Erweiterung der Modellierung von Armbewegungen im dreidimensionalen Raum um Pronation und Supination

Diplomarbeit
im Fach Physik
an der
Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

vorgelegt von : Johannes Reich

Gutachter: Prof. Dr. phil. nat. Wolfgang. J. Daunicht
Prof. Dr. rer. nat. Karl-Heinz Spatschek

Düsseldorf, im Juli 1996

Korrigierte Version vom 20.12.96

Für Christine

Inhaltsverzeichnis

Kapitel 1

Vorwort

Diese Diplomarbeit steht für mich für das Ende eines schönen und nicht zuletzt durch mein Doppelstudium bedingten, langen Abschnitts meines Lebens. Immerhin habe ich fast 10 Jahre als Student an der Universität verbracht. Die Entscheidung, neben der Physik auch Medizin zu studieren, war v.a. von meinem Intersse an dem Komplex der menschlichen Bewegung geleitet, insofern habe ich mit dieser Arbeit versucht, ein Thema zu bearbeiten, das diesen Bereich an einer interessanten Stelle berührt und das sowohl der Physik als auch der Medizin in gewisser Hinsicht gerecht wird. Ich habe das Gefühl, das mir dies, in dem durch eine Diplomarbeit gesetzten Rahmen, gelungen ist, auch wenn mein ursprünglicher Wunsch eher in Richtung eines mehr mit Steuerungs- und Regelungsdingen befaßten Themas ging. An dieser Stelle gehört mein ausdrücklicher Dank meinem Betreuer Herrn Prof. Dr. Wolfgang J. Daunicht, der sich sehr viel Zeit für mich nahm und von dem ich mich außerordentlich gut betreut fühlte. Er hat es sehr gut verstanden, mir einerseits genügend Freiraum zu gewähren, meine eigenen - guten wie schlechten - Erfahrungen zu sammeln, und andererseits zu gegebener Zeit mich mit einem guten Rat in die richtige Richtung zu führen. Seinem Mitarbeiter, Herrn Rene Steiner, danke ich sehr herzlich für die mit ihm geführten Gespräche, v.a. dafür, sich spontan für meine Belange interessiert zu haben und nicht zuletzt für seine Diplomarbeit, die in ihrer Strukturiertheit und Fehlerlosigkeit mir ein gewisses Vorbild war. Prof. Dr. H.-J. Freund danke ich für die große Unterstützung, die er mir gewährt hat, insbesondere, daß er es mir ermöglicht hat, diese Arbeit im wesentlichen in seinem Institut durchzuführen. Herrn Drs. Hefter und Herrn Christian Dohle gilt mein Dank für ihre ständige, trotz Klinikstreß ungebrochene Diskussionsbereitschaft. Herrn Prof. Dr. Spatschek möchte ich für die freundliche Bereitschaft danken, diese interdisziplinäre Arbeit als Zweitgutachter zu betreuen. Natürlich danke ich an dieser Stelle auch meiner Frau, die sich als unermüdliche Korrektorin verdient gemacht hat und auf deren Kosten ich die letzten Jahre nicht schlecht gelebt habe. Zuletzt gilt mein ausdrücklicher Dank meinen Eltern, die all die vielen Jahre in allen Belangen ohne wenn und aber hinter mir gestanden haben, ohne die es mich und diese Arbeit nicht geben würde.

Kapitel 2

Einleitung

Das Ziel dieser Arbeit war die Erstellung eines realistischen, physikalischen Modells des menschlichen Arms, das im weiteren zur numerischen Simulation von Armbewegungen eingesetzt werden soll.

Der weitere Zusammengang, in den diese Arbeit sich einordnet, betrifft im wesentlichen die Frage, wozu solche Computermodelle gut sind. Wo und wozu braucht man solche Modelle und welcher Art sollten die jeweiligen Modelle sein?

Eine Antwort darauf läßt sich jeweils bezogen auf 3 große Bereiche geben: die Ergonomie, die Prothetik und die Physiologie.

In der Ergonomie wird die Effizienz von Arbeitsabläufen, ihre Unfallträchtigkeit und die Belastungen bei den entsprechenden Tätigkeiten untersucht. Dabei spielen Arm- und Handbewegungen natürlicherweise eine große Rolle. Ist man ausschließlich daran interessiert, welche Armbewegungen in einem gegebenen Umfeld möglich sind, z.B. um den aktiven Greifraum zu analysieren, reicht eine kinematische Modellierung aus. Stellt man jedoch weitergehende Fragen, z.B. nach den Belastungen und Drehmomenten in den Gelenken, wird ein dynamisches Modell des Armes notwendig, das sich an unterschiedliche Personen anpassen läßt. Möchte man darüberhinaus auch die Belastung bzw. die Beteiligung verschiedener Muskelgruppen an bestimmten Bewegungen analysieren, kommt man heutzutage um die Verwendung von Kontrollmodellen, die ein entsprechendes dynamisches Arm-Muskel-Modell kontrollieren, nicht umhin, da man die gewünschten Daten wie die Muskelspannungen, etc. i.d.R. nicht in vivo messen kann und sich diese, auf grund der Redundanz des Bewegungssystems, nicht einfach errechnen lassen.

Die Prothetik hat (s.u.) für die Untersuchung des Ellenbogens, incl. der Pronation-Supination entscheidende Impulse gegeben. Dabei untersuchte man in den siebziger Jahren v.a. den Einbau von Ellenbogenendoprothesen, für die eine genaue quantitative Kenntnis der Ellenbogenkinematik notwendig ist. Inzwischen will man in der Armprothetik mittels funktioneller Elektrostimulation auch komplexe aktive Armsteuerungen für diejenigen Menschen entwickeln, die zwar noch über einen Arm mit funktionsfähiger Muskulatur verfügen, aber aufgrund von Nervenschädigungen diese nicht mehr einsetzen können. Auf diesem Feld ist der Einsatz eines dynamischen Computermodells zum Test verschiedener Kontrollstrategien geradezu zwingend, um die vielfältigen Probleme, die sich bei diesem Ansatz stellen, zu bearbeiten. Zum einen existieren keine den Muskeln vergleichbaren mechanischen Aktuatoren, die es gestatten würden, einen dem menschlichen Arm vergleichbaren Roboter zu konstruieren und zum anderen unterscheiden sich Affen als potentielle Versuchstiere in ihrem Verhalten und dem Gebrauch ihrer Arme möglicherweise zu stark vom Menschen.

2.1 Physiologie: motorische Kontrolle

Auf den dritten Bereich, die Erforschung der zugrundeliegenden Prinzipien der motorischen Kontrolle im Rahmen der Physiologie, soll etwas ausführlicher eingegangen werden.

Fängt man an, sich mit der Physiologie der menschlichen Bewegung zu beschäftigen ([Rot94] : v.a. Neurophysiologie, [WW90] : eher Ingenieursperspektive, [Lat93] : v.a. Beschreibung von Bewegung als Übergang zwischen Gleichgewichtszuständen, [ASB95] : v.a. technische Aspekte der 3dim. Bewegungsanalyse, [AV93]: Neurologisches Lehrbuch), so sticht als erstes die ungeheure Anzahl von Fakten ins Auge, die sich im Laufe der Geschichte angesammelt haben. Dabei entspricht die Menge an Fakten v.a. der Zugänglichkeit der Phänomene und weniger ihrer Wichtigkeit. Dafür sollen exemplarisch zwei klassische Beispiele aus der Neurophysiologie herhalten.

- **Monosysnaptische Reflexe** Monosysnaptische Reflexe werden von jedem Neurologen in der körperlichen Untersuchung mit seinem Hammer ausgelöst, stellen also einen beträchtlichen Teil dessen dar, was der Arzt mit seiner Untersuchung versucht, in Erfahrung zu bringen. Sie sind wahrscheinlich der am besten untersuchte neuronale Mechanismus des Rückenmarks. Ihre physiologische Grundlage liegt in sogenannten Ia-Afferenzen (sehr schnelle (um 100m/s) sensorische Nervenfasern von Muskelspindeln, die Informationen über die momentane Muskelspannung übertragen), die im Rückenmark u.a. direkt, d.h. monosysnaptisch, auf die α-Motoneurone desselben Muskels wirken, die wiederum mit ähnlich schnellen Laufzeiten die Muskelfasern innervieren. Eine kurze Störung der Muskellänge, z.B. mittels eines Hammerschlages auf die Muskelsehne, führt über diese Reflexschleife innerhalb weniger Millisekunden (meistens) zu einer beobachtbaren Kontraktion desselben Muskels. Die Heftigkeit dieser Antwort ist interindividuell sehr unterschiedlich, so daß klinisch gesehen nur die Person selbst als eigener Referenzmaßstab, z.B. im Seitenvergleich oder im Vergleich zwischen Gesicht, Armen und Beinen, dienen kann. Ihre physiologische Bedeutung für die Bewegung des Menschens ist im wesentlichen immer noch unklar und erstreckt sich wahrscheinlich nur auf die Stabilisierung von Haltungen gegenüber Störungen, die weit unterhalb dessen liegen, was der Neurologe mit seinem Hammer testet.
- **Die Rolle der Pyramidenbahn für die Willkürmotorik:** Untersucht man die makroskopische Anatomie des menschlichen Gehirns vergleichend mit anderen biologischen Arten, so fällt beim Menschen (ebenso wie beim Menschenaffen) eine prominente direkte Verbindung zwischen der primär motorischen Rinde und ihren angrenzenden Gebieten und dem Rückenmark auf, die sogenannte Pyramidenbahn. Die Theorie, die sich um diese anatomische Besonderheit entwickelte, ging soweit, das gesamte motorische System in ein pyramidales und ein extrapyramidales einzuteilen. Besonderes Gewicht wurde dabei auf die direkte Verbindung zwischen den großen, sogenannten Betz-Neuronen der primär motorischen Rinde und wiederum den α-Motoneuronen im Rückenmark (s.o.) gelegt. Tatsächlich machen die Axone dieser Betz-Neurone nur etwa 4% der Pyramidenbahn aus [Kuy81]. Recht drastische Eingiffe in die Pyramidenbahn, wie ihre beidseitige vollständige Unterbrechungen, führen beim Rhesusaffen [LK68] nach einer gewissen Erholzeit von mehreren Wochen lediglich zu einer gewissen allgemeinen Verlangsamung der Bewegungen und zu einer deutlichen Einschränkung von Einzelfingerbewegungen, wie bspw. dem Pinzettengriff.

Die Frage, welche Phänome für ein bestimmtes System relevant oder irrelevant sind, bzw. ob eine bestimmte Eigenschaften durch - oder trotz entsprechender anderer Systemeigenschaften vorhanden sind, kann nur durch genügend umfassende Modelle geklärt werden. Ein Paradebeispiel, wie fruchtbar sich Modellbildung auf den Fortgang der Wissenschaft auswirken kann, ist, ebenfalls aus dem Bereich der Neurophysiologie, die Okkulomotorik. Hier führte die Anwendung von Methoden der Ingenieurswissenschaften (siehe v.a. die Arbeiten von D.A. Robinson) in den Sechziger und Siebziger Jahren, die mit der Konstruktion von validen Augenmodellen begann [Rob64] zu einer ganz erheblichen Vertiefung des Verständnisses dieses Systems. Die bisherigen Untersuchungen über Willkürbewegugen des Arms waren entweder modellmäßig im wesentlichen auf Bewegungen in der Ebene eingeschränkt und berücksichtigten darüber hinaus weder die am Endpunkt notwendige Orientierung der Hand, noch eine mögliche Interaktion der Hand mit der Umwelt als wesentliche Determinante einer ausgeführten Armbewegung, oder sie beruhten auf rein kinematischen Messungen und bezogen sich in ihrer Interpretation auf psychologisch motivierte Black-Box-Modelle [Jea88]. In dieser Lücke soll diese Arbeit ansetzen und ein dynamisches, dreidimensionales Modell des menschlichen Unterarms in Hinblick auf eine valide dynamische Modellierung der Unterarmdrehung, auch Pronation-Supination genannt, bezüglich der Drehachsen und der dynamischen Daten erweitern.

Im weiteren wird versucht, einen kurzen Überblick über den gegenwärtigen Stand der Forschung der Steuerung von Willkürbewegungen des Armes hinsichtlich der Frage zu geben, welches die wesentlichen Parameter sind, die bei einfachen Reichbewegungen kontrolliert werden.

2.1.1 Was sind die gereglten Größen bei der Ausführung einer Willkürbewegung?

In welchen Koordinaten werden Willkürbewegungen geplant - oder noch etwas umfassender formuliert - was sind die eigentlich geregelten Größen bei der Ausführung einer Willkürbewegung? Dies ist sicherlich zur Zeit ein sich sehr interessant entwickelndes Gebiet aktueller Forschung. Es wurde bisher v.a. für zweidimensionale Armbewegungen untersucht, die den Armendpunkt zwischen zwei Punkten (in der Ebene) transportierten. Es zeigte sich, daß der Mensch diese Bewegungen ohne weitere Anweisungen von selbst in einer hochgradig stereotypen Weise ausführt, die vermuten läßt, daß er seiner Bewegung einen kinematischen Plan zugrunde legt. Das Studium über kinematische Invarianten solcher Bewegungen (z.B. [Mor81] [FH85] [Fla87] [Fla89] [VT80] [SL81] [GG95]) ergab v.a. das Auftreten von geraden Trajektorien im kartesischen Raum für Punkt-zu-Punkt-Bewegungen und die damit eng zusammenhängende Synchronisation aller Subsysteme. Tatsächlich sind die zeitlichen Funktionen der Gelenkwinkel des Arms komplexer und variabler [Ber67] als die Trajektorie der Hand im kartesischen Raum, auch wenn diese stückweise verhältnismäßig gerade sein können [SL81] [AH85].

Dabei stehen sich im wesentlichen zwei Standpunkte gegenüber: zum einen könnte im Sinne des Bernsteinschen Hierarchiemodells der Bewegungsplanung [Ber67] die kinematische Planung der Bewegung im äußeren, kartesischen Koordinatensystem stattfinden und damit weitgehend unabhängig von den dynamischen Bedingungen des Arms sein. Erst in der - in diesem Modell von der kinematischen Planung unabhängigen - Ausführung der Bewegung würde die Armdynamik berücksichtigt. Zum anderen könnte die Planung und die Ausführung der Bewegung eng miteinander verbunden sein, z.B. wenn das ZNS versuchen würde, den Arm möglichst energieeffizient [Nel83] oder mit möglichst geringen Änderungen der Drehmomente oder Kräfte [UKS89] zu bewegen.

Georgopoulos et al. [GSK86] [GLM+89] konnte zeigen, daß richtungssensitive Neurone des motorischen Cortex als Kollektiv die Richtung der Handbewegung im kartesischen Raum, unabhängig von den beteiligten Gelenkwinkeln, kodieren. Diese Populationskodierung der primär motorischen Rinde scheint besonders an der Bewegungsplanung beteiligt zu sein, da erstens in Experimenten, bei denen die Bewegung erst nach einem zum bewegungskodierenden Signal zusätzlichen Go-Signal ausgelöst wurde, der Populationsvektor sich direkt nach dem zuerst kommenden Bewegungssignal aufbaute und zweitens in weiteren Experimenten, in denen Bewegungen gegen Kräfte ausgeführt wurden, der Populationsvektor eher die Veränderung der Kraft kodierte, die für die Bewegung notwendig war, als die statische Kraft, die den Arm jeweils in der Anfangs- oder Endposition hielt [Geo94].
Flash und Hogan [FH85] fanden, daß die Kinematik von Reichbewegungen in der horizontalen Ebene sich gut durch das Prinzip des kleinsten 'Jerk' (der dritten Ableitung des Weges nach der Zeit als ein Maß für die Glattheit der Trajektorie) beschreiben läßt Bei fester zeitlicher Vorgabe stimmten die Trajektorie, die sich aus der Minimierung der dritten zeitlichen Ableitung der Ortskurve ergibt und die tatsächliche Armtrajektorie gut überein. Auch für komplexere Aufgaben, wie dem Ausweichen eines Hindernisses, wird die Trajektorie mit zunehmender Übung glatter [SZ89].

Die Beziehung zwischen der kinematischen Planung und den dynamischen Bedingungen, unter denen diese ausgeführt wird, wurde von Shadmehr und Mussa-Ivaldi [SMI94] genauer untersucht. Sie wiesen ihre Probanden an, zweidimensionale Bewegungen zwischen 8 Punkten, die symmetrisch auf dem Rand eines Kreises lagen, mit ihrer Hand auszuführen. Diese war an einen Robotor gekoppelt, der bei Bedarf ein geschwindigkeitsabhängiges Kraftfeld erzeugen konnte. Sie stellten fest, daß auch bei eingeschaltetem Kraftfeld nach einer gewissen Trainingsphase die Hand wieder annähernd in ihrer ursprünglichen Trajektorie geführt wurde, was auf einen kinematischen, von der Dynamik des Arms unabhängigen Plan deutet. Weiterhin zeigte sich, daß der Transfer, der im Kraftfeld ursprünglich auf der rechten Körperseite erlernten Bewegung, auf die linke Körperseite nur möglich war, wenn das Kraftfeld bezüglich der Gelenkwinkel des Probanden mittransformiert wurde. Blieb das Kraftfeld in dieser Transferaufgabe translationsinvariant, kam es wiederum zu deutlichen Verzerrungen der Trajektorien. Schließlich gab es bei Ausschalten des Kraftfeldes deutliche Nacheffekte, die wie zu erwarten den anfänglichen Abweichungen entgegengesetzt waren. Im Vergleich zu einem entsprechend programmierten Kontroller konnten sie plausibel machen, daß sich ihre Ergebnisse als Resultat der Adaptation eines internen Modells der Armdynamik, das einen vorgegebenen kinematischen Plan umsetzen soll, interpretieren läßt.

Dies alles - nicht zuletzt die Leichtigkeit, mit der wir uns im kartesischen Raum zurechtfinden - spricht für eine kinematische Planung von Punkt-zu-Punkt-Bewegungen in dem externen kartesischen Koordinatensystem, die verhältnismäßig unabhängig von den dynamischen Bedingungen ist.

Die allermeisten dieser Studien beziehen sich auf Armbewegungen in der horizontalen Ebene. Über dreidimensionale Bewegungen, die auch die Orientierung des Endeffektors berücksichtigen, ist relativ wenig bekannt (z.B. [LTG92]), dabei kann es hier zu völlig neuen Phänomenen kommen. Zum einen spielen im dreidimensionalen Raum Fragen der Stabilität eine wesentlich größere Rolle, da nun allein auf grund der Schwerkraft der Arm ohne Innervation immer nach unten fällt (für Fragen der Stabilität von zweidimensionalen Reichbewegungen siehe z.B. Won und Hogan [WH95]). So könnten die redundanten Freiheitsgrade zur Stabilisierung in bestimmten Raumrichtungen verwendet werden. Andererseits kommen, gerade wenn die Orientierung der Hand in ihrer Endposition berücksichtigt werden muß, ganz neue Fragen der Strategieauswahl ins Blickfeld [SCJ94]. So konnte Meermagen et al. [MDK+95] zeigen, daß beim Greifen nach einem unter einem variablen Winkel präsentierten länglichen Objekt, ein scharfer Übergang zwischen den verschiedenen möglichen geometrischen Konfigurationen der Armtrajektorie in Abhängigkeit vom Präsentationswinkel exisitiert.

2.1.2 Bisherige Studien zur Supination-/Pronation

Die bisher veröffentlichten Studien über die Pronation-Supination befaßten sich mit der Bestimmung der kinematischen Parameter dieser Bewegung. Eine sehr ausführliche und immer noch lesenswerte Darstellung der Unterarmbewegungen, allerdings ohne Quantifizierung, findet sich in dem Lehrbuch von Fick [Fic11] pp. 283 aus dem Jahr 1911. Diese Arbeit ist ob ihrer angestrebten enzyklopädischen Gründlichkeit auch ein gutes Beispiel dafür, daß die Auswahl an Fragen, die man als relevant genug für eine Antwort erachtet, sehr von der jeweiligen Zeit und ihren Möglichkeiten abhängt.

Die Studien in neuerer Zeit wurden v.a. durch die Entwicklung von Ellbogenendoprothesen motiviert, bei denen es aufgrund mangelnder Kenntisse über die Drehachsen zu Lockerungen kam. So untersuchten Chao und Morrey [CM78] in diesem Zusammenhang die Lage der Drehachsen der Unterarmdrehungen mittels orthogonaler zweidimensionaler Röntgenaufnahmen. Sie stellten fest, daß die mittlere Rotationsachse der Ulna bei Beugung des Arms durch das Zentrum der Trochlea geht und daß die Ulna bei der Pronation-Supination i.w. keine Bewegung zeigt. Youm et al. [YDT+79] verwendeten etwa zur selben Zeit eine LED-Technik, um diese Bewegungen zu bestimmen. Sie kamen zu dem Schluß, daß Pronation-Supination und Flexion-Extension des Unterarms sich kinematisch nicht gegenseitig beeinflussen und daß die Pronations-Supinations-Achse in guter Näherung proximal durch das Radiusköpfchen und distal durch das entsprechende Zentrum der Ulna bestimmt ist. Die Achse der Extension-Flexion im Ellenbogen wurde im Zentrum der Trochlea bestimmt und im Gegensatz zu Ewald [Ewa75] als konstant gemessen.

Robbin et al. [RALR86] untersuchten die Pronation-Supination erstmals mit schnittbildgebenden Verfahren. Mittels eines Hochgeschwindigkeits-CT nahmen sie Schnittbilder des Arms in verschiedenen Supinations-/Pronationspositionen auf. Allerdings beschränkten sie ihre Untersuchung auf die Analyse des Verhaltens des Winkels und Abstandes von Ulna und Radius über die Länge des Unterarms, was sicherlich auch mit dem geringen Kontrast dieses Verfahrens gegenüber Weichteilen wie Bindegewebe und Muskulatur zusammenhing.

An et al. untersuchte quantitativ die Muskulatur, die sich über den Ellenbogen erstreckte, auf ihre Kraftarme, Faserlängen, Volumen und physiologische Querschnittsfläche. Diese Daten wurden in jüngster Zeit durch die Studie von Murray et al. [MDB95] ergänzt, die die Abhängigkeit der Kraftarme der Unterarmmuskulatur von den beiden Drehbewegungen untersuchte; dabei verglichen sie ihre Messungen mit einem kinematischen Modell, das auf Knochenpolygonen der Firma Viewpoint basierten, die auch in dieser Arbeit Verwendung fanden.

Peterson stellt in seinem Artikel [Pet94] ein Modell des Armes vor, das ebenfalls Muskeln und Kräfte und damit dynamische Größen berücksichtigt, jedoch werden keine Angaben bezüglich dieser Größen, geschweige denn der Methode, nach denen sie bestimmt wurden, gemacht.

2.2 Überblick über die vorliegende Arbeit

In Kapitel 3, 'Modell des Arms', wird kurz die Struktur des Modells des Arms im Sinne einer kinematischen Kette vorgestellt. Kapitel 4, 'Bildanpassung' ist eher als Unterabschnitt zu Kapitel 6 zu sehen. Dort sind die Operationen der Bildverarbeitung beschrieben, die in Kapitel 6 für bestimmte topographieerhaltende Ähnlichkeitsabbildungen benötigt werden. In Kapitel 5 wird die Berechnung von

Muskelzügen genähert vorgeführt, die um einfache geometrische Körper gelenkt werden. Dieser Abschnitt ergab sich, weil die Angaben der verfügbaren Literatur nicht ausreichend waren. Kapitel 6 stellt sicherlich den Hauptteil dieser Arbeit dar. In ihm wird die Gewinnung der dynamischen Parameter durch eine parametrisierte Aufteilung des Unterarms in ein ulnares und ein radiales Segment beschrieben. Kapitel 7 beschäftigt sich mit den Problemen, die bei der Implementierung der gewonnenen Daten im verwendeten Simulationsprogramm auftauchten.
Da in dieser Arbeit relativ häufig auf den Trägheitstensor eines starren Körpers Bezug genommen wird, findet sich im Anhang ein Abschnitt darüber, weiterhin wird kurz die Bewegungsgleichung eines Torsionspendels um eine feste Achse berechnet. Des weiteren gibt es einen Anhang, in dem die Daten des in Kapitel 3 vorgestellten Armmodells für einen 'Standardmenschen' dargestellt werden. Schließlich wurde ein Glossar angefügt, in dem sich hoffentlich alle verwendeten Unverständlichkeiten wiederfinden. Die Arbeit wird abgeschlossen mit einer Diskette, auf der sich das Programm 'inertia', in C-Quellcode inclusive Makefile für den GNU-C-Compiler unter Linux, zur automatisierten Berechnung der personenbezogenen dynamischen Daten befindet.

Kapitel 3

Modelle des rechten Arms

Bevor auf die Struktur des Armmodells eingegangen wird, die dieser Arbeit zugrunde liegt, soll kurz ein Wort zu der Motivation des starren Segmentemodells verloren werden. Man könnte auf die naheliegende Idee kommen, daß bei den heutigen Möglichkeiten der modernen Computer ein Modell aus finiten Elementen, das die unterschiedlichen Gewebseigenschaften von Muskeln, Knochen, Haut, etc. und die einzelnen Gelenkflächen berücksichtigt, ein sehr viel genaueres Abbild der Realität liefern würde. Das ist sicherlich richtig, jedoch ist folgendes dabei zu bedenken: die Komplexität eines Modells ist kein Selbstzweck sondern richtet sich nach den jeweiligen Anforderungen, die sich aus einer entsprechenden Fragestellung ergeben. Der wesentliche Zweck dieses Modells ist die realistische Simulation von menschlichen Bewegungen und die Erforschung der Kontrollstrategieen, die diesen Bewegungen zu grunde liegen. Das Verhältnis zwischen simulierter Zeit und der Rechenzeit des Computers beläuft sich, wenn mehrere Muskeln und Rezeptoren eingesetzt werden (ungeachtet eines ebenfalls zu implementierenden Controllers), auf etwa 5-10000 : 1 auf einem 486er, 33MHz PC. Mit den verfügbaren Resourcen stellt diese Art der Modellierung sozusagen schon eine sehr anspruchsvolle Aufgabe dar. Ferner steht zu erwarten, daß die prinzipiellen Probleme, die sich für den Menschen bei der Steuerung seiner Bewegung stellen, schon in diesem Modell auftreten werden, so daß man davon ausgeht, daß der Mensch nicht etwa wegen der Abweichungen von diesem Modell, sondern sozusagen trotz dieser Abweichungen sich bewegen kann. Das bedeutet natürlich nicht, daß die finite-Elemente-Methode für die Modellierung des Menschen keinen Platz hätte, nur bei der Modellierung der Steuerung der menschlichen Bewegung liegen die naheliegenden Probleme in einem anderen Bereich.

Die bisherigen dynamischen Simulationen von Armbewegungen waren auf ein rudimentäres Modell des Unterarms angewiesen. Der Unterarm wurde als ein Segment modelliert, das im Ellenbogengelenk in 2 Freiheitsgraden bewegt werden konnte. Dies gilt auch für Arbeitsgruppen, die gerade im Bereich der Schulter Vorbildliches geleistet haben (perönliche Mitteilung) [van94a] und [van94b]. Eine genaue Darstellung der Pronations-/Supinationsbewegung ist damit nicht möglich. U.a. ergeben sich daraus die folgenden Fehler:

- Es wird mit falschen mechanische Trägheitsmomente bei der Unterarmdrehung gerechnet, da sich, um das Ergebnis dieser Arbeit etwas vorwegzunehmen, das Verhältnis der Massen zwischen dem sich bewegenden, als starr angenommenen radialen und dem bezüglich dieser Bewegung ruhenden ulnaren Segment etwa 1:4.5 ist. Das Verhältnis der Eigenwerte der Trägheitstensoren beträgt sogar etwa 1:11.

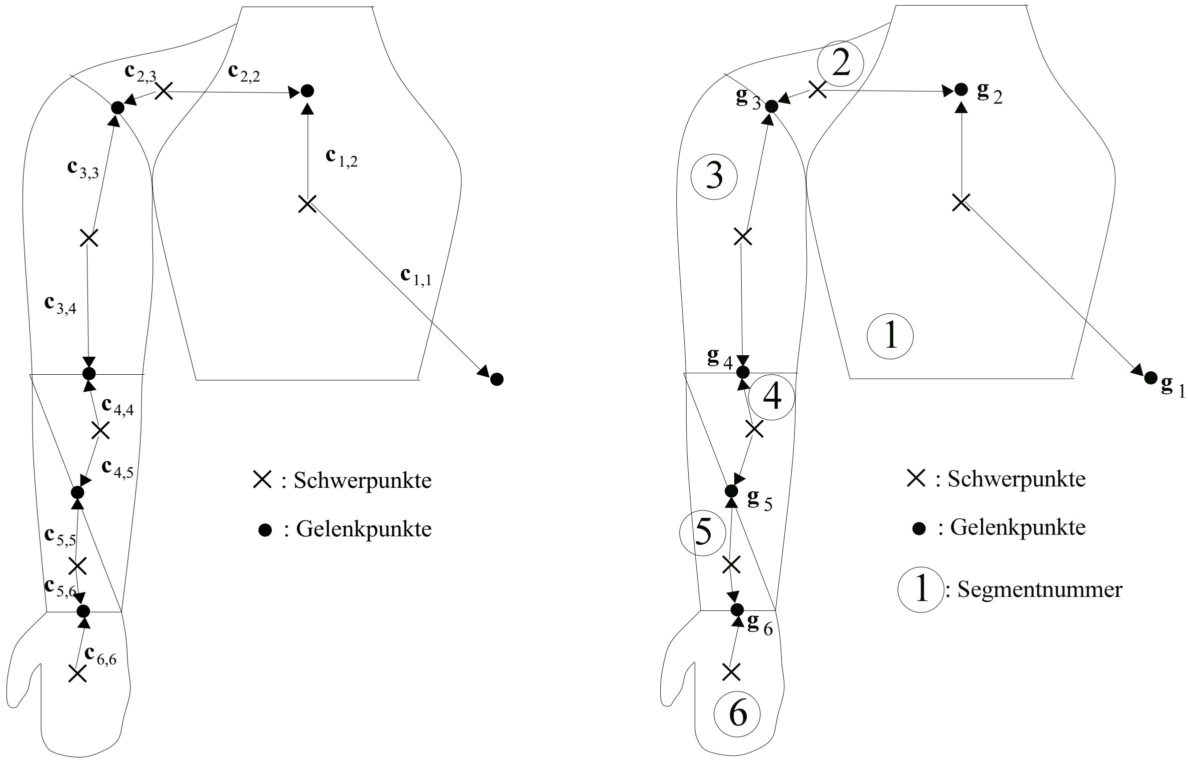


Abbildung 3.1: Hier wird die Graphenstruktur des Armmodells gezeigt. Modelliert wurde der Oberkörper, die Schulter, der Oberarm, der Unterarm - unterteilt in radiales und ulnares Segment und die Hand. Links sind mit $\mathbf{c}_{i,j}$ die Gelenkvektoren bezeichnet, rechts die Gelenk- und Segmentnummern, so wie sie in dem Simulationsprogramm verwendet werden.

- Alle Muskeln, die im wesentlichen nur zwischen Radius und Ulna wirken, womit alle Hauptmuskeln der Pronations-/Supinationsbewegung betroffen sind, können in einem Einsegmentemodell des Unterarms keine Berücksichtigung finden, da Muskeln, die innerhalb eines einzelnen Segments verlaufen, keinerlei mechanische Wirkung entfalten können. So geben bspw. Seireg und Arvikar [SA89] die Koordinaten des Ansatzes und Ursprunges von Muskeln, wie dem M. pronator quadratus, erst gar nicht in ihrer Datenbasis an.
- Die isometrische Kontraktionsbedingung für Muskeln, die am ulnaren Segment angreifen und die somit bei fester Ellenbogenbeugung unter (extern) isometrischen Bedingungen kontrahieren würden, ist bei gleichzeitiger Pronations-/Supinationsdrehung in der einsegmentigen Beschreibung verletzt. Das kann einen erheblichen Einfluß auf die simulierte Muskeldynamik haben.

Die exakte Darstellung der Pronations-/ Supinationsbewegung ist nur innerhalb der Kontinuumsmechanik möglich. Ein wesentliches Ziel dieser Arbeit war es, eine möglichst gute Näherung für den Bereich der Mechanik starrer Körper zu entwickeln, d.h. die komplexe Bewegung der Unterarmmassen, die sich aus Rotation und Translation eines mechanischen Kontinuums zusammensetzen, durch die Bewegung zweier starrer Körper, eines ulnaren und eines radialen Segments, um eine feste Drehachse zu modellieren.

In Abbildung 3.1 wird die Struktur des rechten Arms als Systemgraph dargestellt. Eingezeichnet sind die jeweiligen Segmentnummern, die Segmentschwerpunkte, die Gelenke $\mathbf{g}_i$ und die Verbindungsvektoren zwischen den Gelenken $\mathbf{c}_{i,j}$.
Dabei spielt das Gelenk $\mathbf{g}_1$, das das Modell mit der Außenwelt verbindet, eine Sonderrolle, da es als einziges Gelenk neben (3) rotatorischen auch (3) translatorische Freiheitsgrade besitzt. Alle übrigen Gelenke stellen reine Rotationsgelenke dar.
Nicht eingezeichnet sind die segmentalen Koordinatensysteme. Diese sind für die Segmente im Anhang B der Tabelle B.1 beschrieben.

Die Segment- und Gelenkdaten sind i.w. der Diplomarbeit von Steiner [Ste92] entnommen, dessen Daten auf dem Programm ANSEPA von Hatze beruhen, das es gestattet, personenspezifisch diese Daten nach antropometrischen Angaben zu berechnen. Nur die Unterteilung des Unterarms ist neu hinzugekommen. Dabei wurde darauf geachtet, daß die Gesamtlänge des Armes dem der Hatzedaten entspricht. Dazu mußte das in dieser Arbeit (siehe später) erstellte Modell des Unterarms um den Faktor 0.9588 in der Länge skaliert werden. Im Anhang B ist ein Datensatz für einen Arm einer 'Standardperson' dargestellt, der auch schon die Aufteilung des Unterarms in 2 starre Segmente, wie in Abbildung 3.1 dargestellt, berücksichtigt.

Kapitel 4

Bildanpassung

In diesem Abschnitt findet sich eine genauere Beschreibung der verwendeten Algorithmen der Bildverarbeitung, z.B. der Drehung eines Pixelbildes, ebenso wie die von mir verfolgten Ansätze der automatisierten Ähnlichkeitsabbildung.

4.1 Bilddrehung

Definition: Ein Bild im(i,j) ist ein zweidimensionales Feld von Grauwerten, mit dem Wertebereich 0..255. Wobei i=1..256, j=1..256 im Fall der Kernspinaufnahmen.
Sehr nützlich ist die indirekte Adressierung von Bildern, d.h., daß für die Indizierung des Bildes selbst wieder eine Abbildung verwendet wird: im(d_1(i,j), d_2(i,j)). Dabei ist die identische Abbildung ist gegeben durch:

$$I_1(i,j) = \begin{pmatrix} 1 & 2 & 3 & \cdots & n_i \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 1 & 2 & 3 & \cdots & n_i \end{pmatrix} \quad \text{und} \quad I_2(i,j) = \begin{pmatrix} 1 & \cdots & 1 \\ 2 & \cdots & 2 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ n_j & \cdots & n_j \end{pmatrix} \tag{4.1}$$

Oder entsprechend kürzer:

$$I_1(i,j) = i \qquad \text{und} \qquad I_2(i,j) = j \tag{4.2}$$

Mit einer solchen indirekten Adressierung läßt sich die Rotation eines Bildes beschreiben. Dazu wird die identische Abbildung um den Winkel α bzgl. der Bildmitte gedreht:

$$\begin{pmatrix} d_1(i,j) \\ d_2(i,j) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\alpha & \sin\alpha \\ -\sin\alpha & \cos\alpha \end{pmatrix} \begin{pmatrix} i - \frac{n_i+1}{2} \\ j - \frac{n_j+1}{2} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \frac{n_i+1}{2} \\ \frac{n_j+1}{2} \end{pmatrix} \tag{4.3}$$

Die neuen Indicesfunktionen $d_{1,2}$ sind nun keine Abbildung auf die natürlichen Zahlen mehr. Damit ergibt sich das Problem, den tatsächlichen Wert des Bildes an den Stellen im($d_1(i,j)$, $d_2(i,j)$) zu bestimmen. Im einfachsten Fall ist dies mit dem nächsten Nachbarn möglich, etwas aufwendiger sind bilineare Interpolationsverfahren, deutlich aufwendiger ist die bikubische Splineinterpolation. Des weiteren müssen die Ränder gesondert behandelt werden. Nach der Drehung eines rechteckigen Bildes stehen die Ecken über die ursprünglichen Bildränder über. Entweder man vergrößert das neue Bild entsprechend und muß dann umindizieren, oder man schneidet die überstehenden Ecken ab und beläßt es bei der alten Indizierung. Sind die Drehfelder $d_1(i,j)$ und $d_2(i,j)$ einmal berechnet, können beliebige Bilder um den Winkel α über eine einfache indirekte Adressierung mit diesen Feldern erzeugt werden. Bei der Drehung des Bildes ist zu beachten, daß eine Drehung der Felder $d_1(i,j)$ und $d_2(i,j)$ im Uhrzeigersinn eine gegensinnige Drehung des Bildes zur Folge hat.

4.2 Automatisierte Abbildung

Keines der im weiteren Verlauf besprochenen Verfahren kam im Rahmen dieser Diplomarbeit letztlich zum Einsatz. Dies lag einerseits an ihren Unzulänglichkeiten, andererseits an der mangelnden Zeit, entsprechende Parameter numerisch zu optimieren, oder sie kamen einfach zu spät, wie die Methode des Fast Elastic Alignment von Thorsten Schormann [SHZss]. Dennoch will ich meine Überlegungen hierzu kurz vorstellen, zum einen um die Schwierigkeiten, die sich bei diesem Problem stellen, näher zu beleuchten und zum anderen wegen der meiner Meinung nach immensen Bedeutung solcher Ähnlichkeitstransformationen beispielsweise beim Erkennen von gesehenen Objekten. Ist es möglich, das Bild, das rechtes und linkes Auge gleichzeitig sehen, in einer solchen Weise, d.h. pixelweise aufeinander abzubilden, ließe sich für das ganze Bild ein Tiefenrelief berechnen, das beispielsweise zur Objekt-Hintergrund-Trennung beitragen könnte. Tatsächlich gibt es Bilder, die bekannten Stereogramme, bei denen die Tiefenwahrnehmung allein den wesentlichen Beitrag zu dieser Trennung leistet. Gleiches gilt für zeitlich aufeinander folgende Bilder ein und desselben Auges. Mit einer solchen Abbildung ließe sich ein Geschwindigkeitsprofil für das gesamte Bild erstellen, das ebenfalls wertvolle Informationen zur Objekt-Hintergrund-Trennung liefern könnte.
Da die bisher bekannten Ansätze [Baj89], die auf der Modellierung eines Bildes als elastischer Körper beruhen, bei der Berechnung der Rückstellkräfte und der Lösung der Differentialgleichungen deutlich zuviel Rechenzeit beanspruchten, versuchte ich eine statistische Methode.

4.2.1 Ein statistischer Ansatz

Dieses Verfahren beruht auf dem physikalisch motivierten des 'simulated annealing', was man am besten mit 'gesteuertem Abkühlen' übersetzt [PTVF92]. Es basiert auf der Idee, daß ein physikalisches System bei einer bestimmten Temperatur gewissen Fluktuationen unterworfen ist. D.h. bei vorgegebener Temperatur finden sich Zustände mit unterschiedlicher Energie mit entsprechend unterschiedlicher Wahrscheinlichkeit. Die Verteilung dieser Wahrscheinlichkeiten, den Zustand Z_E mit der Energie E bei einer Messung vorzufinden, wenn das System die Temperatur T besitzt, ist die Boltzmannsche Wahrscheinlichkeitsverteilung:

$$\text{Wahrscheinlichkeit}(Z_E) \sim \exp(-E/kT) \tag{4.4}$$

Kühlt man ein solches System ab, so wird es immer unwahrscheinlicher, das System in einem anderen als dem energetisch niedrigsten Zustand vorzufinden. D.h., hinreichend große physikalische Systeme, in denen die Definition einer Temperatur sinnvoll ist, sind in der Lage, bei genügend langsamem Abkühlen von selbst diejenige Systemkonfiguration aufzufinden, die einem globalen Minimum hinsichtlich ihrer inneren Energie entspricht.

Überträgt man dieses Modell auf numerische Probleme der Optimierung, so muß zunächst eine Fehlerfunktion definiert werden, die mit der Energie des Systems identifiziert wird. Weiterhin werden nur Zustandsänderungen $Z(n) \rightarrow Z(n+1)$ mit einer Wahrscheinlichkeit $p = exp(E_{n+1} - E_n)/kT$ zugelassen. War $E_{n+1} < E_n$, wird p gleich 1 gesetzt. D.h. Übergänge zu - bezogen auf die Fehlerfunktion - besseren Systemkonfigurationen werden immer, Ubergänge auf schlechtere nur mit einer gewissen Wahrscheinlichkeit durchgeführt, die von dem Ausmaß der Verschlechterung abhängt.

Um diesen Algorithmus zu implementieren, benötigt man demnach die folgenden Elemente:

1. Eine Beschreibung der möglichen Systemkonfigurationen.
2. Einen Erzeuger zufälliger Änderungen dieser Konfigurationen.
3. Eine zu minimierende Fehlerfunktion E, die mit der Energie identifiziert wird.
4. Einen Kontrollparameter T (in Analogie zur Temperatur) und eine Abkühlvorschrift, den sogenannten 'annealing schedule', die angibt, wie schnell T gegen Null geführt wird.

Die Idee war nun, die Abbildung $p_{1,2}(i,j)$ zwischen den verschiedenen Serien als Gitter aufzufassen, dem man eine gewisse Verformbarkeit gestatten konnte. Es existieren damit 2 verschiedene Systeme, die man im Prinzip getrennt betrachten muß: zum einen der Abstand zwischen den Bilddaten:

$$D(p) = \sum_{i,j} (im_1(i,j) - im_2(p_1(i,j), p_2(i,j)))^2 \tag{4.5}$$

und zum anderen die Bewertung der Gitterdeformation.

Mögliche Systemkonfigurationen und erlaubte Änderungen

Als Systemkonfiguration sind alle Abbildungen zulässig, bei denen keine Überschneidungen zwischen den Verbindungslinien zu den jeweils nächsten Nachbarn im Gitter vorkommen.
Als Veränderung wird auf einem quadratischen Träger für die x- und y-Richtung jeweils eine Gaußförmige Verschiebung erzeugt. Dabei richtet sich die Größe des Trägers nach der Standardabweichung der Gaußglocke. Ich habe 4 Standardabweichungen verwendet. Auf seinem Rand ist die Verschiebung Null gesetzt. Der Mittelpunkt des Trägers kann zufällig auf jede Position in im_1 gesetzt werden. Ragt der Träger über die gültige Indexmenge hinaus, wird er einfach abgeschnitten.
Die Topographieerhaltung wird gewährleistet durch drei Bedingungen:

1. Der kleinste Abstand zwischen zwei Gitterpunkten darf 0.2 nicht unterschreiten.
2. Der Betrag des Winkels zwischen den Verbindungslinien, die von einem Gitterpunkt zu seinen nächsten Nachbarn ausgehen, darf vom rechten Winkel um nicht mehr als 30^0 abweichen.
3. Die größtmögliche nachbarschaftliche Positionsveränderung darf in einem Probeschritt 0.1 nicht überschreiten.

Die letzte Bedingung gewährleistet, daß sich Verletzungen der ersten beiden Bedingungen in jedem Versuchsschritt überprüfen lassen und es nicht zu Übersprüngen kommt. Sie hat weiterhin zur Folge, daß die maximale Verschiebeamplitude direkt proportional zur Größe des Trägers ist.

Bewertung der Gitterdeformation

Ferner stellte sich das Problem der Bewertung der Gitterdeformation. Es galt zu verhindern, daß auf grund von lokal ungünstigen Gitterkonstellationen, z.B. zu starker Kontraktion oder zu viele schiefwinklige Gitterabschnitte, zu viele Probeauslenkungen verworfen werden. Eine Idee hierzu wäre die Einführung eines abstandsabhängigen Potentials für jeden Gitterpunkt gewesen, womit man ein zweites System mit einer getrennt zu minimierenden Fehlerfunktion und Temperatur erhält. Dieser Ansatz verfolgte jedoch eine andere Richtung. Es wurde ein globaler Ausgleich lokaler Verzerrungen, d.h. eine allgemeine 'Rückstellung' für alle Gitterpunkte, durch eine Filterung beider Indexfunktionen nach einer bestimmten Anzahl von erfolgreichen Deformationen erreicht. Bei der Wahl dieser Zahl, hat man zwischen dem relativ hohen Aufwand der Filterung zweier Felder in der Größe des abzubildenden Bildes im_1 und der mit der Anzahl der erfolgreichen Deformationen immer häufiger werdenden Ablehnung von Vorschlägen allein aufgrund der Verletzung der topographieerhaltenden Bedingungen zu optimieren. Es erwies sich als effektiv immer dann zu filtern, wenn der Gesamtbetrag der akkumulierten tatsächlich durchgeführten Verschiebungen gleich der Anzahl der Pixel des Bildes war. D.h., daß jedes Pixel im Mittel um einen Gitterplatz bewegt wurde.

Da es für jeden Korrekturschritt nur lokal zur Deformation der Abbildung kommt und die Deformation nach Definition auf dem Trägerrand Null ist, genügt es, die Fehlerfunktionen und die Konsistenz der neuen Abbildung lokal bezüglich des Trägers der Deformation auszuwerten, was im Gegensatz zum ganzen Bild enorme Rechenzeit spart.

Filterung

Für die Filterung der Indexfelder wurde ein zweidimensionales Finite Impulse Response (FIR) Filter verwendet. Dies ist für ein zweidimensionales Feld f(i,j) der Größe $[1..m_f, 1..n_f]$ und eine Filtermaske m(i,j) der Größe $[-m_m..m_m, -n_m..n_m]$ definiert als:

$$f'(i,j) = \sum_{k=-m_m}^{m_m} \sum_{l=-n_m}^{n_m} f(i+k, j+l)m(k,l) \tag{4.6}$$

Man sieht, daß diese Filterdefinition einer Faltung falt(f,m) entspricht.
Diese Formel gilt so nur für $i > m_m$ und $j > n_m$, d.h., der Rand des Feldes f muß gesondert behandelt werden. Hier gibt es verschiedene Möglichkeiten, zum einen kann man das Feld f, zum anderen die Maske m am Rand verändern:

- Man extrapoliert das Feld f über den Rand hinaus. Dies ist sicherlich die problematischste Methode, da sie mit Extrapolation verbunden ist.
- Man füllt das Feld f am Rand mit Nullen auf, so daß die Summation mit der Filtermaske m nun über alle Feldindices $[1..m_f, 1..n_f]$ möglich ist. Das läßt die Werte f(i,j) am Rand des Feldes mit der Filterung gegen Null streben.
- Man verändert die Größe der Filtermaske gegen den Rand. Tut man dies asymmetrisch, indem man bspw. nur von den über f hinausragenden Teilen der Maske m absieht, kommt es zu Kontraktionen der Feldwerte des Randes gegen die weiter zentral liegenden Feldwerte. Dies ist bei einer symmetrisch verkleinerten Maske nicht der Fall.

Damit ergibt sich für diese Zwecke die Möglichkeit, die Filtermaske m gegen den Rand hin symmetrisch zu verkleinern. Diese Methode führt dazu, daß die Eckpunkte durch die Filterung nicht beeinflußt werden. Man kann sich demnach den Effekt dieser Filterung als ' Zurechtziehen' der Abbildung durch die Indexfelder bezüglich der 4 Eckpunkte vorstellen.

Die FIR - Filterung kann zeiteffektiv über die zweidimensionale Fouriertransformation berechnet werden. Da die FIR-Filterung einer Faltung entspricht, kann man das Faltungstheorem [PTVF92] (pp.498) anwenden: Die Fouriertransformierte der Faltung falt(f,m) ist gleich dem Produkt der Fouriertransformierten von f und m:

$$FALT(f,m) = FM \tag{4.7}$$

Simulation, Anfangsbedingungen

Die aufeinander abzubildenden Bilder wurden zentriert und der Mittelwert der Information enthaltenden Pixel wurde auf Null normiert. Schließlich wurde allen Bildausschnitten, die keine Informationen enthielten, ein dem negativen Quadrat ihres Abstand vom Bildzentrum proportionaler Wert zugewiesen, deren Maximum am Rand des Bildes dem Maximum der zu erwartenden Fehlerfluktuation des Abbildungsfehlers entsprach. Dies sollte gewährleisten, daß die Abbildung während des Algorithmus bei anfänglich hoher Temperatur nicht vom eigentlichen Ort des Geschehens wegdiffundieren würde. In Abbildung 4.1 ist eine Berechnung der Abbildung des zweiten Schnittes der Serie 2 auf den zweiten Schnitt der Serie 3 (Supination) für eine Auswahl von Abkühlschritten gezeigt.

Die Simulationsparameter für jeden Kühlschritt i waren dabei die folgenden:

i	:	Kühlschritt
N	:	Größte Felddimension, hier 131
$\sigma_{\text{amplitude}}$	=	floor$(0.07(1-0.006i)N)$, d.h. anfangs bei 9, am Ende bei 5.
σ_{offset}	=	floor$(0.03(1-0.006i)N)$, d.h. anfangs bei 3, am Ende bei 2.
σ	=	round(rand * $\sigma_{\text{amplitude}} + \sigma_{\text{offset}}$)
E_i	:	Energie, (wird verglichen mit dem Fehler pro pixel) $E_0 = 500$ und $E_{i+1} = 0.9E_i$. d.h. $E_{70} = 6.3 \cdot 10^{-4}$, $E_0 = 0.3$.

Die Verschiebungsfelder in x- und in y-Richtung wurden dann bestimmt als quadratische Felder der Größe 4*σ mit einer Verschiebeamplitude von (2rand $-$ 1)0.2σ. Durch die Abhängigkeit der maximal möglichen Verschiebeamplitude von der Feldgröße wird gewährleistet, daß die größtmögliche nachbarschaftliche Positionsveränderung in einem Probeschritt 0.1 nicht überschreitet (s.o).

Mögliche Verbesserungen

An möglichen Verbesserungen sind v.a. die folgenden denkbar:

- Der Träger der Verschiebungsfunktion bleibt innerhalb eines Kühlschrittes konstant. Dies würde einen erheblichen Geschwindigkeitsvorteil bieten, da die ständige Berechnung der Gaußfunktion entfiele.
- Als Schätzung für eine Verschiebung, die bisher völlig ungerichtet erfolgte, könnte eine lokale Korrelationsanalyse dienen. Die zweidimensionale Korrelationsfunktion ist definiert als:

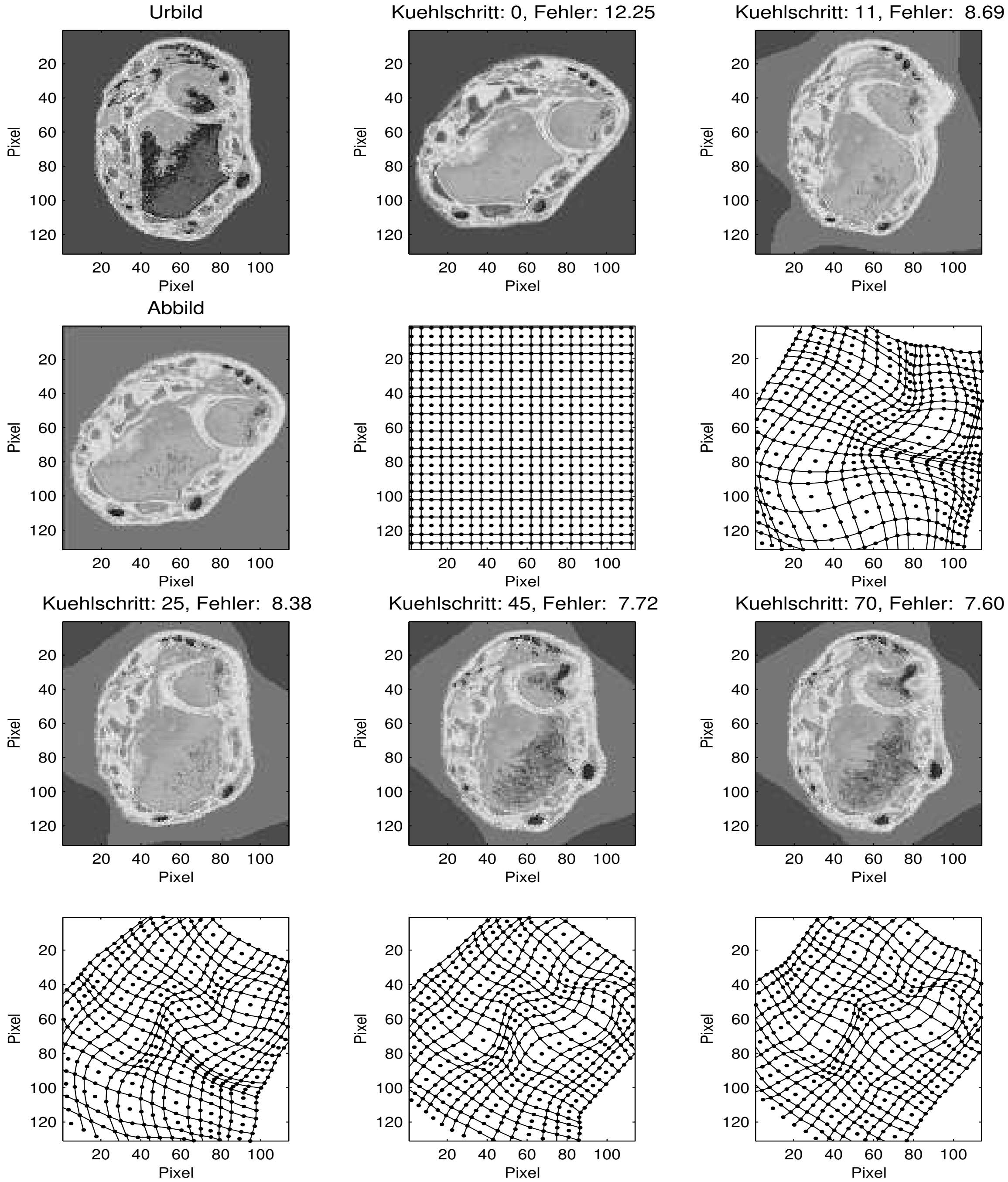


Abbildung 4.1: Zu sehen ist zunächst das Urbild, auf das das Abbild abgebildet werden soll. Im weiteren werden sowohl die Abbildung selbst als auch das Abbild unter der Abbildung für eine Auswahl an erfolgten Kühlschritten (0, 11, 25, 45 und 70) dargestellt. Nach dem 70. Kühlschritt verringerte sich der Fehler nicht mehr.

$$corr(g,h)_{n_1,n_2} = \sum_{k_1}\sum_{k_2} g(n_1+k_1, n_2+k_2)h(n_1,n_2) \tag{4.8}$$

und läßt sich zeiteffizient über die Fouriertransformation mittels des Korrelationstheorems [PTVF92] berechnen, das besagt, daß die Fouriertransformierte der Korrelationsfunktion der Funktionen f und g gleich dem Produkt aus den Fouriertransformierten von g und der komplex konjugierten Fouriertransformierten von h ist:

$$CORR(g,h) = GH^{*} \tag{4.9}$$

Probleme

Jetzt komme ich auf die Probleme zu sprechen, die den weiteren Einsatz dieses Algorithmus vereitelten. Es gibt in diesem Algorithmus die folgenden, numerisch zu optimierenden Parameter:

- Wahl der Anfangstemperatur für die Fehlerfunktionen: hier kann man sich durch die Fehlervariation einer längeren Folge von zufälligen Deformationen leiten lassen, so daß man als Starttemperatur einen Wert wählt, der deutlich grösser ist, als die größte ermittelte Fehlerfluktuation.
- Bestimmung des Abkühlfahrplans, d.h. nach wievielen Iterationsschritten die Temperatur um welchen Bruchteil gesenkt wird: dazu müßte im wesentlichen experimentiert werden. Anhaltspunkte finden sich in [PTVF92] pp.444.
- Auswahl des Spektrums der Gitterdeformationen: hier stellt sich die Frage nach der günstigsten Abhängigkeit von der Temperatur. Hier könnte man sich von den bekannten Phononenspektren z.B. in der Debyeapproximation des Festkörpers leiten lassen, allerdings muß man dabei bedenken, daß unser Gitter hier anfänglich eher einer wabernden Flüssigkeit gleicht und sich erst bei sehr viel niedrigeren Temperaturen mit dem Verhalten eines Festkörpers identifizieren ließe. Sicherlich sind anfänglich größere Basen für die Verschiebung und damit auch größere Verschiebungen der einzelnen Pixel sinnvoll.
- Größe der Filtermaske: dabei kann die zu erwartende Skala der Gitterdeformationen einen guten Anhaltspunkt geben.

Die Optimierung all dieser Parameter und Prozesse war mir im Laufe dieser Diplomarbeit nicht möglich, insbesondere, da eine manuelle Abbildung der einzelnen Serien mit vertretbarem Aufwand machbar war.

Kapitel 5

Berechnung der umgelenkten Muskelzüge

Bisher wurde in dem von uns verwendeten Modell der Verlauf der Muskeln durch Polygonzüge mit einer Folge gerader Streckenabschnitte modelliert [Swo94]. Dieses Modell ist für die meisten Beinmuskeln dank ihrer langstreckigen Verläufe und den relativ kleinen Gelenkwinkeländerungen beim Gehen wahrscheinlich eine gute Näherung. Für viele Muskeln der Schulter und des Armes, v.a. aber der Muskeln, die an der Pronation-Supination beteiligt sind, gilt dies nicht mehr. Bei ihnen führt die Umlenkung um die Knochen Ulna und Radius zu wesentlich konstanteren Drehmomentarmen, als es sich aus der Näherung des Muskelverlaufs als kürzeste direkte Verbindungen zwischen zwei Punkten der Segmente ergibt. Diese Umlenkung um knöcherne Strukturen kann durch die Interposition einfacher geometrischer Körper angenähert werden. Dies wäre beispielsweise im Fall des Radiusknochen ein Zylinder, im Fall des Humeruskopfes eine Kugel und im Falle des Thorax ein Ellipsoid.
Die Berechnung der kürzesten Linie zwischen 2 Punkten $\mathbf{P}_1$ und $\mathbf{P}_2$ mit dazwischen liegendem Körper beinhaltet die Berechnung der Kontaktpunkte $\mathbf{R}_1$ und $\mathbf{R}_2$ und die Bestimmung der kürzesten Linie zwischen diesen Punkten $\mathbf{R}_1$ und $\mathbf{R}_2$ auf der Fläche, d.h. der Geodäte. Für jeden Punkt der Geodäte gilt, daß der Normalenvektor auf die Oberfläche in der Ebene der Krümmung der Linie liegt. Für Oberflächen zweiter Ordnung, wie Zylinder oder Ellipsoid, ändert sich die Orientierung der Krümmungsebene entlang der Geodäte. Da die Kontaktpunkte $\mathbf{R}_1$ und $\mathbf{R}_2$ für jeden Iterationsschritt der Bewegungsgleichung neu berechnet werden müssen, verwenden wir die von F. v.d. Helm [vdH91] in diesem Zusammenhang vorgeschlagene Näherung, daß die gesamte Geodäte in einer Ebene verläuft. D.h effektiv wird die kürzeste, in einer Ebene liegende Verbindung zwischen den Punkten $\mathbf{P}_1$ und $\mathbf{P}_2$ mit interponiertem Körper berechnet. In den nächsten Abschnitten werden die Kontaktpunkte $\mathbf{R}_1$ und $\mathbf{R}_2$ für interponierte Zylinder, Kugeln und Ellipsoide bestimmt.

5.1 Zylinder

Die Bestimmung der Kontaktpunkte $\mathbf{R}_1$ und $\mathbf{R}_2$ geschieht in zwei Schritten. Zunächst wird die Ebene, in der die 4 Punkte Ansatz und Ursprung ($\mathbf{P}_1$ $\mathbf{P}_2$) und die beiden Kontaktpunkte liegen, berechnet und die Ellipse bestimmt, die sich aus dem Schnitt dieser Ebene und dem Ellipsoiden ergibt. In einem zweiten Schritt wird dann an dieser Ellipse die Kontaktpunkte bestimmt.

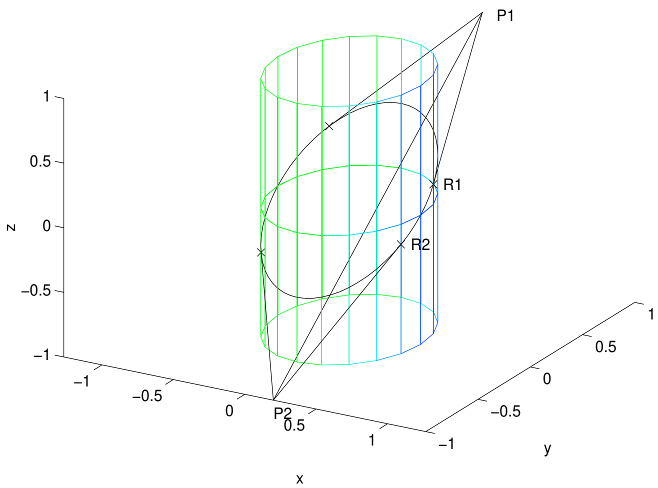


Abbildung 5.1: Darstellung der Konstruktion der Näherung des kürzesten streckenzuges um einen Zylinder. (Für die Bezeichnungen siehe Text)

Eine Darstellung des Zylinders, der Punkte $\mathbf{P}_1$ und $\mathbf{P}_2$ und der entsprechenden Schnittellipse findet sich in Abbildung 5.1

5.1.1 Berechnung der Schnittellipse

Der Zylinder sei gegeben durch:

$\mathbf{d}$	:	Richtungsvektor (normiert)
$\mathbf{O}$	:	Ursprung
r	:	Radius

Die gesuchte Ebene definiert sich in diesem Falle wie folgt: Einer der zwei, die Ebene aufspannenden Vektoren ist sicherlich $\mathbf{P}_1 - \mathbf{P}_2$. Der zweite ergibt sich aus der Überlegung, daß der Ellipsenabschnitt zwischen $\mathbf{R}_1$ und $\mathbf{R}_2$ als Schnitt aus der Ebene und dem Zylinder dann am kürzesten wird, wenn die Ebene senkrecht auf dem Richtungsvektor $\mathbf{d}$ des Zylinders steht, zu $\mathbf{d} \times (\mathbf{P}_1 - \mathbf{P}_2)$. D.h. als Ebenengleichung ergibt sich:

$$(\mathbf{X} - \mathbf{O})\mathbf{n} = 0 \tag{5.1}$$

mit

$$\begin{aligned} \mathbf{n} &= \mathbf{p} \times (\mathbf{d} \times \mathbf{p}) \\ &= \mathbf{d} - \mathbf{p}(\mathbf{p}\mathbf{d}) \end{aligned} \tag{5.2}$$

Damit ergibt sich die Schnittellipse zwischen Ebene und Zylinder aus den Angaben von:

$\mathbf{A}$	$=$	$\mathbf{O} + \alpha\mathbf{d}$	: Mittelpunkt, wobei α sich als Abstand zwischen der Ebene und dem Zylinderursprung aus der Geradengleichung für einen der Punkte $\mathbf{P}_1$ oder $\mathbf{P}_2$ bestimmt
$\mathbf{V}$	$=$	$\mathbf{p}$	: erster Haupachsenvektor
$\mathbf{W}$	$=$	$\mathbf{d} \times \mathbf{p}$	: zweiter Haupachsenvektor
a	$=$	$\frac{r}{\mathbf{nd}}$	: Länge der ersten Haupachse
b	$=$	r	: Länge der zweiten Haupachse

5.1.2 Bestimmung der tangentialen Punkte an eine Ellipse

Die Berechnung der tangentialen Punkte an eine Ellipse beruht im wesentlichen auf der Tatsache, daß die Eigenschaft einer Geraden, tangential an einer Ellipse zu liegen, invariant gegenüber linearen Transformationen ist.
Gegeben sei eine Ellipse mit ihrem Mittelpunkt $\mathbf{A}$, zweier Einheitsvektoren $\mathbf{V}$ und $\mathbf{W}$ entlang ihrer Hauptachsen und der Länge ihrer Hauptachsen a und b. Weiterhin liegen die Punkte $\mathbf{P}_1$ und $\mathbf{P}_2$ in der durch die Hauptachsenvektoren der Ellipse aufgespannten Ebene, jedoch außerhalb der Ellipse.
Zunächst transformieren wir die Punkte $\mathbf{P}_1$ und $\mathbf{P}_2$ in die skalierten Koordinaten des Eigenvektorsystems der Ellipse:

$$q_i = \begin{pmatrix} \frac{\mathbf{V}^T}{a} \\ \frac{\mathbf{W}}{T} b \end{pmatrix} (\mathbf{P}_i - \mathbf{A}) \tag{5.3}$$

Die Ellipse wurde damit auf den Einheitskreis transformiert. Die jetzt bestimmte Tangente von q_i an den Einheitskreis mit dem Mittelpunkt $(0,0)$ ist nach der Rücktransformation die gesuchte Tangente durch $\mathbf{P}_i$ an die Ellipse. Dafür wird zunächst ein neues Koordinatensystem $(\mathbf{e}_1, \mathbf{e}_2)$ estimmt, das sich an $\mathbf{q}_1$ ausrichtet. Für $\mathbf{q}_1$ gilt dann ($\mathbf{q}_2$ entsprechend) :

$$\begin{aligned} \mathbf{e}_1 &= \frac{\mathbf{q}_1}{|\mathbf{q}_1|} \\ \mathbf{e}_2 &= \frac{(\mathbf{e}_1^T \mathbf{q}_2)\mathbf{e}_1 - \mathbf{q}_2}{|\mathbf{e}_1^T \mathbf{q}_2)\mathbf{e}_1 - \mathbf{q}_2|} \end{aligned} \tag{5.4}$$

Damit läßt sich als Winkel definieren:

$$sin(\eta) = \frac{1}{|\mathbf{q}_1|} \tag{5.5}$$

und es ergeben sich als Koeffizienten für die transformierten Berührpunkte:

$$\mathbf{t}_{p,m} = sin(\eta)\mathbf{e}_1 \pm \sqrt{1 - sin^2(\eta)}\mathbf{e}_2 \tag{5.6}$$

Als Berührpunkte $\mathbf{T}_{p,m}$ ergeben sich im Dreidimensionalen nach Rücktransformation dann die Punkte:

$$\mathbf{T}_{p,m} = (a\mathbf{V}\, b\mathbf{W})\mathbf{e}_{p,m} + \mathbf{A} \tag{5.7}$$

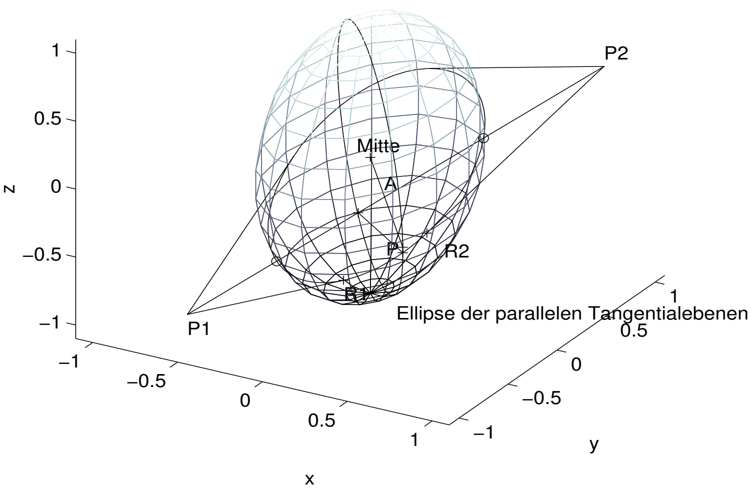


Abbildung 5.2: Darstellung der Konstruktion der Näherung des kürzesten streckenzuges um einen Ellipsoiden. (Für die Bezeichnungen siehe Text)

Welcher von beiden Wegen der kürzere ist, bzw. welcher im gegebenen Fall zu wählen ist, hängt von den Anfangsbedingungen ab.

5.2 Kugel

Bei der Kugel liegt der Fall besonders einfach. Hier wird die Schnittebene durch die Punkte $\mathbf{P}_1$, $\mathbf{P}_2$ und den Mittelpunkt der Kugel festgelegt. Der Schnitt aus dieser Ebene mit der Kugel ist natürlich ein Kreis, der in dieser Ebene liegt. Die tangentialen Punkte werden wie im vorigen Abschnitt 5.1.2 gefunden mit $a = b = \text{Radius}_{\text{Kugel}}$. Auf grund der Kugelsymmetrie ist die gesuchte Geodäte der Kugel tatsächlich der Kreisbogen zwischen den so gefundenen Tangentialpunkten.

5.3 Ellipsoid

Beim Ellipsoiden stellt sich zunächst das Problem, diejenige Ebene zu finden, die die beste Näherung für den Streckenverlauf des Muskelzuges darstellt. Dazu ist ein Punkt $\mathbf{P}$ auf dem Ellipsoiden zu finden, der die Gesamtlänge $|\mathbf{P}_1 - \mathbf{P}| + |\mathbf{P}_2 - \mathbf{P}|$ minimiert unter der Nebenbedingung, daß seine Tangentialebene parallel zu der Linie des Streckenzuges $\mathbf{P}_1 - \mathbf{P}_2$ liegt. D.h. dieser Punkt $\mathbf{P}$ ergibt die beste Dreipunktnäherung des Muskelzuges.

Der Algorithmus zur Bestimmung dieses Punktes lautet wie folgt:

der Ellipsoid sei o.B.d.A. mit seinen drei Achsen entlang der Koordinatenachsen orientiert, sein Mittelpunkt sei der Ursprung. Damit ist er bestimmt durch die Länge seiner Achsen a,b, und c (ansonsten ist entsprechend in das Hauptachsensystem zu transformieren).

1. Bestimme die Kurve aller Punkte auf dem Ellipsoiden, deren Tangentialebene parallel zur Linie $\mathbf{P}_1 - \mathbf{P}_2$ ist. Dazu bestimmen wir eine Gerade, die durch den Mittelpunkt des Ellipsoiden und den Mittelpunkt $\mathbf{A}$ des Teiles des Streckenzuges $\mathbf{P}_1 - \mathbf{P}_2$ geht, der innerhalb des Ellipsoiden liegt und nennen den Schnittpunkt dieser Geraden mit dem Ellipsoiden (auf der Seite der Strecke $\mathbf{P}_1 - \mathbf{P}_2$) $\mathbf{R}$. Die Tangentialebene an diesen Punkt $\mathbf{R}$ ist parallel zu der Strecke $\mathbf{P}_1 - \mathbf{P}_2$. Dies erkennt man, wenn man eine lineare Koordinatentransformation durchführt, die den Ellipsoiden auf die Einheitskugel abbildet. Konstruiert man nun auf der Einheitskugel einen Punkt $\mathbf{R}'$ auf die gleiche Weise, so ist seine Tangentialebene sicherlich parallel der transformierten Strecke $\mathbf{P}'_1 - \mathbf{P}'_2$ und eben identisch mit der transformierten Tangentialebene. Da die Eigenschaft der Parallelität invariant ist gegen diese Transformation, folgt die Behauptung.

2. So wie den Punkt R, können wir alle anderen Punkte finden, deren Tangentialebene parallel zur Strecke $\mathbf{P}_1 - \mathbf{P}_2$ liegt. Sie liegen alle auf der Ellipse, die sich aus dem Schnitt zwischen der Ebene $\mathbf{E} = \mathbf{M} + \alpha(\mathbf{M} - \mathbf{A}) + \beta(\mathbf{P}_1 - \mathbf{P}_2 \times (\mathbf{M} - \mathbf{A})$ und dem Ellipsoiden ergeben. Der Beweis läuft wie gerade eben mittels Transformation auf die Einheitskugel und der Invarianz der Eigenschaft der Parallelität gegenüber dieser Transformation.

3. Im weiteren ist der Punkt $\mathbf{P}$ auf der Schnittellipse zu finden, der die Gesamtlänge $|\mathbf{P}_1 - \mathbf{P}| + |\mathbf{P}_2 - \mathbf{P}|$ minimiert. Dies ist das Problem der Suche nach einem Minimum in einem eindimensionalen Parameterraum, der durch geeignete Überlegungen auf einen Quadranten der Ellipse eingeschränkt werden kann.

4. Ist die Ebene durch $\mathbf{P}_1$, $\mathbf{P}_2$ und $\mathbf{P}$ gegeben, dann ist die Schnittmenge zwischen dieser Ebene und dem Ellipsoiden wieder eine Ellipse, an die die Tangenten wie im Abschnitt über den Zylinder angepaßt werden können.

In der Abbildung 5.2 wird diese Konstruktion noch einmal veranschaulicht.

5.3.1 Berechnung der Schnittkurve aus Ebene und Ellipsoid

In diesem Abschnitt wird die Kurve parametrisiert, die sich aus dem Schnitt einer Ebene und einem Ellipsoiden ergibt (eine Ellipse). Die beiden geometrischen Formen sind gegeben durch:

Ebenengleichung:

$$x = A + \alpha V + \beta W \tag{5.8}$$

Ellipsengleichung:

$$\frac{x_1^2}{a^2} + \frac{x_2^2}{b^2} + \frac{x_3^2}{c^2} - 1 = 0 \tag{5.9}$$

Skalierung der Koordinaten, so daß die Ellipse auf die Einheitskugel abgebildet wird:

$$a = \begin{pmatrix} \frac{A_1}{a} \\ \frac{A_2}{b} \\ \frac{A_3}{c} \end{pmatrix}, v = \begin{pmatrix} \frac{V_1}{a} \\ \frac{V_2}{b} \\ \frac{V_3}{c} \end{pmatrix}, w = \begin{pmatrix} \frac{W_1}{a} \\ \frac{W_2}{b} \\ \frac{W_3}{c} \end{pmatrix} \tag{5.10}$$

Einsetzen von (1), (2) und (3) führt auf :

$$(a_1 + \alpha v_1 + \beta w_1)^2 + (a_2 + \alpha v_2 + \beta w_2)^2 + (a_3 + \alpha v_3 + \beta w_3)^2 - 1 = 0 \tag{5.11}$$

Zusammengefaßt:

$$\alpha^2 v^2 + \beta^2 w^2 + 2\alpha(av) + 2\beta(aw) + 2\alpha\beta(vw) + a^2 - 1 = 0 \tag{5.12}$$

Die linearen Terme verschwinden mit der Transformation:

$$\begin{pmatrix} \alpha \\ \beta \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \gamma_1 + d_1 \\ \gamma_2 + d_2 \end{pmatrix} \tag{5.13}$$

D.h., $d_1 V + d_2 W$ liefert den Abstandsvektor von A zum Ellipsenmittelpunkt im unskalierten Koordinatensystem.
Einsetzen in (5) liefert:

$$\begin{aligned} (\gamma_1^2 + 2\gamma_1 d_1 + d_1^2)v^2 + 2(\gamma_1 + d_1)(av) \cdots \\ +(\gamma_2^2 + 2\gamma_2 d_2 + d_2^2)w^2 + 2(\gamma_2 + d_2)(aw) \cdots \\ +2(\gamma_1 + d_1)(\gamma_2 + d_2)(vw) + a^2 - 1 &= 0 \end{aligned} \tag{5.14}$$

Das läßt sich umformen zu:

$$\begin{aligned} \gamma_1^2 v^2 + \gamma_2^2 w^2 + 2\gamma_1\gamma_2(vw) \cdots \\ +2\gamma_1(d_1 v^2 + av + d_2(vw)) \cdots \\ +2\gamma_2(d_2 w^2 + aw + d_1(vw)) \cdots \\ +C &= 1 \end{aligned} \tag{5.15}$$

Mit der Definition:

$$C := (a + d_1 v + d_2 w)^2 - 1 \tag{5.16}$$

Damit die linearen Glieder in γ_1 und γ_2 verschwinden, müssen d_1 und d_2 existieren, so daß

$$\begin{aligned} d_1 v^2 + av + d_2(vw) &= 0 \\ d_2 w^2 + aw + d_1(vw) &= 0 \end{aligned}$$

.

Daraus folgt:

$$d_1 = \frac{(aw)(vw) - (av)w^2}{v^2w^2 - (vw)^2} \tag{5.17}$$

$$d_2 = \frac{(av)(vw) - (aw)v^2}{v^2w^2 - (vw)^2} \tag{5.18}$$

In Matrixschreibweise lautet die Ellipsengleichung dann:

$$(\gamma_1 \gamma_2) \begin{pmatrix} v^2 & vw \\ vw & w^2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \gamma_1 \\ \gamma_2 \end{pmatrix} - C = 0 \tag{5.19}$$

.

Zur Bestimmung der Hauptachsen diagonalisieren wir die Matrix. Dazu bestimmen wir zunächst die Eigenwerte $\lambda_{1,2}$:

$$\begin{vmatrix} v^2 - \lambda & vw \\ vw & w^2 - \lambda \end{vmatrix} = 0 \tag{5.20}$$

$$\lambda^2 - \lambda(v^2 + w^2) + v^2w^2 - (vw)^2 = 0 \tag{5.21}$$

Damit gilt:

$$\lambda_{1,2} = \frac{v^2 + w^2 \pm sqrt(v^2 - w^2)^2 + 4(vw)^2}{2} \tag{5.22}$$

Bestimmung der Eigenvektoren $e_{1,2}$:

$$\begin{pmatrix} v^2 & vw \\ vw & w^2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} e_{i1} \\ e_{i2} \end{pmatrix} = \lambda_i \begin{pmatrix} e_{i1} \\ e_{i2} \end{pmatrix} \tag{5.23}$$

$$\begin{aligned} (v^2 - \lambda_i)e_{i1} + (vw)e_{i2} &= 0 \\ (vw)e_{i1} + (w^2 - \lambda_i)e_{i2} &= \end{aligned}$$

Ist vw = 0, dann sind v und w schon senkrecht aufeinander stehende Eigenvektoren, d.h. e_1 und e_2 können als Einheitsvektoren den Eigenwerten $\lambda_1 = v^2$ und $\lambda_2 = w^2$ zugewiesen werden. Ansonsten gilt:

$$e_{i1} = -\frac{w^2 - \lambda_i}{vw} e_{i2} \tag{5.24}$$

Mit der Normierung der Vektoren e_i auf 1 wird die Darstellung eindeutig.
Weiter definieren wir die Transformationsmatrix E als:

$$E := \begin{pmatrix} e_{11} & e_{12} \\ e_{21} & e_{22} \end{pmatrix} \tag{5.25}$$

und beschreiben die Hauptachsentransformation durch:

$$\begin{pmatrix} \chi_1 \\ \chi_2 \end{pmatrix} = E \begin{pmatrix} \gamma_1 \\ \gamma_2 \end{pmatrix} \tag{5.26}$$

Damit lautet die Ellipsengleichung:

$$\chi_1^2 \lambda_1 + \chi_2^2 \lambda_2 - C = 0 \tag{5.27}$$

bzw. mit der Definition $e := \sqrt{\frac{C}{\lambda_1}}$ und $f := \sqrt{\frac{C}{\lambda_2}}$ lautet sie in Normalform:

$$\frac{\chi_1^2}{e^2} + \frac{\chi_2^2}{f^2} - 1 = 0 \tag{5.28}$$

Kapitel 6

Zerlegung des Unterarms in zwei Segmente

In diesem Kapitel wird detailliert beschrieben, wie der Unterarm mit zwei starren Segmenten näherungsweise beschrieben werden kann. Dazu sei der Weg hier kurz skizziert: da die Partitionierung des Unterarms in zwei Segmente sich im wesentlichen nach den dynamischen Eigenschaften der Drehbewegung des Unterarms richten sollte, wurden zunächst drei Momentaufnahmen einer solchen Unterarmdrehung in einer nach innen (Pronation), mittigen (Neutralstellung) und nach außen (Supination) gedrehten Position des Unterarms mittels eines Kernspingerätes angefertigt. Diese Aufnahmen wurden aufeinander abgebildet und aus diesen Abbildungen ließen sich die gewünschten Parameter mittels einiger Annahmen bestimmen. Dabei wurde als Aufteilungskriterium gewählt, daß die kinetische Energie einer unbeschleunigten Drehbewegung des Unterarms für den realen Arm und das starre Segmentemodell übereinstimmen sollten. In einem weiteren Schritt wurden dann die gefundenen Segmentgrenzen parametrisiert, so daß schließlich am Ende des Prozesses ein skalierbares Modell des Unterarms steht, das sich in seinen Abmessungen an einzelne Individuen anpassen läßt. Dieses skalierbare Modell floß in ein Programm ein mit dem Namen Inertia, das dieser Diplomarbeit in Form einer Diskette beiligt.

6.1 Anfertigung von MRI- Aufnahmen des Unterarms

Zur Gewinnung dieser Modelldaten wurden von meinem Unterarm in Pronations-, Neutral- und Supinationsstellung jeweils eine Kernspin-Serie in T2-Gewichtung angefertigt, die in 22 Schnitten im Abstand von 1cm den größten Teil des Unterarms, etwa proximal von der Tuberositas radii bis distal zur Incisura ulnaris des Radius darstellte.

Der Maßtab der Aufnahmen betrug dabei 256 Pixel für 14 cm jeweils senkrecht zum Arm in x- und y- Richtung, die Schnitte waren jeweils 1 cm (z-Richtung) voneinander entfernt. Die Verzerrungen am Bildrand der einzelnen Schnitte betrug auf grund von Magnetfeldinhomogenitäten etwa 1-2 mm. Zentral ist dieser Fehler eher kleiner.
Eine vollständige Aufnahme des Arms, die auch das Ellenbogengelenk umfaßt hätte, war leider aus technischen Gründen nicht möglich, da die Kopfspule, mit der die Aufnahmen angefertigt wurden eine

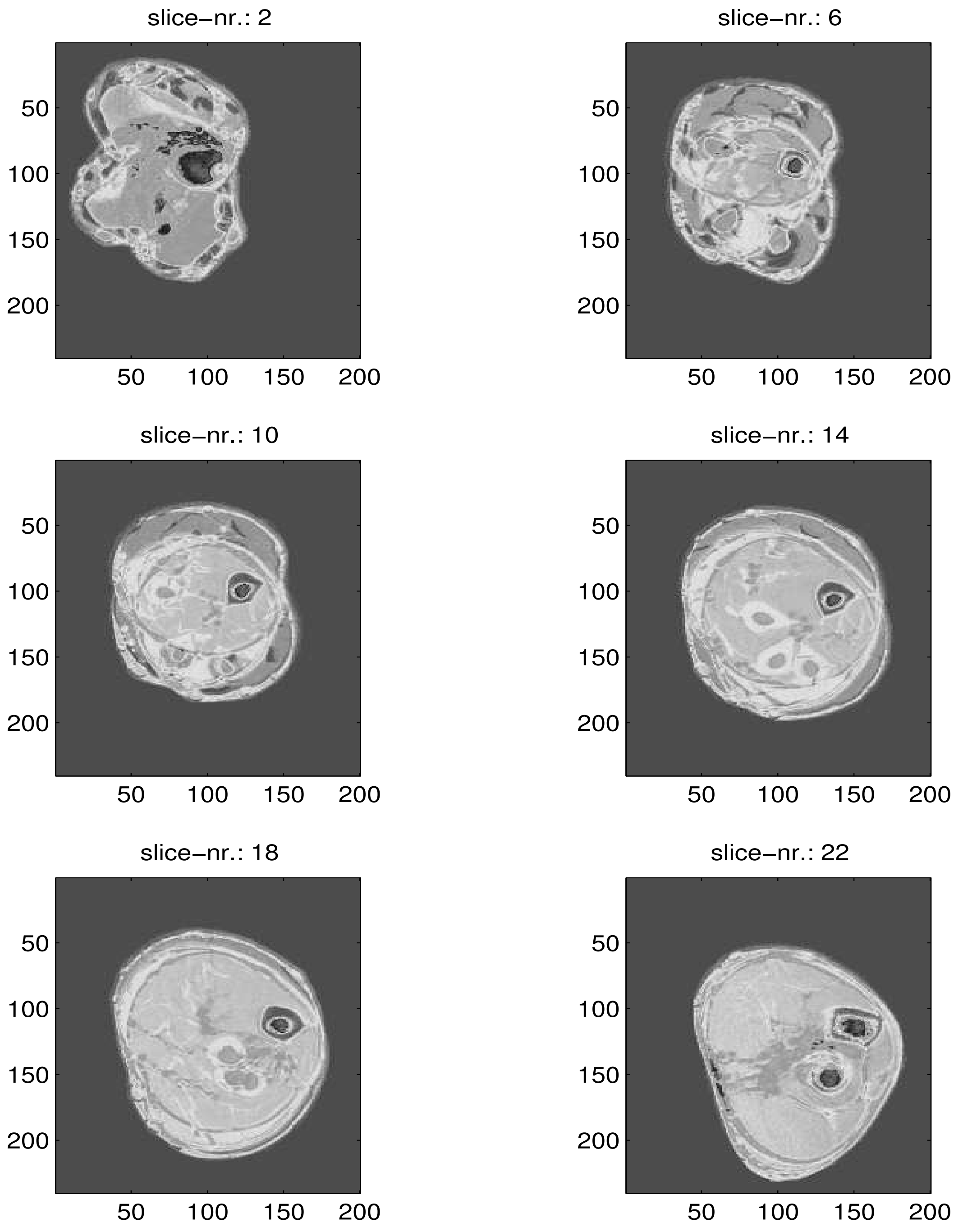


Abbildung 6.1: Überlagerung der 3 Kernspinserien in den Schnitten 2,6,10,14,18 und 22, deren Abstand jeweils 4 cm beträgt. Die Ausrichtung aller Schnitte richtete sich nach dem Anschnitt der Ulna, so daß diese für alle Schnitte invariant ist. Die Bildnr. 2 entpricht dem distalen Arm in der Nähe des Handgelenks. Die x-Richtung der Bilder zeigt etwa in Richtung Handrücken bei supinierter Hand, die y-Richtung nach rechts und die Richtung aus der Bildebene heraus nach oben zeigt i.w. nach distal. Gut zu sehen ist die weite Bewegung des Radius noch bis in den 18. Schnitt, die dort allerdings schon weitgehend vom umliegenden Gewebe kaschiert wird.

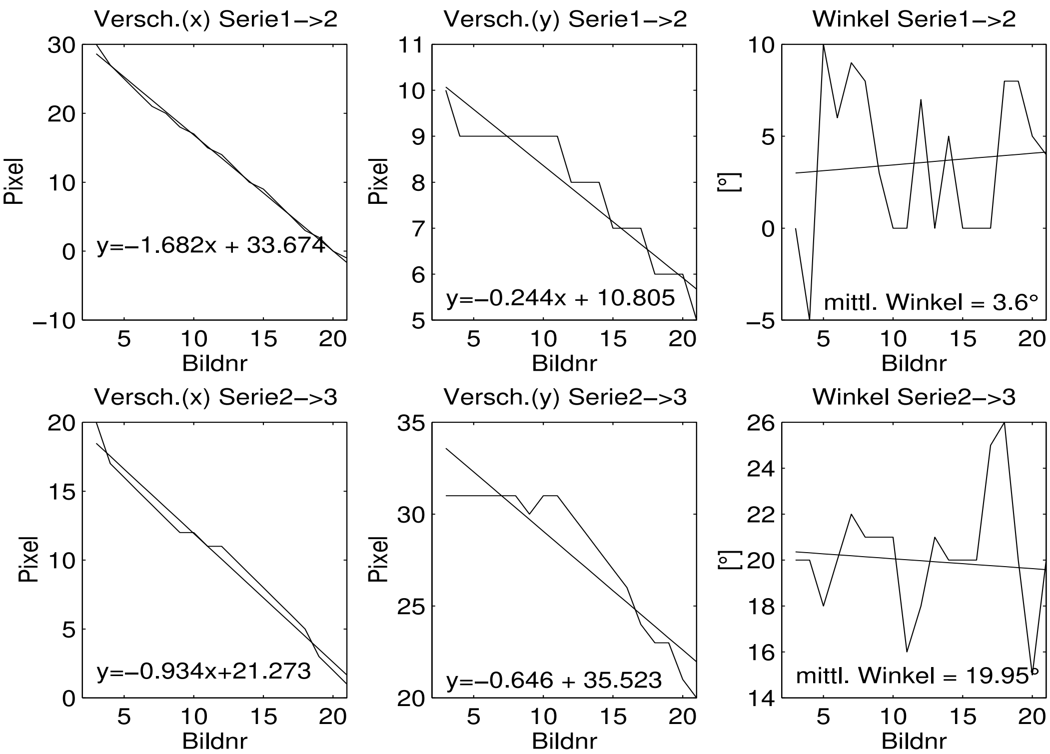


Abbildung 6.2: Abbildung der Transformationsparameter mit Regressionsgeraden für die Abbildung der Serien 1 und 3 auf 2 mit Hilfe von Drehungen und Verschiebungen der gesamten Schnitte, so daß der Anschnitt der Ulna in allen 3 Serien zur Überdeckung kommt.

weitere Ausdehnung in Längsrichtung nicht zuließ . Diese 3 Bilderserien wurden so durch Drehung und Verschiebung aufeinander abgebildet, daß die Ulna der jeweiligen Schnitte zur Deckung kam, d.h. die Ulna bestimmte das Referenzsystem der Bilderserien. Dies ist in Abbildung 6.1 zu sehen. Dort ist eine Überlagerung der drei Serien anhand einer Auswahl von 6 Schnitten im Abstand von 4 cm dargestellt, so daß der Anschnitt der Ulna für alle Schnitte gleicher Höhe invariant ist. Die Parameter für die Drehung und Verschiebung wurden aus der Überlagerung der Bildausschnitte der Ulna gewonnen. Die endgültigen Parameter für die Transformation der einzelnen Bilder von Serie 1 und 3 lieferte dann eine Regressionsgerade. Dies wird in Abbildung 6.2 gezeigt.

Durch die vom Bildindex abhängige Parallelverschiebung der Schnitte entstand eine Scherung über die aufgenommene Armlänge von 22 cm von 2 cm bei Serie 1 und 1.3 cm bei Serie 3. Dies entspricht einem Winkel von 5^o bzw. 3.3^o. Dieser Fehler wurde im weiteren nicht berücksichtigt, da alle relevanten Größen im weiteren aus der Serie 2 bestimmt wurden, und die andern beiden Serien nur zum Auffinden einer Ähnlichkeitstransformation benötigt wurden.

6.2 Bestimmung der Gewebebewegung zwischen den verschiedenen Stellungen

Um die Massenbewegung während der Unterarmdrehbewegung zu quantifizieren, wurde jedes vierte Bild der Pronations(1)- und der Supinationsserie(3) auf die Neutralserie(2) nichtlinear abgebildet, so daß gleiche Strukturen zueinander in Deckung kamen. D.h. es wurde eine Abbildung gefunden, die lokale Strukturen aufeinander abbildete und damit global die einzelnen Bilder verzerrte. Die Konstruktion dieser Abbildung enthält einen Kernpunkt der vorliegenden Arbeit. Daher wurde zunächst versucht, sie mittels adaptiver Algorithmen zu formalisieren. Dies schlug jedoch - auch in Anbetracht der Kürze der zur Verfügung stehenden Zeit - fehl, so daß dieser Schritt letztlich manuell durchgeführt werden mußte. Dies geschah innerhalb der Programmierumgebung Matlab. Eine genauere Beschreibung der verwendeten Algorithmen, z.B. der Drehung eines Pixelbildes, ebenso wie die von mir verfolgten Ansätze der automatisierten Ähnlichkeitsabbildung, sind in dem Kapitel über die Bildanpassung beschrieben. Dazu wurden Auschnitte, die markante Strukturen, wie Bindegewebssepten, Gefäße, oder Knochen enthielten, durch Drehung und Verschiebung, d.h. ohne sonstige Skalierung, aufeinander abgebildet. Bei Überlappungen wurden die gefundenen Transformationsparameter durch arithmetische Mittelbildung gewonnen. Für Bereiche, in denen keine solche Strukturen vorhanden waren, mußten die Transformationsparameter dann per Interpolation gefunden werden. Da die Abbildungen, trotz der lokal erheblichen Verzerrungen um den Radius, der sich gegen die starre Ulna drehte, bemerkenswerterweise nahezu linear waren (siehe. Abbildung 6.4), verwendete ich als Interpolationsverfahren eine Polynominterpolation 3. Grades, wobei sowohl in x- als auch in y- Richtung interpoliert wurde und der interpolierte Pixelwert sich als arithmetisches Mittel aus beiden Interpolationen zusammensetzte. In Abbildungen 6.3 und 6.4 ist als Beispiel die Abbildung des zweiten Schnitts der Serie 2 auf den zweiten Schnitt der Serie 3 gezeigt. Einmal als Vektordiagramm, in dem die Verschiebungsvektoren für einzelne Pixel direkt in eine Überlagerung beider Schnitte eingezeichnet wurden, und ein zweites Mal wird dieselbe Abbildung komponentenweise gezeigt. Dort wird auch ein Eindruck von der Größe der Lücken gegeben, die später interpoliert werden mußten, z.B. innerhalb des großen Anschnitts des Radiusknochens.

Mögliche Fehlerquellen liegen in der nicht exakten Übereinstimmung der Schnittebenen der einzelnen Serien. Verläuft eine markante Struktur schräg oder tordiert, so führt diese Ungenauigkeit zu einer fehlerhaften Schätzung der lokalen Transformationsparameter. Weiterhin besaßen die lokalen Transformationen eine quadratische Basis, bzw. den quadratischen Ausschnitt einer rotierten quadratischen Basis. Diese Form war bestimmten anatomischen Strukturen nicht optimal angepaßt. Besser wäre si-

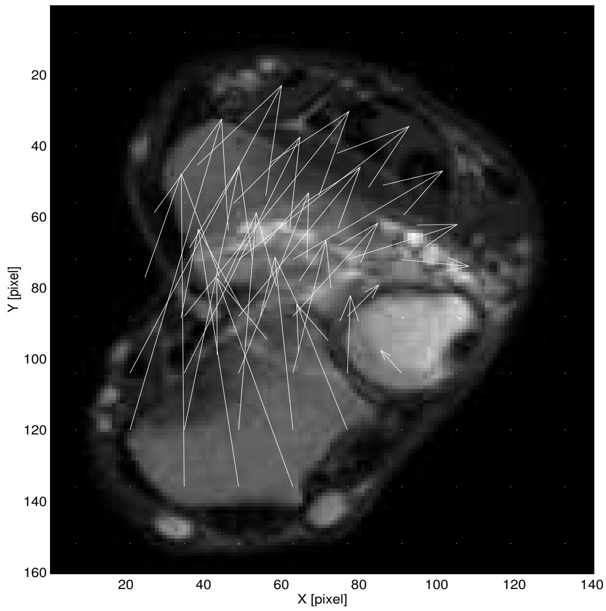


Abbildung 6.3: Vektordiagramm der Abbildung des 2. Schnittes der Serie 2 auf den 2. Schnitt der Serie 3.

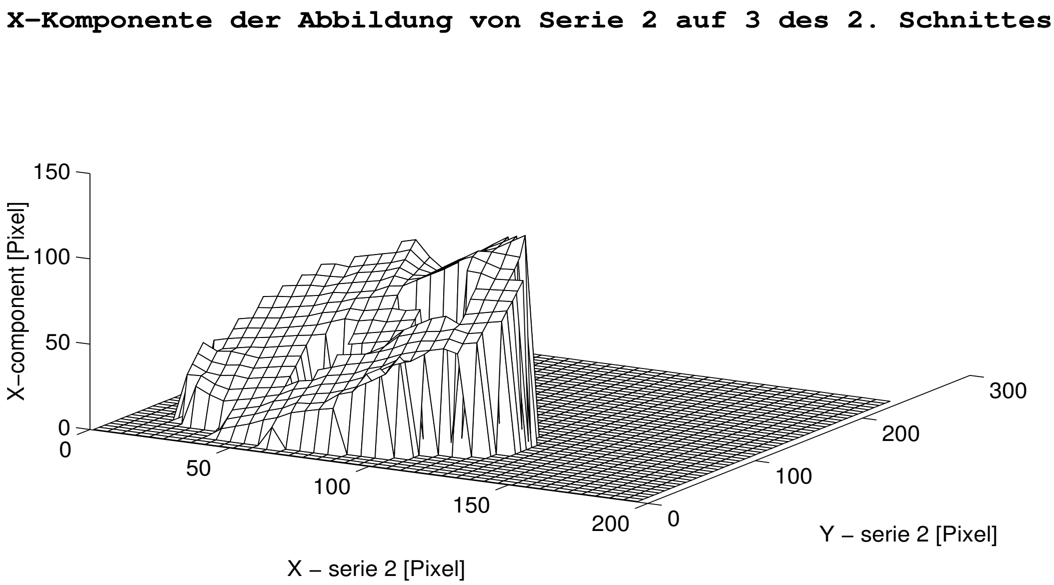
cherlich das Ausschneiden identifizierbarer Flächen, wie z.B. ganzer Muskelquerschnitte gewesen und deren individuelle Transformation.

6.2.1 Bestimmung des relativen Drehwinkels des Radius gegeüber der Ulna

Zur Bestimmung des Drehwinkels, den der Radius jeweils gegenüber der Ulna zwischen den einzelnen Serien zuückgelegt hatte, wurde, nachdem die pixelweise Abbildung zwischen den Serien gefunden war, für jeden vierten Schnitt (d.h. Nr. 2, 6, 10, 14, 18 und 22) der Drehwinkel in jeweils 3 Masken a 10 Pixel Durchmesser innerhalb des Anschnittes des Knochens bestimmt und dann über alle Mittelwerte

Bildnr.	$Maskenwert_1$	$Maskenwert_2$	$Maskenwert_3$	Mittel
2	71.48	72.19	72.02	71.90
6	70.88	72.11		71.5
10	69.03	70.51	69.70	69.75
14	68.07	68.89	68.06	68.34
18	68.88	73.61		71.25
22	72.50	67.50		70.00
			Mittel:	70.50

Tabelle 6.1: Wertetabelle für die mittleren Winkel zwischen den Radiusanschnitten der Serie 2 bezogen auf die Lage der Radiusanschnitte der Serie 3, die sich aus der Abbildung der Serie 2 → 1 innerhalb der Meßmasken im Radius ergab. Leere Felder bedeuten, daß nicht genug Platz für drei Meßmasken mit dem Durchmesser von 10 Pixeln war, oder daß eine Messung einen deutlich zu kleinen Wert ergeben hat.



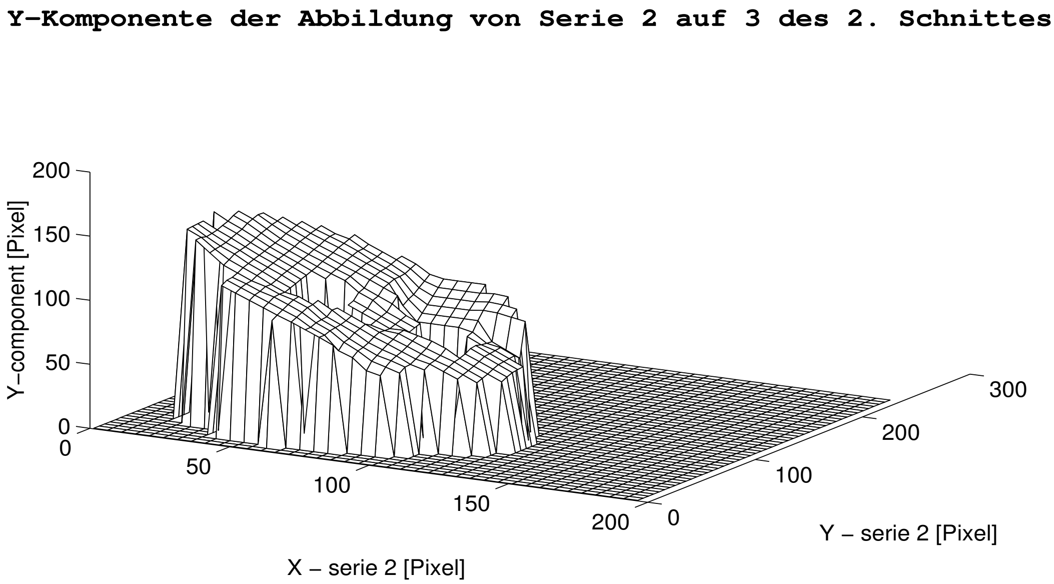


Abbildung 6.4: X- Und Y-Komponente der Abbildung des 2. Schnittes der Serie 2 auf den 2. Schnitt der Serie 3, wie sie manuel aus den Schnitten erzeugt wurde, d.h. dort, wo keine markanten anatomischen Strukturen vorlagen, wie z.B. innerhalb des Radiusknochens, mußte in einem weiteren Schritt die Lücken interpoliert werden.

Bildnr.	$Maskenwert_1$	$Maskenwert_2$	$Maskenwert_3$	Mittel
2	-47.3	-47.47	-49.22	-48.0
6	-47.37	-47.18	-47.51	-47.35
10	-46.63	-44.72	-42.57	-44.64
14	-44.49	-45.48	-43.83	-44.6
18	-41.2			-41.2
22	-42.32	-43.7	-42.3	-42.77
			Mittel:	-44.86

Tabelle 6.2: Abbildung der Serie 2 $\rightarrow$ 1
Wertetabelle für die mittleren Winkel zwischen den Radiusanschnitten der Serie 2 bezogen auf die Lage der Radiusanschnitte der Serie 1, die sich aus der Abbildung der Serie 2 $\rightarrow$ 1 innerhalb der Meßmasken im Radius ergab. Leere Felder bedeuten, daß nicht genug Platz für drei Meßmasken mit dem Durchmesser von 10 Pixeln war, oder daß eine Messung einen deutlich zu kleinen Wert ergeben hat.

gemittelt. Die Messwerte sind in den beiden Tabellen 6.1 und 6.2 aufgeführt. Damit ergibt sich eine Rotation des Radius gegen die Ulna im Vergleich zur Serie 2 von +70.5° für die Serie 3 (Pronation) und von -44.9° für die Serie 1 (Supination).

6.2.2 Bestimmung der Drehachse zwischen Radius und Ulna

Weiterhin mußte die Drehachse aus den Bildern bestimmt werden. Dazu wurden die 3 Serien überlagert und den Gelenkflächen ein Kreis mit einem Durchmesser von 35 Pixeln angepaßt, dessen Mittelpunkt dem Durchstoßpunkt der Gelenkachse des jeweiligen Schnittes entsprach: Bildnr. 2 : $\binom{94}{94}_{[Pixel]}$, Bildnr. 22: $\binom{134}{150}_{[Pixel]}$, Bildnr. 23: $\binom{136}{157}_{[Pixel]}$
Der Durchstoßpunkt durch die einzelnen Bilder ergibt sich dann mittels einer einfachen Ausgleichsgeraden:

$$Drehachse[Pixel] = \begin{pmatrix} 90 + 2Bildnr. \\ 88.08 + 2.9097Bildnr. \end{pmatrix} \tag{6.1}$$

Die Genauigkeit für alle Bilder liegt bei etwa ± 2 Pixel.

6.2.3 Aufteilung der Segmente

Aus der Kenntnis der Abbildungen und der Drehachse ließ sich die Bewegung des Gewebes bzgl. der Drehachse ermitteln. Nun mußte nach einem möglichst sinnvollen Kriterium gesucht werden, das über die Aufteilung in ein Ulna- und ein Radiussegment entscheidet. Als solches wurde der Beitrag des einzelnen Voxel gewählt, den dieses zu einer der kinetischen Rotationsenergie der Unterarmrotationsbewegung proportionalen Größe G liefert. Die kinetische Rotationsenergie ist erstens vom pro Zeit zurückgelegten Drehwinkel und zweitens vom Abstand zur Drehachse jeweils quadratisch abhängig. Diese Abhängigkeit wird in die Funktion G übernommen. Nur die Voxel mit dem größten G-Wert wurden dem sich bewegenden radialen Segment zugerechnet. Dabei ist zu beachten, daß das starre Segment sich in einer Bewegung einheitlich mit der vollen Winkelgeschwindigkeit ω^0 bewegt, wohingegen für die Massenelemente des realen Arms ω^0 eine obere Grenze darstellt, die nur vom Radius erreicht wird.

Damit wird die Größe G für jedes Voxel, das dem radialen Segment zugeordnet wird, überschätzt. Der Cutoff- Wert für den einzelnen Voxelbeitrag zu G wurde daher durch die Forderung festgelegt, daß das G der Abbildung der Kernspinserien gleich dem G des starren Segmentmodells sein soll. Formal liest sich dies wie folgt:
Die Kinetische Rotationsenergie ist definiert als:

$$E_{kin} = \frac{1}{2} \int_m (\omega \times \mathbf{r})^2 \, dm \tag{6.2}$$

wobei ω die Winkelgeschwindigkeit des Massenelements dm am Ort r ist.
Wir nehmen an, daß die Pronations- und Supinationsbewegung mit dem Betrag der (bis auf das Vorzeichen) konstanten Winkelgeschwindigkeit

$$\omega^0 = \frac{\Delta\alpha_1^0}{\Delta t_1} = -\frac{\Delta\alpha_2^0}{\Delta t_2} \tag{6.3}$$

ausgeführt wird. Daraus folgt das Verhältnis:

$$\frac{\Delta t_1}{\Delta t_2} = -\frac{\Delta\alpha_1^0}{\Delta\alpha_2^0} \tag{6.4}$$

Die zur kinetischen Energie E_{kin} proportinale Größe erhalten wir aus folgender Überlegung: Wir gehen von einer reinen Rotationsbewegung um eine feste Achse aus. ω ist in seiner Richtung durch diese Rotationsachse der Pronation-Supination festgelegt, so daß das Kreuzprodukt sich von dem Produkt der Beträge nur um einen konstanten Faktor unterscheidet. Weiterhin nehmen wir an, daß die Winkelgeschwindigkeit lokal allein mit dem Drehwinkel $\Delta\alpha$ skaliert, d.h. es gilt $\omega_1(x,y,z) = \frac{\Delta\alpha_1(x,y,z)}{\Delta t_1}$. Damit läßt sich der Zeitfaktor ebenfalls aus dem Integral ziehen und wird nur noch für den Vergleich der beiden Abbildungen benötigt. Schließlich nehmen wir die Dichte als konstant an und definieren als zur kinetischen Rotationsenergie proportionalen Größe G:

$$G_i = \int_{V_2} (\Delta\alpha_i)^2 r^2 \, dV \qquad\qquad i = 1,2 \tag{6.5}$$

Integriert wird dabei über das Volumen der Neutral(2.)-Serie. $\delta\alpha_1$ ist der Winkel, der sich aus der Abbildung der 2. auf die 1. Serie ergibt, $\delta\alpha_2$ ist der Winkel, der sich aus der Abbildung der 2. auf die 3. Serie ergibt. Der Cutoff-Wert g_{cutoff} für den Beitrag des einzelnen Voxels zu G ergibt sich dann aus der Forderung:

$$G_i^{Abb.} = G_i^{starr.Seg.} \qquad\qquad i = 1,2 \tag{6.6}$$

Der Zusammenhang zwischen G_1 und G_2 ergibt sich aus der Annahme, daß die kinetische Energie beider Bewegungen für gleiche Winkelgeschwindigkeiten gleich ist, d.h.:

$$\int_{V_2} \left(\frac{\Delta\alpha_1}{\Delta t_1}\right)^2 r^2 \, dV = \int_{V_2} \left(\frac{\Delta\alpha_2}{\Delta t_2}\right)^2 r^2 \, dV \tag{6.7}$$

Mit dem Verhältnis (0.4) für die Zeiten t_1 und t_2 folgt daraus:

$$\int_{V_2} (\Delta\alpha_1)^2 r^2 \, dV = \left(\frac{\Delta\alpha_1^0}{\Delta\alpha_2^0}\right)^2 \int_{V_2} (\Delta\alpha_2)^2 r^2 \, dV \tag{6.8}$$

D.h für das Verhältnis von G_1 und G_2 folgt:

$$G_1 = \left(\frac{\Delta\alpha_1^0}{\Delta\alpha_2^0}\right)^2 G_2 \tag{6.9}$$

die Rechnung ergibt für $G_1 = 10.1558$, $g_{cutoff,1} = 2.0131 \cdot 10^{-4}$, $G_2 = 23.695$ und $g_{cutoff,1} = 4.4891 \cdot 10^{-4}$
Damit ist $\left(\frac{\Delta\alpha_1^0}{\Delta\alpha_2^0}\right)^2 G_2 = 9.5685$. Das ist im Vergleich zu G_1 eine Abweichung um 5.8%.

6.3 Erstellen eines skalierbaren Modells

Um ein skalierbares Modell der Unterarmsegmente zu erstellen, das sich über nur wenige Parameter an verschiedene Personen anpassen läßt, reicht der bisherige voxelbasierte Ansatz nicht aus. Darüber hinaus muß für die Segmente ein geeignet parametrisiertes Modell gefunden werden, d.h. für die Begrenzung des Unterarms, als auch für die Trennung des Unterarms in ein ulnares und ein radiales Segment müssen geeignete Funktionsapproximationen gefunden werden..

6.3.1 Parametrisierung der Armoberfläche

Die Unterarmbegrenzung der Serie 2 wurde nach dem folgenden Modell parametrisiert:

$$r = p + D(\alpha) \begin{pmatrix} (cos(\delta) + \epsilon|cos(\delta)|)a_x \\ sin(\delta)a_y \end{pmatrix} \tag{6.10}$$

Dabei hängen alle Paramter von der z-Koordinate, d.h. dem Bildindex ab:

p=(p_x, p_y)	:	Zentrum der parametrisierten Kurve
a=(a_x, a_y)	:	Amplitude der parametrisierten Kurve
α	:	Phase der 2dim. Drehmatrix D
ϵ	:	Anteil des $\|sin\|$
δ	:	parametrisiert die (x,y)-Position der Kurve

Diese Parametrisierung gestattet es, einfach darüber zu entscheiden, ob ein gewählter Punkt $x = \binom{x_1}{x_2}$ innerhalb oder außerhalb dieser Form liegt. Man bildet dazu zunächst:

$$x' = D^{-1}(x - p) = \begin{pmatrix} cos\alpha & sin\alpha \\ -sin\alpha & cos\alpha \end{pmatrix} (x - p) \tag{6.11}$$

Ist $|x_2'| < a_y$, berechne $cos\delta = \sqrt{1 - \left(\frac{x_2'}{a_y}\right)^2} sign(x_1')$. Ist $|a_x(cos\delta + \epsilon|cos\delta|)| > |x_1'|$, liegt der Punkt x in der Form.

Für die Schnitte 2, 6, 10, 14, 18 und 22 ergaben sich folgende Parameterwerte:

Parameter \ Bildindex	2	6	10	14	18	22
px[pixel]	62	77	91	89	89	93
py[pixel]	106	110	116	122	131	144
ax[pixel]	44	49	58	64	67	63
ay[pixel]	60	60	60	70	78	84
$\alpha[^0]$	-36	-30	-15	0	8	12
ϵ	0	0	0	0.2	0.3	0.4

Diese Meßwerte wurden dann mit einem Polynom zweiten Grades approximiert. Dabei gilt: Bildindex $i = 100z, pix2m = \frac{14}{256}$

$$\begin{aligned}
px &= (-0.1239i^2 + 4.3232i + 55.242)\,pix2m \\
py &= (0.0625i^2 + 0.3286i + 105.807)\,pix2m \\
ax &= (-0.0770i^2 + 2.9554i + 36.719)\,pix2m \\
ay &= (0.0692i^2 - 0.3464i + 59.63)\,pix2m \\
\alpha &= (-0.0424i^2 + 3.6536i - 45.9232)\frac{\pi}{180}pix2m \\
\epsilon &= (0.001004i^2 - 0.001964i - 0.017946 \qquad (6.12)
\end{aligned}$$

Diese Funktionen der Parametrisierung der Oberfläche des Unterarm sind in Abbildung 6.5 dargestellt.

6.3.2 Parametrisierung der Segmentgrenze zwischen Ulna und Radius

Auch für die Segmentgrenze zwischen Ulna und Radius wurde versucht, eine möglichst gut Parametrisierung zu finden. Dies gelang durch die Definition einer Funktion Φ:

$$\Phi(x) = \frac{1}{x - q_1} - \frac{1}{x - q_2} \qquad (6.13)$$

Dazu wurden die Punkte $q_1 = \binom{0}{0}$ und $q_2 = \binom{-53}{40}$ relativ zur Drehachse im jeweiligen Schnitt gewählt. Die Wahl von q_1 ergab sich relativ natürlich, für q_2 wurden verschiedene andere Punkte in der Nachbarschaft ausprobiert, die jedoch allesamt auf größere Fehler führten. Der Parameter $\Phi(z)$ wurde dann derart bestimmt, daß die Massenaufteilung der Segmente im Vergleich zur voxelbasierten Aufteilung über die kinetische Rotationsenergie nicht verändert wurde. Das führt zu einer etwas geringeren kinetischen Rotationsenergie, da damit Voxel berücksichtigt wurden, die eine etwas niedrigere kinetische Rotationsenergie aufwiesen. Die bestimmten Parameter lauten:

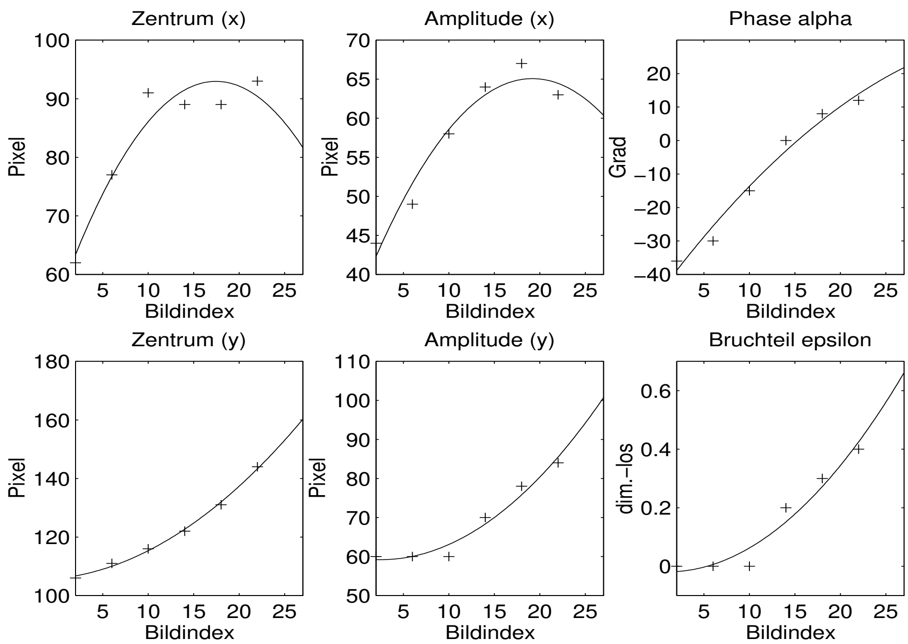


Abbildung 6.5: Darstellung der Funktionen der Parametrisierung der Oberfläche des Unterarms als Ausgleichspolynom zweiter Ordnung

Abb. 2 $\rightarrow$ 1, $G = 10.1558$ und $g_{cutoff} = 2.0131 \cdot 10^{-4}$

Bildindex	Φ_{cutoff}	$\sum_{ges} Voxel$	$\sum_{g_i > g_{cutoff}} Voxel$	Fehler [Voxel]
2	0.0103	8188	5163	71
6	0.0067	9313	4752	181
10	0.0020	11147	3780	378
14	-0.0105	14917	2303	460
Summe:		43565	15998	1090

Abb. 2 $\rightarrow$ 3, $G = 23.695$ und $g_{cutoff} = 4.4891 \cdot 10^{-4}$

Bildindex	Φ_{cutoff}	$\sum_{ges} Voxel$	$\sum_{g_i > g_{cutoff}} Voxel$	Fehler [Voxel]
2	0.0122	8188	5363	156
6	0.0089	9313	5173	116
10	0.0011	11147	3571	335
14	-0.0308	14917	1138	410
Summe:		43565	15245	1017

Für die jeweiligen Schnitte sind eingetragen die Cutoffwerte Φ_{cutoff} der Funktion Φ, die Gesamtzahl der Voxel des angeschnittenen Unterarms $\sum_{ges} Voxel$, die Anzahl der Voxel mit einem voxelspezifischen $g > g_{cutoff}$ und die Anzahl der Voxel, die nur durch eine der beiden Einteilungen erfaßt wurde, d.h. der Fehler der Parametrisierung. Bei insgesamt 43565 ausgezählten Voxel aller 4 Schnitte wurden dem radialen Segment in beiden Abbildungen jeweils 36.7% und 35.0% der Voxel zugeordnet. In den Schnitten 18 und 22 waren keine Voxel mit $G > G_{cutoff}$ markiert. Die Abweichung der parametrisierten gegenüber der voxelbasierten Segmentpartition beträgt etwa 6.8%, wobei die distale Übereinstimmung wesentlich besser ist.

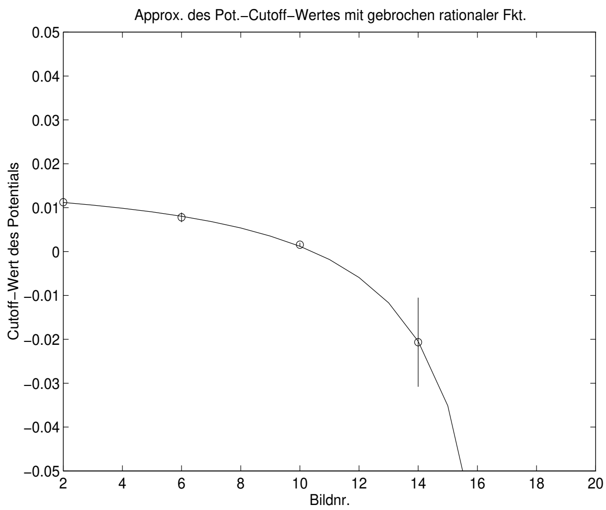


Abbildung 6.6: Darstellung der Cutoff-funktion für Φ als rationale Funktion mit einer Polstelle bei i=18, angepaßt an das arithmetisches Mittel der Werte aus den beiden Transformationen von Serie 2→3 und von Serie 2→1.

Die Funktion Φ_{cutoff} (Bildindex) wurde durch Anpassen einer rationalen Funktion mit einer Polstelle bei i=18 an die arithmetischen Mittelwerte beider Transformationen gefunden und lautet (siehe auch Abbildung 6.6):

$$\Phi_{\text{cutoff}}(\text{Bildindex}) = \frac{-0.0011414i + 0.0116486}{0.001174i^2 - 0.076693i + 1} \tag{6.14}$$

In den Abbildungen 6.7 und 6.8 sind in den Schnitten 2,6,10,14,18 und 22 der Neutralserie(2) jeweils die parametrisierte Aufteilung der Segmente nach den Gleichungen (6.13) und (6.14), die parametrisierte Oberfläche des Unterarms nach Gleichung (6.10) und die voxelbasierte Trennung der beiden Segemente nach der Forderung aus Gleichung (6.6) dargestellt.

6.3.3 Definition und Verankerung der Koordiantensysteme

Um den letzten Schritt der Segmentierung zu vollziehen, mußten die Koordinatensysteme der Segmente unabhängig von den Kernspinaufnahmen definiert werden. Da aus technischen Gründen das Ellenbogengelenk nicht mit aufgenommen werden konnte, sich aber gerade dort wesentliche Marken zur Definition anatomischer Koordinatensysteme befinden, wurden zunächst die beiden Knochen Ulna und Radius aus den Kernspinbildern der Serie 1 ausgeschnitten und zu einem Polygonzug verrechnet, der sich nun dreidimensional darstellen ließ. Dieser wurde an entsprechende Knochenpolygonzüge der Firma Viewpoint von Hand angepaßt, was in Abbildung 6.9 gezeigt wird. Damit lag eine entsprechende Transformation zwischen dem Koordinatensystem der Viewpointknochen und dem Koordinatensystem der Kernspinaufnahmen vor, die folgendermaßen lautete:

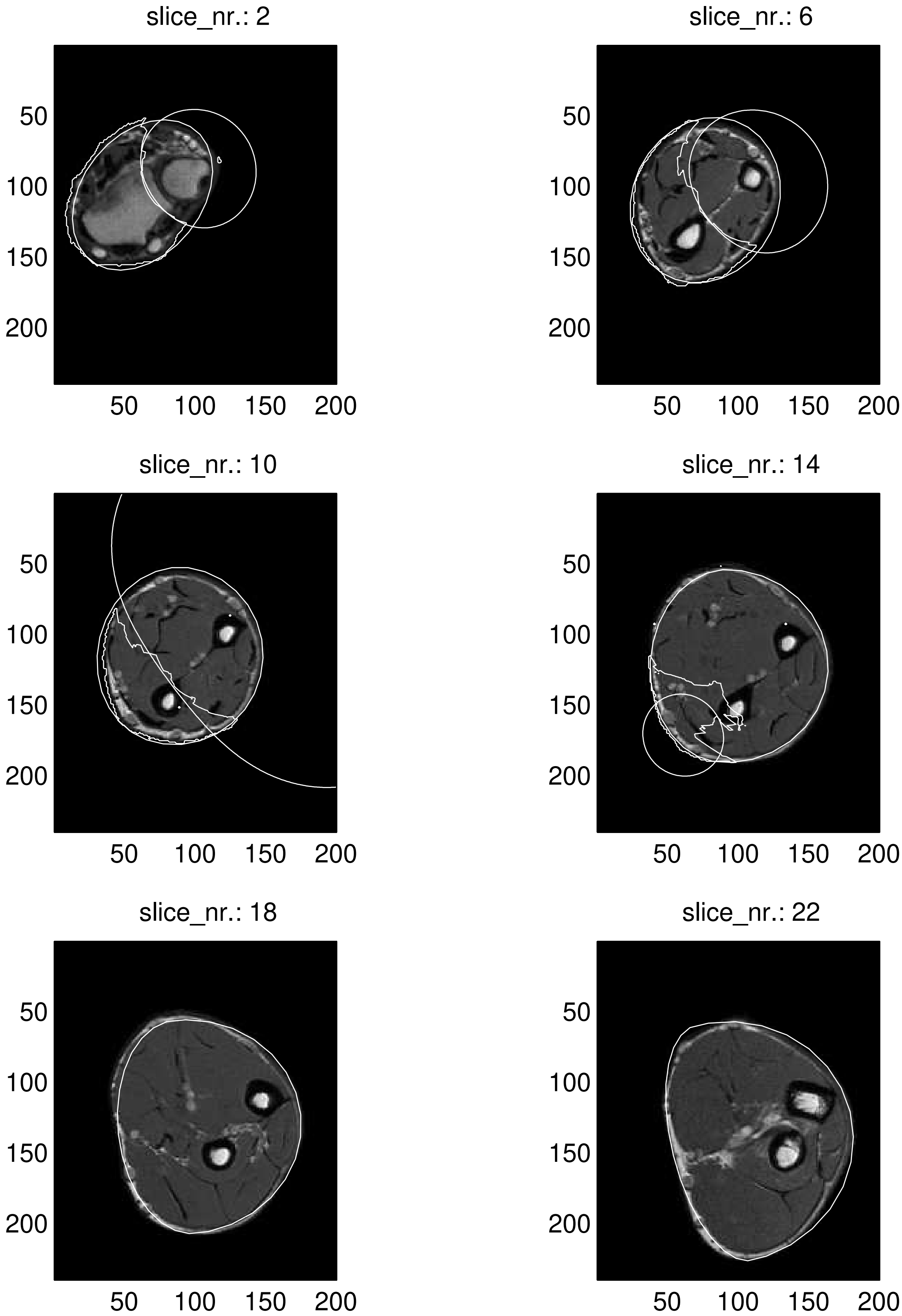


Abbildung 6.7: Segmentale Aufteilung des Unterarms mittels der Abbildung von der Neutral(2)- auf die Pronations(1)- Serie. Zum einen ist als unregelmäßige Begrenzung in den Schnitten 2, 6, 10 und 14 die voxelbasierte Aufteilung der Segmente zu erkennen und zum anderen die modellierten Oberflächen des Arms und der Segmentgrenzen nach den Formeln 6.10, 6.13 und 6.14.

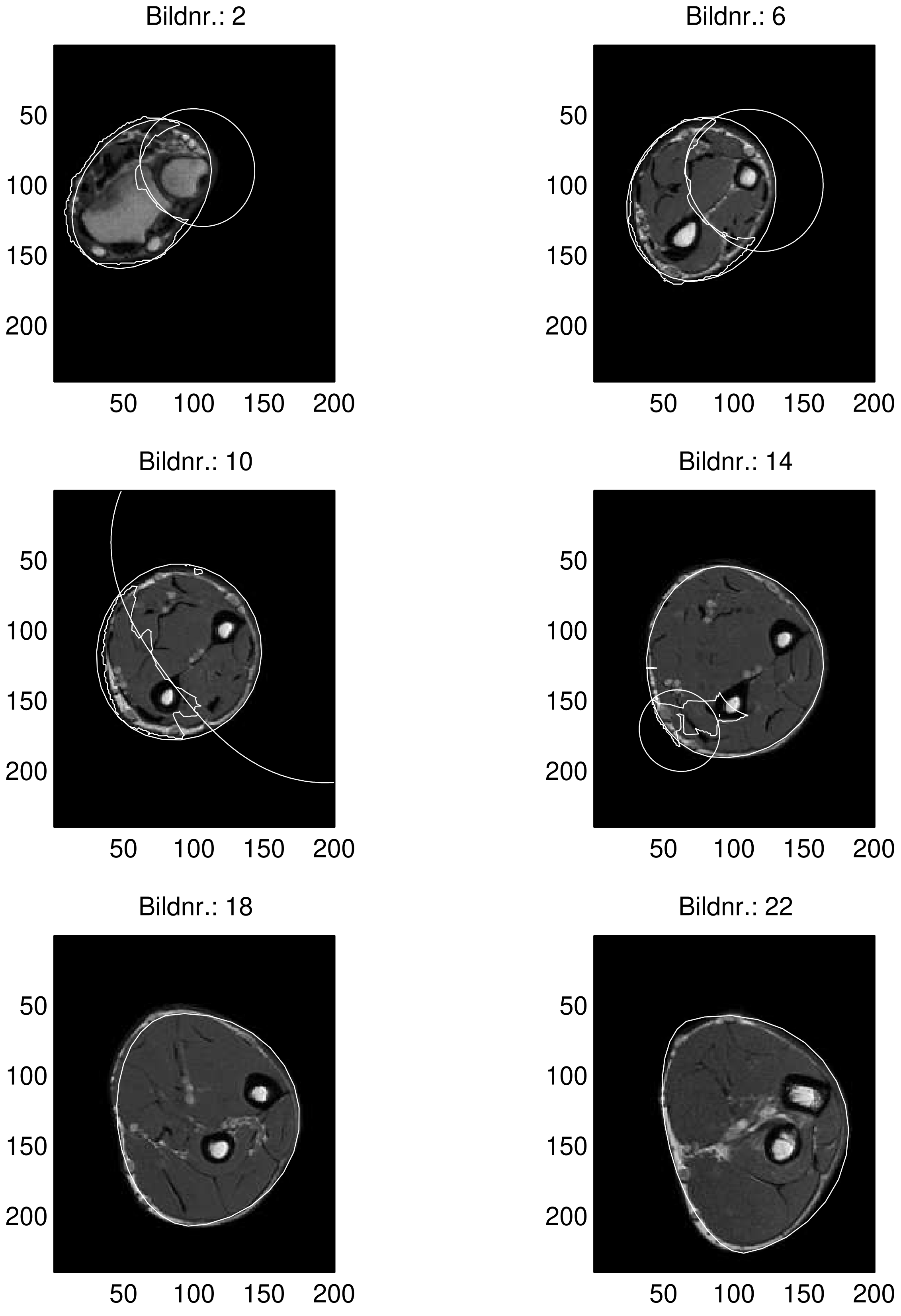


Abbildung 6.8: Entspricht der Abbildung 6.7, jedoch wird hier die Segmentierung auf grund der Abbildung von der Neutral(2)- auf die Supinations(3)- Serie gezeigt. Man kann gut die nur kleinen Abweichungen zu Abbildung 6.7 erkennen.

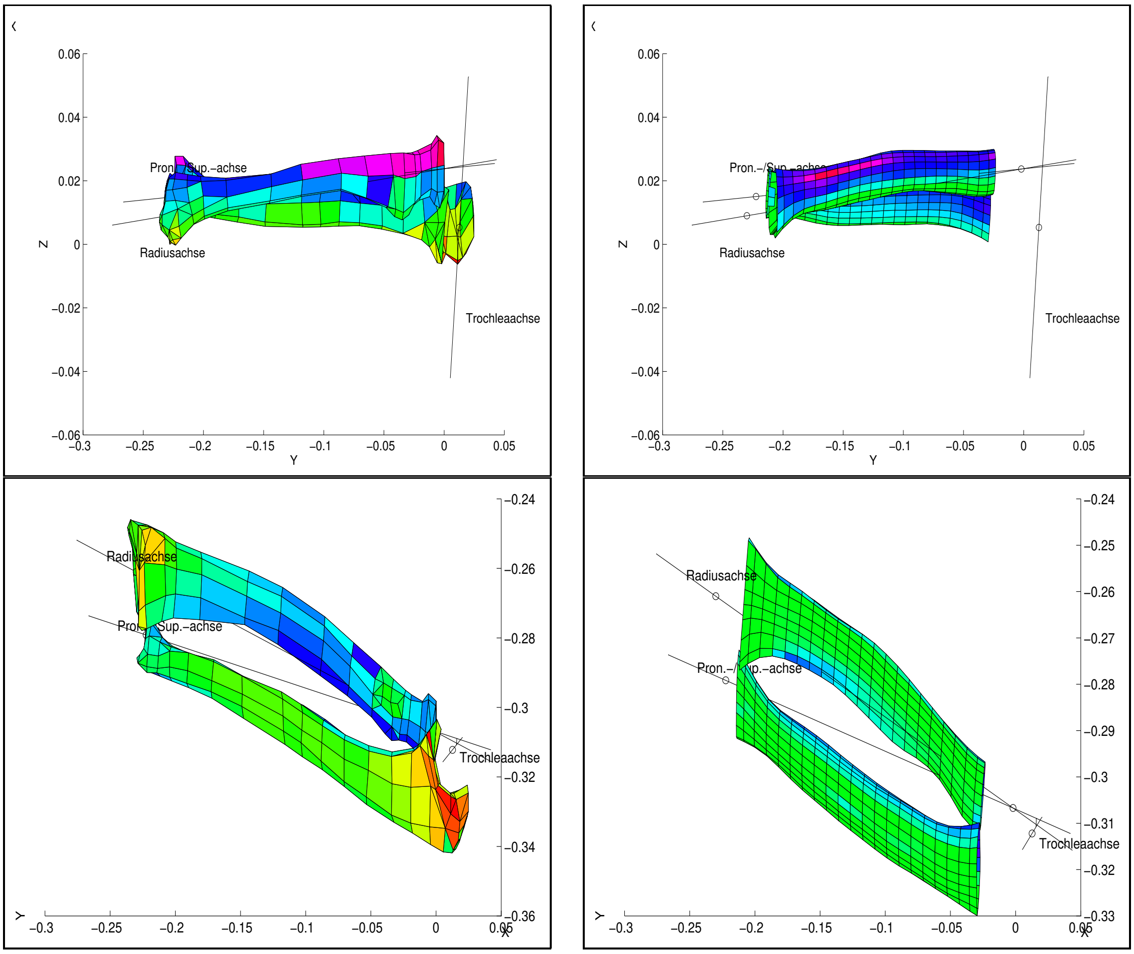


Abbildung 6.9: Darstellung der Anpassung der MRI- an die VP-Knochenpolygonzüge in VP-Koordinaten. Eingezeichnet sind ferner zum besseren Vergleich die Achsen des Radius, der Trochlea und die Pronations-/Supinationsachse, deren Werte sich aus den VP-Polygonzügen ergab.

Abkürzung	steht für	Vorkommen
VP	Viewpoint	Ks., in dem die Firma VP ihre Polygonzügen der Knochen lieferte.
MRI	Kernspin	Ks., das sich aus den Kernspinaufnahmen ergab, d.h. Angabe der x- und y-Komponente in Pixeln und der z-Komponente in Bildnr.
MRIm	metrisch	Direkt aus den Kernspinkoordinaten abgeleitetes Ks., das die Kernspinkoordianten in metrische Angaben umrechnet, d.h. $(x, y, z) \to (\frac{0.14}{256}x,\ \frac{0.14}{256}y,\ 0.01z)$.
ana	anatomisch	Auf das jeweilige Segment bezogene Ks., das an anatomisch zu bestimmenden Punkten aufgehängt wurde. In diesem Ks. liegen im allgemeinen die Daten der Muskelgeometrien vor.
J	Trägheitssystem	Ks., das seinen Ursprung im Segmentschwerpunkt hat und dessen Achsen parallel der Hauptachsen des Trägheitstensors des Segments liegen. Dieses Ks. wird in den numerischen Simulationen verwendet.

Tabelle 6.3: Übersicht über die Definitionen der verschiedenen Koordinatensysteme (in der Tabelle mit Ks. abgek.), die in dieser Arbeit verwendet werden.

$$x_{vp} = \begin{pmatrix} -0.9025 & 0.0403 & -0.0944 \\ -0.0247 & 0.1679 & 0.9855 \\ 0.43 & 0.8918 & -0.1411 \end{pmatrix} (0.9307 x_{MRIm}) - \begin{pmatrix} 0.2549 \\ 0.2428 \\ 0.0453 \end{pmatrix} \tag{6.15}$$

D.h. daß die Viewpointknochen etwas kleiner als die Knochen der Kernspinaufnahme waren. Die Koordinatenangaben des Viewpointskelettes sind in Meter und konnten in den Zeichnungen bis auf 3 Stellen (d.h. mm) bestimmt werden. Damit war es auch möglich, nicht nur die Parameter für Ulna und Radius zu erheben, sondern auch anhand des Polygonzuges des Viewpoint-Humerus die Lage der Ellenbogendrehachse bezüglich des Humerus zu bestimmen und damit den Anschluß an die proximale Kinematik zu erhalten.

Bei der Definition der Koordinatensysteme fanden mehrere Gesichtspunkte Berücksichtigung. Weitgehende Kompatibilität mit schon existierenden Systemdefinitionen, wobei eine Anlehnung an Seireg und Arvikar [SA89] sich empfahl, da diese Autoren in diesen Koordinaten Ansätze und Ursprünge der Muskulatur des Armes angeben. Andererseits sollte die Ausrichtung der Koordinatenachsen im wesentlichen denen des Hatzeschen Hominoiden ([Hat82])entsprechen, um eine Überprüfung der Daten zur Laufzeit einer Simulation so einfach wie möglich zu gestalten. Weiterhin sollte eine möglichst gute Reproduzierbarkeit, bei möglichst kleinen Fehlern gewährleistet sein. Es stellte sich heraus, daß die gefundenen Definitionen für die anatomischen Koordinatensysteme im wesentlichen mit den Standardisierungsvorschlägen der International Society of Biomechanics [CMN+96] übereinstimmen, mit der Abweichung, daß die Koordinatenachsen unterschiedlich numeriert wurden, und daß die x-Achse des Humerus etwas anders definiert wurde (s.u.).

Der Übersicht halber werden in Tabelle 6.3 noch einmal die verschiedenen Koordinatensysteme beschrieben, die in dieser Arbeit Verwendung fanden.

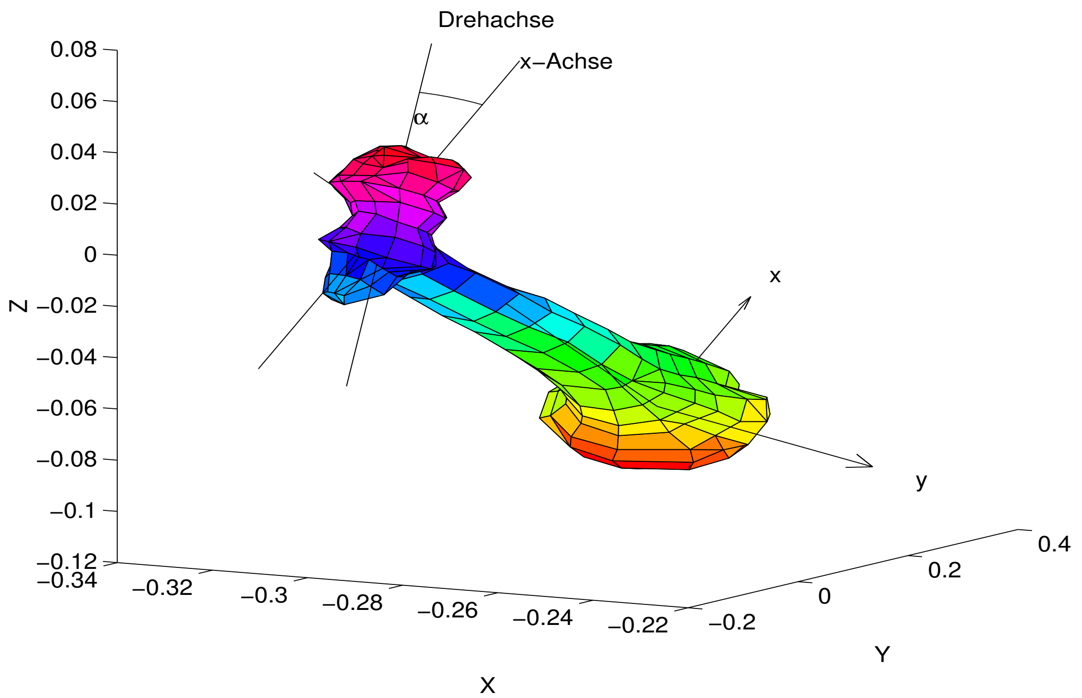


Abbildung 6.10: Diese Abbildung zeigt den Polygonzug des Humerusknochens der Firma Viewpoint. Eingezeichnet sind weiterhin die x- und y-Achse des anatomischen Koordinatensystems, sowie die Trochleaachse. α ist der Torsionswinkel des Humerusschaftes, der die Drehung der Trochlea gegenüber dem Humeruskopf angibt.

6.3.4 Definition der anatomischen Koordinatensysteme

- Humerus

Ursprung:	Rotationszentrum des Oberarmgelenks
z-Achse:	Durch Ursprung und Zentrum der (distalen) Trochlea, Richtung von distal nach proximal.
x-Achse:	Senkrecht zu z-Achse und in der Ebene, die durch die z-Achse und durch den Vektor vom Ursprung durch das Zentrum der humeralen Gelenkfläche des Caput humeri geht.
y-Achse:	Senkrecht auf x- & z- Achse, dabei ist Koordinatensystem rechtsdrehend

- Ulna

Ursprung:	Rotationszentrum des Ellenbogengelenks auf der Trochleaachse des Humerus! Entspricht dem im Abschnitt über den Humerus definierten Zentrum der Trochlea..
z-Achse:	Durch den Ursprung des Koordinatensystems und durch das Zentrum der distalen Ulna, von distal nach proximal.
x-Achse:	Senkrecht zu z-Achse und in der Ebene, die durch die z-Achse und die Trochleaachse des Humerus gebildet werden, so daß die x-Achse nach radial zeigt, d.h. nach außen bei entspannt herabhängendem Arm.
y-Achse:	Senkrecht auf x- und z- Achse, dabei ist Koordinatensystem rechtsdrehend.

- Radius

Ursprung:	Zentrum des Radiusköpfchen
z-Achse:	Durch den Ursprung des radialen Koordiantensystems und das Zentrum des distalen Radius, von distal nach proximal.
x-Achse:	Senkrecht zu z-Achse und in der Ebene, die durch die z-Achse und die Supinations-/Pronations-Achse d.h. die Linie Ursprung des radialen Koordinatensystems - Mitte der distalen Ulna gebildet wird, so daß das Skalarprodukt aus x-Achse und S./P.-Achse negativ ist.
y-Achse:	Senkrecht auf x- & z- Achse, dabei ist Koordinatensystem rechtsdrehend.

6.4 Ergebnisse

6.4.1 Ergebnisse der Geometrie der Segmente und der Koordinatensysteme

Humerus

Der Ursprung, d.h. das Rotationszentrums des Oberarmgelenks wurde durch die Anpassung einer Kugel an die Humeruskopfgelenkfläche ermittelt. Für das Zentrum der Trochlea ergab sich als guter Anhaltspunkt der Aufpunkt des Lotes der Fossa olecrani (d.h. der hinteren Grube des distalen Humerus) auf die Linie zwischen den beiden distalen Humerusfortsätzen (Epicondylen). Dieser Punkt wurde dann weiter verbessert durch das Anpassen eines Rotationskörpers an die Trochlea, der gleichzeitig auch zur Bestimmung der Drehachse diente. Das Zentrum der proximalen humeralen Gelenkfläche 'Z' war bis auf einen Fehler von etwa 5^o bezogen auf den Ursprung reproduzierbar. Eine gewisse Verifikation ergab sich aus der Stellung der x-Achse und der Drehachse des Ellenbogengelenks, d.h. der Trochleaachse (s.u.). Als Trochlea wird die am distalen Humerus auftretende, mit Knorpel überzogene Führungsstruktur für die Ulna bezeichnet. In den weiteren Abschnitten werden die jeweiligen gemessenen Punkte jeweils in Viewpoint-Koordinaten angegeben, da diese Daten insbesondere für eine noch zu entwickelnde Animation mit diesen Polygonzügen interessant werden könnten.

$$\begin{aligned} {}^{HUM}\text{Rotationszentrum} &= (-0.282, 0.281, -0.075)^T_{vp} \\ {}^{HUM}\text{Trochleazentrum} &= (-0.308, 0.008, 0.007)^T_{vp} \\ {}^{HUM}\text{Achse}{\rightarrow}\text{Z} &= (0.3668, 0.2599, 0.8932)^T_{vp} \end{aligned}$$

$$^{HUM}\text{Trochleadrehachse} = (0.0830, 0.3986, 0.9134)^T_{vp}$$

Damit beträgt der Torsionswinkel des Humerus, d.h. der Winkel zwischen der Trochleaachse und der x-Achse des proximalen Humeruskopf etwa 18^o, der Winkel zwischen der Trochleaachse und der Längsachse etwa 87.5^o. Interessant ist, die Werte aus der Literatur für den Torsionswinkel zu betrachten . Nach Rauber und Kopsch [RK87], pp. 320 beträgt dieser Winkel beim menschlichen Fetus (3. Monat) etwa 90^o, beim Neugeborenen etwa 60^o und beim erwachsenen Mann im Mittel etwa 16^o, bei Frauen etwas mehr, so daß im weiteren von einem Winkel von 16-20^o ausgegangen wird. Eine solche Torsion des Humerus führt dazu, daß alleinige Beugung des Unterarms die Hand nicht genau in Richtung Schulter sondern etwas medialer in Richtung Körpermitte - man könnte auch spekulieren in Richtung Gesicht - geführt wird. Dieser Torsionswinkel ist in Abb. 6.10 des Humerus noch einmal eingezeichnet.
Aufgrund des stärker vorstehenden Epiconylus ulnaris stellt das Drehzentrum der Ulna recht gut die Mitte des distalen Humerus dar, obwohl die Ulna natürlich nur mit der lateralen Gelenkfläche des distalen Humerus artikuliert. Es ergibt sich dann für die in der Simulation verwendeten Vektoren vom Schwerpunkt des Oberarms zum Oberarmgelenk und zum Ellenbogengelenk allein eine Komponente in z-Richtung und damit keine Änderung zu den bisher von uns verwendeten Daten von Hatze [Hat82]. Für die Richtung $\mathbf{n}$ der Gelenkachse gilt dann mit $\phi = 16^o$ und $\theta = 90^o$:

$$\mathbf{n} = \begin{pmatrix} \mathbf{e}_1^T \\ \mathbf{e}_2^T \\ \mathbf{e}_3^T \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos\phi\sin\theta \\ \sin\phi\sin\theta \\ \cos\theta \end{pmatrix} \tag{6.16}$$

Wobei $\mathbf{e}_1$, $\mathbf{e}_2$ und $\mathbf{e}_3$ die drei (Spalten-)Basisvektoren des anatomischen Koordinatensystems des Oberarms darstellen. Als Gelenkpunkt wählen wir das Trochleazentrum.
Hatze geht bei seiner Näherung, daß anatomisches Koordinatensystem und Trägheitssystem des Oberarms übereinstimmen, wahrscheinlich von der Ausrichtung der x-Achse entlang der Trochleaachse aus, so daß in diesem Fall die Richtung der Trochleaachse mit der x-Achse identisch wäre und im Schultergelenk der Ruhewinkel dem negativen Torsionswinkel entspräche. Mit der Definition eines neuen Gelenktyps für das Ellenbogengelenk, das eine um den Torsionswinkelum die z-Achse gedrehte Trochleaachse aufweist, ist der Ruhewinkel im Schultergelenk in der Simulationssoftware daher entsprechend auf Null zu verändern. Auch der ISB-Standardisierungsvorschlag [CMN$^+$96] definiert die Trochleaachse als Koordinatenachse. Meiner Auffassung nach ist es jedoch intuitiver, diese Achse nach der Lage des Humerus im Schultergelenk auszurichten, da man vermuten kann, daß diese Position über alle Alters- und Geschlechtsgruppen einheitlicher ist als der sehr variable Humerustorsionswinkel. Letztlich ist dies die Frage, welchen Teil des Oberarmknochens man für invariant erklärt, den proximalen oder den distalen. Da schon der Ursprung des Koordinatensystems im Kopf verankert wurde, habe ich mich für den proximalen entschieden.

Ulna

Beim Anpassen der Trochleaachse stellte sich heraus, daß die Knochenpolygonzüge der Firma Viewpoint von Humerus und Ulna im Datensatz nicht völlig korrekt zueinander lagen. Damit wurde es erforderlich, die Drehachse und das Trochleazentrum bezüglich der Ulna erneut zu bestimmen.

$$
\begin{aligned}
{}^{ULN}\text{Rotationszentrum} &= (-0.3122, 0.0126, 0.0053)^T_{vp} \\
{}^{ULN}\text{Mitte d. dist. Ulna} &= (-0.281, -0.222, 0.019)^T_{vp} \\
{}^{ULN}\text{Trochlearichtung} &= (-0.0727, -0.1558, -0.9851)^T_{vp}
\end{aligned}
$$

Da der Mittelpunkt der distalen Ulna auf der Drehachse liegt und diese nicht anhand der Viewpointknochen, sondern anhand der Kernspinaufnahmen bestimmt wurde, mußte die Mitte der distalen Ulna neu berechnet werden, um die Konsistenz mit den aus den Kernspinaufnahmen erhobenen Daten zu gewährleisten. Dazu wurde dieser Punkt zunächst in das Koordinatensystem der Kernspin-Aufnahmen transformiert, anschließend wurden die x- und y- Koordinaten in diesem Koordiantensystem in Abhängigkeit von der z-Komponente unter Verwendung der Formel 6.1 neu berechnet. Dies ergab eine Verschiebung um 4 mm. Damit ergibt sich die Ulna-Orthonormal-basis als Spaltenvektoren und der Ursprung bezogen auf das Kernspin- Koordinatensystem zu:

$$
{}^{ULN}\mathbf{e} = \begin{pmatrix} 0.3473 & -0.9340 & 0.0833 \\ 0.9328 & 0.3532 & 0.0711 \\ -0.0958 & 0.0530 & 0.9940 \end{pmatrix}_{MRIm} \qquad {}^{ULN}\mathbf{O} = \begin{pmatrix} 0.0721 \\ 0.0687 \\ 0.2686 \end{pmatrix}_{MRIm} \tag{6.17}
$$

Alle Angaben der Ulna, die sich auf dieses (anatomische) Koordiantensystem beziehen, werden im weiteren mit einem 'ana'-Subscript gekennzeichnet.

Radius

$$
\begin{aligned}
{}^{RAD}\text{Zentrum des Radiusköpfchen} &= (-0.3027, -0.002, 0.0237)^T_{vp} \\
{}^{RAD}\text{Zentrum des dist. Radius} &= (-0.257, -0.230, 0.009)^T_{vp}
\end{aligned}
$$

Auch hier mußte, um die Konsistenz mit den Kernspindaten zu gewährleisten, die Lage des Radiusköpfchens auf der Drehachse garantiert werden, d.h. die x-und y-Komponente des Zentrum des Radiusköpfchens wurden wiederum nach der Formel 6.1 neu bestimmt. Dies führte zu einer Verschiebung um 1 mm. Außerdem mußte das Zentrum des distalen Radius des Viewpointskelettes um -20.1^o um die Drehachse gedreht werden, um in dieselbe Stellung zu gelangen, die der Radius in der Neutralserie der Kernspinaufnahmen hatte. Damit ergibt sich die Radius-Orthonormalbasis bezogen auf das Kernspin-Koordinatensystem zu:

$$
{}^{RAD}\mathbf{e} = \begin{pmatrix} -0.8455 & -0.5034 & 0.1781 \\ 0.5257 & -0.8431 & 0.1131 \\ 0.0932 & 0.1892 & 0.9775 \end{pmatrix}_{MRIm} \qquad {}^{RAD}\mathbf{O} = \begin{pmatrix} 0.0765 \\ 0.0879 \\ 0.2498 \end{pmatrix}_{MRIm} \tag{6.18}
$$

Alle Angaben des Radius, die sich auf dieses (anatomische) Koordiantensystem beziehen, werden mit einem 'ana'-Subscript gekennzeichnet.

Hand

Um den Anschluß an die Segmentdaten von Hatze [Hat82] zu erhalten, genügte es für das Handgelenk, das Rotationszentrum zu bestimmen. Dieses mußte ebenfalls um 20.1^o um die Pronations-/Supinationsachse gedreht werden, um den Anschluß an den distalen Radiusmittelpunkt zu erhalten.

$$\begin{aligned} {}^{HAND}\text{Rotationszentrum} &= (-0.260, -0.240, 0.015)^T_{vp} \\ &= (0.0326, 0.056, -0.0057)^T_{MRIm} \end{aligned}$$

Von den Drehachsen des Handgelenks wird angenommen, daß sie näherungsweise parallel zu den beiden anatomischen x- und y-Achsen des Radius, d.h. auf ${}^{RAD}\mathbf{e}_x$ und ${}^{RAD}\mathbf{e}_y$ sind.

6.4.2 Berechnung des Gelenkpunktes zwischen dem radialen und dem ulnaren Segment

Der Gelenkpunkt eines Gelenkes mit mehr als einem Drehfreiheitsgrad bestimmt sich als Schnittpunkt der Gelenkachsen. Damit ist der Gelenkpunkt für ein Scharnierglenk mit nur einem Drehfreiheitsgrad, wie es das Radius-Ulna-Gelenk darstellt, unterbestimmt. Die Wahl eines Gelenkpunktes eines Scharniergelenks ist daher einer gewissen Willkür unterworfen. Steiner [Ste92] p. 45 schlägt vor, denjenigen Punkt auf der Gelenkachse zu verwenden, der von den beiden Schwerpunkten der benachbarten Segmente zusammen den kürzesten Abstand hat. Treffen die Lote beider Schwerpunkte auf die Gelenkachse sich nicht in einem Punkt, ist nach dieser Definition der Gelenkpunkt von dem Gelenkwinkel abhängig. Eine solche Definition muß in diesem Fall sich auf eine bestimmte Gelenkstellung beziehen, z.B. die Neutralstellung.
Deutlich leichter zu berechnen und in der Praxis bei ähnlichen Abständen beider Schwerpunkte von der Drehachse im wesentlichen dasselbe, ist die Minimierung der Summe der Abstandsquadrate, was hier vorgeführt wird:
Es seien **A** und **B** die beiden Segmentschwerpunkte, die Drehachse habe die Richtung **n** (normierter Richtungsvektor) und sei gegeben durch:

$$\mathbf{x} = \mathbf{C} + \gamma\mathbf{n} \tag{6.19}$$

Damit gilt es, die Länge

$$\begin{aligned} l &= |\mathbf{A} - \mathbf{x}|^2 + |\mathbf{B} - \mathbf{x}|^2 \\ &= \mathbf{A^2 - 2AC - 2\gamma An + C^2 + 2\gamma Cm + \gamma^2 m^2} + \cdots \\ &\quad \mathbf{B^2 - 2BC - 2\gamma Bn + C^2 + 2\gamma Cm + \gamma^2 m^2} = Min \end{aligned} \tag{6.20}$$

zu minimieren. Nach γ abgeleitet ergibt sich:

$$\frac{dl}{d\gamma} = \mathbf{-2Am + 2Cm + 2\gamma m^2 - 2Bm + 2Cm + 2\gamma m^2 = 0} \tag{6.21}$$

Daraus ergibt sich für den Paramter γ der Geradengleichung der Drehachse:

$$\gamma = \frac{(\mathbf{A} + \mathbf{B} - 2\mathbf{C})\mathbf{m}}{2\mathbf{m}^2} \tag{6.22}$$

6.4.3 Ergebnisse der dynamischen Größen

Zur Berechnung Integrale der dynamischen Größen wurde ein einfacher Monte-Carlo-Algorithmus verwendet, wie er in den 'Numerical Recipes in C' [PTVF92] vorgeschlagen wird. In dieser einfachen Integrationsmethode werden Vektoren aus Zufallszahlen aus einem Bereich Ω gewählt, der das zu integrierende Volumen vollständig enthält. Bei jedem Zufallsvektor wird dann getestet, ob er innerhalb oder außerhalb des zu integrierenden Volumens liegt. Die über das Volumen zu integrierende Funktion ermittelt sich dann durch die Summe aller Funktionswerte an der Stelle der 'Treffer' multipliziert mit dem Volumenelement $\frac{V(\Omega)}{N}$, wobei N die Anzahl der Iterationen ist. Die erreichbare Genauigkeit dieses Verfahrens in dieser Form liegt für Funktionen, die über ihrem Definitionsbereich nicht zu stark variieren, bei $\sqrt{N}$, d.h. bei 100000 Iterationen bei etwa 0.3% der zu berechnenden Größe, was für diese Berechnungen voll ausreicht. Besonderen Vorsicht muß auf die Auswahl des Zufallszahlengenerators verwandt werden. Dieser darf entsprechend dem gewählten N keine Inhomogenitäten in der Verteilung und keine Zweier- oder Dreierkorrelationen liefern. (Siehe dazu auch die ausführliche Einleitung im Kapitel über die Erzeugung von Zufallszahlen bei [PTVF92] pp.274)
Zur Veranschaulichung und zur Verifikation sind die Ergebnisse in der Abbildung 6.11 noch einmal dargestellt. Man sieht, wie schräg die Drehachse im Arm liegt. Eindrucksvoll ist, daß der radiale Trägheitstensor etwa eine Größenordnung kleiner ist als der ulnare.

Ulna

Masse des ulnaren Segments: 1.012 kg
Schwerpunkt: $(-0.0130, -0.0188, -0.0927)_{ana}$

$$\text{Trägheitstensor } {}^{ULN}\mathbf{J}_{ana} = \begin{pmatrix} 4.379 \cdot 10^{-3} & -1.938 \cdot 10^{-5} & -2.493 \cdot 10^{-4} \\ -1.938 \cdot 10^{-5} & 4.553 \cdot 10^{-3} & -2.052 \cdot 10^{-4} \\ -2.493 \cdot 10^{-4} & -2.052 \cdot 10^{-4} & 7.317 \cdot 10^{-4} \end{pmatrix}_{ana}$$

Dieser Tensor wird durch die Basis (Basisvektoren in den Spalten)

$${}^{ULN}\mathbf{f}_{ana} = \begin{pmatrix} 0.9971 & -0.0355 & 0.0679 \\ 0.0319 & 0.9981 & 0.0535 \\ -0.0696 & -0.0511 & 0.9963 \end{pmatrix}_{ana}$$

zu $(4.396 \cdot 10^{-3}, 4.564 \cdot 10^{-3}, 7.036 \cdot 10^{-4})_J$ diagonalisiert.

Abstandsvektoren:

Gelenkpunkt der Trochlea	-	Schwerpunkt des ulnaren Segments	$(-0.0118, -0.0122, 0.0940)_J$
Gelenkpunkt zw. Radius und Ulna	-	Schwerpunkt des ulnaren Segments	$(0.0080, -0.0041, -0.0541)_J$

Radius

Masse des radialen Segments: 0.214 kg
Schwerpunkt: $(0.0146, -0.0291, -0.1857)_{ana}$

$$\text{Trägheitstensor } {}^{RAD}\mathbf{J}_{ana} = \begin{pmatrix} 3.691 \cdot 10^{-4} & 8.466 \cdot 10^{-6} & -3.926 \cdot 10^{-5} \\ 8.466 \cdot 10^{-6} & 3.471 \cdot 10^{-4} & 1.652 \cdot 10^{-5} \\ -3.926 \cdot 10^{-5} & 1.652 \cdot 10^{-5} & 7.061 \cdot 10^{-5} \end{pmatrix}_{ana}$$

Dieser Tensor wird durch die Basis (Basisvektoren in den Spalten)

$${}^{RAD}\mathbf{f}_{ana} = \begin{pmatrix} 0.9683 & -0.2139 & 0.1293 \\ 0.2231 & 0.9728 & -0.0617 \\ -0.1126 & 0.0886 & 0.9897 \end{pmatrix}_{ana}$$

zu $(3.756 \cdot 10^{-4}, 3.468 \cdot 10^{-4}, 6.446 \cdot 10^{-5})_J$ diagonalisiert.

Abstandsvektoren:

Gelenkpunkt zw. Radius und Ulna	-	Schwerpunkt des radialen Segments	$(-0.0289, -0.0066, 0.0524)_J$
Abstandsvektor Handgelenk	-	Schwerpunkt des radialen Segments	$(-0.0070, -0.0058, -0.0739)_J$

Drehachsen

Radius-Ulna-Drehachse bezüglich des ulnaren Trägheitssystems : $(0.0196, -0.0471, -0.9987)_{J_{ULN}}$
Radius-Ulna-Drehachse bezüglich des radialen Trägheitssystems :$(-0.0319, 0.0705, -0.9970)_{J_{ULN}}$

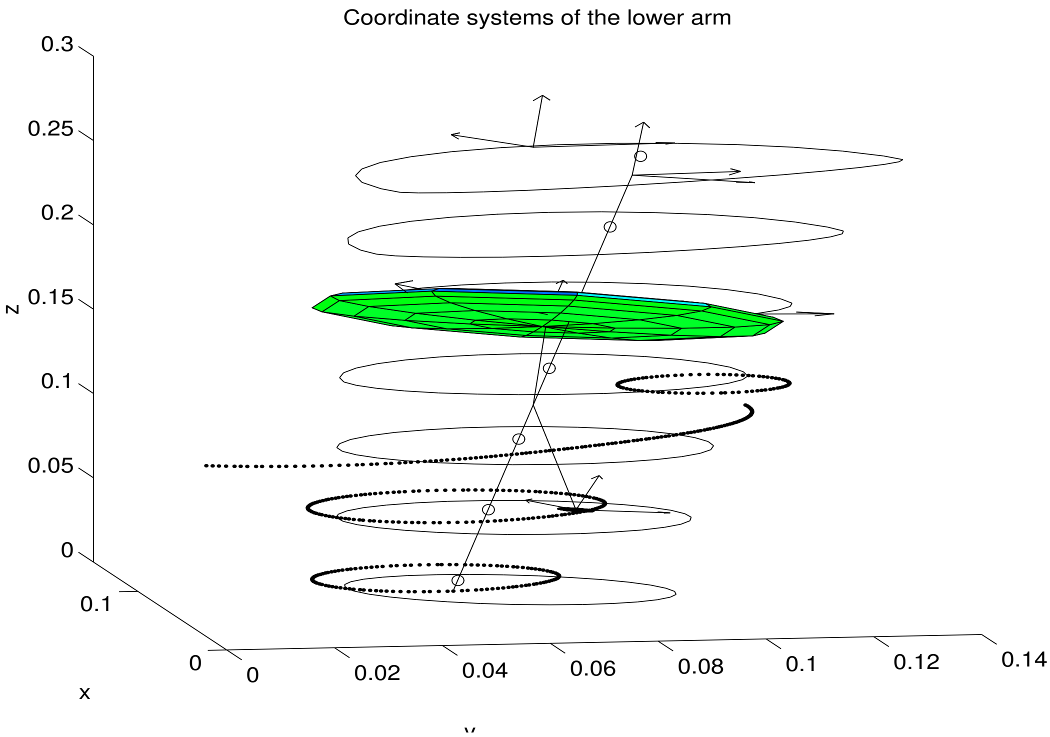
Drehachsen der Hand bezüglich des radialen Trägheitssystems: $(0.9683, -0.2139, 0.1293)_{J_{RAD}}$ und $(0.2231, 0.9728, -0.0617)_{J_{RAD}}$

Winkel zwischen dem ulnaren und dem radialen Segment

Der Winkel zwischen dem ulnaren und dem radialen Segment der Neutral(2.)-Serie wurde zu 59.1^o ermittelt. Er ist definiert als Winkel zwischen den beiden Ebenen, die einerseits durch die Pronations-/Supinationsachse und dem ulnaren Segmentschwerpunkt und derselben Achse und dem radialen Segmentschwerpunkt aufgespannt wird. Der Cosinus dieses Winkels berechnet sich dann als das Skalarprodukt aus den Einheitsvektoren, die jeweils senkrecht auf diesen Ebenen stehen.

6.5 Anwendung der Bewegungsgleichung des Torsionspendels auf die verschiedenen Unterarmmodelle

Um die Auswirkung des verbesserten Modells des Unterarms auf die mechanischen Eigenschaften des Arms zu veranschaulichen, soll im weiteren die Resonanzfrequenz einer ungedämpften Schwingung des



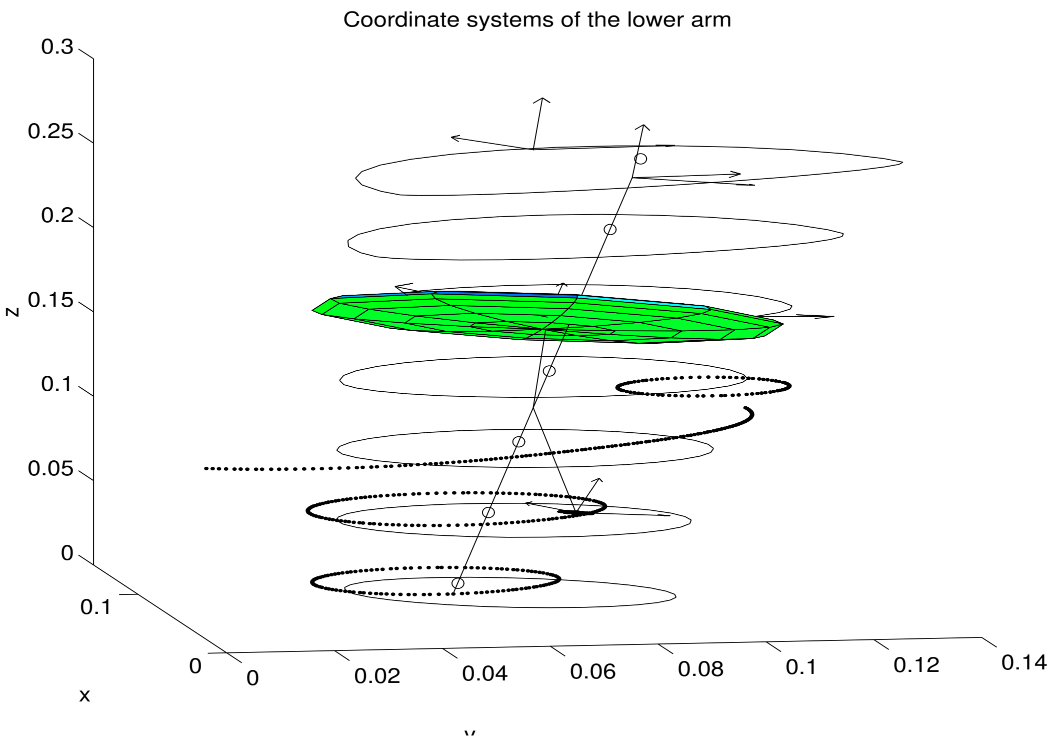


Abbildung 6.11: Diese Abbildung zeigt den parametrisierten Unterarm in drei Dimensionen aus zwei verschiedenen Blickwinkeln. Weiterhin ist die parametrisierte Segmentaufteilung als gepunktete Linie eingezeichnet. Die beiden Ellipsoiden stellen die Trägheitstensoren des ulnaren und des radialen Segmentes dar, die in der Orientierung der jeweiligen Hauptachsen an den Segmentschwerpunkten aufgehängt sind. Oben im Bild sind noch die anatomischen Koordinatensysteme für beide Segmente in ihrem jeweiligen Ursprung zu sehen, wobei die Drehachse durch den Ursprung des radialen Systems geht.

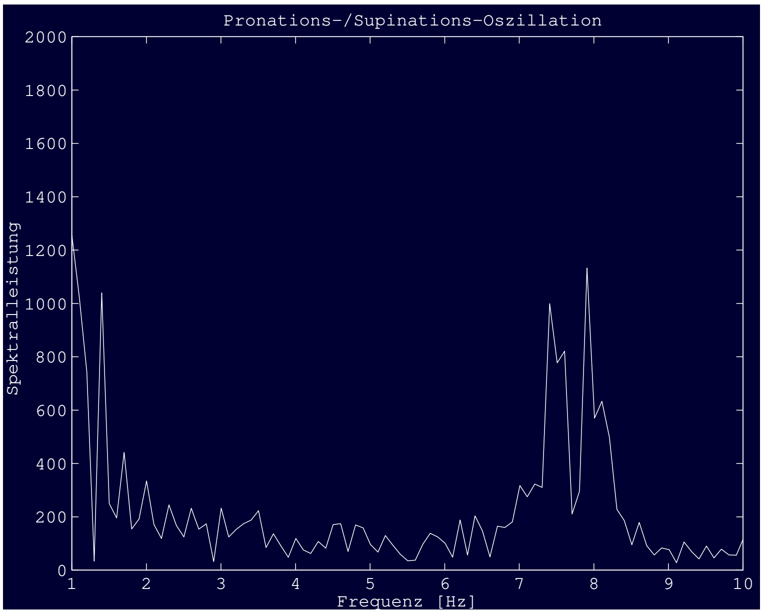


Abbildung 6.12: Diese Abbildung zeigt die spektrale Leistung einer Supinations-/Pronationsoszillation (in willkürlichen Einheiten) in Abhängigkeit von der Frequenz von Proband R bei der Vorgabe, ohne Anstrengung mit dem Unterarm in seiner Längsachse zu oszillieren.

Unterarms um die Pronations-/Supinationsachse betrachtet werden, und zwar einmal mit den Daten aus der Hatze-Datenbasis [Hat82] und zum anderen mit den in dieser Arbeit gewonnenen Daten. Um die Resultate vergleichbar zu machen, wurden folgende Maßnahmen ergriffen:

- In beiden Modellen wurde die Hand so ausgerichtet, daß ihr Schwerpunkt auf der betrachteten Pronations-/Supinationsachse lag. Dies ist wahrscheinlich genau das Verhalten, das der Mensch zeigt, wenn er für diese Bewegung die Hand spontan leicht nach außen abwinkelt.
- Das Modell dieser Arbeit wurde so skaliert, daß die Länge des Vektors zwischen dem Ellenbogen und dem Handgelenk mit dem des Hatzemodells von 26.6 cm identisch war (Skalierungsfaktor in Längsrichtung von 0.9588).

Die entsprechenden Modellparameter finden sich in der Tabelle 6.4. Dabei besteht das Hatzesche Armmodell aus $N_H = 5$ Segmenten und das neue Modell, wegen der Unterarmpartitionierung, aus $N_N = 6$ Segmenten, die in der Tabelle beide durch den Index N repräsentiert werden. Die Bezeichnungen der Gelenkvektoren richtet sich ansonsten nach den im Kapitel 3 über das Armmodell vereinbarten Bezeichnungen über die Gelenknummern und -vektoren. Alle Größen beziehen sich, falls nicht anderweitig angegeben, auf das Trägheitskoordinatensystem des Unterarm- bzw. radialen Segments.

Der Vektor $\mathbf{c}_{N,N}$ transformiert sich vom Koordinatensystem des distalen Segments N (Hand) in das proximale Koordinatensystem N-1 (Unterarm- bzw. radiales Segment) über das Handgelenk mit den beiden Winkeln α_1 und α_2 und $s_1 = \sin\alpha_1$, $c_1 = \cos\alpha_1$, $s_2 = \sin\alpha_2$, $c_2 = \cos\alpha_2$ wie folgt:

$$^{N-1}\mathbf{c}_{N,N} = ^{N-1}\mathbf{c}_{N-1,N} - \mathbf{G}^T\ ^N\mathbf{c}_{N,N} \tag{6.23}$$

Größe	Beschreibung	Hatzedaten	Daten aus dieser Arbeit
$\mathbf{c}_{N-1,N-1}[m]$	Vektor vom Schwerpunkt des Unterarm- bzw. radialen Segments zum Gelenkpunkt der Pron.-Sup.	$\begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0.111 \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} -0.0298 \\ 0.0064 \\ 0.0505 \end{pmatrix}$
$\mathbf{c}_{N-1,N}[m]$	Vektor vom Schwerpunkt des Unterarm- bzw. radialen Segments zum Handgelenk	$\begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ -0.155 \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} -0.0089 \\ -0.0067 \\ -0.0704 \end{pmatrix}$
$\mathbf{c}_{N,N}[m]$	Vektor vom Schwerpunkt der Hand zum Handgelenk im Koordinatensystem des Handsegments	$\begin{pmatrix} -0.059 \\ -0.004 \\ 0.011 \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} -0.059 \\ -0.004 \\ 0.011 \end{pmatrix}$
$\alpha_1[rad]$	1. Winkel am Handgelenk	-0.06655	-0.08923
$\alpha_2[rad]$	2. Winkel am Handgelenk	1.3865	1.6614
$\mathbf{n}$	Drehachse	$\begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} -0.02555 \\ 0.07952 \\ 0.9965 \end{pmatrix}$
$m_{N-1}[kg]$	Masse des Unterarm- bzw. radialen Segments	1.112	0.2049
$m_N[kg]$	Masse der Hand	0.502	0.502
$\mathbf{J}_{N-1}[m^2kg]$	diagonalisierter Trägheitstensor des Unterarm- bzw. radialen Segments, bezogen auf den Segmentschwerpunkt.	$\begin{pmatrix} 6.662 \\ 6.864 \\ 0.781 \end{pmatrix} \cdot 10^{-3}$	$\begin{pmatrix} 3.363 \\ 3.089 \\ 0.6157 \end{pmatrix} \cdot 10^{-4}$
$\mathbf{J}_N[m^2kg]$	diagonalisierter Trägheitstensor der Hand, bezogen auf den Segmentschwerpunkt.	$\begin{pmatrix} 0.501 \\ 0.952 \\ 1.126 \end{pmatrix} \cdot 10^{-3}$	$\begin{pmatrix} 0.501 \\ 0.952 \\ 1.126 \end{pmatrix} \cdot 10^{-3}$
$\mathbf{c}_{N,N}[m]$	Vektor vom Schwerpunkt des Unterarm- bzw. radialen Segments zum Handgelenk im Koordinatensystem des Unterarm- bzw. radialen Segments	$\begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ -0.2151 \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} -0.0252 \\ -0.0078 \\ -0.1282 \end{pmatrix}$
$\mathbf{n}'\mathbf{J}_{N-1}\mathbf{n}[m^2kg]$	Auf die Drehachse **n** projiziertes und auf diese bezogenes Trägheitsmoment des Unterarm- bzw. radialen Segments.	$7.81 \cdot 10^{-4}$	$2.307 \cdot 10^{-4}$
$\mathbf{n}'\mathbf{J}_N\mathbf{n}[m^2kg]$	Auf die Drehachse **n** projiziertes und auf diese bezogenes Trägheitsmoment der Hand.	$5.239 \cdot 10^{-4}$	$5.094 \cdot 10^{-4}$
$\mathbf{n}'\mathbf{J}_{ges}\mathbf{n}[m^2kg]$	Auf die Drehachse **n** projiziertes und auf diese bezogenes Gesamtträgheitsmoment der Pronation-Supination.	$13.05 \cdot 10^{-4}$	$7.401 \cdot 10^{-4}$

Tabelle 6.4: In dieser Tabelle werden die Daten des Hatzeschen Armmodells und des Armmodells aus dieser Arbeit einander gegenübergestellt. die Symbole werden in der Tabelle und im Text erklärt

,

mit der Transformationsmatrix vom proximalen ins distale Koordinatensystem

$$\mathbf{G} = \begin{pmatrix} c_2 & s_1 s_2 & -c_1 s_2 \\ 0 & c_1 & s_1 \\ s_2 & -s_1 c_2 & c_1 c_2 \end{pmatrix} \tag{6.24}$$

.

Die Transformation der Trägheitstensoren vom Schwerpunkt auf einen Punkt der Drehachse ist im Anhang A beschrieben.

Als auf die Drehachse **n** projiziertes und auf diese bezogenes Gesamtträgheitsmoment der Pronation-Supination erhält man so für das Armmodell nach Hatze $13.05 \cdot 10^{-4}$kg und nach den Daten aus dieser Arbeit $7.401 \cdot 10^{-4}$kg. Dies macht eine Differenz von 43%.

Mit einem auf Leuchtdiodentechnik basierenden Kamerasystem wurde eine 10s dauernde Oszillation des Unterarms eines Probanden R bei einer willkürlich als bequem empfundenen Frequenz aufgenommen. Deren spektrale Leistung ist in Abbildung 6.12 dargestellt und weist einen Gipfel bei etwa 8 Hz. auf. Interpretiert man diese Frequenz als Resonanzfrequenz einer ungedämpften Pronations-/Supinationsoszillation, so kann man nach der Formel A.17 leicht die entsprechende Federkonstante k bestimmen. Für diese gilt:

$$k = \mathbf{n}' \, \mathbf{J} \mathbf{n} \left(\frac{2\pi}{T} \right)^2 \tag{6.25}$$

.

D.h., es ergibt sich nach den Daten aus dieser Arbeit eine Federkonstante k = 1.87 N/^{o}. Man sieht, daß sich der Fehler des Gesamtträgheitstensors bei der Bestimmung der Federkonstanten entsprechend fortpflanzt, so daß mit den Daten nach Hatze sich eine um 43% größere Federkonstante ergeben hätte.

6.6 Fehlerbetrachtung

Abschließend sollen noch einmal zusammenfassend die verschiedenen Fehlerquellen und ihre Bedeutung für die Qualität der ermittelten Daten diskutiert werden.

- Der Fehler, der durch die Magnetfeldinhomogenitäten des Kernspingerätes entstand, lag bei etwa 1-2 mm im Randbereich der Schnittbilder, im Zentrum deutlich weniger. Dies entspricht einem Fehler von 2-4 Pixeln im Randbereich. Da die Armanschnitte im wesentlichen in der Mitte der Bilder lagen und auch nicht auf ein externes Koordinatensystem Bezug genommen werden mußte, spielt dieser Fehler wahrscheinlich nur eine untergeordnete Rolle.
- Während der Kernspinaufnahmen lag der Arm auf einem Kissen. Dies führt zu einer gewissen Verformung durch die Bodenreaktionskräfte. Allerdings ist dabei die wesentliche stützende Struktur die Ulna und nicht das darum herum liegende Gewebe, so daß nicht mit einer stärkeren Abweichung der Armform der Kernspinaufnahmen von der tatsächlichen Armform gerechnet werden

muß. Insgesamt ist dieser Fehler aber, da es sich nicht um einen direkten Meßfehler sondern um einen systematischen Fehler handelt, schwer abschätzbar.

- Die Bilder der Serien 1 und 3 werden mit der invarianten Referenzstruktur des Ulnaanschnittes aufeinander abgebildet, was einer Scherung von jeweils 5^o und 3^o entsprach. Da alle wesentlichen Daten anhand der unverzerrten Serie 2 ermittelt wurden und die Serien 1 und 3 nur zum Auffinden der Abbildungen von der Serie 2 ausgehend dienten, ist diese Verzerrung unwesentlich.

- Bei der Bestimmung der Drehachse wurde nur die überlagerte Gelenkfläche aus drei Schnitten aller drei Serien ausgewertet. Die geschätzte Genauigkeit lag bei etwa 2 Pixel pro Bild. Eine mögliche Fehlerquelle lag hier in der Tatsache, daß das Radiusköpfchen erst relativ weit distal auf dem letzten Schnitt abgebildet wurde und dort die Drehachse noch nicht zentral im Radius verläuft. Hier bot sich jedoch in der Überlagerung der letzten beiden Schnitte der drei Serien eine deutlich kreisförmige Schnittmenge des Radius, an die sich ein Kreis pixelgenau anpassen lies. Der mittlere Anpassungsfehler der drei ermittelten Punkte führte auf die Genauigkeitsschätzung. Es wäre auch eine Bestimmung einer Drehachse aus der Bewegung aller Voxel mit einer Kleinste-Quadrate-Methode möglich gewesen. Diese hätte jedoch keinen Gebrauch von den explizit bekannten anatomischen Gegebenheiten machen können.

- Die manuell erstellten Abbildungen weisen einen Fehler auf. Dieser ist vor allem darin zu sehen, daß der gewählte lokale Bildausschnitt quadratisch und nicht an die jeweiligen lokalen anatomischen Verhältnisse angepaßt war. Weiterhin ließen sich nicht für jeden Bereich genügend anatomische Strukturen zur Abbildung finden. Es stellte sich jedoch heraus, daß diese Bereiche nicht dort lagen, wo später die Grenze zwischen den Segmenten nach der voxelbasierten Aufteilung gezogen wurde, so daß diese Ungenauigkeiten im weiteren eine sehr untergeordnete Rolle spielten.

- Der Unterschied im winkelkorrigierten G-Wert zwischen den beiden Abbildungen lag bei 5.8 %. Dies ist anbetracht der verwendeten Näherungen bei der Bestimmung von G, wie Inkompressibilität, homogene Dichte des Arms und des großen Winkelbereichs von $44.9^o + 70.5^o = 115.5^o$, der betrachtet wurde, ein verhältnismßig kleiner Wert. Es ist davon auszugehen, daß dieser Wert etwa die bis dahin gemachten Fehler in ihrer Summe repräsentiert. Hier liegt auch der systematische Fehler verborgen, der mit der Näherung des Modells starrer Segmente einhergeht. Insofern stellt sich heraus, daß sich die Unterarmrotation ausgesprochen gut in einem solchen Modell beschreiben läßt. Das Partitionskriterium nach Formel 6.6 stellt nur für eine gleichförmige Bewegung eine solch gute Näherung dar. Bei Beschleunigungen, wie sie bei schnellen Unterarmdrehbewegungen vorkommen, bei denen sich die Armmassen stärker deformieren und ihre intrinsische Elastizität zeigen, ist von einem größeren systematischen Fehler auszugehen.

- Beim Übergang von der voxelbasierten auf die parametrisierte Aufteilung der Segmente wurde ein Fehler von etwa 6.8 % gemacht, d.h. 6.8 % der Voxel, die aufgrund ihres g-Wertes eigentlich zum radialen Segment gehören würden, wurden dem ulnaren zugeschlagen, wofür das ulnare mit entprechend vielen eigentlich radialen Voxeln entschädigt wurde. Der Fehler, der sich damit für die kinetische Energie des rotierenden parametrisierten radialen Segments ergibt, ist wegen der Stetigkeit der Grösse G daher deutlich kleiner als diese 6.8 %.

- Eine wichtige Fehlerquelle war sicherlich das Fehlen des Ellenbogengelenks bei der Aufnahme im Kernspin und die daraus erwachsene Notwendigkeit, die Knochenfragmente der Kernspinaufnahmen an davon verschiedene Knochenploygone anzupassen. Als kritisch stellte sich vor allem die Bestimmung der Trochleaachse heraus, die v.a. bei der Anpassung eines Rotationskörpers an die proximalen Enden von Ulna und Radius eine Wiederholgenauigkeit von nur 5^o zuließ. Dieser Anpassungsfehler wird auch deutlich in der nachträglich vorgenommenen Verschiebung des distalen

Ulnaendes um 4 mm und des proximalen Radiusköpfchens um 1 mm, um deren Lage auf der Drehachse zu gewährleisten, die in den Kernspinaufnahmen bestimmt wurde.

- Schließlich ist die vorgeschlagene Anpassung des Modells an andere Versuchspersonen mittels linearer Skalierung ein unzureichendes Verfahren. (Für eine Übersicht über verschiedene in der Anatomie verwendete Skalierungsverfahren siehe auch Swoboda [Swo94]) Es sollte allerdings für Unterarmgeometrien, die der hier vorgestellten relativ ähnlich sind, brauchbare Ergebnisse liefern. Mit diesem Problem der Skalierung ist letztlich jede Modellanpassung an individuelle Parameter behaftet, also auch die Muskelpfade, alle anderen Segmente, etc. Interessant ist der Vergleich der Massen, der sich aus dem skalierten Modell für die Armlänge von 26.6 cm des Hatzeschen Standardmenschen, berechnet mit dem Programm ANSEPA, ergibt. Das hier entwickelte Modell ergibt für einen Arm, der in der Länge um den Faktor 0.9588 skaliert wurde und damit auf denselben Abstand von 26.6cm zwischen Handgelenk und Ellenbogengelenk kommt, eine Masse des Unterarms von 1.179 kg, das Program ANSEPA hingegen kommt auf 1.122 kg für Unterarmdaten eines Sportlers, was einer relativen Differenz von etwa 5 % entspricht.

Damit läßt sich sagen, daß der wahrscheinliche Fehler für die in dieser Arbeit bestimmten Größen für Unterarme normalgewichtiger, mittelgroßer und erwachsener Personen etwa bei 5 %, schlimmstenfalls bei 10 % liegen dürfte.

Kapitel 7

Bemerkungen zu den Problemen, die sich bei der Übernahme der gewonnenen Daten in den Simulationsalgorithmus ergeben

Zur Übertragung der gewonnenen Daten ist sicherlich eine genaue Kenntnis des programmierten Algorithmus zur Simulation der direkten Dynamik des Segmentemodels notwendig. Da an anderer Stelle [Ste92] [Wit77] dies in aller Ausführlichkeit geschehen ist, wird hier darauf verzichtet, zumal es sich dabei lediglich um leichte Modifikationen handelt, die an dem bisherigen Programm vorgenommen werden müssen. Zum einen muß eine neue Graphenstruktur eingegeben werden, was mit der Erweiterung der Datei, die diese Definitionen enthält (segments.def), um die in dem Kapitel 6 bestimmten Daten getan ist. Des weiteren muß eine Möglichkeit vorgesehen werden, den Oberkörper zu arretieren, und letztens müssen die neuen Gelenke, deren Drehachsen nicht mehr parallel zu den Koordinatenachsen liegen, implementiert werden. Die letzten zwei Punkte werden in den nächsten Abschnitten ausführlicher dargestellt.

7.1 Arretierung des Oberkörpers

Will man Armbewegungen bei festem Oberkörper berechnen, muß dieser gegenüber dem Inertialkoordinatensystem arretiert werden. Der rechentechnisch effizienteste Weg wäre sicherlich die Elimination des ersten Gelenks. Das würde in der weiteren Simulation 6 Freiheitsgrade einsparen, was bei einem Algorithmus, dessen Aufwand mit der dritten Potenz der zu berechnenden Freiheitsgrade wächst, sicherlich sinnvoll wäre. Allerdings hätte dazu die Programmstruktur tiefgreifend geändert werden müssen, da diese darauf ausgerichtet ist, daß allein das erste Gelenk 6 Freiheitsgrade besitzt, 3 translatorische und drei rotatorische, wohingegen alle anderen Gelenke reine Rotationsgelenke darstellen. Da die Bedingung des festen Oberkörpers jedoch nur eine vorläufige Vereinfachung darstellt und in späteren Simulationen auch die posturale Reaktion des Thorax auf Armbewegungen im freien Sitzen untersucht werden soll, wurde ein anderer Weg beschritten. Dazu wurde das bisherige Programm um die Möglichkeit

der Zwangsbedingungen, die die Freiheitsgrade untereinander verknüpfen können und unabhängig von Kontakten mit der Umwelt sind, erweitert. (siehe auch [Ste92] pp. 31 und [Wit77] pp.173). Dies ist insbesondere auch in Hinblick auf eine realistische Modellierung des Bewegungsapparates in der Schulter, der tatsächlich eine geschlossene kinematische Kette aus Thorax → Schlüsselbein → Schulterblatt → Thorax bildet, relevant.
In der folgenden mathematischen Ableitung, wird die Einsteinsche Summenkonvention verwendet, d.h. über gleiche Indices wird summiert. Die partiellen Ableitungen nach den generalisierten Koordinaten werden mit einem Komma indiziert. Die freien Indices stehen mit ihrem Bereich jeweils rechts neben der Gleichung.

Die Bewegung des dynamischen Systems wird im Formalismus nach Wittenburg [Wit77] aus dem D'Alembertschen Prinzip (S.147, Formel 5.103) hergeleitet und auf folgende Form gebracht:

$$(-a_{ij}\ddot{q}_j + b_i)\delta q_i = 0 \tag{7.1}$$

Die q_i, i=1..N_q, sind die generalisierten Koordinaten. Sowohl die Matrix a_{ij}, wie auch der Vektor b_i hängen von den q_i ab. Da die Variation δq_i der generalisierten Koordinaten als unabhängig angenommen wurde, folgen daraus die N_q Bewegungsgleichungen.

Zusätzlich sollen jetzt noch N_h unabhängige, holonome Zwangsbedingungen der Form

$$h_k(q_i) = 0 \qquad i = 1..N_q,\ k = 1..N_h \tag{7.2}$$

die Bewegung des mechanischen Systems einschränken. Mit Hilfe der Lagrangeschen Multiplikatoren können die durch die Zwangsbedingungen auftretenden (Zwangs-)Kräfte direkt berechnet werden. Es gilt, daß die Variation der h_i, hervorgerufen durch die Variation der generalisierten Koordinaten, verschwindet, d.h.:

$$\delta h_k = \frac{\partial h_k}{\partial q_i}\,\delta q_i = h_{k,i}\,\delta q_i = 0 \qquad k = 1..N_h, \tag{7.3}$$

wobei $h_{k,i}$ ($i = 1..N_q$, $k = 1..N_h$) die Jakobimatrix der Zwangsbedingungen ist. Mittels der Lagrangeschen Multiplikatoren λ_k, k=1..N_h kann das D'Alembertsche Prinzip für das System unter Nebenbedingungen geschrieben werden als:

$$(-a_{ij}\ddot{q}_j + b_i + h_{k,i}\lambda_k)\delta q_i = 0 \tag{7.4}$$

Wegen der Abhängigkeit von N_h der generalisierten Koordinaten verschwinden nur $N_q - N_h$ der Variationen in Gleichung 7.4 von selbst. Die Koeffizienten der übrigen N_h voneinander abhängigen Variationen können durch die spezielle Wahl der Lagranschen Multiplikatoren $\lambda_1 \ \ldots \lambda_{N_h}$ zum Verschwinden gebracht werden. Damit erhält man als Bewegungsgleichung des Systems:

$$a_{ij}\ddot{q}_j = b_i + h_{k,i}\lambda_k \qquad i = 1..N_q \tag{7.5}$$

Zur Elimination der Lagrangschen Multiplikatoren muß man diese Gleichung nach λ_k auflösen. Dazu multipliziert man sie von rechts mit $h_{l,m}a_{mi}^{-1}$, wobei a_{mi}^{-1} die zu a_{mi} inverse Matrix ist.

$$h_{l,j}\ddot{q}_j = h_{l,m}a_{mi}^{-1}b_i + h_{l,m}a_{mi}^{-1}h_{k,i}\lambda_k \qquad l = 1..N_h \tag{7.6}$$

Diese Gleichung läßt sich nach λ auflösen; da sowohl a_{mi}^{-1} wie auch $h_{k,i}$ vollen Rang bezitzen, ist die Matrix $h_{l,m}a_{mi}^{-1}h_{k,i}$ (l,k = 1..N_h) quadratisch und invertierbar. Es folgt also:

$$\lambda_k = -(h_{l,o}a_{op}^{-1}h_{k,p})^{-1}(h_{l,m}a_{mi}^{-1}b_i - h_{l,j}\ddot{q}_j) \qquad k = 1..N_h \tag{7.7}$$

Bleibt zuletzt noch den Term mit $\ddot{q}$ zu ersetzten. Dazu differenziert man die Gleichungen der Zwangsbedingungen 7.2 zweimal nach der Zeit:

$$\ddot{h}_l = h_{l,j}\ddot{q}_j + h_{l,nj}\dot{q}_n\dot{q}_j = 0 \qquad l = 1..N_h \tag{7.8}$$

Das ist äquivalent zu:

$$h_{l,j}\ddot{q}_j = -h_{l,nj}\dot{q}_n\dot{q}_j \qquad l = 1..N_h \tag{7.9}$$

Setzt man diesen Ausdruck in 7.7 ein, so ergibt sich:

$$\lambda_k = -(h_{l,o}a_{op}^{-1}h_{k,p})^{-1}(h_{l,m}a_{mi}^{-1}b_i + h_{l,nj}\dot{q}_n\dot{q}_j) \tag{7.10}$$

Setzt man dieses λ_k in 7.5 ein , so ergibt sich als endgültige Form der Bewegungsgleichung für ein System mit holonomen Nebenbedingungen:

$$\ddot{q}_j = a_{ij}^{-1}\left[b_i - h_{k,i}(h_{l,o}a_{op}^{-1}h_{k,p})^{-1}(h_{l,m}a_{mg}^{-1}b_g + h_{l,nj}\dot{q}_n\dot{q}_j)\right] \qquad j = 1..N_q \tag{7.11}$$

7.2 Frei wählbare Gelenkvektoren

Bei den bisher im Programm implementierten Gelenken ging man davon aus, daß ihre Drehachsen entlang der Koordinatenachsen, d.h. entlang der Hauptachsen des Trägheitstensors des vorangehenden Segmentes lagen. Das ist für die in dieser Arbeit ermittelten Drehachsen zwischen dem humeralen, ulnaren, radialen und dem Handsegment nicht der Fall. Es wurde daher notwendig, die Transformation zwischen den Segmentkoordiantensystemen mittels einer frei wählbaren Drehachse zu beschreiben.

Nach dem Eulerschen Theorem kann jede mögliche Position eines Körpers, der in einem Punkt befestigt ist, durch genau eine Drehung um eine Achse entlang eines Vektors **n** um einen Winkel α beschrieben werden, d.h. daß selbiges für 2 beliebig zueinander orientierte kartesische Koordinatensysteme gilt. Diese Drehung ist in Abbildung 7.1 dargestellt.
Der Drehvektor **n** sei im weiteren auf 1 normiert. Der Lotvektor **l** auf **n** ist definiert als:

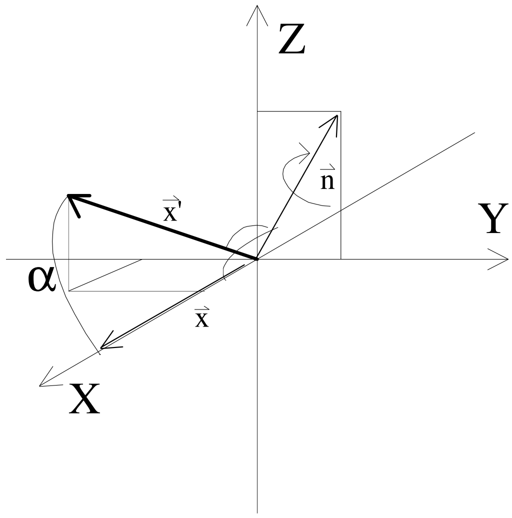


Abbildung 7.1: Rotation eines Vektors **x** um einen Vektor **n**

$$l_i = x_i - x_j n_j n_i \qquad i = 1..3 \tag{7.12}$$

Da bei einer Drehung um **n** nur der orthogonal zu **n** liegende Anteil des Vektors **x** in der von **l** und $\mathbf{n} \times \mathbf{l}$ aufgespannten Ebene gedreht wird, folgt für den gedrehten Vektor $\mathbf{x}'$:

$$x'_i = x_j n_j n_i + l'_i \tag{7.13}$$

mit dem gedrehten Lot $\mathbf{l}'$

$$l'_i = l_i \cos\alpha + \epsilon_{ijk} n_j l_k \sin\alpha \tag{7.14}$$

,

wobei ϵ_{ijk} das Levi-Chevita-Symbol darstellt:

$$\epsilon_{ijk} = \begin{cases} 1 & : \text{ i=1, j=2, k=3 oder zyklisch vertauscht.} \\ -1 & : \text{ i=2, j=1, k=3 oder zyklisch vertauscht.} \\ 0 & : \text{ sonst} \end{cases} \tag{7.15}$$

Setzt man nun in Gleichung 7.13 die Gleichungen 7.12 und 7.14 ein, so folgt für den gedrehten Vektor $\mathbf{x}'$:

$$x'_i = x_j n_j n_i + l_i \cos\alpha + \epsilon_{ijk} n_j l_k \sin\alpha \tag{7.16}$$

$$\begin{aligned} &= x_j n_j n_i + (x_i - x_j n_j n_i)\cos\alpha + \epsilon_{ijk} n_j (x_k - x_l n_l n_k)\sin\alpha \\ &= x_i \cos\alpha + (1-\cos\alpha) x_j n_j n_i + \epsilon_{ijk} n_j x_k \sin\alpha \end{aligned}$$

Dies läßt sich als Beziehung der Art

$$x_i' = u_{ij} x_i \tag{7.17}$$

schreiben, wobei für die Transformationsmatrix (u_{ij}) gilt:

$$u_{ij} = \delta_{ij}\cos\alpha + n_i n_j (1-\cos\alpha) - \epsilon_{ijk} n_k \sin\alpha \qquad i = 1..3,\ j = 1..3 \tag{7.18}$$

.

Kapitel 8

Zusammenfassung und Ausblick

In der vorliegenden Arbeit wurde die Möglichkeit, Armbewegungen im dreidimensionalen Raum im Sinne einer direkten dynamischen Simulation zu berechnen, in zwei wesentlichen Punkten verbessert: zum einen wurde die geometrische Grundlage für eine einfache Näherung von Muskelumlenkungen um geometrisch einfache Körper gelegt, und zum anderen wurden die kinematischen und dynamischen Parameter der Unterarmsegmente im Rahmen einer starren-Körper-Näherung erstmals anhand von MRI-Aufnahmen sozusagen in vivo bestimmt.
Bei den Muskelumlenkungen wurde die von van der Helm [vdH91] vorgeschlägene Näherung verwendet, daß der umgelenkte Muskelzug sich in einer Ebene befinde. Die eigentlichen Berechnung wurde jedoch wesentlich stärker geometrisch ausgerichtet, was sich bei der Berechnung durch einen Geschwindigkeitsvorteil bemerkbar machen sollte, da nun keine mehrdimensionalen Approximationsverfahren mehr notwendig sind.
Für die Bestimmung der kinematischen und dynamischen Parameter der Unterarmsegmente wurden 3 verschiedene Kernspinserien des Unterarms in einer supinierten, einer mittleren und einer pronierten Stellung angefertigt. Durch pixelweises Abbilden der pronierten und supinierten Serie auf die mittlere, war es möglich, diese Bewegung zu quantifizieren. Die Trennung in 2 starre Segment, d.h. der Übergang von der Kontinuumsmechanik zur Mechanik starrer Körper gelang mittels der Forderung, daß in einer gleichförmigen Bewegung um die Pronations-/Supinationsachse, für die die drei Kernspinserien die Momentaufnahmen lieferten, die Segmente des starren-Körper-Modells die gleiche kinetische Energie haben sollten, wie der im Kernspin aufgenommene Arm. Die bisher auf Voxelbasis beruhende Segmentaufteilung wurde dann durch mathematische Funktionen approximiert, so daß am Ende ein homogen skalierbares Modell der beiden Unterarmsegmente stand, daß sich an individuelle Personen anpassen ließ. Schließlich wurde mittels der gewonnen Unterarmparamter die Federkonstante einer lockeren Unterarmoszillation berechnet und der Unterschied zu dem bisherigen Armmodell nach Hatze aufgezeigt.
Es fanden sich mehrere bemerkenswerte Ergebnisse:

- Die Rotationsachse der Supination-Pronation ist, obschon etwas schräg im Unterarm liegend, im Rahmen der Meßgenauigkeit parallel zur Längsachse des ulnaren Trägheitstensors. U.U. ist dies für das ZNS bei der Berechnung der Handtrajektorien von Nutzen.
- Das Massenverhältnis zwischen dem auf diese Weise ermittelten ulnaren und radialen Segment ist etwa 4.5:1, das Verhältnis zwischen den Trägheitstensoren beträgt sogar etwa 11:1. Berechnet man als relevante Größe das auf die Pronations-/Supinationsachse projizierte Trägheitsmoment, so unterscheiden sich das aus dieser Arbeit, und das, welches auf der Drehung des Unterarms als

Ganzes beruht, um etwa 40 %.

- Die Struktur der Trägheitstensoren beider Unterarmsegmente ist sehr ähnlich, mit zwei etwa gleich großen Komponenten in x- und y-Richtung und einer kleineren (etwa um den Faktor 6) z-Komponente. Die Entartung der ersten beiden Komponenten führt ohne großen Fehler zu einer relativen Willkür bei der Wahl der Basis des Trägheitssystems in der Ebene senkrecht zur z-Richtung. Dies kann man nutzen, um die Trägheitssysteme so auszurichten, daß sie bspw. möglichst mit den Gelenkachsen übereinstimmen, um die numerischen Berechnungen zu vereinfachen.

Im Anschluß an die vorliegende Arbeit muß nun die weitere Verifikation des Modells erfolgen. Dabei wäre als erstes anzustreben, die mittels der Näherung der Muskelumlenkung berechneten Kraftarme mit Werten aus der Literatur zu vergleichen [MDB95]. Ferner eignet sich das gerechnete Beispiel der ungedämpften Supinations-/Pronationsoszillation gut, um die Implementation des Simulationsalgorithmus zu überprüfen.
Im weiteren stehen nun alle Mittel zur Verfügung, um mittels eines realistischen Arm-Muskel-Modells die Prinzipien der dreidimensionalen Armsteuerung bei Tätigkeiten wie dem Reichen und Greifen zu untersuchen. Die dabei zu verfolgenden Ansätze könnten sich u.a. am - ebenfalls modellbasierten - Vorgehen von Shadmehr und Mussa-Ivaldi [SMI94], an dem Modell der neuronalen Steuerung bei der Ausübung von Kräften nach Lukashin et al. [LAG96], an den Arbeiten von Hogan zur Kontrolle und Mechanik von Mehrgelenksbewegungen und Haltung [Hog85] und der Kontrolle von Gleichgewichtstrajektorien von Flash [Fla87] orientieren.
Im Rahmen der Neuroprothetik besitzt man damit ebenfalls ein mächtiges Werkzeug, um Kontrollstrategien für eine noch zu entwickelnde Neuroprothese des Arms zu testen, die sich nicht unbedingt an der Physiologie orientieren müssen.

Abbildungsverzeichnis

Tabellenverzeichnis

Literaturverzeichnis

[AH85] C.G. Atkeson and J.M. Hollerbach. Kinematic features of unrestrained vertical arm movements. *J Neurosci*, 5:2318–2330, 1985.

[ASB95] Paul Allard, Ian A. F. Stokes, and Jean-Pierre Blanchi. *Three-Dimensional Analysis of Human Movement.* Human Kinetics, 1995.

[AV93] Raymond D. Adams and Maurice Victor. *Principles of Neurology.* McGraw Hill, 5 edition, 1993.

[Baj89] Ruzena Bajcsy. Multiresolution elastic matching. *Computer Vision, Graphics and Image Processing*, 46:1–21, 1989.

[Ber67] N. Bernstein. *The coordination and regulation of movements.* Pergamon Press, New York, 1 edition, 1967.

[CM78] E.Y. Chao and B.F. Morrey. Three-dimensional rotation of the elbow. *J. Biomechanics*, 11:57–73, 1978.

[CMN+96] Ed Chadwick, Brendan McCormack, A C Nicol, Bo Peterson, and Victor Waide. Isb-proposal for standardization of segmental koordinates - elbow joint. *http://www.kin.ucalgary.ca/isb/standards/elbow.html*, Jul 1996.

[Ewa75] F.C. Ewald. Total elbow replacement. *Orhtop. Clin. N. Am.*, 6:685–696, 1975.

[FH85] Tamar Flash and Nevill Hogan. The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model. *J Neurosci*, 7:1688–1703, 1985.

[Fic11] Fick. *Anatomie und Mechanik der Gelenke, Bd. 3.* Gustav Fisher, Jena, 1911.

[Fla87] Tamar Flash. The control of hand equilibrium trajectories in multijoint arm movements. *Biol Cybern*, 57:257–274, 1987.

[Fla89] Tamar Flash. Generation of reaching movements: plausibility and implications of the equilibrium hypothesis. *Brain Behav Evol*, 33:63–68, 1989.

[Geo94] A.P. Georgopoulos. New concepts in generation of movement. *Neuron*, 13:257–268, 1994.

[GG95] Simon R. Goodman and Gerald L. Gottlieb. Analysis of kinematic invariance of multijoint reaching movements. *Biol. Cybern.*, 73:311–322, 1995.

[GLM+89] A.P. Georgopoulos, J.T. Lurito, M.Petrides, A.B. Schwartz, and J.T. Massey. Mental rotation of the neuronal population vector. *Science*, 243:234–236, 1989.

[GSK86] A.P. Georgopoulos, A.B. Schwartz, and R.E. Kettner. Neuronal population coding of movement direction. *Science*, 233:1416–1419, 1986.

[Hat82] Herbert Hatze. *HOMSIM . A simulator of spatial (3D) hominoid dynamics. BIOMLIB TR-82-UM-902*. 1982.

[Hog85] Neville Hogan. The mechanics of muti-joint posture and movement control. *Biol. Cybern.*, 52:315–331, 1985.

[Jea88] M. Jeannerod. *The neural and Behavioural Organization of Goal-Directed Movements*. Oxford: Clarendon Press, 1988.

[Kuy81] H. G. J. M. Kuypers. *Anatomy of the descending pathways*, volume 2 (1), pages 597–666. Williams and Wilkins, 1981.

[LAG96] Alexander V. Lukashin, Bagrat R. Amirikian, and Apostolos P. Georgopoulos. Neural computations underlying the exertion of force: a model. *Biol. Cybern.*, 74:469–478, 1996.

[Lat93] Mark Latash. *Control of Human Movement*. Human Kinetics Publisher, 1993.

[LK68] D.G. Lawrence and H.G.J.M. Kuypers. The functional organization of the motor system in the monkey I., II. *Brain*, 91:1–14, 15–36, 1968.

[LTG92] L.E.Miller, M. Theeuwen, and C.C.A.M. Gielen. The control of arm pointing movements in three dimensions. *Exp. Brain Res.*, 90:415–426, 1992.

[MDB95] Wendy M. Murray, Scott L. Delp, and Thomas S. Buchanan. Variation of muscle moment arms with elbow and forearm position. *J Biomechanics*, 28(5):513–525, 1995.

[MDK+95] S. Meermagen, C. Dohle, T. Kuhlen, H. Hefter, and H.-J. Freund. The influence of biomechanical constraints on the control of grip strategy (poster), eur. neurosci abstr. 18.22, amsterdam 1995, 1995.

[Mor81] P. Morasso. Spatial control of arm movements. *Experimental Brain Research*, 42:223–227, 1981.

[Nel83] W.L. Nelson. Physical principles for economies of skilled movements. *Biol. Cybern.*, 46:135–147, 1983.

[Pet94] Bo Peterson. On a model of the upper extremity. In F. Schuind et al., editor, *Advances in the Biomechanics of the Hand and Wrist*, pages 95–106. Plenum Press, New York, 1994.

[PTVF92] William H. Press, Saul A. Teukolsky, William T. Vetterling, and Brian P. Flannery. *Numerical Recipes in C : the art of scientific computing*. Press Syndicate of the University of Cambridge, 2 edition, 1992.

[RALR86] M.L. Robin, K.N. An, R.L. Linscheid, and E.L. Ritman. Anatomic and kinematic analysis of the human forearm using high-speed computed tomography. *Medical and Biological Engineering and Computation*, 24:164–168, 1986.

[RK87] Rauber and Kopsch. *Anatomie des Menschen - Lehrbuch und Atlas, Bd. 1*. Thieme Verlag, 1987.

[Rob64] D.A. Robinson. The mechanics of human saccadic eye movement. *J. Physiol.*, 174:245–264, 1964.

[Rot94] John Rothwell. *Control of Human Voluntary Movement.* Chapman & Hall, 2 edition, 1994.

[SA89] Ali Seireg and R. Arvikar. *Biomechanical Analysis of the musculoskeletal structure for medicine and sports.* Hemisphere publishing corporation, 1 edition, 1989.

[SCJ94] G.E. Stelmach, U. Castiello, and M. Jeannerod. Orienting the finger opposition space during prehension movement. *Journal of Motor Behaviour*, 26:178–186, 1994.

[SHZss] Thorsten Schormann, Stefan Henn, and Karl Zilles. A new approach to fast elastic alignment with applications to human brains. *Lecture Notes in Computer Science*, 1996 in press.

[SL81] J.F. Soechting and F. Laquaniti. Invariant characteristics of a pointing movement in man. *J Neurosci*, 1:710–720, 1981.

[SMI94] Reza Shadmehr and Fernando Mussa-Ivaldi. Adaptive representation of dynamics during learning of a motor task. *The Journal of Neuroscience*, 14(5):3208–3224, 1994.

[Ste92] Rene Steiner. Verbesserung eines Modells des menschlichen Bewegungsapparates mit 42 Freiheitsgraden,Diplomarbeit an der Universität Düsseldorf, FB. Physik, 1992.

[Swo94] Stefan Swoboda. Simulation der Kinematik der Skelettmuskulatur und Abschätzung der erforderlichen Parameter für individuelle Personen, Diplomarbeit an der Universität Düsseldorf, FB. Physik, 1994.

[SZ89] K. Schneider and R.F. Zernicke. Jerk-cost modulations during the practice of rapid arm movements. *Biol. Cybern.*, 60:221–230, 1989.

[UKS89] Y. Uno, M. Kawato, and R. Susuki. Formation and control of optimal trajectory in human arm movement. *Biol. Cybern.*, 61:89–101, 1989.

[van94a] F.C.T. van der Helm. Analysis of the kinematic and dynamic behaviour of the shoulder mechanism. *J. Biomechanics*, 27(5):527–550, 1994.

[van94b] F.C.T. van der Helm. A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism. *J. Biomechanics*, 27(5):551–569, 1994.

[vdH91] F.C.T. van der Helm. *The shoulder mechanism.* PhD thesis, Technical University of Delft, 1991.

[VT80] P. Viviani and C. Terzuolo. Space-time invariance in learned motor skill. In G.E. Stellmach and J. Requin, editors, *Tutorial motor behaviour*, pages 525–533. North-Holland, Amsterdam, 1980.

[WH95] Justin Won and Neville Hogan. Stability properties of human reaching movements. *Exp. Brain Res.*, 107:125–136, 1995.

[Wit77] Jens Wittenburg. *Dynamics of Systems of Rigid Bodys.* B.G. Teubner, Stuttgart, 1 edition, 1977.

[WW90] J. M. Winters and S.L.-Y. Woo. *Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organization.* Springer, 1990.

[YDT+79] Y. Youm, R.F. Dryer, K. Thambyrajah, A. E. Flatt, and B.L. Sprague. Biomechanical analyses of forearm pronation-supination and elbow flexion-extension. *J. Biomechanics*, 12:245–255, 1979.

Anhang A

Rotationsenergie, Trägheitstensor, Torsionspendel

A.1 Kinetische Rotationsenergie, der Trägheitstensor

Die Rotationsgeschwindigkeit eines Massepunktes am Ort $\mathbf{r}$ kann allein durch seine Winkelgeschwindigkeit ω beschrieben werden (siehe z.B. S. 27 in [Wit77]):

$$\mathbf{v}^{rot} = \omega \times \mathbf{r} \tag{A.1}$$

d.h. in Indicesnotation (im weiteren ist mit v immer v_{rot} gemeint):

$$v_i = \epsilon_{ijk}\omega_j r_k \tag{A.2}$$

Damit ergibt sich als Rotationsenergie eines starren Körpers:

$$\begin{aligned} E_{rot} &= \frac{1}{2}\int_m (v_i)^2\, dm \\ &= \frac{1}{2}\int_m (\epsilon_{ijk}\omega_j r_k)^2\, dm \end{aligned} \tag{A.3}$$

Mit $\epsilon_{ijk}\epsilon_{klm} = \delta_{il}\delta_{jm} - \delta_{im}\delta_{jl}$ kann man den Ausdruck im Integral auch schreiben als:

$$\begin{aligned} (\epsilon_{ijk}\omega_j r_k)^2 &= \epsilon_{ijk}\omega_j r_k \epsilon_{ilm}\omega_l r_m & \text{(A.4)} \\ &= \epsilon_{jki}\epsilon_{ilm}\omega_j r_k \omega_l r_m & \text{(A.5)} \\ &= (\delta_{jl}\delta_{km} - \delta_{jm}\delta_{kl})\omega_j r_k \omega_l r_m & \text{(A.6)} \\ &= \omega_j^2 r_k^2 - r_j\omega_j r_k \omega_k & \text{(A.7)} \\ &= \omega_j (r_i^2 \delta_{jk} - r_j r_k)\omega_k & \text{(A.8)} \end{aligned}$$

Da die momentane Winkelgeschwindigkeit ω für den gesamten starren Körper gleich ist, kann man sie aus dem Integral A.3 ziehen. Das verbleibende Integral wird als Trägheitstensor des starren Körpers bezeichnet:

$$J_{ij} = \int_m r_k^2 \delta_{ij} - r_i r_j \, dm \tag{A.9}$$

Und es ergibt sich für die momentane rotatorische Bewegungsenergie E_{rot}:

$$E_{rot} = \frac{1}{2} \omega_i J_{ij} \omega_j \tag{A.10}$$

A.1.1 Eigenschaften des Trägheitstensors

Zusammenhang zwischen dem Trägheitstensor bezogen auf den Schwerpunkt und bezogen auf einen beliebigen Punkt im selben Koordinatensystem

Der Schwerpunkt $\mathbf{C}$ sei o.B.d.A. der Ursprung des Koordinatensystems, $\mathbf{P}$ sei der neue Bezugspunkt. Der Vektor dazwischen werde mit $\mathbf{r}^C = \mathbf{C} - \mathbf{P}$ bezeichnet.

Für den Trägheitstensor bezogen auf den Schwerpunkt $\mathbf{C}$ gilt:

$$J_{ij}^C = \int_m r_k^2 \delta_{ij} - r_i r_j \, dm \tag{A.11}$$

Für den Trägheitstensor bezogen auf den neuen Bezugspunkt $\mathbf{P}$ gilt:

$$J_{ij}^P = \int_m (r_k^C + r_k)^2 \delta_{ij} - (r_i^C + r_i)(r_j^C + r_j) \, dm \tag{A.12}$$

Mit der Definition des Schwerpunktes $\int_m r_i \, dm = 0$ folgt:

$$\begin{aligned} J_{ij}^P &= \int_m \left[(r_k^C)^2 + r_k^2 \right] \delta_{ij} - (r_i^C r_j^C + r_i r_j) \, dm \\ &= J_{ij}^C + \left((r_k^C)^2 \delta_{ij} - r_i^C r_j^C \right) m \end{aligned} \tag{A.13}$$

Transformation des Koordinatensystems ohne Änderung des Ursprungs

Ohne Beweis wird hier das Transformationsverhalten des Trägheitstensors als Tensor zweiter Stufe wiedergegeben:
Es seien e_{ij} die j=1..3 Vektoren einer neuen Orthonormalbasis bezüglich des alten (orthogonalen) Koordinatensystems. Dann transformiert sich der Trägheitstensor $\mathbf{J}$ in das neue Koordiantensystem mit der neuen Basis wie folgt:

$$J_{il}^{neu} = e_{ji} J_{jk}^{alt} e_{kl} \tag{A.14}$$

A.2 Die Bewegungsgleichung des Torsionspendels um eine feste Achse

Rotiert ein Körper um eine feste Achse mit dem Richtungsvektor $\mathbf{n}$, so gilt für die momentane Winkelgeschwindigkeit: $\omega = \mathbf{n}\dot{\phi}$. Ist ϕ der Winkel, der ab einem gewissen Ruhewinkel $\phi_0 := 0$ gemessen wird und k die Konstante der Torsionsfeder, dann gilt für die kinetische und potentielle Energie des Körpers:

$$\begin{aligned} E_{kin} &= \frac{1}{2}\omega_i J_{ij}\omega_j = \frac{1}{2}n_i J_{ij} n_j \dot{\phi}^2 \\ E_{pot} &= -k\phi \end{aligned} \tag{A.15}$$

Dabei bezieht sich J_{ij} auf einen beliebigen Punkt der Gelenkachse. $n_i J_{ij} n_j$ ist gegenüber Verschiebungen in Richtung der Gelenkachse invariant, wie man leicht mit A.13 zeigen kann. Damit ergibt sich als Bewegungsgleichung (z.B. über den 2. Lagrangschen Formalismus) :

$$n_i J_{ij} n_j \ddot{\phi} + k\phi = 0 \tag{A.16}$$

Diese Gleichung wird durch eine harmonsische Schwingung $\Phi(t) = A\, e^{i\omega t}$ mit der Periodendauer

$$T = 2\pi\sqrt{\frac{n_i J_{ij} n_j}{k}} \tag{A.17}$$

gelöst.

Anhang B

Parameter eines Armmodells

In diesem Abschnitt werden beispielhaft die Parameter eines Armmodells angegeben, wie sie sich aus dem Programm Ansepa für die geometrie eines 'Standardmenschen' ergeben. Die Unterarmdaten für das radiale und ulnare Segment entspringen den Bemühungen dieser Arbeit. Die Bezeichnungen stimmen mit denen aus der Abbildung 3.1 in Kapitel 3 überein.

Segment	Beschreibung der Lage des Trägheitssystems
Thorax	$\begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0.9984 & -0.0558 \\ 0 & 0.0558 & 0.9984 \end{pmatrix}$
re. Schulter	$\begin{pmatrix} 0 & 0 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \\ -1 & 0 & 0 \end{pmatrix}$
re. Oberarm	$\begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$
re. Unterarm, ulnares Segment	$\begin{pmatrix} 0.9964 & -0.0381 & 0.0755 \\ 0.0345 & 0.9982 & 0.0482 \\ -0.0772 & -0.0454 & 0.9959 \end{pmatrix}$
re. Unterarm, radiales Segment	$\begin{pmatrix} 0.9681 & -0.2150 & 0.1287 \\ 0.2254 & 0.9716 & -0.0717 \\ -0.1096 & 0.0985 & 0.9891 \end{pmatrix}$
Hand	$\begin{pmatrix} 0.3661 & 0 & 0.9306 \\ 0 & 1 & 0 \\ -0.9306 & 0 & 0.3661 \end{pmatrix}$

Tabelle B.1: Übersicht über das Verhl̈tnis von anatomischen- und Trägheitsystemen. Dabei sind die Anatomischen Koordinatensysteme für alle Segmente so orientiert, daß in der Normalstellung, die der Abbildung 3.1 entspricht (bis auf die Hände, die in der Normalstellung mit dem Daumen nach vorne zeigen), die x-Achse in etwa nach rechts, y-Achse nach vorne und die z-Achse nach oben weist. Die angegebenen Matrizen enthalten die Einheitsvektoren des Trägheitssystems bzgl. des anatomischen Systems und stellen damit die Transformation vom Trägheits- ins anatomische System dar

Segment	Index	Masse [kg]	Trägheitstensor [m^2kg]
Thorax	1	17.776	$(0.3117, 0.3558, 0.1409)^T$
re. Schulter	2	1.509	$(4.735, 3.314, 4.000)^T \cdot 10^{-3}$
re. Oberarm	3	2.285	$(1.959, 1.946, 0.261)^T \cdot 10^{-2}$
re. Unterarm, ulnares Segment	4	0.971	$(3.906, 4.067, 0.6737)^T \cdot 10^{-3}$
re. Unterarm, radiales Segment	5	0.205	$(3.363, 3.089, 0.6157)^T \cdot 10^{-4}$
Hand	6	0.502	$(0.501, 0.9521.126)^T \cdot 10^{-3}$

Tabelle B.2: Übersicht über die Segmentdaten

Verbindungsvektor	Koordinaten
$\mathbf{c}_{1,1}$	$(0.000, 0.000, 0.000)^T$
$\mathbf{c}_{1,2}$	$(0.000, 0.002, 0.206)^T$
$\mathbf{c}_{2,2}$	$(0.000, 0.000, -.149)^T$
$\mathbf{c}_{2,3}$	$(0.000, 0.000, 0.056)^T$
$\mathbf{c}_{3,3}$	$(0.000, 0.000, 0.131)^T$
$\mathbf{c}_{3,4}$	$(0.000, 0.000, -.172)^T$
$\mathbf{c}_{4,4}$	$(0.008, -.013, 0.098)^T$
$\mathbf{c}_{4,5}$	$(0.006, 0.009, -.054)^T$
$\mathbf{c}_{5,5}$	$(-0.0298, 0.0064, 0.0505)^T$
$\mathbf{c}_{5,6}$	$(-0.0089, -0.0067, -.0704)^T$
$\mathbf{c}_{6,6}$	$(-.059, -.004, 0.011)^T$

Tabelle B.3: Übersicht über die Verbindungsvektoren. Alle Vektoren bezeihen sich auf ihr jeweiliges Trägheitssystem.

Gelenk	Index	q_i	Achsen	$q_{i,norm}$	$q_{i,min}$	$q_{i,max}$
virtuelles Gelenk	1	1	x	-	-	-
		2	y	-	-	-
		3	z	-	-	-
		4	X	-	-	-
		5	Y	-	-	-
		6	Z	-	-	-
re. Schultergelenk	2	7	Y	90	-40	5
		8	X	0	-30	5
re. Oberarmgelenk	3	9	X	0	-180	90
		10	Y	-90	-140	0
		11	Z	0	-90	90
re. Ellenbogen	4	12	$(\cos 16^o, \sin 16^o, 0)^T$	0	-10	150
re. Sup.-/Pron.	5	13	Z	0	-90	90
re. Handgelenk	6	14	$(0.968, -0.215, 0.128)^T$	0	-30	30
		15	$(0.225, 0.972, -0.072)^T$	68	-60	60

Tabelle B.4: Übersicht über die Gelenke und Freiheitsgrade des Armmodells. Es ist zu beachten, daß die Koordinaten 1..6 der Bewegung relativ zum Inertialsystem keine Anschläge besitzen. Ferner ist im Schulterglenk aufgrund einer von Hatze stammenden Konvention die Drehung um die Y- und X- Achse vertauscht. Die Gelenkanschläge $q_{i,min}$ und $q_{i,max}$ beziehen sich jeweils relativ auf $q_{i,norm}$ und beruhen auf Schätzungen

Anhang C

Glossar

distal	Fern, Lagebezeichnung für fern der Körpermitte gelegene Strukturen.
Epicondylus	Ulnar und radial am distalen Humerus gelegene knöcherne Fortsätze, an denen die auf den Unterarm übergehende Muskulatur ansetzt.
lateral	Seitlich, Lagebezeichnung für seitlich der Körpermitte gelegene Strukturen.
medial	Zur Mitte hin, Lagebezeichnung für bezogen auf andere Strukturen in Richtung der Körpermitte gelegene Strukturen.
postural	Die (Körper)Haltung betreffend.
Pronation	Einwärtsdrehung des Unterarms, so daß bei nach vorne orientierem Unterarm die Handinnenfläche nach unten weist.
proximal	Nahe, Lagebezeichnung für nahe der Körpermitte gelegene Strukturen.
Radius	Speiche, lateraler Unterarmknochen, der sich bei der Unterarmdrehung (Pronation/Supination) um den anderen Unterarmknochen, die Elle (Ulna), herumdreht. Proximal stöst das sogenannte Radiusköpfchen an den Oberarmknochen und bildet mit ihm eine knorpelige Gelenkflche, richtiggehend geführt wird es jedoch durch eine bindegewebige Schlaufe, die an der proximalen Ulna ansetzt. Distal bildet er zusammen mit der Handwurzelknochen das Hnadgelenk.
Supination	Auswärtsdrehung des Unterarms, so daß bei nach vorne orientierem Unterarm die Handinnenfläche nach oben weist. (kleine Merkhilfe : damit könnte man in der hohlen Hand nun 'Suppe' schöpfen!)
Trochlea	Knöcherne und Knorpelige Führungsstruktur für die Elle (Ulna) am distalen Oberarmknochen (Humerus)
Ulna	Elle, Unterarmknochen, der den Ellenbogen bildet und mit dem Oberarmknochen (Humerus) zusammen das Ellenbogengelenk bildet. Sie bleibt bei der Unterarmdrehung (Pronation/Supination) ortsfest.
ZNS	Zentrales Nervensystem, d.h. alle neuronalen Strukturen des Gehirns, inklusive Netzhaut und Rückenmark

Anhang D

Diskette mit Programm inertia

Erklärung

Ich erkläre hiermit, daß ich die vorliegende Arbeit selbst verfaßt und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt habe.