Universität Ulm
Institut für Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik
Direktor: Prof. Dr. Lutz Claes

Evaluierung kinematischer Messungen am Oberarm

Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades
der Humanbiologie (Dr. biol. Hum.)
der Medizinischen Fakultät
der Universität Ulm

Vorgelegt von Dipl.-Biol.
Evgenij Bobrowitsch
Geboren in Moskau

Ulm 2006

Amtierender Dekan:	. . . . .	Prof. Dr. Klaus-Michael Debatin
1. Berichterstatter:	. . . . .	Priv. Doz. Dr. Lutz Dürselen
2. Berichterstatter:	. . . . .	Prof. Dr. Günther Palm
Tag der Promotion:	. . . . .	27. Oktober 2006

„Der Mensch vermag nur das zu bemeistern, was er verstehen kann; verstehen kann er hinwiederum nur, was sich aussagen lässt.“

Stanisław Lem,
Die Wonnen der Psychemie

1 Einleitung 1

1.1 Klinischer Hintergrund und Motivation **1**

1.2 Aufbau des Schultergelenks **2**

1.3 Gelenkkinematik **5**

1.3.1 Messverfahren 5

1.3.2 Interpretierung der kinematischen Daten 6

1.4 Weichteilverschiebung **8**

1.4.1 Erfassung der Knochenlage durch dreidimensionale Bildgebung 9

1.4.2 Evaluierung der Registrierungsmethoden 10

1.5 Zielsetzung der Arbeit **12**

2 Material und Methoden 14

2.1 Dreidimensionale Bildgebung der Untersuchungsobjekte 14

2.2 Armführungsschiene 17

2.3 Ultraschall-Trackingsystem 19

2.4 Bearbeitung der dynamischen Daten 20

2.4.1 Glättung der dynamischen Daten 21

2.4.2 Koordinatensystemdeterminierung des Ultraschall-Markers 21

2.4.3 Koordinatensystem Transformation 22

2.4.4 Digitalisierung der Landmarken 23

2.4.5 Determinierung des humeralen Koordinatensystems 24

2.5 Bearbeitung der dreidimensionalen Bilder 27

2.6 Determinierung des humeralen Koordinatensystems: Humerus Shape Analysis 28

2.6.1 Detektierung der Längsachse 29

2.6.2 Determinierung der transversalen Achsen und des Ursprungs 30

2.7 Detektierung des MRT-Markers 33

2.8 Experimente 34

2.8.1 Experiment 1: Virtuelle Rotation von Humerus und Marker 34

2.8.2 Experiment 2: Einschätzung des Operatorfehlers 35

2.8.3 Experiment 3: Physische Drehung von Humerus und Marker 35

2.8.4 Experiment 4: Bestimmung der Weichteilverschiebung 36
2.8.5 Experiment 5: Vergleich der Weichteilverschiebung 37
2.9 Analyse der Experimente 38
2.9.1 Residuen-Analyse der Detektierung des MRT-Markers 38
2.9.2 Rotations- and Translationsfehler bei der Determinierung des humeralen Koordinatensystems 39
2.9.3 Statistische Analyse 42
3 Ergebnisse 44
3.1 Residuen-Analyse 44
3.2 Experimente 1-4 44
3.3 Experiment 5: Vergleich der Weichteilverschiebung 48
4 Diskussion 50
4.1 Evaluierung der Determinierungsmethode des humeralen Koordinatensystems 51
4.2 Weichteilverschiebung 59
4.3 Definition des humeralen Koordinatensystems während einer dynamischen Messung 61
4.4 Klinische Relevanz der kinematischen Messung der Armelevation 63
4.5 Anwendungsmöglichkeiten der entwickelten Methoden 64
4.5.1 Armführungsschiene 64
4.5.2 Humerus Shape Analysis Methode 65
4.5.3 Quantifizierung von Koordinaten-System-Determinierungsfehlern 66
5 Zusammenfassung 68
Literaturverzeichnis 70
Danksagung 76
Lebenslauf 78

1 Einleitung

1.1 Klinischer Hintergrund und Motivation

Die Beweglichkeit der oberen Extremitäten ist für die meisten täglichen Aktivitäten von großer Bedeutung. Insbesondere ermöglicht das Schultergelenk dem Mensch einen sehr großen Aktionsradius. Einschränkungen der Beweglichkeit, die durch Fehlfunktionen der Schulter, wie z.B. Instabilität oder Schmerzen zustande kommen, können den Menschen bis zur Arbeitsunfähigkeit behindern.

Die Bewegung eines gesunden Gelenks kann sich von der eines krankhaft oder traumatisch veränderten Gelenks unterscheiden [32]. Kenntnis darüber, welche kinematischen Größen durch Fehlfunktionen eines Gelenks beeinflusst werden, könnte zu einer verbesserten Diagnostik beitragen.

Kinematische Messungen am Schultergelenk sind seit mehr als 100 Jahren Ursache für Meinungsverschiedenheiten [35]. Gründe für diese Debatte sind zahlreich. Allein die Weichteilummantelung des Schultergelenks macht die kinematische Messung seiner knöchernen Komponenten problematisch, wenn dafür extrakorporale Marker benutzt werden und der Einfluss der Weichteilummantelung nicht bekannt ist. Ein weiteres Problem ist die Determinierung des Koordinatensystems für die untersuchten Gelenkkomponenten der Schulter.

Die Empfehlung der International Society of Biomechanics [51] bringt die kinematischen Messungen am Schultergelenk auf einen gemeinsamen Nenner im Sinne der Achsenorientierung und der Platzierung des Ursprungs eines Koordinatensystems. Es gibt aber widersprüchliche Momente bezüglich der vorgeschlagenen Methoden zur Determinierung

eines humeralen (Oberarmknochen) Koordinatensystems. Zum Beispiel kann die IHA (Instantaneous Helical Axes) Methode zur Determinierung des humeralen Rotationszentrums als „optimal pivot point“ [47, 49] laut der Aussage von Stokdijk et al. nur für ein stabiles Schultergelenk verwendet werden [44], da ein nicht stabiles Schultergelenk nicht mehr als ein echtes Kugelgelenk betrachtet werden kann. Dies soll zu einer deutlichen Streuung der helikalen Achsen und zugleich zur Inkonsistenz der Determinierung eines Schnittpunkts der helikalen Achsen („optimal pivot point“) führen. Die Koordinatensystem Determinierung an Patienten mit Fehlfunktionen der Schulter soll genau so widerspruchsfrei sein wie an gesunden Probanden. Dadurch könnte der Unterschied zwischen „gesund und krank“ eindeutig identifiziert werden.

1.2 Aufbau des Schultergelenks

„Das Schultergelenk als proximales Gelenk der oberen Extremität ist das Beweglichste aller Gelenke des menschlichen Körpers“ [16]. Die Vielfalt der Armbewegung im Schulterbereich wird durch das Zusammenspiel von vier knöchernen Stützelementen (Humerus, Skapula, Klavikula und Brustkorb, Abb. 1.2.1) und siebzehn sie antreibenden Muskeln und Muskelgruppen gewährleistet. Dabei handelt es sich nicht mehr nur um ein Gelenk, sondern um einen Gelenkkomplex. Nach Kapandji [17] besteht der Gelenkkomplex aus drei „echten“ Gelenken (glenohumerales, akromioklavikulares und sternoklavikulares Gelenk) und zwei „falschen“ Gelenken (humeroakromiales und scapulothorakales Pseudogelenk).

Die Armbewegung im Schulterbereich, wie z.B. die Armelevation, ist eine komplexe Bewegung der genannten Gelenke des Schultergelenkkomplexes, welche hauptsächlich im glenohumeralen und skapulothorakalen Gelenk (Abb. 1.2.1) stattfindet [35]. Das glenohumerale Gelenk ist ein echtes Gelenk und wird im Folgenden im Detail erläutert.

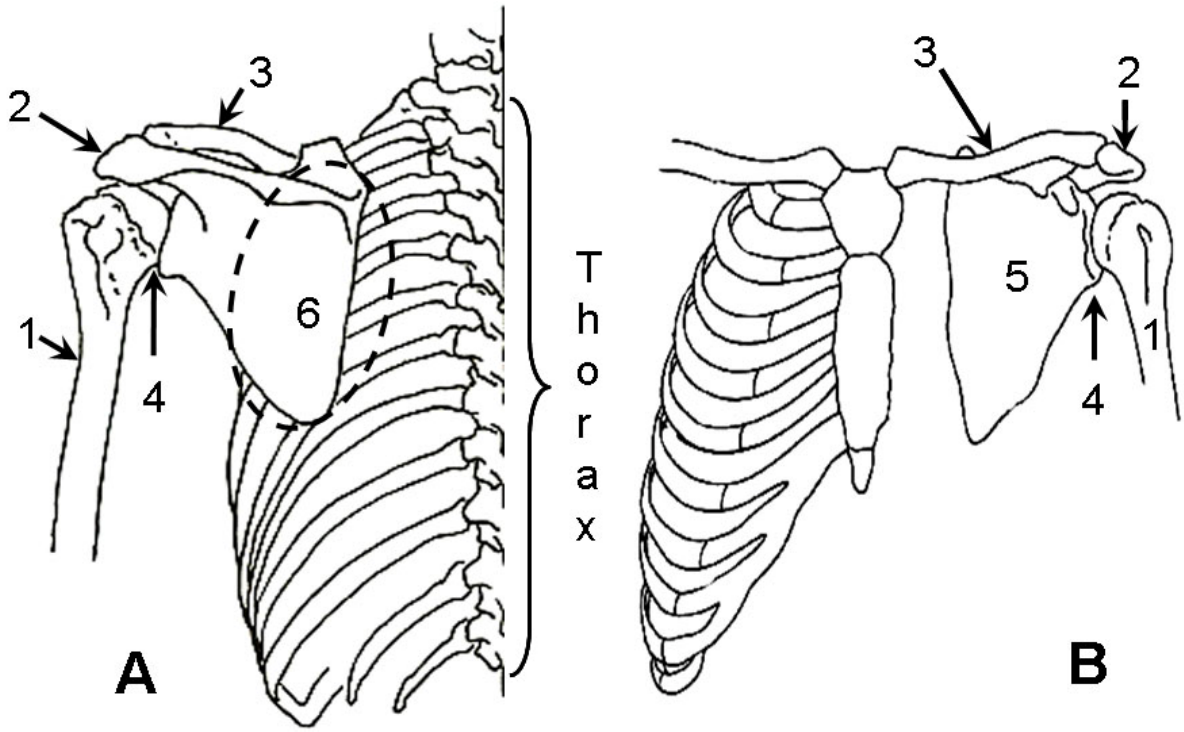

Abb. 1.2.1: *Schematische Darstellung des Schultergelenkkomplexes.*
A) Ansicht von hinten; B) Ansicht von vorne. Die Zahlen kennzeichnen:
1 – proximaler Humerus; 2 – Akromion (Vorsatz der Skapula); 3 – Klavikula;
4 – glenohumerales Gelenk; 5 – Skapula; 6 – Bereich des skapulothorakalen Pseudogelenks.

Die Gelenkfläche des Humerus-Kopfes ist der Form einer Kugel ähnlich. Sie ist viel größer als die Gelenkfläche des Glenoids. Das Labrum um das Glenoid herum vergrößert zwar die Gelenkkontaktfläche, kann aber auf Grund seiner faserknorpeligen Konsistenz nur in geringem Umfang eine stützende Rolle spielen (Abb. 1.2.2).

Das glenohumerale Gelenk ist von einer Gelenkkapsel umhüllt. Wegen des großen Bewegungsausmaßes des Humerus-Kopfes in Bezug auf das Glenoid ist die Gelenkkapsel sehr weit. Trotz der Ligamente, welche die Kapsel verstärken, muss das glenohumerale Gelenk durch die aktive Teilnahme von darüberliegenden Muskeln und Sehnen extra stabilisiert werden [20]. Zum Beispiel spielen die Muskeln der Rotatoren-Manschette und die Sehne des langen Bizepskopfes dabei eine sehr wichtige Rolle als aktive Stabilisatoren (Abb. 1.2.3).

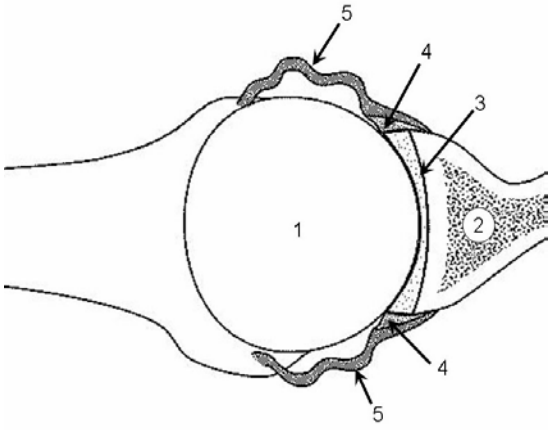

Abb. 1.2.2: *Schematische Darstellung des glenohumeralen Gelenks. Die Zahlen kennzeichnen:*

1 – Gelenkfläche des Humerus-Kopfes

2 – Skapula

3 – Glenoid

4 – Labrum

5 – Gelenkkapsel

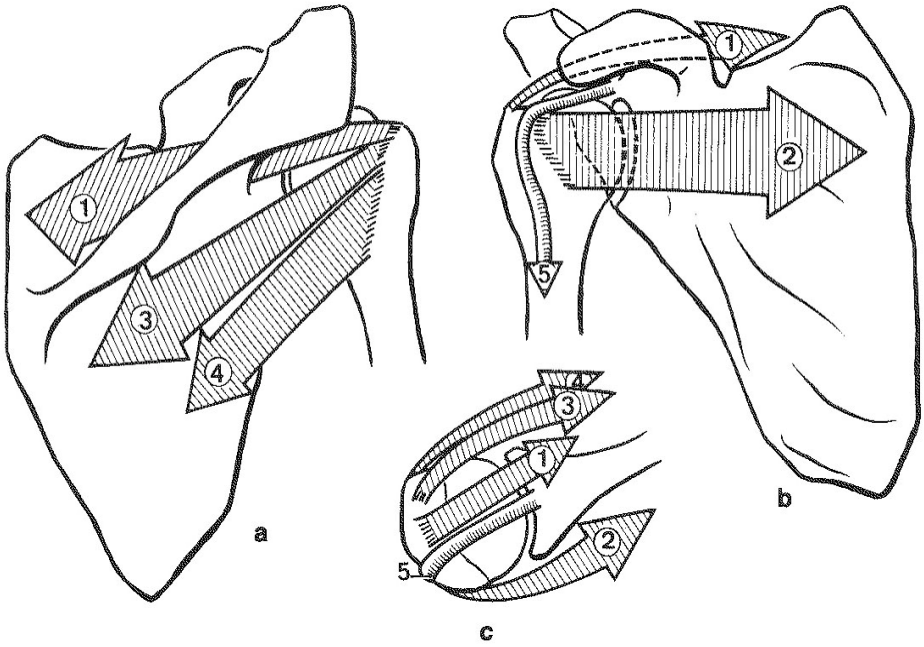

Abb. 1.2.3: *Die muskuläre Sicherung des glenohumeralen Gelenks nach Kapandji. a) Ansicht von dorsal; b) Ansicht von ventral; c) Ansicht von kranial. Die Zahlen kennzeichnen die Muskeln der Rotatoren-Manschette (1-4) und die Sehne des langen Bizepskopfes (5): 1 – musculus supraspinatus; 2 – musculus subscapularis; 3 – musculus infraspinatus; 4 – musculus teres minor.*

1.3 Gelenkkinematik

Die quantitative Analyse der Bewegung im Gelenk kann auf eine Fehlfunktion des Schultergelenks hinweisen [32]. Um die Schultergelenkbewegung erfassen zu können, ist eine dreidimensionale Analyse von Bewegungsdaten erforderlich. Die dreidimensionale Analyse der Bewegung von Festkörpern verlangt drei Translations- und drei Rotationsgrößen. Für jeden untersuchten Festkörper wird ein eigenes Koordinatensystem festgelegt. Die Translations- und Rotationsgrößen werden aus dem Verhältnis zwischen den festgelegten Koordinatensystemen errechnet.

Ein Koordinatensystem besteht aus einem Ursprung und den drei orthogonalen Einheitsvektoren vereint in einer Stellungsmatrix, welche die Richtungen der drei Hauptachsen eines Körpers definieren. Der Ursprung und die Stellungsmatrix eines Festkörpers repräsentieren entsprechend seine Ortung und Orientierung im euklidischen Raum.

Das Ausmaß und die Richtung der drei Translations- und drei Rotationsgrößen hängen erstens von der Platzierung und Ausrichtung der Koordinatensysteme und zweitens von der Weichteilverschiebung ab, wenn extrakorporale Marker zur kinematischen Messung benutzt werden.

1.3.1 Messverfahren

Um Relativbewegungen zwischen Gelenkpartnern erfassen zu können, wird häufig ein auf extrakorporalen Markern basierendes Messsystem verwendet. Jeder der Gelenkpartner wird dabei mit einem Marker versehen, dessen Position im Messraum des Messsystems gut detektierbar sein soll. Die Relativbewegung der extrakorporalen Marker wird von den Messsystemen aufgenommen und weiter verarbeitet. Schließlich bleiben die zeitbezogene Markerorientierung und Ortung der Marker als kinematische Daten zur Auswertung.

Die Messsysteme, welche die Position eines Markers im Messraum zeitbezogen aufnehmen, sind als Tracking-Systeme bekannt. Verschiedene physikalische Prozesse liegen der Unterteilung der Tracking-Systeme zugrunde. Die meisten Tracking-Systeme basieren auf Infrarot-[12, 22], Elektromagnet-[25, 28] oder Ultraschall-Wellen (diese wurde in der vorliegenden Arbeit verwendet). Ein sehr großer Nachteil der Tracking-Systeme ist die Weichteilverschiebung eines extrakorporalen Markers in Bezug auf einen darunter liegenden Knochen.

Die Relativbewegung der knöchernen Gelenkkomponenten kann ohne Einfluss der Weichteilummantelung direkt nur durch dreidimensional bildgebende Verfahren, wie Computertomographie [41] oder Magnetresonanz-Tomographie [14, 45], beschrieben werden. Die Nachteile dieser Verfahren sind Strahlungsbelastung bei der Computertomographie, zu lange Akquisitionszeit, lediglich statische Aufnahmen bei der Magnetresonanz-Tomographie und hohe Kosten.

1.3.2 Interpretierung der kinematischen Daten

Es gibt eine Reihe von Methoden, die auf verschiedene Art und Weise die gemessenen kinematischen Daten interpretieren. Die Rotationsgrößen könnten zum Beispiel nach den folgenden Methoden interpretiert werden: Euler oder Cardan Rotationssequenzen [52], die von International Society of Biomechanics bevorzugte Grood und Suntay Methode [15], die Schraubachsen [43, 50], die orthogonale Dekomposition nach Woltring [48] usw. Bis heute diskutieren die Wissenschaftler, wie die kinematischen Daten interpretiert werden sollen [18, 39], um eine klinische Relevanz zu erzielen. Jede der erwähnten Methoden hat ihre Vorteile bezüglich solcher Effekte wie „cross-talk“ oder „gimbal lock“, welche die Auswertung der kinematischen Daten stören. Die orthogonale Dekomposition nach Woltring (siehe Kapitel 2.9.1) und die Schraubachsen unterscheiden sich von den anderen Methoden dadurch, dass sie weniger oder gar nicht

empfindlich gegenüber dieser störenden Effekte sind. Die beiden Methoden sind einander ähnlich, weil bei beiden Methoden zur Beschreibung der Rotation eines Festkörpers ein Einheitsvektor (*n*) und ein Winkel (θ) zugrunde liegen. Die Rotation wird oft mathematisch durch eine orthogonale Rotationsmatrix *R* wie folgt dargestellt [9, 48]:

$$R_{(\theta,\,n)} = \cos(\theta)E + (1-\cos(\theta))nn^t + \sin(\theta)S\,, \qquad \text{(Gl. 1.3.1)}$$

wobei $n = \begin{vmatrix} x_n \\ y_n \\ z_n \end{vmatrix}$, E ist eine Einheitsmatrix, n^t ist ein transponierter Vektor n und $S = \begin{vmatrix} 0 & -z_n & y_n \\ z_n & 0 & -x_n \\ -y_n & x_n & 0 \end{vmatrix}$ ist eine schiefe Matrix, welche aus der Komponenten des Vektors *n* besteht.

Die Beschreibung einer Festkörper-Bewegung mit Hilfe der Schraubachsen beinhaltet auch die Translation des Festkörpers. Laut der Theorem von Chasles: „Any rigid-body motion can be obtained as the rotation around an axis, known as the *screw axis,* and a translation parallel to the *screw axis*. The rotation and translation may occur in any sequence [53].“ Dazu ist noch zu sagen, dass die Orientierung der Schraubachse gleich der Orientierung des Einheitsvektors *n* ist.

Es bleibt noch zu erwähnen, dass in der ersten Linie klargestellt werden muss, ob es möglich ist, das Problem der Weichteilverschiebung und der Reproduzierbarkeit der Determinierung des humeralen Koordinatensystems zu lösen, bevor es überhaupt zur Dateninterpretierung kommen kann.

1.4 Weichteilverschiebung

Die Weichteilverschiebung eines extrakorporalen Markers ist sehr individuell [8] und sie kann die Berechnung der kinematischen Größen einer Messung stark beeinflussen [19, 38], da die Positionierung eines extrakorporalen Markers in Bezug auf den darunter liegenden Knochen durch die Weichteilummantelung des Knochens verändert werden kann. Die Weichteilverschiebung herauszurechnen, ist eine große Herausforderung für den Kinematiker.

Das Ausmaß der Weichteilverschiebung am Schultergürtel wurde bis jetzt nur für die Markerpositionierung über die spina scapulae gemessen [19]. Dafür hatten Karduna et al. einen Referenz-Marker benutzt, der direkt mit Metallpins an die Skapula angeschraubt war (Abb. 1.4.1). Da diese Methode sehr invasiv ist, kommt sie für eine routinemäßige Verwendung nicht in Frage.

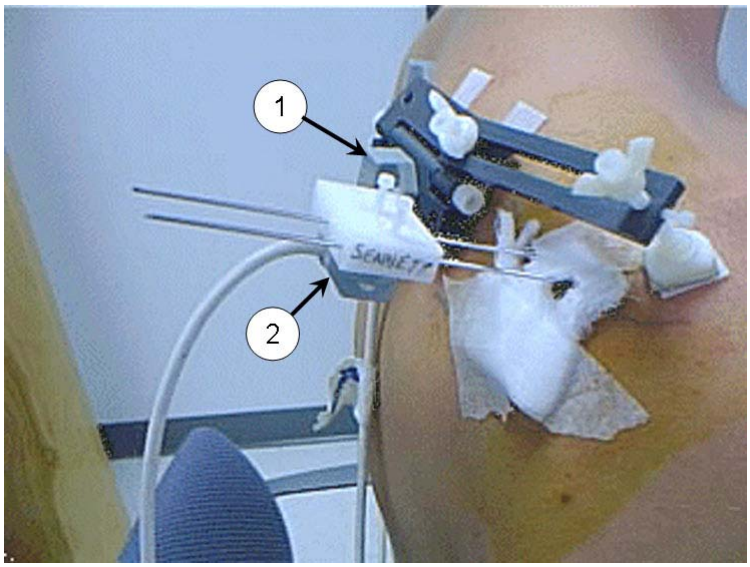

Abb. 1.4.1: *Die Messung der Weichteilverschiebung nach Karduna et al. [19].*
1 – an der Haut befestigter Marker;
2 – Referenzmarker, der direkt mit Pins an die Skapula befestigt ist.

Alternativ kann die Weichteilverschiebung durch mathematische Methoden korrigiert werden [12, 24]. Dies verlangt jedoch die Annahme von Zwangsbedingungen, wie zum Beispiel die Bedingung, dass das Schultergelenk ein echtes Kugelgelenk ist. Dies wäre aber für den Fall einer instabilen Schulter jedoch nicht adäquat.

Dreidimensional bildgebende Verfahren geben der Analyse der Hautbewegung in Bezug auf einen darunter liegenden Knochen die Möglichkeit, die Weichteilverschiebung zu beschreiben. Dafür wird eine Methode benötigt, welche die dreidimensionale Position eines Knochens determiniert. Durch die bekannte Lage des Knochens könnte dann die relative Bewegung des unter dem Marker liegenden Hautbereiches erfasst werden [36].

1.4.1 Erfassung der Knochenlage durch dreidimensionale Bildgebung

Die dreidimensionale Bildgebung wird oft benutzt, um die relative Bewegung zwischen knöchernen Gelenkkomponenten zu erfassen [2, 14, 27, 31, 41, 45]. Um die Bewegung eines Objekts zu beschreiben, können verschiedene Registrierungsmethoden verwendet werden. Dabei werden die dreidimensionalen Objektabbildungen mit Hilfe einer Starrkörpertransformation ineinander überführt [29]. Das heißt, der Prozess der Registrierung beschränkt sich auf die Erfassung der Änderung der Knochenlage. Dabei spielt die Orientierung der Hauptachsen des bewegten Knochens in Bezug auf sich selbst keine Rolle.

Grob können die Registrierungsmethoden in zwei Gruppen unterteilt werden. Methoden der ersten Gruppe basieren auf der Übereinstimmung der einzigartigen geometrischen Eigenschaften eines Objekts, wie seiner Oberfläche [4] oder Schrägkanten (engl. chamfer) [41]. Methoden der zweiten Gruppe benutzen die Eigenschaften der im Objekt eingeschlossenen Volumenelemente (Voxel), welche z.B. Grauwerte [41] oder Gewicht [10] repräsentieren.

Die Methoden der zweiten Gruppe werden bevorzugt, da sie einfach zu implementieren sind und nicht viel Rechnerleistung benötigen, um die Trägheitsachsen eines gescannten Körpers zu kalkulieren. Wenn ein langer Knochen mehrmals gescannt werden muss, werden seine dreidimensionalen Abbildungen wegen des eingeschränkten „Field of

View“ des Magnetresonanz-Tomographes unterschiedlich lang. Dadurch wird die Bestimmung der Massenträgheitsmomente sehr ungenau [29]. Mit Hilfe eines Iso-Shaping Algorithmus [37] kann dieses Problem umgegangen werden, indem die dreidimensionalen Abbildungen eines partiell abgebildeten langen Knochens gleich lang „geschnitten“ werden. Ein Nachteil der Methode der Trägheitsmomente ist, dass die Ausrichtung der Trägheitsachsen des zu registrierenden langen Knochens nicht von der anatomischen Form des Knochens abhängt, sondern von der Verteilung der in dem Knochen eingeschlossenen Voxels. Ein weiterer Nachteil ist der Richtungssinn der Trägheitsachsen, der manuell kontrolliert werden muss.

1.4.2 Evaluierung der Registrierungsmethoden

Die Reproduzierbarkeit der Registrierung der dreidimensionalen Knochenbewegung konnte bis jetzt nur unzureichend beschrieben werden. Das heißt, durch Kriterien, wie „Prozent der Überlappung“ [37], „Standardabweichung des Volumens und der Oberfläche“ [36], Schraubachsen-Parameter [29] können Registrierungsfehler im Sinne der dreidimensionalen Rotations- und Translationsfehler um bzw. entlang der Hauptachsen des untersuchten Knochens nicht identifiziert werden.

„Prozent der Überlappung“ [37] oder „Standardabweichung des Volumens und der Oberfläche“ [36] von zwei registrierten dreidimensionalen Objektabbildungen geben keine Aussage über die Änderung der kinematischen Größen, wie Translation und Rotation. Dabei bleibt es nur anzunehmen, dass bei großem „Prozent der Überlappung“ oder kleiner „Standardabweichung des Volumens und der Oberfläche“ die translatorischen und rotatorischen Fehler auch klein sind.

Neu et al. haben einen gut detektierbaren Marker als Referenz verwendet. Der Marker war fest mit den untersuchten karpalen Kadaver Knochen verbunden [29]. Dabei wurden die Schraubachsen-Parameter zwischen der Positionsänderung extra für den gescannten Marker und für

die karpalen Knochen berechnet. Die Unterschiede (Fehler) in den Schraubachsen-Parametern des Markers und der Knochen waren wie folgt klassifiziert:

1) Fehler in der Rotation um die Schraubachsen.
2) Fehler in der Translation entlang der Schraubachsen.
3) Fehler in der Orientierung der Schraubachsen.
4) Minimale Distanz zwischen den Schraubachsen.

Mit Hilfe der momentanen Schraubachsen wurde die Positionsänderung der gescannten Knochens und des Referenz-Markers in Bezug auf ein drittes Koordinatensystem beschrieben. Der Referenz-Marker und die karpalen Knochen wurden in Bezug auf einen statischen Marker bewegt, wobei das Koordinatensystem des Referenz-Markers und des untersuchten Knochens nicht notwendigerweise miteinander übereinstimmen mussten. Die unterschiedliche Orientierung der Marker- und Knochen-Koordinatensysteme in Bezug auf den statischen Marker konnte aber die Position der momentanen Schraubachsen in Bezug auf das Koordinatensystem des statischen Markers nicht beeinflussen. Die Positionsänderung des gescannten Knochens und des Referenz-Markers in Bezug auf das Koordinatensystem des statischen Markers sollte im idealen Fall der genauen Determinierung des Knochen-Koordinatensystems identisch sein. Die Schraubachsen geben aber eine sehr verallgemeinerte Information über die Positionsänderung eines Körpers. Aus diesem Grund konnten die Unterschiede in den Schraubachsen-Parametern der Marker- und Knochen-Bewegung in der Arbeit von Neu et al. [29] nicht eindeutig interpretiert werden. Die Eindeutigkeit der Analyse der Determinierungsfehler eines Koordinatensystems liegt an der Möglichkeit die folgenden Fragen beantworten zu können:

Wenn ein rotatorischer Determinierungsfehler vorhanden ist, um welche Achsen tritt dieser Fehler dann auf?

Wenn ein translatorischer Determinierungsfehler vorhanden ist, entlang welcher Achsen tritt dieser Fehler dann auf?

Ein gut detektierbarer Marker könnte zur Fehleranalyse der Determinierung des Koordinatensystems ohne den Bezug auf ein drittes, statisches Koordinatensystem verwendet werden. Zu diesem Zweck wird eine Methode benötigt, welche ein Koordinatensystem für jede Position des gescannten Knochens reproduzierbar und Knochenform bezogen determiniert. Die relative Bewegung des gut detektierbaren Markers in Bezug auf das Koordinatensystem des gescannten Knochen soll die rotatorischen und translatorischen Fehler, welche bei der Determinierung des Koordinatensystems des Knochens entstehen, eindeutig und bezogen auf das Koordinatensystem des gescannten Knochens, dreidimensional beschreiben. Dies ist nur dann möglich, wenn im Experiment sichergestellt wird, dass keine Bewegung zwischen dem Marker und dem in mehreren Positionen gescannten Knochen stattfindet.

1.5 Zielsetzung der Arbeit

Die funktionelle Diagnostik der Schulter soll durch nicht invasive kinematische Messungen der Gelenkkinematik unterstützt werden. Die Weichteilverschiebung der zur Messung eingesetzten extrakorporalen Marker stellt ein wesentliches Problem dar, um die kinematischen Daten in der Diagnostik anzuwenden. Hierzu setzt sich die vorliegende Arbeit folgende Ziele:

1) Entwicklung einer Methode zur automatischen Determinierung der dreidimensionalen Lage des Oberarmknochens (Humerus), die ein Koordinatensystem gemäß der humeralen Anatomie ausrichtet und platziert.

2) Detaillierte Evaluierung dieser Determinierungsmethode mit Hilfe eines im Magnetresonanz-Tomographen gut detektierbaren Referenzmarkers. Das heißt, Entwicklung einer Methode zur Analyse der

relativen Markerbewegung in Bezug auf ein humerales Koordinatensystem. Diese relative Markerbewegung soll die Richtung und Größe der Translations- und Rotationsfehler, welche durch die Detektierung des humeralen Koordinatensystems entstehen, direkt auf das humerale Koordinatensystem beziehen.

3) Einsetzen der gleichen Methode der Fehleranalyse zur Quantifizierung der Richtung und der Größe der Weichteilverschiebung eines am Oberarm befestigten Markers. Die Weichteilverschiebung soll auch in Bezug auf das humerale Koordinatensystem beschrieben werden.

4) Untersuchung der Möglichkeit, die Weichteilverschiebung allein durch kinematische Messungen mit extrakorporalen Markern zu korrigieren. Die Messungen im Magnetresonanz-Tomographen sollen dabei als Referenz dienen.

2 Material und Methoden

2.1 Dreidimensionale Bildgebung der Untersuchungsobjekte

Um die Genauigkeit der Determinierung des humeralen Koordinatensystems unter verschiedenen Bedingungen zu testen, wurden fünf Experimente durchgeführt (siehe Kapitel 2.8). Die dreidimensionale Bildgebung spielte dabei eine zentrale Rolle.

Zur dreidimensionalen Darstellung wurden in einem offenen Magnetresonanz-Tomographen (0,2 T, MRT-open, Siemens, Erlangen) MRT-Marker (Abb. 2.1.1), ein Modell des Humerus (Abb. 2.1.2) und der Schulterbereich von Probanden (Abb. 2.1.3) gescannt. Um die Magnetresonanz-Tomographie durchzuführen, wurde eine schräg koronare, T1-gewichtete, dreidimensionale Gradienten-Echosequenz (Repetitionszeit = 16,1 ms, Echozeit = 7,0 ms, Flipwinkel = 30°) eingesetzt. Die Größe des Bildfeldes war 220×220 mm^2. Die Akquisitionsdauer betrug bei einer Auflösung von 1,88×0,86×0,86 mm^3 ca. 5 Minuten.

Ein MRT-Marker bestand aus vier lipid-gefüllten Gelatine-Sphären. Diese Sphären waren gut erkennbar im Magnetresonanz-Tomographen und hatten 7,5 mm im Durchmesser. Die vier Sphären wurden in einem nicht symmetrischen Viereck angeordnet und in vier Bohrungen einer PVC-Platte versenkt (Abb. 2.1.1). Die nicht symmetrische Anordnung der Gelatine-Sphären ermöglichte es, die MRT-Marker Position in einem dreidimensionalen Bild eindeutig zu detektieren.

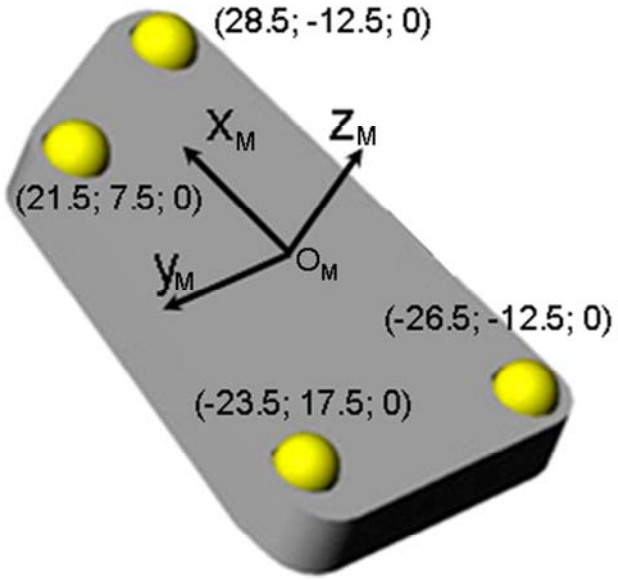

Abb. 2.1.1: *Der MRT-Marker. Die Koordinaten (mm) der Zentren jeder Sphäre sind in Bezug auf das Marker-Koordinatensystem dargestellt. O_M ist der Ursprung des Marker-Koordinatensystems*

Das Humerus-Modell bestand aus einem hohlen Silikonzylinder und einer PVC-Halterung zur Rotation des Silikonzylinders um eine Achse (Abb. 2.1.2). Die hohle Kammer im Silikonzylinder hatte die Form des proximalen Humerus, welche mit Wasser gefüllt wurde. Die Kombination aus Wasser und Silikon schaffte gute Kontrastverhältnisse, um die Humerus-Form problemlos in den dreidimensionalen Bildern aus dem Magnetresonanz-Tomographen erkennen zu können. Außerdem wurde das Humerus-Modell mit zwei MRT-Markern versehen. Ein MRT-Marker wurde fest mit der Basis der PVC-Halterung fixiert. Dieser MRT-Marker diente zur späteren globalen Rekonstruktion der gescannten Bewegung des Humerus-Modells (siehe Abb. 2.8.1 A). Der andere MRT-Marker wurde im Silikon des Zylinders eingebettet. Dieser MRT-Marker diente als Referenz zur späteren Fehleranalyse der humeralen Koordinatensystem Determinierung (siehe Kapitel 2.9.1).

Abb. 2.1.2: *Mit Wasser gefülltes Humerus-Modell in PVC-Halterung und globalem (statischem) MRT-Marker (gerader Pfeil). Ein MRT-Referenzmarker ist im Silikon eingebettet (nicht sichtbar). Das Humerus-Modell kann um eine Achse rotiert werden (gebogener Pfeil).*

Die dreidimensionale Bildgebung des Schulterbereichs von sechs gesunden Probanden und von drei Patienten mit einer Schulterinstabilität erfolgte mit Hilfe einer PVC-Armführung (Abb. 2.1.3), welche die Fixierung des Armes eines Probanden in jeder gewünschten Position der Armelevation erlaubte. Ein MRT-Marker wurde mit einer Bandage an der Außenseite des Oberarms angebracht (siehe auch Abb. 2.3.2). Der MRT-Marker diente hier zur Berechnung der Weichteilverschiebung während der Armelevation.

Die Berechnung der Weichteilverschiebung sollte durch mögliche Kontakte des Oberarms mit Gegenständen nicht beeinflusst werden. Aufgrund dessen wurde die PVC-Armführung so gebaut, dass der Probandenarm nur im Bereich des Unterarms mit der Armführung Kontakt hatte, während der Oberarm frei über dem Tisch der Magnetresonanz-Anlage schwebte (Abb. 2.1.3).

Abb. 2.1.3: *Proband im offenen Magnetresonanz-Tomographen mit PVC-Armführung. Ein MRT-Marker ist mit einer Bandage an der Außenseite des Oberarms angebracht. Der Probandenarm hat den Kontakt mit der PVC-Armführung nur im Bereich des Unterarms, während der Oberarm frei über dem Tisch der Magnetresonanz-Anlage schwebt (Pfeile). Der Oberarm kann so in seiner Position nicht mit der Unterlage oder Gegenständen in Berührung kommen.*

2.2 Armführungsschiene

Für kinematische Messungen am Schultergelenkkomplex außerhalb der Magnetresonanz-Anlage wurde eine Führungsschiene konstruiert, die einerseits eine reproduzierbare Bewegung gewährleistete, andererseits aber keine Drehachse erzwang, welche die Schultergelenkkinematik beeinflusst bzw. verfälscht hätte (Abb. 2.2.1).

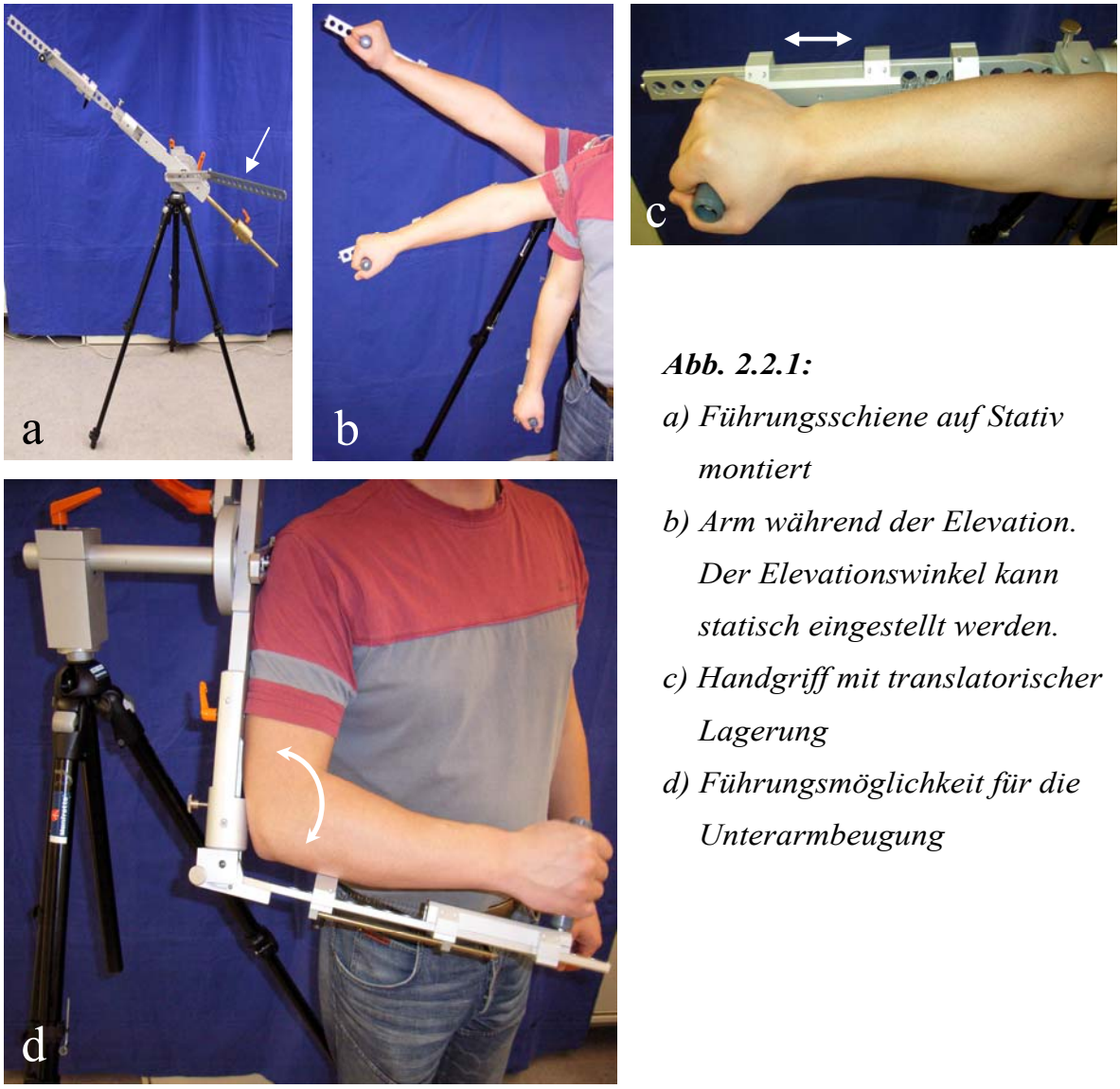

Abb. 2.2.1:

a) Führungsschiene auf Stativ montiert

b) Arm während der Elevation. Der Elevationswinkel kann statisch eingestellt werden.

c) Handgriff mit translatorischer Lagerung

d) Führungsmöglichkeit für die Unterarmbeugung

Da das Glenohumeralgelenk während einer Armelevation in Bezug zum Thorax keine konstante Lage aufweist, entstand eine räumliche Differenz zur konstanten Lage der Drehachse der Führungsschiene. Aus diesem Grund war der Handgriff translatorisch gelagert und über eine weiche Feder an die Schiene gekoppelt (Abb. 2.2.1 c). Hierdurch war gewährleistet, dass die Armbewegung lediglich geführt wurde und die Drehachse des Schultergelenks nicht erzwungen wurde. Zur reproduzierbaren Ausrichtung der Bewegungsebene wies die Schiene einen Justierwinkel auf, der so eingestellt wurde, dass die Armelevation immer in der Skapulaebene (ca. 30° zur Frontalebene) ausgeführt wurde (Abb. 2.2.1 a, Pfeil). Neben der Armelevation (Abb. 2.2.1 b) ermöglichte die

Schiene eine zwangsfreie Führung der Unterarmbeugung (Abb. 2.2.1 c), was zur kinematischen Bestimmung der Ellenbogenachse benötigt wurde.

2.3 Ultraschall-Trackingsystem

Für kinematische Messungen einer kontinuierlichen Bewegung mit der Armführungsschiene außerhalb des Magnetresonanz-Tomographes wurde ein akustisches Trackingsystem (Zebris Medizintechnik, Tübingen) verwendet. Das mobile Messsystem besteht aus Mikrofonen (Receiver), Ultraschall-Sendern (Markern) und einem Digitalisierstift zur Lageerfassung der anatomischen Landmarken am Körper des Probanden (Abb. 2.3.1).

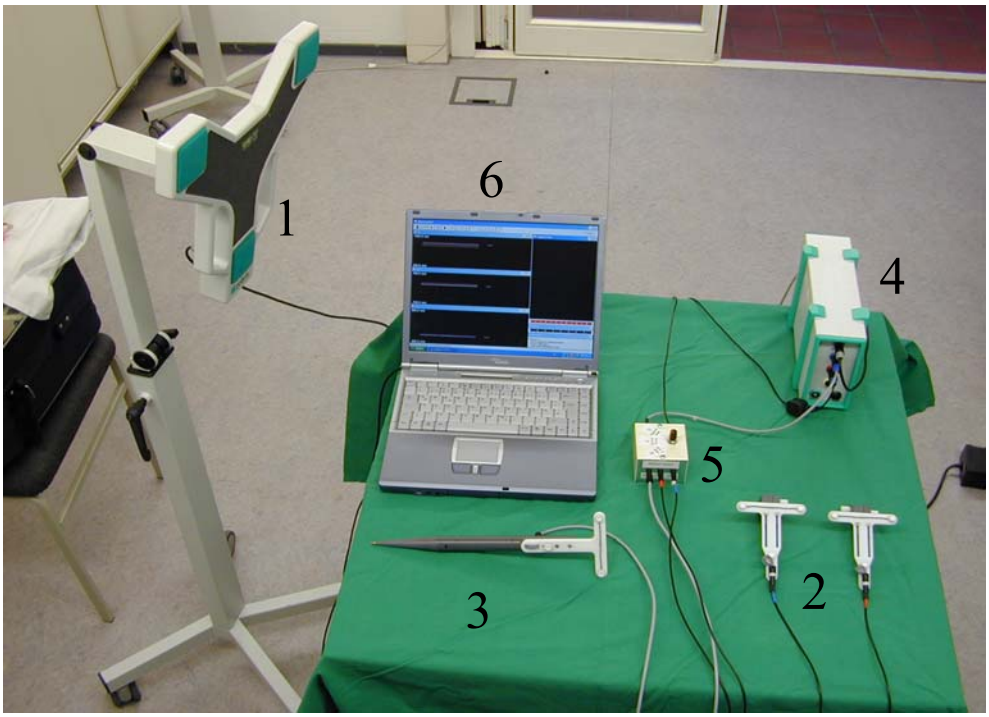

Abb. 2.3.1: *Zebris Trackingsystem: 1 Mikrofoneinheit, 2 Ultraschallsender, 3 Digitalisierstift mit Ultraschallsender, 4 Schnittstellengerät, 5 Umschaltbox (zum Umschalten zwischen Digitalisierstift und Marker, da das Schnittstellengerät nur für zwei Marker Kanäle besitzt, Eigenbau), 6 Datenakquisitionsrechner.*

Das Trackingsystem arbeitet mit einer Messfrequenz von 50 Hz bei einer Messgenauigkeit im Millimeterbereich (Herstellerangabe) und einem maximalen Messfeld von 1.5x2x2 m. Jeweils ein Ultraschall-Marker wurde am Oberarm und am Brustkorb mittels spezieller Halterung (Abb. 2.3.2) befestigt. Die gleiche Halterung wurde auch zur Befestigung der MRT-Marker verwendet.

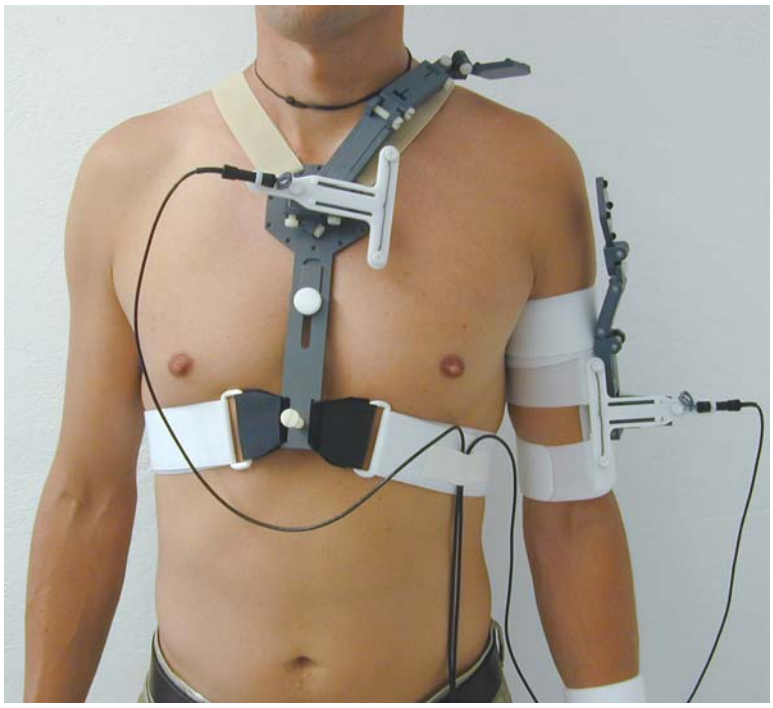

Abb. 2.3.2: *Brustgurt und Armbandage zur Befestigung der Ultraschall-Marker des Trackingsystems und der MRT-Marker. Die MRT-Marker sind an Verlängerungen befestigt, um sie im „Range of Interest" gelenknah zu positionieren. Alle Bauteile der Markerbefestigung sind aus Kunststoff gefertigt, um die Anwendung im Magnetresonanz-Tomographen zu erlauben.*

2.4 Bearbeitung der dynamischen Daten

Die akquirierten Daten der dynamischen Messung mit dem akustischen Trackingsystem wurden mit in Matlab (The MathWorks, Inc., Nattick, USA) programmierten Routinen weiter verarbeitet. Dazu gehörten die Datenfilterung, die Determinierung des technischen Ultraschall-Marker

Koordinatensystems, die Determinierung des anatomischen (humeralen) Koordinatensystems [7, 46] und schließlich die Berechnung der Weichteilverschiebung (siehe Kapitel 2.8.5 und 2.9.1).

2.4.1 Glättung der dynamischen Daten

Da die gemessenen Rohdaten verrauscht waren, mussten sie geglättet werden, um die Genauigkeit der Datenauswertung zu erhöhen. Die Datenglättung erfolgte nach Alonso et al. [1] unter Einsatz einer „Singular Spectrum Analysis“. Diese Methode war besonders zur Filterung von unregelmäßigen Biosignalen geeignet. „Singular Spectrum Analysis“ verwendet das Eigenwertspektrum eines Datenvektors mit dem Zweck, den geglätteten Datenvektor herzustellen, der den größten Eigenwerten aus dem Spektrum entsprach.

2.4.2 Determinierung des Koordinatensystems des Ultraschall-Markers

Die Ausrichtung und die Platzierung eines extrakorporalen Markers am Körper des Probanden dienten während der Messung dem Zweck, vom akustischen Trackingsystem optimal aufgespürt zu werden. Das heißt, die Ausrichtung des extrakorporalen Markers wurde dem Ultraschall-Messsystem angepasst und nicht nach dem unter dem Marker liegenden Knochen ausgerichtet. Aus diesem Grund wurde das Koordinatensystem des extrakorporalen Markers als ein technisches Koordinatensystem betrachtet. Wie die geometrische Beziehung des technischen Koordinatensystems des Markers zu dem anatomischen Koordinatensystem des Knochens (Humerus) aufgebaut wurde, wird in den folgenden Kapiteln 2.4.3 bis 2.4.5 beschrieben.

Jeder Ultraschall-Marker bestand aus drei Sendern, welche als drei Punkte im Raum dreidimensional dargestellt wurden. Der Mittelwert der Positionen der drei Punkte definierte einen Ursprung für den entsprechenden Ultraschall-Marker.

Die Markerorientierung im Raum wurde aufgrund der nicht kollinearen Anordnung der drei Punkte mittels einer rechten, orthogonalen 3x3 Stellungsmatrix beschrieben.

Ein Ursprung und eine Stellungsmatrix repräsentierten ein technisches, kartesisches Koordinatensystem, welches die Ortung und die Orientierung eines Ultraschall-Markers zeitabhängig darstellte.

2.4.3 Koordinatensystem Transformation

Die Transformation eines Koordinatensystems in ein anderes Koordinatensystem ist sehr wichtig für die Untersuchung der Gelenkkinematik, weil jeder der Gelenkpartner relativ zum entsprechenden Koordinatensystem dargestellt werden soll, um die Verständlichkeit der kinematischen Daten zu gewährleisten.

Das Prinzip der Koordinatensystem Transformation wird an folgendem Beispiel erklärt:

Gegeben seien zwei Koordinatensysteme, deren Positionen im Messraum durch die Stellungsmatrizen R_1, R_2 und die Ursprünge O_1, O_2 beschrieben waren. Um das zweite Koordinatensystem in Bezug auf das Erste zu definieren, ist folgende Transformation durchzuführen:

$$O_{2,loc} = R_1^t (O_2 - O_1); \qquad \text{(Gl. 2.4.1)}$$

$$R_{2,loc} = R_1^t R_2, \qquad \text{(Gl. 2.4.2)}$$

wobei $_{loc}$ die lokale Darstellung von O_2 und R_2 im ersten Koordinatensystem bezeichnet und R_1^t eine transponierte erste Stellungsmatrix ist. Nach der Transformation stellt das erste Koordinatensystem in Bezug zum transformierten Zweiten ein Referenz Koordinatensystem mit dem Ursprung gleich Null und der Stellungsmatrix gleich einer 3x3 Einheitsmatrix dar.

2.4.4 Digitalisierung der Landmarken

Um das anatomischen Koordinatensystems eines Knochens in Bezug auf einen entsprechenden extrakorporalen Marker zu erstellen, wurde ein Digitalisierstift (Abb. 2.3.1) eingesetzt. Mit diesem wurden die Positionen von Landmarken in Bezug auf den extrakorporalen Marker erfasst. Die Landmarken waren bestimmte markante Punkte an der Knochenoberfläche, welche durch Ertasten einfach zu finden waren. Am Humerus, zum Beispiel, waren die Epikondylen solche prominenten Punkte, welche lateral und medial im distalen Bereich des Humerus leicht zu ertasten waren (Abb. 2.4.1).

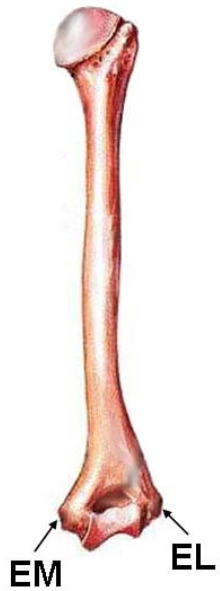

Abb. 2.4.1: *Rechter Humerus, Ansicht von dorsal. EM und EL kennzeichnen den medialen und lateralen Epikondylus.*

Die Erfassung der humeralen Landmarkenpositionen erfolgte in Bezug auf den entsprechenden extrakorporalen Marker am Probandenoberarm (Abb. 2.3.2) auf folgende Weise:

- Die Position des Markers des Digitalisierstifts wurde im Messraum durch eine Stellungsmatrix R_{st} und einen Ursprung O_{st} beschrieben. Der Vektor von der Spitze des Digitalisierstiftes zu seinem Marker, sprich zu O_{st}, war konstant und wurde als T_{st} bezeichnet.
- Die Position des extrakorporalen Markers am Oberarm wurde im Messraum durch die Stellungsmatrix R_{mark} und den Ursprung O_{mark} beschrieben.
- Wenn die Spitze des Digitalisierstifts in die Position einer Landmarke gebracht wurde, konnte die Landmarkeposition in Bezug auf den extrakorporalen Marker (P_{landm}) durch folgende Gleichung beschrieben werden:

$$P_{landm} = R_{mark}^{t}((R_{st}T_{st} + O_{st}) - O_{mark}), \qquad \text{(Gleichung 2.4.3)}$$

wobei t eine Transponierung der Matrix bezeichnet.

2.4.5 Determinierung des humeralen Koordinatensystems

Um die geometrische Beziehung zwischen dem extrakorporalen Marker am Oberarm des Probanden und dem Oberarmknochen aufzubauen, musste die Position des Humerus in Bezug auf den extrakorporalen Marker am Oberarm determiniert werden. Zu dem Zweck wurden das glenohumerale Rotationszentrum (GH) und die Ellenbogenachse (EA) kinematisch bestimmt. Die Ortung des medialen und lateralen humeralen Epikondyls (EM und EL, Abb. 2.4.1) wurde mit

Hilfe des Digitalisierstifts (Abb. 2.3.1) in Bezug auf den extrakorporalen Marker am Oberarm (Abb. 2.3.2) durchgeführt. Die Definition des humeralen Koordinatensystems erfolgte in drei Schritten:

1) Aufnahme einer Bewegung einer Unterarmbeugung und Streckung, um die Ellenbogenachse (EA) zu berechnen [5]. Um die Bewegungsreproduzierbarkeit des Unterarms in Bezug auf den Oberarm zu erhöhen, wurde dafür die oben beschriebene Führungsschiene (Abb. 2.2.1 d) eingesetzt.

Nach der Erstellung des technischen kartesischen Koordinatensystems für die Marker am Unter- und Oberarm wurde das technische kartesische Koordinatensystem des Unterarms ins technische Koordinatensystem des Oberarms transformiert. Nach der Transformation wurde die Oberarmstellungsmatrix (R_o) gleich der Einheitsmatrix (E). Daraus folgt:

$$R_o^t R_u = E R_u = R_u \,, \qquad \text{(Gl. 2.4.4)}$$

wobei R_o^t eine transponierte Oberarmstellungsmatrix und R_u eine Unterarmstellungsmatrix sind. Das Gleiche gilt auch für:

$$R_u^t R_o = R_u^t E = R_u^t \qquad \text{(Gl. 2.4.5)}$$

Nach Birykova et al. [5] wurde ein lineares System der Gleichungen erstellt, um den Vektor EA, der in Richtung der Ellenbogenachse weist, zu determinieren:

$$\mathrm{D}x = 0 \,, \qquad \text{(Gl. 2.4.6)}$$

wobei

$$\mathrm{D} = \begin{pmatrix} E & -\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} R_{u,i} \\ -\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} R_{u,i}^{t} & E \end{pmatrix} \text{ und } x = \begin{pmatrix} \omega_o \\ \omega_u \end{pmatrix},$$

wobei N die Anzahl der Stellungsmatrizen pro aufgenommene Beugung und Streckung des Ellenbogens eines Probanden ist. ω_o und ω_u stellen die Vektoren dar, welche der Orientierung der Ellenbogenachse im Koordinatensystem des Ober- und Unterarms entsprechen.

Ein Eigenwert der Matrix D**,** welcher im idealen Fall gleich Null ist, und der entsprechende Eigenvektor liefern die Lösung für die Gleichung 2.4.6. Der ideale Fall bezieht sich auf die Situation, wenn die gesuchte Drehachse in Bezug auf Unter- und Oberarm fixiert ist. Im Experiment kann die Ellenbogenachse nicht als fixiert betrachtet werden, weil das Ellenbogengelenk nur annäherungsweise als ein Scharniergelenk beschrieben werden kann und weil die Weichteilverschiebung und Ungenauigkeit der Messapparatur die Achsenorientierung beeinflussen können. Aus diesem Grund wurden die Vektoren ω_o und ω_u aus aufgenommenen Daten entsprechend dem minimalen Eigenwert der Matrix D kalkuliert. Schließlich:

$$EA = \omega_o \qquad \text{(Gl. 2.4.7)}$$

2) Das glenohumerale Gelenk kann annäherungsweise als ein Kugelgelenk betrachtet werden. Dies ist die Grundvoraussetzung für die kinematische Bestimmung des glenohumeralen Rotationszentrums (GH). Aus diesem Grund wurde eine passive kreisende Bewegung des Probandenoberarms (Kegelwinkel ca. 30°) aufgenommen. Die passive Bewegung des Probandenarmes wurde mit Hilfe eines Operators ausgeführt. Dabei fixierte der Operator mit einer Hand die Skapula und führte mit der anderen den Probandenarm. Das glenohumerale

Rotationszentrum war dabei der Punkt im Koordinatensystem des Oberarms, welcher sich am wenigsten in Bezug zum Thorax bewegte [26]. Somit ergab sich das glenohumerale Rotationszentrum (GH) als Ursprung des humeralen Koordinatensystems.

3) Erfassung der Lage von medialer und lateraler Humerus-Epikondyle (EM und EL) mit dem Digitalisierstift (Abb. 2.3.1).

$$Y_H = \frac{GH - (EL + EM)/2}{|GH - (EL + EM)/2|}, \qquad \text{(Gl. 2.4.8)}$$

wobei Y_H die humerale Längsachse ist;

$$X_H = \frac{EA \times Y_H}{|EA \times Y_H|}; \qquad \text{(Gl. 2.4.9)}$$

$$Z_H = X_H \times Y_H, \qquad \text{(Gl. 2.4.10)}$$

wobei X_H und Z_H die Kreuzprodukte sind, welche die transversale Humerusachsen repräsentieren. Die humeralen Achsen wurden nach Empfehlung der International Society of Biomechanics ausgerichtet [51]. Ebenso wie das kartesische Koordinatensystem des Ultraschall-Markers wurde das humerale Koordinatensystem durch einen Ursprung (GH) und eine Stellungsmatrix repräsentiert, wobei X_H, Y_H und Z_H die vertikalen Komponenten (Säulen) der Stellungsmatrix waren.

2.5 Bearbeitung der dreidimensionalen Bilder

Die dreidimensionale Bilder des Humerus und MRT-Markers aus dem Magnetresonanz-Tomograph wurden mit AMIRA v 3.1 (Mercury Computer Systems, Inc., Merignac, Frankreich) segmentiert. Der Prozess

der Segmentierung bestand aus der manuellen oder automatischen Herausselektierung der Bereiche des dreidimensionalen Bildes, welche den gescannten Humerus und MRT-Marker darstellten. Nach dem Segmentieren konnten die Grauwerte des dreidimensionalen Bildes als binär, mit *false* außerhalb und *true* innerhalb des Humerus oder des MRT-Markers betrachtet werden. Die segmentierten dreidimensionalen Bilder wurden anschließend mit Matlab bearbeitet.

Die segmentierten Bilddaten wurden einer dreidimensionalen kubischen Spline-Interpolation unterzogen, um Voxel gleicher Kantenlänge ($0{,}86^3$ mm^3) zu erzeugen. Danach erfolgte eine Glättung der dreidimensionalen Bilddaten mit Hilfe der Matlab-Funktion „smooth3“ (box-Filter). Um die Koordinatensysteme der dreidimensionalen Bilddaten von Humerus und Marker zu determinieren, sind die Zentren der Humerus und Marker umfassenden Voxel als Punkte gleicher Masse zu betrachten.

2.6 Determinierung des humeralen Koordinatensystems: Humerus Shape Analysis

Um das humerale Koordinatensystem zu determinieren, war es erforderlich, gleiche Bereiche in allen rekonstruierten dreidimensionalen Humeri zu erkennen. Die zu identifizierenden Bereiche wurden mit Hilfe von 3 Ebenen herausselektiert. Der Humerus-Schaft (die Punkte zwischen der 2. und 3. Ebene, Abb. 2.6.1 und 2.6.2) definierte die Orientierung der Längsachse ($\mathbf{Y_H}$); der Humerus-Kopf (die Punkte, welche sich proximal zur 2. Ebene befinden, Abb. 2.6.2) definierte die transversalen Achsen ($\mathbf{X_H}$, $\mathbf{Z_H}$). Die Ausrichtung der Achsen entsprach der Empfehlung der ISB (International Society of Biomechanics) [51].

2.6.1 Detektierung der Längsachse

Die Humerus-Längsachse wurde durch die folgenden Schritte determiniert:

1) Determinierung des „Kernels“ [37] für jede humerale dreidimensionale Abbildung. Als „Kernel“ wurde derjenige Punkt im Inneren des Humerus determiniert, dessen kürzester Abstand zur Humerusoberfläche den größten Betrag hatte.

2) Determinierung einer vorläufigen Längsachse des gesamten gescannten Humerusabschnittes durch den ersten Eigenvektor seiner Trägheitsmatrix ($\mathbf{l_{initial}}$) und seinen Massenmittelpunkt (cm, Bild 2.6.1). Diese Achse stimmt nicht mit der Längsachse des Humerus-Schaftes überein, da der Humerus-Kopf nicht zentral in der Verlängerung des Schaftes liegt.

3) Determinierung der zwei senkrecht zum Vektor $\mathbf{l_{initial}}$ orientierten Ebenen, welche mit Abständen D_{head} und $D_{head}+D_{shaft}$ vom Kernel entfernt waren. Die Abstände D_{head} und D_{shaft} wurden interaktiv gewählt, um den zylindrischen Teil des humeralen Schafts herauszuschneiden.

4) Kalkulierung des „best-fit“ Zylinders (LSGE MATLAB Software, National Physical Laboratory, Teddington, Middlesex, UK), welche nach dem Algorithmus der kleinsten Quadrate erfolgte. Zu diesem Zweck wurden die an der Humerus-Schaft-Oberfläche liegenden Punkte verwendet. Entsprechend der Abbildungen 2.6.1 und 2.6.2 lagen die Punkte zwischen der zweiten und dritten Ebene. Die Zylinderachse determinierte die neue Humeruslängsachse.

Die Schritte drei und vier wurden so oft wiederholt, bis der Winkelunterschied zwischen der vorher und zuletzt kalkulierten Längsachse minimal wurde (kleiner als 10^{-4} rad). Der Richtungssinn der letzten humeralen Längsachse (gekennzeichnet durch $\mathbf{l_{cyl}}$ und p_{cyl}, siehe Abb. 2.6.2) entsprach dem des Vektors zwischen dem Zylindercenter (p_{cyl})

und dem Kernel. Die determinierte Längsachse des Humerus-Schaftes wurde als humerale $\mathbf{Y_H}$-Achse definiert (Abb. 2.6.2).

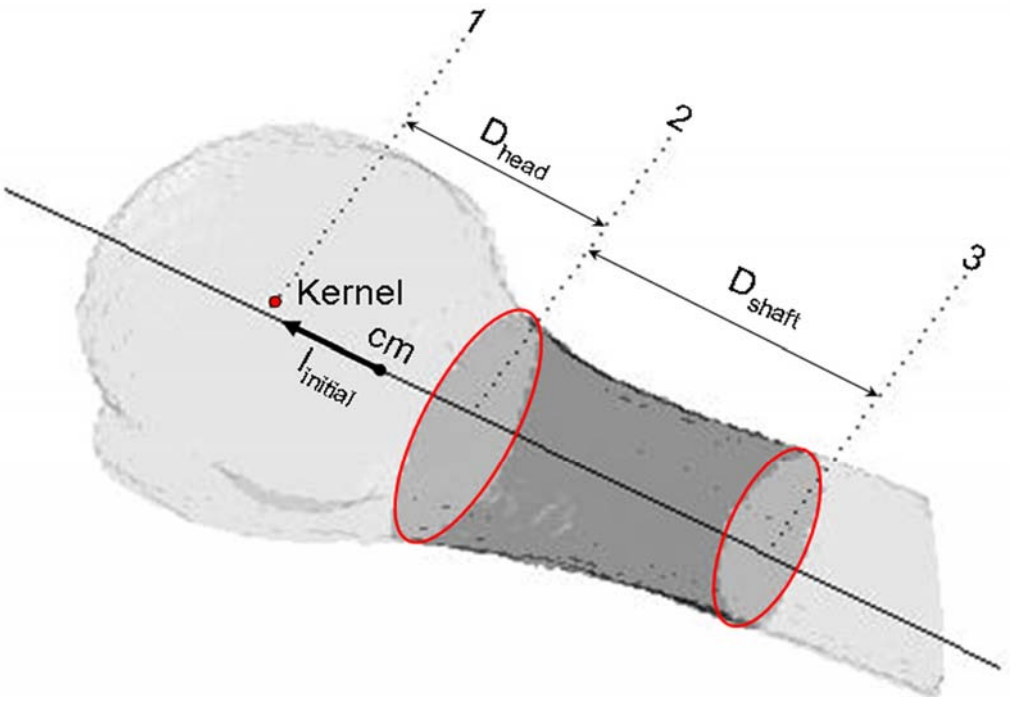

Abb. 2.6.1: *Die dreidimensionale Rekonstruktion des gescannten Humerusabschnitts (transparent), und der Anfangsschritt der Längsachse-Determinierung (gekennzeichnet durch* $\boldsymbol{l_{initial}}$ *und cm). Die punktierten Linien gehören zu den Ebenen, die senkrecht zur Anfangslängsachse orientiert waren. Die Nummern am oberen Ende der Linien kennzeichnen die Ebenennummer.* D_{head} *and* D_{shaft} *sind die Abstände zwischen den Ebenen. Die selektierten Punkte auf der Schaft-Oberfläche (dunkel grau) wurden zur Kalkulierung des „best-fit" Zylinders verwendet.*

2.6.2 Determinierung der transversalen Achsen und des Ursprungs

Es wurde ein Algorithmus entwickelt, welcher nach einem aus dem Humerus-Kopf (die Punkte, welche proximal zu der zweiten Ebene sind, Abb. 2.6.2) herausgeschnittenen Abschnitt suchte, der das kleinste Eigenwert-Verhältnis besaß. Dieser Algorithmus isolierte die Menge

derjenigen Punkte aus dem Humerus-Kopf, welche zwischen zwei 2 cm voneinander entfernten, senkrechten Ebenen zur Humeruslängsachse $\mathbf{Y_H}$ lagen (Abb. 2.6.2 die Ebenen 4 und 5). Der Algorithmus verschob dann die zwei Ebenen von distal nach proximal um 1 mm pro Iteration entlang $\mathbf{Y_H}$. Für jede Iteration wurde das Verhältnis zwischen dem ersten und zweiten Eigenwert der 3x3 Trägheitsmatrix der Menge der isolierten Punkte bestimmt.

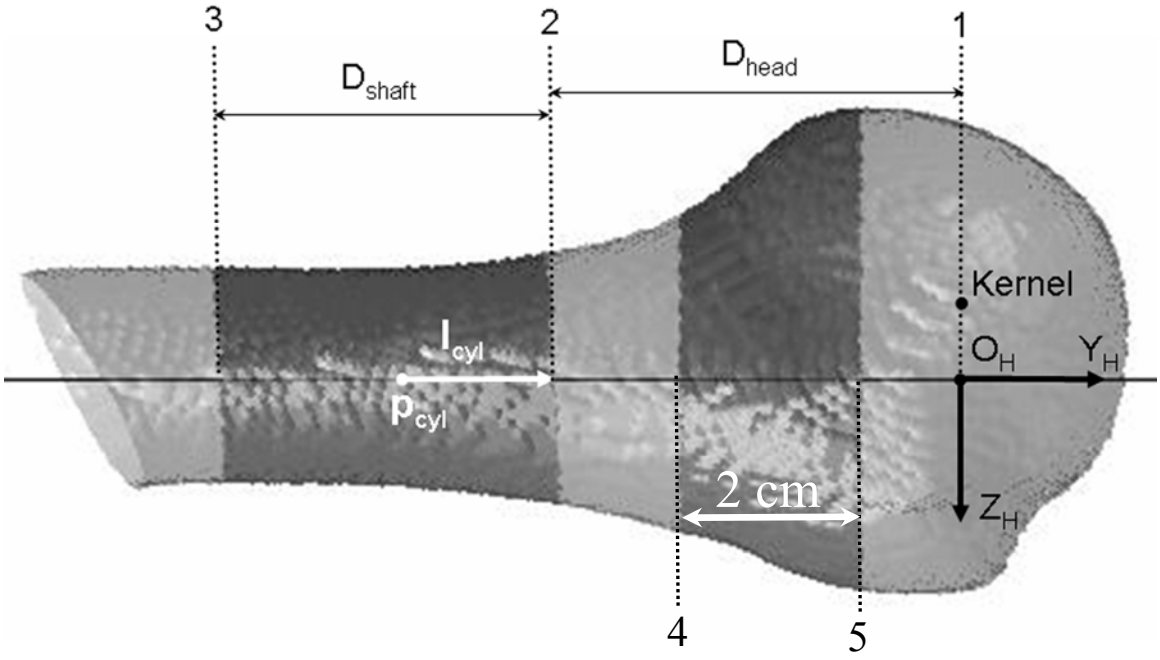

Abb. 2.6.2: *Die Endphase der Determinierung der humeralen Achsen. O_H ist der Ursprung des humeralen Koordinatensystems. Die punktierten Linien markieren die senkrechten Ebenen zur $\mathbf{Y_H}$ Achse. Die Nummern am oberen Ende der Linien kennzeichnen die Ebenennummer. Die selektierten Punkte (dunkel grau) zwischen den Ebenen 1 und 2 repräsentieren den Bereich des Humerus-Kopfes mit dem kleinsten Eigenwert-Verhältnis.*

Die Trägheitsmatrix wurde unter der Annahme errechnet, dass alle Punkte gleicher Masse seien. Die drei resultierenden Eigenwerte der Trägheitsmatrix der isolierten Punktemenge repräsentierten die entsprechenden Trägheitsmomente um die drei Eigenvektoren der

Trägheitsmatrix. Die Richtung der Eigenvektoren entsprach der Richtung der Hauptträgheitsachsen der isolierten Punktemenge. Die Eigenwerte wurden aufsteigend sortiert. Somit entsprach der erste, kleinste Eigenwert dem kleinsten Trägheitsmoment, welches um die Längsachse der isolierten Punktemenge stattfand.

Das Verhältnis zwischen den Eigenwerten und den Eigenvektoren einer Trägheitsmatrix läst sich am besten am Beispiel eines Ellipsoids zu erklären:

> Seien *A*, *B* und *C* die drei Halbachsen des Ellipsoids, welche die gleiche Richtung mit den entsprechenden Hauptträgheitsachsen des Ellipsoids haben, dann sind a, b und c die entsprechenden Trägheitsmomente um die Halbachsen. Wenn sich die Längen der Halbachsen wie folgt zu einander beziehen: $|A|>|B|>|C|$, dann gilt die Beziehung zwischen den Trägheitsmomenten als $a<b<c$.

Der erste Eigenvektor der Trägheitsmatrix (ν_1), welcher für den Humerus-Kopfabschnitt mit dem kleinsten Eigenwert-Verhältnis berechnet wurde, definierte durch das Kreuzprodukt mit der Längsachse die transversale $\mathbf{X_H}$-Achse auf folgende Weise:

$$X_H = \frac{\nu_1 \times Y_H}{|\nu_1 \times Y_H|} \qquad \text{(Gl. 2.6.1)}$$

Das folgende Kreuzprodukt definierte die andere transversale Achse des Humerus ($\mathbf{Z_H}$):

$$Z_H = X_H \times Y_H \qquad \text{(Gl. 2.6.2)}$$

Der erste Eigenvektor der Trägheitsmatrix (ν_1) musste nicht orthogonal zu der humeralen Längsachse sein, deswegen war es notwendig die transversalen Achsen ($\mathbf{X_H}$ und $\mathbf{Z_H}$) durch die entsprechenden Kreuzprodukte zu definieren. Der Vektor zwischen dem Kernel und seiner

Projektion auf die Längsachse (O_H) wurde zur automatischen Auswahl des Richtungssinnes der transversalen Achsen verwendet (Abb. 2.6.2).

Die Projektion des Kernels auf die humerale Längsachse O_H wurde als Ursprung des humeralen Koordinatensystems definiert (Abb. 2.6.2).

2.7 Detektierung des MRT-Markers

Das Koordinatensystem des MRT-Markers wurde als Referenz-Koordinatensystem benutzt, um die unten beschriebenen Experimente durchzuführen. Die Zentren der vier Sphären (Abb. 2.1.1) wurden durch einen *sphere fitting* Algorithmus bestimmt, welcher die Methode der kleinsten Quadrate verwendete. Da die Lage der vier Zentren im Marker-Koordinatensystem durch die Markerkonstruktion bekannt war, nutzten wir den Algorithmus der kleinsten Quadrate von Söderkvist und Wedin [42], um die Marker-Null-Position mit der Positionierung der vier Kugelzentren in Übereinstimmung zu bringen. Der Algorithmus lieferte eine Stellungsmatrix (R_M) und einen Translationsvektor (t), welche die gescannte Markerposition beschrieben (Abb. 2.7.1).

Die Marker-Null-Position war unabhängig von der Segmentierung der im Magnetresonanz-Tomographen gescannten dreidimensionalen Bilder, weil die Marker-Null-Position so definiert wurde, dass sie mit dem Ursprung und der Orientierung des Koordinatensystems des Magnetresonanz-Tomographes virtuell übereinstimmte. Die Marker-Null-Position stellte die durch die Markerkonstruktion bekannte Lage der vier Kugelzentren dar. Die vier Kugelzentren lagen in der XY-Ebene des Markers. Der Ursprung des Koordinatensystems des MRT-Markers (O_M) wurde als die gemittelte Position der vier Kugelzentren definiert (Abb. 2.1.1 und 2.7.1).

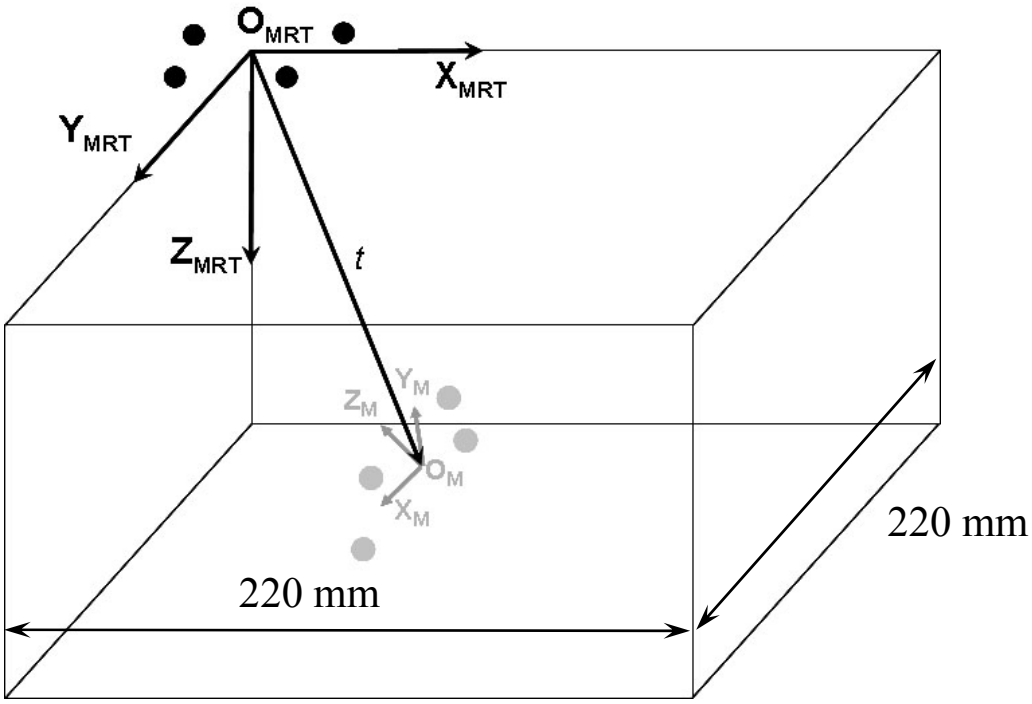

Abb. 2.7.1 : *Die schematische Darstellung des im Magnetresonanz-Tomograph gescannten Raumes (dargestellt durch einen durchsichtigen Quader, dessen Höhe mit der Anzahl der gescannten Schichten (von 64 bis 128) variierte) und seines Koordinatensystems mit dem Ursprung* $\mathbf{O_{MRT}}$ *und den Achsen* $\mathbf{X_{MRT}}$, $\mathbf{Y_{MRT}}$ *und* $\mathbf{Z_{MRT}}$. *Die virtuelle Marker-Null-Position ist durch die vier schwarzen Kreise repräsentiert. Der tatsächlich gescannte MRT-Marker ist durch die vier grauen Kreise repräsentiert. t ist der Translationsvektor;* $\mathbf{X_M}$, $\mathbf{Y_M}$ *und* $\mathbf{Z_M}$ *stellen schematisch die vertikalen Komponenten der Stellungsmatrix* R_M *dar (siehe Text).*

2.8 Experimente

2.8.1 Experiment 1: Virtuelle Rotation von Humerus und Marker

Um die Genauigkeit der Determinierung des humeralen Koordinatensystems ohne Einfluss der Segmentierungsfehler zu quantifizieren, wurde eine virtuelle Rotation eines dreidimensionalen Bildes von Humerus und MRT-Marker durchgeführt. Das

dreidimensionale Bild wurde bereits vor dem virtuellen Drehen segmentiert, deswegen konnte das Bild als ein binäres Bild betrachtet werden.

Das binäre dreidimensionale Bild von Humerus und MRT-Marker wurde virtuell um 30° und 60° im Uhrzeigersinn und ebenso gegen den Uhrzeigersinn um die $\mathbf{Z_{MRT}}$ Achse des dreidimensionalen Bildes gedreht (Abb. 2.7.1). Die Z-Achse entsprach der Orientierung der langen (1,88 mm) Voxelkante.

2.8.2 Experiment 2: Einschätzung des Operatorfehlers

Das Experiment evaluierte den Einfluss der manuellen Segmentierung auf die Genauigkeit der Determinierung des humeralen Koordinatensystems. Der Operatorfehler wurde dadurch getestet, indem jeder der vier Operatoren den Humerus aus demselben dreidimensionalen Bild des Schulterbereichs eines Probanden fünfmal heraussegmentierte. Für alle segmentierten Humerus-Bilder wurde die Marker-Null-Position benutzt (siehe Kapitel 2.7), um den Einfluss der Segmentierung auf die Markerpositionen zu vermeiden. Die Operatoren kontrollierten den Segmentierungsprozess in $\mathbf{X_{MRT}}$, $\mathbf{Y_{MRT}}$ und $\mathbf{Z_{MRT}}$ Richtung des gescannten dreidimensionalen Bildes (Abb. 2.7.1).

2.8.3 Experiment 3: Physische Drehung von Humerus und Marker

Dieses Experiment ermittelte den Einfluss einer automatischen Segmentierung (iso-surface threshold, threshold-Wert = 30) auf die Genauigkeit der Determinierung des humeralen Koordinatensystems. Zu diesem Zweck wurde das Humerus-Modell (Abb. 2.1.2) konstruiert. Das Modell wurde in fünf statischen Positionen im Magnetresonanz-Tomographen gescannt (Abb. 2.8.1A). Nach jedem Scann wurde es im

Magnetresonanz-Tomographen um 30° zur neuen Position rotiert. Das Muster der Modellbewegung wurde so ausgewählt, dass es die Humerus-Bewegung während einer Armelevation simulierte.

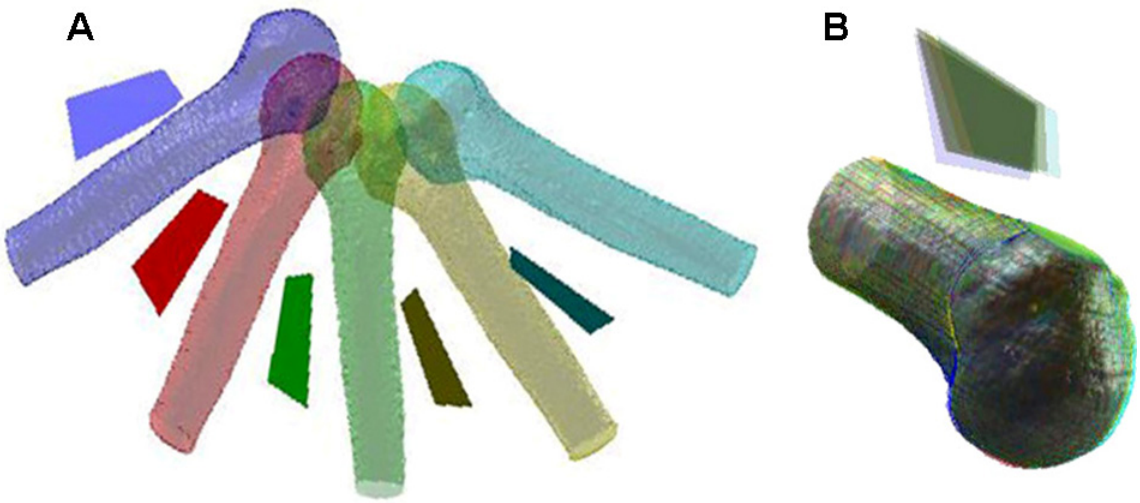

Abb. 2.8.1: *A: Die dreidimensionale Rekonstruktion des Humerus-Modells und des im Silikonzylinder des Humerus-Modells eingebetteten Referenzmarkers (Viereck) wurden in fünf Positionen im Koordinatensystem des globalen Markers (siehe Abb. 2.1.2) dargestellt.*
B: Zur Berechnung des Determinierungsfehlers des humeralen Koordinatensystems wurden die fünf Marker Positionen (Teilbild A) ins humerale Koordinatensystem transformiert.

2.8.4 Experiment 4: Bestimmung der Weichteilverschiebung

Zur Bestimmung des Ausmaßes der Weichteilverschiebung für einen am Oberarm befestigten Marker wurden die rechten Schultern von sechs gesunden Probanden im Magnetresonanz-Tomographen gescannt. Der Arm von jedem Probanden wurde bei 30°, 60°, 90°, 120° und 150° Elevation in der Skapula-Ebene (30° zur Frontalebene) mit Hilfe der oben beschriebenen PVC-Armführung (Abb. 2.1.3) statisch positioniert und anschließend gescannt. Die Konstruktion der PVC -Führung ermöglichte,

dass der Oberarm des Probanden mit keinen Gegenständen in Berührung kam, was die Weichteilverschiebung hätte beeinflussen können.

2.8.5 Experiment 5: Vergleich der Weichteilverschiebung

In Experiment 5 wurde an drei Patienten mit Schulterinstabilitäten die Weichteilverschiebung einmal im Magnet-Resonanz-Tomographen und einmal kinematisch mit dem Ultraschall-Trackingsystem bestimmt, um die mit den beiden Meßsystemen determinierte Weichteilverschiebung vergleichen zu können.

Nach der Analyse der Daten von Experiment 4 konnte festgestellt werden, dass bei den meisten Probanden die größte Weichteilverschiebung zwischen 30° und 150° der Armelevation auftrat. Deswegen wurde beschlossen, die instabile rechte Schulter der Patienten nur bei 30° und 150° der Armelevation im Magnetresonanz-Tomographen, wie in Experiment 4, zu scannen. Die Patienten wurden in der horizontalen Körperlage gescannt.

Unmittelbar nach dem Scannen im Magnetresonanz-Tomographen wurde eine Messung mit dem Ultraschall-Trackingsystem durchgeführt. Die Körperlage der Patienten war vertikal. Das humerale Koordinatensystem wurde je ein Mal bei 30° und bei 150° der Armelevation determiniert (Doppelte Kalibrierung nach Leardini [8]). Aus der Differenz zwischen den doppelt determinierten humeralen Koordinatensystemen wurde eine Weichteilverschiebung für die Armelevation berechnet. Anschließend konnte diese Weichteilverschiebung mit der Weichteilverschiebung verglichen werden, die durch die Analyse der Magnetresonanz-Tomographie-Daten determiniert wurde.

2.9 Analyse der Experimente

2.9.1 Residuen-Analyse der Detektierung des MRT-Markers

Aus dem Kapitel 2.7 geht hervor, dass für jede dreidimensionale Abbildung des MRT-Markers die Zentren der vier Kugeln bestimmt wurden. Durch die bekannte Lage der Kugelzentren wurde die Position des MRT-Markers detektiert. Die Detektierung der MRT-Markerposition erfolgte mit Hilfe der Übereinstimmung der bekannten geometrischen Anordnung der vier Kugelzentren des MRT-Markers mit der im Magnetresonanz-Tomograph gemessenen Anordnung. Nach der Übereinstimmung der bekannten MRT-Markergeometrie (Marker-Null-Position) mit der gemessenen MRT-Markergeometrie bestand ein Unterschied zwischen den berechneten und gemessenen Positionen der Kugelzentren des MRT-Markers. Der Unterschied wurde durch das Residuum (*r*) auf folgende Weise beschrieben:

$$r = \sqrt{\frac{1}{n}\sum_{j}^{3}\sum_{i=1}^{n}(u_{ji} - c_{ji})^2}\ , \qquad \text{(Gl. 2.9.1)}$$

wobei *u* und *c* die entsprechenden Komponenten der gemessenen und berechneten dreidimensionalen Kugelzentrenposition sind und *n=4* die Zahl der Kugelzentren ist.

Das Residuum *r* repräsentierte den gemittelten Unterschied zwischen der Ist- und Soll-Position eines Kugelzentrums des MRT-Markers. Der Betrag des Residuums konnte nur indirekt über die Markerpositionsfehler aussagen. Aus diesem Grund wurde eine Simulation durchgeführt, bei der die Kugelzentren der Marker-Null-Position um den Betrag *r* in beliebiger Richtung verschoben wurden. Diese „gestörte“ Marker-Null-Position wurde detektiert (siehe Kapitel 2.7). Dadurch wurden die Stellungsmatrix und der Translationsvektor der „gestörten“ Marker-Null-Position bekannt.

Aus der Stellungsmatrix (siehe anschließende Kapitel 2.9.2, orthogonale Dekomposition nach Woltring) und dem Translationsvektor ergaben sich die rotatorischen und translatorischen Fehler des MRT-Markers.

2.9.2 Rotations- and Translationsfehler bei der Determinierung des humeralen Koordinatensystems

Die Position des extrakorporalen Markers in Bezug auf den Humerus war in den Experimenten 1 bis 3 konstant. Nach der Residuen-Analyse der detektierten und der geometrisch bekannten Positionen der Kugelzentren des MRT-Markers konnte angenommen werden, dass das Koordinatensystem des MRT-Markers genau detektiert werden konnte. Aus diesem Grund wurde postuliert, dass die Änderung der Markerposition in Bezug auf den Humerus immer durch Determinierungsfehler des humeralen Koordinatensystems verursacht wurde (Abb. 2.8.1B). Lediglich in Experiment 4 und 5 wurde die Änderung der Markerposition in Bezug auf den Humerus zusätzlich von der Weichteilverschiebung beeinflusst.

In den Experimenten 1 bis 4 wurden jeweils fünf dreidimensionale Bilder von Humerus und MRT-Marker akquiriert. Um eine Fehleranalyse zu ermöglichen, wurde jede im Koordinatensystem des Magnetresonanz-Tomographen detektierte Markerposition ins humerale Koordinatensystem transformiert. Somit ergaben sich die fünf Markerpositionen, die im humeralen Koordinatensystem dargestellt waren (Abb. 2.8.1B). Danach wurden die fünf transformierten Markerpositionen zu zehn möglichen Paaren kombiniert. Im Fall des fünften Experiments wurde nur ein Positionenpaar sowohl des MRT-Markers als auch des Ultraschall-Markers analysiert. Für jedes kombinierte Paar wurden die Translations- und Rotationsdifferenzen berechnet.

Um den Rotationsfehler zu quantifizieren, wurde eine Rotationsmatrix ($R_{1\to2}$) verwendet, welche die Rotationsdifferenz eines kombinierten Markerpositionenpaares beschrieb.

$$R_{1\to2} = R_2 R_1^t , \qquad \text{(Gl. 2.9.1)}$$

wobei R_1 und R_2 die Stellungsmatrizen des ins humerale Koordinatensystem transformierten MRT-Markers sind. R_1 und R_2 repräsentieren das erste und das zweite Element eines kombinierten Paares.

Nach Spoor und Veldpaus [43] wurde ein Stellungsvektor $\boldsymbol{\theta}$ aus der Matrix $R_{1\to2}$ berechnet.

$$\boldsymbol{\theta}=\theta n, \qquad \text{(Gl. 2.9.2)}$$

wobei n der Einheitsvektor ist, um welchen die Rotation der Winkelgröße θ stattfindet.

Die Projektion des Stellungsvektors $\boldsymbol{\theta}$ auf die humeralen Achsen (orthogonale Dekomposition nach Woltring [48]) beschrieb das Ausmaß und die Richtung des Rotationsfehlers um die entsprechende Achse.

Um den Translationsfehler der humeralen Ursprungsdeterminierung zu quantifizieren, wurden zuerst die Ursprungspositionen des humeralen Koordinatensystems in Bezug auf das Koordinatensystem des MRT-Markers berechnet (jeweils fünf Positionen für die Experimente 1 bis 4 und zwei Positionen für das Experiment 5). Aus den humeralen Ursprungspositionen wurde dann eine gemittelte Position des humeralen Ursprungs in Bezug auf das Marker-Koordinatensystem (L^{Marker}) kalkuliert. Dann wurden die Positionen des MRT-Markers in Bezug auf das humerale Koordinatensystem umgerechnet. Die Orientierung des Vektors L^{Marker} wurde im Koordinatensystem des MRT-Markers als konstant betrachtet,

während der MRT-Marker in verschiedenen Positionen im humeralen Koordinatensystem dargestellt wurde. Somit wurde für jede Markerposition im humeralen Koordinatensystem die Lokalisierung der Spitze des Vektors L^{Marker} in Bezug auf den Humerus (L_i^{Humerus}) wie folgt berechnet:

$$L_i^{\text{Humerus}} = R_{M,i} L^{\text{Marker}} + O_{M,i}, \qquad \text{(Gl. 2.9.3)}$$

wobei $1 \leq i \leq 5$ für die Experimente 1 bis 4 und $1 \leq i \leq 2$ für das Experiment 5 steht. $R_{M,i}$ und $O_{M,i}$ bezeichnen die Stellungsmatrix und den Ursprung des MRT-Markers in der i-ter Position, welche im humeralen Koordinatensystem dargestellt wurde.

Um die Richtung und das Ausmaß des Translationsfehlers entlang der Achsen des humeralen Koordinatensystems zu beschreiben, wurde für jedes kombinierte Paar ein Differenzvektor aus L_i^{Humerus} berechnet und unmittelbar auf die humeralen Achsen projiziert (Abb. 2.9.1).

Die absolute Länge der für jedes kombinierte Paar berechneten Differenzvektoren wich von der Länge der absoluten Translationen des humeralen Ursprungs, welche auch für die kombinierten Paare im Koordinatensystem des MRT-Markers berechnet wurden, um weniger als 0,03 mm bei den Experimenten 1 bis 3 und 1 mm bei dem Experiment 4 ab. Dies erlaubte die Verwendung von L_i^{Humerus}, um das Ausmaß und die Richtung des Translationsfehlers unabhängig von der Markerpositionierung in Bezug auf den Humerus zu bestimmen. Dies war wichtig, um das Problem der verschiedenen Markerpositionen in Bezug auf den Humerus von einem Experiment zum anderen zu lösen, da die Berechnung der Translationen von der Wahl des Bezugspunkts und den vorhandenen Rotationen des Markers abhängt, deren Bewegung in Bezug auf das Koordinatensystem des Humerus zu analysieren war.

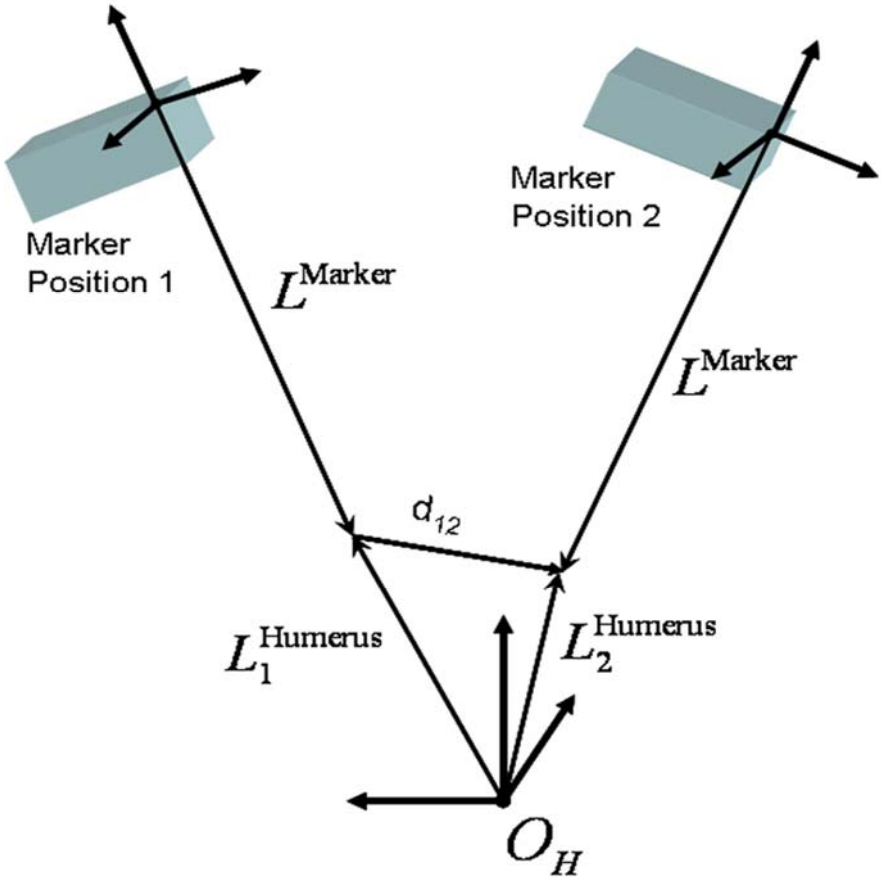

Abb. 2.9.1: *Das Vektordiagramm, welches die Translationsfehler quantifizierende Methode beschreibt. Der graue Körper repräsentiert ein kombiniertes Markerpositionenpaar in Bezug auf den Humerus (**O_H** ist der Ursprung des humeralen Koordinatensystems). Der Vektor L^{Marker} ist konstant im Marker-Koordinatensystem orientiert. Der Differenzvektor **d_{12}**$= L_2^{Humerus} - L_1^{Humerus}$ kennzeichnet den Translationsfehler für das Markerpositionenpaar.*

2.9.3 Statistische Analyse

Im idealen Fall (annähernd Experiment 1), wenn die Segmentierungsfehler (Experimente 2 und 3) und die Weichteilverschiebung (Experimente 4 und 5) keinen Einfluss auf die Markerposition in Bezug auf den Humerus ausgeübt hätten, wären die translatorischen und rotatorischen Fehler der Determinierung des

humeralen Koordinatensystems entsprechend der Fehleranalyse (siehe Kapitel 2.9.1) gleich Null.

Für jede der zehn Markerpositionenpaare (Experimente 1 bis 4) beeinflusste die Permutation von Nummern der Markerposition den Richtungssinn der Translations- und Rotationsdifferenzen. Um die Translations- und Rotationsfehler zu analysieren, wurden deswegen die absoluten Werte der berechneten Datensätze verwendet. Die Translations- und Rotationsfehler wurden jeweils um bzw. entlang der X, Y und Z Richtung des humeralen Koordinatensystems kalkuliert, somit ergaben sich jeweils sechs Datensätze aus den Experimenten 1 bis 4. Ein Datensatz bestand, entsprechend der Anzahl der kombinierten Markerpositionenpaare, aus zehn Werten. Alle Datensätze wurden durch ihren Mittelwert und ihre Standardabweichung quantifiziert. Entsprechend dem Jarque-Bera Test wurde angenommen, dass die Daten normal verteilt waren. Deswegen wurde der „balanced one-way analysis of variance (ANOVA)" Test verwendet, um signifikante Unterschiede ($p<0.05$) zwischen den Datensätzen feststellen zu können, welche in den Experimenten 1 bis 4 unter Einfluss von verschiedenen Störfaktoren, wie die Segmentierungsfehler oder die Weichteilverschiebung, gewonnen wurden.

Im Experiment 4 und anschließend im Experiment 5 wurde die Weichteilverschiebung in Bezug auf den Humerus auch nur für ein Markerpositionenpaar zwischen 30° und 150° der Armelevation mit Berücksichtigung ihres Richtungssinnes berechnet.

3 Ergebnisse

3.1 Residuen-Analyse

Der Unterschied zwischen der zu detektierenden Markerform und der bekannten Markerform wurde durch die Residuen quantifiziert. Die Residuenwerte lagen in einem Größenbereich von 0,2 mm bis 0,5 mm. Dies galt für alle im Magnetresonanz-Tomograph gescannten dreidimensionalen Abbildungen (Experimente 2 bis 5). Wäre das Residuum gleich Null, würde das bedeuten, dass die detektierte Markerform sich nicht verändert hat.

Um die Positionsfehler des MRT-Markers für den schlimmsten Fall (Residuum gleich 0,5 mm) aufzuklären, wurden 10^4 „gestörte“ Marker-Null-Positionen simuliert (siehe Kapitel 2.9.1). Daraus wurde die Standardabweichung des Positionsfehlers des MRT-Markers berechnet, welche 0,14 mm für die Translationen und 0,65°, 0,37° und 0,32° für die Rotationen entsprechend um die X, Y und Z-Achse des MRT-Markers betrug.

3.2 Experimente 1-4

Aus den Abbildungen 3.2.1 und 3.2.2 gehen die Ergebnisse der Experimente 1 bis 4 hervor. In Abwesenheit von Segmentierungsfehlern (Virtuelle Rotation, Experiment 1) wurde das humerale Koordinatensystem mit der entwickelten Methode (Humerus Shape Analysis) sehr genau determiniert. Die Rotations- und Translationsfehler waren dabei geringer als 0,1° bzw. 0,5 mm. Im Gegensatz dazu, verursachte die automatische

(Experiment 3) und manuelle (Experiment 2) Segmentierung signifikant größere Fehlerwerte ($p<0,05$), welche am stärksten als Rotationsfehler, entsprechend ca. 3,3° und 1,6°, um die humerale Längsachse (Y) zum Ausdruck kamen. Der Rotationsfehler bei der automatischen Segmentierung (Experiment 3) war signifikant größer ($p<0,05$) und etwa doppelt so hoch wie bei der manuellen Segmentierung (Experiment 2).

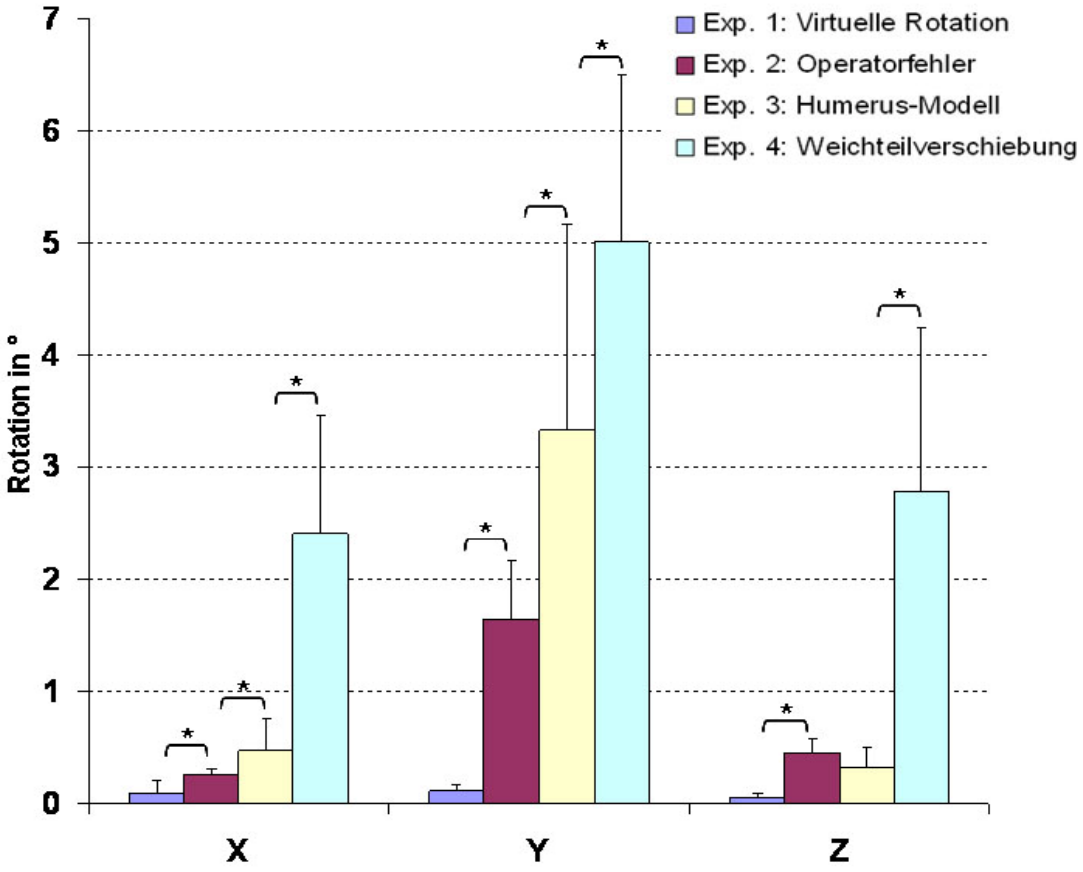

Abb. 3.2.1: *Rotationsfehler um die humerale X, Y und Z Achse. Die Weichteilrotation ist in allen Fällen signifikant größer ($p<0,05$ gekennzeichnet durch *) als die Fehler der Determinierung des humeralen Koordinatensystems, welche unter dem Einfluss der manuellen (Exp. 2) und automatischen (Exp. 3) Segmentierung entstanden sind.*

Das Ausmaß der Weichteilverschiebung (Experiment 4) war signifikant größer als die Determinierungsfehler des humeralen Koordinatensystems während der Experimente 1 bis 3, sowohl für den Rotations- als auch für den Translationsfehler um bzw. entlang jeder

humeralen Achse ($p<0,05$). Die Weichteilrotation betrug ca. 2,4°, 5° und 2,9° entsprechend für die X, Y und Z-Achse. Unter pathologischen Bedingungen sind Translationen des Humerus-Kopfes im Bereich ab 5 mm während der Armelevation zu erwarten [21, 32]. Jedoch betrug die Weichteiltranslation entlang der X, Y und Z-Achse entsprechend ca. 11, 4 und 6 mm (Abb. 3.2.2).

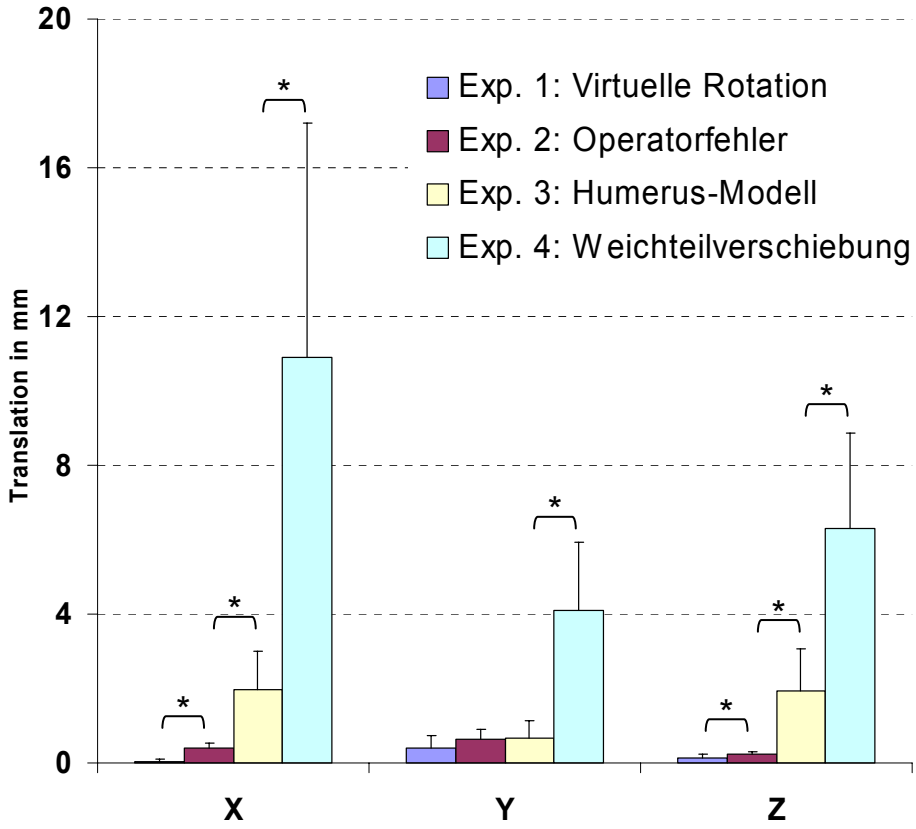

Abb. 3.2.2: *Translationsfehler entlang der humeralen X, Y und Z Achse. Die Weichteiltranslation ist in allen Fällen signifikant größer ($p<0,05$ gekennzeichnet durch *) als die Fehler der Determinierung des humeralen Koordinatensystems, welche unter dem Einfluss der manuellen (Exp. 2) und automatischen (Exp. 3) Segmentierung entstanden sind.*

Als wichtiges Ergebnis ist weiterhin zu erwähnen, dass die Weichteilverschiebungen individuell stark verschieden und zum Teil sogar gegensinnig waren. Dies wurde aufgrund der Analyse der Weichteilverschiebung zwischen 30° und 150° der Armelevation an den

sechs gesunden Probanden (Experiment 4) nachgewiesen (Abb. 3.2.3 und 3.2.4).

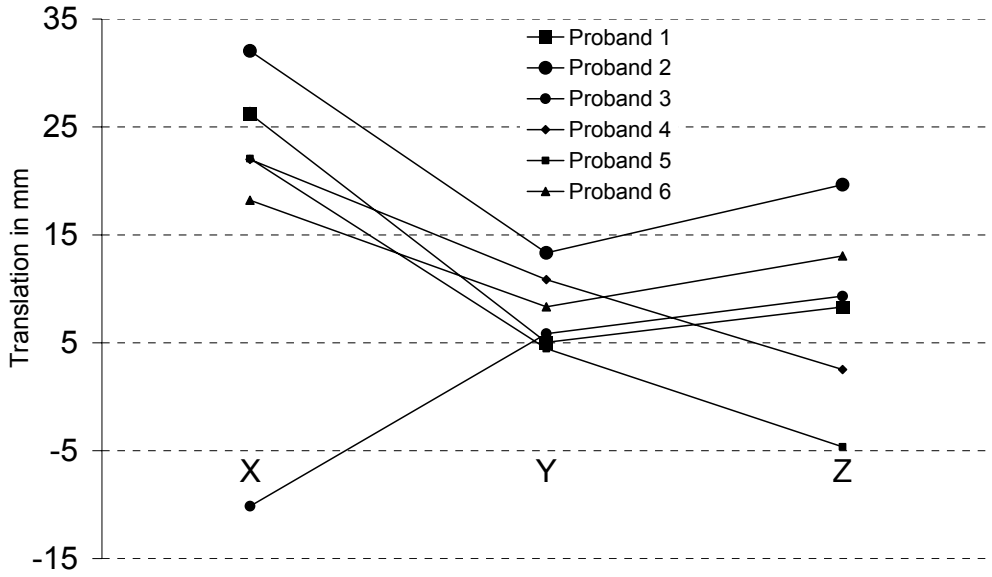

Abb. 3.2.3: *Weichteiltranslation entlang der humeralen X, Y und Z Achse bei sechs Probanden während der Armelevation von 30° bis 150°. Die Linien verbinden jeweils die drei Werte der Weichteiltranslation, welche einem Probanden zugeordnet sind.*

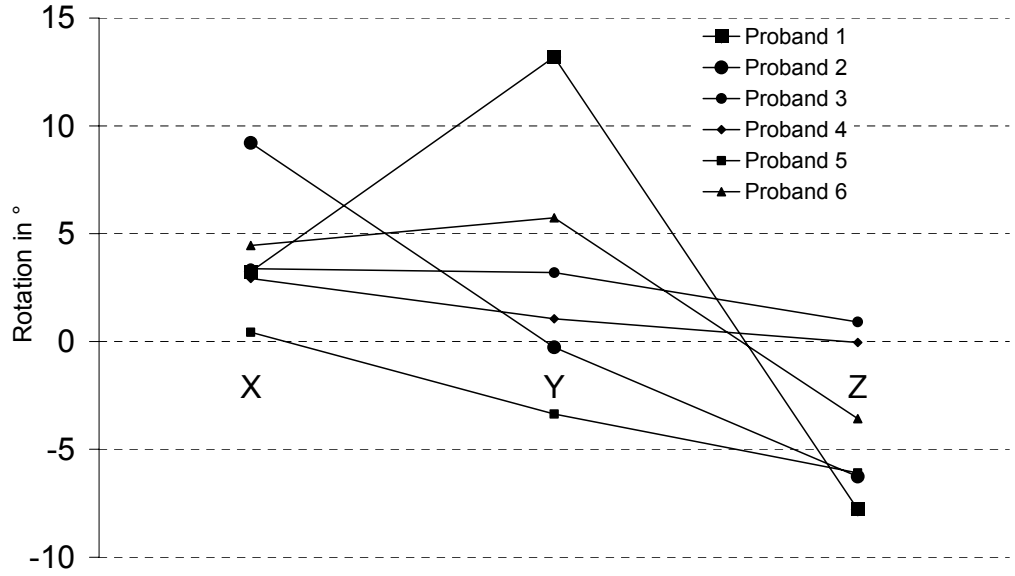

Abb. 3.2.4: *Weichteilrotation um die humeralen X,Y und Z Achse bei sechs Probanden während der Armelevation von 30° bis 150°. Die Linien verbinden jeweils die drei Werte der Weichteilrotation, welche einem Probanden zugeordnet sind.*

3.3 Experiment 5: Vergleich der Weichteilverschiebung

Das Ergebnis des fünften Experiments stellte die Berechnung der Weichteilverschiebung dar, welche zwischen 30° und 150° der Armelevation zustande kam. Die Berechnung wurde sowohl für einen MRT-Marker als auch für einen Ultraschall-Marker durchgeführt. Dabei wurden Rotations- und Translationsdifferenzen lediglich für dieses Markerpositionenpaar mit Berücksichtigung des Richtungssinnes der Weichteilverschiebung berechnet. Wie bei den Messungen mit gesunden Probanden (Abb. 3.2.3, Experiment 4) ergaben sich auch bei den drei untersuchten Patienten starke Weichteilverschiebungen. Die Weichteiltranslationen, die mit Hilfe des Bewegungsmesssystems (Zebris) und mittels Magnetresonanz-Tomographie ermittelt wurden, unterschieden sich hauptsächlich entlang der transversalen humeralen X (>30 mm, Patient 3) und Z-Achse (>20 mm Patient 1) stark (Abb. 3.3.1).

Die Weichteilrotation um die humerale Längsachse (Y) erwies sich mit dem Ultraschall-Trackingsystem gemessen als besonders groß (>20°, Abb. 3.3.2). Lediglich die Richtung der Weichteilrotation um die Humeruslängsachse (Y-Achse) war bei der Messung im Magnetresonanz-Tomographen und der Messung mithilfe extrakorporaler Marker gleichsinnig.

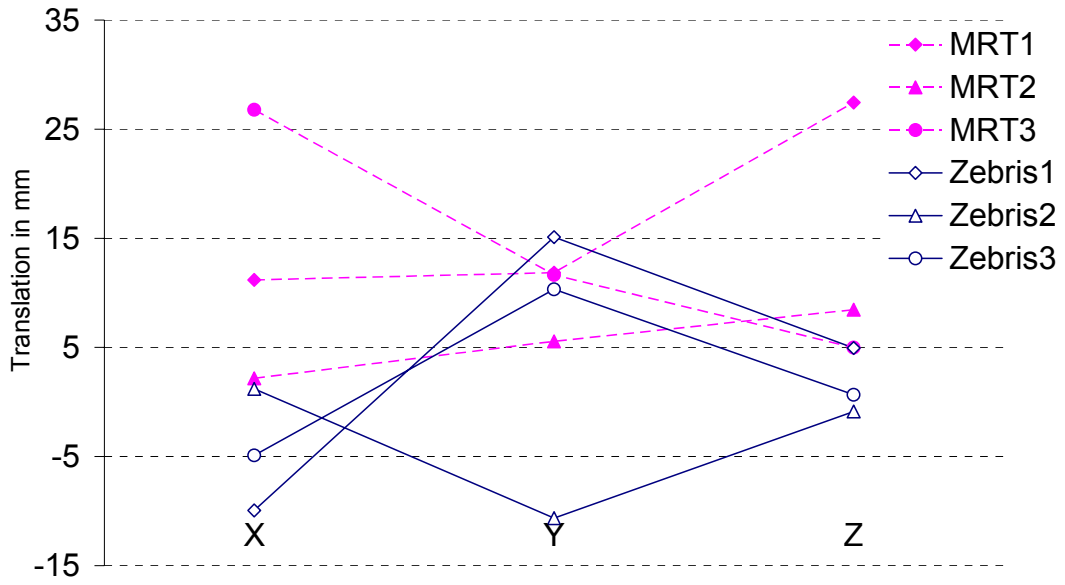

Abb. 3.3.1: *Weichteiltranslation entlang der humeralen Achsen bei drei Patienten während der Armelevation von 30° bis 150°. MRT kennzeichnet Magnetresonanz-Tomographie und Zebris kennzeichnet Messung mit Ultraschall-Trackingsystem. Die Linien verbinden jeweils die drei Werte der Weichteiltranslation, welche einem Probanden zugeordnet sind.*

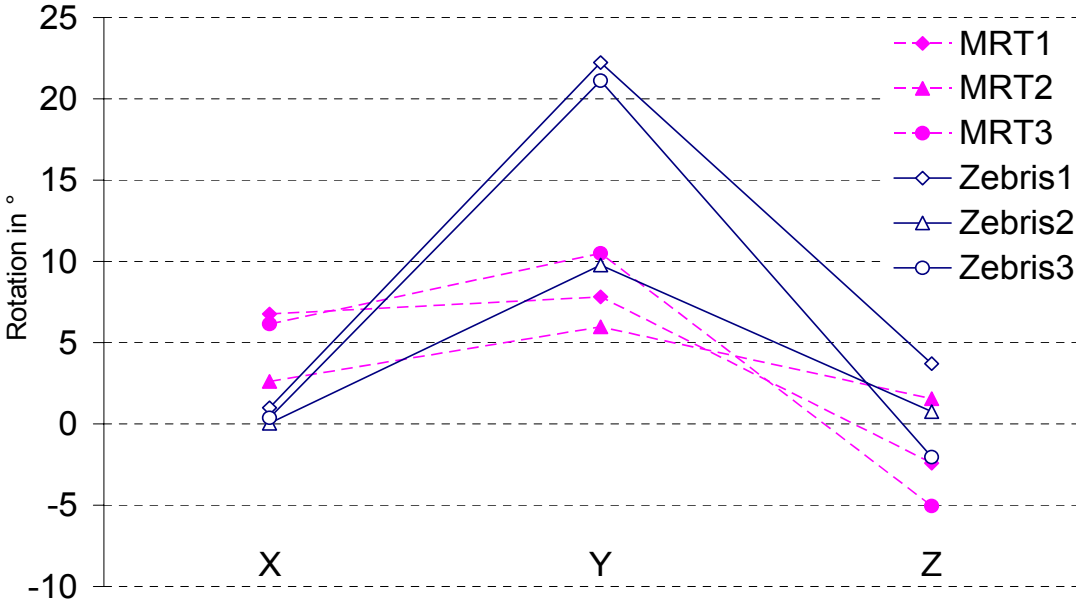

Abb. 3.3.2: *Weichteilrotation um die humeralen Achsen bei drei Patienten während der Armelevation von 30° bis 150° MRT kennzeichnet Magnetresonanz-Tomographie und Zebris kennzeichnet Messung mit Ultraschall-Trackingsystem. Die Linien verbinden jeweils die drei Werte der Weichteilrotation, welche einem Probanden zugeordnet sind.*

4 Diskussion

Mit dieser Arbeit ist es gelungen,

1) eine neue Methode zur automatischen Determinierung des humeralen Koordinatensystems zu entwickeln.
2) die neu entwickelte Methode detailliert zu evaluieren, indem die Richtung und das Ausmaß der Fehler der Methode bestimmt wurden.
3) die Richtung und das Ausmaß der Weichteilverschiebung eines am Oberarm befestigten Markers zu beschreiben und damit die Eignung kinematischer Messungen mit extrakorporalen Markern für die klinische Diagnostik zu überprüfen.

Die Untersuchung der Armelevation in der Skapula-Ebene zeigte, dass die Weichteilverschiebung zwischen einem am Oberarm befestigten Marker und dem Oberarmknochen sehr groß und individuell verschieden war. Aus diesem Grund erscheint eine generelle Vorhersage bzw. Korrektur der Weichteilverschiebung für die in dieser Studie untersuchte Armbewegung nicht möglich.

Die in der vorliegenden Arbeit verwendeten Methoden zur Determinierung eines anatomisch ausgerichteten Koordinatensystems und zur Analyse der Positionsfehler sind nicht nur für den Humerus anwendbar sondern lassen eine Übertragung auf andere lange Knochen wie zB. Tibia oder Femur zu. Die in der vorliegenden Arbeit verwendeten Methoden können für eine Reihe weitere Anwendungen hilfsreich sein.

4.1 Evaluierung der Determinierungsmethode des humeralen Koordinatensystems

In der vorliegenden Arbeit wurde eine neue Methode zur automatischen Determinierung eines humeralen Koordinatensystems präsentiert. Diese Methode wurde „Humerus Shape Analysis“ genannt und in drei Experimenten ohne (Virtuelle Rotation, Experiment 1) und mit Einfluss von Segmentierungsfehlern (Experimente 2 und 3) getestet. Die Segmentierungsfehler entstanden bei manuellem (Experiment 2) oder automatischem (Experiment 3) Herausselektieren des Humerus aus den dreidimensionalen Abbildungen, welche durch das Scannen im Magnetresonanz-Tomograph von Probandenschultern (Abb. 2.1.3, Experiment 2) und eines Humerus-Modells (Abb. 2.1.2, Experiment 3) gewonnen wurden. Anhand der Ergebnisse der Experimente 1 bis 3 wurde festgestellt, dass die Segmentierungsfehler der Hauptstörfaktor beim Detektieren des humeralen Koordinatensystems aus den dreidimensionalen Bildern war. Die neue Methode - „Humerus Shape Analysis“ berücksichtigte das Vorhandensein der Segmentierungsfehler beim Determinieren der humeralen transversalen Achsen.

Die „Humerus Shape Analysis“ verwendete die zylindrische Geometrie des Humerus-Schaftes, um die humerale Längsachse zu bestimmen. Dadurch war sie automatisch entsprechend der humeralen Anatomie ausgerichtet. Die kleinen Abweichungen der zylindrischen Form des Humerus-Schaftes, welche während der manuellen Segmentierung entstehen, sollten durch die Kalkulierung des „best-fit“ Zylinders minimale Auswirkung auf die Orientierung der humeralen Längsachse (Y_H) ausüben.

Da der Humerus ein langer Knochen ist, musste das „Iso-Shaping“ Verfahren [37] eingesetzt werden, um die unterschiedlich langen im Magnetresonanz-Tomograph gescannten Bereiche desselben proximalen Humerus gleich lang zu „schneiden“. In der vorliegenden Arbeit wurde die Methode der Trägheitsmomente [10] für die „abgeschnittenen“ dreidimensionalen Humerusabbildungen jedoch nicht verwendet, weil die

humerale Längsachse, welche mit dieser Methode bestimmt wurde, von der Länge des „abgeschnittenen“ Humerus abhängig war. Diese Abhängigkeit der Orientierung liegt an der Form des Humerus, da der humerale Kopf exzentrisch zum humeralen Schaft angeordnet ist. Aus diesem Grund kippte die Trägheitsachse, welche der humeralen Anfangslängsachse entsprach (**$l_{initial}$**, Abb. 3.6.1) nach medial, wenn die dreidimensionale Humerusabbildung kürzer „geschnitten“ wurde (Abb. 4.1.1).

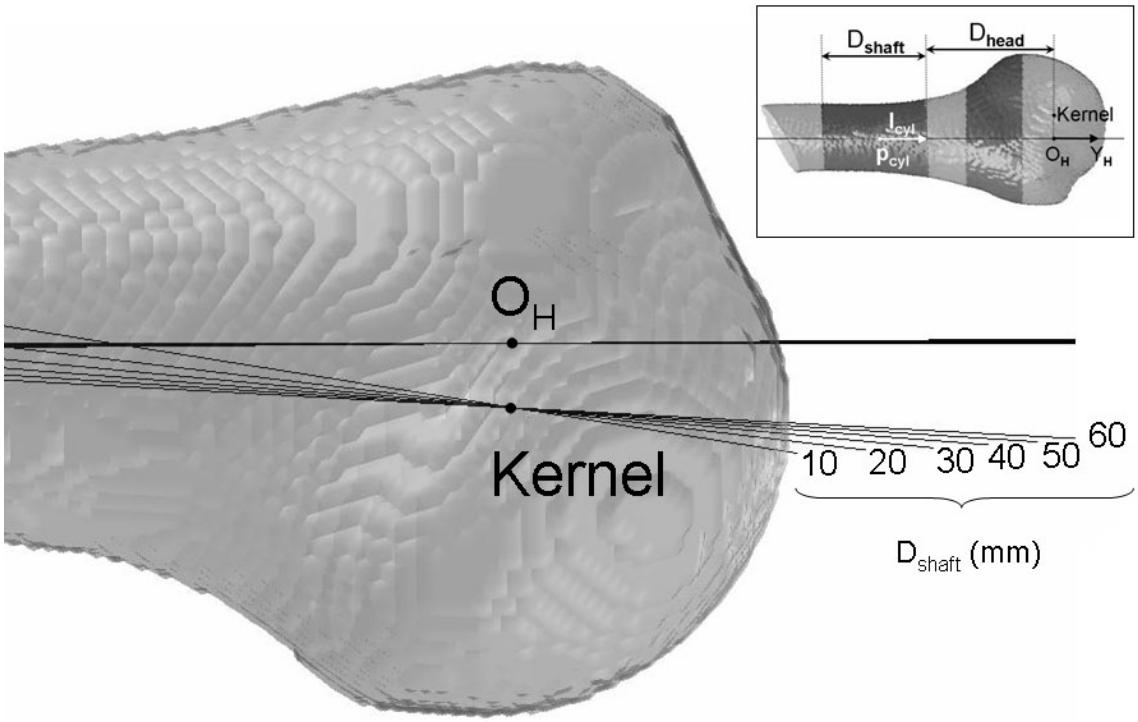

Abb. 4.1.1: *Abhängigkeit der Orientierung der humeralen Längsachse vom D_{shaft}+D_{head} Abstand (siehe Teilbild oben rechts). Die Geraden, welche durch den Kernel verlaufen, repräsentieren die humerale Längsachse, welche als die Hauptträgheitsachse (**$l_{initial}$**, Abb. 3.6.1) für ein Humerusteil mit D_{shaft} (mm)= 10, 20, 30, 40, 50, 60 und D_{head} = 38 mm bestimmt wurde. Die sehr kompakt zueinander liegenden Geraden, welche durch O_H verlaufen, repräsentieren die sechs Längsachsen, die mit entsprechenden D_{shaft} und D_{head} Werten durch „Humerus Shape Analysis“ bestimmt wurden.*

Zur Orientierung der humeralen transversalen Achsen verwendete die „Humerus Shape Analysis“ den Algorithmus des kleinsten Eigenwert-Verhältnisses, welcher diejenigen Bereiche des Humerus ausschloss, die in der transversalen Ebene des Humerus eine annähernd runde Form aufwiesen. Solche runden Bereiche hatten ein Eigenwert-Verhältnis von nahezu gleich eins. Dies entsprach dem Eigenwert-Verhältnis eines Körpers, der die Form eines Diskus hat. Der erste und der zweite Trägheitsvektor des Diskus liegen in seiner Ebene und ihre Orientierung ist nicht eindeutig zu definieren. Nach Neu et al. [29] stellten die karpalen Knochen, die um ihre Längsachse rund sind, ein Problem bei der Determinierung der transversalen Trägheitsachsen dar, da das Eigenwert-Verhältnis der entsprechenden transversalen Trägheitsvektoren zu 0,9 errechnet wurde. So einen Knochen könnte man sich grob als eine Menge von Disken mit unterschiedlichen Durchmessern vorstellen, welche senkrecht auf die Längsachse des Knochens „aufgespießt“ wurden. Die kleinste Veränderung der Form an der Diskuskante würde die Orientierung seiner ersten und zweiten Trägheitsvektoren stark beeinflussen (Abb. 4.1.2A). Dies erklärt das Problem der Orientierung der transversalen Achsen, das in der Arbeit von Neu et al. [29] beschrieben wurde. Solche kleinen Veränderungen der Form eines Körpers resultieren aus der Segmentierung der dreidimensionalen Abbildung des Körpers, wenn die Form um seine Längsachse rund ist.

Um den Einfluss der Segmentierung minimal zu halten, wählte der Algorithmus des kleinsten Eigenwert-Verhältnisses denjenigen Bereich des Humerus-Kopfes aus, dessen Form in der humeralen transversalen Ebene am stärksten in Form eines Ovals oder Ellipsoids ausgedehnt war (Abb. 4.1.2B). Das kleinste Eigenwert-Verhältnis betrug für den ausgewählten Bereich des Humerus-Kopfes ca. 0,69. Dieser Bereich befand sich bei allen untersuchten Humeri an der Stelle, an welcher der Humerus-Schaft in den Humerus-Kopf übergeht. Proximal und distal dieses Bereiches war das Eigenwert-Verhältnis größer (Abb. 4.1.3).

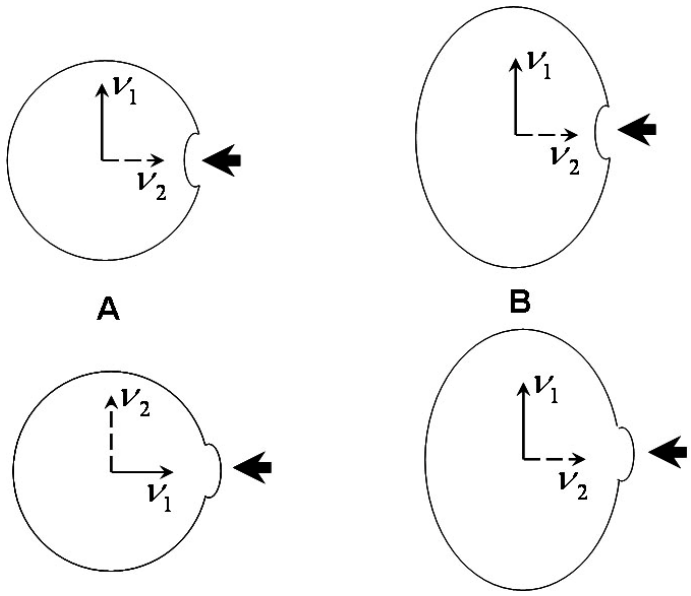

Abb. 4.1.2: *Schematische Darstellung der Orientierungsabhängigkeit der ersten und zweiten Trägheitsvektoren (v) vom Segmentierungsfehler (dicker Pfeil). A) runde Form, starke Abhängigkeit; B) ellipsoide Form, keine oder leichte Abhängigkeit.*

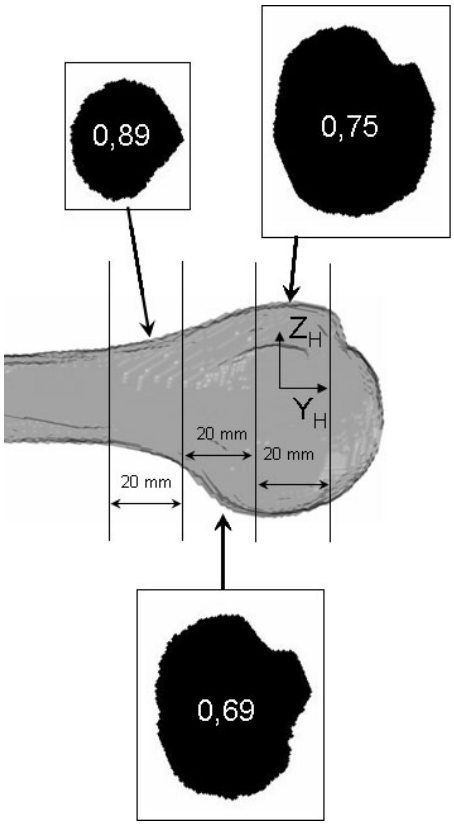

Abb. 4.1.3: *Verschiedene Formen der Bereiche aus dem Humerus-Kopf, welche senkrecht zur humeralen Längsachse (Y_H) sind. Die Zahl repräsentiert das Eigenwert-Verhältnis der ersten und zweiten Trägheitsvektoren, die für einen 20 mm dicken Abschnitt berechnet wurden.*

Der in der „Humerus Shape Analysis“ verwendete Algorithmus des kleinsten Eigenwert-Verhältnisses reduziert den Einfluss der manuellen Segmentierung auf die Determinierung der Orientierung der humeralen transversalen Achsen [6] im Vergleich zur Methode der Trägheitsmomente, die in zahlreichen Studien zur Determinierung der

Orientierung des Koordinatensystems eines dreidimensional abgebildeten Knochens verwendet wurde [3, 27, 34, 40, 45].

Die Nutzung eines gut detektierbaren Markers als Referenz-System wurde auch in der Arbeit von Neu et al. zur Berechnung der Schraubachsen-Parameter [29] verwendet. Mit Hilfe der momentanen Schraubachsen wurde die Positionsänderung eines gescannten karpalen Knochens und des Referenz-Markers in Bezug auf ein drittes Koordinatensystem beschrieben, indem der Referenz-Marker und der Knochen in Bezug auf einen statischen Marker bewegt wurden. Die Positionsänderung des gescannten Knochens und des Referenz-Markers in Bezug auf das dritte Koordinatensystem sollte im idealen Fall der genauen Determinierung des Knochen-Koordinatensystems identisch sein. Die Unterschiede (Fehler) in den Schraubachsen-Parametern der Marker- und Knochen-Bewegung in der Arbeit von Neu et al. [29] gaben Hinweise auf rotatorische und translatorische Fehler, welche bei der Determinierung des Koordinatensystems des Knochens entstanden. Diese Unterschiede (Fehler) der Schraubachsen-Parameter waren wie folgt klassifiziert:

1) Fehler in der Rotation um die Schraubachsen.
2) Fehler in der Translation entlang der Schraubachsen.
3) Fehler in der Orientierung der Schraubachsen.
4) Minimale Distanz zwischen den Schraubachsen.

Die Frage, um welche, bzw. entlang welcher Achsen die Fehler auftraten, blieb aber offen. Abgesehen von dieser Frage waren die Schraubachsen-Parameter aus dem Blickfeld der statistischen Analyse leicht zu untersuchen, um signifikante Unterschiede bei der Evaluierung der verschiedenen Methoden der Determinierung des Koordinatensystems feststellen zu können.

In der Arbeit von Neu et al. [29] wurden der Marker und die fest mit ihm verbundenen karpalen Knochen insgesamt in vier verschiedenen Positionen dreidimensional gescannt. Aus den vier Positionen wurden

sechs Paare zum kinematischen Vergleich kombiniert. Die Positionsänderung eines kombinierten Positionenpaares wurde mit Hilfe von zwei momentanen Schraubachsen des gut detektierbaren Markers und des untersuchten karpalen Knochens beschrieben. Auf diese Weise wurden das Positionenpaar des Markers und das Positionenpaar des untersuchten Knochens in Bezug auf ein globales Koordinatensystem mit Hilfe von vier Schraubachsen-Parametern untersucht. Dabei wurde hauptsächlich nach Unterschieden in der vorgegebenen dreidimensionalen Bewegung zwischen Marker und Knochen gesucht. Die im Messraum vorgegebene (globale) Bewegung des Markers und des Knochens war ein wichtiger Bestandteil des Experiments. Die globale Bewegung war jedoch für die Analyse der Fehler nicht zwingend erforderlich, welche bei der Determinierung des Koordinatensystems des Knochens entstehen und nur durch die relative Bewegung des Markers zum Knochen beschrieben werden konnten.

Die in der vorliegenden Arbeit präsentierte Methode der Fehleranalyse beantwortet die Frage, um welche, bzw. entlang welcher Achsen die Determinierungsfehler entstanden, indem das Ausmaß und die Richtung der Determinierungsfehler eindeutig durch die drei translatorischen und die drei rotatorischen Kriterien interpretiert wurden. Die Interpretation bezog sich auf das humerale Koordinatensystem, dessen Determinierungs-genauigkeit evaluiert werden musste. Dies war möglich wegen der Untersuchung der relativen Bewegung des gut detektierbaren Markers, welcher relativ zum humeralen Koordinatensystem analysiert wurde.

Die paarweise Kombination der im humeralen Koordinatensystem berechneten Markerpositionen ermöglichte es, die translatorischen und rotatorischen Differenzen für jedes kombinierte Paar zu bestimmen. Die Berechnung der rotatorischen Differenzen wurde nach Woltring durchgeführt [48]. Diese Methode ist in Bezug auf den „crosstalk“ Effekt weniger anfällig als z.B. die Methoden, welche eine dreidimensionale Rotation als drei nacheinander folgende Rotationen um die Achsen des rotierten oder ruhenden Koordinatensystems darstellen [48]. Solche

sequenzabhängigen Methoden wie Euler- oder Kardanwinkel [52] sind im Fall der Fehleranalyse nicht geeignet. Dies ist schon allein wegen der Sequenzfestlegung ein Problem, da die verschiedenen Rotations-Sequenzen verschiedene Ergebnisse liefern. Im Gegensatz dazu, kann man sich die Woltring Methode [48] als simultane Rotation um alle drei orthogonalen Achsen eines Körpers vorstellen.

Die Problematik der Berechnung von Translationsfehlern bestand darin, dass die Translationen von den in der Bewegung vorhandenen Rotationen beeinflusst wurden. Deswegen konnte der Ursprung des Markers zur translatorischen Fehlerberechnung nicht verwendet werden. Denn je größer die Entfernung des Markers zum Humerus wäre, desto stärker würden die Translationsfehler durch die Rotationsfehler beeinflusst (Abb. 4.1.4). Diese Rotationsfehler entstanden um die humeralen Achsen wegen der Ungenauigkeit der Orientierung des humeralen Koordinatensystems. Um dieses Problem zu lösen, wurde eine gemittelte Position des humeralen Ursprungs in Bezug auf das Marker-Koordinatensystem (L^{Marker}) berechnet.

Die Markerpositionen und der im Koordinatensystem des Markers konstant bleibende Vektor L wurden ins humerale Koordinatensystem transformiert. Nach der Transformation identifizierte die Spitze des Vektors L, wo sich der humerale Ursprung im humeralen Koordinatensystem ungefähr befinden konnte (Bild 2.9.1). Damit wurde die Migration des humeralen Ursprungs beschrieben. Dies geschah unabhängig davon, wie in den Experimenten der Marker in Bezug auf den Humerus platziert wurde.

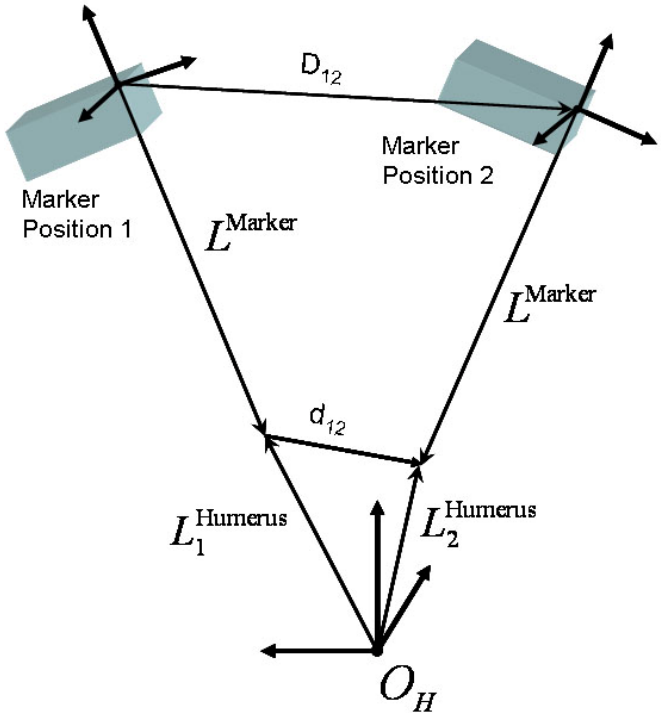

Abb. 4.1.4: *Das Vektordiagramm der Interpretation des Translationsfehlers (siehe auch Abb. 2.9.1 und Kapitel 2.9.2). Der Vektor D_{12} stellt die Translation des Markerursprungs dar. Die absolute Länge des D_{12} Vektors ist größer als die Länge von d_{12}, da der rotatorische Fehler der Determinierung des humeralen Koordinatensystems die Markerposition in Bezug auf den Humerus beeinflusst.*

Ein weiterer Vorteil der Differenzenberechnung für jedes kombinierte Paar war die Unabhängigkeit von der gemittelten Markerpositionierung, da die Berechnung der gemittelten Orientierung eines in mehreren Positionen erfassten Körpers ein zusätzliches Problem darstellt.

Da nach der orthogonalen Dekomposition auf die Achsen des humeralen Koordinatensystems der Richtungssinn einer translatorischen und rotatorischen Differenz für ein kombiniertes Paar abhängig von der Permutation der Nummer der Markerposition ist, wurden nur die absoluten Werte der translatorischen und rotatorischen Differenzen zur Fehleranalyse verwendet. Somit kann man den Mittelwert der Differenzen als gemittelten Bereich der Rotations- bzw Translationsfehler um bzw. entlang einer entsprechenden Achse betrachten.

Der Rotationsfehler um die humerale Längsachse war durch die automatische Segmentierung (Experiment 3) etwa doppelt so hoch wie bei

der manuellen Segmentierung (Experiment 2, Bild 3.2.1). Dies kam vermutlich durch den konstanten Threshold-Wert bei der automatischen Segmentierung in Kombination mit unterschiedlichen Helligkeiten bzw. Kontrastverhältnissen der Einzelscans zustande. Dies könnte die Form des ganzen Humerus beeinflussen, da die Grenze zwischen Humerus und Nicht-Humerus durch unterschiedliche Helligkeiten bzw. Kontrastverhältnissen beeinflusst werden sollte. Der Bereich des Humerus-Kopfes mit dem kleinsten Eigenwert-Verhältnis war manuell einfacher zu segmentieren als der Rest des Humerus-Kopfes. Aufgrund dessen war die „Humerus Shape Analysis“ weniger anfällig gegenüber Fehlern der manuellen Segmentierung als die oft verwendete Methode der Trägheitsmomente [10, 29, 34, 37], welche die Kalkulation der Trägheitsachsen auf den ganzen Humerus bezieht.

Durch die in der vorliegenden Arbeit präsentierte Fehleranalyse wurde festgestellt, dass die Projektion des Kernels auf die humerale Längsachse deutlich die Translationsfehler entlang der humeralen transversalen Achsen reduzierte [6]. Deswegen wurde in der „Humerus Shape Analysis“ die Kernel-Projektion auf die humerale Längsachse als Ursprung des humeralen Koordinatensystems definiert. Die Positionierung der Kernel-Projektion im Humerus war lediglich von der humeralen Form abhängig. Im Gegensatz dazu, wenn das Massenzentrum des virtuell abgeschnittenen Humerus (Iso-Shaping) als Ursprung des humeralen Koordinatensystems definiert wurde [37], führt es zur Abhängigkeit der Ursprungslokalisierung von der Länge des virtuell abgeschnittenen Humerus.

4.2 Weichteilverschiebung

Dank der Magnetresonanz-Tomographie war es möglich, die Form des im Magnetresonanz-Tomographen sichtbaren Markers und des darunter liegenden Humerus in-vivo nicht invasiv erfassen zu können. Der gewonnene Datensatz konnte anschließend zur dreidimensionalen

Rekonstruktion verwendet werden. Dieser Vorteil wurde ebenfalls in der Arbeit von Riu et al. [36] zur Beschreibung der Hautbewegung in Bezug auf Handknochen verwendet. In dieser Arbeit wurde die Standardabweichung des Volumens und der Oberfläche benutzt, um die Annahme zu treffen, dass die Koordinatensysteme, welche für die Handknochen determiniert wurden, genau waren. Die Standardabweichung des Volumens und der Oberfläche ist aber kein Kriterium, mit dem die rotatorischen und translatorischen Fehler der Determinierung des Koordinatensystems beurteilt werden können. Im Gegensatz dazu wurden in der vorliegenden Arbeit die Determinierungsfehler des humeralen Koordinatensystems sehr ausführlich beschrieben. Weiterhin wurde die gleiche Methode zur Abschätzung der Richtung und des Ausmaßes der Weichteilverschiebung für einen am Oberarm befestigten extrakorporalen Marker verwendet. Die Methode, mit welcher die Bewegung vom extrakorporalen Marker in Bezug auf den darunter liegenden Knochen analysiert wurde, führte zu einer eindeutigen Aussage über das Ausmaß und die Richtung der Weichteilverschiebung.

Der Richtungssinn einer Weichteiltranslation oder Weichteilrotation war wichtig, um die gesamte Weichteilverschiebung aus einer kinematischen Messung herausrechnen zu können. Aufgrund dessen wurde die Weichteilverschiebung für die einzelnen Markerpositionenpaare, die im humeralen Koordinatensystem dargestellt wurden, analysiert. Die Weichteilverschiebungen waren individuell stark verschieden und z.T. sogar gegensinnig. Diese Tatsache machte eine generelle Vorhersage der Weichteilverschiebung am Oberarm während der Armelevation in der Skapula-Ebene unmöglich. Diese Individualität der Weichteilverschiebung könnte durch die individuelle Strategie der Armelevation erklärt werden. Manche Probanden versuchten zum Beispiel, die Armelevation mit leicht nach oben ausgerichtetem Ellenbogen und manche mit nach unten ausgerichtetem Ellenbogen auszuführen. Im Gegensatz dazu scheint die Individualität der Weichteilverschiebung während der internen bzw. externen Armrotation nur das Ausmaß der Weichteilrotation zu

beeinflussen. Deswegen versuchte Cutti et al. für diese Bewegungsart eine Methode zu entwickeln [11, 12], welche die Weichteilrotation korrigieren sollte. Die Korrektur der Weichteiltranslation wurde in der Arbeiten von Cutti et al. [11, 12] nicht in Betracht gezogen, da das glenohumerale Gelenk als ein ideales Kugelgelenk von Cutti et al. [11, 12] definiert wurde.

Die Determinierung des humeralen Koordinatensystems in mehreren Armpositionen sollte nach Empfehlung von Leardini et al. [23] eine Möglichkeit darstellen, um die Weichteilverschiebung während der dynamischen Messung einer Armelevation herausrechnen zu können (siehe Kapitel 4.4).

4.3 Definition des humeralen Koordinatensystems während einer dynamischen Messung

In der vorliegenden Arbeit wurde eine Methode zur Determinierung des humeralen Koordinatensystems verwendet, die sich von dem Vorschlag der International Society of Biomechanics [51] unterscheidet.

Der erste Unterschied lag in einer unterschiedlichen Bestimmung des glenohumeralen Rotationszentrums (GH). Erstens wurde die Erfassung einer passiven Armbewegung von Probanden zur Berechnung des glenohumeralen Rotationszentrums verwendet, zum einen, um die zur Berechnung unnötige Glenoid-Bewegung in Bezug auf den Thorax zu reduzieren, und zum anderen, für den Fall einer nicht stabilen Schulter, die glenohumerale Translationen minimal zu halten. Zweitens wurde für die Bestimmung des glenohumeralen Rotationszentrums die „Minimal Amplitude Point“ Methode [26] eingesetzt, die nach Marin et al. eine deutlich bessere Genauigkeit als die „sphere-fitting“ Methode [33] zeigte, wenn zur Rotationszentrumbestimmung eine kreisende Bewegung mit dem Kegelwinkel zwischen 20° und 40° verwendet wurde. Die Empfehlung der International Society of Biomechanics, eine Methode zu verwenden [51],

welche die “instantaneous helical axes” zur Bestimmung des humeralen Rotationszentrums („optimal pivot point“ [47, 49]) in Anspruch nimmt, basiert auf der Arbeit von Stokdijk et al. [44]. In dieser Arbeit zeigte die „sphere-fitting“ Methode keine signifikanten Unterschiede zur „optimal pivot point“ Methode. Daraus folgt, dass die „Minimal Amplitude Point“ Methode [26] genauere Ergebnisse als die „sphere-fitting“ [33] oder „optimal pivot point“ Methode [47, 49] für die Berechnung des glenohumeralen Rotationszentrums liefert.

Ein weiterer Unterschied zu dem Vorschlag der International Society of Biomechanics [51] bestand im Fall der Definition der transversalen Humerusachsen. Die Richtung des humeralen Epikondylen verbindenden Vektors (EL-EM) hing vom Operatorfehler ab, welcher während des Vorgangs der Landmarkendigitalisierung entstand. Nach Angaben von Della Croce et al. [13] lag der Operatorfehler der Bestimmung der anatomischen Landmarken am Bein im Bereich von 10 bis zu 25 mm. Der Operatorfehler kann starken Einfluss auf die Orientierung der transversalen Achsen ausüben, da die digitalisierten humeralen Epikondylen nah (6-7 cm) zu einander liegen. Falls der Operatorfehler während der Digitalisierung der humeralen Landmarken im Bereich von nur 5 mm für jeden Epikondylus läge, könnte es zu einer Differenz von bis zu 9,5° in der transversalen Achsenorientierung führen (Abb. 4.3.1). Aus diesem Grund wurde die Methode der kinematischen Bestimmung der funktionellen Ellenbogenachse [5] gewählt, um durch die entsprechenden Kreuzprodukte die transversalen Humerusachsen zu orientieren. Die Verwendung einer Armführungsschiene sollte die Reproduzierbarkeit zur Bestimmung der funktionellen Ellenbogenachse erhöhen.

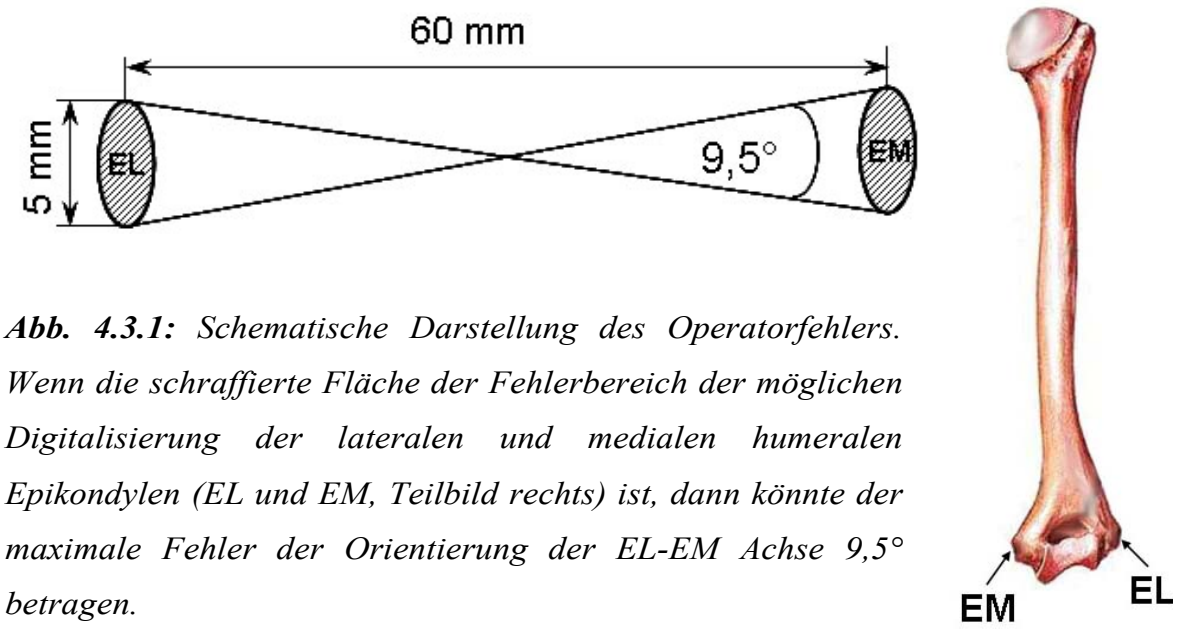

Abb. 4.3.1: *Schematische Darstellung des Operatorfehlers. Wenn die schraffierte Fläche der Fehlerbereich der möglichen Digitalisierung der lateralen und medialen humeralen Epikondylen (EL und EM, Teilbild rechts) ist, dann könnte der maximale Fehler der Orientierung der EL-EM Achse 9,5° betragen.*

4.4 Klinische Relevanz der kinematischen Messung der Armelevation

Unter pathologischen Bedingungen sind die Translationen des Humerus-Kopfes im Bereich von 5 mm und mehr während einer Armelevation in der Skapula-Ebene [21, 32] zu erwarten. Die Weichteiltranslation, die in der vorliegenden Studie für die Armelevation der gesunden Probanden ermittelt wurde, betrug entlang der humeralen X, Y und Z-Achse jedoch ca. 11, 4 und 6 mm. Die Weichteiltranslation war deshalb zu groß, um den Unterschied zwischen gesunder und instabiler Schulter für die Armelevation in der Skapula-Ebene eindeutig identifizieren zu können.

Bei der Durchführung des fünften Experiments wurden die Patienten in der horizontalen und vertikalen Körperlage gemessen. Dabei wurde es vermutet, dass die Weichteilverschiebung des extrakorporalen Markers während der Armelevation in der Skapula-Ebene identisch für diese unterschiedlichen Körperlagen wäre. Jedoch lagen die Unterschiede der Weichteilverschiebung, die von einer Seite mit dem Ultraschall-Trackingsystem Zebris und von der anderen Seite mit dem

Magnetresonanz-Tomographen determiniert wurde, bei bis zu 30 mm für die Weichteiltranslation und bis zu 20° für die Weichteilrotation. Dies könnte durch die unterschiedliche Körperlage der Patienten (liegend im Magnetresonanz-Tomographen und sitzend während der Messung mit dem Ultraschall-Trackingsystem) verursacht werden. Allerdings haben sich dreidimensional bildgebende Verfahren wie die Magnetresonanz-Tomographie zur Bestimmung der Weichteilverschiebung für eine im voraus definierte Bewegung als geeignet erwiesen. Dies zeigte die ausreichend genaue, individuelle (ein Kollektiv von insgesamt 9 Probanden), nicht invasive in vivo Bestimmung der Weichteilverschiebung, die in der vorliegenden Arbeit durchgeführt wurde.

4.5 Anwendungsmöglichkeiten der entwickelten Methoden

4.5.1 Armführungsschiene

Die für die vorliegende Arbeit entwickelte Armführungsschiene ist für alle Anwendungen nützlich, bei denen eine reproduzierbare Bewegung des Armes wichtig ist. Kinematische Daten können als Referenzgröße dienen, solange sie reproduzierbar sind. Zum Beispiel wäre es bei EMG Ableitung während der Armelevation sinnvoll, die EMG-Daten auf die Winkelparameter der Armabduktion bzw. Armadduktion zu beziehen.

Die Nutzung der Winkelparameter der Armführungsschiene kann direkt als Referenz für die EMG-Daten dienen. Dadurch würden Probleme der kinematischen Messung, die aus der Weichteilverschiebung und Inkonsistenz der Determinierung eines anatomischen Koordinatensystems resultieren, vermieden und die abgeleitete Muskelaktivität könnte bezüglich der Schienenwinkelparameter analysiert werden. Die multifunktionelle Konstruktion der Armführungsschiene ermöglicht die Nutzung der Schiene außerdem als Referenz für interne bzw. externe Rotationswinkel des Armes.

Ein weiteres Beispiel der möglichen Anwendung der Armführungsschiene besteht in der standardisierten Bestimmung des pre- und post-operativen Bewegungsumfangs des Patientenoberarms, da solche Parameter wie Elevationsebene, Elevationswinkel, Winkel der internen bzw. externen Armrotation mit der Armführungsschiene leicht einzustellen bzw. zu messen sind.

4.5.2 Humerus Shape Analysis Methode

Die Humerus Shape Analysis Methode zur Determinierung des humeralen Koordinatensystems aus dreidimensionalen Abbildungen kann für jegliche Fragestellung verwendet werden, für die es erforderlich ist, exakte Bezugssysteme im Schulterbereich zu definieren. Zum Beispiel ermöglicht die Methode zusammen mit einem zu entwickelnden ähnlichen Verfahren für die Skapula-Koordinatensystemdeterminierung eine exaktere präoperative dreidimensionale Magnetresonanz-Tomographie Diagnostik von komplexen Schulterinstabilitäten, wenn während der Untersuchung im Magnetresonanz-Tomographen eine Kraft in Richtung der vermuteten Instabilität appliziert würde. Dies könnte die Beurteilung einer Operationsindikation erleichtern.

Die genaue Positionierung ist ein sehr wichtiger Faktor beim Einbau einer Schulterendoprothese. Nach einer in vitro Studie von Nyffeler et al. [30] führt ein zu hoher Einbau der Schulterprothese (5 bis 10 mm) zur Reduktion des Abduktionswinkels (variiert von 5 bis 20°) und zur Minderung des Hebelarmes des musculus infraspinatus (20 bis 50%) und des musculus subscapularis (50 bis 100%). Aus diesem Grund könnte die Humerus Shape Analysis Methode für die Navigation der Schulterendoprothetik einen wichtigen Beitrag leisten.

Durch die dreidimensionalen Abbildungen des distalen und proximalen Humerus könnte jeweils ein Koordinatensystem für die beiden Humerusabschnitte determiniert werden. Nach dem Absägen des Humerus-

Kopfes könnte das Koordinatensystem des distalen Humerus als einzig gebliebene anatomische Referenz für die Positionierung der Schulterendoprothese dienen, um post- oder sogar intra-operativ die Genauigkeit der Positionierung der eingebauten Schulterendoprothese beurteilen zu können.

4.5.3 Quantifizierung von Koordinatensystem Determinierungsfehlern

Nach den Ergebnissen von Nyffeler et al., spielt der genaue Einbau einer Schulterprothese eine sehr wichtige Rolle für eine optimale post-operative Schulterbeweglichkeit [30]. Der Einbau einer Prothese kann kinematisch als eine Übereinstimung des Prothesen-Koordinatensystems mit dem Koordinatensystem des operierten Knochens betrachtet werden. Um die Übereinstimmung auf Grund eines dreidimensionalen Scans beurteilen zu können, muss zuerst eine Vorstellung gebildet werden, wie genau die Koordinatensysteme determiniert werden können. Zu diesem Zweck können ein gut detektierbarer Marker als Referenz-Koordinatensystem und die Methode der Analyse der Koordinatensystem-Determinierungsfehler als Testverfahren zur Quantifizierung der Genauigkeit einer Koordinatensystem-Determinierung verwendet werden. Die Kombination eines gut detektierbaren Markers und der in der vorliegenden Arbeit präsentierten Methode der Analyse der Koordinatensystem-Determinierungsfehler kann zur Beurteilung der Genauigkeit der Koordinatensystem-Determinierung von beliebigen dreidimensional gescannten Objekten verwendet werden.

Die in der vorliegenden Arbeit präsentierte Methode der Analyse der Koordinatensystem-Determinierungsfehler stellt die Determinierungs-fehler in leicht verständlicher Form dar. Dies schafft die Basis für eine überschaubare und eindeutig begründete Auswahl der Methode, mit

welcher das Koordinatensystem eines dreidimensional gescannten Untersuchungsobjekts determiniert werden soll.

5 Zusammenfassung

Um festzustellen, ob der Einfluss der Weichteilummantelung, die so genannte Weichteilverschiebung, auf die Kinematik eines am Oberarm befestigten extrakorporalen Markers korrigierbar ist, nutzten wir die dreidimensionale Bildgebung der Magnetresonanz-Tomographie. Die Datenerfassung von dreidimensionalen Bildern ermöglichte, nicht invasiv und ohne schädliche Strahlung die Positionierung des Oberarmknochens (Humerus) mit Hilfe der neu entwickelten Detektierungsmethode (Humerus Shape Analysis, kurz HSA) in vivo zu erfassen. Die rechte Schulter von Probanden wurde in fünf Positionen der Armelevation gescannt. Zugleich wurde der im Magnetresonanz-Tomographen sichtbare, extrakorporale Marker verwendet, welcher am Oberarm des Probanden befestigt wurde. Dies ermöglichte, die Weichteilverschiebung des Markers in Bezug auf den darunter liegenden Humerus bestimmen zu können.

Die Untersuchung der Armelevation in der Skapula-Ebene zeigte, dass die Weichteilverschiebung zwischen einem am Oberarm befestigten Marker und dem Oberarmknochen sehr groß und individuell verschieden war. Aus diesem Grund erscheint eine generelle Vorhersage bzw. Korrektur der Weichteilverschiebung für die in dieser Studie untersuchte Armbewegung nicht möglich.

Die „Humerus Shape Analysis“ Evaluierung bestätigte, dass die Weichteilverschiebung des Markers signifikant größer als die Determinierungsfehler des humeralen Koordinatensystems war.

Die aus dreidimensionalen Bildern kalkulierte Weichteilverschiebung diente zum Vergleich der Weichteilverschiebung, die bei einer Aufnahme mit einem Ultraschall-Trackingsystem durch die doppelte Bestimmung des humeralen Koordinatensystems festgestellt wurde. Die durch zwei

Methoden bestimmte Weichteilverschiebung wies für die Weichteiltranslation bis zu 30 mm und für die Weichteilrotation bis zu 20° große Unterschiede auf. Das könnte durch die unterschiedliche Lage des Probanden während der statischen Messung im Magnetresonanz-Tomographen (liegend) und der dynamischen Messung mit dem Ultraschall-Trackingsystem (sitzend) zustande gekommen sein.

Die Analyse der dreidimensionalen Positionierung von knöchernen Gelenkkomponenten mit einer Methode wie „Humerus Shape Analysis“ öffnet neue Möglichkeiten für die Gelenkkinematik. „Humerus Shape Analysis“ könnte nicht nur im Schulterbereich verwendet werden, sondern überall, wo die Positionierung von langen Knochen, wie z.B. Tibia oder Femur, erfasst werden muss.

Die neuartige Analyse der Koordinatensystem Determinierungsfehler liefert die komplette Information über dreidimensionale translatorische und rotatorische Fehler. Dieses Testverfahren kann zur Quantifizierung der Genauigkeit einer Koordinatensystem-Determinierung beliebiger Objekte, wie Knochen oder Gelenkkomponenten, verwendet werden.

Literaturverzeichnis

1. Alonso FJ, Castillo JM, Pintado P (2005) Application of singular spectrum analysis to the smoothing of raw kinematic signals. J Biomech 38:1085-1092
2. Belsole R, Hilbelink D, Llewellyn A, Dale M, Ogden J (1991) Carpal orientation from computed reference axes. J Hand Surg 16A:82-90
3. Belsole RJ, Hilbelink DR, Llewellyn JA, Stenzler S, Greene TL, Dale M (1988) Mathematical analysis of computed carpal models. J Orthop Res 6:116-122
4. Besl P, McKay N (1992) A Method for Registration of 3-D Shapes. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence 14:239-256
5. Biryukova EV, Roby-Brami A, Frolov AA, Mokhtari M (2000) Kinematics of human arm reconstructed from spatial tracking system recordings. J Biomech 33:985-995
6. Bobrowitsch E, Imhauser C, Graichen H, Dürselen L (in Press) Evaluation of a 3D object registration method for analysis of humeral kinematics. J Biomech
7. Cappozzo A, Catani F, Croce UD, Leardini A (1995) Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. Clin Biomech (Bristol, Avon) 10:171-178
8. Cappozzo A, Della Croce U, Leardini A, Chiari L (2005) Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background. Gait Posture 21:186-196

9. Cheng PL, Nicol AC, Paul JP (2000) Determination of axial rotation angles of limb segments - a new method. J Biomech 33:837-843
10. Crisco J, McGovern R (1998) Efficient calculation of mass moments of inertia for segmented homogeneous three-dimensional objects. J Biomech 31:97-101
11. Cutti AG, Cappello A, Davalli A (2006) In vivo validation of a new technique that compensates for soft tissue artefact in the upper-arm: preliminary results. Clin Biomech (Bristol, Avon) 21 Suppl 1:S13-19
12. Cutti AG, Paolini G, Troncossi M, Cappello A, Davalli A (2005) Soft tissue artefact assessment in humeral axial rotation. Gait Posture 21:341-349
13. Della Croce U, 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
14. Graichen H, Stammberger T, Bonel H, Karl-Hans E, 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
15. Grood ES, Suntay WJ (1983) A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. J Biomech Eng 105:136-144
16. Kapandji IA (1984) Obere Extremität. In: Funktionelle Anatomie der Gelenke. Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart, p 2
17. Kapandji IA (1984) Obere Extremität. In: Funktionelle Anatomie der Gelenke. Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart, p 20
18. Karduna AR, McClure PW, Michener LA (2000) Scapular kinematics: effects of altering the Euler angle sequence of rotations. J Biomech 33:1063-1068.

19. Karduna AR, McClure PW, Michener LA, Sennett B (2001) Dynamic measurements of three-dimensional scapular kinematics: a validation study. J Biomech Eng 123:184-190.
20. Karduna AR, Williams GR, Williams JL, Iannotti JP (1996) Kinematics of the glenohumeral joint: influences of muscle forces, ligamentous constraints, and articular geometry. J Orthop Res 14:986-993
21. Kelkar R, Wang VM, Flatow EL, Newton PM, Ateshian GA, Bigliani LU, Pawluk RJ, Mow VC (2001) Glenohumeral mechanics: a study of articular geometry, contact, and kinematics. J Shoulder Elbow Surg 10:73-84.
22. Klopcar N, Lenarcic J (2006) Bilateral and unilateral shoulder girdle kinematics during humeral elevation. Clin Biomech (Bristol, Avon) 21 Suppl 1:S20-26
23. Leardini A, Chiari L, Della Croce U, Cappozzo A (2005) Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. Gait Posture 21:212-225
24. Lu TW, O'Connor JJ (1999) Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. J Biomech 32:129-134
25. Magermans DJ, Chadwick EK, Veeger HE, van der Helm FC (2005) Requirements for upper extremity motions during activities of daily living. Clin Biomech (Bristol, Avon) 20:591-599
26. Marin F, Mannel H, Claes L, Durselen L (2003) Accurate determination of a joint rotation center based on the minimal amplitude point method. Comput Aided Surg 8:30-34
27. Mattingly B, Talwalkar V, Tylkowski C, Stevens DB, Hardy PA, Pienkowski D (2006) Three-dimensional in vivo motion of adult hind foot bones. J Biomech 39:726-733
28. Meskers CG, Vermeulen HM, de Groot JH, van Der Helm FC, Rozing PM (1998) 3D shoulder position measurements using a six-

degree-of-freedom electromagnetic tracking device. Clin Biomech (Bristol, Avon) 13:280-292

29. Neu C, McGovern R, Crisco J (2000) Kinematic Accuracy of Three Surface Registration Methods in a Three-Dimensional Wrist Bone Study. J Biomech Eng 122:528-533
30. Nyffeler RW, Sheikh R, Jacob HA, Gerber C (2004) Influence of humeral prosthesis height on biomechanics of glenohumeral abduction. An in vitro study. J Bone Joint Surg Am 86-A:575-580
31. Patel VV, Hall K, Ries M, Lotz J, Ozhinsky E, Lindsey C, Lu Y, Majumdar S (2004) A three-dimensional MRI analysis of knee kinematics. J Orthop Res 22:283-292
32. Poppen NK, Walker PS (1976) Normal and abnormal motion of the shoulder. J Bone Joint Surg Am 58:195-201.
33. Pratt V (1987) Direct least-squares fitting of algebraic surfaces. Computer Graphics 21:145-152
34. Rhoad R, Klimkiewicz J, Williams GR, Kesmodel SB, Udupa JK, Kneeland JB, Iannotti JP (1998) A new in vivo technique for three-dimensional shoulder kinematics analysis. Skeletal Radiol 27:92-97
35. Rockwood CA, Matsen FA, Wirth MA, Lippitt SB (2004) The shoulder. In:Elsevier, Philadelphia, p 227
36. Ryu JH, Miyata N, Kouchi M, Mochimaru M, Lee KH (2006) Analysis of skin movement with respect to flexional bone motion using MR images of a hand. J Biomech 39:844-852
37. Saha P, Udupa J, Falcao A, Hirsch B, Siegler S (2004) Iso-Shaping Rigid Bodies for Estimating Their Motion from Image Sequences. IEEE T Med Imaging 23:63-72
38. Sati M, Guise de JA, Larouche S, Drouin G (1995) Quantitative assessment of skin-bone movement at the knee. The Knee 3:121-138
39. Senk M, Cheze L (2006) Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics. Clin Biomech (Bristol, Avon) 21 Suppl 1:S3-8
40. Siegler S, Udupa JK, Ringleb SI, Imhauser CW, Hirsch BE, Odhner D, Saha PK, Okereke E, Roach N (2005) Mechanics of the ankle and

subtalar joints revealed through a 3D quasi-static stress MRI technique. J Biomech 38:567-578

41. Snel J, Venema H, Moojen T, Ritt J, Grimbergen C, den Heeten G (2000) Quantitative in vivo analysis of the kinematics of carpal bones from three-dimensional CT images using a deformable surface model and a three-dimensional matching technique. Med Phys 27:2037-2047
42. Soderkvist I, Wedin PA (1993) Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. J Biomech 26:1473-1477.
43. Spoor C, Veldpaus F (1980) Rigid body motion calculated from spatial co-ordinates of markers. J Biomech 13:391-393
44. Stokdijk M, Nagels J, Rozing PM (2000) The glenohumeral joint rotation centre in vivo. J Biomech 33:1629-1636.
45. Udupa J, Hirsch B, Hillstrom H, Bauer G, Kneeland J (1998) Analysis of in vivo 3-D Internal Kinematics of the Foot. IEEE T Med Imaging 45:1387-1396
46. van der Helm FC (2002) A standardized protocol for motion recordings of the shoulder. http://www.fbw.vu.nl/research/Lijn_A4/shoulder/isg/proposal/protocol.html
47. Veeger HE (2000) The position of the rotation center of the glenohumeral joint. J Biomech 33:1711-1715.
48. Woltring HJ (1994) 3-D attitude representation of human joints: a standardization proposal. J Biomech 27:1399-1414.
49. Woltring HJ (1990) In: Capozzo, A., Berme, P. (Eds.), Biomechanics of Human Movement, Applications in Rehabilitation, Sport and Ergonomics. Berlec Corporation, Washington, OH.203-237
50. Woltring HJ, Huiskes R, de Lange A, Veldpaus FE (1985) Finite centroid and helical axis estimation from noisy landmark measurements in the study of human joint kinematics. J Biomech 18:379-389

51. Wu G, van der Helm FC, Veeger HE, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C, Nagels J, Karduna AR, McQuade K, Wang X, Werner FW, Buchholz B (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
52. Zatziorski V (1998) Kinematics of Human Motion, Human Kinetics.
53. Zatziorski V (1998) Kinematics of Human Motion, Human Kinetics.52

Danksagung

Ein herzliches Dankeschön

Dem Institutsdirektor Herrn Prof. Dr. biol. hum. Lutz Claes für die Überlassung der Dissertationsthema, die Bereitstellung der dafür notwendigen Mittel und vielen mitgeteilten Weisheiten.

Meinem Doktorvater Priv. Doz. Dr. biol. hum. Lutz Dürselen für die Ermöglichung dieser Arbeit, seine freundliche Führung und den wissenschaftlichen Beistand.

Dem Leiter der Neuroinformatikabteilung Prof. Dr. Günter Palm für die Erstellung des Zweitgutachtens.

Dr. Henrich Mannel und Dr. Frederic Marin für die Initiierung und Einführung in das Projekt der „Untersuchung der Schultergelenkkinematik“.

Prof. Dr. Heiko Graichen und seiner Arbeitsgruppe in der Radiologieabteilung an der orthopädischen Universitätsklinik Frankfurt am Main für die Versorgung mit experimentellen Daten.

Dr. Carl Imhauser, Dr. Ulrich Simon und Herrn Dipl.-Ing. Herbert Schmitt für ihren ingenieur-wissenschaftlichen Beistand.

Allen Kollegen aus dem UFB für das freundliche Miteinander.

Allen meinen Freunden, insbesondere Susanne Braun, die in Wort und Tat an dem Gelingen meiner Arbeit teilgenommen haben.

Meinen Eltern
Ludmila und Jurij Bobrowitsch
möchte ich extra für ihre grenzenlose Liebe und Glaube
an mich bedanken.

Lebenslauf

Evgenij Bobrowitsch, Dipl.-Biol.

17/04/1973 geboren in Moskau

E-Mail: evgenij.bobrowitsch@yahoo.de

Ausbildung

06/1990	Oberschulabschluss mit besonderer Auszeichnung in Marciena, Lettland
09/1990-05/1994	Studium an der staatlichen Universität in St.-Petersburg, Russland, Fachrichtung Biologie, Fachbereich Physiologie
09/1994-07/1995	Studienkolleg an der Universität des Saarlandes
09/1995-11/2002	Studium an der Universität des Saarlandes, Fachrichtung Biologie, Hauptfach Bionik, Nebenfächer Biophysik und Informatik

Beruf

10/1997-12/2002	Wissenschaftliche Hilfskraft an der Universität des Saarlandes, Abteilung Bionik, Teilnahme im Projekt „Autonomes Laufen“
06/2003-04/2006	Wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik der Universität Ulm, Abteilung Gelenkkinematik