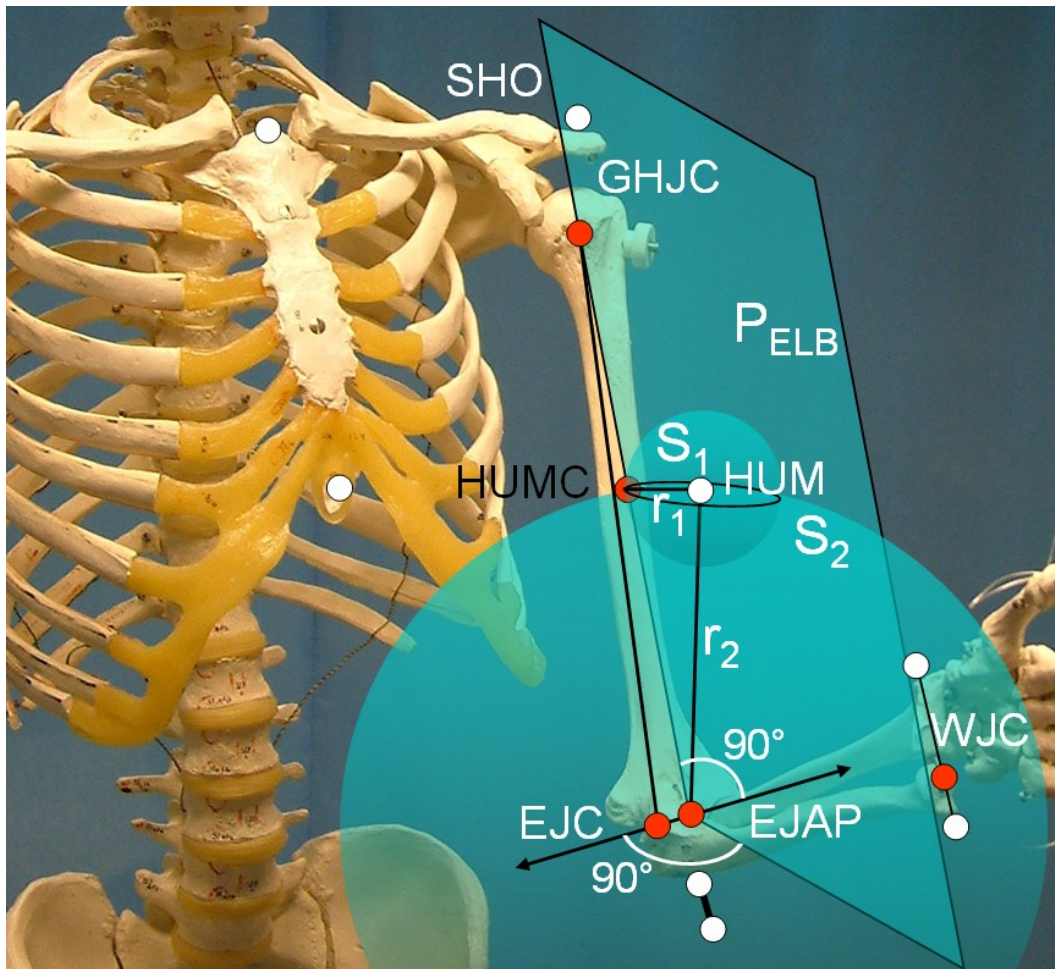


Abb. 30: Geometrische Definition des technischen Koordinatensystems (TF) des Oberarms.

Dementsprechend wird angenommen, dass sich der Marker HUM allenfalls auf einem Kreis um die Humerus-Längsachse herum mit der Haut gegenüber der knöchernen Struktur verschiebt und radiale sowie Beiträge in Richtung der Humerus-Längsachse eher klein sind.

Damit können die folgenden drei geometrischen Randbedingungen formuliert werden:

1. Der Marker HUM verschiebt sich mit der Haut gegenüber der knöchernen Struktur näherungsweise auf einem Kreis mit Radius  $r_1$  um einen Punkt  $\vec{P}_{HUMC}^k$  herum, der sich auf der Längsachse des Humerus befindet. Umgekehrt betrachtet bewegt sich der Punkt  $\vec{P}_{HUMC}^k$ , dessen Position zuerst einmal noch nicht direkt bekannt ist, auf einem Kreis um den Marker HUM.
2. Der Marker HUM bewegt sich näherungsweise auf einer Kugeloberfläche um das Zentrum des Ellenbogengelenks  $\vec{P}_{EJC}^k$  mit Radius  $r_2$ .

3. Da das Ellenbogengelenk als Scharniergelenk modelliert ist, bewegt sich in Folge der Punkt  $\vec{P}_{HUMC}^k$  näherungsweise in einer Ebene, deren Lage fest zum Koordinatensystem des Unterarms (Unterarm-TF) angenommen werden kann (mit nur wenig Bewegung orthogonal zur Längsachse des Humerus). Die Ebene P-Elb ist durch die Ellenbogengelenksachse  $\vec{n}_{Elbow}^k$  als Normalenvektor und einen Punkt  $\vec{P}_{EJAP}$  definiert.  $\vec{P}_{EJAP}$  ist die Projektion des Schultergelenkszentrums  $\vec{P}_{GHJC}^k$  auf die Achse  $\vec{n}_{Elbow}^k$  gemittelt über alle  $k$  in einem statischen Kalibrationstrial. Die Radien  $r_1$  und  $r_2$  der beiden Kugeln (Abb. 44) werden ebenfalls auf Basis dieses Kalibrationstrials bestimmt. Auf diese Weise berücksichtigt diese Definition von  $\vec{P}_{EJAP}$  die Varus-/Valgusverkipfung des Unterarms relativ zum Oberarm.

Diesen Annahmen folgend kann der Punkt  $\vec{P}_{HUMC}^k$  durch Schneiden der Kugel  $S_1$  mit Mittelpunkt HUM und Radius  $r_1$  sowie der Kugel  $S_2$  mit Mittelpunkt  $\vec{P}_{EJAP}$  und Radius  $r_2$  mit der Ebene P-Elb ( $\vec{n}_{Elbow}^k, \vec{P}_{HUM}^k$ ) bestimmt werden:

$$\vec{P}_{HUMC}^k = f(r_1, r_2, \vec{P}_{EJAP}, \vec{n}_{Elbow}^k, HUM) \quad (20)$$

Diese Parametrisierung<sup>4</sup> ist unabhängig von Markern proximal zum Marker HUM. Die Marker, die auf Oberkörper und Schultergürtel geklebt werden, gehen also in die Rechnung nicht ein. Die Besonderheit dieser Parametrisierung ist, dass sie von Bewegungsartefakten des Markers HUM tangential zu einem Kreis um die Längsachse des Oberarms nicht beeinflusst wird. Bei einer Außen-/Innenrotation des Humerus ist dies die Richtung, in der sich der Marker gegenüber der knöchernen Struktur am meisten verschiebt, und damit die Hauptursache für Artefakte in der rekonstruierten Humerusbewegung [Cutti et al. 2005].

Ausgehend vom Punkt  $\vec{P}_{HUMC}^k$  kann nun das Humerus-TF durch Kreuzprodukte wie folgt konstruiert werden:

$$\sum_{humerus} \{ \vec{o}_{humerus}^k, \vec{x}_{humerus}^k, \vec{y}_{humerus}^k, \vec{z}_{humerus}^k \} \quad (21)$$

$$\vec{o}_{humerus}^k = \vec{P}_{HUMC}^k \quad (22)$$

$$\vec{y}_{humerus}^k = \frac{\vec{P}_{HUMC}^k - \vec{P}_{EJAP}}{|\vec{P}_{HUMC}^k - \vec{P}_{EJAP}|} \quad (23)$$

$$\vec{x}_{humerus}^k = \vec{n}_{elbow}^k \times \vec{y}_{humerus}^k \quad (24)$$

<sup>4</sup> Die abstrakte Geometrie dieser Parametrisierung werden Anwender von Bewegungsanalyse-Systemen der Firma Vicon© leicht als eine Verallgemeinerung der sogenannten CHORD-Funktion interpretieren können, die in *Plug-In-Gait* und *BodyBuilder* zum Einsatz kommt, um das Kniegelenkszentrum zu bestimmen.

$$\vec{z}_{humerus}^k = \vec{x}_{humerus}^k \times \vec{y}_{humerus}^k \quad (25)$$

Nach Durchführung der Kalibration kann dieses Koordinatensystem zu jedem Zeitpunkt allein aus der Richtung der Ellenbogengelenksachse  $\vec{n}_{Elbow}^k$  und der Position des Markers HUM bestimmt werden.

In der Praxis bleibt der HUM-Marker bei Innen-/Außenrotationen gegenüber der knöchernen Struktur zurück. Der Schnittkreis der beiden Kugeln  $S_1$  und  $S_2$  schneidet nun die Ebene P-Elb in zwei Punkten, anstatt sie in nur einem Punkt zu berühren (Abb. 30). Um herauszufinden, bei welchem der beiden Schnittpunkte es sich um den Punkt  $\vec{P}_{HUMC}^k$  handelt, muss die Stellung des Oberarms bezüglich Innen-/Außenrotation mit herangezogen werden.

#### 4.4. Ellenbogengelenk

Das technische Koordinatensystem (TF) des Unterarms wird durch den Doppelmarker (ELB-ELBW) und das Handgelenkszentrum ( $\vec{P}_{WJC}^k$ ) definiert:

$$\sum_{ulna} \{ \vec{o}_{ulna}^k, \vec{x}_{ulna}^k, \vec{y}_{ulna}^k, \vec{z}_{ulna}^k \} \quad (26)$$

$$\vec{o}_{ulna}^k = ELB \quad (27)$$

$$\vec{P}_{WJC}^k = ULN + (0.2 \cdot (\|RAD - ULN\| - d) + \frac{d}{2}) \cdot \frac{RAD - ULN}{\|RAD - ULN\|} \quad (28)$$

$$\vec{x}_{ulna}^k = \frac{\vec{P}_{WJC}^k - ELB}{\|\vec{P}_{WJC}^k - ELB\|} \quad (29)$$

$$\vec{y}_{ulna}^k = \frac{ELBW - ELB}{\|ELBW - ELB\|} \times \vec{x}_{ulna}^k \quad (30)$$

$$\vec{z}_{ulna}^k = \vec{x}_{ulna}^k \times \vec{y}_{ulna}^k \quad (31)$$

Zur Bestimmung der Ellenbogenachse wird bei einer möglichst isoliert durchgeführten Flexion/Extension die Bewegung des HUM-Markers in lokalen Koordinaten dieses TFs des Unterarms bestimmt. Unter Annahme eines Scharniergelenks kann dann dessen Achse geschätzt werden. Dies ist genau umgekehrt wie das übliche Vorgehen, bei dem immer Bewegungen von Markern auf einem distalen Segment (z.B. Unterarm) in einem Koordinatensystem des proximalen Segments (z. B. Oberarm) betrachtet werden.

Die favorisierte Schätzmethode geht davon aus, dass sich während der Flexions-/Extensionsbewegung der HUM-Marker in einer Ebene mit der Ellenbogenflexions-Achse  $\vec{n}_{Elbow}^k$  als Normalenvektor bewegt. Dies führt zu der Kostenfunktion:

$$C = \sum_{k=1}^N [(HUM - \vec{m}) \cdot \vec{n}]^2 \quad (32)$$

Da diese Kostenfunktion Quadrate aufsummiert, existiert eine geschlossene Lösung für das zugehörige Minimierungsproblem. Nach [Gamage & Lasenby 2002] kann die Kostenfunktion über eine Eigenwertgleichung formuliert werden:

$$\hat{A} \cdot \vec{n} = 0 \quad \text{mit} \quad \hat{A} = 2 \cdot \left[ \left( \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N HUM \cdot HUM^T \right) - \overline{HUM \cdot HUM^T} \right] \quad (33)$$

Die Eigenvektoren können z.B. über eine Singulärwertzerlegung (SVD) bestimmt werden. Der zum kleinsten Eigenwert gehörende Eigenvektor ist die gesuchte Schätzung für die Richtung der Flexionsachse  $\vec{n}_{Elbow}^k$ . Um einen Punkt der Achse zu bestimmen, kann man dann äquivalent vorgehen wie zur Bestimmung des Schultergelenkszentrums. Ist die Achse bestimmt, kann das Ellenbogengelenkszentrum  $\vec{P}_{EJC}^k$  als der Punkt auf der Achse bestimmt werden, der den kleinsten Abstand zum Marker ELB besitzt.

## 4.5. Handgelenk

Das Handgelenkszentrum ist definiert als ein Punkt  $\vec{P}_{WJC}^k$  auf der Verbindungslinie (bei 4/5 des Abstands) zwischen den Positionen der Marker mit den Namen ULN und RAD in Richtung Elle.

Während isolierter Pro-/Supinationsbewegungen, möglichst ohne Bewegung von Schulter, Ellenbogen und Handgelenk und ohne externe Unterstützung, wurde diese Position für einzelne Probanden als Bewegungszentrum gefunden, um das sich die Marker RAD und ULN bewegen.

## 5. Ergebnisse

Die beschriebene Messmethode zur markerbasierten Vermessung von Armbewegungen hat sich in der Praxis bewährt. Sie konnte sowohl innerhalb dieser Arbeit für die Untersuchung von Armbewegungen beim Gehen als auch in verschiedenen anderen Arbeiten zur Vermessung von Alltagsbewegungen erfolgreich eingesetzt werden, z.B. für die Bewegungsanalyse von Radioulnar-Synostosen: [Raiß et al. 2007], [Raiß 2007], [Kasten et al. 2009A], für Winkelreproduktionstests: [Wendy 2006], [Maier 2007], [Kasten et al. 2009], [Kasten et al. 2010] und das Monitoring von Alltagsbewegungen im Kontext von Ergonomie: [Kasten et al. 2009b], [Kasten et al. 2010],

[Niklasch 2011]. Die für klinische Anwendungen wichtigen Aspekte der Robustheit und Genauigkeit wurden in dieser Arbeit untersucht. In den folgenden Abschnitten 5.1-5.4 werden die Ergebnisse vorgestellt und in Abschnitt 6 diskutiert.

## 5.1. Schultergelenkszentrum - Einfluss der Schätzmethode auf die Bestimmung

Um die Robustheit der Bestimmung des Schultergelenkszentrums zu testen, wurden Kalibrationsbewegungen von 86 Schultern von 50 Probanden im Alter von 5-86 Jahren ausgewertet. Jeweils fünf verschiedene Bewegungsumfänge (RoM) wurden aus den Bewegungen herausgeschnitten und als Input für drei verschiedene Schätzmethoden verwendet: Die kleinste-Fehlerquadrat-Methode (LS) [Gamage & Lasenby 2002], die Normalisierungsmethode (NM) [Chang & Pollard 2007] und eine Erweiterung der ersten Methode um eine iterative Bias-Korrektur (BC) [Halvorsen 2003].

Tab. 2 zeigt abhängig von der Schätzmethode und dem Bewegungsumfang auf, wie viele der bestimmten Schultergelenkszentren in einem, entsprechend der Betrachtungen in [Rab, Petuskey & Bagley 2002] zu erwartenden, plausiblen Abstand zwischen 20mm und 80mm unterhalb des Schulterdachs geschätzt wurden.

Methode	RoM	z>80mm unterhalb SHO	z<20mm unterhalb SHO	20mm < z < 80mm	Ausreißer	Kein Ausreißer mit std<3mm	Kein Ausreißer mit std>3mm	Ausreißer mit std<3mm	Ausreißer mit std>3mm
NM	10-20	26	8	52	40%	52	0	9	25
NM	0-30	12	2	72	16%	71	1	2	12
NM	10-30	6	4	76	12%	76	0	4	6
NM	10-40	1	3	82	5%	81	1	3	1
NM	10-50	0	3	83	3%	81	2	3	0
LS	10-20	24	0	62	28%	62	0	17	7
LS	0-30	12	1	73	15%	70	3	11	2
LS	10-30	4	2	80	7%	80	0	5	1
LS	10-40	0	1	85	1%	84	1	1	0
LS	10-50	0	2	84	2%	82	2	2	0
BC	10-20	17	10	59	31%	59	0	27	0
BC	0-30	5	2	79	8%	77	2	7	0
BC	10-30	2	4	80	7%	80	0	6	0
BC	10-40	0	3	83	3%	82	1	3	0
BC	10-50	0	3	83	3%	81	2	3	0

Tab. 2: Robustheit der Bestimmung des Schultergelenkszentrums auf Basis verschiedener Bewegungsumfänge und Schätzmethoden.



## 5.2. Ellenbogengelenksachse - Einfluss der Schätzmethode auf die Bestimmung

Um herauszufinden, ob mit verbesserten Schätzmethoden auch eine Verbesserung der Genauigkeit oder Robustheit zu erwarten ist, wurde eine Kostenfunktion aufgestellt, die mehr Details der funktionellen Anatomie abbildet.

Angenommen wurde, dass die Bewegung des HUM-Markers nicht nur auf eine Ebene mit der Ellenbogenachse als Normalenvektor, sondern sogar auf einen Kreis in dieser Ebene beschränkt ist.

Dieser Sachverhalt kann nach [Chang & Pollard 2007] durch eine Kostenfunktion dargestellt werden, die sich additiv aus einem planaren und einem radialen Anteil zusammensetzt.

$$C = \sum_{k=1}^N [(HUM - \vec{m}) \cdot \vec{n}]^2 + \sum_{k=1}^N (|\hat{I} - \vec{n} \cdot \vec{n}^T| \cdot (HUM - \vec{m}) - r)^2 \quad (34)$$

Dabei ist  $\hat{I}$  die Identitätsmatrix,  $\vec{m}$  ist der gesuchte Kreismittelpunkt,  $\vec{n}$  ist der Normalenvektor der Ebene, in welcher der Kreis liegt, und  $r$  ist der Radius des Kreises.

Der planare Anteil wurde hier der Einfachheit halber identisch zur Kostenfunktion von [Gamage & Lasenby 2002] formuliert. Für das zugehörige Minimierungsproblem kann keine geschlossene Lösung angegeben werden. Wird ein Punkt der gesuchten Achse anderweitig, z.B. nach [Gamage & Lasenby 2002] bestimmt, dann kann die Richtung über einen iterativen Algorithmus bestimmt werden.

Da die verbesserte Kostenfunktion zu keinen sichtbaren Verbesserungen geführt hat, ist davon auszugehen, dass die Genauigkeit der Schätzung durch individuelle und schlecht nachvollziehbare Bewegungsartefakte der Marker so stark limitiert wird, dass aufwändigere Schätzmethoden als wenig erfolgversprechend zu betrachten sind.

## 5.3. Wiederholbarkeit der Schätzungen

Um die Wiederholbarkeit der Bestimmung des Schultergelenkszentrums zu testen, wurde die Messung für einen einzelnen Probanden von fünf verschiedenen Testern unabhängig voneinander durchgeführt. Dabei wurde das gesamte Prozedere von der Markerplatzierung über die Durchführung der Kalibrationsbewegungen bis hin zur Ausführung des eigentlichen Schätzalgorithmus für die linke und rechte Seite komplett wiederholt.

Abstände des Schultergelenkszentrums (GHJC) zu einer horizontalen Ebene durch den Marker SHO auf dem zugehörigen Schulterdach sowie Abstände der Schultergelenkszentren der linken und rechten Seite wurden mit drei verschiedenen Schätzmethoden bestimmt.

Tester	z (linke Schulter)			z (rechte Schulter)			Schulter Abstand
	LS [mm]	NM [mm]	BC [mm]	LS [mm]	NM [mm]	BC [mm]	LS [mm]
1	57,8	57,0	56,9	39,8	39,1	39,1	397,8
2	52,7	51,5	51,5	46,5	45,7	45,7	411,7
3	42,5	40,1	40,1	41,5	40,0	40,0	393,6
4	52,0	49,7	49,7	43,1	49,1	49,1	404,6
5	39,6	38,2	38,2	47,5	47,9	47,9	401,2
<b>mean</b>	48,9	47,3	47,3	42,7	44,4	44,4	401,8
<b>std</b>	7,6	7,9	7,9	2,9	4,7	4,6	6,9

Tab. 3: Wiederholbarkeit der Schätzung des Schultergelenkszentrums bei drei verschiedenen Schätzmethoden (LS, NM, BC): Abstand des Schultermarkers SHO vom Schulterzentrum für die linke und rechte Seite (z), Abstand zwischen linkem und rechtem Schulterzentrum.

Der mittlere Abstand SHO-GHJC beträgt ca. 45mm und variiert um weniger als 2mm bei Verwendung verschiedener Algorithmen. Der Standardfehler zwischen den wiederholten Durchführungen liegt zwischen 5mm und 8mm. Der Abstand von 400mm zwischen den beiden Schultergelenkszentren zeigt einen Standardfehler von ca. 7mm.

Ein weiterer Test wurde mit 16 Probanden durchgeführt, um die Wiederholbarkeit der Bestimmung von Gelenkszentren zu überprüfen. Jeweils an zwei verschiedenen Tagen wurden die Probanden von unterschiedlichen Untersuchern vermessen. Bestimmt wurden Oberarm- und Unterarmmlängen als Abstände zwischen Gelenkszentren. Im Mittel unterschieden sich diese zwischen den beiden Messungen um 7.7mm bzw. 8.6mm.

Außerdem wurde der Varus/Valgus für den Ellenbogen bestimmt als Öffnungswinkel zwischen der Ellenbogenflexionsachse und der Längsachse des Ober- bzw. Unterarms bei gestreckt gehaltenen Armen. Dabei wurden Unterschiede bei den Wiederholungen von 3.6° bzw. 4.3° gefunden.

#### 5.4. Gelenkwinkelvergleich mit Universeller Goniometrie

Die Universelle Goniometrie wird von Orthopäden als „goldener Standard“ betrachtet, wegen ihrer flexiblen und einfachen Anwendbarkeit und trotz der mäßigen aber für viele Anwendungen ausreichenden Genauigkeit (Kapitel II.2.1). Unter anderem für die Akzeptanz des HUX-Modells wurde ein Winkelvergleich der beiden Methoden wichtig.

Da die Universelle Goniometrie keine Gelenkbewegungen vermessen kann, wurden für Serien von statischen Armstellungen die Winkel parallel mit Universeller Goniometrie (klinisch) und mit dem HUX-Modell (optisch) bestimmt. Die Armstellungen wurden sowohl für die linke als auch für die

rechte Seite vermessen, während der Proband auf einem Stuhl saß und angewiesen wurde, den Oberkörper möglichst aufrecht zu halten. Jede Gelenkstellung wurde überprüft und solange korrigiert, bis der klinisch bestimmte Winkel der Vorgabe entsprach. Dann wurde der Proband angewiesen, die eingenommene Stellung nicht mehr zu verändern, und es wurde die optische Datenerfassung für die Vermessung nach dem HUX-Modell vorgenommen.

Es wurden Ab-/Adduktions- ( $170^{\circ}$ - $0^{\circ}$ - $40^{\circ}$ ) und Ante-/Retroversions-Stellungen ( $170^{\circ}$ - $0^{\circ}$ - $75^{\circ}$ ) von insgesamt 48 Probanden (63 Seiten) im Alter zwischen 25 und 80 Jahren vermessen, die keinerlei Pathologie in der oberen Extremität aufwiesen.

Die Schulterwinkel wurden dabei als Projektionswinkel bestimmt, wobei die Längsachse des Oberarms in die Frontal- bzw. Sagittalebene des anatomischen Koordinatensystems des Oberkörpers projiziert wurde. Zusätzlich wurden Elevationswinkel entsprechend der Globe-Konvention [Doorenbosch, Harlaar & Veeger 2003], [Michael L. Pearl et al. 1992] bestimmt.

Außerdem wurden beide Sätze von Winkeln nicht nur in Form von Gelenkwinkeln, also bezüglich des proximalen Segments (dem Oberkörper) bestimmt, sondern alternativ zu einer globalen Referenz mit einer festen vertikalen Achse unabhängig von der genauen Ausrichtung des Oberkörpers.

Dementsprechend wurden vier Datensätze erhoben, die auf beste Übereinstimmung mit der klinischen Messung hin überprüft wurden.

Die Außen-/Innenrotation der Schulter wurde in  $90^{\circ}$  Abduktion und ausschließlich entsprechend der Globe-Konvention relativ zum Oberkörper bestimmt. Über alle Probanden und Gelenkstellungen hinweg wurde für jeden der vier Datensätze eine lineare Regression bezogen auf die klinisch bestimmten Winkel durchgeführt.

Für fünf Probanden (10 Seiten) im Alter zwischen 25 und 35 Jahren, die keinerlei Pathologie in der oberen Extremität aufwiesen, wurden 23 verschiedene Schultergelenksstellungen vermessen: sieben Stellungen der Ab-/Adduktion ( $170^{\circ}$ - $0^{\circ}$ ), elf für die Ante-/Retroversion ( $170^{\circ}$ - $0^{\circ}$ - $75^{\circ}$ ) und fünf für Außen-/Innenrotation ( $100^{\circ}$ - $0^{\circ}$ - $60^{\circ}$ ) bei  $90^{\circ}$  Schulterabduktion. Außerdem wurden sechs Ellenbogenstellungen vermessen zwischen  $0^{\circ}$  und  $140^{\circ}$  Flexion, während leichter Anteversionsstellung der Schulter, und sieben Pro-/Supinationsstellungen des Unterarms ( $80^{\circ}$ - $0^{\circ}$ - $80^{\circ}$ ) während  $90^{\circ}$  Ellenbogenflexion.

Für einen der fünf Probanden (männlich, 26 Jahre) wurden die Messungen fünfmal vom selben erfahrenen Tester an verschiedenen Tagen durchgeführt und für einen anderen Probanden

(männlich, 34 Jahre) wurden die Messungen fünfmal von fünf verschiedenen Testern ohne jede Erfahrung durchgeführt.

Für diese Wiederholungsmessungen an jeweils nur einem Probanden wurden die Winkel der Ab-/Adduktion und der Ante-/Retroversion als Gelenkwinkel bezogen auf den Oberkörper ausschließlich in Form von Projektionswinkeln bestimmt.

Die Ellenbogenflexion wurde definiert als Winkel zwischen der Längsachse des Oberarms und der Längsachse des Unterarms, projiziert auf eine Ebene, mit der Ellenbogengelenksachse als Normalenvektor.

Die Pro-/Supination im Handgelenk wurde definiert als Winkel zwischen der Ellenbogengelenksachse und einer Linie durch das Handgelenkszentrum. Die Ausrichtung dieser Linie ist durch zwei Punkte definiert, die sich aus der Projektion der beiden Handgelenksmarker auf eine Ebene ergeben, die die Längsachse des Unterarms als Normalenvektor besitzt.

Die Messungen an jeweils einem oder an allen fünf Probanden wurden für 36 Armstellungen durchgeführt. Dabei wurden jeweils die Differenzwinkel zwischen der klinischen und der optischen Messung bestimmt.

### Übereinstimmung von klinischer und optischer Messung

Tab. 4 zeigt die Ergebnisse einer linearen Regression zwischen den klinischen und den optischen Messungen für alle 48 Probanden (63 Seiten) für Abduktion und Ante-/Retroversion der Schulter für die vier verschiedenen Gelenkwinkel-Definitionen.

	a	b	R <sup>2</sup>
<b>Schulterabduktion</b>			
Projektionswinkel a	0.96	2.7	0.981
Elevationswinkel a	0.85	9.7	0.983
Projektionswinkel b	0.87	5.1	0.980
Elevationswinkel b	0.77	11.2	0.977
<b>Schulterante-/Retroversion</b>			
Projektionswinkel a	0.95	-2.6	0.995
Elevationswinkel a	0.93	-4.5	0.993
Projektionswinkel b	0.88	-0.4	0.990
Elevationswinkel b	0.86	-3.3	0.990
Schulteraußen-/Innenrotation* (Globe-Konvention)	0.96	2.7	0.986
Ellenbogenflexion* (Projektionswinkel)	0.95	5.6	0.992
Unterarmpro-/Supination.* (Projektionswinkel)	0.90	-1.7	0.977
a relativ zur Vertikalachse; b relativ zum Thorax; * nur 5 Probanden			

Tab. 4: Lineare Regression  $y(x) = ax + b$  zwischen klinischen ( $x$ ) und optischen ( $y$ ) Messungen für die Schulterabduktion und Ante-/Retroversion bei 48 Probanden (4 verschiedene Winkeldefinitionen) und für die interne-/externe Rotation der Schulter, Ellenbogenflexion und Unterarmpro-/Supination von 5 Probanden. R<sup>2</sup>:

Quadrat des Korrelationskoeffizienten.

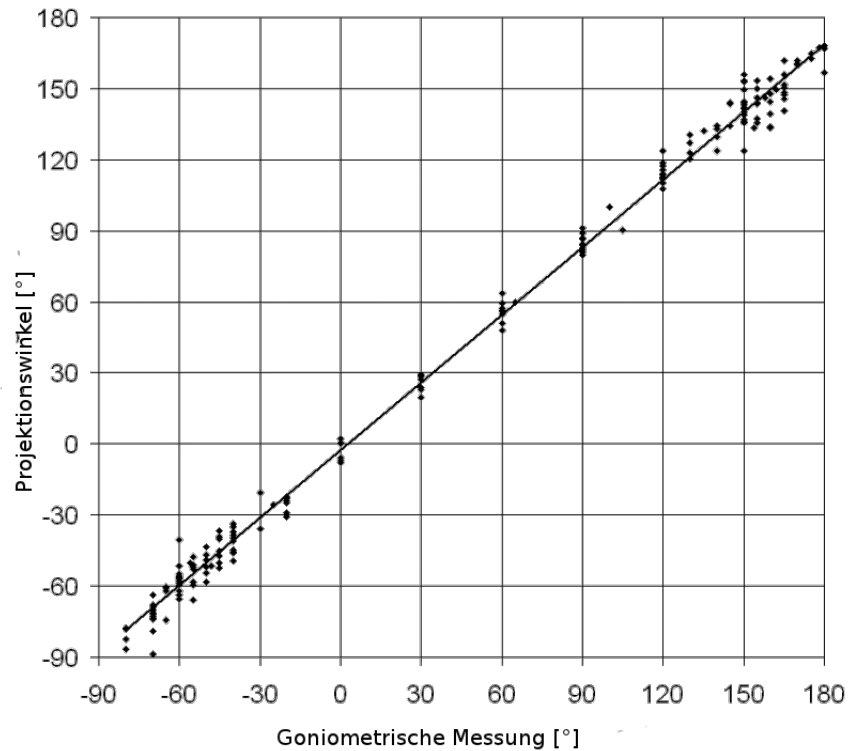


Abb. 31: Ante-/Retroversionswinkel: Lineare Regression zwischen klinischer Messung und den Projektionswinkeln, die aus der optischen Messung bestimmt wurden.

Außerdem zeigt sie die Ergebnisse der Messung der Ellenbogenflexion, der Pro-/Supination sowie für die interne/externe Rotation der Schulter, die für fünf Probanden durchgeführt wurde. Zur Veranschaulichung der linearen Regression ist diese für die Ante-/Retroversion in Abb. 31 als Plot dargestellt.

### Test-Retest-Reliabilität

Tab. 5 zeigt die Ergebnisse der Wiederholungsmessungen bei jeweils einem Probanden durch einen erfahrenen Tester (Intra-Tester-Test) und durch fünf unerfahrene Tester (Inter-Tester-Test), sowie die Ergebnisse der Vermessung von fünf Probanden durch den selben Tester (Inter-Subject-Test). Gezeigt werden mittlere Winkeldifferenzen und Standardabweichungen zwischen klinischer und optischer Messung.

<b>Abduktion</b>	<b>Intra-Tester (Proband 1)</b>		<b>Inter-Tester (Proband 2)</b>		<b>Inter-Subject 10 Seiten</b>
	<b>links</b>	<b>rechts</b>	<b>links</b>	<b>rechts</b>	
0°	2.1 (9.1)	5.4 (2.3)	11.0 (1.0)	11.0 (1.2)	9.6 (4.2)
30°	-0.4 (2.4)	-1.1 (3.3)	3.1 (1.8)	0.8 (3.8)	-0.4 (4.1)
60°	-0.4 (2.2)	-3.3 (3.5)	0.3 (2.2)	-2.5 (0.6)	-0.4 (2.6)
90°	-1.9 (2.0)	-2.4 (2.2)	-0.2 (4.1)	-1.5 (1.7)	-2.0 (4.1)
120°	-3.2 (2.3)	-6.8 (2.2)	-5.3 (3.5)	-4.6 (2.3)	-5.5 (6.3)
150°	-5.9 (2.8)	-8.8 (2.8)	-11.4 (2.2)	-8.1 (1.7)	-7.3 (5.6)
170°	-10.7 (2.8)	-10.4 (2.1)	-19.7 (13.7)	-7.2 (10.4)	-8.8 (1.3)
<b>Ante-/Retroversion</b>					
-75°					1.7 (3.2)
-60°	-2.8 (1.4)	0.2 (5.1)			1.1 (4.2)
-40°	-5 (2.3)	-4.0 (3.0)	-2.0 (2.4)	-2.5 (4.3)	-0.3 (4.7)
-20°	-8.1 (3.2)	-8.6 (3.8)	-3.2 (2.9)	-1.1 (6.0)	-3.3 (5.3)
0°	-10.9 (3.0)	-11.3 (2.4)	0.7 (2.8)	1.5 (1.4)	-2.3 (4.5)
30°	-4.8 (3.5)	-6.4 (0.9)	-5.9 (3.7)	-7.9 (2.4)	-4.8 (3.2)
60°	-3.3 (2.5)	-8.4 (2.7)	-10.8 (2.1)	-7.7 (2.9)	-4.8 (5.0)
90°	-5.0 (1.9)	-8.3 (1.5)	-6.1 (2.2)	-5.8 (3.0)	-5.3 (3.7)
120°	-7.3 (1.8)	-8.9 (3.2)	-4.4 (3.1)	-5.7 (1.5)	-5.7 (4.6)
150°	-13.5 (1.8)	-12 (2.2)	-5.6 (4.0)	-7.1 (1.4)	-10.4 (3.4)
170°	-5.5 (4.2)	-7.1 (3.4)	-7.4 (3.7)	-6.8 (2.1)	-11.7 (2.2)
<b>Außen-/Innenrotation</b>					
-60°	5.9 (5.7)	8.3 (4.3)	0.2 (3.1)	3.3 (3.7)	
-30°	8.3 (5.8)	6.4 (2.1)	3.7 (3.2)	0.8 (2.7)	
0°	3.2 (5.2)	3.4 (5.8)	2.9 (3.5)	3.0 (3.9)	-2.4 (5.5)
30°	5.2 (3.0)	5.6 (2.5)	3.1 (4.3)	-0.6 (3.3)	2.0 (2.3)
60°	1.7 (2.0)	2.7 (2.6)	-0.8 (1.5)	-2.2 (2.7)	-0.4 (3.7)
90°	2.8 (2.7)	2.2 (0.8)	0.3 (2.9)	2.3 (1.9)	-0.4 (2.8)
100°	5.7 (2.8)	2.9 (1.7)	0.4 (1.8)	-4.2 (15.8)	-0.9 (6.4)
<b>Ellenbogenflexion</b>					
0°	11.9 (4.1)	10.4 (4.4)	8.4 (2.5)	11.3 (1.4)	6.4 (5)
30°	11.5 (4.2)	8.3 (3.9)	4.2 (0.7)	6.4 (1.3)	3.6 (4.8)
60°	3.4 (2.0)	5.9 (2.8)	0.8 (2.6)	3.4 (4.5)	-0.3 (4.3)
90°	3.0 (1.8)	5.2 (2.4)	-0.5 (2.7)	3.8 (5.9)	2.0 (4.3)
120°	4.6 (2.0)	7.2 (5.8)	0.7 (1.3)	-1.3 (3.7)	1.2 (3.0)
140°	-1.9 (1.8)	0.0 (3.3)	-2.3 (3.6)	-5.3 (2.5)	-1.7 (2.3)
<b>Pro-/Supination</b>					
-80°	9.2 (4.4)	12.1 (4.3)	8.5 (4.7)	8.8 (5.2)	7.0 (8.4)
-60°	5.7 (3.7)	15.2 (4.4)	8.7 (7.2)	10.8 (9.7)	4.6 (4.2)
-30°	-5.0 (3.4)	-0.3 (3.0)	-4.7 (8.5)	2.2 (4.8)	-4.7 (4.4)
0°	-3.1 (3.6)	-3.0 (4.6)	6.0 (2.8)	5.2 (2.2)	-2.5 (6.9)
30°	10.9 (1.4)	10.7 (7.7)	-4.4 (6.4)	-0.6 (5.0)	5.6 (7.2)
60°	0.4 (4.5)	-1.8 (6.5)	-10.7 (3.9)	-7.6 (6.0)	-9.1 (6.6)
80°	-6.4 (5.8)	-9.1 (4.3)	-20.0 (6.1)	-13 (7.1)	-13.5 (7.3)

Tab. 5: Mittlere Unterschiede bei Ober- und Unterarm in [°] (std) zwischen klinisch und optisch bestimmten Gelenkwinkeln (als Projektionswinkel).

## **6. Diskussion**

### **6.1. Schätzmethoden**

Bemerkenswert ist, dass durch die Betrachtung der Bewegung nur eines einzigen Markers HUM eine robuste Schätzung des Schultergelenkszentrums erreicht werden konnte. Die eingesetzten Schätzmethoden können aber auch auf mehrere unabhängige Marker angewendet werden. Allerdings würde sich damit der Aufwand der Markerplatzierung erhöhen, während eine Verbesserung der Genauigkeit bei entsprechenden Testmessungen nicht zu beobachten war.

### **6.2. Validierung**

#### ***Einfluss von Schätzmethode und Bewegungsumfang auf die Bestimmung des Schultergelenkszentrums***

Die Schätzmethode LS erscheint robuster in der Praxis als die Methode NM, da die Zahl der Ausreißer für alle Bewegungsumfänge (RoM) kleiner ist.

Es fällt auf, dass die Standardabweichung kein geeignetes Maß darstellt, um zu entscheiden, ob die Schätzung gut oder schlecht (Ausreißer) ist. Trotz kleiner Standardabweichungen (<3mm) liegen nennenswert viele Ausreißer vor. Verursacht wird dies letztendlich dadurch, dass die Bewegungsartefakte die Normalverteilung stören, eine Normalverteilung von der Schätzmethode (kleinste Fehlerquadrate) aber vorausgesetzt wird.

Die Methode BC führt tendenziell zu Schätzungen des Schultergelenkszentrums mit kleineren Abständen zum Schulterdach. Damit erhöht sich die Zahl der Ausreißer, die durch Abstände kleiner als 20mm definiert sind.

Die Zahl der Ausreißer verringert sich rapide mit steigendem RoM. Darüber hinaus verringert sie sich, wenn die ersten 10° RoM bei Ab-/Adduktion sowie bei Ante-/Retroversion nicht in die Schätzung eingehen. Dieses Verhalten spiegelt sich wider in einer symmetrischeren Verteilung der Abstände zwischen HUM-Marker und geschätztem Schultergelenkszentrum.

Ein Bewegungsausmaß größer als 40° verbessert dann allerdings die Schätzung nicht mehr, da Bewegungsartefakte stark zunehmen.

Abb. 32 illustriert die Werteverteilung des Abstandes des HUM-Markers vom geschätzten Schultergelenkszentrum für ein einzelnes Individuum, das Abduktions- und Ante/Retroversionsbewegungen mit verschiedenen Bewegungsumfängen durchführt. Die Schätzung erfolgte mit der Methode LS.

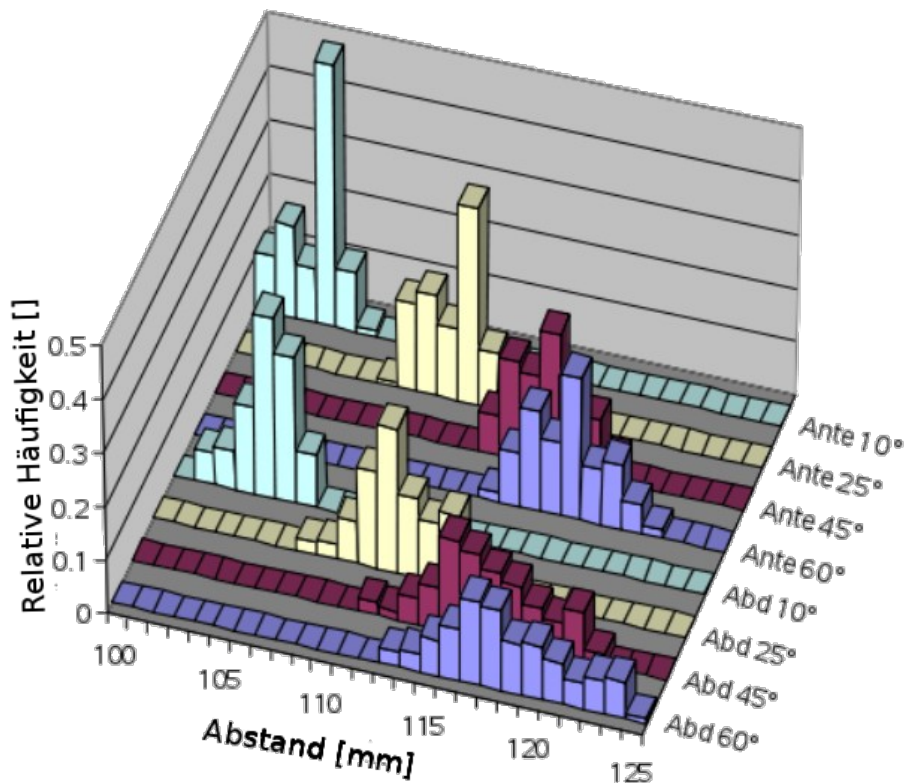


Abb. 32: Werteverteilung des Abstandes des HUM-Markers vom geschätzten Schultergelenkszentrum für ein einzelnes Individuum das Abduktions- und Ante-/Retroversionsbewegungen mit verschiedenen Bewegungsumfängen durchführt.

Die Verteilung wird breiter mit größerem Bewegungsausmaß, sowohl für Ante-/Retroversionsbewegungen als auch für Ab-/Adduktionsbewegungen. Darüber hinaus verschiebt sich der Median zu größeren Werten. Zweifellos beeinflussen hier zwei konkurrierende Mechanismen die Schätzung: Eine Vergrößerung des Bewegungsausmaßes verbessert zwar prinzipiell die Schätzung, gleichzeitig jedoch nehmen Bewegungsartefakte derartig zu, dass sie die Voraussetzungen der Schätzmethode (Normalverteilung) immer mehr beeinträchtigen. Ein Bewegungsausmaß von ca. 40° hat sich als guter Kompromiss für die meisten Messungen herausgestellt.

### **Gelenkwinkelvergleich mit Universeller Goniometrie**

In dieser Arbeit wurden für eine große Gruppe von 48 Individuen im Alter zwischen 25 und 80 Jahren eine markerbasierte optische Vermessung mit einer klinischen Vermessung (Universelle Goniometrie), insbesondere von Ante-/Retroversions- und Ab-/Adduktionsstellungen, miteinander verglichen.

Bei diesem Vergleich muss man sich vor Augen halten, dass beiden Messmethoden ein Modell zugrunde liegt. Für die optischen Messungen liegt dieses explizit mathematisch formalisiert vor. Bei



den klinischen Messungen liegt ein Modell weitestgehend implizit vor. Anhand der sichtbaren Oberfläche, gegebenenfalls zuzüglich einiger palpierbarer knöcherner Prominenzen, bildet sich der Untersucher ein Modell der knöchernen Struktur, in dem dann mit Hilfe des Goniometers Winkel vermessen werden. Ein solches implizites Modell kann schwerlich in der gleichen Strenge quantifiziert werden wie ein markerbasiertes optisches Modell.

Beide Methoden sind fehlerbehaftet. Bei der markerbasierten Methode ist es offensichtlich, dass es beispielsweise bei extremen Abduktionswinkeln des Oberarms zu einer verstärkten Verschiebung von Markern gegenüber der knöchernen Struktur kommt. Für die Universelle Goniometrie der klinischen Messung wird in der Literatur eine Genauigkeit in der Größenordnung von  $\pm(5-10)^\circ$  (Kapitel II) angegeben. Dem Autor dieser Arbeit ist leider keine Literatur über Genauigkeiten abhängig von der Gelenkstellung bekannt, obwohl eine solche Abhängigkeit nahe liegt. Insbesondere Fehler in der Beurteilung der Lage des Schultergelenkszentrums sollten zu einer Winkelabhängigkeit der Fehler führen. Möglicherweise sind derartige Effekte aber so stark abhängig vom konkreten Untersucher und den Instruktionen für die Durchführung der Messungen, dass sich diesbezügliche Aussagen nur schlecht verallgemeinern lassen.

Das Modell der klinischen Messung unterscheidet sich offensichtlich vom HUX-Modell. Für einen Vergleich der beiden Methoden wurde es daher notwendig, andere Parametrisierungen durchzuführen, um die klinischen Messungen mit den optischen vergleichen zu können. Diese wurden aus der konkreten Beobachtung von klinischen Messungen abgeleitet. Insgesamt konnten so verhältnismäßig gute Korrelationen zwischen klinischer und optischer Messung erreicht werden.

Der schlechteste  $R^2$ -Wert von 0.977 wurde für die **Pro-/Supination** des Unterarms bestimmt. Dieser noch verhältnismäßig gute Wert konnte erreicht werden, indem ein spezielles anatomisches Koordinatensystem des Unterarms für die Winkelbestimmung herangezogen wurde. Dabei wurde die Ellenbogengelenksachse (Flexionsachse) so umdefiniert, dass sie durch den Mittelpunkt zwischen den beiden Styloid-Markern am Hangelenk führt (im Gegensatz zu dem zugrunde liegenden technischen Koordinatensystem, bei dem die Achse durch einen Punkt näher bei der Elle verläuft). Ohne diese Korrektur lagen alle Unterschiede zwischen optischer und klinischer Messung weit über  $10^\circ$ .

Für die **Abduktion** und die **Ante-/Retroversion** des Oberarms hängt die Korrespondenz zwischen klinischer und optischer Messung besonders stark davon ab, ob Projektionswinkel oder Elevationswinkel gewählt wurden, sowie von der Wahl des Referenzkoordinatensystems

(Oberkörper oder Laborsystem). Bei letzterem geht es anschaulich darum, ob eine unbeabsichtigte Oberkörperverkipfung/Neigung zu berücksichtigen ist oder eben nicht.

Beste Korrespondenz zwischen optischer und klinischer Messung ergab sich überraschender Weise, wenn Projektionswinkel relativ zum Laborkoordinatensystem, d.h. relativ zur Vertikalachse bestimmt wurden. Letzteres bedeutet, dass die Untersucher sich entgegen ihrer kommunizierten Vorgehensweise unbewusst an der Vertikalen statt an der Ausrichtung des Oberkörpers orientiert haben. Im Falle der Ausrichtung des Oberkörpers in der Sagittalebene kommt hinzu, dass die Längsachse des Oberkörpers anatomisch nicht eindeutig definiert ist und die markerbasierte Definition von der implizit vorliegenden Definition der Orthopäden abweichen kann.

Die bessere Korrespondenz (linearer Korrelationskoeffizient näher bei eins und kleinerer systematischer Offset) der Projektionswinkel zeigt, dass unerwünschte Stellungen der Arme aus der zu betrachtenden Ebene heraus bei der klinischen Messung nicht berücksichtigt werden bzw. intuitiv eine Projektion in die Ebene vorgenommen wird.

Durch Verwendung von Projektionswinkeln und einer globalen Referenz wurden diese Phänomene ausgeglichen und es zeigte sich eine sehr gute Übereinstimmung zwischen optischer und klinischer Messung, die sich in einem Linearitätskoeffizienten (a) von 0.96 für die Abduktion und 0.95 für die Ante-/Retroversion und in systematischen Fehlern (b) kleiner als  $3^\circ$  ausdrückt (Tab. 4).

Die für die Ab-/Adduktion des Oberarms bestimmten Unterschiede zwischen klinischer und optischer Messung bleiben unterhalb von  $5^\circ$ , wobei eine leichte klinische Unterschätzung der Abduktionswinkel (negatives Vorzeichen) bzw. Überschätzung der Winkel in der optischen Messung zu beobachten ist. Das gilt gleichermaßen für die Intra-Tester-, Inter-Tester- und Inter-Subjekt-Vergleiche. Für große Abduktionswinkel, d.h. Winkel größer  $150^\circ$ , steigen die Unterschiede allerdings auf  $10^\circ$  an. Interessanterweise steigen die Unterschiede gleichermaßen an für die entsprechend der Neutral-Null-Methode in der Klinik als „neutral“ angesehenen Stellungen.

Für die Ante-/Retroversion des Oberarms sind die Unterschiede zwischen klinischer und optischer Messung etwas größer als bei der Abduktion, und sie übersteigen  $10^\circ$  in den Extremstellungen ( $170^\circ$ ). Wieder sind die Winkel der klinischen Messung etwas kleiner als die der optischen Messung. Mit der Ausnahme des ersten Probanden sind die Unterschiede bei der Ante-/Retroversion in den Neutralstellungen jedoch klein.

Gelegentliche Unterschiede von mehr als  $10^\circ$  in den Neutralstellungen lassen darauf schließen, dass eine parallele Ausrichtung von Oberarm und Oberkörper klinisch allein durch oberflächliche Betrachtung im Einzelfall besonders schwer zu beurteilen sein kann. Möglicherweise kommt noch

hinzu, dass bei einem “hängenden” Arm klinisch weniger sorgfältig die Winkel bestimmt werden, sondern sofort qualitativ eine Neutralstellung assoziiert und fälschlicherweise Winkel von 0° festgehalten werden. Hingegen ist es schwer vorstellbar, dass die optische Messung auf eine Weise fehlerhaft ist, die sich ausschließlich in den Neutralstellungen auswirkt.

Bemerkenswert ist, dass für alle Testmodalitäten Intra-Tester, Inter-Test und Inter-Subjekt und bei allen drei rotatorischen Freiheitsgraden der Schulter in einem großen Bewegungsumfang die Unterschiede unter 5° blieben (Tab. 2). Die Unterschiede der beiden Messmethoden sind damit ähnlich groß wie die zu erwartenden Fehler der klinischen Messung selbst, und sie sind größtenteils unabhängig vom Untersucher und seinem Grad an Erfahrung.

Aufgrund der Entstehungsgeschichte des HUX-Modells wurden einige Armstellungen nicht für alle Probanden vermessen. Dementsprechend fehlen in den Tab. 2 und 3 einige Werte.

Die **externe/interne Rotation** der Schulter zeigt eine sehr gute Übereinstimmung der beiden Messmethoden, vergleichbar mit der Ab-/Adduktion und der Ante-/Retroversion. Für den gesamten Bewegungsumfang liegen die Unterschiede bei etwa 5° (Tab. 3). Größere Abweichungen wurden lediglich bei einem der Probanden gefunden. Die Ursache kann nur in spezifischen Markerverschiebungen mit der Haut oder Schwierigkeiten bei der klinischen Messung oder beidem vermutet werden. Lästige Posthoc-Korrekturen der Außen-/Innenrotation, wie in [Schmidt 2000], [Schmidt et al. 1999] beschrieben, werden mit dem HUX-Modell überflüssig.

Die **Ellenbogenflexion** (Tab. 3) zeigt typischerweise nur kleine Abweichungen unterhalb von 5°, mit Ausnahme in der Neutralstellung, d.h. bei voll gestrecktem Arm (0° Flexion), bei dem die Unterschiede stark ansteigen.

In der Neutralstellung, d.h. in der Nähe der vollständigen Streckung des Arms, kommt es ähnlich wie schon bei Ab-/Adduktion und Ante-/Retroversion des Oberarms zu größeren Differenzen zwischen den beiden Messmethoden. Erklärbar ist dies mit der Tatsache, dass in der Nähe der Streckung die Ausrichtung der Drehachse des Ellenbogengelenks nur noch schwer zu definieren ist. Als Folge davon kommt es zu sogenanntem „kinematic crosstalk“ zwischen Flexion und Varus-/Valgus-Stellung des Ellenbogengelenks. Mit anderen Worten, die Unterschiede könnten dadurch begründet sein, dass die Winkelanteile der beiden rotatorischen Freiheitsgrade in der klinischen Begutachtung nicht mehr korrekt zugeordnet werden.

Im Vergleich mit den anderen Winkeln ist die Übereinstimmung zwischen den beiden Messmethoden bei großen Winkeln der **Pro-/Supination** verhältnismäßig schlecht. In den Extremstellungen kommt es zu Abweichungen von bis zu 40°. Bereits mit dem bloßen Auge ist

erkennbar, dass die Hauptursache in einer Verschiebung der Styloidmarker liegt. Dies wurde bereits in [Schmidt et al. 1999] berichtet. Insbesondere der Marker ULN, der auf der Prominenz der Elle platziert ist, verrutscht und kippt gut sichtbar bezüglich der knöchernen Struktur, wenn das Handgelenk weit aus der Neutralstellung herausbewegt wird. Im Gegensatz zu [Schmidt et al. 1999] lassen die durchgeführten Messungen auf einen individuellen nichtlinearen Zusammenhang schließen. Eine Kalibrierung mit linearer Approximation, wie in diesen Arbeiten vorgeschlagen, erscheint daher nicht sinnvoll.

### **6.3. Grenzen der Anwendbarkeit und Hinweise für die praktische Durchführung**

#### ***Stabilität der Ellenbogenmarker***

Die Robustheit des Modells gegenüber Außen-/Innenrotationen des Oberarms wird erkauft mit einer Vergrößerung der Empfindlichkeit gegenüber Instabilitäten der Marker, die auf dem Unterarm platziert werden.

Für klinische Anwendungen der Methode, z.B. das Monitoring von Alltagsbewegungen mit moderaten Segment-Beschleunigungen, die nur zu kleinen Trägheitseffekten führen, wurden einige Tests durchgeführt.

Während dynamischer Flexionsbewegungen mit einem Bewegungsumfang von ca.  $140^\circ$  verkippte der Doppelmarker gegenüber der Längsachse des Unterarms nicht mehr als  $3^\circ$  und hatte damit praktisch keinen erkennbaren Einfluss auf die Bestimmung der Ellenbogenflexion. Kritischer wirkten sich Pro-/Supinationsbewegungen im vollen Bewegungsumfang ( $\sim 160^\circ$ ) aus. Hier zeigte sich in der Nähe der Extrempositionen ein Verkippen des Doppelmarkers um bis zu  $6^\circ$  gegenüber der Ebene, die durch die Längsachsen von Ober- und Unterarm gebildet wird.

#### ***Schätzung des Schultergelenkszentrums***

Die Methode zur Schätzung der Lage des Schultergelenkszentrum setzt voraus, dass die zu vermessende Person für die Kalibration zu Ab-/Adduktions- und Ante-/Retroversionsbewegungen der Arme durch Bewegung im Glenohumeralgelenk mit einem Bewegungsumfang von mindestens  $30^\circ$  in der Lage ist.

Außerdem muss gewährleistet sein, dass innerhalb dieses Bewegungsumfangs der Kalibrationsbewegungen der Schultermarker (SHO) keine nennenswerten Verschiebungen gegenüber der knöchernen Struktur aufweist. Dies kann bei Patienten mit sehr starker

Schultermuskulatur oder bei älteren Menschen mit schlaffem Bindegewebe unter Umständen nicht erfüllt sein.

Zu beachten ist, dass die Kalibrationsbewegungen typischerweise bereits aus der Neutralstellung beginnend einhergehen mit einem Anheben der Schulter sowie einer Verkipfung des gesamten Schultergürtels. Ein ungeübtes Auge kann daher letztere Bewegung leicht mit der benötigten Bewegung im Glenohumeralgelenk verwechseln. Es empfiehlt sich, die Anweisung zu geben, bei den Bewegungen die Schulter möglichst ruhig zu halten. Besonders bei Kindern auch ohne pathologischen Befund wurde beobachtet, dass diese ohne diesen Hinweis gewöhnlich die Bewegungen nur zu einem kleinen Anteil im Glenohumeralgelenk ausführen. Gleichermäßen führen auch Schulterarthrosepatienten zur Schmerzvermeidung Abduktionsbewegungen der Arme oftmals ohne nennenswerte Glenohumeralbewegung durch.

Wird kein ausreichender Bewegungsumfang erreicht, steht als Rückfalllösung die Methode [Rab, Petuskey & Bagley 2002] zur Verfügung. Diese erfordert allerdings eine präzise Platzierung des SHO-Markers anhand der Anatomie. Außerdem begrenzen dann Bewegungsartefakte den Messbereich typischerweise auf maximal 90° Abduktion.

Verzichtet man auf die Verwendung eines „einfachen“ Markersatzes und erhöht die Zahl der Marker auf dem Oberarm auf mindestens drei bis vier, sodass diese alleine das Segment vollständig beschreiben, so stehen mit [Schwartz & Rozumalski 2005] und [Ehrig et al. 2006] Schätzmethoden zur Verfügung, die mit einem deutlich kleineren Bewegungsumfang gute Ergebnisse erzielen können. Wie in der Einführung erläutert, gefährdet man dadurch allerdings die Praktikabilität des Einsatzes in der Klinik.

### **Vereinfachte rechentechisch vollautomatisierte Modellvariante**

Die für diese Arbeit erstellte softwaretechnische Implementierung des Modells liefert die Koordinaten von zwei Punkten, von denen einer das gesuchte Schultergelenkszentrum ist. Es fehlt allerdings bisher ein Algorithmus, der zuverlässig und automatisch ermittelt, welcher der beiden Punkte der richtige ist. Aus diesem Grund wurde eine vereinfachte Variante des Modells erstellt, bei der das Humerus-TF wie folgt ersetzt wird:

$$\sum_{\text{humerus2}} \{ \vec{o}_{\text{humerus2}}^k, \vec{x}_{\text{humerus2}}^k, \vec{y}_{\text{humerus2}}^k, \vec{z}_{\text{humerus2}}^k \} \quad (35)$$

$$\vec{o}_{\text{humerus2}}^k = HUM \quad (36)$$

$$\vec{y}_{\text{humerus2}}^k = \frac{HUM - \vec{P}_{EJAP}}{\|HUM - \vec{P}_{EJAP}\|} \quad (37)$$

$$\vec{x}_{humerus2}^k = \vec{n}_{elbow}^k \times \vec{y}_{humerus2}^k \quad (38)$$

$$\vec{z}_{humerus2}^k = \vec{x}_{humerus2}^k \times \vec{y}_{humerus2}^k \quad (39)$$

Diese Variante ist nicht zu empfehlen bei der Vermessung von Bewegungen mit großen Innen-/Außenrotationen des Humerus. Die Robustheit der Methode gegenüber Artefakten, die durch diese Bewegungen hervorgerufen werden, geht bei Einsatz dieser Modellvariante zu einem großen Teil wieder verloren.

#### 6.4. Erweiterungsmöglichkeiten

Ohne nennenswerten Mehraufwand können ein oder mehrere zusätzliche Marker auf der Handgelenkrückseite platziert werden, um Aufschluss über die grobe Stellung der Hand zu geben [Li et al. 2005]. Dies wird in Folgeprojekten dieser Arbeit bei der Untersuchung der veränderten Kinematik bei Alltagsbewegungen von Hemiparetikern bereits durchgeführt.

Mit dem HUX-Modell wird derzeit ausschließlich der glenohumerale Anteil der Abduktion der Arme beschrieben. Bei der Untersuchung von Patienten mit Schulterendoprothesen ist allerdings auch der scapulothorakale Anteil medizinisch interessant. Auf Grund von Bewegungsartefakten ist es unmöglich, die Ausrichtung des Schulterblatts markerbasiert zu erfassen und das Modell entsprechend zu erweitern. Eine rein funktionelle Beschreibung der Schultergürtelausrichtung in zwei Freiheitsgraden (Elevation/Depression, Pro-/Retraction) ist hingegen ohne zusätzliche Marker möglich und wird bereits in Folgeprojekten durchgeführt.

Eine weitere Verbesserung bietet der Einsatz von Halbkugeln mit kleinerem Durchmesser an den Handgelenken entsprechend dem Vorschlag in [Murgia et al. 2004]. Auf diese Weise können Artefakte bei Pro-/Supinationsbewegungen mit großem Bewegungsumfang reduziert werden. Zu beachten ist dann allerdings, dass man dadurch leicht wieder an die Grenzen der Praktikabilität der Durchführung in der Klinik gelangen kann, da die kleineren Marker leichter verdeckt werden und sich infolgedessen häufiger vertauschen.



Diese besonderen Eigenschaften allein sind für eine gute Anschaulichkeit der Parametrisierung einer Gelenkstellung aber noch nicht ausreichend. Denn es werden in der Regel nicht nur ein, sondern mehrere Winkel zur Beschreibung einer Stellung benötigt. Grundsätzlich möchte man möglichst wenige Winkel verwenden, um die drei rotatorischen Freiheitsgrade einer Gelenkstellung vollständig zu beschreiben. Jede Parametrisierung mit weniger als vier Winkeln führt aber zu Singularitäten (Kapitel V.2), die der Anschauung ebenfalls abträglich sind. Außerdem möchte man, dass sich kleine Stellungsänderungen auch in kleine Winkeländerungen abbilden. Mit weniger als sechs Parametern ist eine solche Linearität aber nur näherungsweise und bestenfalls für einen eingeschränkten Bewegungsumfang möglich. Und auch die Vektoren, zwischen denen die Winkel bestimmt werden, sollen leicht der Vorstellung zugänglich sein.

Darüber hinaus ist es erstrebenswert, auch Traditionen von Vorstellungen in dem jeweiligen Fachbereich zu berücksichtigen, in dem die Parametrisierung verwendet werden soll. Dies kann Verständnis und Akzeptanz erheblich erleichtern. In der Navigation (Luft- und Schifffahrt) werden beispielsweise traditionell sogenannte Roll-, Nick- und Gierwinkel verwendet, die sich aus einer Winkelkonvention basierend auf einer Sequenz von drei Elementardrehungen mit fester Drehreihenfolge ableiten [Rimrott 1989].

Im medizinischen Umfeld hingegen wird traditionell in Projektionen auf drei senkrecht zueinander stehenden Ebenen gedacht: Frontalebene, Sagittalebene und Transversalebene. Als Folge einer solchen Projektion ist die Anschauung zweidimensional. Dies findet sich auch im medizinischen Vokabular wieder. Flexion/Extension und Ad-/Abduktion sind ursprünglich Begriffe zur Beschreibung einer Bewegung in zwei Dimensionen, wie sich z.B. den Lehrbüchern [Kapandji 1970], [Gowitzke 1988] und [Whittle 1997] entnehmen lässt.

Die daher nahe liegende Parametrisierung in Projektionswinkeln (Projektionen auf die drei senkrecht zueinander stehenden Ebenen) ist aber in der instrumentellen 3d-Ganganalyse heute weitestgehend unbekannt oder wird sogar explizit abgelehnt [Cappozzo et al. 2005]. Das weit verbreitete Unbehagen gegenüber Projektionswinkeln im klinischen Umfeld könnte seinen Ursprung in seiner fehlerhaften Einführung durch [Suttherland 1988] haben. Gelenkwinkel wurden als Differenzen von Projektionswinkeln definiert, die durch Projektion angrenzender Segmente auf das Laborkoordinatensystem gewonnen wurden. Die Differenzenbildung ist nicht korrekt. Die Projektionswinkeltripel zur Beschreibung einer Segmentstellung bilden keine Vektoren.

In den diesbezüglich nicht vorbelasteten Sportwissenschaften kommen Projektionswinkel hingegen zum Einsatz: [Glenn S. Fleisig 1996], [Dillman et al. 1993], [Fleisig et al. 1996], [Stodden et al.



2005]. Auch Physiotherapeuten beschreiben die Orientierung von Segmenten in Projektionswinkeln [Klein-Vogelbach 2000].

Zu den positiven Eigenschaften der Projektionswinkel gehört, dass bereits drei zur vollständigen Beschreibung der drei rotatorischen Freiheitsgrade einer Gelenkstellung ausreichen und auch die Referenzachsen, bezüglich derer die Winkel bestimmt werden, der Anschauung leicht zugänglich sind. Die große Anzahl von sechs Singularitäten (Kapitel III.2.2) ist der Anschauung hingegen erheblich abträglich. Darüber hinaus gibt es noch nicht einmal eingeschränkte Bereiche, in denen alle drei Projektionswinkel mit kleinen Winkeländerungen auf kleine Stellungsänderungen reagieren.

Die in der Bewegungsanalyse eingesetzten Messsysteme liefern meist um Vorzeichen geänderte und mit Offsets versehene Kardanwinkel (Kapitel V.2.3). Interpretiert werden die Winkel üblicherweise aus der Perspektive eines mit dem Segment mitgedrehten Koordinatensystems. Dies soll die Zuordnung der antreibenden Muskelgruppen erleichtern. Werden dann zusätzlich mit Hilfe der inversen Dynamik Drehmomente und Kräfte bestimmt, können diese in Komponenten des durch die Drehachsen aufgespannten Koordinatensystems dargestellt werden. Auf diese Weise können dann die Kraft- und Drehmoment-Komponenten zumindest grob verschiedenen Muskelgruppen zugeordnet werden [Wu et al. 2005].

Erfolgt die Sequenz von drei Drehungen um alle drei mitbewegten Achsen, so wird von Kardanwinkeln gesprochen. Seit [Selvik 1989] werden sie allerdings irreführender Weise in der klinischen Ganganalyse meist als Eulerwinkel bezeichnet.

In der Praxis wird bei der Interpretation der Winkel meist aber doch so getan, als ob es sich um Projektionswinkel handeln würde. Unter bestimmten Randbedingungen ist das sogar korrekt, wie in Kapitel III.2.1 gezeigt wird. Falsch wird die Interpretation allerdings, wenn die Bewegung in mehr als einem Freiheitsgrad groß wird. Und das für diese Arbeit wichtige Schultergelenk des Menschen weist bereits bei typischen Alltagsbewegungen einen nennenswerten Bewegungsumfang in allen drei rotatorischen Freiheitsgraden auf. Viele klinische Anwendungen erfordern daher eine Anschauung der Kardanwinkel, die über eine näherungsweise Betrachtung als Projektionswinkel hinausgeht.

Um eine Gelenkstellung gedanklich korrekt rekonstruieren zu können, muss man sich dann eine Sequenz von drei Drehungen vorstellen können, was sich als äußerst mühsam erweisen kann.

Erschwerend kommt hinzu, dass es auch noch sechs mögliche Drehreihenfolgen gibt (Kapitel III.2.3). Eine Änderung der Drehreihenfolge kann sich in der Praxis erheblich auf die resultierenden

Winkel auswirken [Karduna et al. 2000]. Eine Standardisierung wird erforderlich, um Messungen miteinander vergleichen zu können [Wu et al. 2005].

Nicht ganz offensichtlich ist auch, dass die Kardanzersetzung nicht symmetrisch bezüglich ihrer drei Winkel ist. Als Folge davon werden Gelenkstellungsänderungen von der Ausgangsstellung abhängig. Zum offensichtlichen Problem wird dies bei Gelenkstellungen, bei denen der zweite Drehwinkel gegen  $\pm\pi/2$  geht. Es gibt zwei Singularitäten, nach [An et al. 1984] Gimbal Lock genannt. In vielen Fällen kann ein Gimbal Lock zwar vermieden werden, indem die Drehreihenfolge so gewählt wird, dass der zweite Winkel dem Freiheitsgrad mit dem kleinsten Bewegungsumfang entspricht. Da die Bewegungsmöglichkeiten der Schulter aber in allen drei Freiheitsgraden Winkel größer als  $\pi/2$  ermöglicht, ist ein Gimbal Lock hier grundsätzlich nicht mehr zu vermeiden. Es kann keine Drehreihenfolge mehr angegeben werden, mit der alle typischen Alltagsbewegungen einheitlich und vollständig beschrieben werden können. In Konsequenz lassen sich dann auch minimale und maximale Winkel unterschiedlicher Alltagsbewegungen (bei einem Wechsel der Drehreihenfolge) nicht mehr miteinander vergleichen.

## **2. Zielsetzung**

Aufgrund dieser Unzulänglichkeiten der Kardan- und Projektionswinkel wurde die Parametrisierung selbst zum Gegenstand dieser Arbeit gemacht. Die Zielsetzung umfasst die Systematisierung möglicher Winkelparametrisierungen und Untersuchungen im Hinblick auf die Anschaulichkeit im klinischen Umfeld, sowie die Entwicklung einer auf die Schulter zugeschnittenen neuen Winkel-Konvention, die der Anschauung durch Berücksichtigung der Anatomie besser gerecht wird. Das folgende Kapitel in seiner Systematik ist damit das Ergebnis dieses theoretischen Teils der Arbeit. Die anschließende Diskussion befasst sich mit ausgewählten Aspekten dieser Untersuchung.

## **3. Untersuchung möglicher Winkelparametrisierungen im Hinblick auf Anschaulichkeit**

Angenommen, ein Körper  $i$  sei durch ein körperfestes kartesisches (rechtshändiges) Koordinatensystem repräsentiert:

$$\sum_{\text{Körper}} \{ \vec{o}^i, \vec{x}^i, \vec{y}^i, \vec{z}^i \} \quad (40)$$

Dabei sei  $\vec{o}^i$  ein Spaltenvektor mit drei Komponenten, der den Ursprung des Koordinatensystems repräsentiert, gefolgt von drei weiteren Spaltenvektoren für je eine der orthogonal aufeinander stehenden Achsen.

Die Ausrichtung dieses Koordinatensystems kann dann in Form einer 3x3-Matrix dargestellt werden, mit den auf eins normierten Koordinatenachsen in den Spalten einer Matrix. Für eine Extremität sei nun die Ausrichtung zweier angrenzender Segmente gegeben durch

$$[R_D] = \begin{bmatrix} \vec{i}_{1x}^D & \vec{i}_{1y}^D & \vec{i}_{1z}^D \\ \vec{j}_{2x}^D & \vec{j}_{2y}^D & \vec{j}_{2z}^D \\ \vec{k}_{3x}^D & \vec{k}_{3y}^D & \vec{k}_{3z}^D \end{bmatrix} \quad (41)$$

als Repräsentation der Ausrichtung des distalen Segments und

$$[R_P] = \begin{bmatrix} \vec{i}_{1x}^P & \vec{i}_{1y}^P & \vec{i}_{1z}^P \\ \vec{j}_{2x}^P & \vec{j}_{2y}^P & \vec{j}_{2z}^P \\ \vec{k}_{3x}^P & \vec{k}_{3y}^P & \vec{k}_{3z}^P \end{bmatrix} \quad (42)$$

als Repräsentation der Ausrichtung des angrenzenden proximalen Segments. Dann kann die Gelenkstellung bzw. die Ausrichtung des distalen Segments bezüglich des proximalen Segments durch die Matrix

$$[R] = [R_D][R_P]^T \quad (43)$$

beschrieben werden, z.B. [Robertson 2004]. Die Matrixelemente ergeben sich dabei aus Skalarprodukten:

$$[R] = \begin{bmatrix} \vec{i}_1^D \cdot \vec{i}_x^P & \vec{i}_2^D \cdot \vec{j}_x^P & \vec{i}_3^D \cdot \vec{k}_x^P \\ \vec{j}_1^D \cdot \vec{i}_y^P & \vec{j}_2^D \cdot \vec{j}_y^P & \vec{j}_3^D \cdot \vec{k}_y^P \\ \vec{k}_1^D \cdot \vec{i}_z^P & \vec{k}_2^D \cdot \vec{j}_z^P & \vec{k}_3^D \cdot \vec{k}_z^P \end{bmatrix} \quad (44)$$

Die Matrix  $[R]$  wird orthonormal genannt, da ihre Spalten- und Zeilenvektoren paarweise auf eins normierte (Gl. 48-50) orthogonale (Gl. 45-47) Vektoren sind. Zusammen bilden die Vektoren wieder ein rechtshändiges Koordinatensystem, dessen Spatprodukt (Determinante) eins ist ( $\det(R)=1$ ). Für die neun Matrixelemente gelten die folgenden sechs Randbedingungen:

$$R_{11}R_{12} + R_{21}R_{22} + R_{31}R_{32} = 0 \quad (45)$$

$$R_{11}R_{13} + R_{21}R_{23} + R_{31}R_{33} = 0 \quad (46)$$

$$R_{12}R_{13} + R_{22}R_{23} + R_{32}R_{33} = 0 \quad (47)$$

$$R_{11}^2 + R_{21}^2 + R_{31}^2 = 1 \quad (48)$$

$$R_{12}^2 + R_{22}^2 + R_{32}^2 = 1 \quad (49)$$

$$R_{13}^2 + R_{23}^2 + R_{33}^2 = 1 \quad (50)$$

Die Matrix  $[R]$  repräsentiert damit drei rotatorische Freiheitsgrade in einer redundanten Darstellung. Eine direkte Anschauung hat diese nicht, d.h. die Matrix ist nicht sonderlich geeignet für eine gedankliche Rekonstruktion der zugehörigen Gelenkstellung. Sie ist zuerst einmal als eine rein rechtechnische Größe zu betrachten. Um sie der Anschauung zugänglich zu machen, wird sie in Winkel-Größen parametrisiert. Überraschend vielfältig sind dabei die Möglichkeiten ihrer Definition. Besonders im Hinblick auf ihre Anschaulichkeit im klinischen Umfeld werden im Folgenden die verschiedenen Winkel-Parametrisierungen vorgestellt und diskutiert.

### 3.1. Öffnungswinkel

Der Winkel zwischen zwei beliebigen Vektoren im Raum wird gemeinhin als Öffnungswinkel bezeichnet. Grundsätzlich lassen sich zwischen zwei Vektoren  $\vec{n}_1, \vec{n}_2$  zwei Winkel definieren:  $\alpha$  und  $2\pi - \alpha$ . Als Öffnungswinkel wird meist der kleinere Winkel

$$\alpha = \arccos\left(\frac{\vec{n}_1 \cdot \vec{n}_2}{|\vec{n}_1| |\vec{n}_2|}\right) \quad (51)$$

der beiden mit  $0 \leq \alpha \leq \pi$  bezeichnet.

Da die Achsen der Koordinatensysteme in den Gl. 41 und 42 auf die Länge eins normiert sind, kann die Matrix (Gl. 44) leicht in Form von Öffnungswinkeln parametrisiert werden, z.B. [Cappozzo et al. 2005]:

$$[R] = \begin{bmatrix} \cos(\theta_{11}) & \cos(\theta_{12}) & \cos(\theta_{13}) \\ \cos(\theta_{21}) & \cos(\theta_{22}) & \cos(\theta_{23}) \\ \cos(\theta_{31}) & \cos(\theta_{32}) & \cos(\theta_{33}) \end{bmatrix} \quad (52)$$

Die Matrix wird auch „Direction cosine Matrix“ (DCM) genannt. Jeder Winkel  $\theta_{ij} = \arccos(R_{ij})$  beschreibt hier einen Winkel zwischen einer Achse des distalen und einer Achse des proximalen Koordinatensystems. Aus der Orthogonalität folgen die Identitäten:

$$R_{12} = R_{21} \quad (53)$$

$$R_{13} = R_{31} \quad (54)$$

$$R_{23} = R_{32} \quad (55)$$

Damit ist bereits die Angabe der sechs Winkel  $\theta_{11}, \theta_{22}, \theta_{33}, \theta_{21}, \theta_{31}, \theta_{32}$  ausreichend für eine vollständige Beschreibung. In [Stuelpnagel 1964] wird gezeigt, dass grundsätzlich sechs Parameter notwendig sind für eine eindeutige und lineare Parametrisierung.

Mit Hilfe der Gl. 53-55 kann man die Gl. 48-50 umformen in:

$$R_{11}^2 + R_{21}^2 + R_{31}^2 = 1 \quad (56)$$

$$R_{21}^2 + R_{22}^2 + R_{32}^2 = 1 \quad (57)$$

$$R_{31}^2 + R_{32}^2 + R_{33}^2 = 1 \quad (58)$$

Unter Berücksichtigung jeweils genau einer der Gleichungen 54-52 kann auf jeweils einen der sechs Winkel verzichtet werden. Dies führt zu einer Beschreibung in nur fünf Winkeln. Dabei sind drei verschiedene Konfigurationen möglich (Tab.4).

Nr.	Konfigurationen aus fünf Öffnungswinkeln	Berücksichtigte Gleichung
1	$\theta_{11}, \theta_{21}, \theta_{31}, \theta_{22}, \theta_{32}$	54
2	$\theta_{11}, \theta_{21}, \theta_{31}, \theta_{32}, \theta_{33}$	56
3	$\theta_{21}, \theta_{22}, \theta_{32}, \theta_{31}, \theta_{33}$	52

Tab. 4: Mögliche Konfigurationen mit fünf Öffnungswinkeln zur Beschreibung einer Gelenkstellung bezüglich ihrer drei rotatorischen Freiheitsgrade.

Die erste ergibt sich, indem  $\theta_{33}$  aus der Konfiguration  $\theta_{11}, \theta_{22}, \theta_{33}, \theta_{21}, \theta_{31}, \theta_{32}$  mit Hilfe der Gl. 54 eliminiert wird. Gl. 56 erlaubt das Eliminieren von  $\theta_{22}$  und man erhält die zweite Konfiguration. Berücksichtigt man Gl. 52, so kann man  $\theta_{11}$  weglassen und erhält die dritte Konfiguration.

In jeder dieser drei Konfigurationen aus fünf Winkeln können nun zwei weitere Winkel mit Hilfe der jeweils verbleibenden beiden Gleichungen eliminiert werden. Dabei gibt es allerdings jeweils vier Möglichkeiten, sodass insgesamt 12 Konfigurationen mit je drei Winkeln möglich sind (Tab. 14).

Nr.	Konfigurationen aus drei Öffnungswinkeln			
1-4	$\theta_{21}, \theta_{31}, \theta_{32}$	$\theta_{21}, \theta_{31}, \theta_{22}$	$\theta_{11}, \theta_{21}, \theta_{32}$	$\theta_{11}, \theta_{21}, \theta_{22}$
5-8	$\theta_{21}, \theta_{31}, \theta_{33}$	$\theta_{21}, \theta_{31}, \theta_{32}$	$\theta_{11}, \theta_{31}, \theta_{33}$	$\theta_{11}, \theta_{31}, \theta_{32}$
9-12	$\theta_{22}, \theta_{32}, \theta_{33}$	$\theta_{22}, \theta_{32}, \theta_{31}$	$\theta_{21}, \theta_{32}, \theta_{33}$	$\theta_{21}, \theta_{32}, \theta_{31}$

Tab. 5: Mögliche Konfigurationen mit drei Öffnungswinkeln zur Beschreibung einer Gelenkstellung bezüglich ihrer drei rotatorischen Freiheitsgrade.

Eine solche Parametrisierung ist zwar frei von Singularitäten, unterschlagen wurde allerdings in der bisherigen Argumentation, dass die Gl. 54-52 quadratisch sind und damit jeweils zwei Lösungen haben. Fünf Winkel (Tab. 4) reichen zur vollständigen Beschreibung aus, da bei jeder Konfiguration nur eine der drei quadratischen Gl. 54-52 zur Eliminierung eines Winkels berücksichtigt wurde und die verbleibenden zwei Gleichungen zur Bestimmung der Vorzeichen zur Verfügung stehen. Konfigurationen aus nur drei Winkeln reichen zur vollständigen Rekonstruktion der Matrix nicht aus. Es muss zusätzlich für zwei der Koordinatenachsen angegeben werden, in welche von zwei Hemisphären sie zeigt. D.h. Es müssen zusätzlich mindestens zwei Vorzeichen zu einer

vollständigen Beschreibung mit angegeben werden. Dies macht die Parametrisierung für die Praxis untauglich.

Interessiert man sich allerdings ausschließlich für die Ausrichtung einer einzigen Achse, so kann diese entsprechend mit zwei Öffnungswinkeln und einem Vorzeichen oder alternativ durch drei Öffnungswinkel vollständig beschrieben werden. Ist bekannt, in welche von zwei Hemisphären die Achse zeigt, so reichen zwei Winkel bereits für eine vollständige Beschreibung aus. Auf diese Weise kann z.B. die Ausrichtung der ausgezeichneten Segmentlängsachse des Humerus anschaulich beschrieben werden. Eine entsprechende Konvention wird in dieser Arbeit vorgestellt (Kapitel IV.3.3.1).

### 3.2. Projektionswinkel

Projektionswinkel bilden sehr gut die Begrifflichkeiten in der funktionellen Anatomie ab [Cappozzo et al. 2005]. Dementsprechend passen sie auch sehr gut zur klinischen Nomenklatur. Hier werden Stellungen gedanklich meist in drei senkrecht zueinander stehenden Ebenen mit den Bezeichnungen Sagittalebene, Frontalebene und Transversalebene zerlegt. In diese Ebenen können die Achsen eines Segmentkoordinatensystems projiziert werden. Jeder dieser Ebenen werden nun in der medizinischen Nomenklatur bestimmte Achsen zugeordnet: Sagittalachsen, Frontalachsen und Transversalachsen. Dabei bezeichnen diese Achsenamen nicht etwa die Normalenvektoren der Ebenen, sondern Achsen, die in der entsprechenden Ebene liegen, also z.B. die in eine Ebene projizierte Achse. Als Projektionswinkel bestimmt werden dann Winkel zwischen einer der projizierten Achsen und einer der beiden Achsen des Referenzkoordinatensystems, die in der Projektionsebene liegen. Da jede der drei Achsen  $i, j, k$  des Segmentkoordinatensystems in eine der drei Ebenen<sup>5</sup>  $x, y, z$  des Referenzkoordinatensystems projiziert werden kann und zu jeder der daraus resultierenden neun projizierten Achsen je ein Winkel zu zwei möglichen Achsen (z.B.  $x$ -Ebene: 1. Achse  $y$ , 2. Achse  $z$ ) in der jeweiligen Projektionsebene des Referenzkoordinatensystems bestimmt werden kann, gibt es grundsätzlich achtzehn mögliche Projektionswinkel. Da die Koordinatensysteme kartesisch sind, fallen immer drei Winkel aufeinander und ihre Zahl reduziert sich auf nur sechs verschiedene Projektionswinkel:

$$P_{xj} = \arctan2(-R_{23}, R_{22}) \quad (59)$$

$$P_{xk} = \arctan2(R_{32}, R_{33}) \quad (60)$$

$$P_{yi} = \arctan2(R_{13}, R_{11}) \quad (61)$$

---

<sup>5</sup> Die Ebene  $x$  ist die Ebene, welche die  $x$ -Achse des Referenzkoordinatensystems als Normalenvektor hat. Die Ebenen  $y$  und  $z$  sind entsprechend definiert.

$$P_{y_k} = \arctan2(-R_{31}, R_{33}) \quad (62)$$

$$P_{z_i} = \arctan2(-R_{12}, R_{11}) \quad (63)$$

$$P_{z_j} = \arctan2(R_{21}, R_{22}) \quad (64)$$

Dabei ist  $\arctan2(a, b)$  die Verallgemeinerung der Arcustangens-Funktion:

$$\arctan2(a, b) = \begin{cases} \arctan(a/b); b \geq 0 \\ \pi + \arctan(a/b); b < 0; a \geq 0 \\ -\pi + \arctan(a/b); b < 0; a < 0 \end{cases} \quad (65)$$

Um die Stellung eines Segments vollständig zu beschreiben, werden drei Winkel in der Projektion von drei verschiedenen Ebenen benötigt. Damit ergeben sich acht ( $2^3$ ) mögliche Winkeltripel (Tab. 6) [Crawford et al. 1996]. Allerdings führt die Reduktion auf nur drei Parameter zu sechs Singularitäten, je zwei für jede Achse des Referenzkoordinatensystems. Das entspricht jenen 3x3-Matrizen (Gl. 51), für die jeweils eines der Diagonalelemente  $R_{11}, R_{22}, R_{33}$  null wird.

Nr.	Konfigurationen
1	$P_{x_j}, P_{y_i}, P_{z_i}$
2	$P_{x_j}, P_{y_i}, P_{z_j}$
3	$P_{x_j}, P_{y_k}, P_{z_i}$
4	$P_{x_j}, P_{y_k}, P_{z_j}$
5	$P_{x_k}, P_{y_i}, P_{z_i}$
6	$P_{x_k}, P_{y_i}, P_{z_j}$
7	$P_{x_k}, P_{y_k}, P_{z_i}$
8	$P_{x_k}, P_{y_k}, P_{z_j}$

Tab. 6: Konfigurationen aus drei Projektionswinkeln zur vollständigen Beschreibung der drei rotatorischen Freiheitsgrade einer Gelenkstellung.

Wie bereits in [Rettig et al. 2009] bzw. Kapitel II dieser Arbeit beschrieben, spricht einiges dafür, dass Projektionswinkel besonders gut die von Orthopäden mit der Universellen Goniometrie bestimmte Ab-/Adduktion und die Ante-/Retroversion des Oberarms abbilden. Dies ist offensichtlich, denn nur die Ausrichtung der Längsachse des Oberarms ist gut zu beobachten, und Winkel zu den Achsen eines Referenzkoordinatensystems erscheinen direkt als Projektionswinkel.

Im Vergleich zu den Öffnungswinkeln reichen bereits zwei Projektionswinkel aus, um die Stellung einer einzelnen Achse vollständig zu beschreiben. Auf der anderen Seite jedoch geht mit der Darstellung in Projektionswinkeln die große Zahl von sechs Singularitäten einher.

### 3.3. Drehwinkel

Die Beschreibung der Ausrichtung eines einzelnen Vektors in Öffnungswinkeln bietet den Vorteil, dass die Linien, zwischen denen die Winkel bestimmt werden, der Anschauung direkt zugänglich

sind. Bei den Projektionswinkeln muss zumindest gedanklich vor der Winkelmessung eine Projektion durchgeführt werden. Wenn jedoch der zu projizierende Vektor nur um wenige Grad zur Projektionsebene verkippt ist, führt man die Projektion meist unbewusst automatisch durch.

Sobald allerdings mehr als nur die Ausrichtung eines einzelnen Vektors, also z.B. die Ausrichtung eines ausgedehnten Körpers, beschrieben werden soll, wird eine Auswahl aus den möglichen acht Konfigurationen von je drei Projektionswinkeln zur gedanklichen Rekonstruktion der Stellung benötigt. Diese Vielzahl möglicher Definitionen erschwert in der Praxis die Kommunikation wissenschaftlicher Ergebnisse [Cappozzo et al. 2005]. Außerdem sind die sechs Singularitäten einer solchen Parametrisierung in Projektionswinkeln der Anschauung erheblich abträglich.

Durch eine Beschreibung in Drehungen kann die Zahl der Konfigurationen und die Zahl der Singularitäten reduziert werden. Entsprechend dem Eulerschen Theorem [Euler 1776] ist jede beliebige Anzahl von Drehungen um Achsen durch den gleichen Punkt äquivalent zu genau einer Drehung um eine Achse durch diesen Punkt. Da jedoch zur gedanklichen Rekonstruktion einer Stellung neben den Drehwinkeln zusätzlich Kenntnis über die Ausrichtung der Drehachsen benötigt wird, macht es wenig Sinn, für eine Parametrisierung allzu viele Drehungen zu verwenden. So werden z.B. in [Cheng et al. 2000] für Anwendungen in der Biomechanik ausschließlich Parametrisierungen mit ein, zwei und drei aufeinander folgenden Drehungen aufgelistet.

### **Woltringparameter**

Mit nur einer einzigen Drehung um eine einzige Achse  $\vec{n}$  um einen Winkel  $0 \leq \theta \leq \pi$  kann ein Referenzkoordinatensystem (Gl. 42) in jede beliebige Stellung (Gl. 41) gebracht werden. Die Drehmatrix (Gl. 44) kann nach [Ball 1876] in die folgende Form gebracht werden:

$$[R(\theta, \vec{n})] = \begin{pmatrix} c(\theta) + n_x^2(1-c(\theta)) & n_x n_y(1-c(\theta)) - n_z s(\theta) & n_x n_z(1-c(\theta)) + n_y s(\theta) \\ n_y n_x(1-c(\theta)) + n_z s(\theta) & c(\theta) + n_y^2(1-c(\theta)) & n_y n_z(1-c(\theta)) - n_x s(\theta) \\ n_z n_x(1-c(\theta)) - n_y s(\theta) & n_z n_y(1-c(\theta)) + n_x s(\theta) & c(\theta) + n_z^2(1-c(\theta)) \end{pmatrix} \quad (66)$$

Dabei ist die Drehachse  $\vec{n}$  in der Regel nicht kollinear zu einer der Koordinatenachsen des Segments und damit der Anschauung nur schwer zugänglich. Ihre Ausrichtung kann mit Kugelkoordinaten beschrieben werden, sodass sich einschließlich des Winkels der Drehung um die Achse drei Parameter ergeben. Im Gegensatz zu den nachfolgend beschriebenen zwei- und dreischrittigen Drehungen gibt es keine Freiheit in der Konfiguration, die zu verschiedenen Winkeln führen könnte.

Die in der Biomechanik nach [Woltring 1994] benannten Woltringparameter, manchmal auch Schraubachsenwinkel genannt obwohl es sich streng genommen nicht um Winkel handelt,



parametrisieren eine solche Drehung als Komponenten des Pseudovektors  $\vec{\theta} = (\theta_x; \theta_y; \theta_z)^T = \theta \vec{n}$  mit  $\vec{n}^T \vec{n} = 1$  und beschreiben eine Gelenkstellung in nur drei symmetrischen Komponenten.

Mit Hilfe der folgenden Gl. 49-46 aus [Cheze 1998] können die Woltringparameter leicht direkt aus den Komponenten der Drehmatrix (Gl. 44) gewonnen werden:

$$\theta = \arccos((R_{11} + R_{22} + R_{33} - 1)/2) \quad (67)$$

$$\vec{n} = \frac{1}{2 \sin(\theta)} \begin{bmatrix} R_{32} - R_{23} \\ R_{13} - R_{31} \\ R_{21} - R_{12} \end{bmatrix} \quad (68)$$

Dabei sind  $\vec{n}$  und  $\vec{\theta}$  Eigenvektoren der Drehmatrix. Im Gegensatz zu den Kardanwinkeln sind die Parameter symmetrisch und es gibt keine Singularitäten.

Fällt die Drehachse mit einer der Koordinatenachsen des Referenzsystems zusammen, so sind die Woltringparameter identisch mit ihren korrespondierenden Kardanwinkeln. Ist die zweite Drehung einer korrespondierenden Kardanzerlegung klein, so sind alle Kardanwinkel näherungsweise gleich den Woltringparametern [Woltring 1994].

### **Swing and Spin**

Die Beschreibung einer Segmentstellung als Ausrichtung (Swing oder Tilt) einer ausgezeichneten Achse, gefolgt von einer Drehung (Spin oder Twist) um diese ausgezeichnete Achse, wurde erstmals in [Macconail 1956] gezeigt. Eine Drehung um einen Winkel  $\beta$  um eine Achse  $\vec{n}$ , die senkrecht auf der  $\vec{x}$ -Achse des Referenzkoordinatensystems steht, kann nach [Cheng 2000] wie folgt formuliert werden:

$$[R_I(\beta, \vec{n})] = \begin{pmatrix} \cos(\beta) & -\sin(\beta)\cos(\alpha) & -\sin(\beta)\sin(\alpha) \\ \sin(\beta)\cos(\alpha) & \cos(\beta) + (1 - \cos(\beta))\sin^2(\alpha) & -(1 - \cos(\beta))\sin(\alpha)\cos(\alpha) \\ \sin(\beta)\sin(\alpha) & -(1 - \cos(\beta))\sin(\alpha)\cos(\alpha) & \cos(\beta) + (1 - \cos(\beta))\cos^2(\alpha) \end{pmatrix} \quad (69)$$

Der Vektor  $\vec{n}$  kann durch einen Winkel  $\alpha$  mit  $-\pi \leq \alpha \leq \pi$  parametrisiert werden und beschreibt damit die „Swing-Ebene“ der Gelenkstellung:

$$\vec{n} = \begin{pmatrix} 0 \\ -\sin(\alpha) \\ \cos(\alpha) \end{pmatrix} \quad (70)$$

Der Winkel  $0 \leq \beta \leq \pi$  beschreibt das Ausmaß des Swings (Elevation). Bei  $\alpha, \beta$  handelt es sich damit um Kugelkoordinaten. Sie knüpfen damit an eine bekannte Anschauung an und beschreiben die Position der Spitze des gedrehten Einheitsvektors  $\vec{x}$  auf der Einheitskugel um den Ursprung des Koordinatensystems herum.

Die Beschreibung des Spins, d.h. die Stellung bezüglich der Drehung  $R_a(\gamma, \vec{a})$  um eine ausgezeichnete Achse  $\vec{a}$  herum, erfolgt durch einen weiteren Winkel  $\gamma$ . Die vollständige, in drei Winkeln parametrisierte Drehmatrix kann nach [Cheng 2000] wie folgt dargestellt werden:

$$[R(\alpha, \beta, \gamma)] = \begin{pmatrix} c(\beta) & -s(\beta)c(\alpha)c(\gamma) - s(\beta)s(\alpha)s(\gamma) & -s(\beta)c(\alpha)s(\gamma) - s(\beta)s(\alpha)c(\gamma) \\ s(\beta)c(\alpha) & c(\beta) + (1-c(\beta))(s^2(\alpha)c(\gamma) - s(\alpha)c(\alpha)s(\gamma)) & -c(\beta)s(\gamma) - (1-c(\beta))(s^2(\alpha)s(\gamma) + s(\alpha)c(\alpha)c(\gamma)) \\ s(\beta)s(\alpha) & c(\beta)s(\gamma) + (1-c(\beta))(c^2(\alpha)s(\gamma) - s(\alpha)c(\alpha)c(\gamma)) & c(\beta)c(\gamma) + (1-c(\beta))(c^2(\alpha)c(\gamma) + s(\alpha)c(\alpha)s(\gamma)) \end{pmatrix} \quad (71)$$

Darüber hinaus wird in [Cheng 2000] gezeigt, dass Swing (Tilt) und Spin (Twist) vertauscht werden können:

$$[R(\alpha, \beta, \gamma)] = [R_I(\alpha, \beta)][R_a(\gamma, \vec{a})] = [R_a(\gamma, \vec{a})][R_I(\alpha, \beta)] \quad (72)$$

Um  $\alpha, \beta, \gamma$  zu bestimmen, kann man von den beiden Matrizen ausgehen, die das Referenzkoordinatensystem und das gedrehte (distale) Segmentkoordinatensystem repräsentieren.  $\alpha$  und  $\beta$  können aus der Drehmatrix (Gl. 43), welche die Längsachse ausgehend von der Referenzstellung in die Endstellung befördert, wie folgt bestimmt werden:

$$|\alpha| = \arccos\left(\frac{R_{I(12)}}{\sqrt{R_{I(12)}^2 + R_{I(13)}^2}}\right), 0 \leq \alpha \leq \pi \quad (73)$$

$$\beta = \arccos(R_{I(11)}), 0 \leq \beta \leq \pi \quad (74)$$

Danach konstruiert man eine Drehmatrix für die verbleibende Drehung um die Längsachse und kann den Winkel  $\gamma$  durch Vergleich mit Gl. 40 bestimmen. Zu bemerken ist, dass der Swing als eine einzige Drehung um eine Achse erfolgt, obwohl dieser in zwei Winkeln  $\alpha$  und  $\beta$  parametrisiert wurde.

In der Raumfahrt ist diese Parametrisierung unter dem Namen „Axis-Azimuth-Parametrisierung“ bekannt und findet ihre Anwendung in der Beschreibung der Bewegung von Satelliten in ihrer Umlaufbahn. Die zugehörigen Winkel werden als „Right-Ascension“, Elevation und Azimuthwinkel (Spin) bezeichnet. In [Shuster 1993] wird gezeigt, dass  $\alpha, \beta, \gamma$  wie folgt direkt aus den Matrixelementen (Gl. 40) bestimmt werden können, unter der Annahme, dass der Spin um die gedrehte  $\vec{z}$ -Achse erfolgt:

$$\alpha = \operatorname{atan2}(R_{32}, R_{31}), 0 \leq \alpha \leq 2\pi \quad (75)$$

$$\beta = \operatorname{asin}(R_{33}), -\pi/2 \leq \beta \leq \pi/2 \quad (76)$$

$$\gamma = \operatorname{atan2}(-R_{21}, R_{11}), 0 \leq \gamma \leq 2\pi \quad (77)$$

Dabei ist die Referenz für den Winkel  $\gamma$  die  $\vec{x}$ -Achse des Koordinatensystems des Segments nach dessen Drehung heraus aus der xy-Ebene (Elevation).

Eine wichtige Eigenschaft der Swing-and-Spin-Parametrisierung ist, dass sie zu nur einer einzigen Singularität führt [R. Boulic 2001].

Eine Anwendung hat diese Parametrisierung bei der Beschreibung der Wirbelsäule des Menschen gefunden. Die Ausrichtung benachbarter Wirbel zueinander kann dabei so beschrieben werden, dass die Singularität außerhalb des anatomisch möglichen Bewegungsausmaßes zu liegen kommt [Crawford et al. 1999].

Statt der  $\vec{z}$ -Achse können auch die  $\vec{x}$ - oder  $\vec{y}$ -Achse als Drehachse für den Spin angenommen werden. Damit ergeben sich drei mögliche Konfigurationen, die zu unterschiedlichen Winkeln führen.

### **Kardanwinkel**

Führt man drei Drehungen hintereinander um die mit dem distalen Segment mitbewegten Achsen eines kartesischen Koordinatensystems aus, so kann man dieses damit von einer Referenzstellung ausgehend in jede beliebige Stellung bringen. Dies wird auch als Kardanzerlegung bezeichnet. Die zugehörigen Winkel heißen Kardanwinkel (manchmal auch Bryanwinkel, Taitwinkel oder Tait-Bryan-Winkel genannt). In der klinischen instrumentellen Bewegungsanalyse werden entsprechend der Konvention [Wu et al. 2005] nahezu ausschließlich diese Winkel verwendet, obwohl ihre Eignung schon allein aufgrund ihrer numerischen Eigenschaften durchaus kritisch gesehen werden kann [Woltring 1994]. In Matrizenform sehen die Elementardrehungen wie folgt aus:

$$[R_x] = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\alpha) & \sin(\alpha) \\ 0 & -\sin(\alpha) & \cos(\alpha) \end{pmatrix} \quad (78)$$

$$[R_y] = \begin{pmatrix} \cos(\beta) & 0 & \sin(\beta) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\beta) & 0 & \cos(\beta) \end{pmatrix} \quad (79)$$

$$[R_z] = \begin{pmatrix} \cos(\gamma) & -\sin(\gamma) & 0 \\ \sin(\gamma) & \cos(\gamma) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (80)$$

Führt man diese hintereinander aus, so ergibt sich:

$$[R] = [R_x][R_y][R_z] = \begin{pmatrix} c(\beta)c(\gamma) & -c(\beta)s(\gamma) & s(\beta) \\ c(\alpha)s(\gamma) + s(\alpha)s(\beta)c(\gamma) & c(\alpha)c(\gamma) - s(\alpha)s(\beta)s(\gamma) & -s(\alpha)c(\beta) \\ s(\alpha)s(\gamma) - c(\alpha)s(\beta)c(\gamma) & s(\alpha)c(\gamma) - c(\alpha)s(\beta)s(\gamma) & c(\alpha)c(\beta) \end{pmatrix} \quad (81)$$

Die Matrixelemente sind abhängig voneinander, und es kann durch geschicktes Ineinandereinssetzen nach den Winkeln  $\alpha$ ,  $\beta$  und  $\gamma$  aufgelöst werden:  $\alpha$  kann damit aus den Gleichungen

$$\sin(\alpha) = -R_{23} / \cos(\beta) \quad (82)$$

$$\cos(\alpha) = R_{33} / \cos(\beta) \quad (83)$$

bestimmt werden,  $\beta$  aus den Gleichungen

$$\sin(\beta) = R_{13} \quad (84)$$

$$\cos(\beta) = \pm \sqrt{1 - R_{13}^2} \quad (85)$$

und  $\gamma$  aus den Gleichungen

$$\sin(\gamma) = -R_{12} / \cos(\beta) \quad (86)$$

$$\cos(\gamma) = R_{11} / \cos(\beta) \quad (87)$$

Den Gl. 82, 83, 86 und 87 kann man auch direkt entnehmen, dass die Kardanzerlegung zwei Singularitäten bei  $\beta = \pm \pi/2$  besitzt.

Findet in allen drei rotatorischen Freiheitsgraden nennenswert Bewegung statt, wird die Vorstellungskraft erheblich beansprucht, wenn man anhand der Winkel zu einem bestimmten Zeitpunkt die Stellung eines Segmentkoordinatensystems gedanklich durch eine Sequenz von Drehungen rekonstruieren will.

Da Drehungen nicht kommutativ sind, führt ein Vertauschen der Drehreihenfolge zu anderen Winkeln. Drei Drehungen um drei verschiedene Achsen können zu sechs verschiedenen Drehreihenfolgen (Konfigurationen) zusammengesetzt werden (Tab. 7).

<i>zyklisch</i>	<i>antizyklisch</i>
$[R_x][R_y][R_z]$	$[R_x][R_z][R_y]$
$[R_y][R_z][R_x]$	$[R_y][R_x][R_z]$
$[R_z][R_x][R_y]$	$[R_z][R_y][R_x]$

Tab. 7: Sechs mögliche Drehreihenfolgen (Konfigurationen) der Kardan-Parametrisierung.

In der Bewegungsanalyse ist dies von Relevanz, siehe z.B. [Karduna et al. 2000], [Schache et al. 2001]. Der Effekt ist nur dann vernachlässigbar klein, wenn ausschließlich um eine Achse gedreht wird oder wenn die zweite Drehung klein ist [Blankevoort et al. 1988]. Für die Praxis nützlich ist die Tatsache, dass die Werte der Winkel mit den größten Werten am wenigsten von der Drehreihenfolge abhängen [Allard P. 1997].

### Mitgedrehtes versus festes Koordinatensystem

Hilfreich für die Vorstellung kann es sein, die Perspektive vom mitgedrehten (distalen) zum festen (proximalen) Segment (Referenzkoordinatensystem) zu wechseln. Um die zugehörigen Winkel zu ermitteln, muss man die Drehreihenfolge umdrehen. Wenn man z.B. die Drehwinkel bezüglich der

Achsen des Referenzkoordinatensystem in der Drehreihenfolge  $[R_x][R_y][R_z]$  bestimmen will, bestimmt man die Kardanwinkel bezüglich des mitgedrehten Koordinatensystems in der Drehreihenfolge  $[R_z][R_y][R_x]$ . Diese Winkel sind identisch mit den Drehwinkeln bezüglich des proximalen Referenzkoordinatensystems in umgekehrter Drehreihenfolge [Paul 1982].

### Vergleich mit Projektionswinkeln

In der Praxis versucht man meist, die Winkel als Projektionswinkel in der Sagittal-, Frontal- und Transversalebene (durch das Referenz- bzw. proximalem Segment festgelegt) zu interpretieren. Der jeweils letzte Kardanwinkel einer Drehreihenfolge ist dabei identisch mit einem Projektionswinkel [Crawford, Yamaguchi & Dickman 1996]. Tab. 8 zeigt die konkreten Zuordnungen.

<i>Projektionswinkel</i>	<i>Kardan-Drehreihenfolge</i>	<i>korrespondierender Kardanwinkel</i>
$P_{xj}$	$\begin{bmatrix} R_y \\ R_z \\ R_x \end{bmatrix}$	$\alpha$
$P_{xk}$	$\begin{bmatrix} R_z \\ R_y \\ R_x \end{bmatrix}$	$\alpha$
$P_{yi}$	$\begin{bmatrix} R_x \\ R_z \\ R_y \end{bmatrix}$	$\beta$
$P_{yk}$	$\begin{bmatrix} R_z \\ R_x \\ R_y \end{bmatrix}$	$\beta$
$P_{zi}$	$\begin{bmatrix} R_x \\ R_y \\ R_z \end{bmatrix}$	$\gamma$
$P_{zj}$	$\begin{bmatrix} R_y \\ R_x \\ R_z \end{bmatrix}$	$\gamma$

Tab. 8: Korrespondenz von Projektionswinkel und Kardanwinkel entsprechend der Drehreihenfolge.

Sind die Winkel kleiner als 30°, so sind die verbleibenden beiden Winkel für die klinische Praxis ebenfalls in ausreichender Näherung identisch mit den Projektionswinkeln [Crawford et al. 1996].

### Joint Coordinate System

Die Abhängigkeit der Winkel von der Drehreihenfolge ist irritierend. Unter anderem aus diesem Grund beschrieben Groot und Suntay 1983 [Groot et al. 1983] das sogenannte „Joint Coordinate System“ (JCS) [Cole et al. 1993]. Dazu wird die Perspektive eines mitgedrehten Segmentkoordinatensystems aufgegeben. Es wird um je eine Achse des Referenz- und des Segmentkoordinatensystems in seiner Endposition gedreht, sowie um eine dritte Achse, auch „floating axis“ genannt, die durch das Kreuzprodukt der ersten beiden in der Endstellung konstruiert werden kann. Dementsprechend lassen sich sechs verschiedene JCS, auch geometrische Konfigurationen genannt (Abb. 34), konstruieren. Das JCS ist bis auf Ausnahmefälle nicht orthogonal. Für jede geometrische Konfiguration des JCS existiert genau eine korrespondierende Drehreihenfolge des Kardansystems, mit der identische Winkel bestimmt werden [Cole et al. 1993] (Tab. 9).

<i>Kardandreihenfolge</i>	<i>JCS-Konfiguration</i>
$[R_x][R_y][R_z]$	$X, X \times Z'', Z''$
$[R_x][R_z][R_y]$	$X, X \times Y'', Y''$
$[R_y][R_x][R_z]$	$Y, Y \times Z'', Z''$
$[R_y][R_z][R_x]$	$Y, Y \times X'', X''$
$[R_z][R_x][R_y]$	$Z, Z \times Y'', Y''$
$[R_z][R_y][R_x]$	$Z, X \times X'', X''$

Tab. 9: Korrespondenz von Kardandreihenfolge und JCS.

Wenn man sich für die Muskulatur interessiert, so benötigt man eine Winkelparametrisierung, die sich gut auf bestimmte Muskelgruppen abbilden lässt. Eine Flexionsbewegung der Hüfte wird z.B. durch die Muskelgruppe der Flexoren erzeugt und sollte unabhängig von der Rotation des Oberschenkels sein. D.h. die zu dem auf diese Weise definierten Flexionswinkel gehörende Achse sollte mit der Rotation mitgedreht werden, damit diese keine Auswirkung auf den Flexionswinkel hat. Das JCS kann so die Interpretation der Drehwinkel in bestimmten medizinischen Fragestellungen erleichtern, nämlich genau dann, wenn eine der Drehungen der proximalen und eine der distalen Muskulatur zugeordnet werden soll.

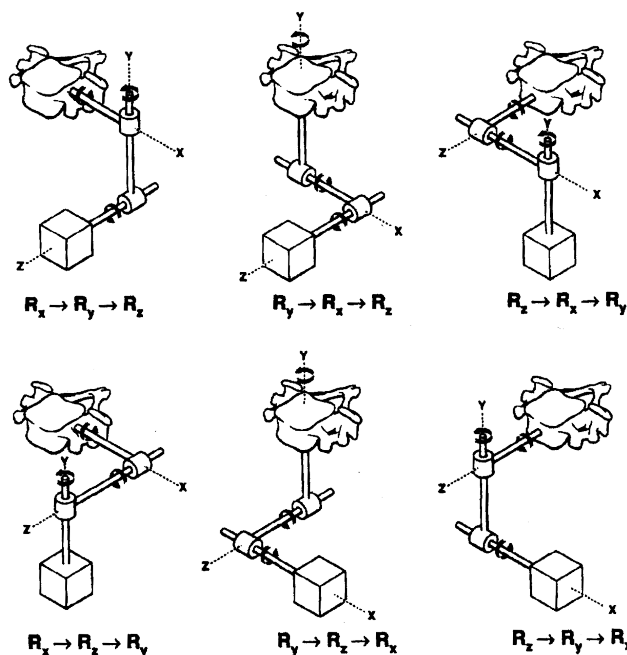


Abb. 34: Geometrische Konfigurationen des JCS, übernommen aus [Crawford et al. 1996].

### Anschauung einer Kardanzersetzung bei ausgezeichneter Längsachse

Betrachtet man Segmente mit einer anatomisch ausgezeichneten Achse, dann sind zwei der geometrischen Konfigurationen bzw. Drehreihenfolgen ausgezeichnet. Angenommen, die Richtung

der Längsachse des rechten Oberarms definiere die z-Achse des Segments und befinde sich in der Referenzstellung  $90^\circ$  abduziert, in Richtung lateral zeigend in der Frontalebene. Die y-Achse des Referenzsystems zeige nach oben und die x-Achse nach vorne (Abb. 35). Dann lassen sich die Winkel, die sich aus den beiden Drehreihenfolgen  $[R_x][R_y][R_z]$  und  $[R_y][R_x][R_z]$  (bezogen auf das mitbewegte Koordinatensystem) ergeben, besonders gut veranschaulichen. Die letzten beiden Drehungen kann man auch als Drehungen um die feste y- und die feste x-Achse interpretieren (bzw. umgekehrt im zweiten Fall). Sie beschreiben damit die Lage des Ellenbogengelenkszentrums auf einer Kugel in Kugelkoordinaten bzw. die Ausrichtung der Längsachse des Humerus, auch Swing genannt.

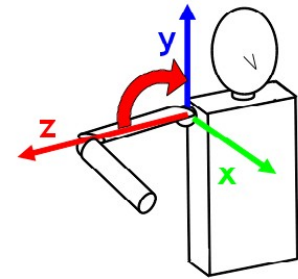


Abb. 35: Referenzstellung des Oberarms und Definition der Koordinatenachsen für eine Kardanzersetzung.

Die erste Drehung im Referenzkoordinatensystem entspricht ja der dritten Drehung im mitbewegten Koordinatensystem. Diese erfolgt in der Tangentialebene der Kugel und wird in der Schifffahrt als Kurs (heading) bezeichnet. Sie gibt dort den Winkel zwischen der Bewegungsrichtung des Schiffes und dem Nordpol an.

Was in dieser Beschreibung noch fehlt, ist die Referenz, bezüglich welcher die Drehung um die ausgezeichnete Achse angegeben wird. Die beiden Drehungen, die den Kugelkoordinaten entsprechen, können für sich alleine genommen vertauscht werden, ohne dass sich die beiden zugehörigen Winkel ändern. Allerdings ändert sich bei einem Vertauschen die Referenz für den ersten Winkel. Wenn man sich nun auf die Drehreihenfolge  $[R_x][R_y][R_z]$  bezogen auf die mitbewegten Achsen beschränkt, so ist die Referenz gerade die Tangente in Richtung des Längengrades. Und diese ist identisch mit der Referenz des Spins in [Cheng et al. 2000] in der Version, in welcher der Swing durch eine doppelte Drehung erzeugt wird.

### Weitere Eigenschaften der Kardanzersetzung

Ein Freiheitsgrad in den Formeln der Kardanzersetzung wurde bisher unterschlagen. Bei der Auflösung der Formeln für die Drehreihenfolge  $[R_x][R_y][R_z]$  nach den Winkeln ergibt sich  $\cos(\beta) = \pm \sqrt{1 - R_{13}^2}$ . Für jede der sechs möglichen Drehreihenfolgen ergeben sich damit zwei Sätze von Winkeln:  $(\alpha, \beta, \gamma), (\pi \mp \alpha, \pi \mp \beta, \pi \pm \gamma)$ . In der Praxis wird meist die Variante gewählt, für die der Winkel, der mit der zweiten Drehung korrespondiert, Zahlenwerte im Intervall  $[-\pi/2; \pi/2]$  ergibt. Unglücklicherweise ist das Verhalten bei einigen Messsystemen nicht sinnvoll

konfigurierbar. Beim Viconsystem (Vicon Motion System Inc., Lake Forrest CA, 92630 USA) wird z.B. die Auswahl anhand der ersten zehn Frames eines Trials bestimmt und dann für die restlichen Frames so beibehalten. Das führt dazu, dass beim Durchschreiten einer der beiden Singularitäten Winkelsprünge auftreten. Diese ließen sich vermeiden, wenn man berücksichtigen würde, aus welchem Quadranten die „Bewegung“ kommt und in welchem Quadranten sie weitergeht, um dann passend zwischen den beiden Lösungen zu wechseln. Die Winkel wären dann zwar bis auf die beiden Singularitäten kontinuierlich, aber es ließe sich dann aus den drei Kardanwinkeln zu einem einzelnen Zeitpunkt die Segmentstellung nicht mehr eindeutig rekonstruieren.

Anmerkung: In praktischen Anwendungen werden entgegen dem Vokabular die Kardanwinkel gar nicht immer direkt verwendet. Um sie in Einklang mit anschaulichen Überlegungen zu bringen, werden oftmals nachträglich Vorzeichen gewechselt, die Winkel durch  $2\pi - \delta$  ersetzt oder  $\pm\pi/2$  addiert.

### **Eulerwinkel**

Erfolgen bei einer Sequenz von drei Drehungen die erste und letzte um die gleiche Achse, so wird von Eulerwinkeln gesprochen. Dies entspricht auch der von Euler (1848) ursprünglich formulierten Parametrisierung. Es gibt sechs möglichen Konfigurationen (Tab. 10).

<i>zyklisch</i>	<i>antizyklisch</i>
$[R_x][R_y][R_x]$	$[R_x][R_z][R_x]$
$[R_y][R_z][R_y]$	$[R_y][R_x][R_y]$
$[R_z][R_x][R_z]$	$[R_z][R_y][R_z]$

Tab. 10: Sechs mögliche Konfigurationen (Drehreihenfolgen) der Euler-Parametrisierung.

Für die Schulter wurde die Konfiguration  $[R_z][R_y][R_z]$  in [An K.N. 1991] vorgeschlagen. Die erste Drehung definiert die Ebene der Elevation der Längsachse des Arms. Die zweite Drehung beschreibt die Elevation selbst, und die dritte Drehung erfolgt um die Längsachse des Arms. Das Anschauliche an dieser Konvention ist, dass die ersten beiden Winkel sich auch als Längen- und Breitengrad im Sinne von Kugelkoordinaten interpretieren lassen und damit direkt die Ausrichtung der Längsachse beschreiben.

Ihr größter Nachteil ist, dass die beiden Singularitäten bei  $0^\circ$  und  $180^\circ$  der zweiten Drehung auftreten. Damit ist ausgerechnet die meist als Referenzstellung verwendete Position eines hängenden Arms nicht definiert. Aus diesem Grund konnte sich die Konvention nicht etablieren.



## **4. Eine neue Konvention für Schulterwinkel**

Um die Unzulänglichkeiten der Kardanwinkel zu überwinden, wurden in dieser Arbeit zur Beschreibung der Stellung des Humerus neue Wege eingeschlagen. Eine einheitliche Parametrisierung in allen drei rotatorischen Freiheitsgraden wurde aufgegeben. Statt dessen wird der Asymmetrie der Anatomie Rechnung getragen. Der Humerus besitzt eine anatomisch ausgezeichnete Längsachse. Die Ausrichtung dieser Achse wird in der Orthopädie als Ab-/Adduktion und Flexion/Extension (Ante-/Retroversion) beschrieben. Diese Ausrichtung (bzw. die korrespondierenden zwei Freiheitsgrade) wurde auf unkonventionelle Weise in Form von Öffnungswinkeln so parametrisiert, dass die Winkel bei isoliert in nur einem Freiheitsgrad durchgeführten Bewegungen in der Frontal- und in der Sagittalebene mit denen der Neutral-Null-Methode übereinstimmen.

Für den verbleibenden dritten Freiheitsgrad der Außen-/Innenrotation wurde eine sehr spezielle neue Parametrisierung entwickelt. Sie formalisiert das, was Codman [Codman 1934] anschaulich als adjunkte Rotation bezeichnet und von einer sogenannten konjunkten Rotation unterschieden hat. Die Parametrisierung wurde wieder so konstruiert, dass ihre Werte in den Neutral-Stellungen mit denen der in der Klinik üblichen Neutral-Null-Methode übereinstimmen. Die neue Konvention verschiebt die Singularitäten außerhalb des anatomisch möglichen Bewegungsumfangs. Dadurch werden numerische Instabilitäten vermieden, und es wird vor allen Dingen die Anschaulichkeit wesentlich verbessert.

### **4.1. Ausrichtung der Segment-Längsachsen**

Zur möglichst anschaulichen Beschreibung der Ausrichtung einer anatomisch ausgezeichneten Achse eines Segments, z.B. der Längsachse des Oberarms, wurde eine auf Öffnungswinkel basierende Konvention entwickelt.

### **Ad-/Abduktion**

Bestimmt wird der Öffnungswinkel zwischen einer Achse in der Frontalebene des Thorax, die durch das linke und rechte Schultergelenkszentrum führt und nach medial zeigt (Abb. 36), sowie der Längsachse des Oberarms mit Ausrichtung nach distal. Als Ad-/Abduktion wird dieser Öffnungswinkel abzüglich  $90^\circ$  definiert. Ein „hängender“ Arm führt damit zu einem Ad-/Abduktionswinkel nahe  $0^\circ$ . Diese Winkeldefinition ist für isoliert durchgeführte Ad-/Abduktionsbewegungen identisch mit der Neutral-Null-Methode. Sie verallgemeinert damit den Ab-/Adduktionsbegriff auf Gelenkstellungen, die den Oberarm aus der Frontalebene heraus führen und vermeidet dabei Singularitäten.

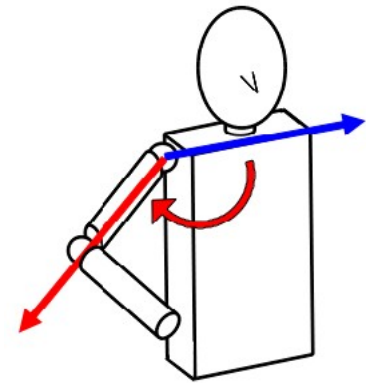


Abb. 36: Def. der Achsen für die Bestimmung der Ad-/Abduktion durch Öffnungswinkel zwischen *roter* und *blauer* Achse abzüglich  $90^\circ$ .

### **Ante-/Retroversion bzw. Flexion/Extension**

Bestimmt wird der Öffnungswinkel zwischen einer Achse, die senkrecht auf der Frontalebene des Thorax steht und nach hinten zeigt, sowie der Längsachse des Oberarms mit Ausrichtung nach distal (Abb. 37). Als Retro-/Anteversion, (oder auch Flexion/Extension genannt) wird dieser Öffnungswinkel abzüglich  $90^\circ$  definiert. Ein „hängender“ Arm führt damit zu einem Retro-/Anteversionwinkel nahe  $0^\circ$ . Diese Winkeldefinition ist für isoliert durchgeführte Retro-/Anteversionsstellungen identisch mit der Neutral-Null-Methode. Wie schon bei der Ad-/Abduktion wird auf diese Weise der Begriff der Retro-/Anteversion verallgemeinert auf Gelenkstellungen, die den Oberarm aus der Sagittalebene heraus führen, ohne dass dabei Singularitäten auftreten.

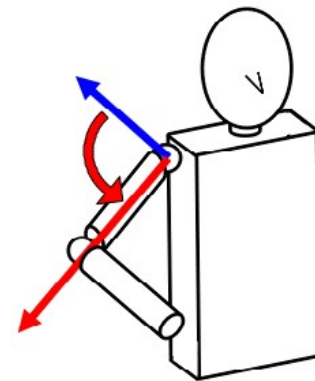


Abb. 37: Def. der Achsen für die Bestimmung der Retro-/Anteversion durch Öffnungswinkel zwischen *roter* und *blauer* Achse abzüglich  $90^\circ$ .

### **Elevation**

Bestimmt wird der Elevationswinkel als Öffnungswinkel zwischen der nach unten zeigenden Längsachse des Thorax und der Längsachse des Oberarms mit Ausrichtung nach distal (Abb. 38). Ein „hängender“ Arm führt damit zu einem Elevationswinkel nahe  $0^\circ$ .

## 4.2. Außen-/Innenrotation als adjunkte Rotation

Das Glenohumeralgelenk ist in guter Näherung ein Kugelgelenk (Kapitel II.1.1). Das Ellenbogengelenkszentrum bewegt sich damit auf einer Kugeloberfläche, in dessen Mittelpunkt das Zentrum des Glenohumeralgelenks sitzt und zu welcher die Längsachse des Oberarms einen Radiusvektor bildet (Abb. 39).

Wenn man nun den Unterarm als fest um  $90^\circ$  flektiert annimmt, so kann dieser als Zeiger betrachtet werden, der immer tangential zur Kugeloberfläche ausgerichtet ist. Dieser beschreibt damit anschaulich

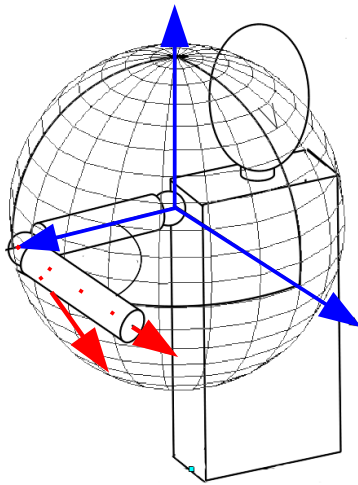


Abb. 39: Globedarstellung: Das Ellenbogengelenkszentrum bewegt sich auf einer Kugeloberfläche um das Schultergelenkszentrum. Ein um  $90^\circ$ -flektierter Unterarm bildet einen „Zeiger“ tangential zur Kugeloberfläche.

die Rotationsstellung des Oberarms, d.h. die Außen-/Innenrotation bezüglich einer

noch zu definierenden Referenz in Form eines Winkels. Grundsätzlich ist für jeden Punkt auf der Kugeloberfläche, der für das Ellenbogengelenkszentrum erreichbar ist, ein Referenzvektor zu definieren. Auf der Kugeloberfläche wird so ein „Referenzvektorfeld“ konstruiert. Da mit der Außen-/Innenrotation eine Drehung um die Längsachse beschrieben werden soll, werden die Referenzvektoren alle tangential zur Kugeloberfläche definiert. Für jede Position des Ellenbogengelenkszentrums auf der Kugeloberfläche kann nun die Außen/Innenrotation als Winkel zwischen dem

korrespondierenden Referenzvektor und dem Unterarm als Zeiger angegeben werden (in Abb. 39 Winkel zwischen den beiden rot dargestellten Vektoren).

Die Definition des Referenzvektorfelds soll an orthopädische Konventionen anknüpfen, im gesamten Bewegungsumfang der Schulter zu keinen Singularitäten führen und auf kleine Änderungen der Ausrichtung der Humerus-Längsachse mit nicht zu großen Änderungen in der Ausrichtung der Referenzvektoren reagieren.

In der Orthopädie ist die Stellung 1 in der Abb. 40 als anatomische Neutralstellung der Schulter bezüglich Ante-/Retroversion (in der Sagittalebene), Ad-/Abduktion (in der Frontalebene) sowie der Außen-/Innenrotation (in der Transversalebene) etabliert.

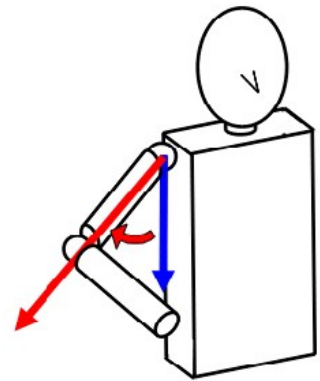


Abb. 38: Def. der Achsen für die Bestimmung der Elevation durch Öffnungswinkel zwischen **Humeruslängsachse** und **vertikal nach unten zeigender Achse**.

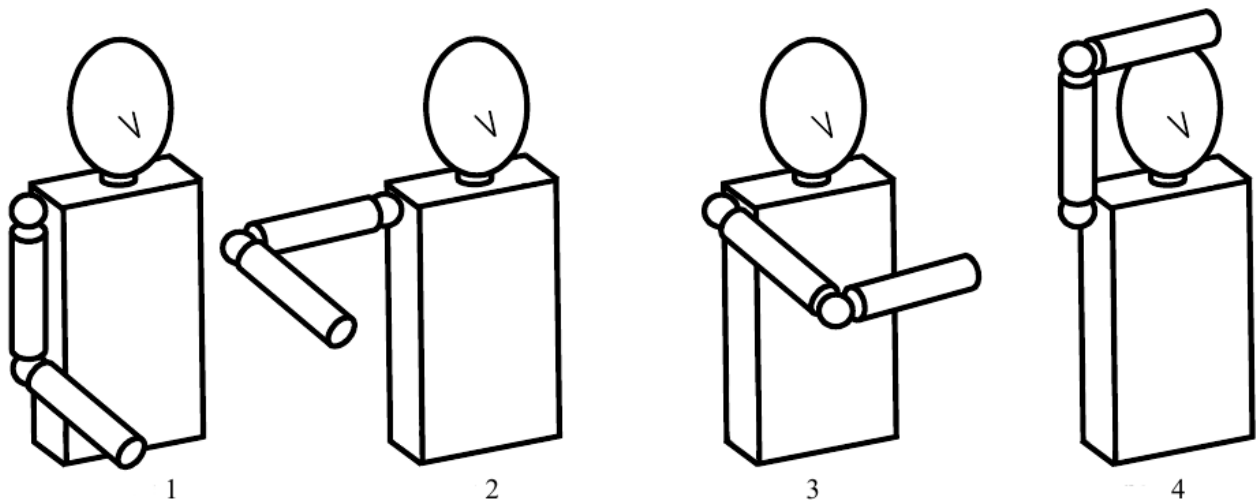


Abb. 40.: Neutralstellungen: 1-3 klinisch etablierte (Neutral-Null-Methode), 4 zusätzlich definierte.

Auch den Stellungen 2 und 3 wird nach der Neutral-Null-Methode eine Außen-/Innenrotation von  $0^\circ$  zugeordnet. Die in der Bewegungsanalyse der Schulter weit verbreitete Globekonvention [Doorenbosch et al. 2003], [Michael L. Pearl et al. 1992] ist mit den Stellungen 2 und 3, nicht aber mit der Stellung 1 kompatibel. Die Richtungen, in denen nach der Globekonvention die Außen-/Innenrotation verschwindet, kann durch das Referenzvektorfeld in Abb. 41 für die rechte Seite (Blick von oben) veranschaulicht werden. Für die untere Hemisphäre ist das Feld gleich. Für die linke Seite muss das Feld an der Sagittalebene (xz-Ebene) gespiegelt werden. Alternativ kann ein Winkeloffset von  $180^\circ$  eingeführt werden.

Konstruiert werden kann das Feld durch  $\vec{n}_{globe} = \vec{e}_z \times \vec{r}$ , wobei  $\vec{r}$  vom Kugelmittelpunkt auf die Kugeloberfläche zeigt und der Vektor  $\vec{e}_z$  in Richtung der z-Achse des zugrundeliegenden Koordinatensystems ( $\vec{e}_x$  zeigt nach vorne,  $\vec{e}_y$  nach lateral und  $\vec{e}_z$  nach unten) definiert ist. Damit ist der Referenzvektor  $\vec{n}_{globe}$  für  $\vec{r} = \pm \vec{e}_z$ , d.h. für den senkrecht nach oben stehenden und den senkrecht nach unten hängenden Arm nicht definiert.

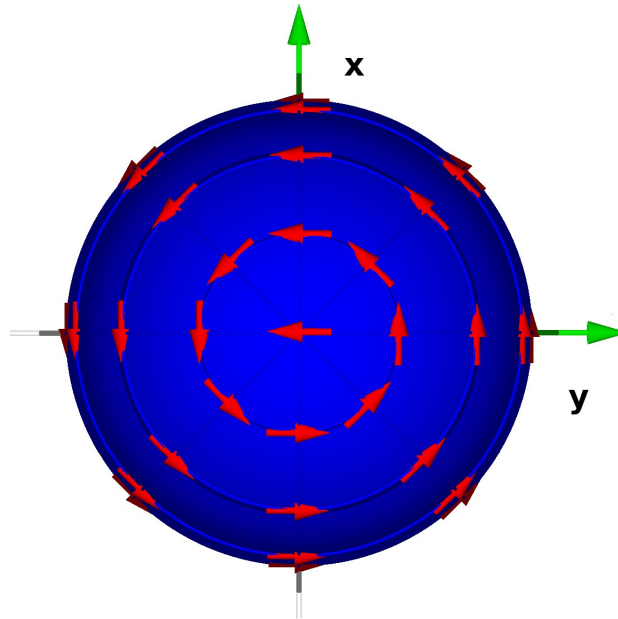


Abb. 41: Referenzvektorfeld der Globekonvention für die rechte Seite, Blick von oben,  $x$  nach vorne,  $y$  nach rechts (lateral),  $z$ -Achse zeigt nach unten. Genau in der Mitte ist das Feld nicht definiert, der gezeigte Vektor „in der Mitte“ ist kaum sichtbar in  $x$ -Richtung verschoben.

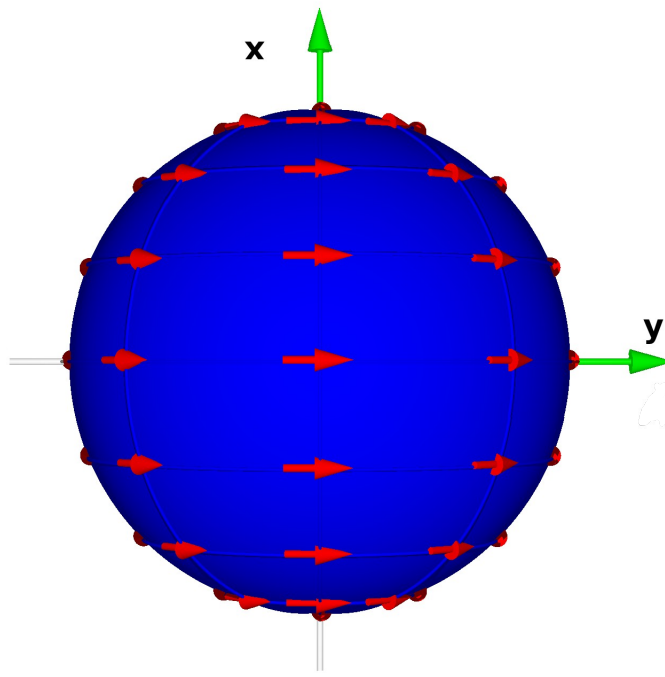


Abb. 42: Ein zur Position 4 (Abb. 40) kompatibles Vektorfeld: Globekonvention, gedreht um die  $y$ -Achse um  $90^\circ$  – Blick von oben,  $x$  nach vorne,  $y$  nach rechts (lateral), für die rechte Seite,  $z$ -Achse zeigt nach unten.

Ein in der Stellung 1 oder 4 und ihrer jeweiligen näheren Umgebung zur Neutral-Null-Methode kompatibles Referenzvektorfeld könnte man durch Drehung des Referenzvektorfeldes der Globekonvention um  $90^\circ$  um die  $x$ -Achse bzw. um die  $y$ -Achse (Abb. 42) erzeugen.

Beschränkt man sich auf Bewegungen, die jeweils nahezu in einer Ebene stattfinden, so kann man ebenfalls mit Hilfe eines jeweils passend gedrehten Referenzvektorfeldes der Globekonvention die Außen-/Innenrotation auf eine Weise definieren, die mit den Nullstellungen der Neutral-Null-Methode übereinstimmt.

Eine echt dreidimensionale Analyse beliebiger Bewegungen erfordert aber eine geschlossene Form, d.h. ein für den gesamten Bewegungsumfang definiertes Referenzvektorfeld. Um ein solches zu konstruieren, wurde zur Vervollständigung zusätzlich eine vierte Neutralstellung definiert (Stellung 4 in Abb. 40), für welche die Außen-/Innenrotation ebenfalls  $0^\circ$  betragen soll. Auch wenn diese Stellung keine Neutralstellung im Sinne der Neutral-Null-Methode repräsentiert, würden viele Orthopäden auch diese intuitiv als „neutral null“ empfinden.

Basierend auf diesen nun vier Stellungen (Abb. 40) als Randbedingung wurde ein Vektorfeld auf einer Kugel in kartesischen Koordinaten ( $\vec{e}_x$  nach vorne,  $\vec{e}_y$  nach außen, für die rechte Seite und  $\vec{e}_z$  nach unten) so konstruiert, dass es stetig und nicht zu kompliziert wurde. Der Winkel, der auf der Basis dieses Vektorfeldes die Außen-/Innenrotation beschreibt, wird als adjunkte Rotation im Sinne von Codman bezeichnet, wie in der Diskussion in Kapitel IV.3.3 weiter ausgeführt wird.

Gl. (88) definiert Kugelkoordinaten mit dem Polarwinkel  $\theta$  und dem Azimuthwinkel  $\phi$ , mit denen sich die Ausrichtung der Längsachse des Oberarms leicht parametrisieren lässt.

$$\vec{r}(\vartheta, \phi) = \begin{pmatrix} r_x \\ r_y \\ r_z \end{pmatrix} = r \cdot \begin{pmatrix} \sin(\theta) \cos(\phi) \\ \sin(\theta) \sin(\phi) \\ \cos(\theta) \end{pmatrix} \quad (88)$$

Übereinstimmend mit der Globekonvention [Doorenbosch et al. 2003], [Michael L. Pearl et al. 1992] können Stellung 2 und 3 für alle Punkte auf dem Äquator verallgemeinert werden, sodass der Unterarm immer als Referenzrichtung entlang des Äquators zeigt:

$$\vec{n}(\theta = \pi/2, \phi) = \begin{pmatrix} \sin(\phi) \\ -\cos(\phi) \\ 0 \end{pmatrix} \quad (89)$$

Die Stellungen 1 und 4 an den Polen (Kugelkoordinaten) liefern weitere Randbedingungen:

$$\vec{n}(\theta = 0, \phi) = \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad (90)$$

$$\vec{n}(\theta = \pi, \phi) = \begin{pmatrix} 0 \\ -1 \\ 0 \end{pmatrix} \quad (91)$$

Sie werden erfüllt, wenn ein Vektorfeld mit folgendem Ansatz konstruiert wird:

$$\vec{n}(\theta, \phi) = \begin{pmatrix} n_x \\ n_y \\ n_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a(\theta, \phi) \cdot \sin[b(\theta) \cdot \phi] \\ -a(\theta, \phi) \cdot \cos[b(\theta) \cdot \phi] \\ \pm \sqrt{1 - a^2(\theta, \phi)} \end{pmatrix} \quad (92)$$

Die Referenzvektoren  $\vec{n}$  sollen immer senkrecht zu ihren korrespondierenden Radiusvektoren  $\vec{r}$  stehen, d.h. das Skalarprodukt  $\vec{n} \cdot \vec{r}$  muss null sein. Damit ist auch das Vorzeichen von  $\vec{n}_z$  festgelegt. In kartesischen Koordinaten kann diese Orthogonalitätsbedingung damit wie folgt ausgedrückt werden:

$$\begin{pmatrix} n_x \\ n_y \\ n_z \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \sin \theta \cdot \cos(\phi) \\ \sin \theta \cdot \sin(\phi) \\ \cos(\theta) \end{pmatrix} = 0 \quad (93)$$

Durch Einsetzen von (92) in (93) erhält man folgende Gleichung:

$$a^2(\theta, \phi) = \frac{1}{1 + \tan^2(\theta) \cdot \sin^2[(b(\theta) - 1) \cdot \phi]} \quad (94)$$

Der Ansatz (92) zusammen mit der Randbedingung (94) führt zu einem analytischen Ausdruck für den Referenzvektor als Funktion der Kugelkoordinaten, wenn man

$$b(\theta) = \sin(\theta) \quad (95)$$

errät und in (94) einsetzt. Für die rechte Seite und die obere Hemisphäre, d.h. wenn sich das Ellenbogengelenkszentrum oberhalb des Schultergelenkszentrums befindet, ergibt sich:

$$\vec{n}_{\text{upper}}(\theta, \phi) = \begin{pmatrix} n_x \\ n_y \\ n_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a(\theta, \phi) \cdot \sin[\sin(\theta) \cdot \phi] \\ -a(\theta, \phi) \cdot \cos[\sin(\theta) \cdot \phi] \\ \pm \sqrt{1 - a^2(\theta, \phi)} \end{pmatrix} \quad (96)$$

Die Projektion dieses Referenzvektorfeldes in die Transversalebene (Blick von oben nach unten auf die rechte Schulter) wird in Abb. 43 gezeigt. Eingezeichnet sind die Stellungen 2-4. Das Vektorfeld erfüllt die Randbedingung, für alle diese Stellungen "neutral null" zu sein.

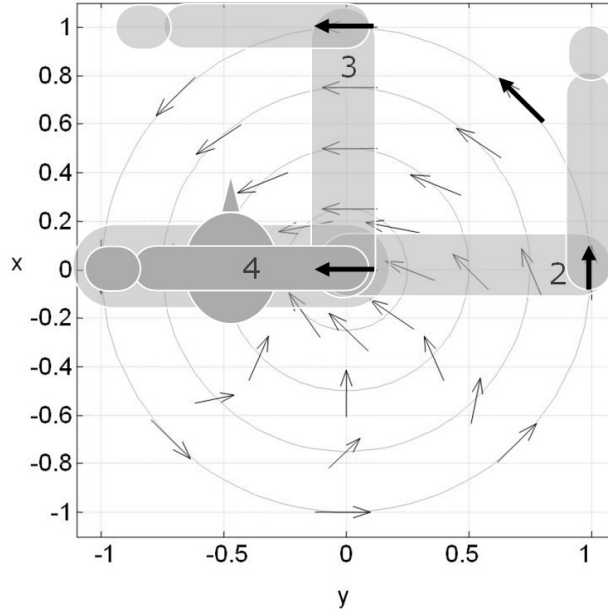


Abb. 43.: Blick von oben auf die obere Hemisphäre des Referenzvektorfelds der neuen Konvention für die Außen-/Innenrotation der rechten Schulter.

Für die untere Hemisphäre muss das Vektorfeld um  $90^\circ$  um die  $\vec{z}$ -Achse gedreht werden, damit die Stellung 1 (Abb. 40) mit der Neutralstellung entsprechend der Neutral-Null-Methode übereinstimmt. Dies kann erreicht werden, indem das Argument  $\phi$  durch  $\phi' = \phi - \pi/2$  ersetzt und zusätzlich das Koordinatensystem um  $90^\circ$  um die  $\vec{z}$ -Achse gedreht wird:

$$R_{z\text{-axis}}(\gamma = \pi/2) = \begin{bmatrix} \cos \gamma & \sin \gamma & 0 \\ -\sin \gamma & \cos \gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (97)$$

Für die untere Hemisphäre ergibt sich damit:

$$\vec{n}_{\text{lower}}(\theta, \phi) = R_{z\text{-axis}} \cdot \vec{n}_{\text{upper}}(\theta, \phi') = \begin{pmatrix} a(\theta, \phi - \pi/2) \cdot \cos[\sin(\theta) \cdot (\phi - \pi/2)] \\ a(\theta, \phi - \pi/2) \cdot \sin[\sin(\theta) \cdot (\phi - \pi/2)] \\ \pm \sqrt{1 - a^2(\theta, \phi - \pi/2)} \end{pmatrix} \quad (98)$$

Abb. 44 zeigt einen Blick von oben auf die untere Hemisphäre. Eingezeichnet sind die Stellungen 1 und 2. Das Vektorfeld erfüllt damit die Randbedingung, für Stellung 1 neutral null zu sein. Wird der Arm von Stellung 1 durch eine reine Abduktion in Stellung 2 bewegt, so verbleibt zu jedem Zeitpunkt der Arm in der Neutralstellung  $0^\circ$  bezüglich der Außen-/Innenrotation. Wird jedoch der Arm aus der Stellung 1 in eine  $90^\circ$  Ante-/Retroversions-Stellung bewegt unter Beibehaltung der Außen-/Innenrotation von  $0^\circ$ , so zeigt der Unterarm am Ende der Bewegung nach medial.

Das Vektorfeld für die gesamte Kugel ist damit durch eine zusammengesetzte Funktion für die obere und die untere Hemisphäre formuliert und formalisiert die von Codman beschriebene konjunkte Rotation (siehe Diskussion in Kapitel IV.3.3).



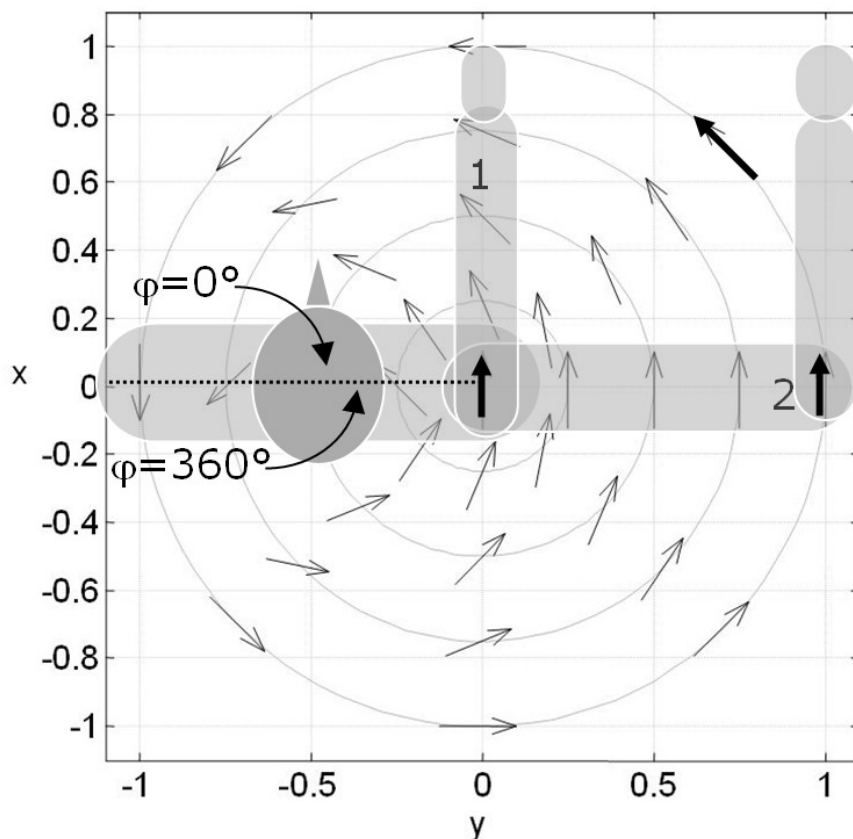


Abb. 44.: Neutralstellungen des Schultergelenks bezüglich Außen-/Innenrotation, dargestellt durch den Unterarm als Zeiger. Der Unterarm in die Transversalebene projiziert, so wie sie von oben gesehen wird. Gezeigt wird die untere Hemisphäre des Vektorfeldes. Eingezeichnet sind die Stellungen 1-2 und die Pollinie (gestrichelt).

Die adjunkte Rotation des Oberarms kann als Winkel  $\gamma$  zwischen  $\vec{n}$  und der Ausrichtung der Längsachse des als  $90^\circ$  flektiert angenommen Unterarms  $\vec{x}_h$  in Form eines Skalarprodukts bestimmt werden:

$$\gamma = \vec{n} \cdot \vec{x}_h \quad (99)$$

Die Abb. 45 und 46 machen anhand zweier verschiedener mehrfach wiederholter Bewegungssequenzen A und B die Unterschiede der neuen Konvention zum Globesystem bzw. dem korrespondierenden Kardanwinkel deutlich. Beide Sequenzen drehen einen rechten, seitlich hängenden Arm (Handfläche nach innen) in eine  $90^\circ$  antevertierte Haltung (A1, B1). In dieser zeigt der Arm waagrecht nach vorn. Danach wird die Längsachse des Arms um  $90^\circ$  um den Körper in die Frontalebene gedreht (A2, B2). Durch eine Adduktion wird die Längsachse des Arms dann in die hängende Ausgangsposition zurück gedreht (A3, B3). Die Bewegungssequenz A führt zu einer Handposition mit nach vorne zeigender Innenseite. Es braucht damit eine Innenrotation von  $90^\circ$  (A4), um den Arm und damit auch die Hand wieder in die Ausgangsposition zurückzuführen. Der Grund dafür ist, dass die Bewegungen so ausgeführt werden, dass nach A1 die Handinnenfläche nach innen zeigt und nach A2 nach vorne.

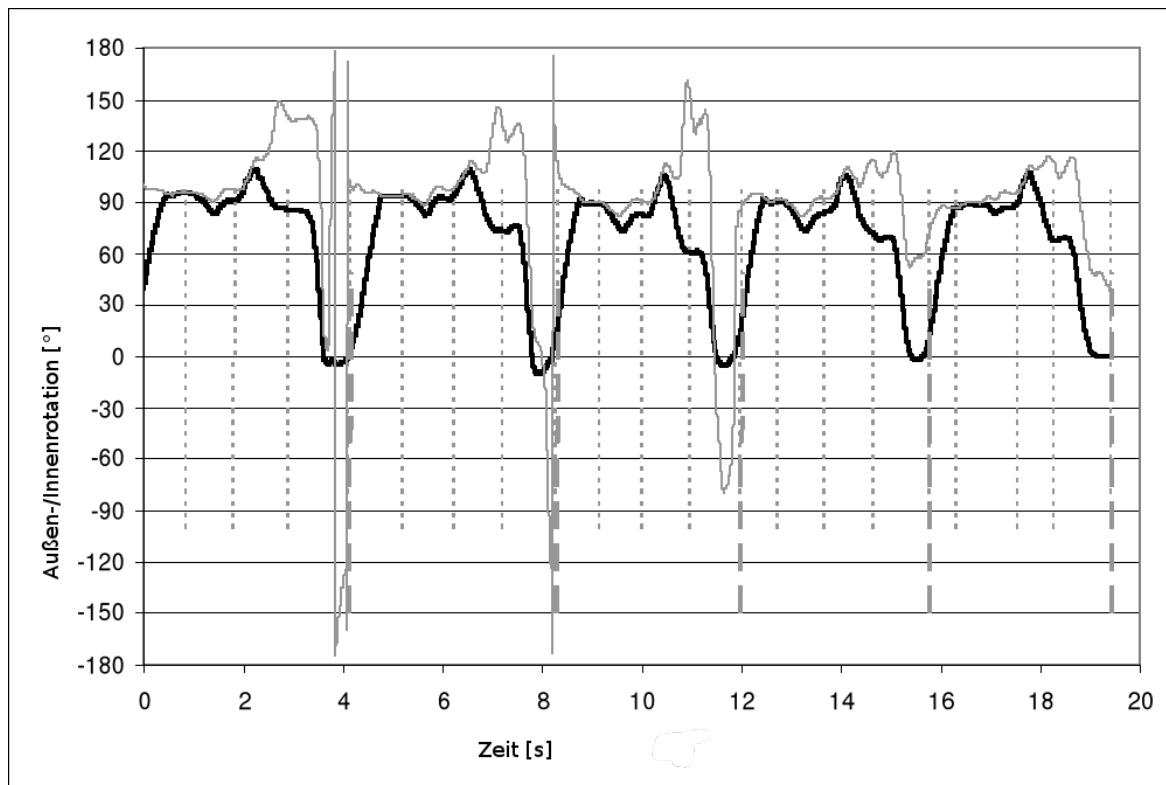


Abb. 45: Erste Bewegungssequenz A: Außen-/Innenrotation in  $^{\circ}$  als adjunkte Rotation (schwarz) und nach der Globekonvention (grau). Dick gestrichelte graue senkrechte Linien trennen komplette Bewegungszyklen, gepunktete graue Linien trennen die Teilbewegungen A1: Drehung eines rechten, seitlich hängenden Arms (Handfläche nach innen) in eine  $90^{\circ}$  antevertierte Stellung, A2: Drehung der Längsachse des Arms um  $90^{\circ}$  um den Körper herum in die Frontalebene. A3: Adduktion, Längsachse des Arms wird in die hängende Position zurückgedreht. A4: da jetzt die Innenseite der Hand nach vorne zeigt, wird nun eine Innenrotation von  $90^{\circ}$  durchgeführt, um die Hand respektive den Arm wieder in die Ausgangsposition zu bringen.

Die Bewegungssequenz B wurde so ausgeführt, dass nach B1 die Handfläche nach unten zeigt und bei der Bewegung B2 auch so verbleibt. Die Bewegung B3 führt damit bereits zur Ausgangsposition mit nach medial zeigender Handfläche.

Die adjunkte Rotation (Abb. 45) steigt im Verlauf der Bewegung A1 von  $0^{\circ}$  auf  $90^{\circ}$  externe Rotation an. Sie verbleibt im Wesentlichen dort, um dann erst in der Bewegung A4 durch interne Rotation wieder auf  $0^{\circ}$  zurück zu laufen. Im Gegensatz dazu zeigt der Winkel der Globekonvention ein typisches Gimbal Lock. Verhalten mit schnellen Wechseln zwischen  $+180^{\circ}$  und  $-180^{\circ}$  sowie Winkel deutlich größer als  $90^{\circ}$  in den Zeitintervalle A3, A4, in denen man intuitiv Winkel nahe  $90^{\circ}$  erwarten würde.

In der Bewegungssequenz B verbleibt die adjunkte Rotation im Wesentlichen nahe  $0^{\circ}$  (Abb. 46), während korrespondierende Winkel der Globekonvention wie bei der Sequenz A das Gimbal Lock zeigen: schnelle Wechsel zwischen  $\pm 180^{\circ}$  sowie große Zeitintervalle (B1 und B3) mit unerwartet großen Winkeln.

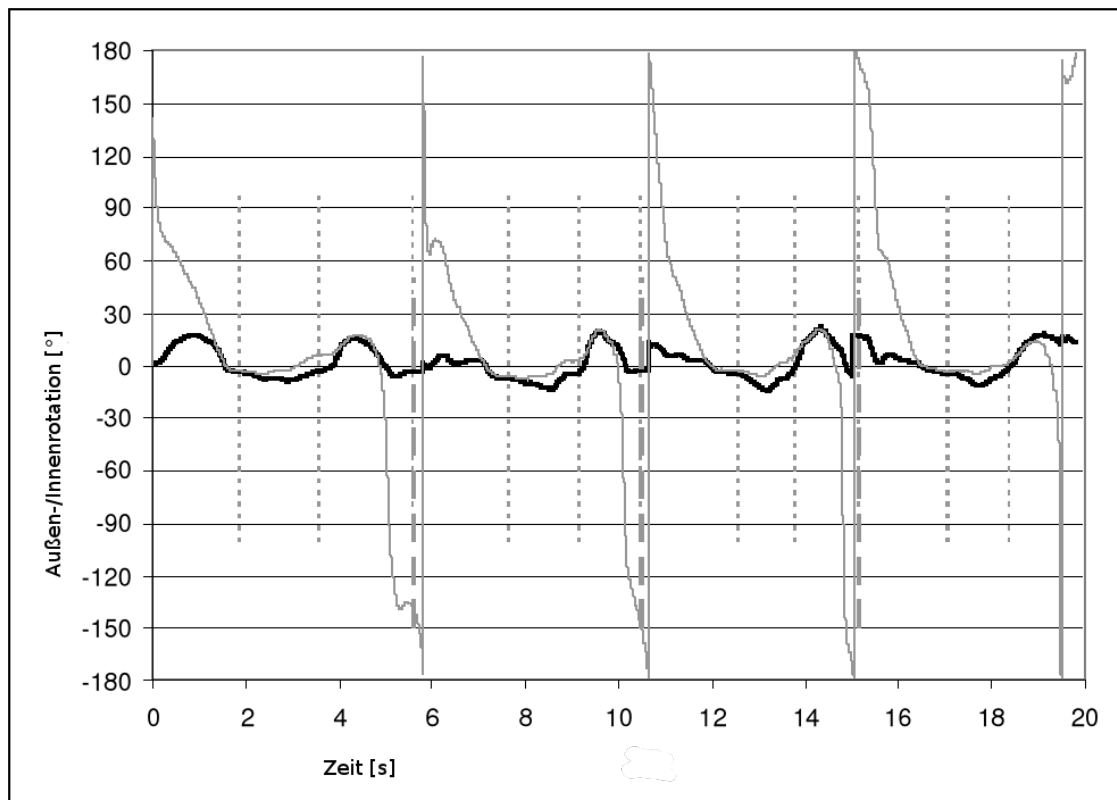


Abb. 46: Zweite Bewegungssequenz B: Außen-/Innenrotation in [°] als adjunkte Rotation (schwarz) und entsprechend der Globe Konvention (grau). Dicke gestrichelte senkrechte Linien trennen die Bewegungszyklen B, die jeweils mit einem seitlich hängenden Arm (Handfläche nach innen) beginnen. Dünn gepunktete Linien trennen die Teilbewegungen B1: 90° Anteversion, Arm zeigt danach waagrecht nach vorne, Handfläche zeigt nach unten, B2: Drehung der Längsachse des Arm um den Körper herum in die Frontalebene, B3: Adduktion, Längsachse zeigt wieder nach unten, Handfläche nach medial.

## 5. Zusammenfassung und Diskussion

Die große Bandbreite möglicher Winkelparametrisierungen wurde aufgezeigt. Die für die Anschaulichkeit wichtigen Eigenschaften: Zahl der benötigten Winkel, Linearität, Zahl der Singularitäten, anschauliche Zugänglichkeit der Ausrichtung der Achsen bezüglich derer Winkel bestimmt werden, sowie Zahl der möglichen Konfigurationen wurde herausgearbeitet.

Es wird deutlich, dass es keine „beste“ Parametrisierung gibt, sondern dass die Wahl der Parametrisierung abhängig vom zu betrachtenden Bewegungsumfang und anderen Randbedingungen zu wählen ist.

Eine spezielle Winkelkonvention wurde in dieser Arbeit daher zur Beschreibung der Ausrichtung des Oberarms entwickelt, die besonders gut zur orthopädischen Anschauung passt. Dies führte zu einer asymmetrischen Parametrisierung, die der anatomischen Auszeichnung der Längsachse sowie der muskulären Situation bezüglich Außen-/Innenrotation Rechnung trägt.

### ***Stellung einer ausgezeichneten Achse***

Die Beschreibung nur einer ausgezeichneten Segmentachse in Winkeln ist aus der Perspektive der Anschaulichkeit deutlich einfacher als die Beschreibung einer vollständigen Segmentstellung. Wie die Untersuchung der Winkelparametrisierungen deutlich macht, sind bei Bewegungsausmaßen deutlich kleiner als  $90^\circ$  Kardanwinkel und Projektionswinkel gleichermaßen geeignet bzw. bei Winkeln kleiner  $30^\circ$  und passender Drehreihenfolge sogar nahezu gleich.

So wird z.B. im Kapitel V dieser Arbeit die Lage der Armschwerpunkte in Winkeln projiziert in die Frontalebene und in die Sagittalebene beschrieben, um der Auszeichnung der Gehrichtung gerecht zu werden.

Die Ausrichtung der Längsachse des Oberarms bezogen auf den Thorax wurde hingegen unkonventionell durch drei Öffnungswinkel beschrieben, um kompatibel zur Beschreibung anderer Alltagsbewegungen zu bleiben, bei denen Winkel deutlich größer als  $90^\circ$  auftreten und singularitätsfrei beschrieben werden sollen.

Über die Verwendung von Öffnungswinkeln im Kontext der Bewegungsanalyse ist dem Autor dieser Arbeit keinerlei Literatur bekannt. Es ist daher davon auszugehen, dass ihre Einsatzmöglichkeiten in der Bewegungsanalyse weitestgehend unbekannt sind. Die Auswahl der Öffnungswinkel zusammen mit den definierten Offsets bildet eine in sich schlüssige Konvention, mit der sich die klinische Vorstellung in einer verallgemeinerten Form gut abbilden lässt. Andere Konfigurationen von Öffnungswinkeln sind zwar möglich, wären aber weniger systematisch und würden willkürlich anmuten.

Unter bestimmten Bedingungen lässt sich auch eine Auswahl von Projektionswinkeln zur Beschreibung der Stellung der Humerus-Längsachse mit der klinischen Anschauung gut in Einklang bringen. Vorgeschlagen wurde dies beispielsweise in [Cheng et al. 1999] für die Flexion/Extension und Ad-/Abduktion der Schulter. Ihr großer Nachteil sind die bereits beschriebenen Singularitäten, die zu Sprüngen in den Winkel bzw. bereits in der Nähe der Singularitäten zu großen Winkeländerungen bei nur kleinen Stellungsänderungen führen. Bei der Flexion/Extension treten sie auf, wenn der Humerus um  $90^\circ$  abduziert wird. Bei der Ad-/Abduktion entsprechend, wenn der Humerus um  $90^\circ$  flektiert bzw. extendiert wird.

Die Beschreibung mit drei Öffnungswinkeln ist hingegen im gesamten Bewegungsumfang frei von Singularitäten. Im Gegensatz zu einer Parametrisierung in Projektionswinkeln ist die Ausrichtung der Längsachse mit zwei Öffnungswinkeln aber noch nicht vollständig beschrieben. Es muss zusätzlich angegeben werden, in welche von zwei Hemisphären die Längsachse des Arms zeigt.

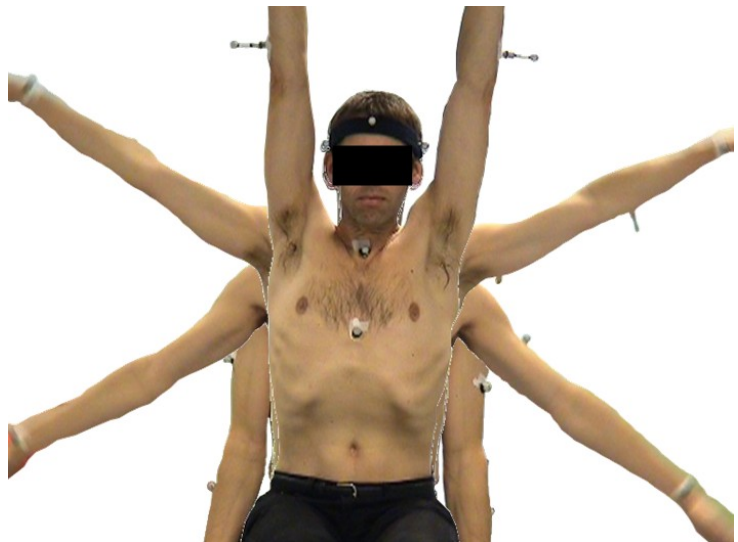
Dies kann implizit dadurch erfolgen, das wie in dieser Arbeit vorgeschlagen, gleich alle drei statt nur zwei Öffnungswinkel angegeben werden.

Beschreiben z.B. primär die Winkel Ad-/Abduktion und Flexion die Stellung der Humeruslängsachse, so muss zusätzlich ein Vorzeichen für die Elevation mit angegeben werden, um zwischen oberer und unterer Hemisphäre zu unterscheiden.

Bei bestimmten Fragestellungen in der Orthopädie wird von einer Zirkumduktion des Humerus oder einer transversalen Abduktion gesprochen. Diese kann durch einen Projektionswinkel mit der Transversalebene als Projektionsebene und dem nach vorne zeigenden Humerus ( $90^\circ$  Flexion,  $0^\circ$  Abduktion) als Neutralstellung gut beschrieben werden. Eine Beschreibung durch Öffnungswinkel ist hingegen nicht möglich.

Kardanwinkel zur Beschreibung der Stellung der Oberarms führen innerhalb des großen Bewegungsumfangs der Schulter leicht zu unerwarteten und mit der Anschauung nur schwer in Einklang zu bringenden Winkeln bzw. Winkelverläufen. Dies soll das folgende Beispiel illustrieren.

Betrachtet sei eine scheinbar weitestgehend isoliert durchgeführte Abduktionsbewegung (Abb. 47). In etwa 1.7 Sekunden wurden dabei die Arme aus einer hängenden Stellung in maximale Abduktionsstellung gebracht.



*Abb. 47: Abduktionsbewegung beginnend mit seitlich hängendem Arm und einer nahezu senkrecht nach oben zeigenden Endposition.*

Für den nun nahezu senkrecht nach oben zeigenden rechten Arm wird auf Basis des HUX-Modells ein Abduktionswinkel von  $167^\circ$  (Projektion in die Frontalebene auf Basis des Oberkörpers) bestimmt (Abb. 48). Der zugehörige Öffnungswinkel beträgt  $147^\circ$ . Die Diskrepanz lässt sich durch die auf den ersten Blick unbemerkt bleibende gleichzeitige Anteversions-Stellung von  $17^\circ$  leicht erklären. Der korrespondierende Kardanwinkel in der Rotationsreihenfolge Außen-/Innenrotation – Ab-/Adduktion – Ante-/Retroversion hingegen nimmt zu diesem Zeitpunkt mit nur  $115^\circ$  einen mit der Anschauung deutlich schlechter übereinstimmenden Wert an. Die Ursache ist eine zusätzliche, unbemerkt durchgeführte Außenrotation, beginnend bei 0.8s ( $60^\circ$  Abduktion) in Kombination mit der bereits erwähnten Anteversions-Bewegung (Abb. 49).

Der unerwartete Kurvenverlauf des Kardanwinkels (Abb. 48) wird damit zwar erklärbar, bleibt jedoch in der meist zweidimensionalen Vorstellung der Orthopäden nur schwer verständlich. Die wenig sichtbare und auch unerwartete Drehung um die Längsachse beeinflusst Winkel, die fälschlicherweise als unabhängig betrachtet werden.

In [Morrow 2007] wird diese Schwierigkeit angesprochen, und es wird gezeigt, wie die Ad-/Abduktion sowie die Flexion/Extension mit Schraubachsen dargestellt werden können. Eine begriffliche Trennung der Beschreibung der Längsachsenstellung von der Drehung um die Längsachse wird jedoch nicht vorgenommen, und für letztere wird in der zitierten Arbeit auch keine Parametrisierung vorgeschlagen. Bestimmt man einen Kardanwinkel aus einer Drehreihenfolge, die mit der Abduktion beginnt, bekommt man wieder die  $167^\circ$  des korrespondierenden Projektionswinkels. Allerdings passen dann die anderen beiden Kardanwinkel nicht mehr zur Anschauung.

Aus diesem Dilemma kommt man nur heraus, wenn man auf eine Parametrisierung der kompletten Stellung in Kardanwinkeln verzichtet. Man könnte z.B. die ersten beiden Drehungen einer beliebigen Kardandrehreihenfolge verwenden, um die Stellung der Längsachse zu

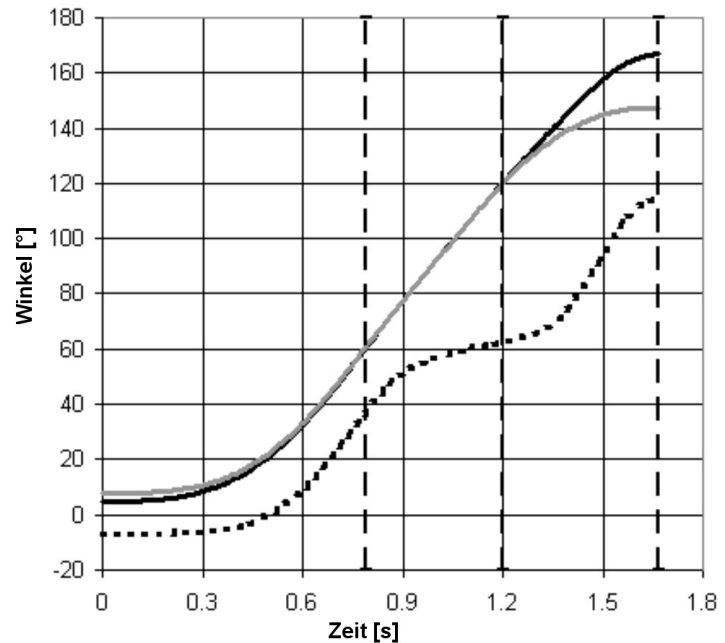


Abb. 48: Abduktionsbewegung (passend zu Abb. I.4) in 3 verschiedenen Winkelkonventionen: Projektionswinkel (schwarz durchgezogen), Öffnungswinkel (grau durchgezogen) und Kardanwinkel (schwarz gepunktet).

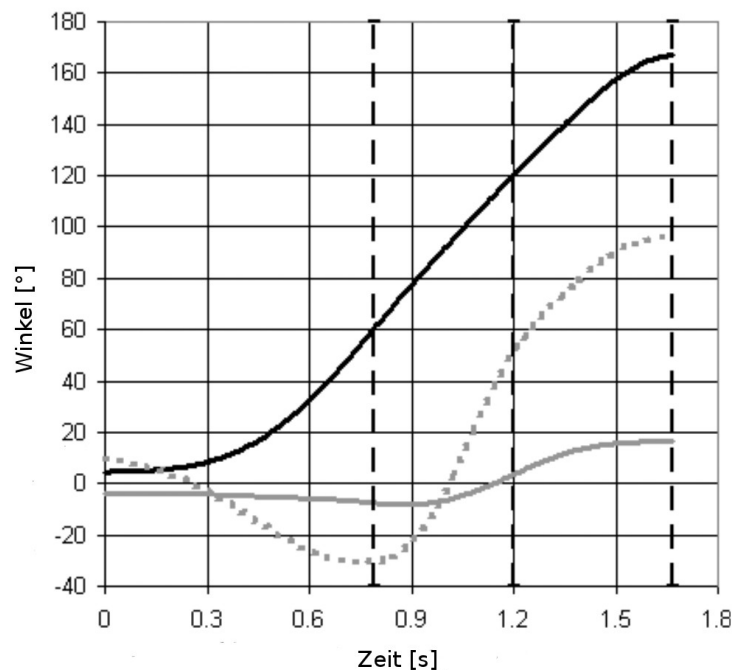


Abb. 49: Beteiligung von Retro-/Anteversion (grau durchgezogen) und externe/interne Rotation (grau gepunktet) an der Abduktionsbewegung entsprechend Abb. 48.

beschreiben. Dabei spielt dann auch die Drehreihenfolge keine Rolle mehr, d.h. es ergeben sich drei mögliche Konfigurationen (Tab. 11).

Die zugehörigen Winkel sind dann nichts anderes als Kugelkoordinaten. Im orthopädischen Vokabular beschreiben sie eine transversale Abduktion und eine Elevation. Im Gegensatz zu den vorgeschlagenen Öffnungswinkeln reichen hier bereits zwei Winkel für eine vollständige Beschreibung aus. Allerdings wird die typischerweise vorgenommene Aufteilung in Ad-/Abduktion und Ante-/Retroversion mit diesen Winkeln nicht abgebildet. Daher wurde deren Verwendung zur Beschreibung der Ausrichtung der Oberarm-Längsachse verworfen.

Nr.	Ausgezeichnete Längsachse bzw. Radiusvektor bei Kugelkoordinaten	Drehreihenfolge Kardanwinkel
1	$\vec{r} = r \vec{x}$	zyx, yzx*
2	$\vec{r} = r \vec{y}$	Xzy, zxy*
3	$\vec{r} = r \vec{z}$	yxz, xyz*

Tab. 11: Zusammenhang zwischen Drehreihenfolge, Kardanwinkel ( $\alpha, \beta, \gamma$ ) und Kugelkoordinaten ( $r, \theta, \phi$ ) für die ersten beiden Drehungen einer Kardansequenz:  $\alpha = \phi, \beta = \pi/2 - \theta$ , bzw. für die mit (\*) gekennzeichneten Drehreihenfolgen:  $\alpha = \pi/2 - \theta, \beta = \phi$ .

### **Außen-/Innenrotation**

Es erscheint uns natürlich, zwei oder drei Winkel für die vollständige Beschreibung der Stellung der Oberarm-Längsachse anzugeben. Diese Winkel werden bezüglich eines festen Referenzkoordinatensystems definiert.

Konsequent wäre es nun, die Außen-/Innenrotations-Stellung auf die gleiche Weise mit zwei oder drei Winkeln in einem Referenzkoordinatensystem zu beschreiben. Der Unterarm in 90° Flexionsstellung zum Oberarm fixiert, kann zur Veranschaulichung als Zeiger dienen. Dessen Ausrichtung könnte dann vollkommen gleichwertig zur Ausrichtung der Längsachse des Oberarms parametrisiert werden.

Aber wir tun es nicht. Es entspricht nicht der an der Anatomie orientierten orthopädischen Vorstellung. Der Oberarm alleine besitzt mit seiner Längsachse nur eine ausgezeichnete und gut beobachtbare Achse. Weitere Achsen senkrecht dazu können durch oberflächliche Betrachtung nur schwer definiert werden, und deren Stellung entzieht sich damit der Anschauung. Die klinische Anschauung wird damit selbst asymmetrisch.

Wir erwarten intuitiv für die Außen-/Innenrotations-Stellung des Oberarms, dass diese mit nur einem Winkel beschrieben werden kann. Denn mit der Auszeichnung der Längsachse des Oberarms wird diese wieder zum Ausgangspunkt unserer Vorstellung. Für die Außen-/Innenrotations-Stellung ist diese Achse die Drehachse. Und die orthopädische Vorstellung erwartet fälschlicherweise eine

Beschreibung durch nur einen Drehwinkel mit den Achsen eines feststehenden Koordinatensystems als Referenz. Verstärkt wird diese Erwartung dadurch, dass bereits mindestens zwei Winkel zur Beschreibung allein der Ausrichtung der Längsachse “verbraucht” wurden und intuitiv für jede der drei klinischen Ebenen genau ein Winkel als ausreichend für eine vollständige Beschreibung angesehen wird. Für die fehlende Unabhängigkeit der Winkel fehlt die Anschauung.

Die Forderung nach einer Beschreibung der Außen-/Innenrotation durch nur einen einzigen zusätzlichen Winkel kann nur dadurch erfüllt werden, dass ein einfaches kartesisches Koordinatensystem als Referenz aufgegeben wird. Dies führte zu dem anschaulichen Konstrukt des Referenzvektorfeldes, das für jeden Punkt auf einer Kugel einen Vektor definiert, bezüglich dessen die Außen-/Innenrotation angegeben wird.

Aufgrund der Topologie der geschlossenen Fläche (einer Kugel) kann ein solches Vektorfeld nicht frei von Singularitäten sein. In der Mathematik ist das Phänomen der Unvermeidbarkeit derartiger Singularitäten als “hairy ball theorem” bekannt [Eisenberg 1979]. Dieses Phänomen wird offensichtlich, wenn man gedanklich die Enden eines Zylinder schließt, auf dem man ein unidirektionales Vektorfeld, z.B. in Richtung der Längsachse des Zylinders oder senkrecht dazu, definiert hat. An jedem der beiden verschlossenen Enden wird eine Singularität erzeugt. Die Singularitäten führen dabei nicht nur zu numerischen Instabilitäten in ihrer Nähe, sondern sie laufen auch der Anschauung zuwider. Interessanterweise sind dabei nicht nur die Singularitäten selbst das Problem, sondern bereits in einer größeren Umgebung wird die Anschaulichkeit dadurch gestört, dass kleine Änderungen in der Ausrichtung sich nicht mehr in kleinen Winkeländerungen abbilden.

Wird eine Segmentstellung durch eine zweischrittige Drehung um zwei senkrecht zueinander stehende Drehachsen beschrieben, so kann die erste Drehung als Elevation gewählt werden, die eine ausgezeichnete Segment-Längsachse (z.B. die z-Achse) auf irgendeinen Punkt der Kugeloberfläche ausrichtet. Ausgehend von der Referenzstellung eines Segmentkoordinatensystems wird dabei eine senkrecht zur Segment-Längsachse stehende Koordinatenachse (z.B. die x-Achse) tangential zur Kugeloberfläche ausgerichtet, sodass ein Vektorfeld entsprechend Abb. 50 entsteht. Es besitzt genau eine Singularität (in Richtung der negativen z-Achse), die sich immer in umgekehrter Ausrichtung zu derjenigen Achse des Referenzkoordinatensystems befindet, die mit der ausgezeichneten Längsachse des Segments assoziiert wird.

Die möglichen Konfigurationen werden in Tab. 12 aufgelistet. Das in der Abb. 50 dargestellte Feld wird durch die Konfigurationen 1, 3 und 5 erzeugt. Die Konfigurationen 2, 4 und 6 erzeugen ein Vektorfeld, das dazu senkrecht steht.



Nr.	ausgezeichnete Längsachse	Pol	Referenzvektor
1	x	-x	z'
2	x	-x	y'
3	y	-y	x'
4	y	-y	z'
5	z	-z	x'
6	z	-z	y'

Tab. 12: Konfigurationen einer Parametrisierung durch zwei Drehungen. Zusammenhang zwischen ausgezeichneter Längsachse (Radiusvektor), Ausrichtung der Pole und dem Referenzvektor.

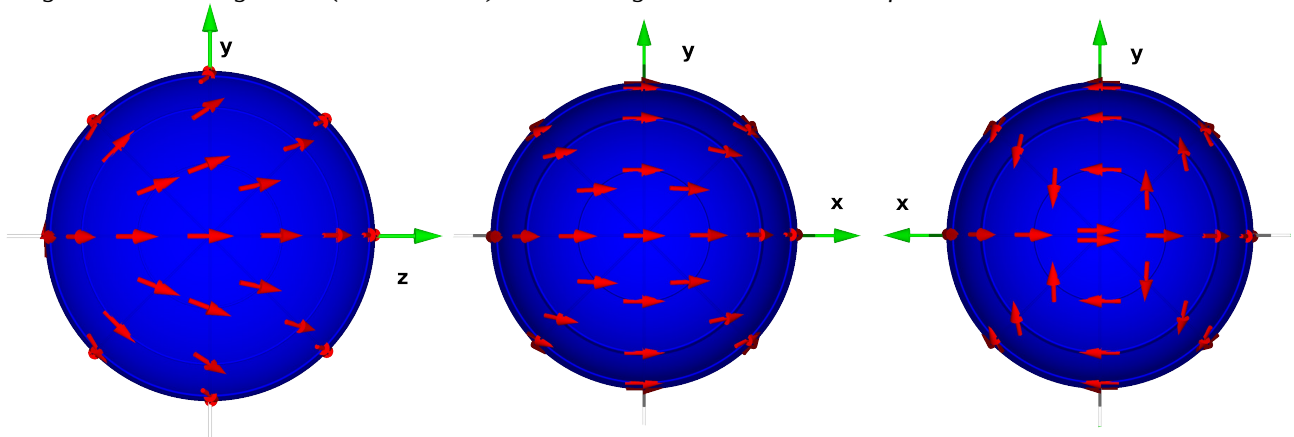


Abb. 50: Referenzvektorfeld einer Parametrisierung durch zwei Drehungen; rechtshändiges Koordinatensystem; Blick von oben a) auf die negative x-Achse, b) auf die z-Achse c) auf die negative z-Achse; die z-Achse in den Radiusvektor gedreht, die mitgedrehte x-Achse erzeugt die Referenzvektoren.

Da es keine Konfiguration gibt, die den Pol außerhalb des Bewegungsumfangs der Schulter legt, und gleichzeitig die drei Neutralstellungen der Neutral-Null-Methode in Korrespondenz bringt, ist dieses Referenzvektorfeld zur Beschreibung der Außen-/Innenrotation des Humerus ungeeignet.

Die in Kapitel IV.2.3 angesprochene Globekonvention ist für die rechte Seite numerisch identisch mit einer Kardanzersetzung. Darauf wurde bereits in [Rab 2008] hingewiesen. Anschaulich kann man sich klarmachen, dass die erste Drehachse einer Kardanzersetzung immer die beiden Singularitäten miteinander verbindet. Die mitgedrehte zweite Drehachse bildet dann die Referenz für die dritte Drehung (Außen-/Innenrotation) um die mitgedrehte dritte Drehachse, die der ausgezeichneten Längsachse des Segments zugeordnet werden kann. Betrachtet man z.B. die x-Achse als die ausgezeichnete Längsachse eines Segments, so führt die Kardandrehreihenfolge zy'x'' zur Globekonvention (für die rechte Seite, z-Achse nach oben, siehe Abb. 41) mit den Polen auf der z-Achse. Die Globekonvention für die linke Seite erhält man, wenn man die Achse, welche die Position der Pole definiert, nach unten zeigen lässt. Die Tab. 13 listet alle möglichen Zuordnungen (Konfigurationen) auf.

Nr.	ausgezeichnete Längsachse	Pole	Referenz	Kardandrehreihenfolge
1	x	z	y'	zy'x''
2	x	y	-z'	yz'x''
4	y	x	z'	xz'y''
3	y	z	-x'	zx'y''
6	z	y	x'	yx'z''
5	z	x	-y'	xy'z''

Tab. 13: Globekonvention (rechte Seite) und korrespondierende Kardandrehreihenfolge; Zuordnung der ausgezeichneten Längsachse (Radiusvektor), Ausrichtung der Pole und des Referenzvektors; z-Achse nach oben.

Das Referenzvektorfeld der Globekonvention (Abb. 51) ist deutlich einfacher als das durch die zweischrittige Drehung erzeugte (Abb. 50) und korrespondiert mit den Stellungen 2-3 der Neutral-Null-Methode (Abb. 40). Dafür besitzt es aber zwei Singularitäten in den Stellungen 1 und 4, die sich aufgrund des großen Bewegungsumfangs im Schultergelenk nur schwer vermeiden lassen. Das Referenzvektorfeld einer Euler-Parametrisierung (Kapitel IV.2.2) zeigt Abb. 51. Es ist orthogonal

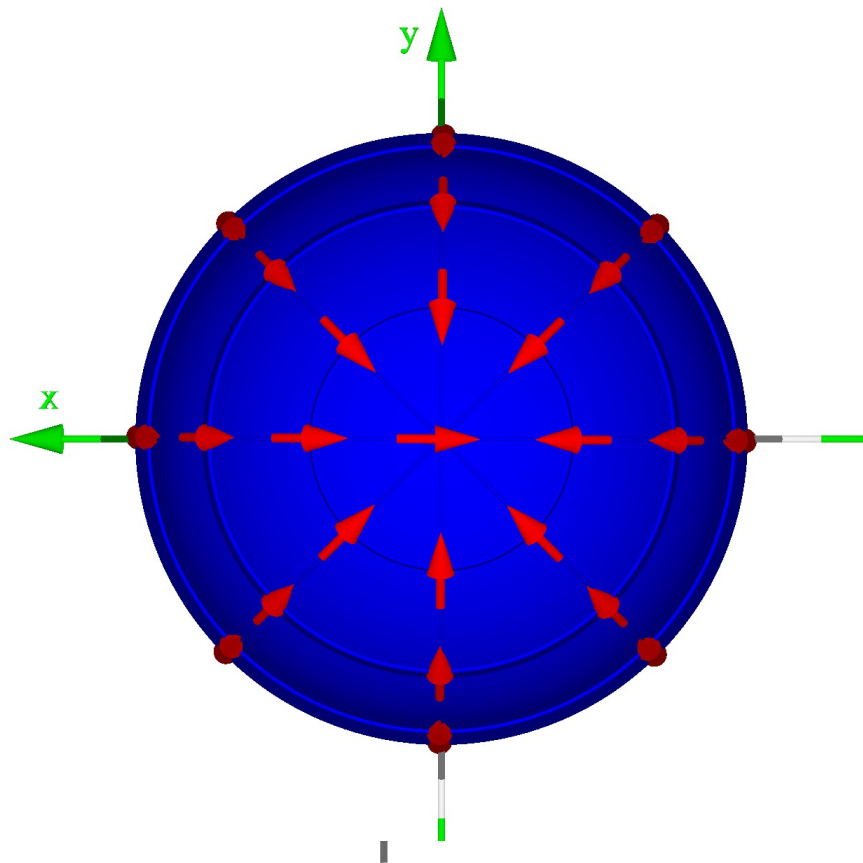


Abb. 51: Referenzvektorfeld einer Euler-Parametrisierung; Blick von oben.

zum Referenzvektorfeld der Kardan-Parametrisierung und korrespondiert mit keiner der Neutralstellungen der Neutral-Null-Methode. Daher wurde es auch nicht weiter betrachtet. Die Tab. 38 zeigt den Zusammenhang zwischen ausgezeichnete Längsachse, Pol, Referenzvektor und Drehreihenfolge für die Euler-Parametrisierung.

Das in dieser Arbeit entwickelte Referenzvektorfeld wurde nicht durch Drehung eines kompletten Koordinatensystems konstruiert. Statt dessen wurden direkt und ausschließlich von Vektoren tangential zur Kugeloberfläche ausgegangen. Anschaulich entsteht das Referenzvektorfeld dadurch, dass die „Haare zu einem Scheitel“ außerhalb des anatomisch möglichen Bewegungsumfangs „gekämmt“ werden.

<i>ausgezeichnete Längsachse</i>	<i>Pol</i>	<i>Referenzvektor</i>	<i>Eulerdreihreihenfolge</i>
x	z	y	xy'x''
x	y	z	xz'x''
y	z	x	yx'y''
y	x	z	yz'y''
z	x	y	zy'z''
z	y	x	zx'z''

Tab. 14: Zuordnung ausgezeichnete Längsachse (Radiusvektor), Pol und Referenzvektor zu den verschiedenen Drehreihenfolgen der Euler-Parametrisierung.

Dieser Trick sorgt dafür, dass wirklich jede kleine Stellungsänderung im anatomisch zugänglichen Bereich in eine verhältnismäßig kleine Winkeländerung abgebildet wird. Am Scheitel selbst, gegeben durch die Definitionsgrenzen des Winkels  $\phi$ , springt die Konvention um den Winkel  $180^\circ \cdot \sin(2\theta)$ . Das Maximum der Diskontinuität von  $180^\circ$  wird damit bei  $\theta=45^\circ$  und  $\theta=135^\circ$  erreicht. Beide Positionen liegen weit außerhalb des anatomisch zugänglichen Bereichs, wenn der Definitionsbereich von  $\phi$  auf  $-90^\circ$  bis  $+270^\circ$  eingeschränkt wird. An den beiden Enden des Scheitels, d.h. bei  $\theta=90^\circ$  und  $\theta=180^\circ$ , die unter Umständen noch anatomisch zugänglich sein können, schrumpft dann die Diskontinuität auf  $0^\circ$  zusammen.

Die Konstruktion des Referenzvektorfeldes auf Basis der vier Neutralstellungen dient hauptsächlich dazu, möglichst gut an klinische Konventionen der Neutral-Null-Methode anzuknüpfen. Die vierte Neutralstellung trägt darüber hinaus dem Wunsch nach einem einfachen analytischen Ausdruck Rechnung. Das so konstruierte Referenzvektorfeld hat aber auch eine anatomische Bedeutung. Auf eine idealisierte Weise beschreibt es für jeden Punkt auf der Kugel annähernd die bezüglich Außen-/Innenrotation muskulär entspannteste Ausrichtung, wie man leicht selbst ausprobieren kann. Sie befindet sich etwa in der Mitte des jeweiligen Bewegungsumfangs.

Wenn man die analytische Darstellbarkeit aufgibt, könnte man das Referenzvektorfeld auch durch eine individuelle Vermessung gewinnen. Man würde dann allerdings die Vergleichbarkeit zwischen verschiedenen Individuen erschweren.

### **Codman-Paradoxon: Adjunkte und konjunkte Rotation**

Die im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Konvention zur Beschreibung der Außen-/Innenrotation wurde adjunkte Rotation genannt. Codman führte den Begriff ein, zusammen mit dem der konjunkte-

ten Rotation, zur Beschreibung seines in der Orthopädie viel zitierten Codman-Paradoxons [Codman 1934]. Die Beobachtung dieses Phänomens wurde erstmals zwei Jahre früher von Martin berichtet [Martin 1932]. Codman beschreibt mit adjunkt und konjunkt zwei Anteile der Außen-/Innenrotation bei bestimmten Bewegungssequenzen. Als adjunkten Anteil bezeichnet er eine explizit um die Längsachse eines Segments durchgeführte Drehung.

Die konjunkte Bewegung wird als eine unwillkürliche Bewegung beschrieben, die auch dann auftritt, wenn in einer Bewegungssequenz alle nacheinander durchgeführten Drehungen explizit nicht um die Segment-Längsachse erfolgen. Das erscheint paradox, solange man die sphärische Geometrie nicht berücksichtigt.

Betrachtet sei eine geschlossene Bewegungssequenz der Oberarm-Längsachse, bei der diese um jeweils  $90^\circ$  um verschiedene senkrecht zueinander stehende Achsen eines kartesischen Koordinatensystems gedreht wird. Eine Drehung um die Längsachse selbst sei dabei ausgeschlossen. Der Spezialfall einer Sequenz von drei Drehungen führt dazu, dass das Ellenbogengelenkszentrum nacheinander drei verschiedene Punkte auf einer Kugel um das Schultergelenkszentrum einnimmt, die miteinander verbunden ein Dreieck bilden. In unserer planaren Anschauung wird dabei eine Winkelsumme von  $180^\circ$  überschritten. Berücksichtigt man jedoch die sphärische Geometrie und definiert das Dreieck auf der Kugeloberfläche, ergibt sich eine Winkelsumme von  $270^\circ$ . Die Differenz von  $90^\circ$  entspricht der konjunkten Rotation des Codman-Paradoxons. Das Anschauungsproblem hängt von der Zahl der Ecken des geschlossenen Pfades ab, und die so definierte adjunkte Rotation entspricht der Außen-/Innenrotation, wie gleich weiter ausgeführt wird.

Die ursprüngliche Codman-Bewegungssequenz startet mit einem parallel zum Oberkörper herunter hängenden Arm. Dabei zeigt die Handinnenfläche nach innen in Richtung der Hüfte. Nach einer Anteversion um  $180^\circ$  zeigt der Arm senkrecht nach oben, die Handinnenseite zeigt nach innen. Es folgt eine Adduktion um  $180^\circ$  und die Längsachse des Arms weist wieder in die Ausgangsrichtung. Irritierenderweise zeigt dann aber die Handinnenfläche nach außen statt nach innen. Es wird also eine Außen-/Innen-Rotation von  $180^\circ$  benötigt, um wieder in die Ausgangsstellung zurück zu kommen. Da in der Ebene die korrespondierende Winkelsumme eines geschlossenen Pfades mit zwei Ecken immer  $0^\circ$  ist, ergibt sich als Differenz zu diesem speziellen Pfad auf der Kugeloberfläche eine konjunkte Rotation von  $180^\circ$ . Grundsätzlich sind geschlossene Pfade mit zwei Ecken auf einer Kugel mit Winkelsummen zwischen  $0^\circ$  und  $360^\circ$  möglich, abhängig von den Längengraden, entlang derer die Teilpfade verlaufen. Mit geschlossenen Pfaden mit zwei Ecken erreicht man also die maximal mögliche konjunkte Rotation  $360^\circ$ .

Betrachten wir nun eine ebenfalls von Codman beschriebene zweite Variante seines Paradoxons bestehend aus drei Drehungen, d.h. einen geschlossenen Pfad mit drei Ecken. Diese wurde in [Cheng 2006] verallgemeinert:

1. Die Codman-Bewegung (zweite Variante) besteht aus einer Sequenz von drei Drehungen der Längsachse eines Arms, wobei die ersten beiden Drehungen um senkrecht zueinander stehende Achsen eines rechtwinkligen Referenzkoordinatensystems erfolgen. Die Bewegungssequenz ist geschlossen in dem Sinne, dass die Längsachse des Arms nach Ausführung der Bewegung wieder in die Ursprungsrichtung zeigt.
2. Die erste Drehung  $[R_{Elevation}]$  erfolgt um eine Achse, die während dieser Drehung senkrecht auf der Längsachse steht (Elevation). Die zweite Drehung  $[R_{Swing}]$  erfolgt um eine Achse, deren Richtung mit der Längsachse vor Ausführung der ersten Drehung übereinstimmt (Swing). Die dritte Drehung  $[R_{Descending}]$  führt die Längsachse zurück in die Ursprungsrichtung und erfolgt dabei typischerweise um eine Drehachse, die nicht senkrecht zu den Drehachsen der ersten beiden Drehungen erfolgt.

In [Cheng 2006] wird anhand von Simulationen plausibel gemacht, dass der Swing dieser Bewegungssequenz eine im Winkel identische axiale Rotation oder, mit Codmans Worten, konjunkte Rotation erzeugt. Diese ist damit um so größer, je weiter die Bewegung mit zunehmendem Swing aus der Ebene heraus erfolgt. Mathematisch kann man diesen Sachverhalt durch die folgende Gleichung ausdrücken:

$$[R_{Descending}][R_{Swing}][R_{Elevation}] = [R_{Swing}] \quad (100)$$

Sie besagt, dass die Durchführung der drei Drehungen auf der linken Seite der Gleichung äquivalent ist mit der alleinigen Durchführung der zweiten Drehung. Diese erfolgt um die Längsachse und entspricht der „unerwarteten“ Außen-/Innenrotation. Die Codman-Bewegung ist also nur scheinbar paradox.

Aber warum gilt überhaupt Gl. 61? Anschaulich ist offensichtlich lediglich, dass  $\theta_{Descending} = -\theta_{Elevation}$  gilt. Da die Sequenz von drei Drehungen die Längsachse wieder in die Ausgangsposition bringt, kann die dritte Drehung  $[R_{Descending}]$  auch zusammengesetzt werden aus einem „Rückgängigmachen des Swings“, gefolgt von einem Rückgängigmachen der Elevation, gefolgt von einer Durchführung des Swings direkt in der Ausgangsposition. Dies wird durch die Gl. 62 ausgedrückt:

$$[R_{Decending}] = [R_{Swing}][R_{Elevation}]^{-1}[R_{Swing}]^{-1} \quad (101)$$

Setzt man nun diese Gl. 62 in Gl. 61 ein, so erhält man:

$$[R_{Swing}][R_{Elevation}]^{-1}[R_{Swing}]^{-1}[R_{Swing}][R_{Elevation}] = [R_{Swing}] \quad (102)$$

Damit ist die Gültigkeit von Gl. 61 gezeigt, da das Produkt einer Matrix mit seiner Inversen jeweils gleich der Einheitsmatrix ist und damit auf beiden Seiten der Gleichung nur noch  $[R_{Swing}]$  übrig bleibt.

Die konjunkte Rotation ist also äquivalent zur zweiten Drehung, dem Swing der Codman-Sequenz, und bedingt damit deren planare Anschaulichkeit. Je größer der Swing, desto stärker kommt die sphärische Geometrie zum Tragen und desto größer wird der verbleibende Außen-/Innenrotationswinkel nach Durchführung der drei Drehungen. Die Bewegungssequenz entzieht sich damit zunehmend einer planaren Anschauung.

Eine Codman-Sequenz lässt sich in der Regel nicht im Sinne einer Kardanzzerlegung beschreiben, obwohl auch diese aus einer Sequenz von drei Drehungen besteht. Denn die Drehachsen einer Codman-Sequenz stehen aus der Perspektive des Referenzkoordinatensystems in der Regel nicht senkrecht aufeinander. Betrachtet man z.B. die Codman-Sequenz (zweite Variante), so stehen die ersten beiden Drehachsen senkrecht aufeinander, die dritte Drehachse in der Regel jedoch nicht.

Nur im Spezialfall, wenn die zweite Drehung um einen Winkel von  $90^\circ$  erfolgt, stehen alle Drehachsen senkrecht aufeinander. Für diesen Fall ist nun aber die Kardanzzerlegung nicht definiert (Gimbal Lock).

Die maximale konjunkte Rotation der Codman-Sequenz (zweite Variante mit drei Ecken) wird im Grenzfall erreicht für einen Swing um einen Winkel, der gegen  $180^\circ$  geht. Sie beträgt dann  $270^\circ$ .

Betrachtet man nur die ersten beiden Drehungen der Codman-Sequenz mit einem in  $90^\circ$ -Flexion fixierten Unterarm als Zeiger, so definiert dies ein Vektorfeld auf einer Kugel, das für jeden Punkt der Kugel die konjunkte Rotation festlegt. Eine Interpretation der ersten beiden Drehungen der Codman-Sequenz als die ersten beiden Drehungen einer Kardanzzerlegung macht anschaulich klar, dass auch die Kardanzzerlegung mit größer werdendem zweiten Drehwinkel an Anschaulichkeit einbüßt. Bei  $\theta_{Swing} = \pm\pi/2$  bricht dann nicht nur die Kardanzzerlegung (Gimbal Lock), sondern auch die Anschauung komplett zusammen. Das Referenzvektorfeld macht deutlich, dass der Verlust der Anschauung ein kontinuierlicher Vorgang ist, der bereits bei Winkeln, die vom Betrag her deutlich kleiner als  $\pi/2$  sind, beginnt.

Die in dieser Arbeit entwickelte Konvention zur Beschreibung der Außen-/Innenrotation der Schulter definiert, anatomisch motiviert, ein Referenzvektorfeld, das nicht eins zu eins der Vorstellung von Codman entspricht. Trotzdem wird die darauf aufbauende Konvention als adjunkte Rotation bezeichnet, da ganz im Sinne Codmans zur Charakterisierung des Anschaulichkeitsproblems die Bewegung in zwei Komponenten aufgeteilt wird.

### ***Beschreibung von Stellung versus Bewegung***

Die orthopädische Nomenklatur und Begrifflichkeit trennt nicht sauber zwischen Bewegung und Stellung, z.B. ist die Formulierung „es wird eine Abduktion in einer Anteversionsstellung durchgeführt“ semantisch korrekt. Aber nur durch den Kontext kann erschlossen werden, ob mit Abduktion die Bewegung oder die Stellung gemeint ist. In der Physiotherapie hingegen wird klar zwischen Bewegung und Stellung unterschieden, was sich entsprechend auch in der Nomenklatur abbildet. Mit Großschreibung wird eine Stellung ausgezeichnet, Kleinschreibung meint immer Bewegung.

Zur Charakterisierung von Alltagsbewegungen, wie z.B. „zum Mund Führen einer Tasse“ werden typischerweise (z.B. [Fitoussi et al. 2006], Übersichtsartikel: [Jaspers et al. 2009]) Bewegungsumfänge in Form von Differenzen maximaler und minimaler Gelenkwinkel in allen rotatorischen Freiheitsgraden aller beteiligten Gelenke angegeben.

Bei der Schulter ist dies bereits aus anatomischen Gründen nur begrenzt sinnvoll [Klopkar et al. 2006], [Klopkar et al. 2007]. Beispielsweise hängt der mögliche Bewegungsumfang einer Elevation davon ab, in welcher Ebene diese Bewegung durchgeführt wird. Bewegungen in einer Ebene anterior zum Schulterblatt zeigen im Allgemeinen einen größeren Bewegungsumfang als jene in einer Ebene posterior. Desweiteren gibt es eine Abhängigkeit von der Außen-/Innenrotation des Humerus. Bei einer Elevationsbewegung in einer Ebene anterior zum Schulterblatt kann der Bewegungsumfang gesteigert werden durch eine Außenrotation. Eine detaillierte Untersuchung zu diesem Sachverhalt findet sich in [An et al. 1991].

Aber nicht nur aus anatomischen Gründen muss die Angabe von Bewegungsumfängen isolierter Freiheitsgrade kritisch betrachtet werden. Meist wird eine Kardanzzerlegung zu Grunde gelegt (z.B. [Ford et al. 2007]). Diese beschreibt jedoch Stellungen bezüglich einer Referenzstellung. Die entsprechenden Winkeltripel bilden keine Vektoren. Die Winkel sind nicht unabhängig voneinander. Die Aussagekraft einer Winkeldifferenz und Interpretation als Bewegungsumfang ist damit fragwürdig.

Korrekt ist es entsprechend der Neutral-Null-Methode, für jeden der drei Freiheitsgrade ein Zahlentripel aus Maximum, Minimum und einer dritten Zahl zur Charakterisierung der Neutralstellung anzugeben und sich ausschließlich auf isoliert in einem Freiheitsgrad betrachtete Stellungen zu beschränken.

Die in dieser Arbeit entwickelte Parametrisierung zur Beschreibung der Außen-/Innenrotation des Oberarms dient ebenfalls der Beschreibung einer Stellung bezüglich einer Referenzstellung. Die Besonderheit dieser Referenzstellung ist allerdings, dass sie eine anatomische Bedeutung hat. Sie entspricht in etwa einer muskulär entspannten Stellungen bezüglich der Außen-/Innenrotation. Betrachtet man Maxima und Minima dieses Winkels in einer Alltagsbewegung mit dieser Konvention, so beschreiben diese ein echtes Bewegungsausmaß bezüglich der als muskulär entspannt betrachteten Stellung.



# V Armbewegungen beim Gehen

## 1. Einführung

### 1.1. Physiologische Bewegung und Periodizität

Viele Gelenkbewegungen beim Gehen erfolgen mit den Schritten periodisch im zeitlichen Verlauf. Im Wesentlichen folgen sie in der Sagittalebene der Frequenz der Doppelschritte und senkrecht zur Gehrichtung der doppelten Frequenz, d.h. der Frequenz der Einzelschritte. Periodizität und feste Phasenbeziehungen der Gelenkwinkelverläufe erlauben eine auf Doppelschritte normierte Darstellung. Die Beschreibung der physiologischen Armbewegungen beim Gehen in diesem Kapitel beschränkt sich in diesem Sinne auf periodisch reproduzierte Bewegung. Bei sehr langsamem Gehen sind die Armbewegungen ungefähr in Phase mit der ipsilateralen Beinbewegung, aber ihre Amplitude ist meist sehr klein und da mit dem bloßen

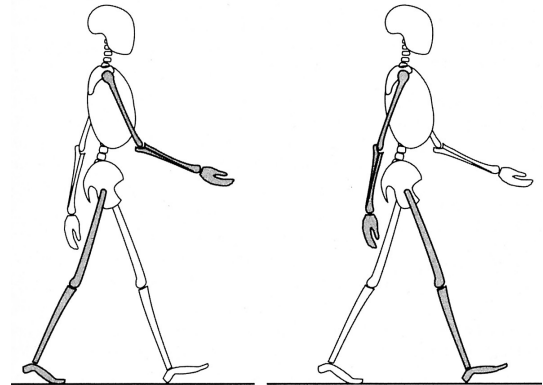


Abb. 52: Gegenphasiger Armschwung, übernommen aus [Perry2003].

Auge kaum zu beobachten. Bei Gehgeschwindigkeiten ab etwa 0.8 m/s wird die Amplitude deutlich größer und die Arme beginnen gegenphasig zu den Beinen zu schwingen [Ford et al. 2007], Abb. 52. Höhere Gehgeschwindigkeiten führen in der Regel zu einer Vergrößerung des Bewegungsumfangs. Der Oberarm wird dann stärker extendiert und der Ellenbogen zeigt eine größere maximale Flexion [Perry 2003]. Dabei verstärkt sich dann auch die Phasenverschiebung zwischen Arm- und ipsilateraler Beinbewegung [Hinrichs 1990], ausgehend von ca. 0° bei einem sehr langsamen Gehtempo [Murray et al. 1967]. Bei einer selbst als angenehm gewählten Gehgeschwindigkeit ist die Phasenverschiebung schließlich so groß geworden, dass die Arme in Phase mit dem kontralateralen Bein abwechselnd flektieren bzw. extendieren [Wagenaar et al. 2000], [Donker et al. 2001], mit einem Bewegungsumfang von ca. 30° während eines Doppelschritts. Die maximale Auslenkung nach vorne (ca. 20° Anteversion) wird dann in der terminalen Standphase des kontralateralen Fußes, die maximale Auslenkung nach hinten (ca. 10° Retroversion) beim initialen Bodenkontakt der kontralateralen Seite erreicht. Die Bewegungen verlaufen in der Regel verhältnismäßig gleichförmig. Der Bewegungsumfang kann erheblich zwischen verschiedenen Individuen variieren. Interessant ist auch, dass mit steigender Körpergröße grundsätzlich die Ellenbogenflexion zunimmt [Murray et al. 1967].

Aus der Perspektive eines mit der Schulter mitbewegten Koordinatensystems [Riad et al. 2007] kann die Bewegung der Arme näherungsweise abwechselnd als hängendes bzw. stehendes Pendel beschrieben werden. Das Vorschwingen des Arms stellt dabei eine passive Bewegung im Sinne eines hängenden Pendels dar, während die Extension ein stehendes Pendel repräsentiert, indem das Vorschieben der Schulter den Arm ebenfalls nach vorne kippen lässt. Die Armbewegung erfolgt damit nahezu ausschließlich in Richtung der Fortbewegung und erfordert zumindest theoretisch im Rahmen dieses Modells keinen Energieaufwand. Bei genauerer Beobachtung zeigt sich jedoch, dass sich die Schultern, verursacht durch eine Verkipfung des Beckens und der in Folge stattfindenden Rotation des Oberkörpers, in Gehrichtung zusätzlich nach vorne-innen verdrehen [Perry 2003]. Um diese Bewegung auszugleichen, muss der Oberarm außenrotiert werden, da sonst das Armpendel aus der Richtung der Gehbewegung heraus diagonal nach medial schwingen würde.

Die Arme werden zum Gehen in der Regel nicht notwendig gebraucht [Ford et al. 2007]. In Konsequenz ist die Variabilität der Armbewegungen zwischen verschiedenen Schritten eines Individuums sehr viel größer als die in der unteren Extremität. Eine weitere Folge ist, dass die Kinematik der oberen Extremität sehr viel stärker die anatomischen Besonderheiten des Individuums widerspiegelt (z.B. Kontrakturen oder die muskuläre Situation) und damit eine sehr viel größere Variabilität zwischen verschiedenen Individuen zeigt als die Bewegung der unteren Extremität beim Gehen [Romkes et al. 2007].

Die ersten freien Schritte machen wir typischerweise im Alter zwischen zehn und vierundzwanzig Monaten, ohne Mitschwingen der Arme. Etwa zwei bis sechs Monate nach diesen ersten Schritten wird dann bei praktisch allen Kleinkindern ein Mitschwingen der Arme erkennbar, aber erst nach ca. zehn Monaten zeigt sich der vollständige wechselseitige Armschwung [Grimshaw et al. 1998] was nahe legt, dass er in irgendeiner Form von Nutzen sein muss. Und bereits H. O. Elftman schreibt 1939, dass die Armbewegungen beim Gehen der Stabilisierung des Körpers dienen [Elftman 1939].

Elftman stellt sich damit die Frage nach der Funktion der Armbewegungen beim Gehen, obwohl sich in der Kinematik (Gelenkwinkel und Gelenkwinkel-Geschwindigkeiten) der unteren Extremitäten und auch in den Bodenreaktionskräften eines einzelnen Schrittes meist keine Unterschiede zwischen einem Gang mit und einem Gang ohne Armbewegung ausmachen lässt [Umberger 2008]. Und auch bezüglich der Energieeffizienz wurden lange Zeit keine Unterschiede beobachtet [Perry 2003].

Aus der Sicht der Physik bedeutet Stabilisierung das Konstanthalten physikalischer Größen. In diesem Sinne abstrahiert, können die Armbewegungen beim Gehen einen Beitrag zur Impuls- und

Drehimpuls-Stabilisierung leisten. Konkret bedeutet dies, dass die Arme beim Gehen zu einer Reduktion der Auslenkung des Gesamtkörperschwerpunkts in medio-lateraler Richtung (Impulsstabilisierung) beitragen [Shibukawa M 2001]. Außerdem wirken sie einer Verwringung des Oberkörpers um seine Längsachse entgegen (Drehimpulsstabilisierung) bzw. dienen damit bereits als passive Pendel der Stabilisierung des Oberkörpers, wie ihre Funktion in [Ohsato 1993] formuliert wurde. Der Armschwung dient damit der Kompensation des Drehmoments, das letztendlich durch das Vorschwingen der Beine verursacht wird. Dafür spricht auch der leicht selbst zu beobachtende Effekt, dass bei Bewegungseinschränkung eines Arms, weil man z.B. eine Tasche trägt, sich die Amplitude des kontralateralen Armschwungs in der Sagitalebene deutlich vergrößert. Den Veröffentlichungen [Eke-Okoro et al. 1997] und [Ford et al. 2007] ist zu entnehmen, dass die eingeschränkte Bewegungsfreiheit eines oder beider Arme zu einer Verkleinerung von Schrittbreite, Schrittfrequenz und Gehgeschwindigkeit führt. Und in [Jackson et al. 1983] wird berichtet, dass die Blockade eines Arms, etwa durch Halten eines Buches vor dem Körper, das Bewegungsausmaß in der Drehung des Thorax um seine Längsachse signifikant verkleinert. An den Armen befestigte Gewichte führen beim Gehen auf dem Laufband zu einer Verkleinerung des Armschwungs, während sich zugleich die Muskelaktivität der oberen Extremität erhöht, um die Koordination zwischen Arm- und Beinbewegung konstant zu halten [Donker et al. 2002].

Die Beschreibung der Armbewegungen als passive Pendelbewegung, angeregt durch Schulter- und Oberkörperrotation, findet sich bereits in Arbeiten aus dem 19. Jahrhundert [Weber 1836], und schon zu dieser Zeit wurde vermutet, dass diese Bewegung manchmal auch durch Muskelkräfte angeregt wird. In [Duchenne 1949] wurde dann erstmals der Nachweis erbracht, dass Muskelaktivität den Armschwung bereits beim physiologischen Gang zumindest befördert. Bei Patienten mit verkümmerten Deltoid-Muskeln konnte eine Reduktion des Bewegungsumfangs beobachtet werden. Dies wurde dann in [Jackson et al. 1983] und [Jackson et al. 1978] anhand detaillierterer Untersuchungen auf Basis eines Armmodells, bestehend aus zwei Segmenten, und unter Einbeziehung von EMG-Messungen bestätigt. Darüber hinaus wurde aufgezeigt, dass insbesondere bei Veränderungen der Schrittfrequenz Muskelaktivität notwendig ist, damit die Armbewegungen gleichmäßig angepasst werden können und nicht ruckartig unkontrolliert auftreten.

Obwohl die Armbewegungen beim Gehen also tatsächlich nicht ganz passiv erfolgen, ist der von Armbewegungen begleitete Gang in Bezug auf den Energieaufwand etwas effizienter. Eine Stabilisierung alleine mithilfe der Oberkörpermuskulatur (also ohne Einbezug der Arme) oder auch

in Kombination mit einer Vergrößerung der Schrittbreite zur Impuls- [Donelan et al. 2004] und Drehimpulsstabilisierung [Ortega et al. 2008] ist weniger effizient.

Gemutmaßt wird auch, dass die Stabilisierung der Blickrichtung ebenfalls eine Funktion der Armbewegung beim Gehen sein könnte [Schmidt 2000].

## **1.2. Patienten mit infantiler Zerebralparese (ICP)**

Der Sammelbegriff „infantile Zerebralparese“, zusammengesetzt aus lateinisch cerebrum (Gehirn) und altgriechisch parese (Lähmung), bezeichnet ein Krankheitsbild, dessen Ursache meist in einer frühkindlichen bleibenden Hirnschädigung liegt. Die durch ICP hervorgerufenen Beeinträchtigungen sind charakterisiert durch sich symptomatisch verändernde Störungen des Nerven- und Muskelsystems im Bereich der willkürlichen Bewegungskoordination. Zahlreiche unterschiedliche Ursachen können zu einem stark unterschiedlich ausgeprägten Erscheinungsbild führen. Der Halte- und Bewegungsapparat ist allerdings immer betroffen [Nelson et al. 1999].

Die von einer Lähmung beeinträchtigte Muskulatur weist verminderte Maximalkraft und einen verzögerten Bewegungsbeginn auf. Außerdem ist ihre Fähigkeit zur schnellen Kontraktur und Dekontraktur beeinträchtigt. Welche Muskelgruppen betroffen sind, hängt vom Ort der Nervenschädigungen (Läsionsort) ab [Duus 1990]. Meist ist zusätzlich eine sogenannte spastische Tonuserhöhung (Muskelhypertonie) zu beobachten. Nach [Lance 1980] ist eine Spastik durch eine geschwindigkeitsabhängige Muskeltonuserhöhung bei passiven Bewegungen charakterisiert. Der Begriff der Spastik wird sehr uneinheitlich gebraucht, und obwohl er bereits seit der ersten Hälfte des 19. Jahrhunderts in Gebrauch ist, fehlt bis heute eine völlig befriedigende und allgemein gültige Definition. Grundsätzlich liegt einer Spastik aber immer eine Schädigung des Pyramidensystems zugrunde, die zu einem gestörten Muskeltonus führt [Gage et al. 2001].

Die verursachenden Hirnschädigungen treten meist prä- oder perinatal und nur in etwa 10-20% der Fälle postnatal auf [Ashwal et al. 2004]. Die Ursachen sind vielfältig [Poeck 2007], [Fabian 2010]:

### 1. Pränatal, also vor der Geburt (ca. 20% der Fälle):

- Sauerstoffunterversorgung (Hypoxie)
- Vergiftungen (Intoxikationen) durch Medikamente, Drogen (z.B. Alkohol, Nikotin) [Döderlein 2007], Kohlenmonoxid, Methylquecksilber [Stanley 1994]
- Stoffwechselstörungen [Schaefer 2008]
- Infektionskrankheiten der Mutter (Röteln, Toxoplasmose)
- Verminderte Leistung des Mutterkuchens (Plazentainsuffizienz)
- Genetische Störungen (Rett-Syndrom, Angelman-Syndrom)

### 2. Perinatal, also während der Geburt (ca. 60% der Fälle):

- Risikogeburten (Frühgeborene) mit Sauerstoffmangel
- Geburtstraumatische Schäden (Hirnblutungen)
- Nabelschnurverletzung
- Ablösung des Mutterkuchens (Ablatio/Abruptio placentae)

### 3. Postnatal, also nach der Geburt (ca. 20% der Fälle):

- Gefäßverschlüsse (Thrombose, Embolie) als Folge von Infektionen
- Blutgruppenunverträglichkeit (Rhesusunverträglichkeit)
- Infektionskrankheiten (Meningitis, Enzephalitis [Döderlein 2007])
- Schädel-Hirn-Trauma oder „Beinahe-Ertrinken“ [Cans et al. 2004], [Döderlein 2007]

Die Prävalenz<sup>6</sup> der ICP beträgt in den Industrieländern etwa 2-3 pro 1000 Lebendgeborenen [Murphy et al. 1993] (1.1-2.5 in [Nelson et al. 1999], [Wu et al. 2006]). Am häufigsten betroffen sind Frühgeborene [Dzienkowski et al. 1996]. Bei Mehrlingsgeburten steigt das Risiko mit der Anzahl der Mehrlinge, und auch mit zunehmendem Alter der Mütter wächst die Gefahr [Wu et al. 2006].

Eine Übersicht der resultierenden Krankheitsbilder findet sich in [Beckers 1997] und [Döderlein 2007]. Grundsätzlich wird zwischen spastischer, ataktischer und dyskinetischer ICP unterschieden [Mutch et al. 1992]. Im Rahmen dieser Arbeit wurden ausschließlich Kinder mit spastischer Zerebralparese untersucht. Fälle von dyskinetischer und ataktischer ICP sind eher selten [Jäkel 2011]. Daher wird im Folgenden ausschließlich auf die spastische ICP näher eingegangen.

Ursprünglich wurden vier topologische Typen unterschieden, basierend auf der Lage der ursächlichen neurologischen Schädigung: Quadriplegie/Tetraplegie, spastische Diplegie, linke und rechte spastische Hemiplegie [Bleck 1979], [Gage 1991].

Da bei der spastischen ICP auch immer die obere Extremität mehr oder weniger stark neurologisch betroffen ist [Krägeloh-Mann et al. 1993], [Krägeloh-Mann et al. 1994], erscheint im Zusammenhang mit einer Bewegungsanalyse der oberen Extremität eine Einteilung entsprechend Abb. 52 sinnvoller. Dabei wird die spastische Hemiparese, bei der die Extremitäten nur einer Seite betroffen sind, von vier verschiedenen Formen der spastischen Tetraparese abgegrenzt, bei der grundsätzlich alle Extremitäten betroffen sind. Je nach Grad der Betroffenheit der verschiedenen Extremitäten wird dabei zwischen spastischer Tetraparese, spastischer beinbetonter Tetraparese, spastischer seitenbetonter Tetraparese und spastischer tribetonter Tetraparese unterschieden.

Die Klassifikation orientiert sich damit an der Betroffenheit der Extremitäten, unabhängig davon, ob die Ursache eine Schädigung des zentralen oder des peripheren Nervensystems ist.

---

<sup>6</sup> Vorkommen eines bestimmten Krankheitsbildes in der Bevölkerung zu einem bestimmten Zeitpunkt [Krägeloh-Mann 2001].

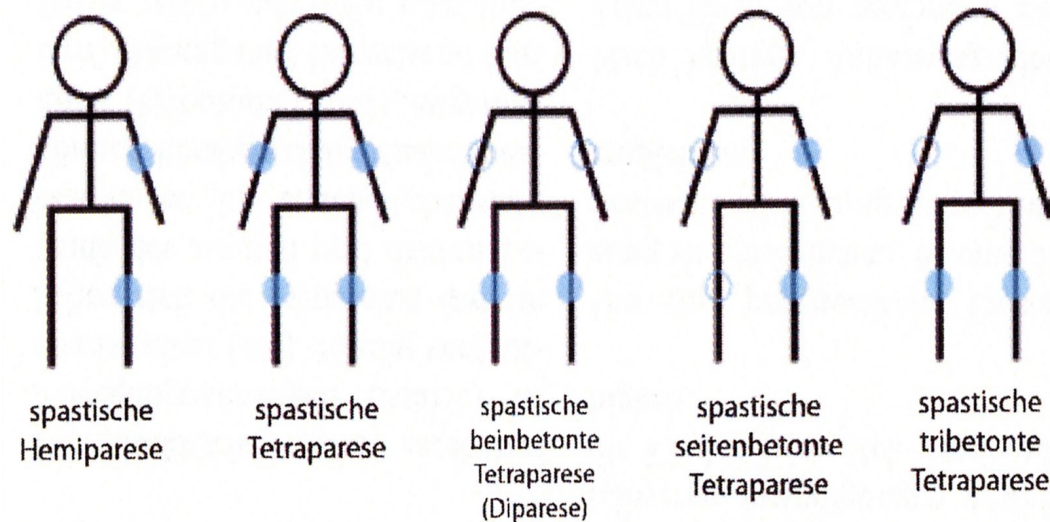


Abb. 53: Einteilung der spastischen Zerebralparese in Hemiparese und verschiedene Formen von Tetraparese; entnommen aus [Jäkel 2009].

Grundsätzlich zeigen alle diese Patienten stärker assoziierte Becken- und Rumpfbewegungen. Das hat zur Folge, dass der Rumpf für balancierende Ausgleichsbewegungen nur in deutlich eingeschränkterem Umfang zur Verfügung steht. Es liegt daher nahe, dass diese Patienten auch veränderte Armbewegungen zeigen. Desweiteren sind Adduktion und Innenrotation der Beine im Hüftbereich sowie vermehrte Hüft- und Kniebeugung charakteristisch für diese Patienten. In Folge der häufig auftretenden Tonuserhöhung des Wadenmuskels (*M. gastrocnemius*) oder eher selten des Schollenmuskels (*M. soleus*) kommt es zur Spitzfußdeformität. Die obere Extremität zeigt meist eine Innenrotation des Oberarms, eine erhöhte Ellenbogenflexion sowie Pronation und Flexion der Hand. Ein eingeschlagener (adduzierter) Daumen kann auftreten. Im Gegensatz dazu ist die Rumpfmuskulatur oft hypoton und bildet mit der verminderten Geschicklichkeit und schnellen Ermüdbarkeit die sogenannte Negativsymptomatik der spastischen Zerebralparese [Ferrari et al. 1998].

Die aus einer spastischen ICP resultierenden Gangabweichungen zeigen sich besonders offensichtlich in der sagittalen Kniekinematik und wurden in [Sutherland et al. 1993] auf vier charakteristische Muster (Jump Knee, Crouch Knee, Stiff Knee, Recurvatum Knee) zurückgeführt, die isoliert oder in Kombination auftreten können. Schielen, Gleichgewichtsstörungen und eine verzögerte Gesamtentwicklung im Kleinkindalter können zusätzlich zum Krankheitsbild gehören. Details der bereits aufgezählten sowie weiterer charakteristischer Gangmuster bei ICP-Patienten (True Equinus, Apparent Equinus) finden sich in [Chambers 2001].

Im Hinblick auf die gesamte Sagittalkinematik der unteren Extremität wurden in [Winters et al. 1987] vier Bewegungsmuster von Patienten mit dem am häufigsten vorkommenden topologischen

Typ der Hemiplegie herausgearbeitet (Group I,-IV). Typisch für diese Patienten ist eine stark flektierte Armhaltung der betroffenen Seite, kombiniert mit abnormaler Handgelenksflexion und Adduktion des Daumens. Beim Gehen zeigt sich eine geringere Beweglichkeit des Ellenbogengelenks der betroffenen Seite durch ein reduziertes Bewegungsausmaß. Außerdem ist auf beiden Seiten die Variabilität der Ellenbogenflexion beim Gehen reduziert [Riad et al. 2007].

Da sich für die untere Extremität die Gangmuster der spastischen Hemiplegie von denen der spastischen Diplegie nicht grundsätzlich unterscheiden, wurden in [Rodda et al. 2001] die Gangmuster unabhängig vom topologischen Typ der zugrunde liegenden Pathologie weiter ausgearbeitet, und auch in [Perry 2003] werden die Muster losgelöst vom topologischen Typ betrachtet und diskutiert. Die Gangmuster in [Winters et al. 1987] lassen sich denen in [Sutherland et al. 1993] entsprechend Tab. 15 grob zuordnen.

<i>Gangmuster [Winters, Gage &amp; Hicks 1987]</i>	<i>Gangmuster [Sutherland &amp; Davids 1993]</i>
Jump Knee	Group 1
Crouch Knee	Group 4
Stiff Knee	Group 3
Recurvatum Knee	Group 2

Tab. 15: Zuordnung der Gangmuster in [Winters 1987] zu denen in [Sutherland 1993].

Im Folgenden werden exemplarisch zwei häufig auftretende Gangmuster weiter im Detail beschrieben. Der **Kauergang (crouch gait)** tritt bei über 70% der Patienten mit spastischer Diplegie auf [Wren et al. 2005] und ist durch eine übermäßige Knieflexion sowohl in der Schwung- als auch in der Standphase (mindestens 30° über die gesamte Standphase hinweg) geprägt. In einer Gangskala (adaptiert von der Physicians Rating Scale) nach [Perry 2003] wird der Grad des Kauergangs ausschließlich anhand des Knieflexionswinkels in der mittleren Standphase beurteilt. Von einem schwerem Kauergang wird bei Auftreten von Winkeln größer als 15° gesprochen. Streckdefizite kleiner als 10° werden als milder Kauergang eingestuft, und zwischen 10° und 15° wird von einem moderaten Kauergang gesprochen. Mit einher geht in der Regel eine übermäßige Hüftbeugung [Frost 1971].

Wenn die Kniestreckung am Ende der Schwungphase vermindert ist, verkürzt dies Schrittlänge und Gehgeschwindigkeit und in Folge auch die Länge der Doppelschritte und die Länge der Einbeinstandphasen.

Der Kauergang kann durch eine spastische Tonuserhöhung des Lenden-Darmbeinmuskels (M. iliopsoas) und der Adduktorengruppe verursacht werden, die zu einer Hüftbeuge-Adduktionskontraktur führt [Frost 1971]. Auch die spastische Tonuserhöhung der Kniebeuger (ischiochrurale

Muskulatur) oder eine Spitzfußdeformität sind mögliche Ursachen. Häufig sind auch der hintere Oberschenkelmuskel (semitendinosus, semimembranosus, biceps femoris) und der vordere Oberschenkelmuskel (quadriceps femoris) betroffen, und es zeigt sich eine Kniebeugekontraktur [Sutherland 1978]. Ausgeprägte Armbewegungen können möglicherweise der Entlastung des Oberschenkelmuskels, d.h der Reduktion des Knieflexionsmoments dienen.

Ein ebenfalls charakteristisches Gangbild ist das durch ein **überstrecktes Kniegelenk (Genu recurvatum**, selten auch **Säbelbein** genannt) geprägte Muster. Beteiligt an seinem Zustandekommen ist oftmals eine Fehlfunktion des Quadriceps (z.B. Lähmung, Spastik). Dieser Muskel ist nicht nur für die Streckung des Beins zuständig, sondern er sichert auch das Kniegelenk dagegen ab, einzuknicken. Bei einer Fehlfunktion kann das Kniegelenk nicht mehr gestreckt werden. Beim Gehen wird dies durch eine Vorneigung des Oberkörpers kompensiert, was zu einer verstärkten Anspannung der Gesäßmuskulatur (insbesondere des großen zweiköpfigen Gesäßmuskels, M. gluteus maximus) und der Wadenmuskulatur (insbesondere des zweiköpfigen Wadenmuskels, M. gastrocnemius) führt. Dadurch werden die Kniegelenksbänder und die rückwärtige Kniegelenkskapsel überdehnt. Das Drehmoment des nach vorne geneigten Oberkörpers drückt dann das Kniegelenk in eine überstreckte Haltung (Hyperextension), wie man leicht an sich selbst ausprobieren kann.

Literatur zum Thema Armbewegungen beim Gehen von ICP-Patienten ist kaum vorhanden. Die einzigen beiden dem Autor bekannten Publikationen, die Schulterwinkel von Probanden und ICP-Patienten beim Gehen zeigen sind [Romkes et al. 2007] und [Riad et al. 2011].

### 1.3. Schwerpunktsbewegungen

Die Kontrolle der Ganzkörperschwerpunktsbewegung ist fundamental für den aufrechten Gang des Menschen. Fußkontakt, Fußabheben, Knieflexion in der Standphase, Beckenbewegung und überhaupt die Koordination aller Gelenksbewegungen erfolgen derart, dass der Ganzkörperschwerpunkt sich weich und auf bestimmte Weise optimal mit der Zeit weiterbewegt [J. B. Saunders et al. 1953], [Massaad et al. 2004]. Literatur, die zeigt, wie diese Schwerpunktsbewegung aussieht, ist sowohl für den physiologischen Gang als auch für unterschiedliche Pathologien [Broström et al. 2007] zahlreich vorhanden, so z.B. [Thirunarayan 1996], [Saini et al. 1998], [Robert et al. 2009].

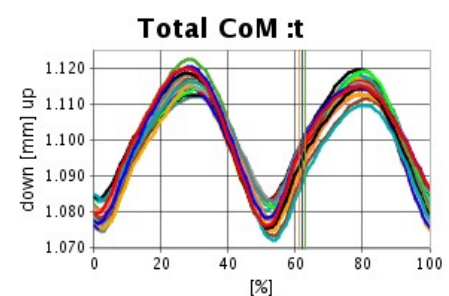


Abb. 54: Verlauf der Vertikalkomponente des Ganzkörperschwerpunkts über einen Gangzyklus; Die senkrechten Linien markieren den Zeitpunkt des Abhebens des Fußes der Gegenseite.



Geschlechtsspezifische Unterschiede können beispielsweise in [Iida et al. 1987] oder [Smith et al. 2002] nachgelesen werden. Das grundsätzliche Muster der Bewegung des Ganzkörperschwerpunkts beim Gehen ist für Männer und Frauen sehr ähnlich. Männer zeigen jedoch in der Regel größere Amplituden in allen drei translatorischen Freiheitsgraden. Außerdem zeigt sich ein Phasenunterschied in der medio-lateralen Bewegung. Die Abb. 54 zeigt beispielhaft den typischen Verlauf der Vertikalkomponente des Ganzkörperschwerpunkts über einen Gangzyklus einer im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Vermessung eines physiologischen Gangs. Seine tiefste Lage nimmt der Schwerpunkt damit kurz nach dem Aufsetzen (initial contact) eines Fußes ein. In der mittleren Standphase erreicht er dann seine höchste Position bei vertikalem Standbein. Von einer durchschnittlichen Schrittbreite ausgehend könnten diese Schwerpunktsbewegungen dabei eine Amplitude von bis zu 8 cm haben [M. P. Murray et al. 1964]. Tatsächlich liegt diese jedoch meist unterhalb von 4 cm. Den ersten drei<sup>7</sup> der in [J. B. Saunders et al. 1953] beschriebenen „six determinants of gait“ wird häufig die Funktion der Reduzierung der Amplitude der Schwerpunktsbewegung zur Energieeinsparung gegenüber einem Kompassgang zugeschrieben, so z.B. in [Perry 2003] nachzulesen. Zweifelsfrei sind die beschriebenen Muster wichtig für den Gang. Ihre genaue Funktion ist allerdings mittlerweile umstritten. Eine Beschreibung der Beinbewegungen als inverses Pendel hat zur Konsequenz, dass große Auslenkungen der Schwerpunktsbewegung nicht notwendig zu einem größeren Energieverbrauch führen. Wesentlich mehr Energie geht in diesem Modell durch die Korrektur der Richtung der Schwerpunktsgeschwindigkeit in den Zweibeinstandphasen verloren [Kuo 2007].

In der Transversalebene liegt der Ganzkörperschwerpunkt während des Zweibeinstands zwischen den beiden Füßen und zu Beginn des Einbeinstands medial und posterior zur Fersenmitte des Standbeins. Mit dem Beinschwung des kontralateralen Beins gelangt er medial bis an die Kante der Ferse [Shimba 1984] und bewegt sich anterior aus der Unterstützungsfläche des Fußes heraus. Jacqueline Perry beschrieb das Gehen daher als kontrollierte Fallbewegung [Perry 2003]. Um nicht nach vorne umzufallen, muss der kontralaterale Fuß anterior zum Ganzkörperschwerpunkt platziert werden [Winter et al. 1990]. Um dabei die aufrechte Körperausrichtung zu bewahren, muss die in Oberkörper, Kopf und Armen vereinte Masse kontrolliert werden. Dies geschieht beim physiologischen Gang nahezu ausschließlich über die Hüftmuskulatur [Winter, Patla & Frank 1990]. Im Vergleich dazu liegt die Balance dieser Massen beim Stehen hauptsächlich in der Verantwortung des Sprunggelenks.

---

<sup>7</sup> Die Beckenrotation erhöht den Körperschwerpunkt im niedrigsten Punkt des Zweibeinstands (1.). Die Beckenkipfung (medio-lateral, 2.) und Knieflexion (3.) erniedrigen das Maximum der vertikalen Auslenkung des Schwerpunkts im Einbeinstand.

In den ersten vier bis fünf Jahren nach Erlernen des freien Gehens entwickelt sich aus dem mehr oder weniger ausgeprägten Muster eines Zehengängers heraus das typische Gangbild des Menschen mit seiner lang anhaltenden Bodenkontaktphase mit flach aufliegendem Fuß [Massaad et al. 2004]. Bei vielen ICP-Patienten beginnt die Entwicklung ähnlich, der Zehengang verstärkt sich dann aber mit der Zeit, anstatt sich abzuschwächen [Leonard et al. 1991]. Bezüglich der Ganzkörperschwerpunktsbewegung wird dies in ihrer vertikalen Beschleunigung sichtbar. Bei einem Zehengänger ist diese negativ beim Aufsetzen des Fußes, bei einem nicht pathologischen Gangmuster positiv.

Vor allen Dingen bei Kindern wird beim Stolpern mit Hilfe der Armbewegungen der Ganzkörperschwerpunkt angehoben, womit mehr Zeit zur Platzierung des Fußes zur Verfügung steht, was wiederum die Kompensation der äußeren Störungen erleichtert [Roos et al. 2008].

Ganz im Gegensatz dazu setzen bestimmte Athleten gezielt spezielle Armbewegungen beim Gehen ein, um die vertikale Auslenkung des Gesamtkörperschwerpunktes zu reduzieren. Auf diese Weise kann die Energieeffizienz gesteigert werden [Murray et al. 1967]. Bei diesen besonderen Gehformen wird dann speziell auch das sonst überwiegend passive Vorschwingen der Arme durch Muskelaktivität verstärkt.

#### **1.4. Variabilität und Balance**

Aufgrund ihres hohen Grads an Koordiniertheit und Periodizität macht es Sinn, viele Gelenkwinkelverläufe auf Doppelschritte normiert darzustellen. Die klinische instrumentelle Ganganalyse beschränkt sich hierbei meist darauf, einen typischen oder einen aus vielen einzelnen gemittelten Doppelschritt zu analysieren. Lediglich in einigen speziellen Anwendungen werden mehrere Einzelschritte eines Patienten miteinander verglichen. Die Sturzgefährdung vieler geriatrischer Patienten zeigt sich beispielweise in kurzzeitigen, nicht periodisch auftretenden Gleichgewichtsstörungen, die nur einen Bruchteil der Schritte insgesamt betrifft. Die Variabilität bestimmter Gangparameter gilt als ein verlässlicher Sturzprädiktor. Bereits kleinste Variationen der Schrittlänge von weniger als zwei Zentimetern verdoppeln das Sturzrisiko [Maki 1997].

Als weiteres Beispiel sei hier die Beeinträchtigung des Ganges bei rheumatischen Erkrankungen angeführt: Hier zeigt sich eine Art „Einlaufverhalten“, d.h., lediglich in der Abfolge der ersten paar Schritte zeigt sich eine systematische Veränderung, die in den nachfolgenden Schritten wieder verschwindet. Aber auch die Gelenkwinkelverläufe eines physiologischen Gangs weisen eine Variabilität auf, die strukturiert ist und nur zu einem Teil durch den Messprozess verursacht wird.

Betrachtet man Zeitreihen von Schwerpunktsbewegungen normiert auf einen Gangzyklus, so liegt es nahe, danach zu fragen, ob sich ein Teil der dabei auftretenden Variabilität auf balancierende Vorgänge zurückführen lässt. Aus biomechanischer Sicht kann Balance als die Fähigkeit definiert werden, die Bewegung des Körperschwerpunkts auf die durch die Unterstützungsfläche definierten Stabilitätsgrenzen zu beschränken (Zweibeinstand) bzw. beim Gehen immer wieder in diese Stabilitätsgrenzen zurückzuführen [Horak 1987].

Dabei ist die Balance beim Gehen richtungsabhängig. In der Frontalebene zeigt sich eine größere Variabilität als in der Sagittalebene [Bauby et al. 2000]. Denn in der Sagittalebene kann zu einem großen Anteil bereits ohne sensorisches Feedback, vergleichbar mit passiven dynamischen Gehmaschinen [Coleman 1998], eine Stabilisierung erreicht werden. Die Balance in medio-lateraler Richtung wird hingegen hauptsächlich durch das Positionieren der Füße erreicht [Donelan et al. 2004], [O'Connor et al. 2009].

Die grundlegenden Arbeiten von Winter [Winter et al. 1990] zeigen anhand der Untersuchung von Variabilitäten in den Gelenkmomenten der unteren Extremität, dass beim Gehen vor allen Dingen die Hüfte für die Balance in der Sagittalebene zuständig ist. Im Gegensatz dazu übernehmen beim Zweibeinstand die Fußgelenke diese Funktion.

Korrekturen der Balance können aber auch über Kompensationsbewegungen des Oberkörpers oder der Arme erfolgen [Pozzo et al. 2001], [Patla et al. 2002]. Umgekehrt haben Experimente mit gezielter Versteifung von Oberkörper und Hüfte gezeigt, dass dies die Instabilität des Zweibeinstands erhöht [Grüneberg et al. 2004]. Abnormalitäten in der Kontrolle des Gleichgewichts werden entsprechend bei Patienten beobachtet, denen eine ausreichende Beweglichkeit in bestimmten Gelenken fehlt oder durch Muskelkontraktionen verhindert wird [Grüneberg et al. 2004], [Nijhuis et al. 2008]. Eine gezielter Versteifung der Kniegelenke durch Orthesen können zu kompensatorischen Armbewegungen führen, welche das Gleichgewicht in medio-lateraler Richtung verbessern [Nijhuis et al. 2008]. Experimente mit gezielten Störungen des Gleichgewichts im Stehen haben gezeigt, dass auch bestimmte Patienten mit erhöhter Steifigkeit in den Kniegelenken verstärkt die Arme kompensatorisch einsetzen, um das Gleichgewicht in medio-lateraler Richtung besser zu kontrollieren [Küng et al. 2009].

## **2. Zielsetzung**

Das Ziel des dritten Teils dieser Arbeit ist es, die Armbewegungen in eine klinische Routine der instrumentellen Ganganalyse mit einzubeziehen. Entsprechend der konventionellen Vorgehensweise bei der unteren Extremität sollten dabei zuerst einmal Gelenkwinkelverläufe von Patienten mit den

Daten eines Normkollektivs verglichen werden. Da für die obere Extremität beim Gehen Normdaten in der Literatur praktisch nicht verfügbar sind, galt es im Rahmen dieser Arbeit ein Normkollektiv zu vermessen und die Variabilität dieser Messungen zu untersuchen.

Dabei stellte sich zuerst einmal ganz grundsätzlich die Frage, ob die Variabilität der Kurvenverläufe nicht einfach zu groß ist, um diese überhaupt sinnvoll als Referenz zum Vergleich mit Patientendaten heranziehen zu können.

Ziel war es dann, im Rahmen einer instrumentellen klinischen 3d-Ganganalyse die Armbewegungen von Patienten mit ICP zu untersuchen. Zuerst einmal sollten rein deskriptiv die Armbewegungen dieser Patientengruppe überhaupt erst einmal beschrieben werden, um sie in Bezug zu den Bewegungsmustern der unteren Extremität setzen zu können.

Da zu erwarten war, dass reine Gelenkwinkelverläufe sich als nur wenig aussagekräftig erweisen würden, um der Funktion der Armbewegungen näher zu kommen, war es ein weiteres Ziel dieser Arbeit, weiterführende Analysemethoden zu untersuchen, die in der klinischen Routine der instrumentellen Ganganalyse bisher wenig Verbreitung gefunden haben. Angewendet und untersucht werden sollten die Punktschätzung relativer Phasen, die Parametrisierung von Symmetrie sowie Schwerpunktsbewegungen einzelner Segmente.

### **3. Methoden**

#### **3.1. Gehrichtung und Gang-Koordinatensysteme**

Um Armbewegungen beim Gehen zu analysieren, ist es sinnvoll, nicht nur Gelenkwinkel, sondern auch sogenannte Segmentwinkel zu betrachten, die auf Gangrichtung und Vertikale bezogen sind.

Dazu wurde die Gehrichtung auf Basis der Zeitpunkte definiert, zu denen die Füße platziert werden. Die Position des Beckenzentrums zum Zeitpunkt des Aufsetzens eines Fußes bei Schrittbeginn und zum Zeitpunkt des erneuten Aufsetzens des selben Fußes mit dem Ende der Schwungphase definieren die Gehrichtung. Diese springt folglich mit jedem Aufsetzen des selben Fußes und bleibt dann im weiteren Verlauf des Schrittes selbst konstant.

Zusammen mit der Vertikalen des Laborsystems (senkrecht nach oben zeigende Achse) wird über Kreuzprodukte ein rechtwinkliges „Gang-Koordinatensystem“ konstruiert, bei dem die x-Achse in Gehrichtung, die y-Achse nach lateral und die z-Achse nach oben bzw. unten zeigt, je nachdem, ob die Gehrichtung linker oder rechter Schritte bestimmt wird.

Zu den Zeitpunkten des Aufsetzens eines Fußes wird die Lage des Beckenzentrums in der Transversalebene als Ursprung des Koordinatensystems definiert. Die z-Koordinate wird fest auf null gesetzt, d.h. das Koordinatensystem wird über den Boden „geschoben“. In den Positionen dazwischen wird die Lage linear interpoliert, d.h. es wird eine konstante Gehgeschwindigkeit angenommen.

Das auf diese Weise konstruierte (Gang)-Koordinatensystem wird als Referenz zur Darstellung von Segment- und Schwerpunktbewegungen eingesetzt.

### **3.2. Schrittlänge und Schrittbreite**

Die Schrittbreite wurde in dieser Arbeit unkonventionell körper- und seitenbezogen bestimmt. Sowohl für die linke als auch für die rechte Seite wurde eine Schrittbreite als orthogonaler Abstand der auf den Boden projizierten Fußmittelpunkte zur Ganglinie definiert. Die Fußmittelpunkte wurden als geometrisches Mittel der Position der Marker auf Ferse und Vorfuß bestimmt. Für jeden Schritt wurde die Schrittbreite für den Beginn des Gangzyklus, d.h. zum Zeitpunkt des Erstkontaktes des Fußes bestimmt. Die Bestimmung der Ganglinie aus der Position des Beckenzentrums, führt zu einer körperbezogenen Schrittbreite. Auf diese Weise können Asymmetrien zwischen dem Aufsetzen des linken und des rechten Fußes dargestellt werden. Die konventionelle Definition einer Schrittbreite, basierend allein auf der Position der Füße, ergibt sich dann aus der Summe der körperbezogenen linken und rechten Schrittbreite.

Korrespondierend wurde eine linke und eine rechte körperbezogene Schrittlänge bestimmt. Die Fußmittelpunkte wurden wieder auf die Ganglinie projiziert und der gerichtete Abstand dieser Punkte im Moment des Fußerstkontaktes mit der Projektion des Beckenzentrums auf den Boden bestimmt. Am Vorzeichen dieser gerichteten, körper- und seitenbezogenen Schrittlänge kann man erkennen, ob der Fuß vor (positives Vorzeichen) oder hinter (negatives Vorzeichen) dem Ganzkörperschwerpunkt aufgesetzt wird.

### **3.3. Gelenkwinkel und Symmetrie**

Die Winkel wurden auf Basis des in dieser Arbeit entwickelten HUX-Modells (Kapitel III) bestimmt. Die Ausrichtung der Längsachse des Oberarms sowie die Außen-/Innenrotation des Oberarms wurde entsprechend der neuen Konvention (Kapitel IV) durch zwei Öffnungswinkel bezogen auf die Sagittal- und die Frontalachse des Thorax und durch die adjunkte Rotation dargestellt. Kombiniert wurde das Modell/Messprotokoll mit dem bereits vorhandenen kinematischen Modell *Vicon-PlugInGait*© für die untere Extremität. Dieses basiert auf dem *Helen-*

Hayes-Markersatz (Abb. 104). Die Details dieses Modells finden sich leider nur verstreut in den folgenden Veröffentlichungen [Sutherland 1984], [Kadaba et al. 1989], [Bell et al. 1990], [Kadaba et al. 1990]. Damit stehen Zeitreihen zur Beschreibung von Lage und Orientierung aller Gelenkzentren und -achsen in Laborkoordinaten zur Verfügung<sup>8</sup>. Die Links-Rechts-Symmetrie  $S$  der Ante-/Retroversion und der Ad-/Abduktion der Arme sowie der Ellenbogenflexion im Maximum sowohl für die Individuen des Normkollektivs als auch für die Patienten mit spastischer Diplegie wurde durch

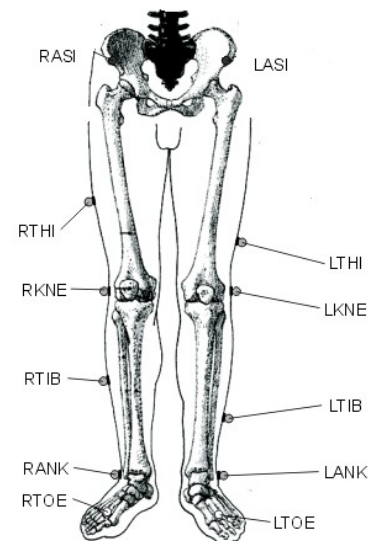


Abb. 55: Helen-Hayes-Markersatz für die untere Extremität.

$$S = \frac{1}{2} \frac{|\alpha_{Rmax} - \alpha_{Lmax}|}{\max(\alpha_{Rmax}, \alpha_{Lmax})} \quad (103)$$

quantifiziert. Bei kompletter Symmetrie führt dieses Maß zu einem Wert von null und bei kompletter Antisymmetrie zu einem Wert von eins.

### 3.4. Schwerpunkte

Für jedes Segment wurde die Schwerpunktsbewegung bestimmt. Die dazu benötigten Segment-Massen und Lagekoordinaten relativ zu den Segment-Koordinatensystemen wurden aus anthropometrischen Mittelwerten [Dempster 1955] abgeleitet. Für Kinder unter 14 Jahren wurden, wie in [Eames 1999] vorgeschlagen, zur Verbesserung der Genauigkeit die anthropometrischen Mittelwerte von [Jensen 1986] verwendet.

Die Schwerpunkte von Unter- und Oberarm wurden zu einem Schwerpunkt des gesamten Arms zusammengefasst. Die Bewegung dieser Schwerpunkte wurde in Winkeln parametrisiert und damit implizit auf die „effektive“ Armlänge normiert. Es wurden folgende Winkel bestimmt:

1. Lokale Winkel (Gelenkwinkel): Zwei Projektionswinkel (Ab-/Adduktion, Ante-/Retroversion) bezogen auf den Oberkörper sowie ein Elevationswinkel (Öffnungswinkel zwischen den Längsachsen der Arme und des Oberkörpers).
2. Globale (Segment-) Winkel: Entsprechende Winkel bezogen auf das Gang-Koordinatensystem statt auf den Oberkörper.

<sup>8</sup> PlugInGait macht die Ausrichtung der Gelenke ausschließlich in Form von Kardanwinkeln, ohne die zu Grunde liegenden Koordinatensysteme, zugänglich.

Darüber hinaus wurden die Schwerpunkte beider Arme zusammengefasst und gleichermaßen in Winkeln dargestellt.

Die Lage des Ganzkörperschwerpunkts  $\vec{r}_{COM}$  kann aus den Schwerpunkten aller Segmente  $i$  entsprechend

$$\vec{r}_{COM} = \frac{\sum_{i=1}^N m_i \vec{r}_i}{M} \quad (104)$$

zusammengesetzt werden. Dabei ist  $M$  die Gesamtkörpermasse,  $\vec{m}_i$  die Masse und  $\vec{r}_i$  die Lage des  $i$ -ten Segments.

Der Ganzkörperschwerpunkt wurde im Gang-Koordinatensystem bestimmt und normiert auf Prozent der Körpergröße.

### 3.5. Quantifizierung von Variabilität

In der Bewegungsanalyse werden häufig Bewegungen betrachtet, die mehrfach wiederholt durchgeführt werden (z.B. Doppelschritte beim Gehen) oder zumindest im Labor künstlich wiederholt durchgeführt werden können (z.B. ein Glas Wasser zum Mund führen). Aus unterschiedlichen Gründen ist es nun wichtig zu wissen, wie ähnlich der zeitliche Verlauf zugehöriger Messgrößen ist. Es geht also darum, die Variabilität zwischen wiederholt durchgeführten Messungen, bzw. anders ausgedrückt: die Wiederholbarkeit einer Messung, zu quantifizieren.

Zu diesem Zweck hat Winter [Winter 1991] erstmals sogenannte „coefficients of variation“ (CV) in die Bewegungsanalyse eingeführt [Kadaba et al. 1989]. Für jedes Individuum wurde diese Größe bestimmt als der Quotient zwischen Standardabweichung (gemittelt über alle Zeitpunkte einer Zeitreihe) und dem Mittelwert einer Zeitreihe entsprechend Gl. 103. Es werden meist Prozentzahlen angegeben.

$$CV = \frac{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \sigma^2}}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i|} 100\% \quad (105)$$

Da die Mittelwerte vieler typischer Messgrößen um null herum variieren, wurde vor der Summation der Betrag gebildet. Das ist zwar aus statistischer Sicht nicht ganz korrekt, bewährt sich aber in der Praxis.

Messungswiederholungen, die zu Werten zwischen 0 und 50 führen, werden typischerweise als ausreichend reproduzierbar betrachtet, und eine nachfolgende Analyse kann auf Basis der Mittelwerte erfolgen. Geraten die Werte größer als 100, wird die Messung in der Regel als schlecht reproduzierbar betrachtet.

Um die Variabilität einer Messmethode an sich zu bestimmen, hat Winter dann CV-Werte für viele Individuen gemittelt. Dieses einfache Maß zeigte sich allerdings als nicht besonders geeignet, um die Ähnlichkeiten der Kurvenverläufe zu charakterisieren [Kadaba et al. 1989]. Aus diesem Grund wurden in [Kadaba et al. 1989] die sogenannten „adjusted coefficients of multiple correlation“ (CMC) eingeführt.

In einer ersten Variante (within-day) geht man von mehreren Wiederholungsmessungen an unterschiedlichen Tagen ( $n=1\dots N$ ) aus und fragt nach der Ähnlichkeit der Messungen, die jeweils am gleichen Tag gemacht wurden ( $k=1\dots K$ ). Mit ( $t=1\dots T$ ) wird über alle Zeitpunkte einer Messung iteriert. Der CMC bestimmt sich damit aus den folgenden Formeln:

$$CMC_{within\ day} = \sqrt{1 - \frac{\sigma_{cycle}^2}{\bar{\sigma}_{cycle}^2}} \quad (106)$$

$$\sigma_{cycle}^2 = \frac{1}{(NT(K-1))} \sum_{t=1}^T \sum_{n=1}^N \sum_{k=1}^K (x_{nkt} - \bar{x}_{nt})^2 \quad (107)$$

$$\bar{\sigma}_{cycle}^2 = \frac{1}{(N(KT-1))} \sum_{t=1}^T \sum_{n=1}^N \sum_{k=1}^K (x_{nkt} - \bar{x}_t)^2 \quad (108)$$

$$\bar{x}_t = \frac{1}{NK} \sum_{k=1}^K \sum_{n=1}^N x_{nkt} \quad (109)$$

$$\bar{x}_{nt} = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K x_{nkt} \quad (110)$$

In einer zweiten Variante wird nach der Ähnlichkeit der Messungen an unterschiedlichen Tagen gefragt (between-days). Der zugehörige CMC-Wert bestimmt sich dann durch Einsetzen der folgenden drei Terme in die Gl. 106.

$$\sigma_{cycle}^2 = \frac{1}{(T(KN-1))} \sum_{t=1}^T \sum_{n=1}^N \sum_{k=1}^K (x_{nkt} - \bar{x}_t)^2 \quad (111)$$

$$\bar{\sigma}_{cycle}^2 = \frac{1}{NTK-1} \sum_{t=1}^T \sum_{n=1}^N \sum_{k=1}^K (x_{nkt} - \bar{x})^2 \quad (112)$$

$$\bar{x} = \frac{1}{NKT} \sum_{k=1}^K \sum_{n=1}^N \sum_{t=1}^T x_{nkt} \quad (113)$$



Weitere Ausführungen zur Verwendung der CMCs zur Quantifizierung der Wiederholbarkeit von Messungen finden sich in [Steinwender et al. 2000]. Anwendungen zum Vergleich von Messprotokollen bzw. Messmethoden finden sich z.B. in [Simon et al. 2006], [Ferrari et al. 2010].

In dieser Arbeit wird der CMC in der ursprünglichen Variante zur Beschreibung der "inter-Tester-Reliabilität" umdefiniert, um die Variabilitäten innerhalb eines Normkollektivs zu beschreiben. Dazu werden die Formeln der Variante „within-day“ verwendet, um die Wiederholbarkeit der Messungen bezogen auf einzelne Individuen zu charakterisieren. Entsprechend werden die Formeln der Variante „between-days“ verwendet, um die Ähnlichkeit der Messungen verschiedener Individuen eines Normkollektivs zu charakterisieren.

### 3.6. Probanden/Patienten und Messprotokoll

Vermessen wurde ein Normkollektiv von 15 Individuen im Alter zwischen fünf und 43 Jahren (Tab. 16). Beeinträchtigungen beim Gehen dieser Individuen wurden nicht beobachtet.

<i>Pat.-ID<sup>1</sup></i>	<i>Geschlecht</i>	<i>Größe [cm]</i>	<i>Gewicht [kg]</i>	<i>Alter [Jahre]</i>
51366	m	149	34,1	10
51371	w	164	55,5	37
51386	m	111	20	5
51734	m	179	86,7	36
51855	m	136	31,4	8
51993	m	126	22,5	7
51994	m	174	84	31
51995	m	180	70,7	28
52008	w	103	17,2	5
52097	w	137	29,6	9
52098	w	122	24,1	7
52146	m	166	67	30
52168	m	186	82	29
52204	m	182	75	42
52236	m	187	78,7	25

Tab. 16: Normprobanden; <sup>1</sup>Die Angabe einer Patienten-ID dient der internen Dokumentation und ermöglicht die pseudonymisierte Zuordnung der Messdaten.

Desweiteren wurde vermessen, eine Gruppe von 22 Patienten (Tab. 17) mit dem Befund einer spastischen Diplegie durch die betreuenden Ärzte. Da die Klassifikation nicht auf Basis betroffener Hirnareale, z.B. anhand von Kernspinaufnahmen erfolgte, ist davon auszugehen, dass auch leichte Tetraplegiker in dem betrachteten Patientenkollektiv enthalten sind.

Die Patienten bilden in etwa das Spektrum ab, das in den Jahren 2005-2008 in der orthopädischen Universitätsklinik vorstellig wurde und für das eine Ganganalyse auf Basis einer Vermessung der Bewegung der unteren Extremität unabhängig von dieser Arbeit bereits vorgesehen war. Es wurde keine gezielte Auswahl vorgenommen. Lediglich Faktoren wie vorausgesetzte Gehfähigkeit (ohne Hilfsmittel), Zumutbarkeit des erweiterten Messprotokolls zur Erfassung der Bewegung der oberen Extremität und organisatorische Gründe schränkten die Zahl der Messungen ein.

Das Messprotokoll umfasst die in Kapitel III beschriebenen Kalibrierungsmessungen des HUX-Modells. Alle Individuen wurden angewiesen, ein als angenehm empfundenes Gehtempo zu wählen. Es wurden zehn bis 20 Gehdurchgänge vermessen. Je nach Schrittlänge konnten zwei bis vier Doppelschritte pro Gehdurchgang, dem Beobachtungsvolumen des Messsystems entsprechend, erfasst werden. Schritte, die sich in den Gelenkwinkelverläufen besonders stark vom typischen Muster unterschieden, wurden nicht berücksichtigt. Für einige Patienten wurden zusätzliche schnelle Gehdurchgänge vermessen, im Rahmen dieser Arbeit allerdings nicht ausgewertet.

<i>Pat_ID<sup>1</sup></i>	<i>Geschlecht</i>	<i>Größe [cm]</i>	<i>Gewicht [kg]</i>	<i>Alter [Jahre]</i>	<i>Klassifikation</i>
50213	m	165	7,7	38	TST
50311	m	161	46,4	15	TST
50403	m	173	58,2	23	TST
50504	w	168	52	14	ST
50672	m	140	32,1	11	ST
50884	m	165	46,5	15	ST
50886	m	155	67,1	11	BST
51156	m	171	79,2	24	BST
51442	m	169	45,8	13	BST
51503	m	129	28,2	9	SST
51622	m	175	77	36	BST
51738	m	113	21,6	7	BST
51740	m	170	49,1	16	BST
51740	m	174	52,5	19	BST
51744	m	110	19	5	TST
51768	m	165	81,1	37	BST
51772	w	179	54,4	20	BST
51795	m	177	84,1	21	BST
51824	m	130	40,2	10	ST
52221	m	168	68	46	SST

Tab. 17: Patienten: Klassifikation (spastische Tetraparese: ST, seitenbetont: SST, beinbetont: BST, tribetont: TST)

<sup>1</sup>Die Angabe einer Patienten-ID dient der internen Dokumentation und ermöglicht die pseudonymisierte Zuordnung der Messdaten.

## 4. Ergebnisse

### 4.1. Gelenkwinkel-Kinematik

Sowohl die Individuen des Normkollektivs als auch die in dieser Arbeit untersuchten Patienten mit spastischer Diplegie zeigen beidseits eine periodisch mit dem Gangzyklus verlaufende Schulter- und Ellenbogen-Bewegung. Für das Normkollektiv zeigt die Abb. 56 die Ausrichtung der

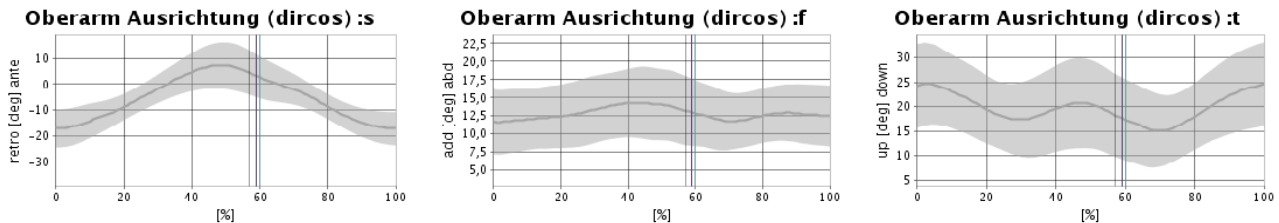


Abb. 56: Normkollektiv: Ausrichtung der Längsachse des Oberarms gegenüber dem Oberkörper in Öffnungswinkeln beim Gehen; Darstellung von Mittelwert (dicke graue durchgezogene Linie) und der doppelten Standardabweichung als hellgraues Band.

Längsachse des Oberarms gegenüber dem Oberkörper beim Gehen in Öffnungswinkeln entsprechend Kapitel IV.4.1. Ein charakteristischer Verlauf ist in allen drei Winkeln erkennbar, in der Frontalebene allerdings nur sehr schwach ausgeprägt. Abb. 57 zeigt die Außen-/Innenrotation des Oberarms als adjunkte Rotation (vgl. Kapitel IV.4.2), sowie die Ellenbogenbeugung und die Pro-/Supination der Hand.

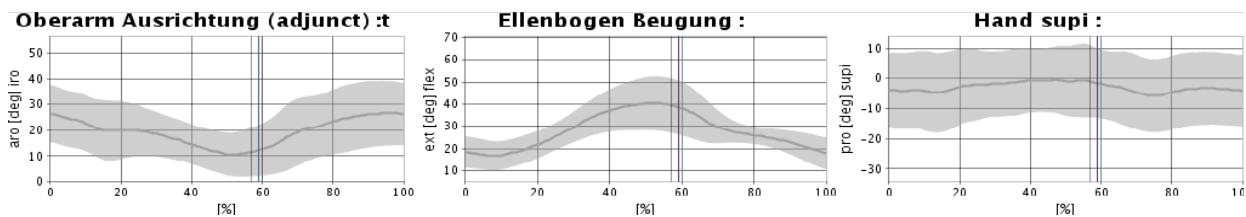


Abb. 57: Normkollektiv: Außen-/Innenrotation des Oberarms als adjunkte Rotation sowie Ellenbogenbeugung und Pro-/Supination beim Gehen; Darstellung von Mittelwert (dicke graue durchgezogene Linie) und der doppelten Standardabweichung als hellgraues Band.

Dargestellt ist in den beiden Abb. 56 und 57 der Verlauf des Mittelwerts sowie die doppelte Standardabweichung als graues Band für das Normkollektiv. Da in der Pro-/Supinationsbewegung praktisch kein charakteristischer Verlauf vorhanden ist (CMC-Wert intra-indiv.: 0,23 und inter-indiv.: 0,09), wurde diese nicht weiter betrachtet.

In Tab. 18 sind globale Minima, Maxima und Mittelwerte von Ellenbogenflexion und Oberarmstellung einschließlich Standardabweichung aufgelistet. Darüber hinaus sind die Positionen im Gangzyklus angegeben, an denen die Ellenbogenflexion, Ante-/Retroversion und die adjunkte Rotation ihr globales Minimum bzw. Maximum erreichen. Für die Abduktion und die Elevation

fehlen diese Positionsangaben, da es mehrere lokale Minima bzw. Maxima in ähnlicher Größe gibt und es individuell verschieden ist, welches das globale Minimum bzw. Maximum ist.

Gelenkwinkel	Ellenbogen- Flexion	Oberarmstellung					
		Ante-/Retroversion		Abduktion		Elevation	Rotation
		proj	dircos	proj	dircos	dircos	adjunkt
<b>min±std</b> [°(%)]	20,4±4,9 (5,3±4,3)	-19,5±7,1 (0,1±4,9)	-18,8±6,8 (-1,7±3,2)	9,2±7,1 (-)	10,3±5,8 (-)	13,4±6,4 (-)	7,8±14,0 (47,6±18,0)
<b>max±std</b> [°(%)]	41,5±12,1 (50,7±7,0)	8,5±14,3 (47,0±3,3)	7,0±11,6 (48,3±3,0)	18,5±7,5 (-)	18,6±6,6 (-)	25,4±7,1 (-)	29,2±14,0 (-2,6±9,8)
<b>mean±std</b> [°]	29±5,1	-5,3±6,7	-5,8±5,2	13,7±7,1	14,2±5,9	19,1±6,6	15,0±15,1

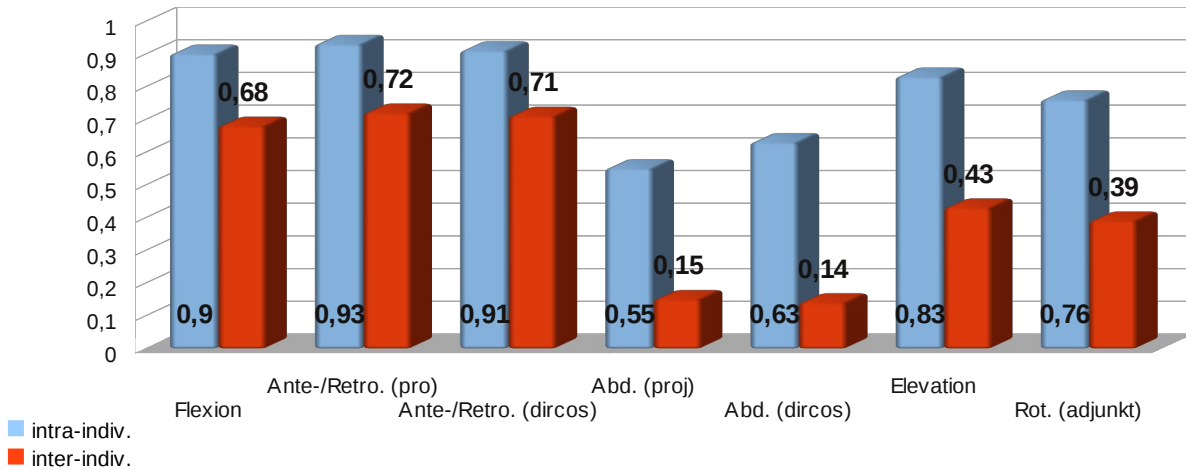
Tab. 18: Normkollektiv: Gelenkwinkel-Kinematik (Öffnungswinkel: dircos, Projektionswinkel: proj, Außen-/Innenrotation: adjunkt) Normkollektiv; minimale (min) und maximale (max) Winkel sowie Mittelwerte (mean) für den Gangzyklus. Die %-Zahlen geben den Zeitpunkt ihres Auftretens im Gangzyklus an.

Die Minima der Ante-/Retroversion und Ellenbogenflexion werden zu Beginn bzw. am Ende des Gangzyklusses erreicht, die zugehörigen Positionsangaben sind daher mit Hilfe einer Kreisstatistik bestimmt worden. Die Abduktion hat darüber hinaus in der Schwungphase des Gangzyklusses ein lokales Minimum in gleicher Größenordnung. Bei einer Parametrisierung in Projektionswinkeln befindet sich dieses bei (68,2±3,5)% des Gangzyklusses und damit etwas später als der Zeitpunkt der maximalen Kippung des Oberkörpers zur Gegenseite (63,8±2,0)%.

Die Elevation erreicht sowohl in der Schwung- als auch in der Standphase je ein lokales Minimum in ähnlicher Größe. Das Maximum der Elevation wird beim Fußkontakt erreicht. Über den ganzen Gangzyklus hinweg ist der Oberarm außenrotiert. Das Maximum der Außenrotation wird zusammen mit der maximalen Anteversionsstellung erreicht. Etwas später als die Anteversion erreicht dann die Ellenbogenflexion ihr Maximum.

Die CMC-Werte für das gesamte Normkollektiv sowie einer Teilmenge, die nur Individuen älter als neun Jahre enthält, zeigt (Abb. 58). Die Bewegungen in der Sagittalebene, d.h. die Ante-/Retroversion der Arme sowie die Ellenbogenflexion, weisen die größten CMC-Werte auf. Außerdem zeigt sich, dass der Ausschluss von Kindern aus dem Normkollektiv zu deutlich größeren CMC-Werten führt. Die kleinsten CMC-Werte ergeben sich inter-individuell bei der Abduktion der Schulter. Die Abduktion ist auch der Winkel, für den die Winkeldarstellung (Projektionswinkel: proj bzw. Öffnungswinkel: dircos) zu den größten der ansonsten kaum vorhandenen Unterschiede (intra-individuell, beim gesamten Normkollektiv) führt.

### CMC-Werte - Gelenkwinkel - Gesamtes Normkollektiv



### CMC-Werte - Gelenkwinkel - Normkollektiv (ohne Kinder unter neun Jahren)

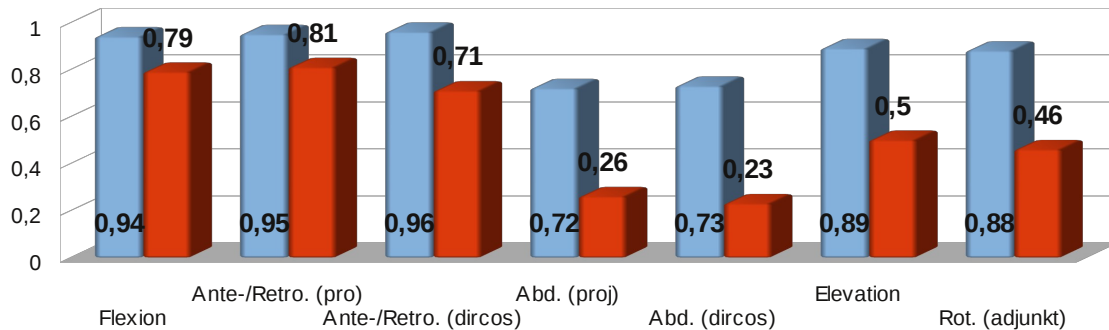


Abb. 58: Normkollektiv (ohne Kinder unter neun Jahren): CMC-Werte der Gelenkwinkel-Kinematik (Öffnungswinkel: dircos, Projektionswinkel: proj, Außen-/Innenrotation: adjunkt) zur Charakterisierung der Variabilität für ein Individuum (intra-individuell) sowie für verschiedene Individuen (inter-individuell).

Inter-individuell zeigen die Normprobanden deutliche Unterschiede in allen Kurvenverläufen. Besonders ausgeprägt sind diese Unterschiede bei der Abduktion (siehe exemplarisch Abb. 55 und vergleiche mit dem sehr kleinen CMC-Wert in Abb. 58). Die für das Normkollektiv gemittelten Kurvenverläufe der Abduktion sind damit keine geeignete Referenz für einen Vergleich mit Patientendaten.

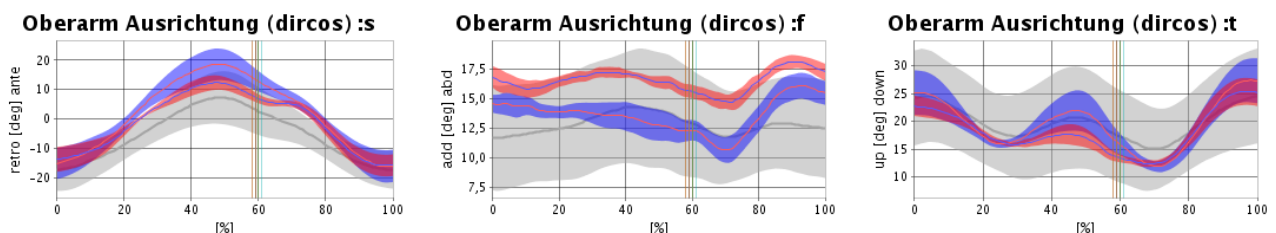


Abb. 59: Ausrichtung der Längsachse (sagittal, frontal, transversal) des Oberarms gegenüber dem Oberkörper in Öffnungswinkeln beim Gehen des **Probanden** mit der ID 70827; linke Seite dargestellt als **rotes Band** mit der Breite  $2x \text{ std}$ , **blaues Band** entsprechend rechte Seite, Normkollektiv als graues Band.

Manche Probanden zeigen für einige Gelenkwinkelverläufe intra-individuell eine seitenbezogene Asymmetrie. Beispielhaft zeigt die Abb. 55 für einen Normprobanden eine seitenbezogene Asymmetrie in Form eines zusätzlichen lokalen Maximums der Anteversion in der Schwungphase der rechten Seite. Die Symmetrie der Extremwerte sind in der Tab. 19 quantifiziert. Außer bei der Ante-/Retroversion sind die Minima immer asymmetrischer als die Maxima. Die größte Asymmetrie zeigt sich im globalen Maximum der Ante-/Retroversion.

Symmetrie	Ellenbogen-	Oberarmstellung			
	Flexion	Ante-/Retroversion (proj)	Abduktion (proj)	Elevation	Rotation
min±std	0,15±0,18	0,15±0,20	0,25±0,19	0,18±0,09	0,37±0,31
max±std	0,09±0,09	0,38±0,61	0,16±0,11	0,08±0,08	0,12±0,08

Tab. 19: Normkollektiv: Quantifizierung der Symmetrie der Extremwerte der Gelenkwinkelverläufe.

Für die vermessenen Patienten mit spastischer Diparese sind die Charakteristika der Gelenkwinkelverläufe der oberen Extremität in Tab. 20 dargestellt.

Gelenkwinkel	Ellenbogen	Oberarmstellung					
	Flexion	Ante-/Retroversion		Abduktion		Elevation	Rotation
		proj	dircos	proj	dircos	dircos	adjunkt
min±std [°(%)]	48,6±21,0 (2,3±16,6)	-25,1±9,2 (-2,2±12,9)	-22,5±9,3 (-0,1±5,9)	12,4±13,6 (-)	12,9±14,8 (-)	23,3±6,1 (-)	6,9±28,8 <b>(36,3±16,7)</b>
max±std [°(%)]	63,7±18,6 <b>(55,7±17,4)</b>	-5,6±11,2 <b>(47,7±12,8)</b>	-4,5±10,2 <b>(46,0±20,1)</b>	27,9±6,5 (-)	26,8±8,5 (-)	32,9±6,6 (-)	33,1±22,1 (60,0±40,5)
mean±std [°]	57,5±19,1	-14,7±7,7	13,8±8,3	22±10,6	21,2±10,8	25,8±7,2	21,8±25,6

Tab. 20: Patienten mit spastischer Diplegie: Charakteristika der Gelenkwinkelverläufe der oberen Extremität; Maxima (max), Minima (min) sowie Mittelwerte (mean) für Doppelschritte. Die %-Zahlen geben den Zeitpunkt ihres Auftretens im Gangzyklus an.

Die Patienten zeigen gegenüber den Probanden im Mittel eine verminderte Ellenbogenflexions-/extensionsbewegung bei im Mittel vergrößerter Ellenbogenflexionsstellung, eine stärker retrovertierte Humerusstellung sowie eine vergrößerte Humerusab-/adduktionsbewegung, bei einer im Mittel vergrößerten Abduktionsstellung. Dabei sind die Standardabweichungen der Extrem- und Mittelwerte der Flexion und der adjunkten Rotation deutlich erhöht. Desweiteren wird das Minimum der adjunkten Rotation bei den Patienten im Mittel früher erreicht als bei den Probanden, d.h. vor Erreichen des Maximums der Anteversion.

Ein ausgeprägtes Minimum der Abduktion in der Schwungphase des Beines zeigen 15 von 22 Patienten bei (69,3±4,6)% des Gangzyklusses. Die maximale Seitwärtskipfung des Oberkörpers zur Gegenseite wird im Mittel bei (66,0±4,5)% des Gangzyklusses erreicht.

Die Symmetrie der Extremwerte ist in Tab. 21 quantifiziert. In der Ellenbogenflexion und in der Elevation des Oberarms unterscheidet sie sich kaum von den Probanden, und auch in der adjunkten

Rotation sind die Unterschiede klein. Deutlich erhöht gegenüber dem Normkollektiv ist die Asymmetrie nur bezüglich des Maximums der Ante-/Retroversion sowie bezüglich des Minimums der Abduktion.

Symmetrie	Ellenbogen	Oberarmstellung			
	Flexion	Ante-/Retroversion (proj)	Abduktion (proj)	Elevation	Rotation
min±std	0,14±0,10	0,15±0,14	0,32±0,24	0,19±0,14	0,32±0,28
max±std	0,07±0,08	0,45±0,25	0,20±0,14	0,09±0,06	0,22±0,22

Tab. 21: Patienten: Quantifizierung der Symmetrie der Extremwerte der Gelenkwinkelverläufe.

CMC-Werte der Gelenkwinkelverläufe der Patienten zeigt die Abb. 60. Die inter-individuellen

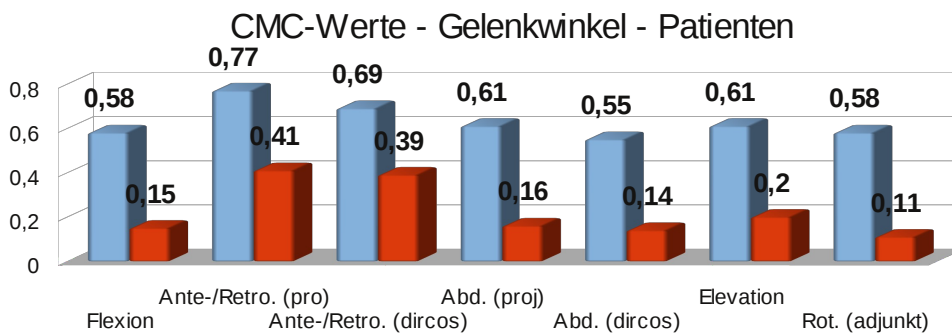


Abb. 60: Patienten mit spastischer Diplegie: CMC-Werte zur Charakterisierung der Ähnlichkeit der Winkelverläufe (korrespondierend mit Tab. 20) für ein Individuum (*intra-individuell*) sowie zwischen verschiedenen Individuen (*inter-individuell*); große CMC-Werte zeigen große Ähnlichkeit.

CMC-Werte sind außer für die Anteversion alle kleiner als 0.2. Bei den Normprobanden traten so kleine Werte nur bei der Abduktion auf.

Den Vergleich der intra-individuellen CMC-Werte zwischen Patienten und Probanden zeigt Abb. 61.

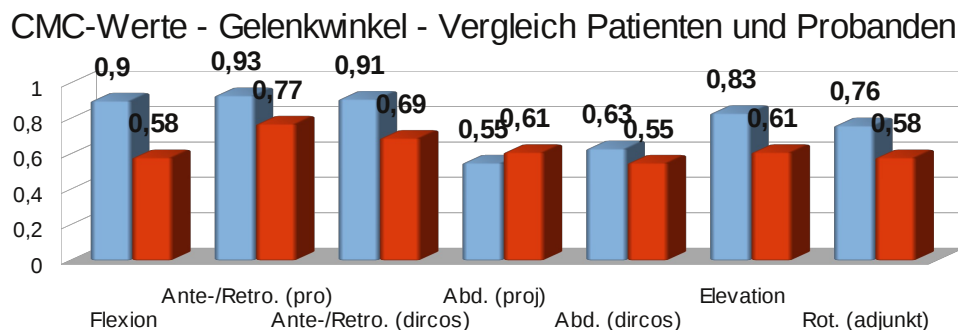


Abb. 61: CMC-Werte zur Charakterisierung der Ähnlichkeit der Gelenkwinkelverläufe (korrespondierend mit Tab. 20) für ein Individuum; Vergleich zwischen *Probanden* und *Patienten* (*intra-individuell*).

Für die Patienten ergeben sich deutlich kleinere CMC-Werte als für die Probanden. Nur für die Abduktion ist das Bild indifferent. Der Unterschied ist nicht so stark ausgeprägt und darüber hinaus ergeben sich je nach Winkeldarstellung größere (Projektionswinkel) oder kleinere (Öffnungswinkel) CMC-Werte für die Patienten.

Die Tab. 22 zeigt mittlere CV-Werte zuzüglich Maxima, Minima und Standardabweichung für die Gelenkwinkelverläufe.

CV	Ellenbogen-Flexion	Oberarmstellung			
		Ante-/Retro(dircos)	Abduktion (dircos)	Elevation	Rotation (adjunkt)
<b>Probanden mean±std (min, max)</b>	12,2±18,6 (5,6;44,2)	26,2±43,7 (14,0;94,8)	10,2±15,5 (3,4;30,5)	7,9±13,7 (3,3;24,6)	62,9±50,3 (9,5;229,7)
<b>Patienten mean±std (min, max)</b>	14,1±7,3 (2,0;29,5)	46,8±40,5 (13,0;190,1)	28,3±34,0 (9,1;141,6)	15±15,3 (7,1;25,8)	36,4±21,3 (9,1;87,5)

Tab. 22: CV-Werte der Gelenkwinkelverläufe der oberen Extremität für Probanden und Patienten mit spastischer Diplegie im Vergleich; angegeben sind Mittelwert und Standardabweichung der CV-Werte sowie minimale und maximale Werte.

Für die Patienten sind diese deutlich vergrößert für die Ante-/Retroversion, Abduktion und Elevation. Wenig Veränderung zeigt sich in der Ellenbogenflexion, und sogar eine deutliche Verringerung der CV-Werte zeigt sich bei der adjunkten Rotation. Es ist keinerlei Korrespondenz mit den CMC-Werten oder den Standardabweichungen der mittleren Minima und Maxima zu erkennen. Zur Beschreibung der Variabilität der Kurvenverläufe sind diese Zahlenwerte damit nicht geeignet.

Die Abb. 62-63 zeigen exemplarisch die Ausrichtung der Längsachse des Oberarms für zwei Patienten mit spastischer Diplegie (ID80122, ID61006) und verdeutlichen, wie strukturell unter-

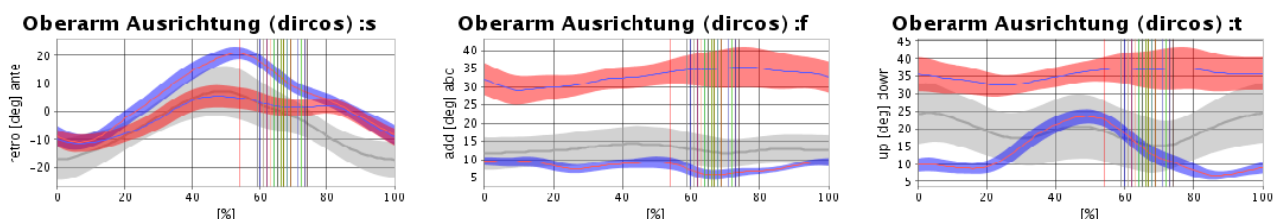


Abb. 62: Ausrichtung der Längsachse des Oberarms gegenüber dem Oberkörper in Öffnungswinkeln (Ante-/Retroversion:s, Abduktion:f, Elevation:t) für den Patienten mit der ID 80122; linke Seite dargestellt als rotes Band der Breite 2 x std, blaues Band entsprechend rechte Seite, Normkollektiv als graues Band; senkrechte Linien zeigen den Zeitpunkt des Abhebens des Fußes der Gegenseite.

schiedlich die Armbewegungen bei den Patienten ausgeprägt sein können.

Die zugehörige Ellenbogenflexion und die Außen-/Innenrotation des Oberarms für diese beiden Patienten ist in den Abb. 64-65 dargestellt.



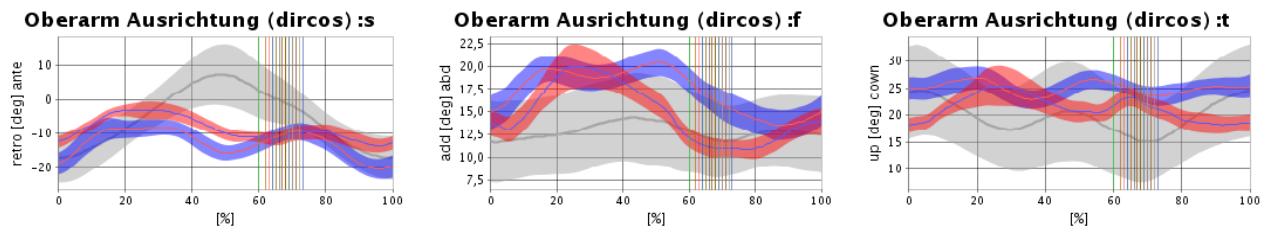


Abb. 63: Ausrichtung der Längsachse des Oberarms gegenüber dem Oberkörper in Öffnungswinkeln (Ante-/Retroversion:s, Abduktion:f, Elevation:t) für den Patienten mit der ID 61006; linke Seite dargestellt als rotes Band der Breite 2 x std, blaues Band entsprechend rechte Seite, Normkollektiv als graues Band; senkrechte Linien zeigen den Zeitpunkt des Abhebens des Fußes der Gegenseite.

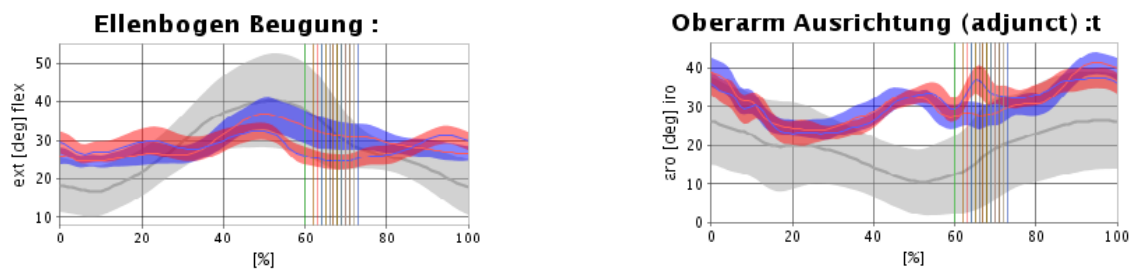


Abb. 64: Ellenbogenbeugung und adjunkte Rotation des Oberarms für den Patienten mit der ID 61006; Normdaten als graues Band hinterlegt; linke Seite dargestellt als rotes Band der Breite 2 x std, blaues Band entsprechend rechte Seite; senkrechte Linien zeigen den Zeitpunkt des Abhebens des Fußes der Gegenseite.

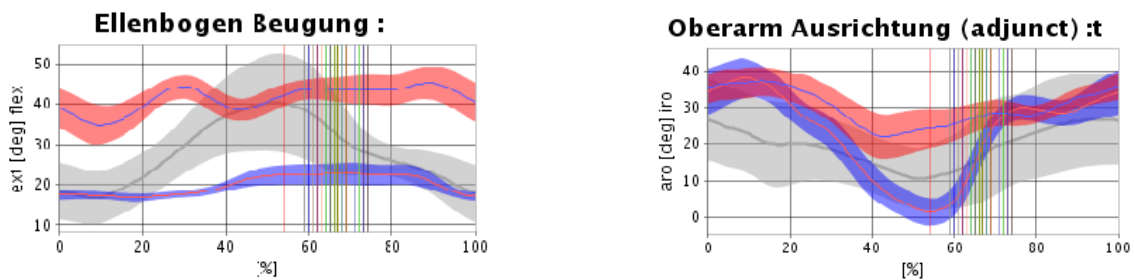


Abb. 65: Ellenbogenbeugung und adjunkte Rotation des Oberarms für den Patienten mit der ID 80122; Normdaten als graues Band hinterlegt; linke Seite dargestellt als rotes Band der Breite 2 x std, blaues Band entsprechend rechte Seite; senkrechte Linien zeigen den Zeitpunkt des Abhebens des Fußes der Gegenseite.

## 4.2. Segment-Schwerpunktsbewegungen

Abb. 66 zeigt die Bewegung der Schwerpunkte des linken und rechten Arms in der Sagittalebene und in der Frontalebene auf den Thorax sowie global, d.h. auf Gangrichtung und Vertikale, bezogen.

Dargestellt sind Mittelwert und Standardabweichung des Normkollektivs als graues Band sowie exemplarisch die Daten eines der Normprobanden parametrisiert in Projektionswinkeln.

COM	Arme einzeln							
	Ante-/Retroversion				Abduktion			
	proj	proj(g)	dircos	dircos(g)	proj	proj(g)	dircos	dircos(g)
<b>min±std [°]</b>	-16,7±7,5	-17,1±6,9	-13,0±6,1	-16,8±6,9	9,7±13,4	11,8±9,6	16,5±1,3	11,3±9,2
<b>max±std [°(%)]</b>	14,1±11,2 (47,0±1,8)	16,2±9,1 (49±2,6)	17,7±8,2 (47,0±2,0)	15,3±8,5 (48,4±2,6)	20,2±5,0 (-)	20,1±4,7 (-)	18,3±4,0 (-)	19,6±4,0 (-)
<b>mean±std [°]</b>	-1,4±7,2	-0,6±4,1	2,1±5,0	-0,7±5,5	18±3,3	17,6±3,2	16,9±3,1	14,2±0,8

Tab. 23: Normkollektiv: Schwerpunkte Arme einzeln; Öffnungswinkel (global): dircos(g), Projektionswinkel global: proj(g); minimale (min) und maximale (max) Winkel sowie Mittelwerte (mean) für den Gangzyklus. Die %-Zahlen geben den Zeitpunkt ihres Auftretens im Gangzyklus an.

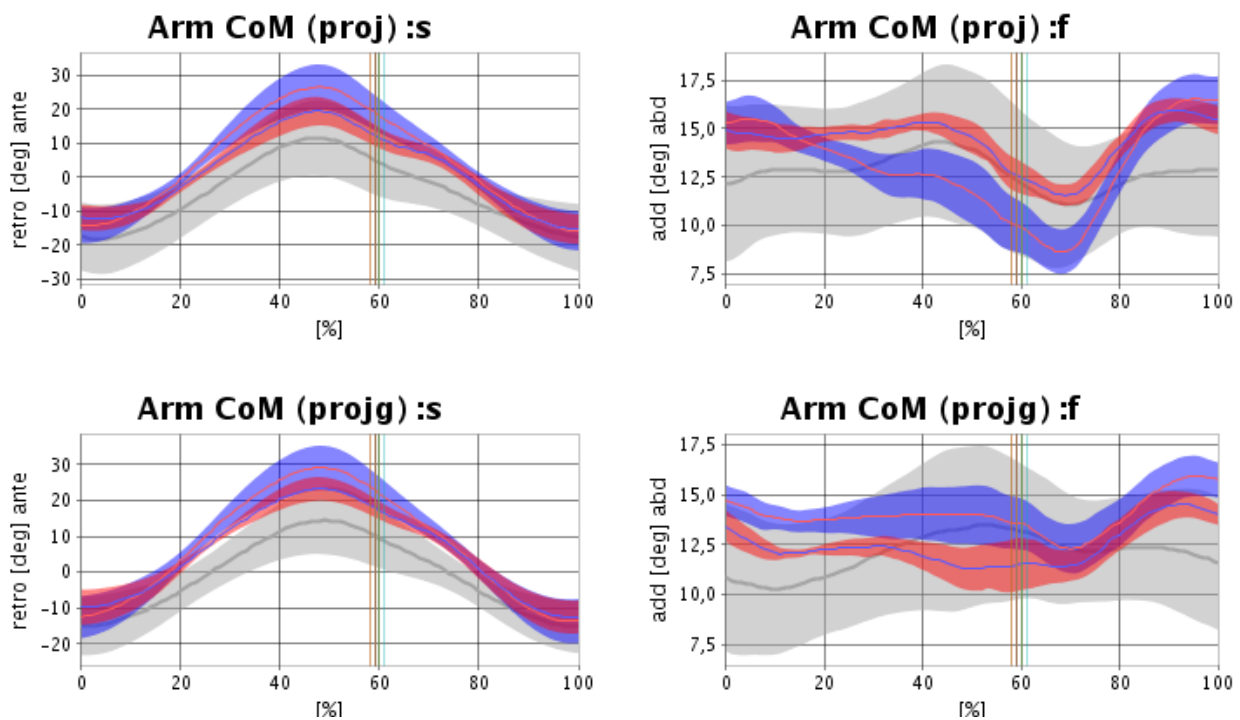


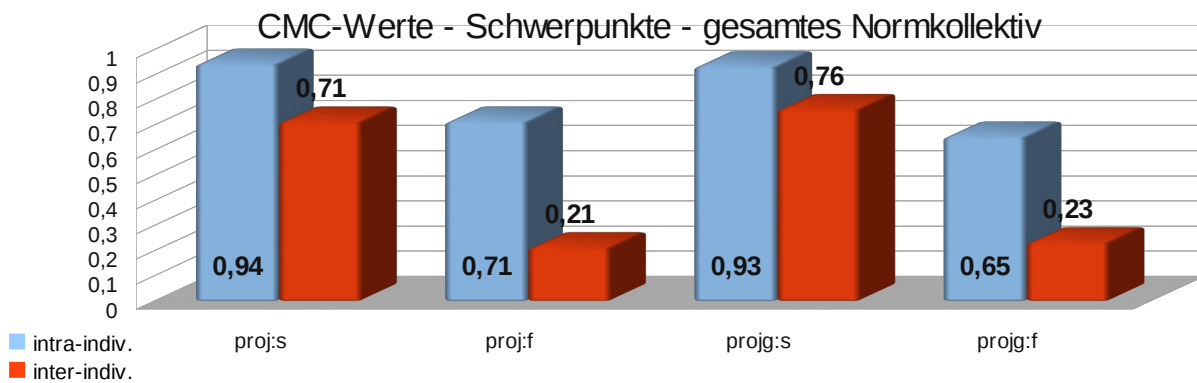
Abb. 66: Schwerpunktsbewegung der Arme einzeln (links, rechts); Normdaten in grau, sowie exemplarisch für einen Probanden (ID 70827); in der Sagittalebene:s und in der Frontalebene:f; relativ zum Thorax (proj) und global, d.h. auf Gangrichtung und Vertikale bezogen (projg).

In der Sagittalebene ist deutlich ein charakteristischer Verlauf erkennbar. In der Frontalebene hingegen zeigen sich individuell sehr verschiedene Muster.

Die Extremwerte der Schwerpunktsbewegung der einzelnen Arme parametrisiert in Projektions- und Öffnungswinkeln zeigt Tab. 23. Das Maximum der Abduktion liegt entweder in der Nähe des Fußerstkontakts oder vor Beginn der Schwungphase und wurde daher in die Tabelle nicht mit aufgenommen. Winkel bezogen auf Gangrichtung und Vertikale (global) sind nahezu unabhängig

von der Winkeldarstellung (proj bzw. dircos). Winkel bezogen auf den Oberkörper (Gelenkwinkel) zeigen hingegen Unterschiede bis zu 3°.

Die CMC-Werte der Schwerpunktsbewegung der beiden Arme einzeln betrachtet zeigt Abb. 67, dargestellt für die Bewegung in der Sagittal- und in der Frontalebene, bezogen auf den Thorax und alternativ bezogen auf Gangrichtung und Vertikale. In der Sagittalebene sind die CMC-Werte immer größer als in der Frontalebene. Die inter-individuellen CMC-Werte für die Abduktion sind sehr klein (proj:f 0,21, projg:f 0,23). Diese Winkel sind damit als Referenz zum Vergleich mit Patientendaten nicht geeignet. Zwischen globaler und lokaler Darstellung gibt es keinen nennenswerten Unterschied für die Bewegung in der Sagittalebene. Etwas größere CMC-Werte ergeben sich, wenn die Kinder aus dem Normkollektiv ausgeschlossen werden. Bemerkenswert ist, dass in der Frontalebene der CMC-Wert für die globale Parametrisierung kleiner ist als für die Winkel relativ zum Thorax.



CMC-Werte - Schwerpunkte (einzeln) - Normkollektiv (ohne Kinder < 9 Jahre)

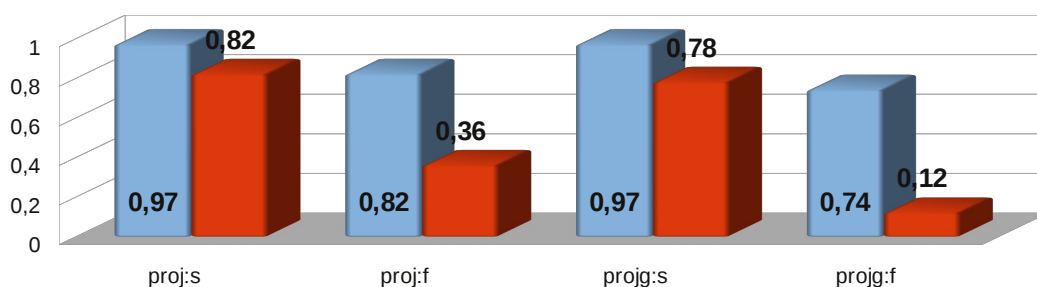


Abb. 67: CMC-Werte der Schwerpunktsbewegung der Arme einzeln (in der Sagittalebene: s und in der Frontalebene: f; bezogen auf die Gangrichtung: projg; bezogen auf den Thorax: proj) zur Charakterisierung der Variabilität für ein Individuum (intra-individuell) sowie für verschiedenen Individuen (inter-individuell).

Abb. 68. zeigt die Bewegung des Schwerpunktes für beide Arme zusammengefasst. In der Sagittalebene ergibt sich für das Normkollektiv kein charakteristischer Verlauf. Der CMC-Wert für den Kurvenverlauf, bezogen auf Vertikale und Gangrichtung, liegt bei 0,02. Intra-individuell

erreicht der CMC-Wert 0,39 bzw. 0,68, wenn die Kinder unter neun Jahren aus dem Normkollektiv ausgeschlossen werden.

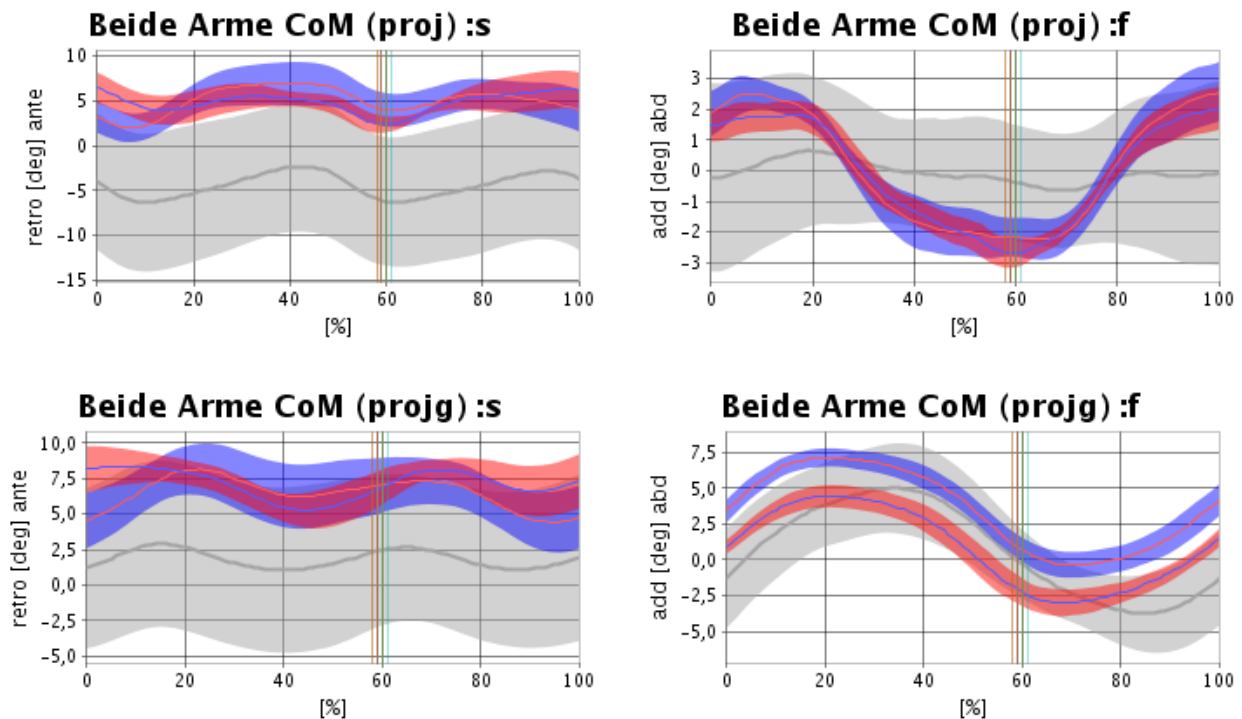


Abb. 68: Schwerpunktbewegung beider Arme zusammen (links,rechts); Normdaten in grau und beispielhaft für einen Probanden (ID 70827); in der Sagittalebene:s und in der Frontalebene:f; relativ zum Thorax (proj) und global (projg).

Die Extremwerte für die Abduktion des gemeinsamen Schwerpunkts der Arme zeigt die Tab. 24. Für die Ante-/Retroversion wurden die Daten ausgespart, da bereits gezeigt wurde, dass kein charakteristischer Kurvenverlauf vorhanden ist. Die zugehörigen CMC-Werte zeigt die Abb. 69. Das Aussparen der Kinder unter neun Jahren führt nur zu marginalen Änderungen der CMC-Werte. Tab. 25 zeigt die Extremwerte der Kurvenverläufe beider

CoM	Beide Arme - Abduktion			
	proj	projg	dircos	dircosg
<b>min±std</b> [°(%)]	-2,5±2,4 (-)	-2,5±2,0 (84,0±10,3)	-2,0±1,9 (-)	-2,5±2,0 (84,2±10,3)
<b>max±std</b> [°(%)]	3,0±2,4 (-)	7,9±2,5 (34,1±8,9)	2,2±1,7 (-)	7,9±2,5 (34,0±8,9)
<b>mean±std</b> [°]	0,3±2,2	2,7±1,9	0,8±2,2	2,6±1,9

Tab. 24: Normkollektiv: Extremwerte CoM, beide Arme zusammengefasst; Öffnungswinkel (global): dircos(g), Projektionswinkel global: proj(g); minimale (min) und maximale (max) Winkel sowie Mittelwerte (mean) für den Gangzyklus. Die %-Zahlen geben den Zeitpunkt ihres Auftretens im Gangzyklus an.

Arm-Einzelschwerpunkte der Arme für das Patientenkollektiv. Im Vergleich mit den Normprobanden zeigt sich eine Reduktion des Maximums in der Anteversion auf etwa die Hälfte bei gleichbleibender Position im Gangzyklus. Das Maximum der Retroversion hingegen bleibt unverändert. Der Mittelwert der Ante-/Retroversion verschiebt sich in Richtung einer mehr

retrovertierten Stellung. Bei der Abduktion sind die Minima ebenfalls kaum verändert, die Maxima hingegen sind ca. 5° vergrößert gegenüber dem Normkollektiv. Die Mittelwerte über den Gangzyklus hinweg sind entsprechend leicht vergrößert. Wie bereits bei den Normprobanden erscheinen die globalen Winkel etwas weniger abhängig von der Winkelparametrisierung als die Winkel relativ zum Thorax. Die Unterschiede sind allerdings insgesamt alle klein.

COM	Arme einzeln							
	Ante-/Retroversion				Abduktion			
	proj	projg	dircos	dircosg	proj	projg	dircos	dircosg
min±std [°]	-16,7±10,2	-20,0±7,2	-18,5±6,5	-19,4±7,0	11,8±11,9	8,9±9,8	12,4±8,9	7,4±9,1
max±std [°(%)]	7,5±9,4 (50,6±11,6)	5,4±11,1 (48,5±15)	4,5±8,4 (49,0±13,5)	5,2±10,6 (46,2±18,0)	25,6±6,7 (-)	25,0±6,6 (-)	24,8±7,0 (-)	26,1±5,5 (-)
mean±std [°]	-9,3±6,5	-7,5±8,6	-8,4±4,9	-8,3±6,7	19,6±8,3	18,3±7,8	18,6±9,0	18,3±7,5

Tab. 25: Patienten: Schwerpunkte Arme einzeln; Öffnungswinkel (global): dircos(g), Projektionswinkel (global): proj(g); minimale (min) und maximale (max) Winkel sowie Mittelwerte (mean) für den Gangzyklus. Die %-Zahlen geben den Zeitpunkt des Auftretens im Gangzyklus an; global: bezogen auf Gangrichtung und Vertikale.

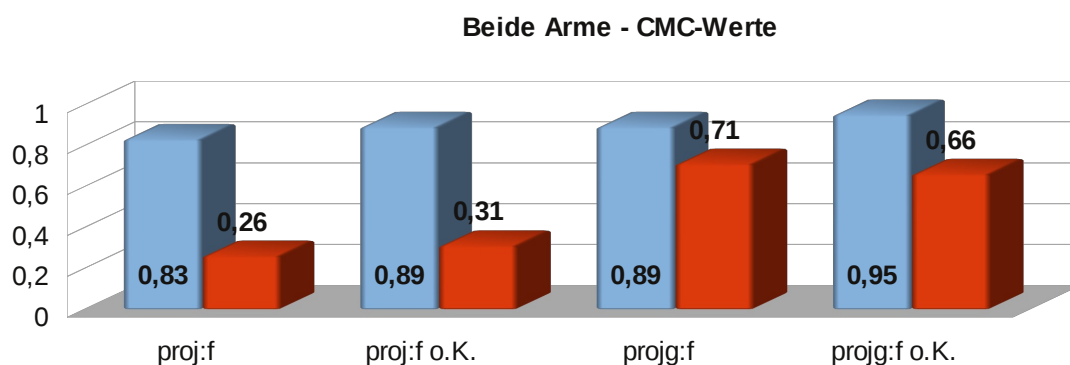


Abb. 69: Normkollektiv: CMC-Werte CoM, beide Arme zusammen; ohne Kinder unter neun Jahren: o.K.; zur Charakterisierung der Variabilität für ein Individuum (intra-individuell) sowie für verschiedenen Individuen (inter-individuell).

Einen Vergleich der CMC-Werte der Schwerpunktsbewegung der Arme zwischen Patienten und Probanden zeigt Abb. 70. Für die Bewegung in der Sagittalebene zeigen die Patienten deutlich kleinere CMC-Werte. In der Frontalebene hingegen finden sich nur geringe Unterschiede, deren Tendenz darüber hinaus auch noch davon abhängt ob Winkel relativ zum Thorax oder relativ zu Gehrichtung und Vertikale bestimmt werden.

Für die Patienten zeigt die Tab. 26 die Maxima, Minima und Mittelwert der Bewegung des gemeinsamen Schwerpunkts der Arme in der Frontalebene. Deutlich größer ist das Maximum in den globalen Darstellungen (dircosg, projg). Es wird auch früher im Gangzyklus erreicht und die Position zeigt eine geringere Standardabweichung.

COM	Beide Arme zusammengefasst			
	Abduktion			
	proj	projg	dircos	dircosg
<b>min±std [°(%)]</b>	-2,9±4,9 (99,0±14,4)	-3,0±6,3 (87,0±10,0)	-1,7±4,5 (84,2±16,9)	-3,0±6,0 (87,4±10,6)
<b>max±std [°(%)]</b>	4,6±2,9 (40,2±18,7)	9,4±5,5 (36,1±7,7)	4,7±3,4 (43,4±22,6)	9,2±5,2 (35,8±8,2)
<b>mean±std [°]</b>	0,8±3,2	3,3±5,4	2,0±4,0	3,2±5,0

Tab. 26: Patienten: Die Schwerpunkte beider Arme zusammengefasst (Öffnungswinkel (global): dircos(g), Projektionswinkel (global: proj(g)); minimale (min) und maximale (max) Winkel sowie Mittelwerte (mean) für den Gangzyklus. Die %-Zahlen geben den Zeitpunkt ihres Auftretens im Gangzyklus an; global: in Bezug zu Gangrichtung und Vertikale.

CMC-Werte - COM Arme einzeln - Vergleich Patienten und Probanden

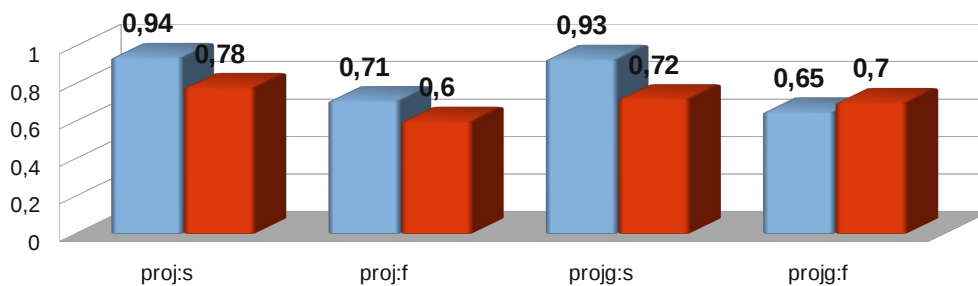


Abb. 70: CMC-Werte Schwerpunktsbewegung Arme einzeln; Vergleich zwischen Probanden und Patienten (intra-individuell); in der Sagittalebene:s, in der Frontalebene:f; bezogen auf Gangrichtung und Vertikale:projg; bezogen auf den Thorax:proj; Parametrisierung in Projektionswinkeln

### 4.3. Integration in die klinische Ganganalyse

Die Integration der Bewegung der oberen Extremität in die klinische Routine einer Ganganalyse erfolgte durch Bereitstellung eines zusätzlichen Sheets mit 12 Diagrammen in vier Zeilen à drei Spalten, so wie bereits für die Analyse der unteren Extremität üblich. Die Auswahl der Parameter zielt ab auf Bewegung, die periodisch mit dem Gangzyklus verläuft und in der im Einzelfall eine Funktion für das Gehen sichtbar werden könnte. Auch berücksichtigt diese Auswahl die Vergleichbarkeit mit Normdaten.

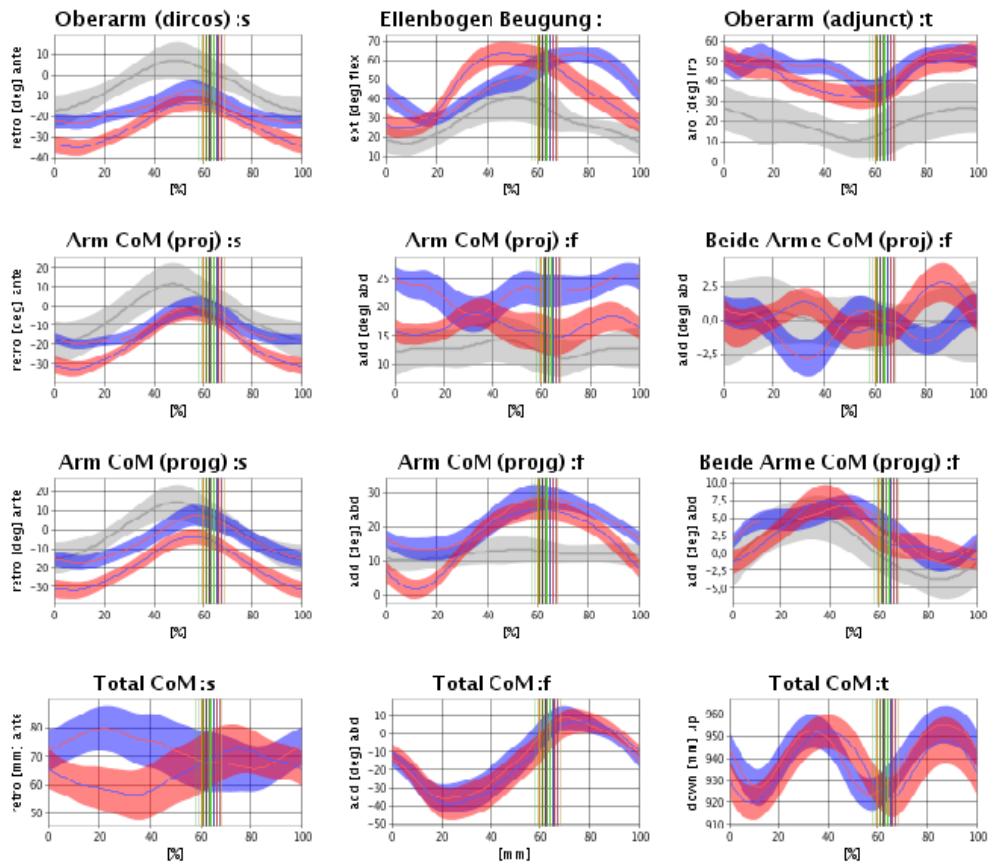


Abb. 71: Kinematik Sheet obere Extremität für den Patienten (ID 50307); senkrechte Linien markieren den Zeitpunkt des Fussabhebens der Einzelschritte; blau: rechte Seite, rot: linke Seite.

Aufgenommen wurde die Ante-/Retroversion und die adjunkte Rotation des Oberarms, die Ellenbogenflexion sowie die Bewegung der Schwerpunkte der beiden Arme, projiziert in die Sagittal- und in die Frontalebene relativ zum Thorax und relativ zu Gehrichtung und Vertikale. Darüber hinaus werden die Bewegung des gemeinsamen Schwerpunkts beider Arme als Projektion in die Frontalebene und die drei kartesischen Komponenten des Ganzkörperschwerpunkts dargestellt. Abb. 71 zeigt dies beispielhaft für einen Patienten.

## 5. Diskussion

### 5.1. Gelenkwinkel-Kinematik

In dieser Arbeit wurde vorgeschlagen, die Ausrichtung der Längsachse des Oberarms in drei Öffnungswinkel zu parametrisieren. Die Armbewegungen beim Gehen bezogen auf den Oberkörper wurden testweise sowohl in Öffnungswinkel als auch in Projektionswinkel parametrisiert, um die Auswirkung der Parametrisierung zu untersuchen. Da die Bewegungsausmaße deutlich unter  $90^\circ$  bleiben, ergaben sich nur marginale Unterschiede und es reichen bereits zwei Öffnungswinkel zu einer vollständigen Beschreibung aus.



Die sehr kleinen intra-individuellen CMC-Werte der Pro-/Supinationsbewegung spiegeln vermutlich hauptsächlich die auch in der direkten Beobachtung offensichtlich werdende, wenig mit dem Gangzyklus verbundene Bewegung wider. Die darüber hinaus bereits in der Beschreibung des HUX-Modells (Kapitel III.6.2) angesprochene, besonders große Messunsicherheit in diesem Freiheitsgrad spielt hier vermutlich nur eine untergeordnete Rolle, da der Bewegungsumfang der Pro-/Supination beim Gehen nicht besonders ausgeprägt ist.

Die Abduktion zeigt intra-individuell einen charakteristischen Verlauf, was sich in CMC-Werten von immerhin 0,55-0,73 abhängig von der Parametrisierung und dem zu Grunde liegenden Normkollektiv (Tab. 16) widerspiegelt (vgl. Abb. 58). Die Muster sind aber zwischen verschiedenen Individuen so unterschiedlich, dass Mittelwert und Standardabweichung des Kurvenverlaufs nicht sinnvoll als Referenz zum Vergleich mit Patientendaten herangezogen werden können. Dies macht sich in den kleinen CMC-Werten von 0,14-0,23 (Abb. 6) bemerkbar. Über die Ursache der individuell verschiedenen Muster kann an dieser Stelle nur spekuliert werden. Wenn man beispielsweise annimmt, dass die Abduktionsbewegung hauptsächlich passiv erfolgt, dann könnte diese individuell verschiedene Bewegungsmuster von Oberkörper oder sogar der unteren Extremität widerspiegeln.

Aber auch intra-individuell sind die CMC-Werte der Abduktion deutlich kleiner als die der anderen betrachteten Gelenkwinkel der oberen Extremität (Abb. 58). Dies kann nicht allein durch das kleine Bewegungsausmaß (Tab. 18) in diesem Freiheitsgrad erklärt werden, denn z.B. auch die Elevation weist ein ähnlich kleines Bewegungsausmaß (Tab. 18) auf und erreicht trotzdem deutlich größere CMC-Werte (Abb. 58). Es ist auch nicht so, dass grundsätzlich Bewegung in der Frontalebene variabler ist als in der Sagittalebene. Beispielsweise erfolgt ja auch die Ellenbogenflexion zu einem großen Anteil in der Frontalebene und weist trotzdem sehr große CMC-Werte von über 0,9 auf (Abb. 58).

Entgegen der individuellen Unterschiede ist die Position des lokalen Minimums der Abduktionsbewegung in der Schwungphase des Beins mit einer Position von  $(68,2 \pm 3,5)\%$  des Gangzyklusses sehr gut lokalisiert. Dort fällt sie mit dem Minimum der Elevation zusammen (Abb. 56). Der Arm schwingt zu diesem Zeitpunkt gerade am Oberkörper vorbei in die Retroversion. Die Variabilität dieses Zeitpunktes ist deutlich kleiner als die für die in Tab. 18 aufgeführten Minima und Maxima. Das kann als Hinweis gewertet werden, dass dieses Charakteristikum durch eine passive Pendelbewegung zustande kommt. Zum Zeitpunkt des Armschwungs am Oberkörper vorbei in die Anteversion findet sich hingegen kein lokales Minimum der Abduktion, sondern nur ein lokales Minimum der Elevation. Die Ab-/Adduktionsbewegung ist damit asymmetrisch bezüglich der



Ante-/Retroversion und folgt damit offensichtlich hauptsächlich der Seitwärtskipfung des Oberkörpers in der Frontalebene. Diese erreicht nämlich kurz vorher bei  $(63,8 \pm 2,0)\%$  ihre maximale Kippung zur Gegenseite. Für einen Großteil der Patienten konnte dieser Mechanismus gleichfalls beobachtet werden.

Leichte Links-Rechts-Asymmetrien sind für die Bewegungen der unteren Extremität bekannt [Ounpuu et al. 1989], [Sadeghi 1997], [Gundersen 1989], [Herzog et al. 1989]. Die in dieser Arbeit gemessenen Gelenkwinkel der oberen Extremität zeigen allerdings bereits bei Normgängern eine deutlich größere Links-Rechts-Asymmetrie als die untere Extremität. In [Kuhtz-Buschbeck et al. 2008] wurde für Normprobanden auf dem Laufband gezeigt, dass diese unabhängig von der Händigkeit und von einer Asymmetrie der unteren Extremität auftritt. Sie könnte also Folge von anatomischen Besonderheiten sein, wie z.B. seitenabhängige Unterschiede in der Beweglichkeit der Schulter. Bei ICP-Patienten könnten zumindest zum Teil die meist sehr früh ausgebildeten Asymmetrien des Rückens die erhöhte Asymmetrie der Armbewegungen erklären.

Für die obere Extremität ergeben sich grundsätzlich sehr viel kleinere CMC-Werte als für die untere Extremität. Dies liegt vermutlich hauptsächlich daran, dass die Freiheitsgrade der oberen Extremität nicht so stark durch biomechanische Randbedingungen beschränkt werden. Bei einem physiologischen Gang können die Arme prinzipiell sogar komplett unabhängig frei bewegt werden, ohne die Fortbewegung wesentlich zu beeinträchtigen.

Zu dieser Interpretation passt auch die Beobachtung, dass bei einzelnen Patienten, die auf Armbewegungen offensichtlich sehr stark angewiesen sind, diese deutlich weniger variabel sind.

Der Großteil der Patienten zeigt allerdings in allen Freiheitsgraden der oberen Extremität bis auf die Abduktion eine höhere Variabilität (Abb. 58) und individuell stärker differierende Bewegungsmuster. Dies ist vermutlich die Folge einer Mischung aus erhöhter Variabilität in unterer Extremität und Oberkörper sowie kompensatorischer Funktion und individuell ausgeprägter neurologischer Betroffenheit.

Bei einigen Patienten wurde die neurologische Betroffenheit direkt sichtbar in abnormen Flexions-/Extensionsstellungen der Handgelenke, was auf spastische Muskulatur hindeutet. Aber auch wenn die Arme von keiner Spastik, d.h. von keiner Schädigung des Zentralnervensystems betroffen sind, könnten Schädigungen des peripheren Nervensystem eine erhöhte Steifigkeit bewirken. Eine erhöhte Steifigkeit und stärker abduzierte Stellung kann aber auch dazu dienen einen verminderten Tonus der Oberkörpermuskulatur zu kompensieren und dadurch verursachen

Balanceschwierigkeiten entgegenzuwirken. Gegen diese Hypothese spricht allerdings die oft sehr hohe Asymmetrie. Eine kompensatorische Anspannung erscheint einseitig wenig plausibel.

Die im Mittel vergrößerte Außenrotation der Oberarme hat sicherlich mit der offensichtlich stärker retrovertierten Stellung der Schultern der Patienten zu tun und könnte ebenfalls kompensatorische Gründe haben.

Die verstärkte Abduktion tritt fast immer in Kombination mit einer erhöhten Flexion im Ellenbogengelenk auf. Der Zusammenhang könnte durch den M. biceps caput longus hervorgerufen werden, der bei der Abduktion automatisch auch den Ellenbogen in die Flexion zieht. Darüber hinaus reduziert eine stärker flektierte Stellung des Ellenbogens den Platzbedarf in der Frontalebene beim Gehen, was zumindest von Vorteil ist.

## 5.2. Vergleich mit Literaturwerten

Es gibt nur wenig Literatur, in der sich konkrete Zahlenwerte über die Winkelverläufe von Armbewegungen beim Gehen finden. Überraschend gut stimmen die in dieser Arbeit bestimmten Öffnungswinkel für die Flexion und die Ad-/Abduktion des Normkollektivs mit den in [Romkes et al. 2007], [Riad et al. 2011] und [Kutzt-Buschbeck et al. 2008] bestimmten Winkeln überein, obwohl diesen Arbeiten eine sehr viel einfachere Modellierung zu Grunde liegt und eine Parametrisierung in Kardanwinkel erfolgte. Einen Vergleich von Maxima und Minima als Mittel über alle Probanden zeigt Tab. 27. Dabei wurden die Zahlenwerte der Arbeit [Riad et al. 2011] von Hand aus den abgebildeten Plots abgelesen und entsprechend der Ablesegenauigkeit ohne Nachkommastellen angegeben.

	<i>Schulter Flexion proj/dircos/B/C</i>					<i>Schulter Ad-/Abduktion proj/dircos/B/C</i>				<i>Ellenbogen Flexion A/B/C</i>			
	A1	A2	B	C	D	A1	A2	B	C	A	B	C	D
<b>Min [°]</b>	-21,4	-17,2	-17,4	-19	-17,7	12	11,7	5,9	9	16,8	29,9	19	13,7
<b>Max [°]</b>	6,6	7,3	6,5	3	9,3	14,4	14,3	13,6	14	40,4/	45,9	49	43,3
<b>Max [%]</b>	47	48	45,6	-	-	38	43	45,6	-	52	49,1	-	-

Tab. 27: Vergleich der Extremwerte im Kurvenverlauf der Schulter- und Ellenbogenwinkel des Normkollektivs in dieser Arbeit (Projektionswinkel: proj, Öffnungswinkel:dircos) mit [Romkes et al. 2007] (B), [Riad et al. 2011] (C) und [Kutzt-Buschbeck et al. 2008] (D): Minima (min [°]), Maxima (max [°]) und Position Maximum im Gangzyklus (max [%]); "-" kennzeichnet nicht zur Verfügung stehende Werte.

Bis auf wenige Ausnahmen bei der Ellenbogenflexion liegen die Unterschiede bei wenigen Grad, und auch die Zeitpunkte, an denen die Maxima auftreten, stimmen überraschend gut überein. Damit ist gezeigt, dass das HUX-Modell einschließlich der neuen Winkelkonvention im Grenzfall eines moderaten Bewegungsumfangs zu Winkeln führt, die sehr ähnlich denen sind, die aus der Literatur

bekannt sind. Seine eigentlichen Vorzüge spielt das HUX-Modell also erst bei großen Bewegungsumfängen aus.

Die in dieser Arbeit gezeigten CMC-Werte für Gelenkwinkelverläufe der oberen Extremität beim Gehen zeigen für alle Winkel bis auf die Abduktion eine deutlich kleinere Variabilität als die in [Mackey et al. 2005] gezeigten Werte (Tab. 28), und das, obwohl noch nicht einmal eine Offsetkorrektur durchgeführt wurde.

CMC	Ellenbogen Flexion (proj/B)	Oberarm Flexion (proj/dircos/B)	Oberarm Abduktion (proj/dircos/B)	Oberarm Elevation/Rotation (A1/A2/B)
<b>intra-individuel</b>	0,9/0,58	0,93/0,91/0,8	0,53/0,62/0,52	0,83/0,75/0,58
<b>inter-individuel</b>	0,7/0,6	0,74/0,74/0,87	0,15/0,13/0,66	0,50,0,41/0,57

Tab. 28: CMC-Werte für die Normprobanden dieser Arbeit (Parametrisierung als Projektionswinkel: proj und in Öffnungswinkeln: dircos), inter-/intra-individuell, im Vergleich mit [Mackey et al. 2005]: B (nicht betroffene Seite von Patienten mit spastischer Hemiplegie).

Der Vergleich (Tab. 29) der in dieser Arbeit bestimmten CMC-Werte für die Armbewegungen beim Gehen mit anderen Alltagsbewegungen aus der Literatur [Reid et al. 2010] macht deutlich, dass diese sogar noch als ausgesprochen wenig variabel zu betrachten sind.

CMC	Ellenbogen Flexion (proj/B)	Oberarm Flexion (proj/dircos)	Oberarm Abduktion (proj/dircos)	Oberarm Elevation/Rotation
<b>Gehen</b>	0,9/0,58	0,93/0,91	0,53/0,62	0,83/0,75
<b>Seitliches Zielen</b>	0,65	0,72	0,47	0,79
<b>Hand zum Mund führen</b>	0,84	0,19	0,29	0,28

Tab. 29: Vergleich der in dieser Arbeit bestimmten CMC-Werte beim Gehen in einer Parametrisierung in Projektionswinkel: proj und in Öffnungswinkel: dircos mit Werten für eine Bewegung "Hand zum Mund führen" sowie "seitliches Zielen" aus [Reid et al. 2010]; [Mackey et al. 2005]: B (nicht betroffene Seite von Patienten mit spastischer Hemiparese).

Als Ursache dafür, dass die in dieser Arbeit bestimmten CMC-Werte deutlich größer (besser) sind als die von [Mackey et al. 2005], kommen verschiedene methodische Unterschiede in Frage: Die Werte in [Mackey et al. 2005] basieren auf einer deutlich einfacheren Modellierung. Außerdem wurden nur zwei Schritte der nicht betroffenen Seite bei Patienten mit spastischer Hemiplegie berücksichtigt, d.h. es wurde weder ein echtes Normkollektiv noch eine angemessene Anzahl von Schritten vermessen.

### 5.3. Segment-Schwerpunktsbewegungen

Die Idee hinter der Betrachtung der Bewegung von Segmentschwerpunkten anstelle der Bewegung einzelner Segmente bzw. Gelenke ist eine Abstraktion, um den Fokus der Analyse auf die Armbewegung als Ganzes zu richten. Die Parametrisierung der Schwerpunktsbewegung durch Winkel normiert auf eine Art effektive Länge der Arme.

Nicht besonders überraschend ähnelt die Bewegung der Armschwerpunkte in der Sagittal- und Frontalebene (Abb. 66) der Ante-/Retroversion und der Abduktion der Oberarme und wurde daher auch entsprechend benannt. Unterschiede zeigen sich jedoch in den CMC-Werten. Die Bewegung der Armschwerpunkte erfolgt sowohl intra-individuell als auch inter-individuell deutlich weniger variabel. Darüber hinaus zeigt sich, dass Projektionswinkel bezogen auf die Gehrichtung statt auf den Thorax etwas größere CMC-Werte aufweisen. Dies sind deutliche Hinweise auf eine überwiegend passive Armpendelfunktion.

Gänzlich neu ist die simple Idee der Betrachtung eines gemeinsamen Schwerpunkts beider Arme. Seine Bewegung weist bei den Normprobanden in der Frontalebene sehr viel größere CMC-Werte auf als in der Sagittalebene. Dies liegt vor allen Dingen daran, dass sich die Arme in der Frontalebene im Wesentlichen gleichphasig passiv mit der Oberkörperkipfung mitbewegen. In der Sagittalebene hingegen bewegen sich die Arme gegenphasig. Die Bewegung der beiden Einzelschwerpunkte hebt sich damit zum großen Teil gegenseitig auf und Asymmetrien, z.B. bedingt durch Variationen in der Oberkörperrotation, werden deutlicher sichtbar.

## **5.4. Einzelne Aspekte der Methodik**

### ***Auswahl der Schritte***

Unbefriedigend blieb die Tatsache, dass keine klaren Kriterien zur Auswahl "typischer" Schritte für die Statistik zur Verfügung standen. Gelenkwinkelverläufe der unteren Extremität weisen für ein Individuum ein in der Regel einheitliches charakteristisches Muster auf. Ausreißer, z.B. durch Stolpern verursacht, sind Ausnahmen und von dem typischen Muster so deutlich verschieden, dass sie leicht begründbar ausgeschlossen werden können. Dem Autor dieser Arbeit ist allerdings keine Literatur bekannt, die Ausschlusskriterien klar definiert bzw. Kriterien aufstellt, wie ein typischer Schritt ausgewählt werden soll.

Wenn die Gelenkwinkelverläufe der oberen Extremität einbezogen werden, erscheint das Spektrum der Schritte jedoch deutlich differenzierter. In den ersten beiden Schritten zu Beginn einer Gehbewegung schwingt sich die Armbewegung zunächst ein, und es ist offensichtlich sinnvoll, diese Schritte auszuschließen. Aufgrund des für diese Arbeit eingeschränkten Beobachtungsvolumens des Messsystems stand der jeweils erste Schritt in der Regel auch gar nicht zur Verfügung. Eine weitere Sondersituation, die sich leicht begründet ausschließen lässt, besteht darin, dass ein Proband durch äußere Reize abgelenkt, den Blick zur Seite wandte, dabei den Kopf drehte und daraufhin in unterschiedlich hohem Ausmaß die Bewegung weiterer Gelenke veränderte, angefangen bei den Schultern, teilweise bis hin zum Aufsetzen der Fußes. Aber auch nach

Ausschluss derartiger Aufnahmen verblieb manchmal ein unübersichtliches Spektrum von Schritten. Die Schritte mancher Patienten zeigt in einigen Gelenken untypische Muster im Vergleich zur einer mittleren Zeitreihe, und in einigen Fällen splitteten sich die Gelenkwinkelverläufe einzelner Schritte in mehrere Muster auf. In der Regel wurden mehr als die Hälfte aller Schritte aussortiert, auch wenn die Gründe dafür manchmal etwas willkürlich anmuten. Die Entwicklung klarer Kriterien wäre wünschenswert.

### ***Gehrichtung (Gangkoordinatensystem)***

In [Gutierrez et al. 2003] wird ein Gangkoordinatensystem zur Beschreibung von Schwerpunktbewegungen in medio-lateraler und in vertikaler Richtung definiert. Zu Beginn und Ende eines Gangzyklusses wird dabei der Ursprung dieses Koordinatensystems in den Ganzkörperschwerpunkt gesetzt und zwischen diesen beiden Punkten linear interpoliert.

In dieser Arbeit wurde diese Methode auf die Komponente in Gehrichtung durch die Annahme einer konstanten Gehgeschwindigkeit entsprechend [Whittle 1997] vervollständigt. Außerdem wurde statt der Position des Ganzkörperschwerpunkts die Position des Beckenzentrums verwendet. Dies hat den Vorteil, dass das Gangkoordinatensystem auch ohne Bestimmung eines Ganzkörperschwerpunkts definiert ist. Auf diese Weise wird ein Wechsel der anthropometrischen Mittelwerte, die der Schwerpunktberechnung zugrunde liegen ohne Beeinflussung des Gangkoordinatensystems möglich.

Die verwendete Methode führt zu einer seitenbezogenen Gehrichtung mit Winkelsprüngen bei jedem Aufsetzen eines Fußes. Die Praxis zeigte, dass diese Sprünge sehr zuverlässig nur wenige Grad betragen.

Alternativ zum Beckenzentrum wurde auch versucht, das geometrische Mittel der beiden Fußmittelpunkte projiziert auf den Boden als Ursprung eines Gangkoordinatensystem zu verwenden – wahlweise als kontinuierliche Größe oder nur für die Zeitpunkte des Aufsetzens des Fußes, kombiniert mit einer linearen Interpolation unter der Annahme einer konstanten Geschwindigkeit. Eine aus dieser Definition folgende gekrümmte Ganglinie wurde z. B. in [Niiler 2007] zur Definition eines Index für die Balance verwendet. Da diese Definition etwas willkürlich erscheint und eine Literaturrecherche keine weiteren Fundstellen für die Verwendung dieser Methode in der Praxis ergab, wurde diese wieder verworfen.

In der Literatur finden sich auch andere Definitionen für Gangkoordinatensysteme. Eine interessante Variante in [Iida et al. 1987] basiert auf einem Ganzkörperschwerpunkt, der durch doppelte Integration von Kraftmessdaten gewonnen wird. Die erste Integrationskonstante zur

Bestimmung der Geschwindigkeit aus der Beschleunigung wird dabei so gewählt, dass über alle Schritte ein und desselben Probanden die Gehgeschwindigkeit im Mittel konstant bleibt. Diese Gehgeschwindigkeit definiert damit implizit die Gehrichtung und damit die Ausrichtung des Gang-Koordinatensystems.

### **Variabilität**

Wenn die Amplitude von Kurvenverläufen in etwa proportional zu ihrer Variabilität ist, dann sind CV-Werte ein gutes Maß für die Variabilität [Bland 1995]. Wenn die Variabilität aber nicht auf diese Weise mit den Amplituden korreliert, tendieren die CV-Werte dazu, sich umgekehrt proportional zu den Mittelwerten zu verhalten. Das führt dann dazu, dass die CV-Werte bei jenen Individuen am kleinsten sind, welche die kleinsten Amplituden in den Kurvenverläufen aufweisen, ohne dass die Variabilität notwendig unterschiedlich wäre [Moe-Nilssen et al. 2010]. Da einige der Zeitreihen sich zwischen verschiedenen Patienten in den Offsets sehr stark unterscheiden, bei annähernd gleichbleibender Variabilität, konnten die CV-Werte als Maß für die Variabilität nicht verwendet werden. Die testweise bestimmten mittleren CV-Werte für die Gelenkwinkelverläufe der oberen Extremität (Tab. 22) und auch ihre Standardabweichungen zeigen daher keinerlei Zusammenhang mit den korrespondierenden CMC-Werte (Abb. 58) und spiegeln auch nicht den visuellen Eindruck der Kurvenscharen wider.

CMC-Werte [Kadaba et al. 1989] hängen grundsätzlich vom Bewegungsausmaß ab, d.h. sie sind systematisch kleiner bei Gelenkbewegungen mit kleinerem Bewegungsausmaß. Da z.B. die Bewegungen der Arme in der Sagittalebene ein deutlich größeres Bewegungsausmaß besitzen als in der Frontalebene, ergeben sich für die Abduktion automatisch kleinere Werte als für die Flexion. CMC-Werte sind also für verschiedene Gelenke bzw. Freiheitsgrade bzw. für verschiedene Bewegungen auch nur begrenzt vergleichbar, wenn man sie als Maß für die Reproduzierbarkeit interpretieren möchte. Die CMC-Werte beschreiben jedoch gut, ob die zugehörigen Zeitreihen zu einem visuell auswertbaren Kurvenverlauf führen, denn sowohl ein kleines Bewegungsausmaß als auch eine geringe Reproduzierbarkeit führen zu Kurvenverläufen, die sich schlechter vergleichen lassen. Stellt man in einem Plot die Messwiederholungen durch ein Band der doppelten Breite der Standardabweichung dar und lässt das Plotfenster dieses Band möglichst genau umschließen, so entspricht der CMC-Wert in etwa dem Quotienten aus der Fläche des Bandes und der unbedeckten Fläche des Plotfensters.

Variabilitäten für ein Kollektiv von Individuen wurden in dieser Arbeit mit CMC-Werten charakterisiert. Es gibt zwar mittlerweile auch neuere Methoden basierend auf Fouriertransformation

und Wavelet-Analyse, die durchaus Vorteile aufweisen [Ferrari et al. 2010], [Ferrari, Cutti & Cappello 2010], allerdings sind CMC-Werte in der Bewegungsanalyse etabliert, und ihre Verwendung sichert die Vergleichbarkeit der Ergebnisse mit der bestehenden Literatur.

### **Symmetrie**

Ein einfaches Maß, das erstmals in [Robinson et al. 1987] für die Bewegungsanalyse vorgeschlagen wurde, ist der Symmetrie-Parameter:

$$G_s = 2 \frac{G_R - G_L}{G_R + G_L} \quad (114)$$

Obwohl dieses Maß nach [Schwesig et al. 2010] am häufigsten in der Ganganalyse verwendet wird, wurde es für diese Arbeit verworfen, da der häufig auftretende Fall einer Antisymmetrie in Form von Werten unterschiedlichen Vorzeichens für die zu vergleichenden Größen bei gleichen bzw. ähnlich großen Beträgen divergiert.

Es wurde daher auf das sehr ähnliche Maß  $G_s = \frac{G_L - G_R}{\max(G_R, G_L)}$  ausgewichen, das in [Vagenas G 1992] bereits vorgeschlagen wurde. Da in dieser Arbeit Mittelwerte über mehrere Individuen bestimmt werden sollten, ohne dabei das Vorzeichen der Asymmetrie zu berücksichtigen, wurde das Maß durch Betragsbildungen modifiziert. Außerdem wurde ein Faktor  $\frac{1}{2}$  eingeführt, um damit einen Wertebereich zwischen null und eins zu erzeugen:

$$G_s = \frac{1}{2} \frac{|G_L - G_R|}{\max(|G_R|, |G_L|)} \quad (115)$$

### **Normierung von Schwerpunktsbewegungen**

Im Gegensatz zur Beschreibung der Gelenkbewegung hat sich für die Schwerpunktsbewegung keine einheitliche Normierung und Darstellungsform etabliert, was einen Vergleich der Literatur erschwert.

Die Beschreibung von Gelenkbewegungen in Form von Winkeln ist für die meisten Anwendungen die offensichtlich sinnvollste Form. Sie führt implizit zu einer Normierung auf eine Segmentlänge, die sich für den Vergleich unterschiedlicher Individuen in der Praxis bewährt hat.

Auf welche Länge normiert man aber sinnvollerweise z.B. die Ganzkörperschwerpunktsbewegung? In dieser Arbeit wurden kartesische Koordinaten ohne Normierung verwendet, um ein Gefühl für die absoluten Werte zu ermöglichen. Außerdem wurde testweise eine Normierung auf die leicht verfügbare Körperlänge durchgeführt.

Möglicherweise kann mit anderen Normierungen die Vergleichbarkeit der Daten verbessert werden. In [Broström et al. 2007] wird beispielsweise auf den Abstand der beiden Hüftgelenkszentren normiert. Das erscheint auf den ersten Blick nützlich, zumindest für eine Beschreibung in medio-lateraler Ausrichtung. In [Massaad et al. 2004] wird auf die Beinlänge normiert. Vorstellbar sind aber auch Normierungen, die unterschiedlich für die jeweiligen Dimensionen gewählt werden. So könnte man z.B. in der Vertikalen auf die Körpergröße normieren, in Gehrichtung auf die Schrittlänge und medio-lateral auf die Hüftbreite. Eine besonders raffinierte Normierung des Ganzkörperschwerpunkts findet sich in [Kerrigan et al. 1996] und [Bradford 2005]. Hier wird ein fiktiver Passgang simuliert, d.h. ein Gangmuster mit permanent durchgestreckten Kniegelenken, auf Basis der realen Beinlänge und der realen Schrittlänge des Individuums. Aus dieser Simulation wird der fiktive Verlauf des Beckenzentrums bestimmt und mit dessen Amplitude die reale Schwerpunktsbewegung normiert.



## VI Quintessenz und Ausblick

Die instrumentelle 3d-Bewegungsanalyse beinhaltet eine sehr lange Prozeßkette, beginnend bei der Platzierung der Marker, über Gelenkzentren-/Gelenkachsenschätzung und die Winkelparametrisierungen hinweg, bis zur Auswahl und Visualisierung einer Vielzahl von Zahlenwerten, die eine Bewegungsanalyse überhaupt erst ermöglicht.

Mit viel Aufwand wurden in dieser Arbeit alle benötigten Glieder dieser Kette für die markerbasierte Bewegungsanalyse der oberen Extremität untersucht und verbessert oder durch neue Glieder ergänzt. Dabei wurde die bestehende Technik teilweise bis an ihre Grenzen (Kapitel III) ausgereizt.

Aufgrund des großen Interesses in der Klinik wurde die Methodik immer weiter verfeinert und damit ein Anwendungsbereich, der weit über die in dieser Arbeit durchgeführten Analyse der Armbewegungen beim Gehen hinausgeht, erschlossen.

Im Anschluss an diese Arbeit konnten wesentliche Elemente der Methodik in Nachfolgeprojekten (*Upperlimb*, *CMTGait*) des Authors als in sich abgeschlossene Software implementiert werden. Damit steht die klinische instrumentelle 3d-Bewegungsanalyse der oberen Extremität für die Befunddokumentation, die Therapieplanung und -kontrolle oder für weitere Forschungsprojekte im Bewegungsanalyselabor der Orthopädischen Universitätsklinik Heidelberg dauerhaft zur Verfügung.

Der technische Fortschritt markerbasierter optischer Messsysteme wird allerdings vermutlich einige Details der Modellierung in Kapitel III dieser Arbeit in Zukunft wieder obsolet werden lassen. Aufgrund immer größerer Kamera-Auflösungen und dem Einsatz größerer Anzahlen von Kameras können die Marker immer kleiner gemacht werden. Zusammen mit intelligenteren Algorithmen zur automatisierten Zuordnung der Marker zur anatomischen Struktur könnte schon bald die derzeit technisch notwendige Beschränkung der Markerzahl fallen.

Desweiteren entwickelt sich auch die markerlose Bewegungserfassung weiter, insbesondere durch bessere Bildverarbeitungsalgorithmen, siehe z.B. [Corazza, Mündermann & Andriacchi 2007], [Corazza et al. 2010]. Erste Systeme werden kommerziell verfügbar. Und auch die zunehmend populär werdenden, auf MEMS-Technologie (Kapitel II) basierenden Multisensorsysteme beginnen durch die zunehmende Miniaturisierung und immer leichter verfügbare Funktechnologie für klinische Anwendungen interessant zu werden. Noch reichen die Genauigkeiten und die

erforderliche Zuverlässigkeit für einen klinischen Routineeinsatz nicht aus, aber in Zukunft könnten diesen Technologien eine ganze Reihe neuer Möglichkeiten eröffnen.

Insbesondere durch die Unabhängigkeit von einem begrenzten Bewegungsvolumen und wenn eine deutliche Erhöhung der Zahl der vermessenen Schritte bei einer Ganganalyse für Patienten mit vertretbarem Aufwand möglich wird, könnte man fortgeschrittenere statistische Methoden zur Analyse der Variabilität heranziehen [Moe-Nilssen et al. 2010], [Verrel 2010]. Im Rahmen dieser Arbeit wurde bereits mit der sogenannten UCM-Methode [Black et al. 2007] experimentiert. Die grundsätzliche Methodik wurde implementiert. Sie kam aber nicht zum Einsatz, da die Zahl der vermessenen Schritte sich als nicht ausreichend herausstellte.

Die verwendeten anthropometrischen Mittelwerte zur Bestimmung der Schwerpunktsbewegungen gehen davon aus, dass diese auf einer Linie zwischen dem proximalen und dem distalen Segmentendpunkt liegen. Mittlerweile stehen allerdings z.B. mit [Dumas, Chèze & Verriest 2007] anthropometrische Mittelwerte zur Verfügung, die diese Näherung nicht mehr enthalten. Es ist davon auszugehen, dass durch deren Verwendung die erzielbaren Genauigkeiten weiter erhöht werden können.

Diese Arbeit beschäftigte sich ausschließlich mit der Kinematik. Insbesondere für die Analyse der Armbewegungen beim Gehen zeigte sich allerdings, dass die Betrachtung der Kinetik hilfreich wäre für die Analyse von offensichtlich balancierenden Armbewegungen die bei einigen Patienten beobachtet wurden. Zu diesem Zweck wurde die Methode der inversen Dynamik für die obere Extremität bereits ansatzweise implementiert, d.h. Drehmomente und Kräfte für Schultergelenk und Ellenbogen werden basierend auf anthropometrischen Mittelwerten der Trägheitsmomente und Schwerpunkte anhand der Kinematik bestimmt. Die Zahlenwerte zeigen jedoch erhebliche Streuungen, und darüber hinaus ergaben sich systematische Unterschiede in den Kurvenverläufen, abhängig davon, ob die Methode auf Basis von Quaternionen oder Matrizen implementiert wurde. Für die untere Extremität werden ähnliche implementierungsabhängige Unterschiede auch in [Dumas et al. 2007] gezeigt. Auch wenn Fehler in der eigenen Implementierung nicht auszuschließen sind, ist dies doch ein Hinweis darauf, dass die inverse Dynamik sehr viel empfindlicher von der Numerik der Implementierung abhängt als bisher in der klinischen instrumentellen 3d-Ganganalyse allgemein angenommen. Weitere Arbeiten sind daher erforderlich und vom Autor dieser Arbeit bereits begonnen, um für klinische Anwendungen zuverlässig Kräfte und Drehmomente der oberen Extremität bestimmen zu können.

Die in dieser Arbeit verwendete Methodik zur Analyse der Armbewegungen beim Gehen beschäftigt sich mit Zeitreihen, die dem Gangzyklus periodisch folgen, d.h. zwischen verschiedenen

Gangzyklen annähernd gleich bleiben. Die Patientenvideos zeigen allerdings auch kompensatorische Armbewegungen, die genau dies nicht tun. Beobachtet wurden z.B. ruckartige Armbewegungen, die offensichtlich in Folge einer Störung der Bewegung der unteren Extremität auftreten und möglicherweise zur Korrektur der Balance dienen. Hier ist zu erwarten, dass die Einbeziehung der Kinetik mehr Aufschluss ermöglicht.

Die Fortführung dieser Arbeit in Form eines konsequenten Nebeneinanders von Methodenentwicklung und anwendungsorientierter Forschung zu klinischen Fragestellungen wird daher sicher noch lange ein spannendes Arbeitsfeld bleiben.

## VII Literaturverzeichnis

- Abdel-Aziz YI, K. H. 1971. *Direct Linear Transformation from Comparator Coordinates into Object Space Coordinates in Close Range Photogrammetry*, Proceedings of the ASP/UI Symposium on Close-Range Photogrammetry, Urbana, Illinois : 1-18.
- Allard P., Fioretti S, C. A. L. L.K., V. (Ed.), 1997. *Three-dimensional analysis of human locomotion*. Wiley, New York.
- Amis, A. 1990. *Part 1. Upper limb function, shoulder and elbow*, Current Orthopaedics 4 : 21-26.
- An K. N., M. B. F. Morrey, B. F. (Ed.), 1993. *The elbow and its disorders*. W. B. Saunders Co., Philadelphia, PA.
- An, K. N.; Browne, A. O.; Korinek, S.; Tanaka, S. & Morrey, B. F. 1991. *Three-dimensional kinematics of glenohumeral elevation*, J Orthop Res 9 : 143-149.
- An, K. N. & Chao, E. Y. 1984. *Kinematic analysis of human movement*, Ann Biomed Eng 12 : 585-597.
- Anglin, C. & Wyss, U. P. 2000. *Review of arm motion analyses*, Proc Inst Mech Eng [H] 214 : 541-555.
- Ashwal, S.; Russman, B. S.; Blasco, P. A.; Miller, G.; Sandler, A.; Shevell, M.; Stevenson, R.; of the American Academy of Neurology, Q. S. S. & of the Child Neurology Society, P. C. 2004. *Practice parameter: diagnostic assessment of the child with cerebral palsy: report of the Quality Standards Subcommittee of the American Academy of Neurology and the Practice Committee of the Child Neurology Society*, Neurology 62 : 851-863.
- Ball, R. S., 1876. *The theory of screws: A study in the dynamics of a rigid body*. Hodges, Foster, Dublin.
- Bao, H. & Willems, P. Y. 1999. *On the kinematic modelling and the parameter estimation of the human shoulder*, J Biomech 32 : 943-950.
- Bauby, C. E. & Kuo, A. D. 2000. *Active control of lateral balance in human walking*, J Biomech 33 : 1433-1440.
- Baum, E., 1980. *Motografie I – Bewegungsaufzeichnung mit Spuren – Literaturecherche, Infrarot-Kleinbild-Technik*. Verlag neue Wissenschaft GmbH, Bremerhaven.
- Baum, E., 1983. *Motografie II - Bewegungsaufzeichnung mit Spuren, Infrarot-Platten-Technik, Farb-, Sofort- und Raumbild*. Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsschutz, Verlag neue Wissenschaft GmbH, Bremerhaven.
- Baum, E., 1986. *Motografie III; Entwicklung einer Methode zur Bewegungsaufzeichnung unter Berücksichtigung photogrammetrischer Anforderungen*. Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsschutz, Verlag für neue Wissenschaft GmbH, Bremerhaven.
- Baumann, J. 1991. *Requirements of clinical gait analysis*, Human Movement Science 10 : 535-542.
- Beckers, D., D. J., 1997. *Ganganalyse und Gangschulung: Therapeutische Strategien für die Praxis*. Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York.
- Begon, M.; Wieber, P.-B. & Yeadon, M. R. 2008. *Kinematics estimation of straddled movements on high bar from a limited number of skin markers using a chain model*, J Biomech 41 : 581-586.
- Bell, A. L.; Pedersen, D. R. & Brand, R. A. 1990. *A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods*, J Biomech 23 : 617-621.
- Bernstein, N. Whiting, H. (Ed.), 1984. *Human Motor Actions - Bernstein reassessed*. Elsevier Science Publishers B.V, Berlin.
- Bernstein, N. A.E, A. (Ed.), 1927. *Handbuch der biologischen Arbeitsmethoden: Die kymocyclographische Methode der Bewegungsuntersuchung*. Urban und Schwarzenberg, Berlin.
- Bernstein, N. A.E, A. (Ed.), 1930. *Handbuch der biolog. Arbeitsmethoden: Analyse der Körperbewegungen und Stellungen im Raum mittels Spiegel-Stereoaufnahmen*. Urban und Schwarzenberg, Berlin.
- Biryukova, E. V.; Roby-Brami, A.; Frolov, A. A. & Mokhtari, M. 2000. *Kinematics of human arm reconstructed from spatial tracking system recordings*, J Biomech 33 : 985-995.
- Black, D. P.; Smith, B. A.; Wu, J. & Ulrich, B. D. 2007. *Uncontrolled manifold analysis of segmental angle variability during walking: preadolescents with and without Down syndrome*, Exp Brain Res 183 : 511-521.
- Bland, J., 1995. *An introduction to medical statistics, 2nd edition*. Oxford University Press, New York.
- Blankevoort, L.; Huijkes, R. & de Lange, A. 1988. *The envelope of passive knee joint motion*, J Biomech 21 : 705-720.
- Bleck, E. Sledge, C. B. (Ed.), 1979. *Orthopaedic Management of Cerebral Palsy (Saunders Monograph in Clinical Orthopaedics)*. WB Saunders Co, Philadelphia.
- Borelli, G. A. Novaissima (Ed.), 1680. *De Motu Animalium*. Lugduni Batavorum, Pisa.
- Bradford, D. e. 2005. *Center of Mass Movement and Energy Transfer During Walking in Children With Cerebral Palsy*, Arch Phys Med Rehabil 86 : 2189-2194.

- Braune, W., F. O., 1882. *Bestimmung der Trägheitsmomente des menschlichen Körpers und seiner Glieder*. Hirzel, Leipzig.
- Braune, W., O. F., 1889. *Ueber den Schwerpunkt des menschlichen Körpers*. Abhandlungen der mathematisch-physischen Klasse der Königl. Sächsischen Gesellschaft der Wissenschaften, Leipzig.
- Braune, W., O. F., 1895. *Der Gang des Menschen 1. Teil: Versuche am unbelasteten und belasteten Menschen*. Abhandlungen der mathematisch-physischen Klasse der Königl. Sächsischen Gesellschaft der Wissenschaften, Leipzig.
- Broström, E.; Ortqvist, M.; Haglund-Akerlind, Y.; Hagelberg, S. & Gutierrez-Farewik, E. 2007. *Trunk and center of mass movements during gait in children with juvenile idiopathic arthritis*, Hum Mov Sci 26 : 296-305.
- Calow, R. 2005. *Markerlose Ganganalyse mit einem Multikamerasystem*, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg.
- Calvert, T. W. Calvert, J. C. & Patla, A. 1982. *Aspects of the kinematic simulation of human movement*, IEEE Computer Graphics and Applications 2 : 41-50.
- Campbell, A. C.; Alderson, J. A.; Lloyd, D. G. & Elliott, B. C. 2009. *Effects of different technical coordinate system definitions on the three dimensional representation of the glenohumeral joint centre*, Med Biol Eng Comput 47 : 543-550.
- Cans, C.; McManus, V.; Crowley, M.; Guillem, P.; Platt, M.-J.; Johnson, A.; Arnaud, C. & of Cerebral Palsy in Europe Collaborative Group, S. 2004. *Cerebral palsy of post-neonatal origin: characteristics and risk factors.*, Paediatr Perinat Epidemiol 18 : 214-220.
- Cappozzo, A.; Croce, U. D.; Leardini, A. & Chiari, L. 2005. *Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background*, Gait Posture 21 : 186-196.
- Carman, A. B. & Milburn, P. D. 2006. *Determining rigid body transformation parameters from ill-conditioned spatial marker co-ordinates*, J Biomech 39 : 1778-1786.
- Cathcart, C. 1884. *Movements of the shoulder girdle involved in those of the arm on the trunk*, J Anat Physiol 18 : 211-8.
- Chambers, H. G. 2001. *Treatment of functional limitations at the knee in ambulatory children with cerebral palsy*, Eur J Neurol 8 Suppl 5 : 59-74.
- Chang, L. Y. & Pollard, N. S. 2007. *Robust estimation of dominant axis of rotation*, J Biomech 40 : 2707-2715.
- Chao, E. Y. e. a. 1983. *Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking*, J. Biomechanics 16 : 219 - 233.
- Charlton, I. W.; Tate, P.; Smyth, P. & Roren, L. 2004. *Repeatability of an optimised lower body model*, Gait Posture 20 : 213-221.
- Cheng, P. L. 2000. *A spherical rotation coordinate system for the description of three-dimensional joint rotations*, Ann Biomed Eng 28 : 1381-1392.
- Cheng, P. L. 2006. *Simulation of Codman's paradox reveals a general law of motion*, J Biomech 39 : 1201-1207.
- Cheng, P. L.; Nicol, A. C. & Paul, J. P. 2000. *Determination of axial rotation angles of limb segments - a new method*, J Biomech 33 : 837-843.
- Cheng, P. L. & Pearcy, M. 1999. *A three-dimensional definition for the flexion/extension and abduction/adduction angles*, Med Biol Eng Comput 37 : 440-444.
- Cheze, L, F. B. D. J. 1998. *Determination of joint functional axes from noisy data using the finite helical axis*, Human Movement Science 17 : 1-15.
- Chiari, L.; Croce, U. D.; Leardini, A. & Cappozzo, A. 2005. *Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: instrumental errors*, Gait Posture 21 : 197-211.
- Codman, E., 1934. *The Shoulder*. Krieger Publishing Company Malabar, Florida.
- Cole, G. K.; Nigg, B. M.; Ronsky, J. L. & Yeadon, M. R. 1993. *Application of the joint coordinate system to three-dimensional joint attitude and movement representation: a standardization proposal*, J Biomech Eng 115 : 344-349.
- Coleman, MJ, R. A. 1998. *An uncontrolled walking toy that cannot stand still*, Phys Rev Lett 80 : 3658-3661.
- Corazza, S.; Gambaretto, E.; Mündermann, L. & Andriacchi, T. P. 2010. *Automatic generation of a subject-specific model for accurate markerless motion capture and biomechanical applications*, IEEE Trans Biomed Eng 57 : 806-812.
- Corazza, S.; Mündermann, L. & Andriacchi, T. 2007. *A framework for the functional identification of joint centers using markerless motion capture, validation for the hip joint*, J Biomech 40 : 3510-3515.
- Crawford, N. R.; Yamaguchi, G. T. & Dickman, C. A. 1996. *Methods for determining spinal flexion/extension, lateral bending, and axial rotation from marker coordinate data: Analysis and refinement*, Human Movement Science 15 : 55-78.

- Crawford, N. R.; Yamaguchi, G. T. & Dickman, C. A. 1999. *A new technique for determining 3-D joint angles: the tilt/twist method*, Clin Biomech (Bristol, Avon) 14 : 153-165.
- Croce, U. D.; Leardini, A.; Chiari, L. & Cappozzo, A. 2005. *Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics*, Gait Posture 21 : 226-237.
- Cutti, A. G.; Paolini, G.; Troncossi, M.; Cappello, A. & Davalli, A. 2005. *Soft tissue artefact assessment in humeral axial rotation*, Gait Posture 21 : 341-349.
- Dempster, W., 1955. *Space requirements of the seated operator*. Wright-Patterson Air Force Base, OH., University of Michigan.
- Dienes, Z. & McLeod, P. 1993. *How to catch a cricket ball*, Perception 22 : 1427-1439.
- Dillman, C. J.; Fleisig, G. S. & Andrews, J. R. 1993. *Biomechanics of pitching with emphasis upon shoulder kinematics*, J Orthop Sports Phys Ther 18 : 402-408.
- Donelan, J. M. J. M.; Shipman, D. W. D. W.; Kram, R. & Kuo, A. D. A. D. 2004. *Mechanical and metabolic requirements for active lateral stabilization in human walking*, J Biomech 37 : 827-835.
- Donker, S. F.; Beek, P. J.; Wagenaar, R. C. & Mulder, T. 2001. *Coordination between arm and leg movements during locomotion*, J Mot Behav 33 : 86-102.
- Donker, S. F.; Mulder, T.; Nienhuis, B. & Duysens, J. 2002. *Adaptations in arm movements for added mass to wrist or ankle during walking*, Exp Brain Res 146 : 26-31.
- Doorenbosch, C. A. M.; Harlaar, J. & Veeger, D. H. E. J. 2003. *The globe system: an unambiguous description of shoulder positions in daily life movements*, J Rehabil Res Dev 40 : 147-155.
- Duchenne, G.Kaplan, E. (Ed.), 1949. *Physiology of motion*. JB Lippincott, Philadelphia.
- Dumas, R.; Chèze, L. & Verriest, J.-P. 2007a. *Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters*, J Biomech 40 : 543-553.
- Dumas, R.; Nicol, E. & Chèze, L. 2007b. *Influence of the 3D inverse dynamic method on the joint forces and moments during gait*, J Biomech Eng 129 : 786-790.
- Duus, P., 1990. *Neurologisch-topische Diagnostik*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York.
- Dzienkowski, R. C.; Smith, K. K.; Dillow, K. A. & Yucha, C. B. 1996. *Cerebral palsy: a comprehensive review*, Nurse Pract 21 : 45-8, 51-4, 57-9; quiz 60-1.
- Döderlein, L., 2007. *Infantile Zerebralparese: Diagnostik, konservative und operative Therapie*. Steinkopff-Verlag, Darmstadt.
- Eames, M.H.A., A. R. 1999. *Comparing methods of estimating the total body centre of mass in three-dimensions in normal and pathological gaits*, Human Movement Science 18 : 637-646.
- Eberhardt, H. D., V. T. I. e. a., 1947. *Fundamental studies of human locomotion and other informations relating to design of artificial limbs*. University of California Berkeley, California.
- Ehrig, R. M.; Taylor, W. R.; Duda, G. N. & Heller, M. O. 2006. *A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints*, J Biomech 39 : 2798-2809.
- Eisenberg, M., R. G. 1979. *A Proof of the Hairy Ball Theorem*, The American Mathematical Monthly 86 : 571-574.
- Eke-Okoro, S. T.; Gregoric, M. & Larsson, L. E. 1997. *Alterations in gait resulting from deliberate changes of arm-swing amplitude and phase*, Clin Biomech (Bristol, Avon) 12 : 516-521.
- Eltzman, H. O. 1939. *The function of the arms in walking*, Hum Biol. 11 : 529-536.
- Euler, L. 1776. *Formulae generales pro translatione quacunque corporum rigidorum*, Novi Commentarii academiae scientiarum Petropolitanae 20 : 189-207.
- Fabian, W., 2010. *Frühkindliche Hirnschädigung: Ursachen*. Gesundheitsportal Onmeda, goFeminin.de GmbH, Stollwerckstraße 7a, 51149 Köln.
- Ferrari, A. & Cioni, G., 1998. *Infantile Zerebralparese: Spontaner Verlauf und Orientierungshilfen für die Rehabilitation*. Springer, Berlin, Heidelberg.
- Ferrari, A.; Cutti, A. G. & Cappello, A. 2010. *A new formulation of the coefficient of multiple correlation to assess the similarity of waveforms measured synchronously by different motion analysis protocols*, Gait Posture 31 : 540-542.
- Fick, R., 1911. *Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke unter Berücksichtigung der bewegenden Muskeln*. Gustav Fischer, Harvard.
- Fitoussi, F.; Diop, A.; Maurel, N.; Laassel, E. M. & Penneçot, G. F. 2006. *Kinematic analysis of the upper limb: a useful tool in children with cerebral palsy*, J Pediatr Orthop B 15 : 247-256.
- Fleisig, G. S.; Barrentine, S. W.; Escamilla, R. F. & Andrews, J. R. 1996. *Biomechanics of overhand throwing with implications for injuries*, Sports Med 21 : 421-437.

- Ford, M. P.; Wagenaar, R. C. & Newell, K. M. 2007. *Arm constraint and walking in healthy adults*, Gait Posture 26 : 135-141.
- Frost, H. M. 1971. *Cerebral palsy: The spastic crouch*, Clin Orthop Relat Res 80 : 2-8.
- Gage, J. 1991. *Gait analysis in Cerebral palsy*, Clinics in Developmental Medicine .
- Gage, J. R. & Novacheck, T. F. 2001. *An update on the treatment of gait problems in cerebral palsy.*, J Pediatr Orthop B 10 : 265-274.
- Gamage, S. S. H. U. & Lasenby, J. 2002. *New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation*, J Biomech 35 : 87-93.
- Glenn S. Fleisig, Rafael F. Escamilla, J. R. A. T. M. Y. S. S. W. B. 1996. *Kinematic and Kinetic Comparison Between Baseball Pitching and Football Passing*, JAB 12 : 207-224.
- Gowitzke, B. u. M. M.M., M. (Ed.), 1988. *Scientific bases of human movement*. Williams and Wilkins, Berlin.
- Graichen, H.; Stammberger, T.; Bonel, H.; Englmeier, K.-H.; Reiser, M. & Eckstein, F. 2000. *Glenohumeral translation during active and passive elevation of the shoulder - a 3D open-MRI study*, J Biomech 33 : 609-613.
- Gray H., Henry, V. C., 1858. *Henry Gray's Anatomy of the human body*. Gray H., England.
- Grimshaw; Marques-Bruna; Salo & Messenger 1998. *The 3-dimensional kinematics of the walking gait cycle of children aged between 10 and 24 months: cross sectional and repeated measures*, Gait Posture 7 : 7-15.
- Groot, E. S. & Suntay, W. J. 1983. *A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee*, J Biomech Eng 105 : 136-144.
- Grüneberg, C.; Bloem, B. R.; Honegger, F. & Allum, J. H. J. 2004. *The influence of artificially increased hip and trunk stiffness on balance control in man*, Exp Brain Res 157 : 472-485.
- Gundersen, LA, V. D. B. A. D. J. S. S. S.-M. L. 1989. *Bilateral analysis of the knee and ankle during gait: an examination of the relationship between lateral dominance and symmetry*, Phys Ther 69 : 640-50.
- Gutierrez, E. M.; Bartonek, A.; Haglund-Akerlind, Y. & Saraste, H. 2003. *Centre of mass motion during gait in persons with myelomeningocele*, Gait Posture 18 : 37-46.
- H.E.J. (DirkJan) Veeger, B., 1996. *Orientation of axes in the elbow and forearm for biomechanical modelling.* , Biomedical Engineering Conference.
- Halvorsen, K. 2003. *Bias compensated least squares estimate of the center of rotation*, J Biomech 36 : 999-1008.
- Hatze, H. 1988. *High-precision three-dimensional photogrammetric calibration and object space reconstruction using a modified DLT-approach*, J Biomech 21 : 533-538.
- Herzog, W.; Nigg, B. M.; Read, L. J. & Olsson, E. 1989. *Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait*, Med Sci Sports Exerc 21 : 110-114.
- Hill, A. M.; Bull, A. M. J.; Wallace, A. L. & Johnson, G. R. 2008. *Qualitative and quantitative descriptions of glenohumeral motion*, Gait Posture 27 : 177-188.
- Hingtgen, B.; McGuire, J. R.; Wang, M. & Harris, G. F. 2006. *An upper extremity kinematic model for evaluation of hemiparetic stroke*, J Biomech 39 : 681-688.
- Hinrichs, R. 1990. *Whole body movement: coordination of arms and legs in walking and running*. In: Winters, J.M., W. S.-Y. (Ed.), *Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organization*, Springer, New York.
- Hinrichs, R. N. & McLean, S. P. 1995. *NLT and extrapolated DLT: 3D cinematography alternatives for enlarging the volume of calibration*, J Biomech 28 : 1219-1223.
- Horak, F. B. 1987. *Clinical measurement of postural control in adults*, Phys Ther 67 : 1881-1885.
- Iida, H. & Yamamuro, T. 1987. *Kinetic analysis of the center of gravity of the human body in normal and pathological gaits*, J Biomech 20 : 987-995.
- Inman, V. T. 1966. *Human Locomotion*, Canad. Med. Ass. J. 94 : 1047 - 1055.
- J. B. Saunders, N. Whittlesey, V. T. I. V. T. & Eberhart, H. D. 1953. *The major determinants in normal and pathological gait*, J Bone Joint Surg Am 35-A : 543-558.
- Jackson, K. M.; Joseph, J. & Wyard, S. J. 1978. *A mathematical model of arm swing during human locomotion*, J Biomech 11 : 277-289.
- Jackson, K. M.; Joseph, J. & Wyard, S. J. 1983. *The upper limbs during human walking. Part 2: Function*, Electromyogr Clin Neurophysiol 23 : 435-446.
- Jaspers, E.; Desloovere, K.; Bruyninckx, H.; Molenaers, G.; Klingels, K. & Feys, H. 2009. *Review of quantitative measurements of upper limb movements in hemiplegic cerebral palsy*, Gait Posture 30 : 395-404.
- Jensen, R. K. 1986. *Body segment mass, radius and radius of gyration proportions of children*, J Biomech 19 : 359-368.

- Jäkel, K., 2011. *Frühgeborene und Schule - Ermutigt oder ausgebremst*. Landesverband "Früh- und Risikogeborene Kinder Rheinland-Pfalz" e.V., Plexusverlag Miltenberg.
- Kadaba, M. P.; Ramakrishnan, H. K. & Wootten, M. E. 1990. *Measurement of lower extremity kinematics during level walking*, J Orthop Res 8 : 383-392.
- Kadaba, M. P.; Ramakrishnan, H. K.; Wootten, M. E.; Gainey, J.; Gorton, G. & Cochran, G. V. 1989. *Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait*, J Orthop Res 7 : 849-860.
- Kalman, R. E. 1960. *A New Approach to Linear Filtering and Prediction Problems*, Transactions of the ASME–Journal of Basic Engineering 82 : 35-45.
- Kapandji, I., 1970. *The physiology of the joint*. Churchill Livingstone, Edinburgh.
- Karduna, A. R.; McClure, P. W. & Michener, L. A. 2000. *Scapular kinematics: effects of altering the Euler angle sequence of rotations*, J Biomech 33 : 1063-1068.
- Kasten, P.; Krefft, M.; Hesselbach, J. & Weinberg, A.-M. 2004. *Kinematics of the ulna during pronation and supination in a cadaver study: implications for elbow arthroplasty*, Clin Biomech (Bristol, Avon) 19 : 31-35.
- Kasten, P.; Maier, M.; Rettig, O.; Raiss, P.; Wolf, S. & Loew, M. 2009b. *Proprioception in total, hemi- and reverse shoulder arthroplasty in 3D motion analyses: a prospective study*, Int Orthop 33 : 1641-164.
- Kasten, P.; Maier, M.; Wendy, P.; Rettig, O.; Raiss, P.; Wolf, S. & Loew, M. 2010. *Can shoulder arthroplasty restore the range of motion in activities of daily living? A prospective 3D video motion analysis study*, J Shoulder Elbow Surg 19 : 59-65.
- Kasten, P.; Rettig, O.; Loew, M.; Wolf, S. & Raiss, P. 2009a. *Three-dimensional motion analysis of compensatory movements in patients with radioulnar synostosis performing activities of daily living*, J Orthop Sci 14 : 307-312.
- Kinzel, G. L. & Gutkowski, L. J. 1983. *Joint models, degrees of freedom, and anatomical motion measurement*, J Biomech Eng 105 : 55-62.
- Klein-Vogelbach, S. Spiri-Gantert (Ed.), 2000. *Funktionelle Bewegungslehre*. Springer, Berlin, Heidelberg, New York.
- Klopčar, N. & Lenarčič, J. 2006. *Bilateral and unilateral shoulder girdle kinematics during humeral elevation*, Clin Biomech (Bristol, Avon) 21 Suppl 1 : S20-S26.
- Klopčar, N.; Tomsic, M. & Lenarčič, J. 2007. *A kinematic model of the shoulder complex to evaluate the arm-reachable workspace*, J Biomech 40 : 86-91.
- Knüsel, O. u. L. und Rainer Brenke, E. C. (Ed.), 1993. *Der menschliche Gang und seine quantitative und qualitative Diagnostik - Vorstellung der Ganganalyse*. Ullstein-Mosby, Berlin.
- Krägeloh-Mann, I.; Hagberg, G.; Meisner, C.; Schelp, B.; Haas, G.; Eeg-Olofsson, K. E.; Selbmann, H. K.; Hagberg, B. & Michaelis, R. 1993. *Bilateral spastic cerebral palsy - a comparative study between southwest Germany and western Sweden. I: Clinical patterns and disabilities*, Dev Med Child Neurol 35 : 1037-1047.
- Krägeloh-Mann, I.; Hagberg, G.; Meisner, C.; Schelp, B.; Haas, G.; Eeg-Olofsson, K. E.; Selbmann, H. K.; Hagberg, B. & Michaelis, R. 1994. *Bilateral spastic cerebral palsy - a comparative study between southwest Germany and western Sweden. II: Epidemiology.*, Dev Med Child Neurol 36 : 473-483.
- Kuderna, H. 1980. *Zusammenhang zwischen Achsenfehlern und Funktionseinschränkungen nach Vorderarmfrakturen*, Unfallchirurgie 6(1) : 7-13.
- Kuhtz-Buschbeck, J. P.; Brockmann, K.; Gilster, R.; Koch, A. & Stolze, H. 2008. *Asymmetry of arm-swing not related to handedness*, Gait Posture 27 : 447-454.
- Kuo, A. D. 2007. *The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective*, Hum Mov Sci 26 : 617-656.
- Küng, U. M.; Horlings, C. G. C.; Honegger, F.; Kremer, H. P. H.; Bloem, B. R.; van De Warrenburg, B. P. C. & Allum, J. H. J. 2009. *Postural instability in cerebellar ataxia: correlations of knee, arm and trunk movements to center of mass velocity*, Neuroscience 159 : 390-404.
- Lance, J. 1980. *Pathophysiology of spasticity and clinical experience with Baclofen*. In: Feldman RG, Young RR, K. W. (Ed.), *Spasticity: Disordered motor control*, Year Book Medical Publishers, Chicago, London.
- Leardini, A.; Chiari, L.; Croce, U. D. & Cappozzo, A. 2005. *Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation*, Gait Posture 21 : 212-225.
- Leonard, C. T.; Hirschfeld, H. & Forssberg, H. 1991. *The development of independent walking in children with cerebral palsy*, Dev Med Child Neurol 33 : 567-577.
- Li, Z.-M.; Kuxhaus, L.; Fisk, J. A. & Christophel, T. H. 2005. *Coupling between wrist flexion-extension and radial-ulnar deviation*, Clin Biomech (Bristol, Avon) 20 : 177-183.
- Lohnert, K., 2010. *Eignung von Inertialsensorik zum Einsatz in der Instrumentellen Ganganalyse - Methodenvergleich 3D-Optik versus Inertialsensorik*. Fakultät für Physik und Astronomie, Ruprecht-Karls-Universität, Heidelberg.



- Lu, T. W. & O'Connor, J. J. 1999. *Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints*, J Biomech 32 : 129-134.
- M. P. Murray, M. P.; Drought, A. B. & Kory, R. C. 1964. *Walking pattern of normal men*, J Bone Joint Surg Am 46 : 335-360.
- Macconnaill, M. A. 1956. *Studies in the mechanics of synovial joints. V. The statics of single joints*, Ir J Med Sci 169 : 353-364.
- Mackey, A. H.; Walt, S. E.; Lobb, G. A. & Stott, N. S. 2005. *Reliability of upper and lower limb three-dimensional kinematics in children with hemiplegia*, Gait Posture 22 : 1-9.
- Maier, M. W. 2007. *Prospektive Erfassung von Propriozeption, Maximalwerten und Alltagsbewegungen in der Schulterendoprothetik im Rahmen einer 3D-Bewegungsanalyse der oberen Extremität*, Medizinischen Fakultät Heidelberg der Ruprecht-Karls-Universität.
- Maki, B. E. 1997. *Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear*, J Am Geriatr Soc 45 : 313-320.
- Marey, E., 1868. *Du Movement dans les Fonctions de la vie (licons faites au college de France)*. Germer Bailiere, Rue de l'ecole-de-Medecine, 17, Paris.
- Martin, C. 1932. *A note on the movements of the shoulder joint*, British Journal of Surgery 20 : 61-66.
- Massaad, F.; Dierick, F.; van den Hecke, A. & Detrembleur, C. 2004. *Influence of gait pattern on the body's centre of mass displacement in children with cerebral palsy*, Dev Med Child Neurol 46 : 674-680.
- McNutt, S., 2005. *U.S. Military Builds on Rich History of Amputee Care*. Amputee Coalition of America in partnership with the U.S. Army Amputee Patient Care Program, 900 East Hill Avenue, Suite 205; Knoxville, Tennessee 37915-2566 USA.
- Michael L. Pearl, M.; Scott L. Harris, B.; Steven B. Lippitt, M.; John A. Sidles, P.; Douglas T. Harryman II, M. & Frederick A. Matsen III, M. 1992. *A system for describing positions of the humerus relative to the thorax and its use in the presentation of several functionally important arm positions*, J Shoulder Elbow Surg 1 : 113-8.
- Miller, D. I. 1979. *Modelling in biomechanics: an overview*, Med Sci Sports 11 : 115-122.
- Mitchell, K.; Banks, S.; Morgan, D. & Sugaya, H. 2003. *Shoulder motions during the golf swing in male amateur golfers*, J Orthop Sports Phys Ther 33 : 196-203.
- Mittlmeier, T., R. D. 2005. *Klinische Ganganalyse*, Unfallchirurg 8 : 614-629.
- Moe-Nilssen, R.; Aaslund, M. K.; Hodt-Billington, C. & Helbostad, J. L. 2010. *Gait variability measures may represent different constructs*, Gait Posture 32 : 98-101.
- Moore, M. L. 1949. *The measurement of joint motion; the technic of goniometry*, Phys Ther Rev 29 : 256-264.
- Morrey, B. F.; Askew, L. J. & Chao, E. Y. 1981. *A biomechanical study of normal functional elbow motion*, J Bone Joint Surg Am 63 : 872-877.
- Morrow, D., 2007. *Validation of a clinically significant shoulder joint kinematics description*. Shriners Hospitals for Children, Springfield, Massachusetts.
- Murgia, A.; Kyberd, P. J.; Chappell, P. H. & Light, C. M. 2004. *Marker placement to describe the wrist movements during activities of daily living in cyclical tasks*, Clin Biomech (Bristol, Avon) 19 : 248-254.
- Murphy, C. C.; Yeargin-Allsopp, M.; Decouflé, P. & Drews, C. D. 1993. *Prevalence of cerebral palsy among ten-year-old children in metropolitan Atlanta, 1985 through 1987*, J Pediatr 123 : S13-S20.
- Murray, M. P.; Sepic, S. B. & Barnard, E. J. 1967. *Patterns of sagittal rotation of the upper limbs in walking*, Phys Ther 47 : 272-284.
- Mutch, L.; Alberman, E.; Hagberg, B.; Kodama, K. & Perat, M. V. 1992. *Cerebral palsy epidemiology: where are we now and where are we going?*, Dev Med Child Neurol 34 : 547-551.
- Muybridge, 1887. *Animal Locomotion; An Electro-Photographic Investigation of Consecutive Phases of Animal Movement*. J.B. Lippincott company, Philadelphia.
- Muybridge, 1907. *The Human Figure in Motion, 3th impression*. Chapman & Hall, L.D., London.
- Nelson, K. B. & Grether, J. K. 1999. *Causes of cerebral palsy.*, Curr Opin Pediatr 11 : 487-491.
- Niiler, N., 2007. *A new kinematic index to define dynamic balance in gait*. GCMAS, Springfield.
- Nijhuis, L. B. O.; Hegeman, J.; Bakker, M.; Meel, M. V.; Bloem, B. R. & Allum, J. H. J. 2008. *The influence of knee rigidity on balance corrections: a comparison with responses of cerebellar ataxia patients*, Exp Brain Res 187 : 181-191.
- Niklasch, M. E. U. 2011. *3d-Bewegungsanalyse in der Schulterendoprothetik: 3-Jahres-Follow-Up mit Erfassung von Propriozeption, Maximalwerten und skapulothorakalem Rhythmus bei Allt*, Universität Heidelberg, Department Orthopädie, Unfallchirurgie und Paraplegiologie, Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie.

- O'Connor, S. M. & Kuo, A. D. 2009. *Direction-dependent control of balance during walking and standing*, J Neurophysiol 102 : 1411-1419.
- Ohsato, Y. 1993. *Relationships between trunk rotation and arm swing in human walking*, Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi 67 : 440-448.
- Ortega, J. D.; Fehلمان, L. A. & Farley, C. T. 2008. *Effects of aging and arm swing on the metabolic cost of stability in human walking*, J Biomech 41 : 3303-3308.
- Ounpuu, S. & Winter, D. A. 1989. *Bilateral electromyographical analysis of the lower limbs during walking in normal adults*, Electroencephalogr Clin Neurophysiol 72 : 429-438.
- Patla, A. E.; Ishac, M. G. & Winter, D. A. 2002. *Anticipatory control of center of mass and joint stability during voluntary arm movement from a standing posture: interplay between active and passive control*, Exp Brain Res 143 : 318-327.
- Paul, R., 1982. *Robot manipulators: Mathematics, programming, and control*. MA: MIT Press, Cambridge.
- Perry, J. und Bernd Wiedenhöfer, W. O. (Ed.), 2003. *Ganganalyse - Norm und Pathologie des Gehens*. Urban & Fischer, München.
- Poeck, K.; Hacke, W., 2007. *Neurologie*. Springer, Berlin.
- Pozzo, T.; Ouamer, M. & Gentil, C. 2001. *Simulating mechanical consequences of voluntary movement upon whole-body equilibrium: the arm-raising paradigm revisited*, Biol Cybern 85 : 39-49.
- R. Boulic, P. B., 2001. *Parametrization and Range of Motion of the Ball-and-Socket Joint*. Kluwer, B.V. Deventer, The Netherlands, .
- Rab, G.; Petuskey, K. & Bagley, A. 2002. *A method for determination of upper extremity kinematics*, Gait Posture 15 : 113-119.
- Rab, G. T. 2008. *Shoulder motion description: the ISB and Globe methods are identical*, Gait Posture 27 : 702-705.
- Raiss, P. 2007. *3d-Bewegungsanalyse der oberen Extremität bei radiulnaren Synostosen: Validierung und Anwendung eines neuen biomechanischen Modells*, Medizinische Fakultät Heidelberg der Ruprecht-Karls-Universität.
- Raiss, P.; Rettig, O.; Wolf, S.; Loew, M. & Kasten, P. 2007. *Range of motion of shoulder and elbow in activities of daily life in 3D motion analysis*, Z Orthop Unfall 145 : 493-498.
- Reid, S.; Elliott, C.; Alderson, J.; Lloyd, D. & Elliott, B. 2010. *Repeatability of upper limb kinematics for children with and without cerebral palsy*, Gait Posture 32 : 10-17.
- Rettig, O., 2004. *Upper Extremity - Optical marker based joint center calculation and elbow flexion angle determination*. Gait Posture 20S : S105, .
- Rettig, O., 2005. *An upperextremity model based on optimized joint centers and axes*. Gait Posture, Gait Posture 22S : S19.
- Rettig, O.; Fradet, L.; Kasten, P.; Raiss, P. & Wolf, S. I. 2009. *A new kinematic model of the upper extremity based on functional joint parameter determination for shoulder and elbow*, Gait Posture 30 : 469-476.
- Riad, J.; Coleman, S.; Lundh, D. & Broström, E. 2011. *Arm posture score and arm movement during walking: A comprehensive assessment in spastic hemiplegic cerebral palsy*, Gait Posture 33 : 48-53.
- Riad, J.; Coleman, S. & Miller, F. 2007. *Arm posturing during walking in children with spastic hemiplegic cerebral palsy*, J Pediatr Orthop 27 : 137-141.
- Rimrott, F., 1989. *Introductory Attitude Dynamics*. Springer, New York.
- Robert, T.; Bennett, B. C.; Russell, S. D.; Zirker, C. A. & Abel, M. F. 2009. *Angular momentum synergies during walking*, Exp Brain Res 197 : 185-197.
- Robertson, D. G. E., 2004. *Research methods in biomechanics*. Human Kinetics, Champaign, Ill.
- Robinson, R. O.; Herzog, W. & Nigg, B. M. 1987. *Use of force platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation on gait symmetry*, J Manipulative Physiol Ther 10 : 172-176.
- Rodda, J. & Graham, H. K. 2001. *Classification of gait patterns in spastic hemiplegia and spastic diplegia: a basis for a management algorithm*, Eur J Neurol 8 Suppl 5 : 98-108.
- Romkes, J.; Peeters, W.; Oosterom, A. M.; Molenaar, S.; Bakels, I. & Brunner, R. 2007. *Evaluating upper body movements during gait in healthy children and children with diplegic cerebral palsy*, J Pediatr Orthop B 16 : 175-180.
- Roos, P. E.; McGuigan, M. P.; Kerwin, D. G. & Trewartha, G. 2008. *The role of arm movement in early trip recovery in younger and older adults*, Gait Posture 27 : 352-356.
- Roux, E.; Bouilland, S.; Godillon-Maquinghen, A.-P. & Bouttens, D. 2002. *Evaluation of the global optimisation method within the upper limb kinematics analysis*, J Biomech 35 : 1279-1283.
- Sadeghi, H, A. P. D. M. 1997. *Functional gait asymmetry in able-bodied subjects*, Hum Mov Sci 16 : 243-58.

- Saini, M.; Kerrigan, D. C.; Thirunarayan, M. A. & Duff-Raffaele, M. 1998. *The vertical displacement of the center of mass during walking: a comparison of four measurement methods*, J Biomech Eng 120 : 133-139.
- Schache, A. G.; Baker, R. & Lamoreux, L. W. 2008. *Influence of thigh cluster configuration on the estimation of hip axial rotation*, Gait Posture 27 : 60-69.
- Schache, A. G.; Wrigley, T. V.; Blanch, P. D.; Starr, R.; Rath, D. A. & Bennell, K. L. 2001. *The effect of differing Cardan angle sequences on three dimensional lumbo-pelvic angular kinematics during running*, Med Eng Phys 23 : 493-501.
- Schaefer, G. B. 2008. *Genetics considerations in cerebral palsy*, Semin Pediatr Neurol 15 : 21-26.
- Schmidt, R. 2000. *Modellbasierte Erfassung der dreidimensionalen Auge-Hand-Koordination*, Helmholtz-Institut RWTH Aachen.
- Schmidt, R.; Disselhorst-Klug, C.; Silny, J. & Rau, G. 1999. *A marker-based measurement procedure for unconstrained wrist and elbow motions*, J Biomech 32 : 615-621.
- Schwartz, M. H. & Rozumalski, A. 2005. *A new method for estimating joint parameters from motion data*, J Biomech 38 : 107-116.
- Seichert, N, E. P. E. S. 1997. *Die Etablierung der instrumentellen Ganganalyse (IGA) als Verfahren zur unmittelbaren klinikrelevanten Gangbeurteilung*, Phys Rehab Kur Med 7 : 1-11.
- Selvik, G. 1989. *Roentgen stereophotogrammetry. A method for the study of the kinematics of the skeletal system*, Acta Orthop Scand Suppl 232 : 1-51.
- Shibukawa M, Sugitani K, H. R. K. K. S. S. N. S., 2001. *The relationship between arm movement and walking stability in bipedal walking*. Proceedings of the 23rd Annual Engineering in Medicine and Biology International Conference, Istanbul, Turkey.
- Shimba, T. 1984. *An estimation of center of gravity from force platform data*, J Biomech 17 : 53-60.
- Shuster, M. D. 1993. *A survey of attitude representations*, The journal of the astronautical Sciences 41 : 439-517.
- Simon, J.; Doederlein, L.; McIntosh, A. S.; Metaxiotis, D.; Bock, H. G. & Wolf, S. I. 2006. *The Heidelberg foot measurement method: development, description and assessment*, Gait Posture 23 : 411-424.
- Smith, L. K.; Lelas, J. L. & Kerrigan, D. C. 2002. *Gender differences in pelvic motions and center of mass displacement during walking: stereotypes quantified*, J Womens Health Gend Based Med 11 : 453-458.
- Stanley, F. J. 1994. *The aetiology of cerebral palsy*, Early Hum Dev 36 : 81-88.
- Stathopoulos, E.; Schlageter, V.; Meyrat, B.; Ribaupierre, Y. & Kucera, P. 2005. *Magnetic pill tracking: a novel non-invasive tool for investigation of human digestive motility*, Neurogastroenterol Motil 17 : 148-154.
- Steinwender, G.; Saraph, V.; Scheiber, S.; Zwick, E. B.; Uitz, C. & Hackl, K. 2000. *Intrasubject repeatability of gait analysis data in normal and spastic children*, Clin Biomech (Bristol, Avon) 15 : 134-139.
- Stodden, D. F.; Fleisig, G. S.; McLean, S. P. & Andrews, J. R. 2005. *Relationship of biomechanical factors to baseball pitching velocity: within pitcher variation*, J Appl Biomech 21 : 44-56.
- Stuelpnagel, J. 1964. *On the Parametrization of the Three-Dimensional Rotation Group*, SIAM Review 6 : 422-430.
- Sutherland, D. H. 1978. *Gait analysis in cerebral palsy*, Dev Med Child Neurol 20 : 807-813.
- Sutherland, D. H., 1984. *Gait disorders in childhood and adolescence*. William, Philadelphia.
- Sutherland, D. H. & Davids, J. R. 1993. *Common gait abnormalities of the knee in cerebral palsy*, Clin Orthop Relat Res : 139-147.
- Suttherland, D., 1988. *The development of mature walking*. Oxford: Blackwell & Philadelphia, PA: J.B. Lippincott, Philadelphia.
- Thirunarayan, A. e. 1996. *Comparison of three methods for estimating vertical displacement of center of mass during level walking in patients*, Gait Posture 4 : 306-314.
- Thomsen, M.; Loew, M. & Nägerl, H. 2001. *Kinematics and biomechanics of the elbow joint*, Orthopade 30 : 582-586.
- Umberger, B. R. 2008. *Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetics of human walking*, J Biomech 41 : 2575-2580.
- Vagenas G, H. B. 1992. *A multivariate analysis of lower extremity kinematic asymmetry in running*, Int J sport Biomech 8 : 11-29.
- Verrel, J. 2010. *Movement variability and coordination in early and late adulthood*, Humboldt-Universität zu Berlin.
- Wagenaar, R. C. & van Emmerik, R. E. 2000. *Resonant frequencies of arms and legs identify different walking patterns*, J Biomech 33 : 853-861.
- Weber, W., u. E., 1836. *Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge: Eine anatomisch-physiologische Untersuchung*. Dieterich, Göttingen.

- Weinberg, A. M.; Pietsch, I. T.; Helm, M. B.; Hesselbach, J. & Tscherne, H. 2000. *A new kinematic model of pro- and supination of the human forearm*, J Biomech 33 : 487-491.
- Wendy, P. 2006. *3d-Bewegungsanalyse der oberen Extremität: Eine Möglichkeit zur Untersuchung des Bewegungsmaßes und der Propriozeption in der Schulterendoprothetik*, Medizinische Fakultät Heidelberg der Ruprecht-Karls-Universität.
- Whittle, M., 1997a. *Gait analysis: An introduction*. Butterworth-Heinemann, Oxford.
- Whittle, M. W. 1997b. *Three-dimensional motion of the center of gravity of the body during walking*, Human Movement Science 16 : 347-355.
- Williams, S.; Schmidt, R.; Disselhorst-Klug, C. & Rau, G. 2006. *An upper body model for the kinematical analysis of the joint chain of the human arm*, J Biomech 39 : 2419-2429.
- Winter, D., 1991. *The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological*. Univ. of Waterloo Press, Waterloo, Ont..
- Winter, D. A.; Patla, A. E. & Frank, J. S. 1990. *Assessment of balance control in humans*, Med Prog Technol 16 : 31-51.
- Winters, T. F.; Gage, J. R. & Hicks, R. 1987. *Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults*, J Bone Joint Surg Am 69 : 437-441.
- Woltring, H. J. 1994. *3-D attitude representation of human joints: a standardization proposal*, J Biomech 27 : 1399-1414.
- Wren, T. A. L.; Rethlefsen, S. & Kay, R. M. 2005. *Prevalence of specific gait abnormalities in children with cerebral palsy: influence of cerebral palsy subtype, age, and previous surgery*, J Pediatr Orthop 25 : 79-83.
- Wu, G.; van der Helm, F. C. T.; Veeger, H. E. J. D.; Makhsous, M.; Roy, P. V.; Anglin, C.; Nagels, J.; Karduna, A. R.; McQuade, K.; Wang, X.; Werner, F. W.; Buchholz, B. & of Biomechanics, I. S. 2005. *ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion - Part II: shoulder, elbow, wrist and hand*, J Biomech 38 : 981-992.
- Wu, Y. W.; Croen, L. A.; Shah, S. J.; Newman, T. B. & Najjar, D. V. 2006. *Cerebral palsy in a term population: risk factors and neuroimaging findings*, Pediatrics 118 : 690-697.
- Yano, Y.; Hamada, J.; Tamai, K.; Yoshizaki, K.; Sahara, R.; Fujiwara, T. & Nohara, Y. 2010. *Different scapular kinematics in healthy subjects during arm elevation and lowering: glenohumeral and scapulothoracic patterns*, J Shoulder Elbow Surg 19 : 209-215.
- Yu, B.; Koh, T. J. & Hay, J. G. 1993. *A panning DLT procedure for three-dimensional videography*, J Biomech 26 : 741-751.
- Jerosch j., K.Nicol, K. (Ed.), 1999. *Rechnergestützte Verfahren in Orthopädie und Unfallchirurgie*. Steinkopf, Darmstadt.