Realisierung eines robotischen Röntgen C-Bogens

—

Technische Umsetzung und Applikationen

Norbert Binder

Dissertation

Universität zu Lübeck
Institut für Robotik und Kognitive Systeme

Aus dem Institut für Robotik und Kognitive Systeme
der Universität zu Lübeck

Direktor:
Prof. Dr.-Ing. Achim Schweikard

Realisierung eines robotischen Röntgen C-Bogens

—

Technische Umsetzung und Applikationen

Inauguraldissertation
zur
Erlangung der Doktorwürde (Dr.-Ing.)
der Universität zu Lübeck
- Aus der Technisch-Naturwissenschaftlichen Fakultät -

Vorgelegt von
Dipl.-Ing. Norbert Binder
aus 94481 Grafenau
Lübeck, 17.04.2007

Prüfungsausschuss:

Vorsitzender:	Prof. Dr. rer. nat. Th. Buzug
1. Berichterstatter:	Prof. Dr.-Ing. A. Schweikard
2. Berichterstatter:	Prof. Dr.-Ing. E. Maehle

Tag der mündlichen Prüfung: 12.09.2007

zum Druck genehmigt. Lübeck, den 12.09.2007

gez. Prof. Dr. med. E. Hartmann
– Dekan der Technisch-Naturwissenschaftlichen Fakultät –

DANKSAGUNG

Ich möchte mich bei allen bedanken, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben, insbesondere bei Professor Schweikard, der mir die Chance gab, am Institut für Robotik und Kognitive Systeme der Universität zu Lübeck an diesem spannenden interdisziplinären Thema zu arbeiten. Des Weiteren bei meinen Arbeitskollegen für die gewinnbringenden Diskussionen und die unermüdliche Unterstützung bei fachlichen Fragen. Mein besonderer Dank gilt hierbei vor allem – aber sicher nicht ausschließlich – Lars Matthäus und Christoph Bodensteiner. Ganz besonders bedanken möchte ich mich bei Cornelia Rieckhoff, die gute Seele des Instituts, die stets ein offenes Ohr für Probleme hat und uns Mitarbeitern stets eine große Hilfe ist. Besonders erwähnen möchte ich auch meine Studenten Benjamin Feldner, Robert Groß, Steffen Rüter und Gregor Peter, die als wissenschaftliche Hilfskräfte und im Rahmen ihrer Diplomarbeiten eine Menge an Arbeit geleistet haben und deren Ergebnisse direkt oder indirekt in diese Dissertation mit eingeflossen sind.

Ganz besonderer Dank gilt unserem Industriepartner *Ziehm Imaging* aus Nürnberg, allen voran Jürgen Dehler, Klaus Hörndler und Michael Günther, die zum einen durch die Bereitstellung eines C-Bogens und finanzielle Unterstützung diese Arbeit erst ermöglicht haben und zum anderen durch die unkomplizierte Zusammenarbeit ein angenehmes Arbeitsklima geschaffen haben.

Abschließend möchte ich mich noch bei meiner Freundin Julia Köhn dafür bedanken, dass sie soviel Geduld mit mir und meiner Arbeit hatte, bei meiner Schwester für das Korrekturlesen, sowie bei meinen Eltern für die großartige Unterstützung in all den Jahren.

Eidesstattliche Erklärung:
Ich versichere, dass ich die Dissertation ohne fremde Hilfe angefertigt und keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel verwendet habe. Weder vor noch gleichzeitig habe ich andernorts einen Zulassungsantrag gestellt oder diese Dissertation vorgelegt. Ich habe mich bisher noch keinem Promotionsverfahren unterzogen.

17.04.2007

Dipl.-Ing. Norbert Binder

Nachtigallensteg. 42
23562 Lübeck
Deutschland

KURZFASSUNG

Ziel dieser Arbeit ist die vollständige Robotisierung eines handelsüblichen Röntgen C-Bogens, um so seine Handhabung zu erleichtern. Dadurch soll erreicht werden, dass der Arbeitsfluss während eines Eingriffs nicht unterbrochen werden muss, um Einstellungen vorzunehmen. Dieses führt zu wesentlichen Vorteilen wie Zeitersparnis, konzentrierterem und damit sichererem Operieren und geringerer Belastung durch Infektion und Narkose. Die Gelenke sollen dazu zusätzlich zu einer manuellen Handhabung auch über einen Steuerrechner kontrollierbar sein. Die Mechanik und die Anforderungen an die Antriebseinheiten wurden untersucht. Es wurden alle Achsen des C-Bogens mit Motoren, Getrieben und Positionsgebern ausgestattet.

Kern der Steuersoftware ist ein Kinematikmodul, das die Vorwärts- und Rückwärtsrechnung beinhaltet. Das kinematische Problem für diese spezielle Mechanik mit fünf Freiheitsgraden wurde gelöst und implementiert. Dadurch ist es möglich, das Gerät anhand des Zielpunktes und der Strahlrichtung zu positionieren, ohne sich über die einzelnen Gelenkparameter Gedanken machen zu müssen.

Eine Simulationsumgebung wurde geschaffen, die der Entwicklung von Anwendungen parallel zur Realisierung der mechanischen Umbauten diente.

In umfangreichen Messungen wurde die absolute Positioniergenauigkeit und Wiederholgenauigkeit ermittelt. Anhand der Ergebnisse konnten Verbesserungsmöglichkeiten für die Antriebe und Mechanik der nächsten Generation erarbeitet werden. Die Einflüsse der Massendeformation auf den C-Bogen waren Bestandteil einer weiteren Messreihe. Darauf basierend wurde ein Kompensationsalgorithmus implementiert, der die Fehler durch die Verformung durch Gelenkbewegungen ausgleicht.

Eine erste Auswahl an Applikationen wurde implementiert, um zu zeigen, welche Anwendungen durch die Robotisierung vereinfacht oder zum Teil erst ermöglicht werden. Neben der rein manuellen Bedienung der Achsen vier und fünf können diese jetzt auch motorisch unterstützt werden und so den Kraftaufwand reduzieren. Alle Achsen können über Taster oder das Bedienfeld ferngesteuert und damit auch in steriler Umgebung einfacher bedient werden. Durch das Kinematikmodul wird es möglich, Bewegungen in Relation zum Patienten oder anhand eines Röntgenbilds direkt anzugeben und mit dem C-Bogen auszuführen. Zerlegung in einzelne Gelenkbewegungen entfällt somit. Das Verfahren in der Bildebene erleichtert das neu Ausrichten einer Aufnahme im Falle einer falschen Positionierung. Es ermöglicht auch das registrierungsfreie Aneinanderfügen von Einzelaufnahmen zu Panoramabildern, um so größere Strukturen wie einen Oberschenkelknochen komplett abbilden zu können. Die Sammlung von Projektionen für die 3D-Rekonstruktion war bisher auf eine Bewegungsebene beschränkt. Durch die Robotisierung wird diese Datenakquisition nicht nur für einen nicht-isozentrischen C-Bogen möglich. Die Bewegungsebene kann frei im Raum definiert werden, je nachdem, wie es die räumlichen Gegebenheiten erfordern. Darüber hinaus können automatisch mehrere Ebenen verwendet werden, oder durch freies Pivotieren um das Zielgebiet die besten Blickwinkel für die Rekonstruktion gewählt werden.

Durch die Robotisierung des C-Bogens wurde eine Basis geschaffen, die die Handhabung des Geräts vereinfacht und eine Vielzahl neuer Anwendungsmöglichkeiten schafft. Das Funktionsmuster dient der Entwicklung weiterer Applikationen, der Verbesserung von Be-

dienkonzepten und der Optimierung des Arbeitsflusses.

Zur Verdeutlichung, dass dieses Konzept auch auf andere Geräte übertragen werden kann, wird abschließend am Beispiel eines OP Mikroskopes aufgezeigt.

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung **1**
- 1.1 Stand der Technik . . . 2
- 1.2 Projekt . . . 4

2 Applikationen **5**
- 2.1 Erhöhung des Bedienkomforts . . . 5
  - 2.1.1 Servounterstütze Bewegung . . . 5
  - 2.1.2 Bewegung in steriler Umgebung . . . 6
  - 2.1.3 Kartesisches Verfahren . . . 6
- 2.2 Bildgestützte Positionierung . . . 7
  - 2.2.1 Verfahren in Bildebene . . . 7
  - 2.2.2 Longbone- und Poster-Aufnahmen . . . 8
  - 2.2.3 Kontextbasierte Positionierung . . . 11
- 2.3 Tomographische Bildgebung . . . 12
  - 2.3.1 Vorüberlegungen . . . 13
  - 2.3.2 Standard mit freier Wahl der Ebene . . . 13
  - 2.3.3 Multi-Plane Verfahren . . . 14
  - 2.3.4 Multi-Spot Verfahren . . . 15
  - 2.3.5 Zusammenfassung . . . 15

3 C-Bogen Kinematik **17**
- 3.1 Koordinatensysteme und Transformationen . . . 17
- 3.2 Vorwärtsrechnung . . . 20
- 3.3 Rückwärtsrechnung . . . 20
  - 3.3.1 Spezielle Rückwärtsrechnung . . . 21
  - 3.3.2 Inkrementelle Rückwärtsrechnung . . . 29

4 Simulationsumgebung **33**
- 4.1 Vorüberlegungen . . . 33
- 4.2 Implementierung . . . 34
- 4.3 Simulation des C-Bogens und der OP-Szene . . . 34
  - 4.3.1 Modellierung . . . 34
  - 4.3.2 Visualisierung . . . 35
- 4.4 Simulation des Röntgenbildes . . . 36
- 4.5 Grafische Benutzeroberfläche . . . 37
  - 4.5.1 C-Bogen Simulator . . . 37
  - 4.5.2 Image Viewer und Xtender . . . 38
- 4.6 Kollisionsdetektion . . . 39

5 Technische Umsetzung **41**
- 5.1 Spezifikation . . . 41
  - 5.1.1 Massen, Kräfte und Momente . . . 41
  - 5.1.2 Geschwindigkeiten und Beschleunigungen . . . 42
  - 5.1.3 Positioniergenauigkeit . . . 42

5.1.4 Sicherheit . . . 45
5.2 Konzeptstudie . . . 50
5.2.1 Steuerung . . . 51
5.2.2 Antriebseinheit . . . 52
5.2.3 Kalibrierung der Gelenkparameter . . . 54
5.2.4 Funktionstest . . . 54
5.2.5 Weitere Ergebnisse und notwendige Verbesserungen . . . 55
5.3 Prototyp . . . 55
5.3.1 Steuerung . . . 56
5.3.2 Motoren und Getriebe . . . 56

6 Positioniergenauigkeit und Deformation 59
6.1 Versuchsvorbereitung . . . 59
6.1.1 Marker . . . 60
6.1.2 Registrierung der Vorwärtsrechung auf den C-Bogen . . . 60
6.1.3 Auswahl der Trackingsysteme . . . 61
6.1.4 Vergrößerung des Messvolumens . . . 61
6.1.5 Zusammenfassung . . . 66
6.2 Genauigkeitsmessungen . . . 66
6.2.1 Positionier- und Wiederholgenauigkeit . . . 66
6.3 Deformation . . . 71
6.3.1 Bestimmung der Größenordnung . . . 71
6.3.2 Ursachen der Deformation . . . 72
6.3.3 Messung . . . 73
6.4 Auswertung . . . 79
6.4.1 Art der Motoren . . . 79
6.4.2 Getriebespiel . . . 79
6.4.3 Anordnung und Art der Geber . . . 80
6.4.4 Steifigkeit . . . 80

7 Deformationskompensation 81
7.1 Kompensation anhand der Gelenkparameter . . . 82
7.1.1 Prädiktive Korrektur der Sollposition . . . 82
7.1.2 Korrektur der Ist-Position . . . 85
7.2 Datenakquisition . . . 86
7.3 Evaluierung . . . 86
7.3.1 Geradentest für Translationsgelenke . . . 86
7.3.2 Geometrietest . . . 87
7.4 Diskussion . . . 91
7.5 Projektionsfehler durch XR-BV Deformation . . . 92
7.5.1 Das Lochkamera-Modell . . . 92
7.5.2 Kompensation . . . 94

8 Interaktives robotisches OP-Mikroskop — ein Ausblick 97
8.1 Koordinatensysteme und Transformationen . . . 99
8.2 Rückwärtsrechnung . . . 100

9 Diskussion und Ausblick 103
9.1 Ergebnisse . . . 103
9.2 Weiterer Projektverlauf . . . 104

A Notationen und Abkürzungen 105
A.1 Notationen . . . 105
A.2 Abkürzungen . . . 105

B Eigenschaften der Kegelprojektion 107

C Tabelle zur Evaluierung der Deformationskompensation **111**

D Technische Informationen **115**

Kapitel 1

Einleitung

Seit über zehn Jahren wird daran gearbeitet, Roboter in den OP-Betrieb zu integrieren und somit ihre Vorteile nutzen zu können. Die meisten davon wurden für sehr spezielle invasive Aufgaben entworfen. Sie führen Instrumente aller Art wie zum Beispiel Fräsen [Pra98], Laparoskope [MKK+03] oder Linearbeschleuniger [ASMH98] mit hoher Genauigkeit und erlauben unter Nutzung präoperativer Planung eine Präzision, die die eines Chirurgen übertrifft.

Die wenigsten dieser Systeme schafften es - trotz zum Teil guter medizinischer Ergebnisse - den wirtschaftlichen Ansprüchen Genüge zu leisten oder den Vorurteilen gegenüber Medizinrobotern Stand zu halten [end06, ZP05]. Zum einen liegt das an den hohen Anschaffungs- und Unterhaltungskosten für ein System, das auf einige wenige Eingriffe spezialisiert ist und zum anderen am Zeitaufwand. So verlängern sich viele Eingriffe im Vergleich zu konventionellen Operationen erheblich durch Aufbau und Einrichtung des Systems. Keines dieser Systeme kann einen Arzt ersetzen. Im Gegenteil: Bei den Telepräsenzsystemen ist es im Moment noch notwendig, dass ein zusätzlicher Arzt im OP bereit steht, falls es zu Komplikationen kommen sollte.

Das vermutlich größte Problem ist, dass die gewonnene höhere Präzision für viele Eingriffe gar nicht nötig ist, oder in den weiteren Teilschritten des Eingriffs durch den menschlichen Operateur wieder so viele Ungenauigkeiten hinzukommen, dass sie sich kaum auswirken. Die Planung ist meist auf eine spezielle Vorgehensweise beschränkt und lässt sich nur schwer abwandeln falls etwas Unvorhergesehenes geschieht. Diese Flexibilität bietet im Moment nur ein menschlicher Operateur.

In der vorliegende Arbeit wurde am Institut für Robotik und Kognitive Systeme (im weiteren Verlauf Institut für Robotik) eine weitere Art von Roboter realisiert, der nicht invasiv am Patienten eingesetzt wird. Hauptanliegen ist es, durch den Einsatz eines robotischen Systems einen Mehrgewinn gegenüber einer herkömmlichen Methode zu schaffen. Dieses ist unter anderem der Fall, wenn die Handhabung von herkömmlichen Geräten im OP erleichtert wird. Sich ständig wiederholende Arbeitsschritte sollen (teil-)automatisch ablaufen, das Bedienkonzept intuitiv sein und so optimiert werden, dass die Benutzung eines Gerätes mit in den Arbeitsfluss integriert wird. Dieses führt im Vergleich zu bisherigen Geräten zu weniger Unterbrechungen und hilft somit, die Konzentration zu erhalten und Fehler zu reduzieren. Die Dauer der Eingriffe verringert sich und vermindert somit das Infektionsrisiko, die Belastung durch die Narkose, sowie die Thrombosegefahr bei Operationen unter Blutsperre.

Am Beispiel eines Röntgen C-Bogens soll der notwendige Umbau für die Umsetzung dieses Konzepts vorgestellt werden. Die direkte und inverse Kinematik wurden für diese Mechanik bestimmt und erlaubt nun die Berechnung der Gelenkparameter für eine vorgegebene Strahlrichtung durch einen Zielpunkt. Systembedingte mechanische Verformungen wurden vermessen und können bei der Positionierung des Geräts berücksichtigt werden.

Das Ergebnis ist ein Gerät, auf dem Anwendungen und Bedienkonzepte entwickelt und evaluiert werden können. Eine erste Auswahl an Applikationen soll zeigen, welche Anwendungen durch die Robotisierung vereinfacht oder zum Teil erst ermöglicht werden. Neben der rein manuellen Bedienung der Achsen vier und fünf, können diese jetzt auch motorisch unterstützt werden und so den Kraftaufwand reduzieren. Alle Achsen können über Taster

oder das Bedienfeld ferngesteuert und damit auch in steriler Umgebung einfacher bedient werden. Durch das Kinematikmodul wird es möglich, Bewegungen in Relation zum Patienten oder anhand eines Röntgenbilds direkt anzugeben und mit dem C-Bogen auszuführen. Zerlegung in einzelne Gelenkbewegungen entfällt somit. Das Verfahren in der Bildebene erleichtert das erneute Ausrichten einer Aufnahme im Falle einer falschen Positionierung. Es ermöglicht auch das registrierungsfreie Aneinanderfügen von Einzelaufnahmen zu Panoramabildern, um so größere Strukturen wie einen Oberschenkelknochen komplett abbilden zu können. Die Sammlung von Projektionen für die 3D-Rekonstruktion war bisher auf eine Bewegungsebene beschränkt. Durch die Robotisierung wird diese Datenakquisition auch für einen nicht-isozentrischen C-Bogen möglich. Die Bewegungsebene kann frei im Raum definiert werden, je nachdem, wie es die räumlichen Gegebenheiten erfordern. Darüber hinaus können automatisch mehrere Ebenen verwendet werden, oder durch freies Pivotieren um das Zielgebiet die besten Blickwinkel für die Rekonstruktion gewählt werden.

Das weitere Ziel, die Ergebnisse auf andere Geräte im Bereich der Medizin zu übertragen, wurde in einem anderen Projekt bereits in Angriff genommen (siehe auch Kapitel 8 dieser Arbeit, sowie [KGBS04]).

Abbildung 1.1: Mobiler Röntgen C-Bogen □

1.1 Stand der Technik

Mobile Röntgen C-Bögen finden ihren Einsatz in der Medizin in einer Vielzahl von Anwendungsgebieten. Vor Beginn einer Aufnahme wird die gewünschte Blickrichtung zum Zielgebiet eingestellt. Dazu werden nacheinander die einzelnen Gelenke manuell entriegelt, verstellt und wieder verriegelt. Je nach Erfahrung des Bedienpersonals müssen Gelenke zum Teil mehrmals variiert werden, bis die geplante Zielstellung erreicht ist. Die Massen von Bildverstärker (BV) und Strahlenquelle (XR) müssen dabei, je nach Stellung, mit nicht unerheblicher Kraft bewegt werden.

Abbildung 1.2: Manuelle Bedienung des C-Bogens; Hebel zum Lösen und Arretieren der Bremsen (links) und Bedienschalter für den elektrischen Hub-Antrieb (rechts) □

Es gibt nun verschiedene Ansätze, um die Handhabung von Röntgen C-Bögen zu vereinfachen. Motorgestützte Bewegungen einzelner Achsen erleichtern die Bewegung der großen Massen. Allerdings müssen dabei immer noch Achse für Achse getrennt verstellt werden.

Es bedarf großer Erfahrung des Bedienpersonals, um das Zielgebiet aus dem gewünschten Blickwinkel zu betrachten, da eine Bewegung des Bildverstärkers meist nur durch kombinierte Bewegung mehrerer Gelenke erreicht werden kann. Ausnahmen sind eine reine z-Bewegung oder eine Translation in Richtung des Schlitten-Arms. Erschwerend kommt hinzu, dass drei der Gelenke rotatorisch sind und damit reine Translationen erschweren. Andererseits sind freie Rotationen im dreidimensionalen Raum nur durch den Einbezug der Translationsgelenke möglich. Ein reines Verfahren in der Bildebene um einen vorgegebenen Wert, oder eine Rotation mit konstantem Abstand um ein Isozentrum sind damit nicht realisierbar. Bei isozentrisch aufgebauten C-Bögen bewegen sich die bildgebenden Einheiten in einem festen, durch die Mechanik festgelegten Abstand um das Zielgebiet. Eine Verschiebung des Isozentrums in Richtung des Bildverstärkers, um einen möglichst großen Radius des Röntgenkegels zur Verfügung zu haben, ist nicht möglich.

Nach Angaben kooperierender Ärzte führt der Einstellprozess oft zu einer *Trial-and-Error* Vorgehensweise, bei der so lange Aufnahmen angefertigt werden, bis das gewünschte Ergebnis erreicht ist. Dabei wird eine nicht unerhebliche Anzahl an unnötigen Röntgenbildern erstellt. Dieses ist zum einen sehr zeitaufwändig und unterbricht den Arbeitsfluss, was zu einer Verminderung der Konzentration, zu Ermüdung und zu Fehlern führt. Zum anderen bedeutet jede Aufnahme eine hohe Strahlenbelastung für Patient und OP Personal, die sich trotz immer besser werdender Technik und Schutzmaßnahmen nicht vollkommen verhindern lässt. Diese Nebeneffekte gilt es zu vermeiden.

Menschen geben Richtungen und Orientierung relativ zu Objekten an. So sind in der Medizin *Superior, cranial*, *inferior, caudal* oder *a.-p.* klare Richtungsangaben in Bezug auf einen Patienten. Im Sinne von *vor*, *zurück*, *links*, *rechts*, *hoch* und *runter* werden Bewegungen bezüglich der aktuellen Blickrichtung und des Blickfeldes eindeutig definiert. Beides wird für die Gewinnung eines Röntgenbildes verwendet. Um den C-Bogen initial einzustellen, orientiert man sich am Patienten. Steht bereits ein Röntgenbild zur Verfügung, bezieht man sich in der weiteren Vorgehensweise darauf.

Dem gegenüber wird die Stellung des C-Bogens durch die Bewegung der einzelnen Gelenke kontrolliert. Für Industrieroboter ist diese Aufgabenstellung bereits gelöst. Die Werkzeuge fahren Positionen relativ zum Werkstück an oder bewegen sich entlang definierter Bahnen. Für die Programmierung sind nur die Positionen oder Bahnen notwendig. Die dazugehörigen Gelenkparameter werden mit Hilfe von kinematischen Berechnungen bestimmt und an den Roboter übermittelt. Damit entfällt für den Benutzer die Zerlegung der Bewegung des Werkzeugs in einzelne Gelenkbewegungen.

Die Größe des Röntgenbildes ist bei einem C-Bogen auf einen Durchmesser von ca. 30 cm beschränkt. Das Zusammenfügen mehrerer Aufnahmen ist die gängige Lösung. Sie gestaltet sich jedoch als schwierig, da während der manuellen Positionierung meist auch der Abstand und die Orientierung verändert werden. Stationäre Geräte erlauben dagegen auch größere

Formate um zum Beispiel einen ganzen Thorax oder den kompletten Oberschenkel abzubilden.

Für eine gute 3D Rekonstruktion sind Projektionen über einen großen Winkelbereich - im Idealfall 180° - notwendig, um zu guten Ergebnissen zu gelangen [STCJ04]. Neuere Ansätze, wie sie in [WBN+00, GKK+99, STCJ04] vorgestellt werden lockern diese Restriktion etwas auf. Eine Limitierung auf die vertikale Bewegungsebene während der Datenackquisition hat auf Grund der räumlichen Beschränkungen im Einsatzgebiet durch Tischfuß, Geräte und Personal dennoch Auswirkungen auf das Ergebnis.

1.2 Projekt

Aus den Erfahrungen und Wünschen der Benutzer entstand das Ziel dieses Projektes, einen Röntgen C-Bogen vollständig zu robotisieren. Dazu mussten alle Achsen mit Antrieben und Positionsgebern ausgestattet werden. Eine geeignete Steuerungssoftware war zu entwerfen, über die sich die Motoren kontrollieren lassen und die für koordinierte Bewegungen sorgte. Kern dieser Steuerung ist ein Kinematik-Modul, mit dem die gewünschte Bewegung im Patienten- oder Bildkoordinatensystem in Gelenkparameter umgerechnet werden können. Dieses musste speziell auf die mechanischen Eigenschaften des Geräts abgestimmt werden (siehe Kapitel 3).

Der C-Bogen wird durch verschiedene Faktoren beeinflusst, die sich auf die Positioniergenauigkeit und damit auf die Qualität der Anwendungen auswirken können. Um dies zu überprüfen wurden in ausführlichen Messreihen die absolute Positioniergenauigkeit und die Wiederholgenauigkeit ermittelt und in Kapitel 6 vorgestellt. Besonderes Augenmerk wurde dabei auf die mechanischen Verformungen gelegt, da deren Auswirkung so erheblich war, dass eine Kompensation notwendig wurde. Im Kapitel 7 werden zwei Algorithmen vorgestellt, die unterschiedliche mathematische Modelle der Deformation verwenden.

Ausgehend vom Stand der Technik wurde eine Zahl an Anwendungen abgeleitet, die die Handhabung des C-Bogens erheblich erleichtern und den Leistungsumfang erhöhen können. Für die Gelenke vier und fünf ist eine motorunterstützte Bewegung möglicht, indem die Intension des Benutzers über Taster am Handgriff erfasst und in Motorbewegungen umgesetzt wird. Damit ist eine Positionierung mit Gewichtsausgleich möglich.

Bewegungen können nun in Relation zu einem Patienten, zum C-Bogen oder dem Röntgenbild vorgegeben und der C-Bogen entsprechend positioniert werden. Ein Umdenken in Gelenkparameter durch den Benutzer entfällt somit. Durch ein definiertes Verfahren in der Bildebene wird es möglich, eine Röntgenaufnahme im Bezug auf eine vorausgegangene neu zu positionieren, oder aus mehreren Aufnahmen ohne Registrierung eine Panoramaaufnahme zu erzeugen. Durch Markieren von Landmarken auf zwei Aufnahmen kann ein Zielobjekt aus einem definierten Blickwinkel abgebildet werden.

Daneben wird die teil- oder vollautomatische Sammlung von Projektionsdaten zur 3D Rekonstruktion möglich. Das Zielgebiet dafür ist einfach anzugeben und die Projektionen können nicht nur in einer, sondern auch in mehreren Bewegungsebene, sowie durch Pivotieren um das Zentrum frei gesammelt werden. Dadurch soll es möglich sein, auch bei räumlichen oder mechanischen Beschränkungen des Arbeitsraumes genug Daten akquirieren zu können, um Artefakte im 3D Datensatz zu verringern.

Diese Aussagen wurden durch eine Umfrage, die im Rahmen einer Diplomarbeit zum Thema *Bedienkonzepte im OP* [Rüt04] bestätigt. Zwei Drittel der Befragten wünschten sich einen erweiterten Funktionsumfang für ihren C-Bogen. Generell wurden jedoch grundlegende Funktionen wie Verfahren in der Bildebene, Neuzentrierung und Positionsspeicherung als wichtiger bezeichnet als komplexere Funktionen wie Poster- oder CT-Modus, die als „sinnvoll, aber nicht zwingend erforderlich“ eingestuft wurden.

Kapitel 2

Applikationen

Durch die Robotisierung des C-Bogens ergeben sich eine Vielzahl neuer Anwendungen, durch die die bisher gewohnte Handhabung des C-Bogens erleichtert wird. Im Folgenden wird dies anhand der realisierten Applikationen genauer erläutert.

Das Ziel der Robotisierung liegt auf der Vereinfachung der Handhabung unter Beibehaltung der altbekannten Bedienkonzepte. Dieses soll zum einen eine schnellere und leichtere Umgewöhnung von traditionellen Systemen bewirken und zum anderen auch in Stresssituationen für die notwendige Sicherheit sorgen. Der Roboter soll nur dann aktiv werden, wenn es durch den Bediener zur Erleichterung der Arbeit erwünscht ist.

Die hier vorgestellten Anwendungen stellen nur einen Teil der Möglichkeiten dar. Sie wurden sowohl im persönlichen Gespräch mit am Projekt beteiligten Ärzten entwickelt als auch aus der Benutzerbefragung in Kapitel 1.1 abgeleitet. Dieses war wesentlich, um den Bezug zur praktischen Anwendung im Fokus zu behalten, und nicht an den Wünschen der Benutzer vorbei zu entwickeln.

2.1 Erhöhung des Bedienkomforts

2.1.1 Servounterstütze Bewegung

Die erste Erweiterung leitet sich intuitiv aus dem täglichen Umgang ab. Die Massen des Bildverstärkers, der Strahlenquelle und des C-Profils sind erheblich. Trotz des Gewichtsausgleichs ist - je nach Stellung - viel Kraft erforderlich, um die Anordnung in Bewegung zu versetzen. Die Motorunterstützung bedeutet daher eine erhebliche Verbesserung des Bedienkomforts. Dieses Konzept ist schon seit längerem bekannt und zum Beispiel in OP-Mikroskopen integriert. Auch bei stationären C-Bögen ist servounterstützte Positionierung bereits Standard. Sensoren an den Griffen des C-Bogens nehmen Kräfte und Momente bei der Bedienung auf. Der Steuerrechner leitet daraus die Intention des Benuters ab und unterstützt die Bewegung der Gelenke unmerklich durch die integrierten Motoren. Dieses Merkmal bewahrt den

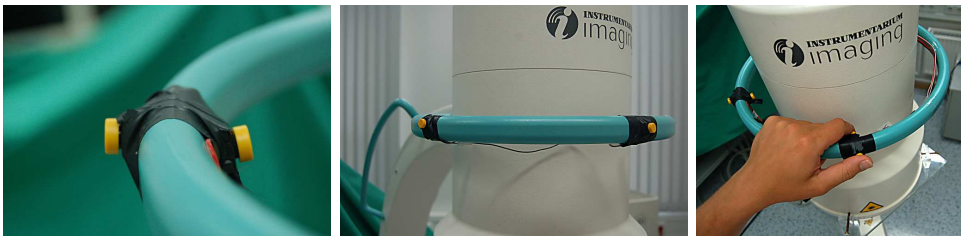


Abbildung 2.1: Prototyp zur motorischen Unterstützung der Bewegung. Hier wird durch Taster am Griff der Bildverstärkers nach vorne/hinten und links/rechts gekippt □

Chirurgen davor, die volle Masse des Gerätes bewegen zu müssen, um danach wieder mit leichten Instrumenten an feinsten Strukturen zu operieren.

In Abbildung 2.1 ist die Testanordnung der C-Bogen Studie zu sehen. Je ein gegenüberliegend angeordnetes Tastenpaar steuert die links/rechts- (Motor vier) und die vor/zurück-Bewegung (Motor fünf). Die konstante Verstellgeschwindigkeit mit Beschleunigungs- und Bremsrampen wird bei Initialisierung fest in den Motorkontroller programmiert und lässt sich während der Anwendung nicht verändern. Grund dafür ist die Systemarchitektur des Kontrollers, die für den Tippbetrieb keine Geschwindigkeitsänderung im laufenden Betrieb zulässt. Für die nächste Generation sind andere Kontroller geplant, die auch die Stärke des Tastendrucks über entsprechende Sensoren auswerten und damit die Geschwindigkeit regeln können.

2.1.2 Bewegung in steriler Umgebung

In der sterilen Umgebung des OPs ist der C-Bogen in einer sterilen Hülle verpackt. Die Positionierung gestaltet sich dadurch komplizierter, da das Gerät nur an bestimmten Stellen und nur von sterilem Personal angefasst werden darf. Dabei stehen einzig die Sterilität und nicht der Bedienkomfort im Vordergrund. Durch Tasten auf dem C-Bogen selbst oder auf dem Bediendisplay können die Gelenke ferngesteuert verstellt werden, sodass die Sterilität nicht verloren geht.

Der Tippbetrieb der Motorkontroller wurde an unserem Laborgerät dazu benutzt, diese Steuerung umzusetzen. Abbildung 2.2 zeigt das funktionsfähige Labormuster und eine mögliche Anordnung auf dem Steuerschrank dargestellt.

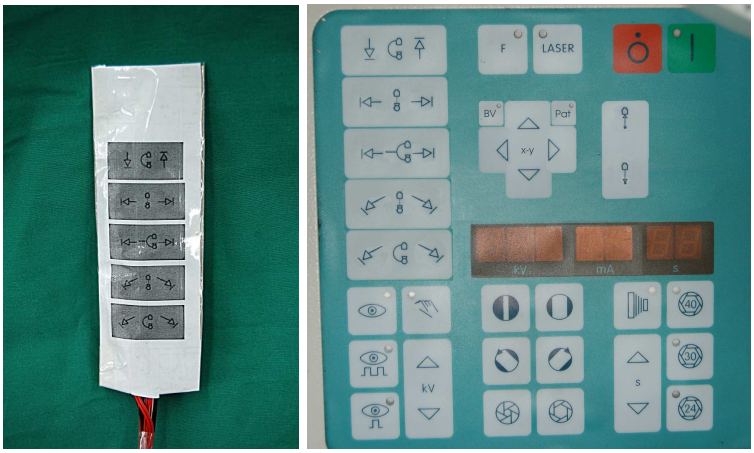


Abbildung 2.2: Steuerung der einzelnen Gelenke von der Bedienkonsole aus als Labormuster (links) und eine mögliche Anordnung am C-Bogen (Fotomontage rechts) □

2.1.3 Kartesisches Verfahren

Menschen geben Bewegungen in Relation zu sich selbst, zu anderen Personen oder zu Objekten in Form von “links”, “rechts”, “vor”, “zurück”, “hoch” und “runter” an. Die Zerlegung in die einzelnen Gelenkbewegungen einer komplexen Kinematik ist kompliziert und für den Alltag ungeeignet.

Die Motorisierung bietet dem Bediener die Möglichkeit in einfachen kartesischen Translationen zu denken und zu arbeiten und dem Steuerrechner die Berechnung der dazugehörigen Gelenkbewegungen mit Hilfe der inversen Kinematik zu überlassen. Die für dieses Projekt als wichig erachteten Bewegungen sind bezogen auf

- den Patienten bzw. OP-Tisch
- das C-Bogen Basiskoordinatensystem

- die Bildebene (siehe dazu auch 2.2)

Nach der Wahl des Bezugssystems kann das bildgebende System mittels eines Kreuzschalters - ähnlich dem in Abbildung 2.2 - in x-, y- und z-Richtung bewegt werden. Das Verfahren in der Bildebene nimmt dabei eine besondere Stellung ein, weil es bereits gewonnene Aufnahmen heranzieht, und soll in Kapitel 2.2 genauer behandelt werden.

2.2 Bildgestützte Positionierung

Da es sich bei der hier untersuchten Maschine um ein bildgebendes Gerät handelt, liegt es nahe, die Positionierung anhand von Bildinformationen vorzunehmen. Einfache Bewegungen, die sich aufgrund der Kinematik manuell nur schwer realisieren lassen, können mit Hilfe der Robotisierung für den Bediener erleichtert werden.

So wird nicht nur die benötigte Zeit für die Einstellung reduziert, sondern auch die Zahl der falsch aufgenommenen Bilder und damit die Strahlendosis für Patient und Bediener.

2.2.1 Verfahren in Bildebene

Die vermutlich gefragteste Anwendung ist die reine Translation in der Bildebene bei konstanter Strahlrichtung. Ein Beispiel dafür ist die Aufnahme des Hüftgelenks bei einer Oberschenkelhalsfraktur. Selbst erfahrene Chirurgen verschätzen sich hier leicht bezüglich der exakten Position. Die Folge ist ein Röntgenbild, das das gewünschte Zielgebiet nicht oder nur teilweise abbildet. Bisher musste zur Korrektur der C-Bogen mühsam mit Hand nachgestellt werden, und jetzt kann anhand der vorhandenen Bildinformationen neu positioniert werden. Da der exakte Abstand des markierten Punktes von der Bildebene nicht bekannt ist, wird die Zielposition im Rahmen der in Anhang B ermittelten Genauigkeit angefahren. Für die neue Position gilt stets, dass der z-Vektor des Koordinatensystems konstant bleibt. Der Translationsanteil bestimmt sich aus

$$\vec{p}_{neu} = \vec{p} + \vec{t} \tag{2.1}$$

wobei $\vec{p}$ die aktuelle Position und $\vec{t}$ den Verschiebunsvektor des aktuellen Bildmittelpunktes zum neuen Mittelpunkt in Betrag und Richtung in der Bildebene bezeichnet. Aus $\vec{p}_{neu}$ und $\vec{z}$ werden mit Hilfe der Rückwärtsrechnung (siehe Abschnitt 3.3) die neuen Gelenkwinkel bestimmt, die zum Erreichen der Zielposition notwendig sind.

Wahl des neuen Zentrums

Aus dem vorgestellten Beispiel leitet sich die folgende Applikation ab. Ist das eigentliche Zielgebiet auf einer Aufnahme verschoben, sodass der wesentliche Inhalt abgeschnitten wurde, dann kann auf dem Bild der neue Mittelpunkt markiert werden. Der Bildverstärker wird dann in der Bildebene um den gewünschten Betrag in die notwendige Richtung verschoben (Abbildung 2.3).

Wahl von Richtung und Distanz

Ausgehend vom Mittelpunkt des Röntgenbildes wird die Richtung und Distanz ausgewählt, in die Strahlenquelle und Bildverstärker bewegt werden sollen. Dabei wird die markierte Strecke mit einem vordefinierten Faktor s skaliert. Für den Skalierungsfaktor eins entspricht dieser Ansatz der zuvor vorgestellten Neuzentrierung eines Röntgenbildes. Wird der Bildrand ausgewählt, d.h. die Distanz enspricht dem Radius, wird für $s = 0,5$ eine halbe Bildbreite verschoben, für $s = 2$ um eine ganze.

Alternativ kann auch eine konstante Schrittweite d_{mm} vorgegeben werden. Auf dem Röntgenbild legt man dann ausgehend vom Bildmittelpunkt nur die Richtung fest. Dieses eignet sich zum Beispiel zum gleichmäßigen Aneinanderreihen von Aufnahmen mit einem

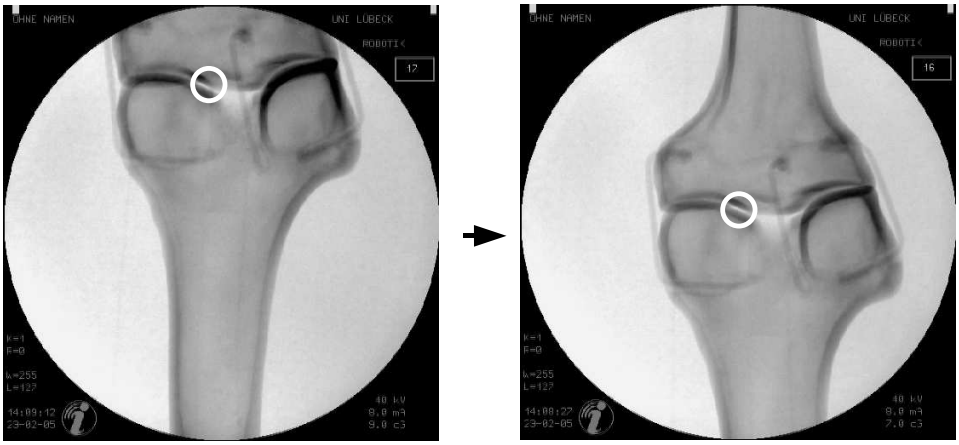


Abbildung 2.3: Neu zentrieren der Aufnahme durch Markierung des neuen Mittelpunktes und Verfahren in der Bildebene □

definierten Überlappungsbereich. Eine Anwendung, die dies nutzt, wird in Abschnitt 2.2.2 vorgestellt.

Der Abstand zum Mittelpunkt definiert dabei die Distanz und wird zunächst in Pixel ermittelt (d_{pix}). Da das Verhältnis zwischen Radius des Röntgenbildes in Pixel (r_{pix}) und dem Radius des Bildverstärkers in $[mm]$ (r_{mm}) bekannt ist, kann (d_{mm}) bestimmt werden. Der Richtungsvektor $\vec{m}$ ergibt sich aus $(d_{pix,x}, d_{pix,y}, 0)^T$.

$$d_{mm} = d_{pix} \frac{r_{mm}}{r_{pix}} \tag{2.2}$$

$$\vec{p}_{neu} = \vec{p} + \vec{m}_{norm}\, d_{mm} \text{ mit} \tag{2.3}$$

$$\vec{m}_{norm} = \frac{\vec{m}}{\|\vec{m}\|} \tag{2.4}$$

Beibehalten der Orientierung

Bei einem Verfahren in der Bildebene ist jede Aufnahme in Bezug auf die vorherige um die z-Achse des Bildkoordinatensystems rotiert. Dieses kann aufgrund der Limitation auf fünf Freiheitsgrade nicht mechanisch ausgeglichen werden (siehe Abschnitt 3.3). Die Drehung wird von Chirurgen teilweise als störend empfunden, da beim Vergleich bzw. dem Zusammenfügen von Aufnahmen die Rotation vom Betrachter selbst korrigiert werden muss. Ohne zusätzliche Marker gab es bisher keinerlei Anhaltspunkte für den Betrag und die Richtung der Drehung. Da die Lage der Röntgenaufnahmen zueinander aus den Gelenkparametern bekannt ist, kann die Orientierung einer Serie von Bildern an ein Referenzbild dieser Reihe, vorzugsweise die erste oder die mittlere Aufnahme, angepasst werden. Auf das Ortskoordinatensystem dieses Bildes werden alle weiteren OKS bezogen. Die Transformationsmatrix ${}^{i}\boldsymbol{M}_{ref}$ vom $\boldsymbol{OKS}_i$ des Bildes i auf das Referenz-OKS $\boldsymbol{OKS}_{ref}$ enthält die gesuchte Rotation.

$${}^{i}\boldsymbol{M}_{ref} = \boldsymbol{OKS}_{ref}^{-1}\, \boldsymbol{OKS}_i \tag{2.5}$$

2.2.2 Longbone- und Poster-Aufnahmen

Die Bildverstärker aktueller mobiler C-Bögen haben einen Durchmesser von ca. 30 cm. Viele Strukturen im menschlichen Körper sind jedoch länger und können daher nicht mit einer einzelnen Aufnahme abgebildet werden. Durch Aneinanderreihung mehrerer Aufnahmen können dennoch Röntgenbilder des kompletten Oberschenkels oder der Wirbelsäule erstellt werden. Nach der herkömmlichen Methode sind für das richtige Zusammenfügen der Bilder

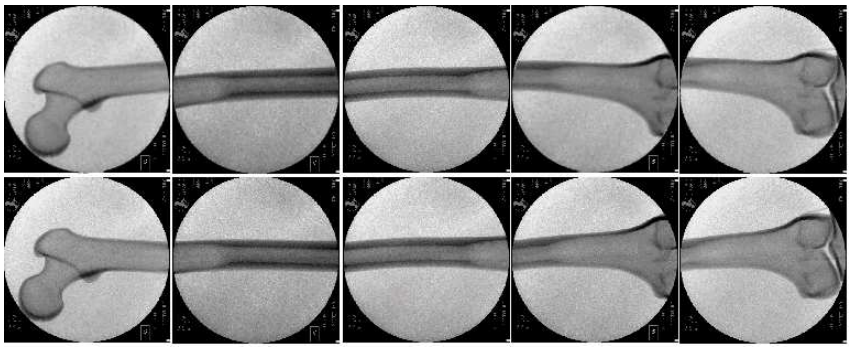


Abbildung 2.4: Bildserie mit (oben) und ohne Korrektur (unten) □

Landmarken notwendig, die eindeutig zu identifizieren sein müssen. Lösungsansätze für eine verbesserte Kombination der Aufnahmen gibt es schon länger [YJ04], ohne jedoch die eigentliche Ursache, die ungenaue Positionierung des C-Bogens zu behandeln. Stattdessen wurden anhand der Landmarken auf den Röntgenbildern die Aufnahmen gegebenenfalls transformiert und zusammengefügt.

Translation in der Bildebene

Die in den vorausgegangenen Kapiteln 2.2.1f vorgestellten Verfahren zum Verfahren in der Bildebene werden nun dazu eingesetzt, eine Bilderfolge mit festem Abstand der Mittelpunkte und mit einer vorgegebenen Länge anzufertigen. Im Vergleich zu der in [YJ04] vorgestellten Methode, liegen durch die Robotisierung die Einzelbilder in der gleichen Bildebene und sind nicht zueinander verkippt. Unterschiedliche Skalierung der Aufnahmengröße und Verzerrungen durch verschiedene Orientierungen werden so vermieden.

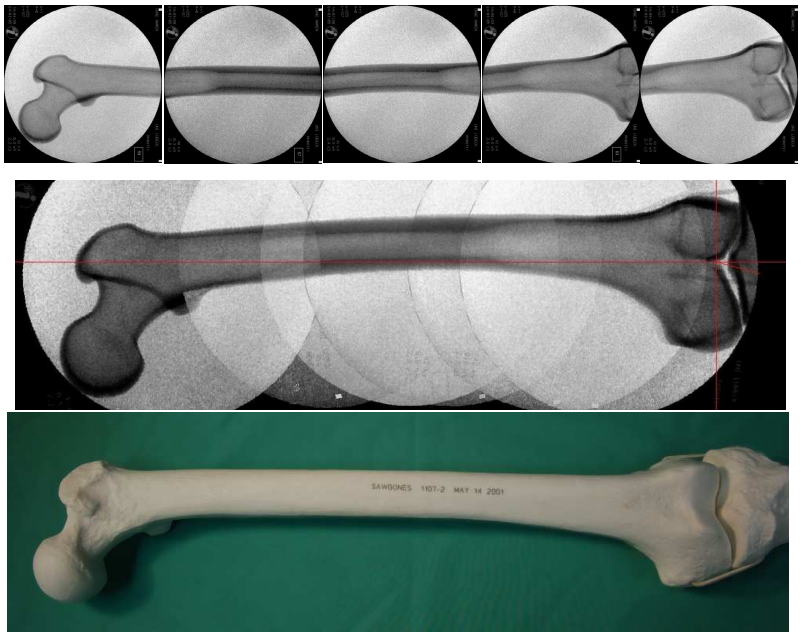


Abbildung 2.5: Zusammenfügen von Einzelaufnahmen zu einer Panorama-Aufnahme ohne Registrierung. Zum Vergleich das Röntgenphantom von Sawbone □

Der hier vorgestellte C-Bogen liefert über die Geber an jedem Gelenk die momentane Position zurück. Aufgrund dieser Information kann die Position im Raum sowie die Lage

der einzelnen Bilder zueinander berechnet werden. Diese Information wird zur Erstellung der Longbone-Aufnahmen verwendet. Das Beispiel in Abbildung 2.5 wurde mit dem robotisierten C-Bogen aufgenommen und ohne weitere Registrierung oder Bildverarbeitung zusammengefügt. Zur Minimierung des Positionsfehlers (siehe Anhang B) war der Knochen mittig zwischen Strahlenquelle und Bildverstärker angeordnet.

Kommt es nicht auf eine längentreue Darstellung an oder herrscht großer Zeitdruck, wie zum Beispiel bei einer ersten diagnostischen Untersuchung in der Notaufnahme, ist eine primäre manuelle Positionierung des C-Bogens und ein Verfahren in der Bildebene meist vollkommen ausreichend. Die Distanz Objekt zu Bildverstärker wird vom System vorgegeben und muss vom Benutzer eingehalten werden. Eine falsche Abschätzung der Distanz kann dazu führen, dass die Aufnahmen im falschen Abstand aneinandergefügt werden. Dieser Fehler nimmt zu, je weiter sich die Distanz zwischen aufzunehmendem Objekt und Bildverstärker von der angenommenen unterscheidet. Bei ungünstiger Positionierung ist es auch möglich, dass das zu untersuchende Objekt nicht parallel zur Bildebene liegt und es dadurch zu einer verzerrten Darstellung kommt. Durch manuelle oder automatische Extraktion von Objektpunkten auf nebeneinander liegenden Bildern kann die Distanz des Zielobjektes zur Bildebene berechnet und diese Fehler minimiert werden (Anhang B).

Für die Vermessung von Knochen ist ein exakteres Verfahren notwendig. Start- und Zielpunkt werden aus je zwei verschiedenen Blickwinkeln aufgenommen und im Röntgenbild markiert. Die daraus berechneten Punkte im Raum definieren eine Strecke entlang des Objektes, das abgebildet werden soll. Die Bildebene liegt parallel dazu. Betrachtungswinkel und Abstand sind frei wählbar. Ist die Strahlrichtung entscheidend, so müssen auf den Röntgenbildern mindestens drei Landmarken definiert werden. Die gewünschte Blickrichtung muss zuvor auf Basis dieser Landmarken definiert sein und kann zum Beispiel in einer andwendungsspezifischen Datenbank gespeichert werden. Da in diesem Fall die genaue Lage des Objektes zur Bildebene bekannt ist, können die Röntgenbilder korrekt zusammengefügt werden.

Mit dem oben vorgestellten Verfahren können auch mehrere Reihen von Röntgenbildern nebeneinander erstellt und somit größere Flächen wie zum Beispiel der Brustkorb dargestellt werden. Bei Objekten mit großer Tiefe ist auf Grund der Kegelprojektion mit Fehlern an den Übergängen zwischen den Aufnahmen zu rechnen (siehe Anhang B).

Rotation der Bildebene

Ein alternatives Verfahren zur Erstellung von Panoramaaufnahmen soll ebenfalls vorgestellt werden. Es wird hier nur theoretisch betrachtet und nicht in das Projekt integriert. Dabei bleibt die Spitze des Röntgenkegels am gleichen Ort und die Kegel werden mit Überschneidung aneinander gereiht. Die Richtung der Strahlen durch das Objekt unterscheidet sich in den Randgebieten zunehmend von der einer klassischen Parallelprojektion (siehe Abbildung 2.6). Die Richtungsvektoren haben in Extremstellungen einen größeren Anteil parallel zum Zielobjekt als senkrecht darauf und liefern dementsprechend unterschiedliche Ergebnisse. Die so erstellten Projektionen geben das Zielobjekt verzerrt wieder und müssen im Computer korrigiert werden.

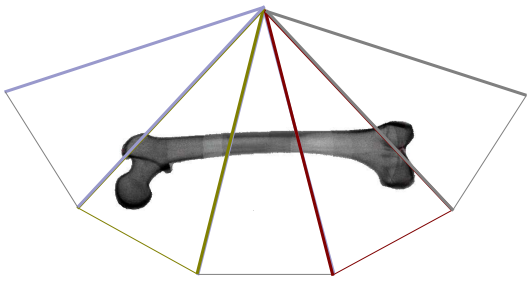


Abbildung 2.6: Erstellung eines Rotationspanoramas □

2.2.3 Kontextbasierte Positionierung

Bei manchen chirurgischen Eingriffen ist es notwendig, die Aufnahme aus einem bestimmten Betrachtungswinkel anzufertigen. So können zum Beispiel Verschraubungen kontrolliert, Instrumente überwacht oder Knochen vermessen werden. Eine rein manuelle Positionierung erfordert, selbst bei viel Erfahrung, meist mehr als drei Aufnahmen bis der gewünschte Betrachtungswinkel gefunden ist. Da bei jeder Aufnahme davon ausgegangen wird, dass sie die richtige ist, wird stets mit voller, für die Bildgebung notwendiger, Strahlendosis gearbeitet. Mit der hier vorgestellten Methode werden genau drei Aufnahmen benötigt, wobei die ersten beiden dem Finden der Landmarken dienen und - je nach Gewebeart - mit niedriger Dosis aufgenommen werden können. Erst die finale Aufnahme wird mit der vollen, benötigten Strahlendosis durchgeführt. Diese Vorgehensweise wird im Folgenden an einem Beispiel dargestellt. Im Anschluss folgt eine Auswahl an weiteren Einsatzmöglichkeiten dieser Methode.

Senkrechte Aufnahme eines Wirbelkörpers

Ziel ist es, den C-Bogen so zu platzieren, dass der ausgewählte Wirbelkörper exakt senkrecht, das heißt anterior-posterior (a.-p.), geröntgt wird. Auf mindestens zwei Aufnahmen aus unterschiedlichen Blickwinkeln werden definierte anatomische Landmarken gekennzeichnet. Die Strahlrichtung bezüglich dieser Landmarken ist bekannt. Der Abstand wird entweder separat festgelegt (zum Beispiel möglichst nahe am Bildverstärker) oder aus den Positionen für die Landmarkenbestimmung übernommen.

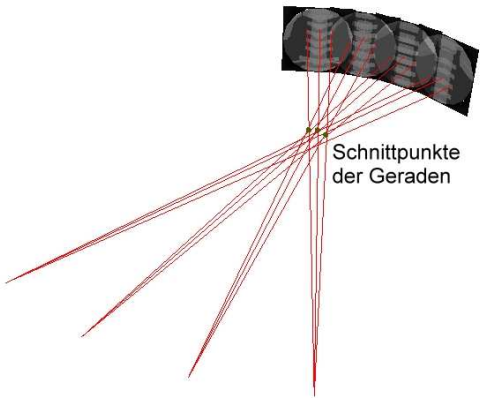


Abbildung 2.7: Bestimmung der 3D Informationen der einzelnen Landmarken durch Triangulation. Dazu muss eine Landmarke auf mindestens zwei Aufnahmen abgebildet sein. Stehen mehr Aufnahmen zur Verfügung können Ungenauigkeiten in der Markierung der Landmarken durch Mittelung verringert werden □

Um die Lage und Orientierung eines Objekts im 3D Raum anzugeben, müssen 3 Punkte gegeben sein, die nicht auf einer Geraden liegen dürfen. Im Falle des Wirbels bieten sich die Spitzen der beiden Querfortsätze und des Dornfortsatzes an (siehe Abbildung 2.8).

Die Wirbel unterscheiden sich in Größe und Geometrie je nach Lage in der Wirbelsäule. Damit ist die a.-p.-Richtung in Relation auf diese Landmarken für jeden Wirbelkörper anders definiert. In anatomischen Atlanten ist diese Information für jeden Wirbelkörper angegeben und müsste für den Eingriff ausgewählt werden. Für krankhaft oder traumabedingt deformierte Wirbelsäulen würde diese Methode nicht zuverlässig funktionieren.

Es ist zuverlässiger, mit vier Punkten (zum Beispiel an der Querfortsätzen) eine Ebene zu definieren und darauf ein Lot durch den markierten Dornfortsatz zu fällen. Da die Wirbelsäule doppelt S-förmig ist, werden die Dornfortsätze der beiden angrenzenden Wirbel und der Querfortsatz des zu untersuchenden Wirbels markiert (siehe Abbildung 2.9). So werden durch die Krümmung bedingte Fehler minimiert.

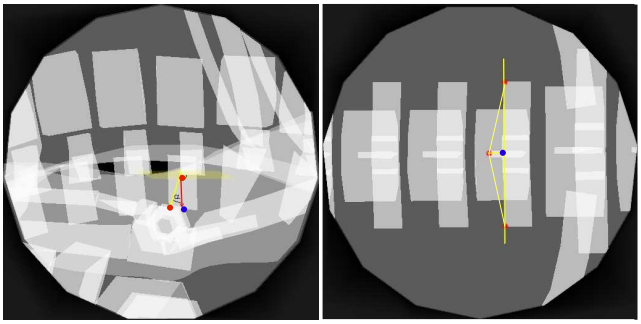


Abbildung 2.8: Bestimmung der a.-p. Richtung für die Aufnahme eines Wirbels mit 3 Landmarken. Der Winkel der Blickrichtung muss zusätzlich definiert sein □

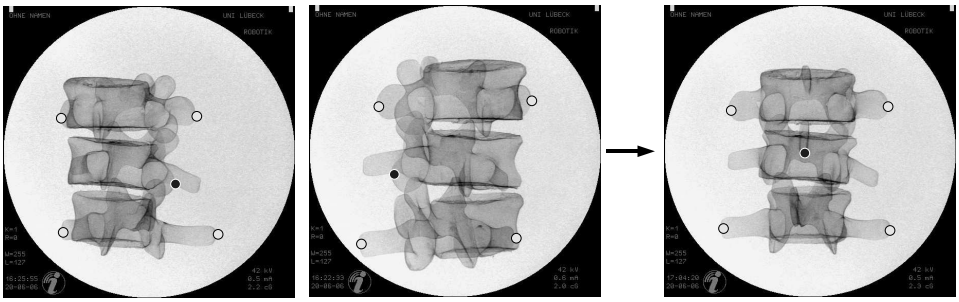


Abbildung 2.9: Bestimmung der a.-p. Richtung für die Aufnahme eines Wirbels mit 5 Landmarken. Die Marken auf den seitlichen Fortsätzen (Kreise) definieren eine Ebene, die am Dornfortsatz (Punkt) den Durchstrahlpunkt des Zentralstrahls □

Weitere Anwendungen

Die aufgezeigte Methode kann auf weitere Anwendungen übertragen werden. Voraussetzungen dafür sind, dass das Zielobjekt die eindeutige Definition von wieder auffindbaren Landmarken zulässt und die Lage der Landmarken sich zwischen den Aufnahmen nicht verändert. Dieses ist im Allgemeinen bei knöchernen Strukturen gegeben. Mögliche weitere Anwendungen aus der medizinischen Routine wären zum Beispiel Röntgen durch den Kniespalt oder Aufnahmen zur Kontrolle von gesetzten Schrauben und Implantaten.

2.3 Tomographische Bildgebung

Zur Planung und Durchführung von chirurgischen Eingriffen gewinnt dreidimensionale Bildgebung zunehmend an Bedeutung. Bisher war es schwierig diese Art von Bilder im laufenden OP-Geschehen zu erzeugen. Die Kontrolle wurde daher mit Hilfe von 2D Röntgenbildern durchgeführt. Erst nach Abschluss der Operation konnte ein CT angefertigt werden. Wurde dabei festgestellt, dass das Ergebnis des Eingriffs unbefriedigend war, musste erneut operiert werden. Seit kurzem gibt es mehrere C-Bögen, die die Erzeugung dreidimensionaler Datensätze auch während der Operation erlauben. Meistens werden diese nur durch Drehung eines Gelenks (Orbitalbewegung oder Angulation) erzeugt und sind daher auf eine Ebene und einen festen Abstand des Bildverstärkers zum Isozentrum beschränkt. Bei kann außerdem der Abstand zwischen Bildverstärker und Zielgebiet variiert werden.

Durch die Motorisierung aller Gelenke und der Lösung der inversen Kinematik ist es jetzt möglich, Bildverstärker und Strahlenquelle - innerhalb der mechanischen Grenzen der Gelenke - frei um das Isozentrum zu bewegen und so Projektionen für die 3D Rekonstruktion zu sammeln. Die Umrechnung der Projektionen in 3D Daten wird nicht weiter verfolgt, da der Hersteller bereits ein sehr fortschrittliches Verfahren verwendet, das eine hardwarebasierte Berechnung der 3D Rekonstruktion in nahezu Echtzeit während der Datensammlung

erlaubt. Dieses erzielt auch dann gute Rekonstruktionsergebnisse, wenn nicht der komplette Winkelbereich von 180° abgefahren wird.

2.3.1 Vorüberlegungen

Die Rahmenbedingungen der Rekonstruktion dreidimensionaler Bildinformationen aus isozentrischen Kegelprojektionen werden kurz diskutiert. Das Ziel ist die Rekonstruktion während eines chirurgischen Eingriffs. Im Gegensatz zum herkömmlichen CT müssen die Ergebnisse innerhalb kurzer Zeit verfügbar sein. Lange Wartezeit ist aufgrund der Belastung für den Patienten durch die Narkose und das Infektionsrisiko nicht praktikabel und widerspricht den ärztlichen Grundsätzen

Der Arbeitsraum des C-Bogens ist eingeschränkt, sodass in der ausgewählten Ebene nicht immer die kompletten 180° abgedeckt werden können, die ein klassischer 3D-Rekonstruktionsalgorithmus für eine artefaktfreie Berechnung erfordern würde. Bei der Vorgängerversion zu der hier gezeigten Studie ist die Aufnahme auf die $y_0 z_0$-Ebene beschränkt. Die Hauptbewegung wird durch das Orbitalgelenk erzeugt (neben dem Ausgleich der mechanischen Offsets durch die Achsen eins und drei). Dieses Gelenk ist auf den Winkelbereich von -90° bis +45° beschränkt und erlaubt somit keine Aufnahmereihe über die vollen 180°, wie es beim klassischen CT üblich ist [STCJ04, Tit07].

Daraus lassen sich die folgenden Kriterien ableiten:

- Die Datensammlung muss schnell und unkompliziert erfolgen
  - einfache Positionierung und Durchführung
  - eine möglichst geringe Anzahl von Aufnahmen
- Die Rekonstruktion selbst muss zeitnah geschehen
- Robustheit auch bei eingeschränktem Arbeitsraum

2.3.2 Standard mit freier Wahl der Ebene

Bildverstärker und Strahlenquelle werden bei diesem Verfahren in einer Ebene isozentrisch um das Zielgebiet bewegt, wobei der Abstand zum Isozentrum für eine Serie variiert werden kann. Dieser Ansatz schließt die bereits bekannten Verfahren mit ein. Die Lage der Bewegungsebene und der Radius können dabei jedoch frei gewählt werden. Dieses bietet den Vorteil, dass räumliche Gegebenheiten im OP wie zum Beispiel Lagerung des Patienten berücksichtigt werden können.

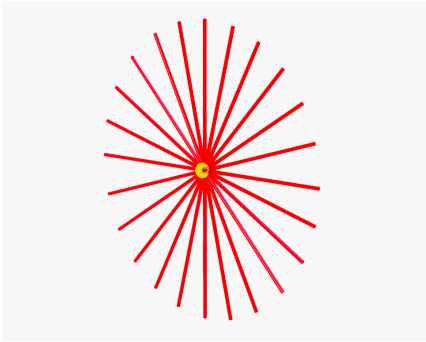


Abbildung 2.10: Bewegung des Zentralstrahls in einer Ebene durch das Zielgebiet □

Für die Positionierung wurde das Zielgebiet mit Hilfe eines integrierten Laserkreuzes aus zwei Blickrichtungen anvisiert. Anhand der Gelenkparameter wird mittels Vorwärtsrechnung das Isozentrum aus den Schnittpunkten der Strahlrichtungen berechnet. Der Radius

entspricht dem Abstand zwischen Bildverstärker und Isozentrum an der zweiten Position, kann aber verändert werden. Die Bewegungsrichtung wurde von Position zwei in Richtung Position eins festgelegt, wobei die Winkelinkremente, und damit die Zahl der Aufnahmen, frei vom Benutzer variiert werden können. Um einen reibungslosen Ablauf bei der Datensammlung garantieren zu können, werden die Gelenkstellungen aller Positionen im Vorwege berechnet und auf Verletzungen des Gelenk-Arbeitsraumes hin überprüft. Das kann aber Kollisionen mit dem Patienten, dem Tisch oder anderen Objekten nicht verhindern. Die gängige Methode zu überprüfen, ob die Bahn frei ist, sieht bei handelsüblichen Geräten so aus, dass die komplette Bewegung manuell abgefahren wird. Tritt dabei keine Kolision auf, darf auch automatisch verfahren werden. Eine intelligente Hilfe zur Vorpositionierung und Arbeitsraumüberwachung könnte die Arbeit noch erleichtern.

Die Abbildung 2.11 zeigt das Ergebnis. In der vertikalen xy-Ebene wurden automatisch die notwendigen isozentrischen Positionen angefahren. Nach jeder Positionierung wurde der Benutzer aufgefordert, eine Röntgenaufnahme auszulösen. Die Bilder und die dazugehörigen Positionsdaten wurden gespeichert und für die Rekonstruktion des 3D Datensatzes verwendet.

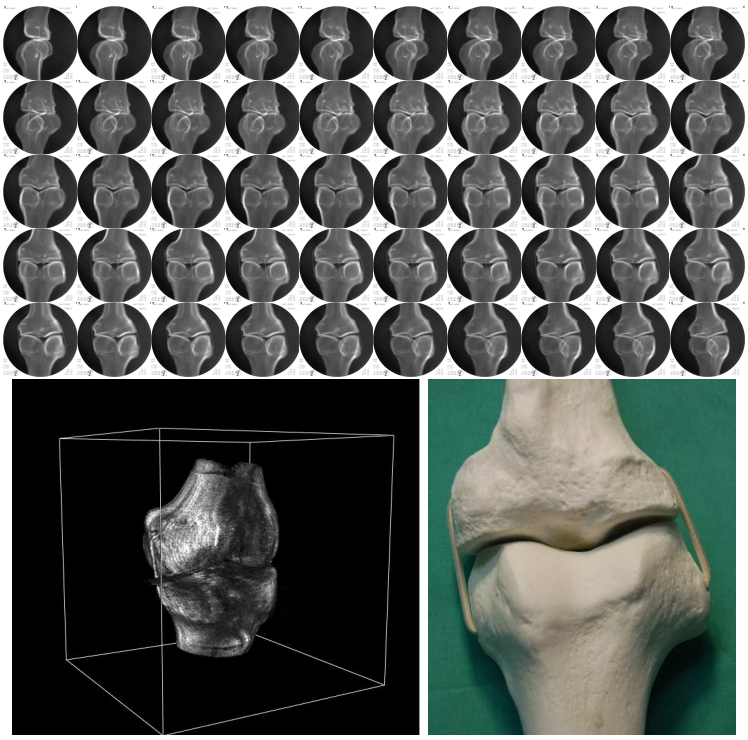


Abbildung 2.11: Einzel-Projektionen eines Knies und daraus rekonstruiertes 3D Volumen. Die Positionen in der vertikalen zy-Ebene wurden automatisch angefahren und die Aufnahmen per Handschalter ausgelöst. Zum Vergleich das Original Röntgenphantom □

2.3.3 Multi-Plane Verfahren

Hierbei handelt es sich um eine Erweiterung der zuvor genannten Methode. Die Aufnahmen werden nicht nur in einer Bewegungsebene gemacht, sondern in zwei oder mehr. Diese Ebenen können beliebig zueinander stehen und sind nur durch die mechanischen Grenzen des C-Bogens und die räumlichen Gegebenheit des Operationssaales begrenzt. Die durch den eingeschränkten Arbeitsraum der Orbitaldrehung von 135° nicht ausreichende Abdeckung des Volumens führt bei der Rekonstruktion zu Artefakten. Mit dem durch die Robotisierung ermöglichten Ansatz erhält man zusätzliche Informationen, die nach [CN06, YW05, Buz05] zu einer Verbesserung der Ergebnisse führen.

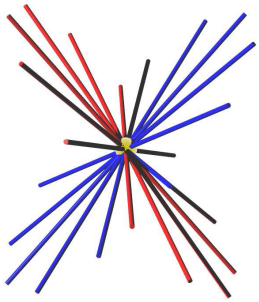


Abbildung 2.12: Bewegung des Zentralstrahls im Multiplane-Verfahren. In diesem Fall in zwei Ebenen □

2.3.4 Multi-Spot Verfahren

Eine weitere Möglichkeit der Datenakquisition für die 3D Bildgebung ist die Loslösung von den bisher verwendeten Bewegungsebenen. Strahlenquelle und Bildverstärker werden isozentrisch um das Zielgebiet bewegt und erstellen Röntgenbilder aus verschiedenen Blickrichtungen. Die einzelnen Mittelpunkte der Bildebenen liegen dadurch auf einer Kugel um das Zielgebiet. Dadurch sollen genug Projektionen gesammelt werden, um eine artefaktfreie Rekonstruktion zu ermöglichen [YW05, BDM+, Buz05].

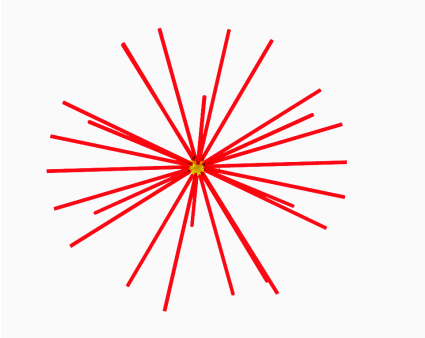


Abbildung 2.13: Isozentrische Bewegung des Zentralstrahls □

2.3.5 Zusammenfassung

Durch die Motorisierung wird es möglich, die Datensammlung für die 3D-Rekonstruktion flexibler zu gestalten. Die Einschränkung auf die z_0y_0-Ebene (Ziehm, Siemens) oder x_0z_0-Ebene (Philips) entfällt damit. Die Aufnahmeebene kann frei im Raum liegen und erlaubt so mehr Flexibilität für die Positionierung des Geräts im Operationssaal.

Es werden darüber hinaus zwei weitere Ansätze vorgestellt, die dafür sorgen können, dass trotz eingeschränkter Winkelbereiche einzelner Achsen, mehr Informationen über das zu rekonstruierende Objekt gesammelt werden können. Sie nutzen die Robotisierung um entweder in mehreren Bewegungsebenen Aufnahmen zu sammeln oder innerhalb des Arbeitsraumes aus vielen unterschiedlichen Richtungen Röntgenbilder anzufertigen. Aufgrund der vorhandenen Positionierungenauigkeiten des Laborgeräts und den damit zu erwartenden Artefakten, konnten diese Algorithmen noch nicht evaluiert werden. Sobald die Hardware überarbeitet ist, wird dies in einer weiteren Studie geschehen.

Das Laborgerät erlaubt bisher nur Point-To-Point Bewegungen, das heißt, dass eine Position nach der anderen angefahren wird. Eine koordinierte Bewegung aller Gelenke ist nicht

möglich. Für die Datenakquisition heißt das, dass eine Stellung angefahren und dann eine Röntgenaufnahme angefertigt wird. Erst dann kann mit der nächsten Position fortgefahren werden. Dadurch geht Zeit verloren. Für die nächste Generation ist ein Echtzeitmodus geplant, über den alle Gelenke koordiniert verfahren werden können. Dadurch verläuft die Bewegung genau entlang der geplanten Bahn und die exakte Stellung ist zu jedem Zeitpunkt bekannt. Somit können auch während der Fahrt Röntgenbilder angefertigt werden. Die aktuelle Bildverstärkergeneration erlaubt eine hinreichend kurze Belichtungszeit.

Kapitel 3

C-Bogen Kinematik

In diesem Kapitel wird die kinematische Analyse des C-Bogens dargestellt. Die Arbeit folgt dabei den Denavit-Hartenberg (DH)-Regeln [SB96] zur Festlegung der Roboterparameter und zum Aufstellen der Transformationsmatrizen. Eingangs werden die Gelenke identifiziert und die Koordinatensysteme festgelegt. Die DH-Parameter werden bestimmt und Transformationsmatrizen definiert. Abschnitt 3.3 stellt einen Lösungsansatz für die inverse Kinematik vor, um für einen vorgegebenen Zielpunkt mit definierter Strahlrichtung die Gelenkparameter errechnen zu können.

3.1 Koordinatensysteme und Transformationen

Ein Standard C-Bogen besitzt fünf Gelenke, die in Abbildung 3.1 dargestellt sind. Im Einzelnen handelt es sich dabei um:

J_1	Hub	Höhenverstellung
J_2	Wig-Wag	Schwenk des gesamten Arms
J_3	Schlitten	Längenverstellung des Arms
J_4	Angulation	Seitliche Drehung des C-Profils aus vertikaler Ebene
J_5	Orbitaldrehung	Rotation in C-Ebene um Mittelpunkt des C-Profils (O_4)

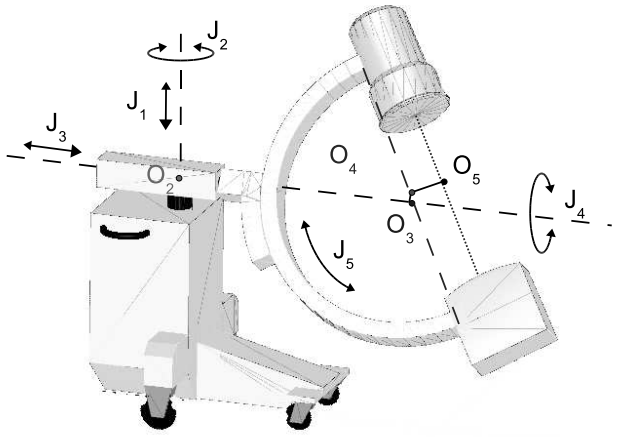
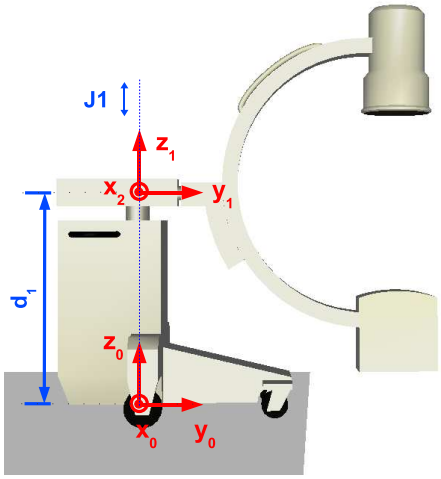
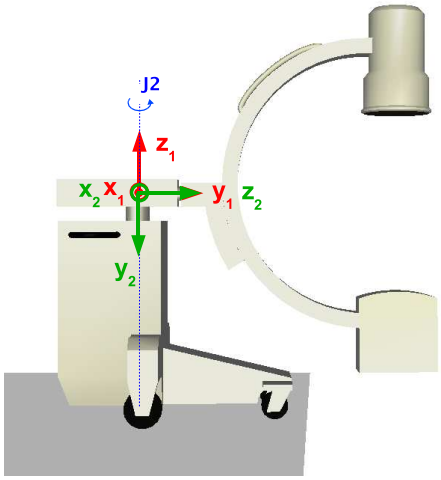


Abbildung 3.1: Übersicht über die Gelenke des C-Bogens □



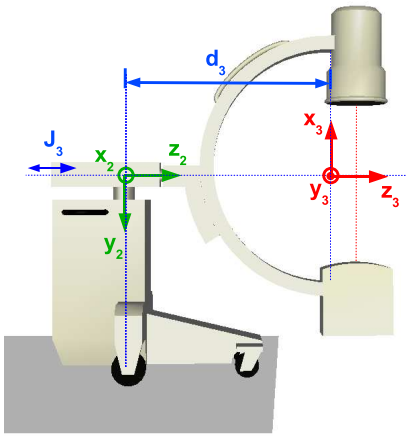
${}^0A_1$: Translation um d_1 entlang z_0 (Vertikalbewegung):

$$ {}^0A_1 = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \tag{3.1} $$



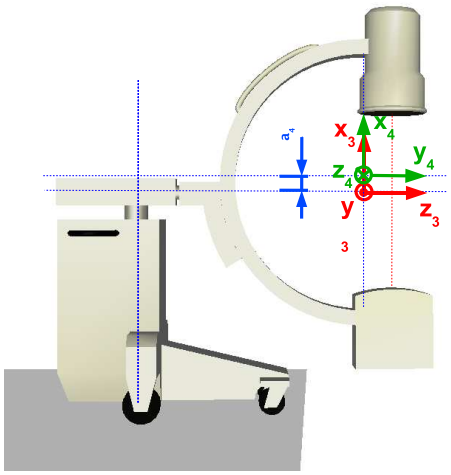
${}^1A_2$: Rotation um Θ_2 um z_0-Achse (Wig-Wag, swiggle):

$$ {}^1A_2 = \begin{pmatrix} \cos(\Theta_2) & 0 & -\sin(\Theta_2) & 0 \\ \sin(\Theta_2) & 0 & \cos(\Theta_2) & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \tag{3.2} $$



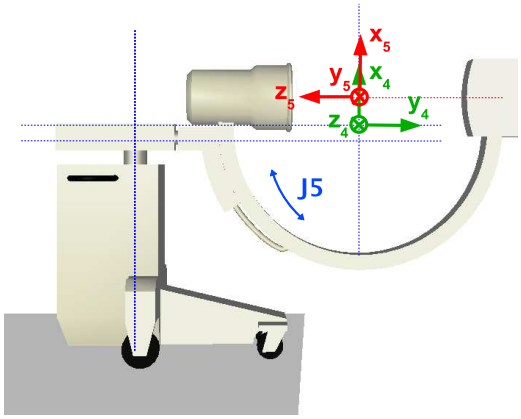
${}^2A_3$: Translation entlang z_2 (Horizontalbewegung):

$$ {}^2A_3 = \begin{pmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 \\ -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \tag{3.3} $$



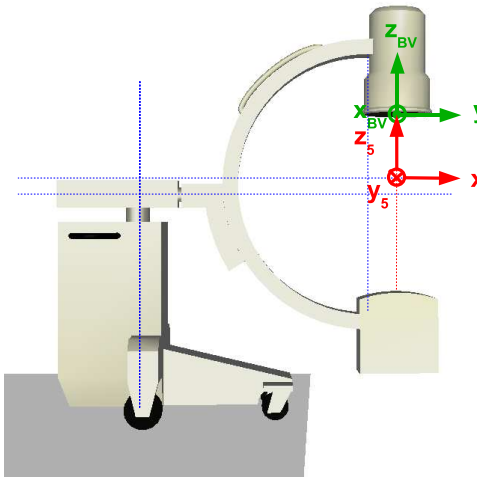
${}^3A_4$: Rotation um Θ_4 mit Versatz a_4 (Angulation):

$$ {}^3A_4 = \begin{pmatrix} \cos(\Theta_4) & 0 & \sin(\Theta_4) & a_4\cos(\Theta_4) \\ \sin(\Theta_4) & 0 & -\cos(\Theta_4) & a_4\sin(\Theta_4) \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3.4) $$



${}^4A_5$: Rotation um Θ_5 mit Versatz a_5 (Orbitalbewegung):

$$ {}^4A_5 = \begin{pmatrix} -\sin(\Theta_5) & 0 & \cos(\Theta_5) & -a_5\sin(\Theta_5) \\ \cos(\Theta_5) & 0 & \sin(\Theta_5) & a_5\cos(\Theta_5) \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3.5) $$



${}^5A_Z$: Verschiebung des Zielpunktes entlang der Strahlachse um d_Z

$$ {}^5A_Z = \begin{pmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 \\ -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_Z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3.6) $$

Abbildung 3.2: Die Lage der Koordinatensysteme im C-Bogen □

Abbildung 3.2 zeigt die Lage der Koordinatensysteme im C-Bogen. Die dazugehörigen DH-Parameter sind in Tabelle 3.1 aufgelistet. Die Tabelle enthält zusätzlich den Eintrag K_i, der dazu dient, die DH-bedingten mathematischen Drehwinkel $\phi_{i,DH}$ mit den zur Bedienung verwendeten Winkeln Θ_i in Übereinstimmung zu bringen.

	d_i[mm]	$\Theta_i[deg]$	a_i[mm]	$\alpha_i[deg]$	$K_i[deg]$
1	$910 \leq d_1 \leq 1340$	0	0	0	0
2	0	$-10 \leq \Theta_2 \leq 10$	0	-90	0
3	$972 \leq d_3 \leq 1192$	0	0	0	-90
4	0	$-225 \leq \Theta_4 \leq 225$	45	90	0
5	0	$-90 \leq \Theta_5 \leq 45$	130	90	90
Z	$-445 \leq d_Z \leq 315$	0	0	0	0

Tabelle 3.1: Die DH-Parameter des C-Bogens

3.2 Vorwärtsrechnung

Durch Multiplikation aller Transformationsmatritzen erhält man die Gesamttransformationsmatrix ${}^{0}\boldsymbol{A_5}$. Der Lesbarkeit halber werden im Folgenden $sin(\Theta_i)$ durch S_i und $cos(\Theta_i)$ durch C_i ersetzt.

$$
\begin{aligned}
{}^{0}\boldsymbol{A_5} &= {}^{0}\boldsymbol{A_1}{}^{1}\boldsymbol{A_2}{}^{2}\boldsymbol{A_3}{}^{3}\boldsymbol{A_4}{}^{4}\boldsymbol{A_5} && (3.7)\\
&= \begin{pmatrix} -C_2S_4S_5-S_2C_5 & -C_2C_4 & C_2S_4C_5-S_2S_5 & -a_5C_2S_4S_5-a_5S_2C_5+a_4C_2S_4-S_2d_3 \\ -S_2S_4S_5+C_2C_5 & -S_2C_4 & S_2S_4C_5+C_2S_5 & -a_5S_2S_4S_5+a_5C_2C_5+a_4S_2S_4+C_2d_3 \\ -C_4S_5 & S_4 & C_4C_5 & -a_5C_4S_5+a_4C_4+d_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} && (3.8)
\end{aligned}
$$

Im Falle einer Verschiebung der Bildebene aus dem Mittelpunkt des zentralen Röntgenstrahls (=O_5) entlang des Strahlvektors um die Strecke d_Z, muss ${}^{0}\boldsymbol{A_5}$ zusätzlich noch mit der Translationsmatrix ${}^{5}\boldsymbol{A_Z}$ multipliziert werden.

$$
{}^{0}\boldsymbol{A_Z} = {}^{0}\boldsymbol{A_5}{}^{5}\boldsymbol{A_Z} \qquad (3.9)
$$

3.3 Rückwärtsrechnung

Das Ziel der Rückwärtsrechnung ist die Berechnung der Gelenkparameter auf der Basis von Lage und Orientierung des Werkzeugs. Für die allgemeine Beschreibung der Objekt-Lage und -Orientierung im 3D-Raum werden sechs Freiheitsgrade benötigt, die durch drei Translationen entlang der Bezugskoordinatensystem-Achsen und drei Rotationen im Welt- oder im Objektkoordinatensystem beschrieben werden können [SB96]. Da der C-Bogen nur fünf Gelenke besitzt, sind nur fünf unabhängige Bewegungen möglich. Damit lassen sich drei Translationen entlang der Achsen des Bezugskoordinatensystems und die beiden Rotationen um die x- und die y-Achse des Zielkoordinatensystems erzeugen [BMB+06]. Die Drehung des Bildes um um seine Mittelachse z_Z ist abhängig von der Stellung des C-Bogens und kann nicht frei gewählt werden. Für den praktischen Einsatz stellt dies kein Hindernis dar, da das Röntgenbild rund ist und somit kein Informationsverlust auftritt. Die Rotation kann sowohl direkt auf der grafischen Oberfläche des C-Bogens oder später in der Software korrigiert werden.

Allerdings bedeutet dies für die Rückwärtsrechung, dass die homogene Transformationsmatrix für das Werkzeugkoordinatensystem nicht vollständig definiert ist. Im Falle des C-Bogens sind das der Zielpunkt $\vec{p}$ und die Strahlrichtung $\vec{z}$. Dies entspricht den beiden letzten Spalten der Matrix (3.10). Die dazugehörigen x- und y-Vektoren sind dagegen nicht

a-priori bekannt.

$$ {}^{0}M_z = \begin{pmatrix} m_{11} & m_{12} & z_x & p_x \\ m_{21} & m_{22} & z_y & p_y \\ m_{31} & m_{32} & z_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \tag{3.10} $$

Erschwert wird die geometrische Analyse durch Versätze, die weder für die Orbitalbewegung noch für die Angulation eine isozentrische Bewegung des C-Bogens zulassen (siehe Abbildung 3.3). Die Ursache dafür liegt darin, dass Gelenk fünf auf $-90°$ zurückgekippt werden muss, um horizontale Aufnahmen realisieren zu können. Patente anderer Firmen (z.B US4922512 [LC89]) waren unter anderem der Grund, dass dies auch später nicht mehr geändert wurde. Die Robotisierung muss diese Versätze automatisch ausgleichen können. Andererseits ist zu erwähnen, dass der Vorteil von isozentrischen C-Bögen nur dann besteht, wenn sich der Zielpunkt auch im Isozentrum befindet. Grundsätzlich wird in der Medizin aber versucht, den Bildverstärker (BV) nahe am Patienten zu positionieren, d.h. entlang des Zentralstrahls aus dem Mittelpunkt zu verschieben. In diesem Fall ist auch bei einem isozentrischen Gerät eine ausgleichende Bewegung mit allen Gelenken nötig, um den Mittelpunkt der Rotation in Richtung des Bildverstärkers zu verlagern.

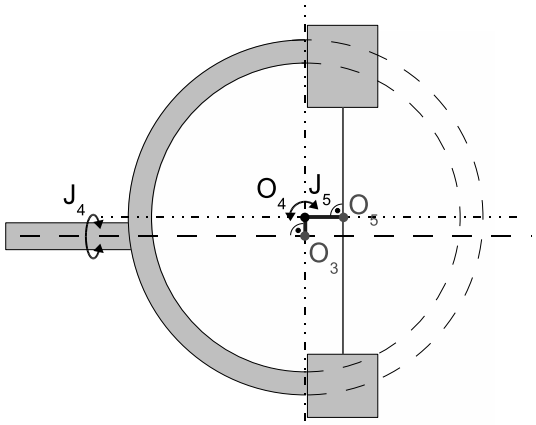


Abbildung 3.3: Die Achse der Orbitalbewegung J_5 und die Angulationsachse J_4 haben den Versatz $a_4 = [O_3, O_4]$. Der Punkt O_5 bewegt sich auf einer Kreisbahn mit Radius $a_5 = [O_4, O_5]$ um den Mittelpunkt O_4 des C-Profils □

3.3.1 Spezielle Rückwärtsrechnung

Wie bereits eingangs erläutert, sind in den meisten Anwendungen nur der Zielpunkt O_z, definiert durch Vektor $\vec{p}_z$ und die Richtung des Zentralstrahls m_z in Bezug auf das Basiskoordinatensystem K_0 des C-Bogens gegeben. Der folgende Abschnitt zeigt, dass die Gelenkparameter d_1, d_3, Θ_4 und Θ_5 rein geometrisch in Abhängigkeit von Θ_2 beschrieben werden können. Durch Einsetzen in die Vorwärtsrechnung erhält man schließlich die Matrix ${}^{\mathbf{0}}\boldsymbol{M}_{\mathbf{5}}(\Theta_2)$, die allein von Θ_2 abhängig ist. Gleichsetzen mit der vorgegebenen Transformationsmatrix ergibt ein Gleichungssystem, das numerisch gelöst werden kann. In [MBBS06] wurde eine algebraische Lösung vorgestellt, die parallel dazu entstand und bereits im Simulator und in der Steuersoftware sehr zuverlässig funktioniert. Der große Vorteil des im Folgenden präsentierten Ansatzes besteht darin, dass weniger Sonderfälle betrachtet werden müssen, die zudem noch leicht abgefangen werden können.

Die Konzeption der Rückwärtsrechnung bezieht sich direkt auf die verwendeten Parameter der Vorwärtsrechnung. So entsprechen die Punkte O_2, O_3, O_4 und O_5 den Ursprüngen der jeweiligen Ortskoordinatensysteme. Die Orientierung der Koordinatenachsen wird beibehalten. Die z_0-Achse entspricht der Hubachse des Gelenks eins und der z_1 Achse des

Wig-Wag. In z_3 sind sowohl die z_2 Achse des Schlittens, als auch die Rotationsachse von Gelenk vier vereint. Der Übersichtlichkeit halber sind in Tabelle 3.2 die verwendeten Parameter aufgeführt und erklärt.

K_0	Bezugskoordinatensystem (BKS) des C-Bogens mit den Achsen $x_0y_0z_0$
z_0	Translationsachse von Gelenk eins und Rotationsachse von Gelenk drei; entspricht z_0 und z_1 Achse der Vorwärtsrechnung
O_i	Ursprung des Ortskoordinatensystems i aus der Vorwärtsrechnung
$O_1 = O_2, d_1$	Schnittpunkt Achsen 3 und 4 mit z_0 in Höhe d_1
O_3	Rotationszentrum des C-Mittelpunktes (O_4) bei Rotation um Achse 4
O_4	Rotationszentrum des C
O_5	Zentrum zwischen BV und Generator
O_z	Zielpunkt (ROI); $O_z = O_5$ ist die Standardeinstellung. O_z kann innerhalb der mechanischen Grenzen entlang des Zentralstrahls verschoben werden, um den Radius zwischen ROI und BV zu verändern
$\vec{g}_z$, $\vec{m}_z$	Zentralstrahl des Röntgenkegels mit normiertem Richtungsvektor $\vec{m}_z$
$\vec{g}_3$, $\vec{m}_3$	Gerade entlang des Schwenkarms und Rotationsachse für Gelenk 4, parallel zur x_0y_0-Ebene; entspricht damit z_2 und z_3 Achse der Vorwärtsrechnung
$\vec{m}_{z\parallel 3}$	Anteil von Vektor $\vec{m}_z$, der parallel zu $\vec{m}_3$ ist, normiert auf 1
$\vec{m}_{z\perp 3}$	Anteil von Vektor $\vec{m}_z$, der senkrecht zu $\vec{m}_3$ ist, normiert auf 1
$E_{3,z}$	Ebene des Cs, aufgespannt durch die Drehachse des Gelenks 4 g_3 und den Zentralstrahl des Röntgenkegels g_z
E_3	Ebene senkrecht zu g_3

Tabelle 3.2: Beschreibung verwendeter Parameter

Die folgende Betrachtung geht davon aus, dass der Mittelpunkt zwischen Generator und Bildverstärker O_5 gleich dem Zielpunkt O_z ist (siehe Abb. 3.5). Im Falle einer Verschiebung von O_z entlang der Strahlachse um den Wert d_Z (siehe 3.4) muss erst zu O_5 zurückgerechnet werden:

$$O_5 = O_z - d_Z \vec{m}_z \tag{3.11}$$

Vektor $\vec{z_0}$ ist die z-Achse von K_0 und definiert die Translationsachse des Hubgelenkes und die Rotationsachse des seitlichen Schwenks (Wig-Wag).

Im Punkt O_2 schneidet g_3 in Höhe d_1 die z_0-Achse. g_3 liegt zudem parallel zur x_0-y_0-Ebene. Es ergeben sich dafür in Abhängigkeit von Θ_2 und d_1 folgende Gleichungen:

$$O_2 = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ d_1 \end{pmatrix} \tag{3.12}$$

$$\begin{aligned} g_3 &= O_2 + t\,\vec{m}_3 \\ &= \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ d_1 \end{pmatrix} + t \begin{pmatrix} -sin(\Theta_2) \\ cos(\Theta_2) \\ 0 \end{pmatrix} \end{aligned} \tag{3.13}$$

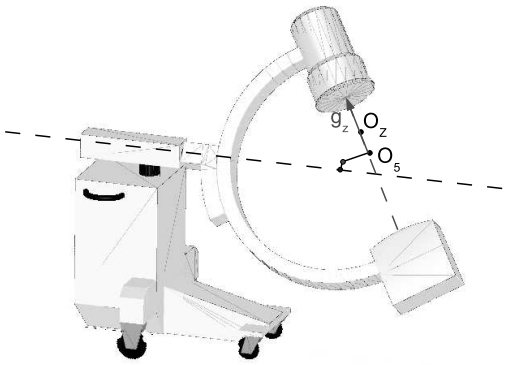


Abbildung 3.4: Der Zielpunkt O_z kann durch eine Verschiebung um d_Z entlang des Zentrahlstrahls g_z von O_5 wegbewegt werden, um den Abstand BV-ROI zu verändern □

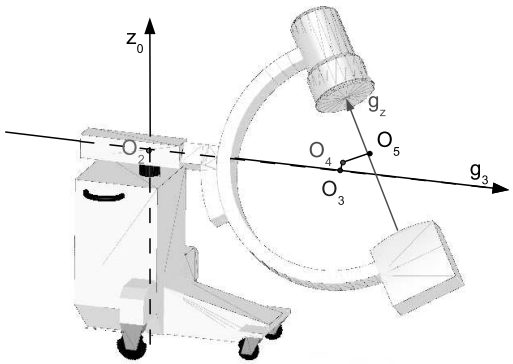


Abbildung 3.5: Zusammenhang zwischen der Schlitten- und Angulationsachse g_3, der Strahlrichtung g_z und der z_0-Achse □

Der Zentralstrahl g_z des Röntgenkegels verläuft durch den Zielpunkt O_z und besitzt den Richtungsvektor $\vec{m}_z$:

$$\begin{aligned} g_z &= O_z + s\,\vec{m}_z \\ &= \begin{pmatrix} O_{zx} \\ O_{zy} \\ O_{zz} \end{pmatrix} + s \begin{pmatrix} m_{zx} \\ m_{zy} \\ m_{zz} \end{pmatrix} \end{aligned} \tag{3.14}$$

Der Zentralstrahl des Röntgenkegels g_z verläuft in der Ebene des C-Profils ($E_{3,z}$). Diese wird bei der Angulation um die Achse g_3 rotiert. Die Achse g_3 steht orthogonal zur z_0-Achse des Bezugskoordinatensystems. Durch diese mechanischen Anordnung schneidet g_3 sowohl die z_0-Achse, als auch die Gerade g_z. Einzige Ausnahme bildet hierfür der Fall $\Theta_5 = -90°$, da hier g_3 und g_z parallel in $E_{3,z}$ verlaufen.

Fall 1: $\Theta_5 \neq -90°$

Ist die Strahlrichtung nicht senkrecht nach oben, das heißt $m_{zz} \neq 1$, existiert ein Zusammenhang zwischen der Höhe d_1 und dem Winkel Θ_2 (Abb. 3.6), der durch Gleichsetzen von g_3 und g_z bestimmt werden kann zu:

$$d_1(\Theta_2) = O_{zz} - m_{zz} \frac{O_{zx} + O_{zy}\ \tan(\Theta_2)}{m_{zy}\ \tan(\Theta_2) + m_{zx}} \tag{3.15}$$

Eine Erleichterung tritt ein, wenn $m_{zz} = 1$ ist. Dann verläuft die Gerade g_3 genau um den Versatz a_4 unter O_Z. Die übrigen Anteile des Vektors $\vec{m}_z$ sind Null und bedingen, dass auch Θ_4 und Θ_5 Null sind.

$$d_1(\Theta_2) = O_{zz} - a_4 \tag{3.16}$$

Der Zielpunkt O_Z liegt in der z_0-g_3-Ebene und legt den Winkel Θ_2 fest.

$$\Theta_2 = \arctan 2(O_{zx}, O_{zy}) \tag{3.17}$$

Die Länge des Arms ist dadurch ebenfalls bestimmbar:

$$d_3 = \sqrt{O_{zx}^2 + O_{zy}^2} - a_5 \tag{3.18}$$

Ist $m_{zz} \neq 1$, müssen die verbleibenden Parameter zunächst in Abhängigkeit von Θ_2 bestimmt werden.

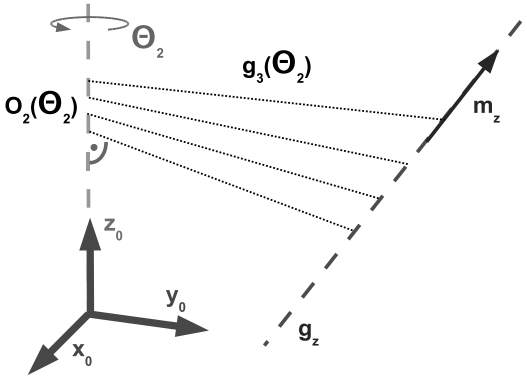


Abbildung 3.6: Zusammenhang zwischen der Höhe des Arms d_1 und dem Winkel Θ_2 des Wig-Wag. Je größer der z-Anteil des Richtungsvektors m_z, desto größer der Höhenunterschied
□

Die Geraden g_3 und g_z spannen die Ebene $E_{3,z}$ auf, die mechanisch der C-Ebene entspricht (Abb. 3.8). $\vec{m}_z$ lässt sich aufspalten in einen Anteil $\vec{m}_{z\|3}$ parallel zu $\vec{m}_3$ und einen Anteil $\vec{m}_{z\perp 3}$ senkrecht zu $\vec{m}_3$. Letzterer entspricht x_4 der Vorwärtsrechnung. Der Drehwinkel Θ_5 von Gelenk 5 wird gemessen zwischen $\vec{m}_{z\perp 3}$ und $\vec{m}_z$ $(= z_5)$ und wird in Abhängigkeit von Θ_2 berechnet. Verläuft $\vec{m}_{z\|3}$ parallel zu g_3, so ist das Vorzeichen positiv, verläuft er antiparallel, so ist $sign(\Theta_5)$ negativ.

$$\begin{aligned} \Theta_5 &= \arccos(\langle \vec{m}_{z\perp 3}, \vec{m}_z \rangle) \\ &= \arccos(-m_{zx}\ \sin(\Theta_2) + m_{zy}\ \cos(\Theta_2)) \end{aligned} \tag{3.19}$$

$$sign(\Theta_5) = \begin{cases} 1 & \text{für } \frac{\vec{m}_{z\|3}}{\|\vec{m}_{z\|3}\|} = \frac{\vec{m}_3}{\|\vec{m}_3\|} \\ -1 & \text{für } \frac{\vec{m}_{z\|3}}{\|\vec{m}_{z\|3}\|} = -\frac{\vec{m}_3}{\|\vec{m}_3\|} \end{cases} \tag{3.20}$$

Das hier berechnete Θ_5 entspricht dem für die Ansteuerung des C-Bogens verwendeten Winkelwert. Um es mit dem Θ_5 der direkten Kinematik aus den Kapiteln 3.1f vergleichen zu können, muss der dort eingeführte Korrekturwert K_5 dazu addiert werden.

Θ_4 gibt an, um wieviel die durch $\vec{m}_3$ und $\vec{m}_z$ definierte Ebene, die durch das C bestimmt ist, aus der senkrechten z_0-m_3-Ebene gekippt wurde (Abb. 3.8). In der Notation der Vorwärtsrechnung entspricht dies der Rotation um die z_3-Achse, wobei nach Definition der

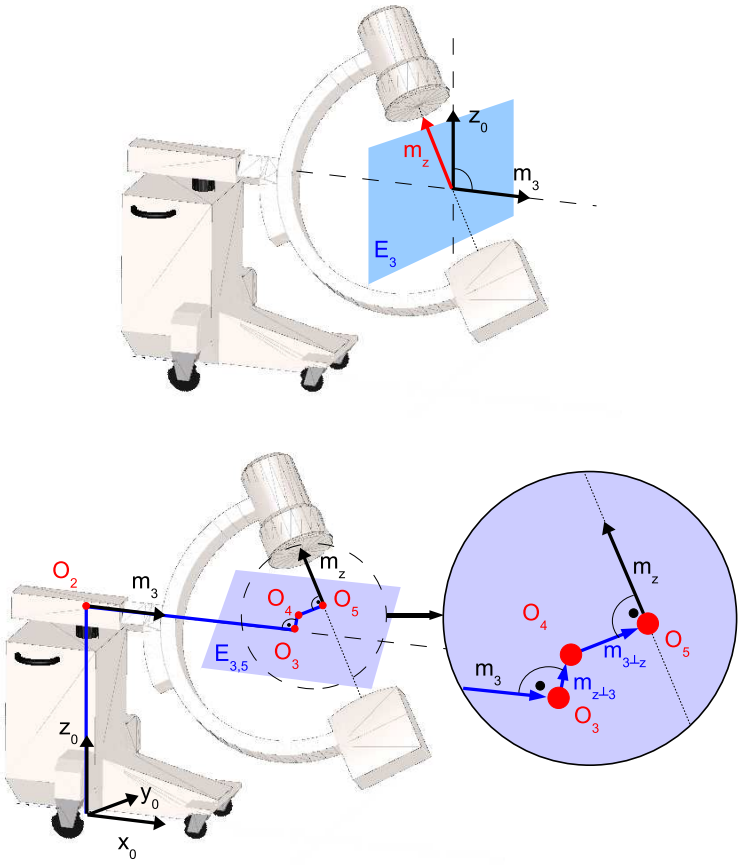


Abbildung 3.7: Die für die Betrachtung wichtigen Ebenen E_3 (senkrecht zur Bewegungsachse von Gelenk drei) und $E_{3,z}$ (Ebene des C-Profils) □

Winkel durch die x_3 und die x_4 Achse festgelegt ist. Zur Berechnung betrachten wir die Ebene E_3, die durch den Normalenvektor $\vec{m}_3$ definiert wird. $\vec{m}_{z\perp 3}$ ist die Projektion von $\vec{m}_5$ auf E_3. $\|\Theta_4\|$ ist der Winkel zwischen z_0 und $\vec{m}_{z\perp 3}$. Zur Festlegung des Vorzeichens wird der Vektor $\vec{m}_{3\perp z_0} = m_3 \vec{\times} z_0$ herangezogen. Besitzt $\vec{m}_{z\perp 3}$ einen Anteil, der antiparallel zu $\vec{m}_{3\perp z_0}$ ist, so ist $sign(\Theta_4)$ negativ, ansonsten positiv.

$$\begin{aligned}
\vec{m}_{z\|3} &= \langle \vec{m}_3, \vec{m}_z \rangle \, \vec{m}_3 && (3.21)\\
\vec{m}_{z\perp 3} &= \vec{m}_z - \vec{m}_{z\|3} && (3.22)\\
&= \vec{m}_z - \langle \vec{m}_3, \vec{m}_z \rangle \, \vec{m}_3 && (3.23)\\
\Theta_4 &= sign(\Theta_4) \angle \left(\vec{m}_{z\perp 3}, \vec{m}_3\right)\\
sign(\Theta_4) &= \begin{cases} 1 & \text{für } \frac{(\vec{m}_z \perp \vec{m}_3) \perp \vec{z}_0}{\|(\vec{m}_z \perp \vec{m}_3) \perp \vec{z}_0\|} = \frac{\vec{m}_3 \times \vec{z}_0}{\|\vec{m}_3 \times \vec{z}_0\|} \\ -1 & \text{für } \frac{(\vec{m}_z \perp \vec{m}_3) \perp \vec{z}_0}{\|(\vec{m}_z \perp \vec{m}_3) \perp \vec{z}_0\|} = -\frac{\vec{m}_3 \times \vec{z}_0}{\|\vec{m}_3 \times \vec{z}_0\|} \end{cases} && (3.24)
\end{aligned}$$

Man beachte, dass die $\vec{m}_3$-Anteile dieser Gleichungen Θ_2 als Unbekannte enthält.

Die Strecke $[O_5, O_4]$ steht senkrecht auf $\vec{m}_z$ und hat die Länge a_5. Den Richtungsvektor erhält man aus der Extraktion des Anteils von $\vec{m}_3$, der senkrecht auf g_z steht.

$$O_4 = O_5 - \vec{m}_{3\perp z}\, a_5 \qquad (3.25)$$

Der Versatz g_4 ist senkrecht von O_4 auf g_3 und hat die Länge a_4. Der Richtungsvektor wurde bereits zur Berechnung von Θ_4 verwendet. Der Schnittpunkt O_3 mit der Geraden g_3

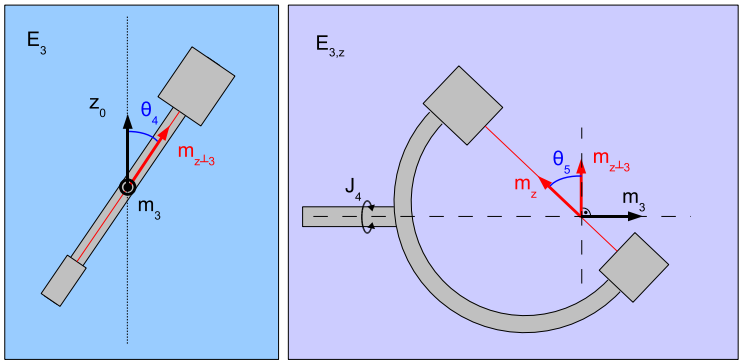


Abbildung 3.8: Geometrische Analyse des Angulationswinkels Θ_4 (links) und des Orbitalwinkels Θ_5 (rechts) □

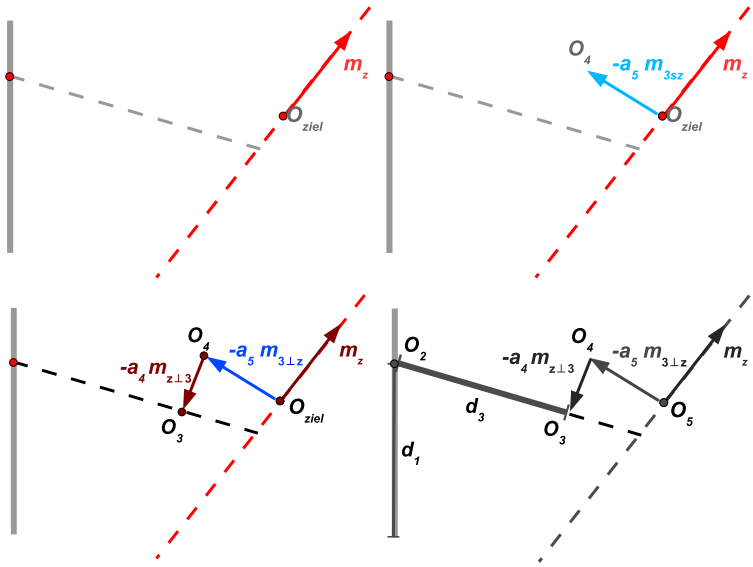


Abbildung 3.9: Bestimmung von Θ_2, d_3 und d_1 in der C-Profil-Ebene $E_{3,z}$. Ausgehend von O_5 werden anhand der Richtungsvektoren $\vec{m}_{3\perp z}$ und $\vec{m}_{z\perp 3}$ die Ursprünge O_4 und O_3 der Koordinatensysteme K_4 und K_3 aus der Vorwärtsrechnung bestimmt □

ist demnach:

$$O_3 = O_4 - \vec{m}_{z\perp 3}\, a_4 \tag{3.26}$$
$$= O_5 - \vec{m}_{3\perp z}\, a_5 - \vec{m}_{z\perp 3}\, a_4 \tag{3.27}$$

Die Länge d_3 ist somit der Abstand von O_3 zu O_2 auf der z_0-Achse. Entsprechend der Definition der Vorwärtsrechnung ist dies die Länge des Schlitten-Arms. Der z-Anteil von O_2 legt zugleich die Höhe des Hubgelenkes d_1 fest.

Bis hierher wurden die Gelenkparameter d_1, d_3, Θ_4 und Θ_5 in Abhängigkeit von Θ_2 beschrieben. Durch Einsetzen dieser Parameter in die Gleichung 3.7 der Vorwärtsrechnung ergeben sich die Vektoren $\vec{p}_z(\Theta_2)$ und $\vec{z}_z(\Theta_2)$, die zu dem Fehlervektor $\vec{e}(\Theta)$ zusammengefasst werden. Im Folgenden wird die vorgegebene Zielstellung durch den Vektor $\vec{e}_0$ bestehend aus konstanten Vektoren $\vec{m}_{z0}$ und $\vec{p}_{z0}$ repräsentiert. Der Winkel Θ_2 dieser vorgegebenen Stellung

wird als Θ_2^0 bezeichnet:

$$\vec{e}_0 = \begin{pmatrix} \vec{p}_z \\ \vec{m}_z \end{pmatrix} \tag{3.28}$$

$$\vec{e}(\Theta_2) = \begin{pmatrix} \vec{p}_z(\Theta_2) \\ \vec{z}_z(\Theta_2) \end{pmatrix} \tag{3.29}$$

$$\Delta e = \vec{e}(\Theta_2) - \vec{e}_0 \tag{3.30}$$

$$\Delta e(\Theta_2 - \Theta_2^0) = 0 \tag{3.31}$$

Θ_2 muss nun so gewählt werden, dass $\|\vec{e}_0 - \vec{e}(\Theta_2)\|$ minimal wird. Die Funktion $f(\Theta_2) = \Theta_2 - \Theta_2^0$ besitzt im Arbeitsbereich des Gelenks zwei keine lokalen Minima, sodass die Lösung eindeutig gefunden werden kann. Als schnelle und robuste Variante hat sich eine Intervallschachtelung erwiesen, die auch ohne Probleme auf Mikrokontrollern implementiert werden kann. Für jeden Schritt wird die Differenz Δe (siehe Gleichung 3.30) berechnet und das Minimum einer jeden Iteration i bestimmt. Als Startparameter wurden eine Schrittweite $s_0 = 1°$ und eine Startfenster $f_0 = \pm 10°$ gewählt. Bei einer Reduktion von $s_i = 1/10\ s_{i-1}$ der Schrittweite und einer Verkleinerung des Fensters auf $|f_i| = 1/10\ |f_{i-1}|$ um das gefundene Minimum pro Iteration, sind bereits zwei Durchläufe ausreichend, um auf eine Genauigkeit zu kommen, die höher als die Positioniergenauigkeit der Mechanik ist. Alternativ können auch andere Algorithmen zur Bestimmung des Minimus einer Funktion verwendet werden, wie zum Beispiel *Downhill Simplex* [NM65].

Der so ermittelte Wert für Θ_2 wird in die Gleichungen für d_1, d_3, Θ_4 und Θ_5 eingesetzt, um diese zu bestimmen.

Fall 2 — $\Theta_5 = -90°$:

Das C ist hier komplett nach hinten gekippt. Die Strahlrichtung $\vec{m}_z$ ist dadurch, unabhängig von der Stellung der übrigen Gelenke, parallel zur x_0-y_0-Ebene, d.h. $m_{zz} = 0$. $\vec{m}_z$ ist zudem antiparallel zur Richtung des Schwenkarms $\vec{m}_3$. Die beiden Geraden von Arm (g_3) und Strahlrichtung (g_z) haben den Abstand $a_{4,5} = a_4 + a_5$ (siehe DH-Parameter in Kapitel 3.1, sowie Abb. 3.11). Da es durch die Parallelität keinen Schnittpunkt gibt, kann auch die Angulation (Winkel Θ_4) nicht bestimmt werden. Zum Zeitpunkt der Berechnung ist Θ_5 noch nicht bekannt und kann darum auch nicht für die Fallunterscheidung herangezogen werden.

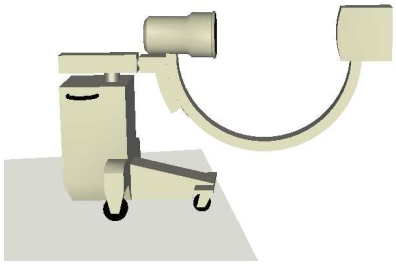


Abbildung 3.10: Fall 2: Der Bildverstärker ist komplett nach hinten geklappt. Die Strahlrichtung ist dadurch, unabhängig von der Stellung der übrigen Gelenke, immer parallel zur xy-Ebene □

Fall zwei kann durch die folgenden Kriterien erkannt werden. Zwingend ist, dass g_z parallel zur x_0y_0-Ebene liegt, was sich in dem fehlenden z-Anteil in der Strahlrichtung $\vec{m}_z \stackrel{!}{=} 0$ widerspiegelt. Für $\Theta_4 = \pm 90°$ reicht dies alleine nicht aus, da die Strahlrichtung unabhängig von Θ_5 immer parallel zur x_0-y_0-Ebene ist. Ob die Geraden g_3 und g_z parallel sind, kann auf Basis der gegebenen Daten nicht eindeutig bestimmt werden. Im Fall $\Theta_4 = \pm 90°$ liegen beide Geraden g_3 und g_z parallel zur x_0-y_0-Ebene. Die Achse z_0 steht senkrecht dazu und

schneidet g_3. Im Fall, dass die beiden Geraden parallel sind, muss auch der minimale Abstand zwischen z_0 und g_z gleich a_4+a_5 sein (siehe Abbildung 3.12). Ist der Abstand größer und der p_z Anteil dennoch gleich Null, so kann die gleiche Vorgehensweise wie in Fall eins verwendet werden.

Gegeben sind in diesem Fall ebenfalls der Durchstrahlpunkt O_z definiert durch $\vec{p}$ und die Strahlrichtung $\vec{m}_z$:

$$\vec{p} = \begin{pmatrix} p_x \\ p_y \\ p_z \end{pmatrix} \tag{3.32}$$

$$\vec{m}_z = \begin{pmatrix} m_{zx} \\ m_{zy} \\ 0 \end{pmatrix} \tag{3.33}$$

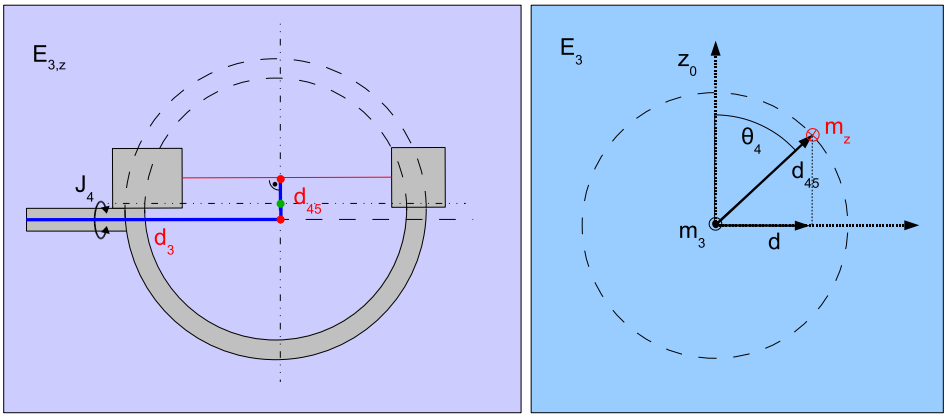


Abbildung 3.11: Fall 2 $\Theta_5 = -90°$: g_z und g_3 sind parallel im Abstand a_{45} und liegen beide - unabhängig von Θ_4 - parallel zur x_0-y_0-Ebene □

Die Projektion in die x_0y_0-Ebene (siehe Abb. 3.12) vereinfacht die weitere Vorgehensweise. Als Erstes wird der horizontale Abstand l des Durchstrahlpunktes von der Achse z_0 berechnet. Der Parameter d ist der minimale Abstand der Strahlgeraden zu z_0, der definitionsgemäß horizontal verläuft. Daraus lässt sich nun die Armlänge d_3 des Schlittens ermitteln.

$$l = \sqrt{p_x^2 + p_y^2} \tag{3.34}$$

$$d = \frac{\left\| \vec{m}_z \times \begin{pmatrix} p_x \\ p_y \\ 0 \end{pmatrix} \right\|}{\sqrt{p_x^2 + p_y^2}} \tag{3.35}$$

$$d_3 = \sqrt{l^2 + d^2} \tag{3.36}$$

Aus dem Höhenunterschied Δh wird die Höhe d_1 des Hubgelenks berechnet.

$$\Delta h = \sqrt{a_{4,5}^2 - d^2} \tag{3.37}$$

$$h_1 = p_z - \Delta h \tag{3.38}$$

Für die Berechnung des Winkels Θ_2 werden die Hilfswinkel α und δ herangezogen (siehe Abbildung 3.12).

$$\alpha = \left|\arcsin\left(\frac{d}{l}\right)\right| \tag{3.39}$$

$$\delta = \arctan\left(\frac{p_x}{p_y}\right) \tag{3.40}$$

$$\Theta_2 = \delta - sign(\Theta_4)\,\alpha \tag{3.41}$$

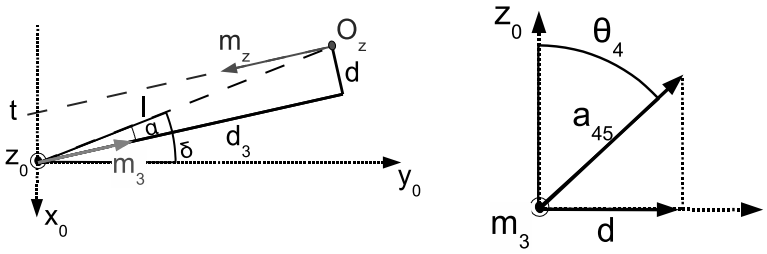


Abbildung 3.12: Bestimmung von Θ_2 in der x_0-y_0-Ebene für $\Theta_5 = -90°$. Im Beispiel ist $\Theta_4 \neq 0$ □

Θ_4 ist durch d und $a_{4,5}$ definiert.

$$|\Theta_4| = \left|\arcsin\left(\frac{d}{a_{4,5}}\right)\right| \tag{3.42}$$

$$\Theta_4 = sign(\Theta_4)\,\|\Theta_4\| \tag{3.43}$$

Das Vorzeichen von Θ_4 erhält man durch Prüfen des Schnittpunktes von g_z mit der y_0-z_0-Ebene. In die x_0-y_0-Ebene projiziert, vereinfacht sich die Berechnung zu

$$\begin{pmatrix} t \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} p_x \\ p_y \end{pmatrix} + \vec{m}_z\, s \tag{3.44}$$

Umformung und Gleichsetzen ergibt:

$$t = p_x + p_y\,\frac{m_{zx}}{m_{zy}} \tag{3.45}$$

$$sign(\Theta_4) = \begin{cases} 1 & \text{für } t < 0 \\ -1 & \text{für } t \geq 0 \end{cases} \tag{3.46}$$

$$\tag{3.47}$$

3.3.2 Inkrementelle Rückwärtsrechnung

Die bisher betrachtete Rückwärtsrechnung wird in der klassischen Robotik dazu benutzt, um zu einer vorgegebenen Zielstellung die Gelenkparameter zu bestimmen. Diese Stellung wird dann in der Regel im PTP-Modus angefahren. Im Echtzeitbetrieb wird die Bahn auf dem Steuerrechner geplant und inkrementenweise an die Motorsteuerung geschickt. Dabei stellt ein Inkrement die Bewegung eines Robotergelenks in einem Zeittakt dar. Der Zeittakt für Industrieroboter beträgt zwischen 6 ms und 12 ms, in denen die neue Stellung an den Roboter übermittelt werden muss. Allzu komplexe Berechnungen lässt dieses nicht zu. Sowohl die spezielle (siehe Abschnitt 3.3.1), als auch die explizite Lösung [MBBS06] des inversen Kinematikproblems können in dieser Zeit berechnet werden. Die in Kapitel 2 vorgestellten Anwendungen erfordern, dass zusätzlich zur Bewegung weitere Prozesse parallel

abgearbeitet werden müssen, die viel Rechenleistung erfordern wie zum Beispiel eine Online 3D-Rekonstruktion. Mit Hilfe der inkrementellen Rückwärtsrechnung kann der für die Steuerung benötigte Rechenaufwand minimiert werden.

Die Motorkontroller des Funktionsmusters lassen keine inkrementelle Ansteuerung zu. Für den Prototypen wurden bereits Kontroller ausgewählt, die diese Funktionalität besitzen. Im Folgenden soll genauer auf die benötigten Berechnungen eingegangen werden.

Es gibt zwei prinzipielle Lösungen für dieses Problem. Ist die abzufahrende Bahn im Vorwege bekannt, kann sie auch bereits vorab berechnet werden. Während der Bewegung werden nur noch die Inkremente aus der erzeugten Datenstruktur gelesen und übermittelt. Will man flexibler sein und auf Ereignisse reagieren wie z. B. bei der Steuerung durch den Benutzer, muss online berechnet werden. In der klassischen Robotik wird dafür die inkrementelle Rückwärtsrechnung verwendet [SB96]. Sie nutzt die Eigenschaft aus, dass die Zeittakte kurz und dadurch die Bewegungen klein sind. Aus diesem Grund kann die Bahn um die aktuelle Position linearisiert werden. Der Zusammenhang zwischen Gelenkinkrementen v_g und Positions- bzw. Orientierungsinkrementen v_{pos} kann somit als lineares Gleichungssystem dargestellt werden. In der Regel gibt es mehr Gleichungen als Unbekannte, sodass man für die Berechnung die am besten geeignetsten Gleichungen auswählen kann.

Zur Linearisierung der Bahn wird die Jakobi-Matrix $\boldsymbol{J}$ berechnet. Die Einträge der homogenen Transformationsmatrix werden dazu als zwölfdimensionaler Vektor dargestellt. Die Jakobimatrix enthält pro Gelenk diesen Vektor, abgeleitet nach dem jeweiligen Gelenkparameter. Dadurch entsteht eine symbolische Matrix, die noch alle Gelenkparameter enthält. Um die Gelenkinkremente v_g für den nächsten Schritt zu berechnen, werden die Gelenkparameter der aktuellen Stellung eingesetzt. Die Matrix enthält jetzt nur noch numerische Einträge, sodass ein lineares Gleichungssystem gegeben ist.

Für die Bestimmung der Jakobimatrix beim C-Bogen musste wieder darauf Rücksicht genommen werden, dass der x und der y Vektor der Orientierung nicht bekannt sind und somit nicht in die Berechnung mit einbezogen werden können. Der Vektor für die partielle Ableitung besitzt daher nur sechs Einträge und erzeugt eine 6×5-Jakobimatrix. Das entstehende symbolische Gleichungssystem ist in Gleichung 3.48 dargestellt.

$$\boldsymbol{J} = \begin{pmatrix} 0 & -d_3C_2 - 150C_2C_5 - 50S_2S_4 + 150S_2S_4S_5 & -S_2 & 50C_2C_4 - 150C_2C_4S_5 & -150C_2C_5S_4 + 150S_2S_5 \\ 0 & -d_3S_2 - 150C_5S_2 + 50C_2S_4 - 150C_2S_4S_5 & C_2 & 50C_4S_2 - 150C_4S_2S_5 & -150C_5S_2S_4 - 150C_2S_5 \\ 1 & 0 & 0 & -50S_4 + 150S_4S_5 & -150C_4C_5 \\ 0 & -C_5S_2S_4 - C_2S_5 & 0 & C_2C_4C_5 & -C_5S_2 - C_2S_4S_5 \\ 0 & C_2C_5S_4 - S_2S_5 & 0 & C_4C_5S_2 & C_2C_5 - S_2S_4S_5 \\ 0 & 0 & 0 & -C_5S_4 & -C_4S_5 \end{pmatrix}$$

Die Gelenkparameter in dieser Matrix entsprechen der aktuellen Gelenkstellung. Nach dem Einsetzen erhält man also eine rein numerische Matrix. Für die weitere Betrachtung werden die einzelnen Einträge substituiert, wodurch Gleichung 3.48 entsteht.

$$\begin{pmatrix} \delta p_x \\ \delta p_y \\ \delta p_z \\ \delta z_x \\ \delta z_y \\ \delta z_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & a & e & g & m \\ 0 & b & f & h & n \\ 1 & 0 & 0 & i & o \\ 0 & c & 0 & j & p \\ 0 & d & 0 & k & q \\ 0 & 0 & 0 & l & r \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \delta d_1 \\ \delta \Theta_2 \\ \delta d_3 \\ \delta \Theta_4 \\ \delta \Theta_5 \end{pmatrix} \tag{3.48}$$

Das Lösen dieses Gleichungssystems kann durch Wählen der günstigsten Gleichungen erfolgen. Es ist ersichtlich, dass zur Bestimmung von d_1 die dritte Zeile des Gleichungssystems benötigt wird. Von den verbleibenden fünf Zeilen können vier beliebige zur Lösung herangezogen werden, da für alle daraus resultierenden $i = 5$ Matrizen $\boldsymbol{J}_{red_i}$ gilt:

$$Rang \boldsymbol{J}_{red_i} = Rang\,(J_{red_i} | v_{pos}) \tag{3.49}$$

Letztendlich ist noch zu überprüfen, ob die Lösung des Gleichungssystems für bestimmte Gelenkstellungen unbestimmt sein kann. Dazu werden die Gleichungssysteme $(\boldsymbol{J}_{red_i} | v_{pos})$ nach den Gelenkinkrementen gelöst [MV95]. Die Ergebnisse bestehen allesamt aus Brüchen, deren Nenner nach Rücksubstitution auf eventuell vorhandene Nullstellen zu untersuchen sind.

Eleganter geht es durch Erweiterung der Gleichung durch Linksmultiplizieren der transponierten Jakobimatrix $\boldsymbol{J}^T$. Dadurch erhält man:

$$\boldsymbol{J}^T \, \vec{v}_g = \boldsymbol{J}^T \, \boldsymbol{J} \, v_{pos} \tag{3.50}$$

Die Lösung dieses Gleichungssystems kann mittels der Methode kleinster Quadrate nach dem Satz von Gauß-Markow [Bjö96] ermittelt werden.

Abschließend ist noch anzumerken, dass bei Verwendung der inkrementellen Rückwärtsrechnung die aktuelle Roboterstellung nicht durch Addition der Inkremente bestimmt werden darf. Da es sich um Relativbewegungen handelt, summieren sich numerische Fehler in den Berechnungen und Ungenauigkeiten in der absoluten Positioniergenauigkeit im Laufe der Bewegung auf, und es entsteht eine Differenz zur tatsächlichen Stellung. Je nach erreichbarer Rechengenauigkeit und benötigter Positioniergenauigkeit ist es notwendig, dass nach jedem Schritt oder nach einer festgelegten Anzahl von Schritten die berechnete Position anhand der Geberwerte aktualisiert wird.

Kapitel 4

Simulationsumgebung

4.1 Vorüberlegungen

Um parallel zu den Umbauten an der Mechanik die Kinematik und Applikationen entwickeln und testen zu können, wurde ein unabhängiges Modell in Form einer Computersimulation erstellt.

Dieses diente darüber hinaus der Präsentation des Konzeptes bei medizinischem und technischem Fachpersonal und erlaubte bereits von den ersten Realisierungsschritten an ein Feedback.

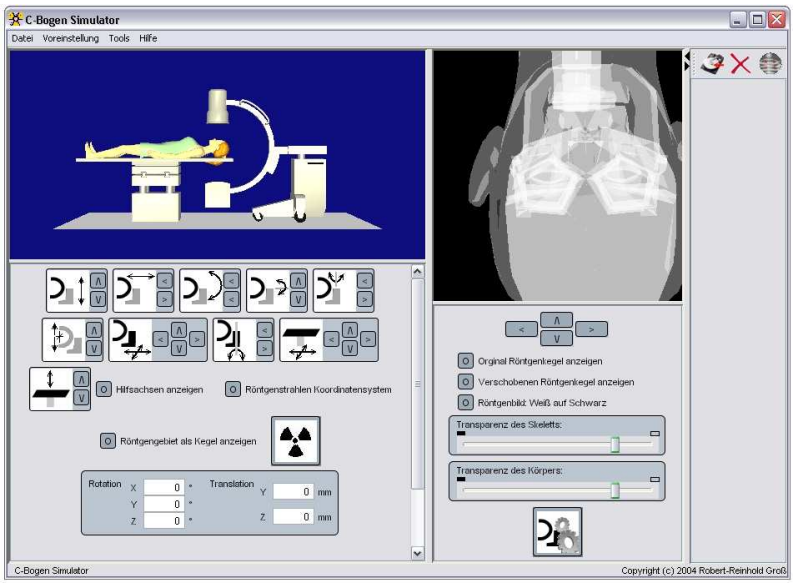


Abbildung 4.1: Die Grafische Oberfläche der Simulationsumgebung. Links die OP-Szene bestehend aus C-Bogen, Patient und OP-Tisch und rechts das Röntgenbild □

Die Simulation muss sich nahe an den Eigenschaften des realen C-Bogens orientieren, und es muss darüber hinaus möglich, sein Röntgenbilder zu generieren. Diese sind die Grundlage für eine Vielzahl von Anwendungen. Im Detail setzen sich die Anforderungen wie folgt zusammen:

- Maßstabsgerechte Übereinstimmung der Simulation mit dem tatsächlich verwendeten C-Bogen Ziehm Vision
- Korrekte Anordnung der Bewegungsachsen

- Integration von direkter und inverser Kinematik
- Darstellung der Bewegung des C-Bogens
- Einbettung in OP-Szene mit Tisch und Patient
- Röntgenfähiger Patient, d.h. Korrespondenz zu Skelettmodell
- Schnittstellen für die Integration von Applikationen

Die Vorgaben wurden in zwei Schritten umgesetzt. In [Gro04] wurde das Grundgerüst geschaffen, das die GUI und Simulation von C-Bogen und OP sowie die komplette Kinematik enthielt. Im zweiten Abschnitt folgte die Integration der Anwendungen [Rüt04] und die Untersuchung von Bedienkonzepten für den OP.

4.2 Implementierung

Für die Realisierung des Simulators wird eine Programmierumgebung benötigt, die eine einfache Darstellung von dreidimensionalen Objekten erlaubt. Die Entscheidung fiel auf Java und Java3D die frei erhältlich sind. Die häufige Nutzung durch die verschiedensten Anwendungen trägt dazu bei, dass die benötigten Pakete oft schon auf den Computern installiert sind. Gegebenenfalls ist die Installation einfach und sowohl für Windows, MacOS als auch für Unix- und Linux-Distributionen verfügbar.

Um das Arbeiten mit Matrizen zu erleichtern wurde JAMA [MoST04] eingebunden, eine Klassenbibliothek für lineare Algebra. Sie besteht aus einer Matrix Klasse und fünf Klassen zur Matrixzerlegung wie z. B. Gauss- und Eigenwertzerlegung. Diese Bibliothek wurde von *The MathWorks* und dem *National Institute for Standards and Technology* (NIST) entwickelt und als Standard für JAVA etabliert. In der Simulationssoftware wird die Bibliothek für die Repräsentation der homogenen Transformationsmatrizen und deren Manipulation für die direkte und inverse Kinematik verwendet.

Der Aufbau der Software folgt dem Model-View-Controller Konzept von XEROX Parc [Ree79], das von SUN für die Entwicklung von Programmen empfohlen wird. Das Grundprinzip besteht darin, die Software in drei Komponenten zu zerlegen. Das Modell repräsentiert die verwendeten Daten in strukturierter Form. Der View stellt die Schnittstelle zum Benutzer über geeignete Ein- bzw. Ausgabekanäle dar. Das Herzstück der Software ist der Controller. Er verarbeitet die Eingaben und Ereignisse, die im View geschehen, manipuliert daraufhin das Modell und gibt die Ergebnisse wiederum an den View zurück. Der Controller enthält die Kinematik-Module für die Vorwärts- und Rückwärtsrechnung, die Registrierung des Skelettmodells auf den virtuellen Patienten für die Röntgensimulation sowie die Verwaltung der Röntgenbilder.

4.3 Simulation des C-Bogens und der OP-Szene

4.3.1 Modellierung

Hauptkomponente der Simulation ist die OP-Szene bestehend aus C-Bogen, OP-Tisch und Patient. Dazu kommt noch das Modell eines Skelettes für die Simulation des Röntgenbildes. Da für den C-Bogen und den OP-Tisch keine Konstruktionsdaten in digitaler Form zur Verfügung standen, mussten diese manuell erstellt werden. Die mechanischen Informationen für den C-Bogen wurden aus den Konstruktionszeichnungen entnommen (siehe Anhang D. Der OP-Tisch beruht auf einem vereinfachten Modell. Die Daten für die Patientin und das Skelett entstammen der Bibliothek des Programms Poser [Sof04]. Die interne Repräsentation der Objekte erfolgt als Drahtgittermodell. Für den C-Bogen wurden 23 Objekte erstellt, die zusammen aus ca. 4800 Polygonen bestehen. Die gesamte Szene umfasst 64 Objekte und ca. 56.000 Polygone [Gro04].

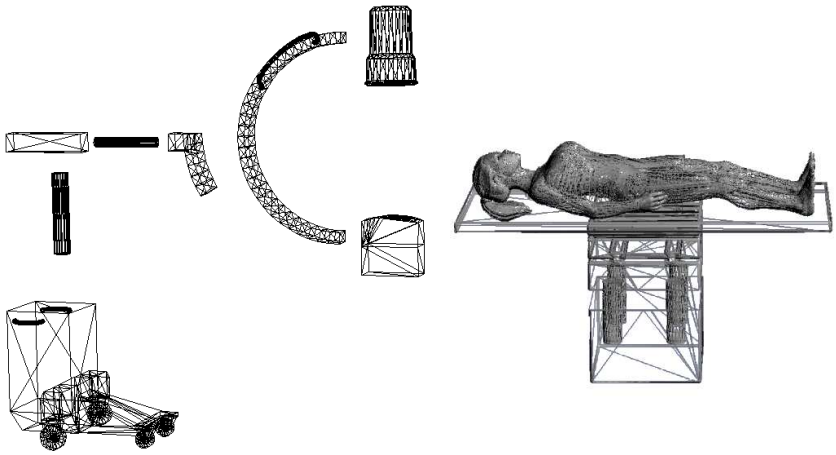


Abbildung 4.2: Drahtgittermodell der OP-Szene: C-Bogen und OP-Tisch mit Patientin □

4.3.2 Visualisierung

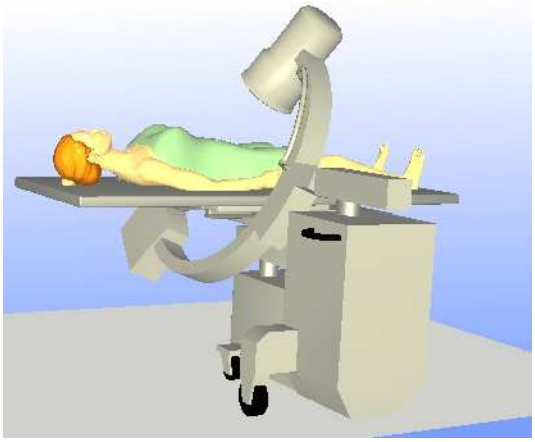


Abbildung 4.3: Darstellung der OP-Szene: C-Bogen mit Patient auf Operationstisch □

Für die Visualisierung der erzeugten dreidimensionalen Modelle wird ein sogenannter Szenengraph verwendet. Dadurch stehen die einzelnen Objekte bzw. Objektgruppen zueinander in einer hierarchischen Vater-Kind Beziehung, deren Eigenschaften genau definiert werden können. So ist es möglich, dass sich eine Objektgruppe (Kind) mit der vorhergehenden Objektgruppe (Vater) mitbewegt, von Bewegungen nachfolgender Objekte jedoch nicht beeinflusst wird. Dies erlaubt eine einfache Umsetzung der C-Bogen Bewegungen. Wird z. B. der Hub bewegt, bewegen sich alle nachfolgenden Objekte, in diesem Fall Schlitten, Schwenkarm und C-Profil, im gleichen Maße entlang der z-Achse. Die C-Bogen Basis bleibt davon jedoch unberührt, da sie in der Hierarchie vor dem Hub angeordnet ist.

Der Ursprung des gemeinsamen Koordinatensystems ist im Schwerpunkt des Vater-Objektes definiert. Es ist dabei zu beachten, dass die Ortskoordinatensysteme einer jeden Objektgruppe entsprechend der DH-Regeln so in die Achse gelegt werden, dass sie mit den Koordinatensystemen des mathematischen Modells übereinstimmen (siehe 3.1). Nur so können die Parameter der Gelenke ohne weitere Umrechnungen zwischen dem View und der kinematischen Berechnung ausgetauscht werden.

Die Objekte des C-Bogens, die zu demselben Armsegment gehören, müssen zu Gruppen zusammengefasst werden, wie es in Abbildung 4.4 dargestellt ist. Die Reihenfolge der Gelenke am C-Bogen legt die Reihenfolge fest, in der diese Gruppen miteinander verbunden werden

müssen. Gleiches gilt für den OP-Tisch, der neben einer Höhenverstellung auch in x- und y-Richtung zu seiner Basis verfahren werden kann. Die Patientin ist fest darauf platziert.

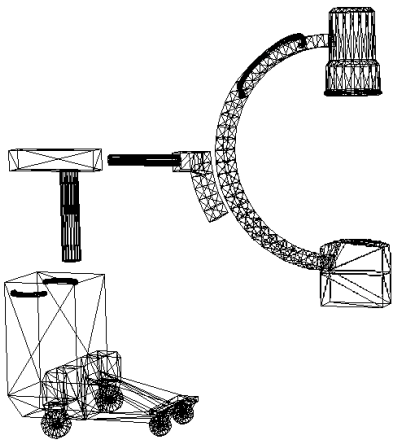


Abbildung 4.4: Die einzelnen Gruppen der OP-Szene: Basis, Hub, Schlitten und C □

4.4 Simulation des Röntgenbildes

Ein wesentlicher Bestandteil des Simulators ist die Erzeugung von virtuellen Röntgenbildern. Im Gegensatz zu großen stationären Röntgenanlagen verlaufen die Strahlen beim C-Bogen nicht parallel, sondern erzeugen einen Röntgenkegel. Die Form dieses Kegels ergibt sich aus der Größe des Bildverstärkers und dem Abstand zwischen Bildverstärker und Strahlenquelle. Dies hat zur Folge, dass die Röntgenbilder nicht längentreu sind. Objekte, die nah an der Strahlenquelle positioniert sind, werden durch die Projektion größer abgebildet als Objekte, die weit entfernt liegen (siehe Abbildung 4.5).

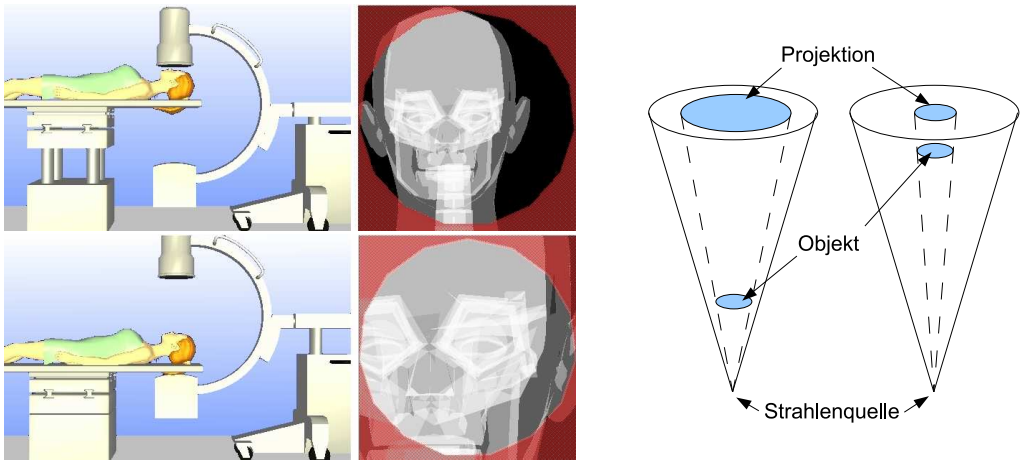


Abbildung 4.5: Unterschiedliche Projektionsergebnisse für kleinen (oben) und großen Abstand (unten) zwischen BV und ROI □

Im Simulator wird das Röntgenbild durch ein Kamerabild des Skelettmodells erzeugt. Ein Objekt wird umso größer dargestellt, je näher es sich bei der Kamera befindet. Um die Abbildungseigenschaften des Bildverstärkers zu erhalten, muss die Kamera im Modell am Ort der Strahlenquelle positioniert werden. Die Bewegung zwischen Röntgenbildkamera und

Skelettmodell entspricht der zwischen Strahlenquelle und Patientenmodell. Um einen realistischen Eindruck zu erhalten, werden in der aktuellen Version die Bereiche außerhalb des Röntgenkegels abgeschnitten. In Abbildung 4.5 sind diese Bereiche transparent überlagert.

Beim Röntgen nutzt man die Eigenschaft, dass verschiedene Gewebetypen die Röntgenstrahlen unterschiedlich absorbieren oder streuen. Um diesen Effekt im Simulator für die Knochen zu visualisieren, wird das Skelettmodell transparent dargestellt. Die Stärke der Transparenz kann vom Benutzer verstellt werden, was beim echten Gerät einer Erhöhung bzw. einer Verringerung der Strahlenintensität gleichkommt. Überlagern sich mehrere Knochen, so vermindert sich an den Schnittstellen die Transparenz. Abbildung 4.6 vergleicht eine simulierte Röntgenaufnahme des Hüftgelenks mit einer vergleichbaren echten Aufnahme.

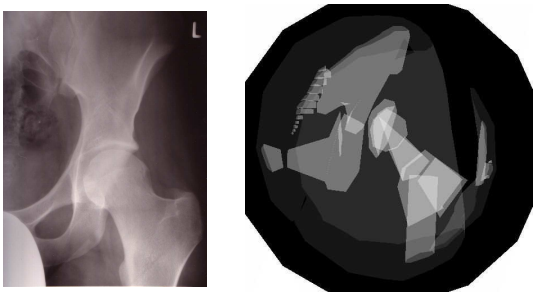


Abbildung 4.6: Vergleich zwischen echtem Röntgenbild eines Hüftgelenks (links) und Simulation (rechts) □

Beim Abspeichern der simulierten Röntgenaufnahmen wird für jede Aufnahme auch die Stellung eines jeden Gelenks in den Kommentarteil der Bilddatei geschrieben.

4.5 Grafische Benutzeroberfläche

Der für den Benutzer entscheidende Teil des Simulators ist die grafische Bedienoberfläche (siehe Abbildung 4.1). Mit ihr sind alle Funktionen steuerbar. Die Ergebnisse der Eingabe werden wieder präsentiert. Das Hauptfenster gibt die Möglichkeit zur Handhabung des virtuellen C-Bogens, die der des realen Geräts ähnlich ist. Daneben gibt es noch eine Erweiterung namens Image Viewer, die sowohl für die Darstellung der einzelnen aufgenommenen Röntgenbilder zuständig ist, als auch die Bestimmung von 3D Informationen mit Hilfe von Landmarken in mehreren Aufnahmen zulässt.

4.5.1 C-Bogen Simulator

Das Hauptfenster des Simulators besteht aus zwei großen Bereichen – die virtuelle OP-Szene und das Röntgenbild. Beide Bereiche besitzen sowohl ein Grafikfenster, als auch einen separaten Bereich mit den zugehörigen Bedienelementen. Am rechten Rand gibt es eine Historie mit den bisher aufgenommenen Röntgenbildern.

Die Bedienelemente des C-Bogens dienen der Bewegung des virtuellen Modells und des OP-Tisches. Mit den Tastern können die einzelnen Gelenke verstellt werden. Für die Positionierung auf einen exakten Wert können die Gelenkparameter oder die kartesische Stellungsbeschreibung auch numerisch eingegeben werden. Der C-Bogen lässt sich darüber hinaus frei verschieben und um seine z-Achse drehen. Dadurch ist eine freie Positionierung im Raum möglich. Für einen realistischen Eindruck kann auch der OP-Tisch in der Höhe verstellt werden. Die Tischplatte lässt sich dazu noch in der x-y-Ebene verschieben.

Die zweite Gruppe von Bedienelementen dient der Erstellung des Röntgenbildes. Dazu gehören das Auslösen der Aufnahme und die Visualisierung des Röntgenkegels zur Verdeutlichung des Strahlenverlaufs durch den Patienten. Daneben kann die Strahlungsintensität,

d. h. der Kontrast des Skelettmodells verstellt werden sowie der Kontrast des Patientenkörpers. Auf Basis des gewonnenen Röntgenbildes kann der Kegel in der Bildebene verschoben werden. Die Gelenkparameter für die neue Stellung werden durch die Taste "Rückwärtsrechnung" ermittelt und danach angefahren.

Der Simulator speichert alle Aufnahmen der aktuellen Session zwischen. Dazu gehören auch die Gelenkparameter. Die Bilder werden in der Spalte am rechten Rand dargestellt. Sie lassen sich nun einzeln oder gesamt löschen oder als Bilddatei mit Parametern abspeichern. Die Gelenkparameter werden dazu im XML-Format im Kommentar-Bereich der Bilddatei abgelegt und können so in einer späteren Session wieder ausgelesen werden.

4.5.2 Image Viewer und Xtender

Beide Module sind Erweiterungen des Simulators. Der Image Viewer diente anfänglich der Präsentation der Röntgenbilder. Die erste Anwendung, die im ersten Entwicklungsabschnitt des Simulators integriert wurde, war die Berechnung von 3D Punkten aus mehreren Projektionen. Als Beispiel diente hauptsächlich die anterior-posterior (a.-p.) Aufnahme eines Wirbelkörpers. Stehen zwei oder mehr Aufnahmen desselben Zielgebietes zur Verfügung, so können diese zusammen geladen werden. Durch die Markierung von drei festgelegten Landmarken auf zwei Projektionen kann die 3D Position jeder Marke berechnet werden. Existieren mehr als zwei Projektionen, so können Fehler beim Auswählen der Landmarken herausgemittelt werden. Die Blickrichtung ist bezüglich der Landmarken fest definiert. Der C-Bogen kann nun so positioniert werden, dass eine a.-p. Aufnahme des markierten Wirbels angefertigt werden kann.

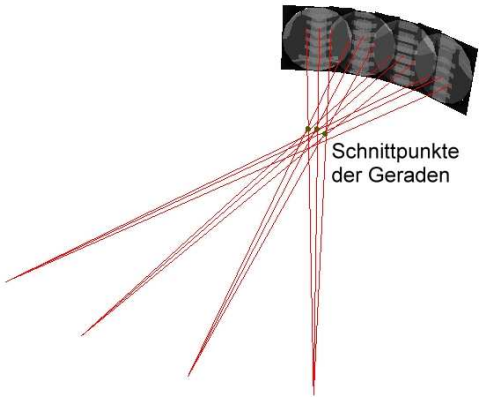


Abbildung 4.7: Berechnung der 3D Informationen von Landmarken aus mehreren Aufnahmen mittels Triangulation □

Im zweiten Entwicklungsabschnitt wurde der Image Viewer um weitere Anwendungen ergänzt und in Xtender umbenannt [Rüt04]. Es ist nun möglich Translationen in der Tisch- oder der Bildebene durchzuführen und zu zoomen, d.h. den BV innerhalb der mechanischen Grenzen entlang der Strahlachse zu verschieben. Diese Möglichkeiten werden wiederum vom Longbone- und Postermodus aufgegriffen, um Panoramabilder zu erzeugen.

Der Pivot-Modus erlaubt es, das Zielgebiet aus verschiedenen Blickwinkeln zu betrachten. Das Zielgebiet wird dazu als Landmarke auf zwei Projektionen aus verschiedenen Richtungen definiert. Ein Sonderfall der Pivot-Bewegung ist der CT-Modus. Hierbei kreisen BV und XR auf Kreisbahnen um das Isozentrum. In regelmäßigen Winkelabständen werden dabei Röntgenbilder aufgenommen, aus denen das 3D Modell des Zielgebietes errechnet werden könnte. Schwerpunkt hierfür war die Demonstration der Vorgehensweise und der inversen Kinematik. Die 3D-Rekonstruktion selbst ist nicht im Simulator integriert.

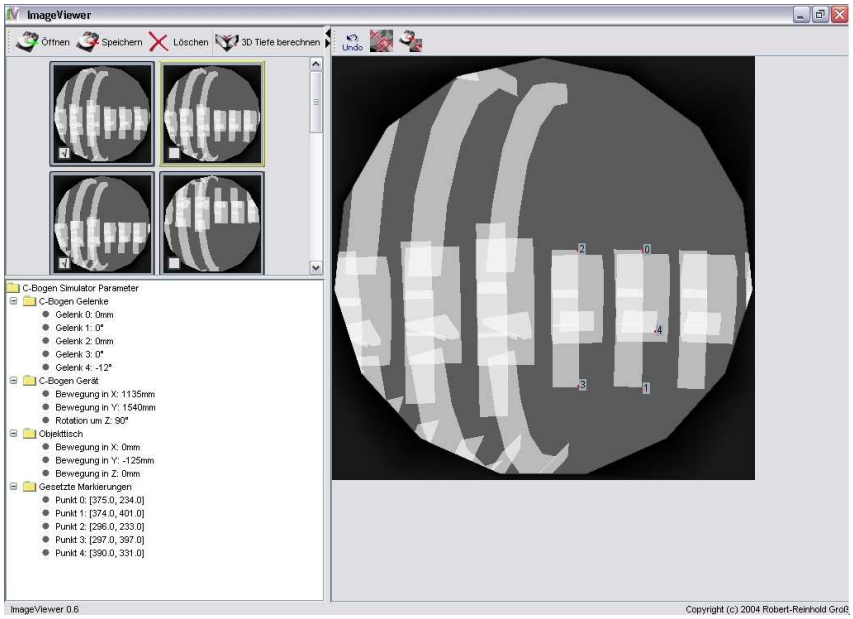


Abbildung 4.8: Der Imageviewer □

4.6 Kollisionsdetektion

Ein wesentlicher Sicherheitsaspekt und ein zentraler Bestandteil einer Bahnplanung ist die Erkennung von Kollisionen während einer Bewegung bzw. für die Planung einer sicheren Bahn. Es wurden verschiedene Bibliotheken zur Kollisionsdetektion verglichen und die geeignetste in den Simulator integriert [Lin06]. Während der Bewegung kann nun überwacht werden, ob ein Teil des C-Bogens mit einem anderen Objekt wie zum Beispiel dem Tisch oder gar dem Patienten zusammenstößt. Ist dies der Fall, so wird die Bewegung gestoppt und die Kollision grafisch angezeigt.

In der ersten Stufe dient das 3D Modell des OP Tisches und des Patienten als Hindernis. Die Bibliothek *ColDet* erzeugt daraus selbständig die Hüllkörper für das Kollisionsmodell. Später sollen diese Objekte durch Modelle der bekannten OP Umgebung ersetzt werden, oder dynamisch über Sensordaten generiert werden. Der Patient soll dabei nicht so detailliert wie im 3D Modell repräsentiert werden, sondern es soll ein Totraum in Form einer Halbtonne über dem Tisch für genügend Sicherheitsreserve sorgen.

Durch die Integration der Kollisionserkennung besteht nun eine Softwarebasis für die Entwicklung komplexer Bahnplanungs- und Arbeitsraumüberwachungsalgorithmen. Darüber hinaus sollen auch Positionierhilfen erarbeitet werden, die es dem Benutzer erleichtern, den C-Bogen je nach Anwendung richtig zu positionieren (siehe dazu auch 9).

Kapitel 5

Technische Umsetzung

5.1 Spezifikation

Vor dem eigentlichen Umbau müssen die Rahmenbedingungen bestimmt und festgelegt werden, die für die Arbeit mit dem robotisierten C-Bogen notwendig sind. Dazu gehören alle Faktoren, die für die Auslegung der Motoren und Getriebe benötigt werden:

- Massen, Kräfte und Momente
- Geschwindigkeiten und Beschleunigungen in den verschiedenen Bewegungs-Modi
- Positioniergenauigkeit
- Sicherheitskriterien und Vorschriften

Anhand dieser Parameter werden die Antriebseinheiten dimensioniert. Die im Folgenden aufgeführten Werte gelten nur für das Laborgerät, das als Basis für die Studie verwendet wird. Für die Notation der Parameter werden die in Abschnitt 3 eingeführten Bezeichnungen verwendet.

5.1.1 Massen, Kräfte und Momente

Bei der Herstellung wird darauf geachtet, dass die Achsen ausbalanciert sind. Bei geöffneten Bremsen dürfen sich die einzelnen Segmente des C-Bogens nicht in Bewegung setzen. Dadurch sind Hebelwirkungen auf die Antriebseinheit und die Bremsen im Ruhezustand zu vernachlässigen. Die Massen wirken sich hauptsächlich auf die Beschleunigung und die Reibung aus.

Generator	23 kg
Bildverstärker	23 kg
C- Profil	18 kg
Schwenkarm	15 kg
Schlitten	18 kg
Tragstück	10 kg
Hubrohr	11 kg
Gesamt	118 kg

Tabelle 5.1: Massen der bewegten Teile

Mit Hilfe einer Federwaage werden die Kräfte F_i ermittelt, die erforderlich sind, um die einzelnen Rotationsgelenke i in Bewegung zu versetzen. Die Momente M_i können nun mit

$$M_i = F_i \; s_i \tag{5.1}$$

aus den gemessenen Kräften und dem Hebelweg s_i errechnet werden. Die Parameter für das erste Gelenk können nicht ermittelt werden, da dieses nur motorisch angetrieben wird. Weil sich die Antriebseinheit für den Hub laut Hersteller in der Praxis bewährt hat, wird diese ohne Modifizierung im weiteren Verlauf des Projektes beibehalten.

Achse	Kräfte [N]	Moment[Nm]
2	—	9.75
3	50	—
4	—	17.5
5	—	22.5

Tabelle 5.2: Kräfte und Losbrechmomente der Gelenke

5.1.2 Geschwindigkeiten und Beschleunigungen

Ein weiteres wichtiges Kriterium für die Auslegung der Motoren sind die erforderlichen Geschwindigkeiten und Beschleunigungen. Hierfür ist eine Analyse der benötigten Bewegungsmodi entscheidend. Für rechnergestützte Positionierung werden andere Geschwindigkeiten benötigt als für eine Unterstützung der manuellen Bewegung. Für erstere müssen nur kurze Strecken mit hoher Genauigkeit zurückgelegt werden, wobei niedrige Geschwindigkeiten von Vorteil sind. Bei der Bewegung mit Motorunterstützung empfindet es ein Benutzer dagegen als hinderlich, wenn sich das Gerät nicht so schnell positionieren lässt, wie er es von der rein manuellen Handhabung gewohnt ist. Ob dieser Geschwindigkeitsbereich vollständig abgedeckt werden kann, muss in praktischen Anwendungen überprüft werden.

Folgende Werte für manuelle Verstellung werden durch Versuche mit Hilfe verschiedener medizinischer und nicht-medizinischer Probanden ermittelt. In Versuchen werden die Zeiten für schnelle Bewegungen gemessen, um eine Obergrenze der Geschwindigkeiten festlegen zu können. Dabei wird der C-Bogen manuell bewegt und daraus die die benötigten und sinnvoll erscheinenden Geschwindigkeiten für eine automatische Bewegung ermittelt. Alle Angaben sollen Richtwerte für die Studie sein.

Achse	Bereich	manuell	robotisch
1	200 mm	—	$6s \hat{=} 33\ mm/s$
2	20°	3 s	$5s \hat{=} 4\ °/s$
3	300 mm	3 s	$7s \hat{=} 43\ mm/s$
4	90°	2 s	$10s \hat{=} 9\ °/s$
5	90°	3 s	$10s \hat{=} 9\ °/s$

Tabelle 5.3: Angestrebte Zeiten und Geschwindigkeiten für Gelenkbewegungen

5.1.3 Positioniergenauigkeit

Im Folgenden soll untersucht werden, wie genau der motorisierte C-Bogen positioniert werden kann. Dabei sind vor allem jene Fehler entscheidend, die nicht durch die Positionsgeber erfasst und somit nicht durch Regelung korrigiert werden können. Ergebnisse von simulierten idealen 3D-Rekonstruktionen in unserem Institut zeigen deutliche Artefakte bei einem Fehler über 10 mm. In [WBN+00, CN06] vorgestellte Rekonstruktionsalgorithmen sind nach Angaben der Autoren unempfindlicher. Das angestrebte Ziel ist ein maximaler Positionierfehler von 1 mm und ein Rotationsfehler von maximal 1°.

Im Folgenden werden die Fehler untersucht, die entstehen, wenn bei der Positionierung eines oder mehrerer Gelenke Ungenauigkeiten auftreten.

Auswirkung einzelner Gelenke

Zu Beginn wird untersucht, wie sich der Fehler e_i eines einzelnen Gelenks i auf die Zielposition $O_Z = O_5$ und Orientierung $\vec{m}_Z$ auswirkt. Die Fehlermatrizen lassen sich mit Hilfe der Vorwärtsrechnung herleiten. Dazu wird in der zugehörigen Transformationsmatrix ${}^{i-1}\boldsymbol{M}_i$ der Winkel Θ_i mit $\Theta_i + e_i$ ersetzt. Am leichtesten lässt sich das bei den Translationsgelenken eins und drei ermitteln. Beide Fehler wirken sich nicht auf die Orientierung aus.

Ein Positionierfehler bei Gelenk eins führt linear zu einem Fehler in der z-Komponente der Position.

$$\Delta p_1 = \left\| \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ e_1 \end{pmatrix} \right\| \tag{5.2}$$

Eine Positionierungenauigkeit von Gelenk drei um e_3 ändert den Abstand zur z_0-Achse des Bezugskoordinatensystems um diesen Wert. Je nach Wert von Θ_2 hat das Einfluss auf die x- und y-Komponenten der Position.

$$\Delta p_3 \quad = \left\| \begin{pmatrix} -e_3 \sin\Theta_2 \\ e_3 \cos\Theta_2 \\ 0 \end{pmatrix} \right\| \quad = |e_3| \tag{5.3}$$

Anders verhält es sich bei den Rotationsgelenken. Ein Gelenkfehler e_i (mit $i \in [2, 4, 5]$) hat Auswirkung sowohl auf die Orientierung als auch auf die Position (siehe dazu auch Abschnitt 3 Kinematik).

Eine Ungenauigkeit bei Gelenk zwei wirkt sich durch den großen Abstand $d_3 + a_5$ des Bildverstärkers zur Drehachse z_0 deutlich auf die Position aus. Die Armlänge ist maximal für $\Theta_4 = \Theta_5 = 0$.

$$\Delta p_2 = \left\| \begin{pmatrix} (a_5 + d_3)\,(\sin\Theta_2 - \sin(\Theta_2 + e_2)) \\ -(a_5 + d_3)\,(\cos\Theta_2 - \cos(\Theta_2 + e_2)) \\ 0 \end{pmatrix} \right\| \tag{5.4}$$

Tabelle 5.4 zeigt für die minimale und die maximale Armlänge d_3 den Fehler als karthesischen Abstand von der Zielstellung, der bei einem Winkelfehler von 1° bzw. 0,1° auftritt.

Armlänge min/max	$e_2 = 1°$	$e_2 = 0.1°$
d_3=1102 mm	19.2 mm	1.9 mm
d_3=1322 mm	23.1 mm	2.3 mm

Tabelle 5.4: Auswirkung des Positionsfehlers bei Gelenk zwei auf die Position

Die Orientierung wird durch eine Drehung um die z-Achse verändert. Richtung und Betrag der Rotation entsprechen dabei dem Winkelfehler e_2 des Gelenks.

Bei einem Winkelfehler an Achse vier wird durch den Versatz a_4 ebenfalls die Position des Zielgebietes beeinflusst. Der maximale Fehler entsteht dabei für $\Theta_5 = -90°$, da hier O_5 am weitesten von Achse vier entfernt ist. Aus der Transformatrix ${}^0\boldsymbol{M}_4$ lässt sich folgender Differenzvektor ableiten:

$$\Delta p_4 = \left\| \begin{pmatrix} \cos\Theta_2\,((-a_5 \sin\Theta_5 + a_4))\,(\sin\Theta_4 - \sin(\Theta_4 + e_4)) \\ \sin\Theta_2\,((-a_5 \sin\Theta_5 + a_4))\,(\sin\Theta_4 - \sin(\Theta_4 + e_4)) \\ (-a_5 \sin\Theta_5 + a_4)\,(\cos\Theta_4 - \cos(\Theta_4 + e_4)) \end{pmatrix} \right\| \tag{5.5}$$

Θ_2 ist für diese Betrachtung als konstant anzusehen. Der kartesische Positionsfehler ist in Tabelle 5.5 für $\Theta_5 = 0$ und $\Theta_5 = -90°$ dargestellt.

	$e_4 = 5°$	$e_4 = 1°$	$e_4 = 0.1°$
$\Theta_4 = 0$	3.9 mm	0.8 mm	0.1 mm
$\Theta_4 = 90°$	15.3 mm	3.1 mm	0,3 mm

Tabelle 5.5: Auswirkung des Positionsfehlers bei Gelenk vier auf die Position für senkrechte (oben) und horizontale Strahlrichtung (unten)

Die Orientierung ändert sich durch eine Rotation um z_3 um den Fehler e_4. Die Auswirkung auf die Gesamtstellung ergibt sich damit zu

$$ {}^0\boldsymbol{M}_5 = {}^0\boldsymbol{M}_3 \, {}^3\boldsymbol{E}_4 \, {}^4\boldsymbol{M}_5 \tag{5.6} $$

Auf die gleiche Weise wird aus ${}^0\boldsymbol{M}_5$ der Fehlervektor für Gelenk fünf ermittelt:

$$ \Delta p_5 = \left\| \begin{pmatrix} -a_5 \sin\Theta_2(\cos\Theta_5 - \cos(\Theta_5+e_5)) - a_5 \cos\Theta_2 \sin\Theta_4(\sin\Theta_5 - \sin(\Theta_5+e_5)) \\ +a_5 \cos\Theta_2(\cos\Theta_5 - \cos(\Theta_5+e_5)) - a_5 \sin\Theta_2 \sin\Theta_4(\sin\Theta_5 - \sin(\Theta_5+e_5)) \\ -a_5 \cos\Theta_4(\sin\Theta_5 - \sin(\Theta_5+e_5)) \end{pmatrix} \right\| \tag{5.7} $$

Alle Komponenten außer Θ_5 sind wiederum als Konstanten zu betrachten, um den Positionsfehler zu ermitteln.

$$ {}^0\boldsymbol{M}_5 = {}^0\boldsymbol{M}_4 \, {}^4\boldsymbol{E}_5 \tag{5.8} $$

	$e_5 = 5°$	$e_5 = 1°$	$e_5 = 0.1°$
$-90° \leq \Theta_5 \leq 45°$	11.3 mm	2.3 mm	0.2 mm

Tabelle 5.6: Auswirkung des Positionsfehlers bei Gelenk fünf auf die Position

Kombinierte Fehler

Da beim C-Bogen in der Regel mehrere Gelenke bewegt werden, überlagern sich die Einzelfehler. Analog zur Betrachtung in Abschnitt 5.1.3 werden die veränderlichen Parameter mit einem Fehler addiert und in die Gesamttransformationsmatrix eingesetzt. Aus der fehlerbehafteten Gesamttransformation ${}^0\boldsymbol{E}_5$ und der fehlerfreien Matrix ${}^0\boldsymbol{M}_5$ können die Fehlermatrizen erstellt werden.

$$ {}^0\boldsymbol{M}_5 = {}^0\boldsymbol{M}_1 \, {}^1\boldsymbol{M}_2 \, {}^2\boldsymbol{M}_3 \, {}^3\boldsymbol{M}_4 \, {}^4\boldsymbol{M}_5 \tag{5.9} $$

$$ {}^0\boldsymbol{E}_5 = {}^0\boldsymbol{E}_1 \, {}^1\boldsymbol{E}_2 \, {}^2\boldsymbol{E}_3 \, {}^3\boldsymbol{E}_4 \, {}^4\boldsymbol{E}_5 \tag{5.10} $$

$$ {}^z\boldsymbol{M}_e = {}^0\boldsymbol{M}_5 \, {}^{-1}\, {}^0\boldsymbol{E}_5 \tag{5.11} $$

Entscheidend für die Genauigkeit ist der der Fehler des Richtungsvektors und der Positionsfehler des Zielgebietes, das heißt Spalten drei und vier der Transformationsmatrix 3.7.

Für den schlimmsten Fall wurde eine maximale Ungenauigkeit von ± 1 mm bzw. $\pm 1°$ angenommen. Eine Abweichung von ± 0.1 mm bzw. $\pm 0.1°$ in den Gelenkparametern erscheint mechanisch als umsetzbar und dient daher als Vergleichswert. Weitere Konstellationen ergaben sich später aus den Schwierigkeiten, die Gelenke zwei und vier exakt zu positionieren. Dafür wurde für alle Gelenke ein minimaler Fehler angenommen und Achse zwei und vier einzeln und in Kombination mit dem maximalen Fehler betrachtet. Der Orientierungsfehler kann mit Hilfe des Cosinussatzes in einen Winkel α umgerechnet werden.

Genauigkeit	Positionsfehler	Orientierungsfehler
$\pm 1\ mm$ bzw. $\pm 1°$	30.0 mm	0.039 mm = 2.2°
$\pm 0.1\ mm$ bzw. $\pm 0.1°$	3.0 mm	0.004 mm = 0.2°
2+4 $\pm 1°$; Rest $\pm 0.1\ mm$ bzw. $\pm 0.1°$	28.8 mm	0.026 mm = 1.5°
alle Min außer 2	27.2 mm	0.019 mm = 1.1°
alle Min außer 4	5.9 mm	0.018 mm = 1.0°

Tabelle 5.7: Maximaler Positions- und Richtungsfehler für verschiedene maximale Gelenkfehlerkonstellationen

5.1.4 Sicherheit

Für klassische Industrieroboter und -maschinen gelten eine Reihe von Normen, Vorschriften und Richtlinien, die für Sicherheit beim Betrieb sorgen sollen. So arbeiten die Maschinen in abgeschlossenen Räumen oder Kabinen, wobei jeglicher Kontakt zu Menschen verhindert wird. Im Falle der Kooperation, zum Beispiel bei der Übergabe des Werkstücks, müssen sehr strenge Auflagen erfüllt sein, damit es nicht zu Verletzungen kommen kann. Eine direktere Zusammenarbeit von Mensch und Roboter ist daher noch selten, gewinnt aber zunehmend an Bedeutung [Hei03], da die Produktionsabläufe dadurch erheblich effektiver gestaltet werden können.

Vorschriften und Normen

Anders als in der Industrie gibt es für Roboter im Medizinbereich noch keine klar definierten Normen. Soweit wie möglich werden diese aus den Vorschriften für Industrieroboter übernommen und zusammen mit Vorschriften für Medizinprodukte angewandt. Während in der Industrie ein Bediener vom Arbeitsraum des Roboters größtenteils ferngehalten wird, ist es in der Medizin unumgänglich, dass sie in der Nähe von Menschen eingesetzt werden. Im Folgenden werden die wichtigsten Normen und Vorschriften für Medizinprodukte aufgezeigt und um die aus dem Bereich der Industrierobotik ergänzt. Vor diesem Hintergrund wird ein Sicherheitskonzept für den C-Bogen vorgestellt.

Medizinprodukte

MPG — Medizinproduktegesetz Das *Gesetz über Medizinprodukte* oder kurz Medizinproduktegesetz [MPG02] setzte 1995 die EU-Richtlinie 93/42/EWG in geltendes deutsches Recht um und löste damit die *Medizingeräteverordnung* (MedGV) ab. Sie beschreibt im Wesentlichen, welche medizinischen und technischen Anforderungen ein Medizinprodukt erfüllen muss, welche Informationen darüber notwendig sind und welche Vorschriften für Anwender und Betreiber gelten müssen. Sie garantiert auch, dass Medizingeräte, die in einem Mitgliedsstaat der EU eine Zulassung entsprechend der MPG besitzen, auch in allen anderen Staaten der EU zugelassen sind. Darüber hinaus gibt es auch ein Beobachtungs- und Meldesystem, das EU-übergreifend der Abwehr von potentiellen Risiken von Medizinprodukten dient.

DIN-ISO 60 601 Diese internationale Vorschrift [DIN03b] beschreibt die allgemeinen und speziellen Anforderungen an elektrisch betriebene Medizingeräte und definiert die Testanforderungen sowie deren Einstufung in Sicherheitskategorien. Kennzeichnungen, Schutzeinrichtungen sowie Verträglichkeitsanforderungen mit anderen Geräten und Einflüssen aus der Umgebung werden ebenfalls erklärt. Programmierbare elektrische Systeme nehmen dabei eine besondere Stellung ein und werden separat behandelt. So müssen diese von den folgenden Störungen unbeeinflusst bleiben oder sie erkennen können und sicher darauf reagieren:

- Störungen in der Datenübertragung oder im Netzwerk
- unbeabsichtigte Signale (elektromagnetische Interferenzen)

- nicht verfügbare, unvollständige oder falsche Daten (z. B außerhalb des Wertebereichs)
- zum falschen Zeitpunkt empfangene oder eingegebene Daten
- unbeabsichtigte Interaktion innerhalb und zwischen Untereinheiten
- Sicherheitslücken in der Datensicherheit, Angriffsmöglichkeiten für Sabotage und unbeabsichtigte Interaktion mit anderen Programmen und Viren
- unbekannte Qualitätsprobleme von Hard- und Software von Drittanbietern

Bezüglich der Architektur werden daher folgende Sicherheitsmaßnahmen empfohlen:

- Benutzung von hoch integrierten Komponenten
- störungssichere Funktionen
- Redundanz
- Diversität
- Verteilung der Funktionalität
- Minimierung des Gefährdungspotentials (z. B. Strom, Aktoren u.ä.)

Beim C-Bogen ist besonders die Kommunikation zwischen Computer und Motorkontroller sicher und redundant zu gestalten. Die Bewegungsbefehle und der Verlauf der Fahrbefehle müssen ständig und redundant überwacht werden. Im Falle einer Störung muss die Aktion sicher beendet werden. Gleiches gilt für das Auslösen der Strahlung. Unbeabsichtigte Aktivierung muss sofort erkannt und unterbrochen werden. Die Motoren dürfen sich nur mit Geschwindigkeiten bewegen, auf die ein Benutzer sicher reagieren kann und die - im Falle einer unbeabsichtigten Kollision - niemanden gefährden können. Das Verfahren über Touchscreen oder Taster am Bedienpanel muss so gestaltet sein, dass es beim Loslassen der Tasten stoppt. Darüber hinaus muss die Steuersoftware vor ihrem Einsatz auf mögliche Fehler getestet werden. Auch vom Benutzer eingegebene Daten müssen auf ihre Plausibilität hin überprüft und gegebenenfalls zurückgewiesen werden.

Die Aspekte Redundanz und verteilte Überwachung der Steuerung sind bei der Planung des Prototypen durch die Verwendung des CAN-Busses berücksichtigt worden. Dieser erfüllt die notwendigen Voraussetzungen, um zusätzlich vom Hauptsystem des C-Bogens überwacht zu werden. Eine Überprüfung der Benutzereingaben bezüglich erreichbarer Stellungen findet bereits statt. Ausführliche Softwaretests und das Abfangen unbeabsichtigter Eingaben stehen noch aus.

Industrierobotik

In einer Arbeit über sichere Roboter-Mensch Kooperation [Hei03] wurden die wichtigsten in der Industrie geltenden Vorschriften zusammengetragen. Diese sollen in den kommenden Abschnitten kurz wiedergegeben werden.

- EG-Maschinenrichtlinien von 1991 [dEPudR91], Neufassung 2006 [dEPudR06]
- DIN EN 29 — Sicherheit von Maschinen - Grundbegriffe [DIN91]
- DIN EN 775 — Industrieroboter Sicherheit [DIN97b]
- DIN EN 953 — Trennende Schutzeinrichtungen [DIN97c]
- DIN EN 954-1 — Sicherheitsbezogene Teile von Steuerungen [DIN97d]
- DIN EN 1050 — Leitsätze zur Risikobeurteilung [DIN97a]
- DIN EN 12453 — Nutzungssicherheit kraftbetätigter Tore [DIN02]

Die kommenden Abschnitte geben daraus die entscheidenden Elemente für das C-Bogen Projekt wieder.

DIN EN 775 — Industrieroboter Sicherheit Die Aufgabe dieser Norm [DIN97b] wird in Abschnitt eins *Anwendungsbereich* dargestellt: „*Diese Internationale Norm gibt eine Anleitung für Sicherheitsüberlegungen bei der Gestaltung, der Ausführung, Programmierung, dem Betrieb, der Anwendung, der Reparatur und Wartung von Robotern und Robotersystemen nach den Definitionen in Abschnitt 3. Diese Norm gilt nicht für andere Robotertypen, obwohl die hier festgelegten Sicherheitsgrundsätze auch auf diese anderen Typen angewandt werden können. [...] In dieser Norm wird unter dem Begriff "Roboter" ein Industrieroboter verstanden*“. Weiter wird ein Roboter definiert als „*ein automatisch gesteuertes, wiederprogrammierbares, vielfach einsetzbares Handhabungsgerät mit mehreren Freiheitsgraden, das entweder ortsfest oder beweglich in automatisierten Fertigungssystemen eingesetzt werden kann*“.

In einer allgemeinen Betrachtung werden die Ursachen der Gefährdung aufgezeigt, Hinweise zur Risikoabschätzung gegeben und Sicherheitsstrategien erläutert. Weitere Abschnitte beschäftigen sich mit der allgemeinen Anforderung an die Gestaltung und Ausführung des Roboters, technische Schutzmaßnahmen des Robotersystems und Details zu den einzelnen Betriebsmodi.

Sollte es zu einem Ausfall einer Komponente des Roboters kommen, so dürfen die Sicherheitsfunktionen nicht beeinträchtigt werden. Ist dies nicht möglich, so muss das System zumindest in einem sicheren Zustand bleiben. Zu den Sicherheitsfunktionen gehören unter anderem:

- eingeschränkter Bewegungsbereich
- Not-Aus und sicheres Anhalten
- reduzierte Geschwindigkeit
- Verriegelung trennender Schutzeinrichtungen

Daneben sind im Falle eines Notfalls Vorkehrungen für Bewegungen zu treffen, die bei abgeschalteter Energie auch „*von Hand lösbare, kraftbetätigte Bremsen bei vorhandenem Gewichtsausgleich*“ einschließen. Des Weiteren gehören bei vorhandener Energieversorgung auch „*Befehlseinrichtungen zum Einleiten von Gegenbewegungen*“ dazu. Das sind Aspekte, die im Falle eines Stromausfalls oder einer technischen Störung im Antrieb für den C-Bogen unbedingt zu beachten sind. In der Funktionsstudie wurde bereits bei Gelenk vier eine Kupplung integriert. Für den Prototypen und das folgende Produkt gibt es zusammen mit dem Hersteller bereits Lösungen, um alle Antriebe wie gefordert auszurüsten.

DIN EN 1050 — Leitsätze zur Risikobeurteilung Um das Risiko, das von einem Roboter ausgeht, beurteilen zu können, gibt die DIN EN 1050 die entsprechenden Leitsätze vor. Die Risikoanalyse beinhaltet die Bestimmung der Grenzen der Maschine, das heißt Festlegen des Arbeitsraums, die Identifizierung der Gefährdungen und die Einschätzung des Risikos. Dazu gehören unter anderem:

- Mechanische Gefährdungen (Einklemmen, Quetschung, Stoß o.ä.)
- Elektrische Gefährdungen
- Thermische Gefährdungen
- Gefährdungen durch Lärm
- Gefährdungen durch Vibration
- Gefährdungen durch Strahlung
- Gefährdungen durch Werkstoffe und andere Stoffe
- Gefährdungen durch Vernachlässigung ergonomischer Grundsätze bei der Gestaltung der Maschine

Davon ausgehend muss entsprechend der Richtlinien eine Risikobewertung erfolgen, wobei das Risiko abhängig vom Ausmaß eines möglichen Schadens und der Wahrscheinlichkeit des Eintritts ist.

Durch den C-Bogen bestehen hauptsächlich mechanische Gefährdungen durch Einklemmen an Strukturen des Gerätes selbst, aber auch durch Einklemmen, Quetschen zwischen C-Bogen und Objekten im Arbeitsbereich. Dadurch, dass der C-Bogen auch während einer Operation eingesetzt wird, gehen bei einer Berührung darüber hinaus ein erhöhtes Infektionsrisiko und zusätzliche Verletzungen durch chirurgische Instrumente oder andere Anordnungen im Kontaktbereich einher. Dadurch ist eine Berührung zwischen C-Bogen und Patient als Risiko mit hohem Gefährdungspotential einzustufen. Die Wahrscheinlichkeit, dass dieser Fall eintritt, muss daher durch den Einsatz geeigneter Methoden gegen Null gehen.

Ein weiteres Risiko geht von der Röntgenstrahlung aus. Das Risiko im manuellen Modus ist gleich dem aktueller Serienmodelle und muss deshalb nicht weiter verfolgt werden. Versehentlich ausgelöste Strahlung, zum Beispiel bei einem Fehler in der CT Datensammlung, stellt eine extrem hohe Gefahr dar. Auch hierfür gilt es Vorkehrungen zu treffen, so dass eine unbeabsichtigte Strahlenemission nicht möglich ist.

DIN EN 12453 — Nutzungssicherheit kraftbetätigter Tore Für den Fall der Kooperation von Mensch und Roboter innerhalb eines Arbeitsraumes gibt es noch keine Norm, die sich mit den Gefahren durch die Dynamik des Roboters beschäftigt. Einzig *DIN EN 12453* behandelt den Fall einer direkten Krafteinwirkung eines maschinell betriebenen Tores auf einen Menschen. Die Kräfte die hierbei auftreten dürfen und deren maximale Wirkungsdauer sind explizit definiert. So müssen

- statische Kontaktkräfte kleiner 150 N sein und
- dynamische Kontaktkräfte kleiner als 400 N sein und müssen innerhalb von 0,75 s mindestens auf den Maximalwert der statischen Kontaktkraft fallen.

Für den C-Bogen bedeutet das, dass im Falle einer Kollision mit einer Person, maximal die oben genannten Kräfte wirken dürfen. Aus medizinischer Sicht sind diese Werte nur für das Bedienpersonal von Bedeutung. Die Gefährdung durch eine Berührung der Wunde oder dort befindlicher Instrumente ist erheblich höher, so dass die Sicherheitsanforderungen nach DIN EN 1050 gelten.

Sicherheitskonzepte für den C-Bogen

Die kommerziell erhältlichen C-Bögen mit motorisierten Achsen entsprechen bereits den geforderten Normen und Vorschriften. Im Folgenden werden spezielle Aspekte behandelt, die durch die zusätzliche Motorisierung notwendig werden.

Verhalten bei Stromausfall Bei Stromausfall kann der C-Bogen nicht mehr motorisch verstellt werden. Die Gefahr einer unbeabsichtigte Bewegung besteht daher nicht. Es kann jedoch vorkommen, dass sich der C-Bogen in einer Stellung befindet, in der er nicht vom OP-Tisch wegbewegt werden kann (Abbildung 5.1). Er verhindert damit unter Umständen, dass eine Operation fortgesetzt oder ohne Behinderung beendet werden kann.

Sicherheitskritische Geräte im OP wie EKG, Beatmungs- und Narkosegeräte sind in den OPs und Intensivstationen an ein gesondertes Netz angeschlossen, das über Notstromagregate verfügt und somit die Versorgung im Notfall gewährleistet. Da das Anfertigen eines Röntgenbildes in der Regel keine lebenserhaltende Maßnahme darstellt, ist der C-Bogen an dieses Netz angeschlossen. Es ist daher eine Lösung notwendig, die eine manuelle Verstellung der Gelenke auch im stromlosen Zustand zulässt.

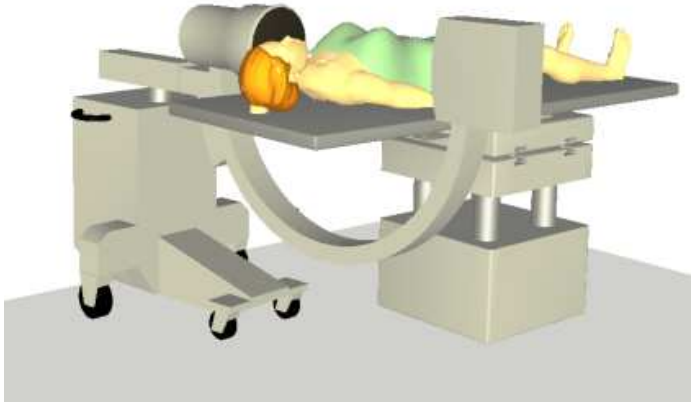


Abbildung 5.1: Kritische OP-Situation bei Stromausfall. Geräte der Anästhesie am Kopfende nicht eingezeichnet □

Unerwünschte Bewegung Der interaktive C-Bogen ist als Assistenzsystem gedacht, das nicht komplett eigenständig arbeitet. Nach Start einer Funktion durch den Bediener führt er dennoch einzelne Bewegungen selbständig aus. Dabei ist sicherzustellen, dass genau diese geplante Bewegung ausgeführt wird. Eventuell auftretende Störungen müssen erkannt und die Bewegung unterbrochen werden können. Dieses muss sowohl auf der Steuerungs- als auch auf der Bedienerebene geschehen.

Die Steuerung muss selbständig erkennen, wenn eine ausgeführte Bewegung nicht der geplanten entspricht. Fährt ein Gelenk zum Beispiel weiter oder schneller als gewünscht, ist die Aktion zu unterbrechen. Da gerade diese Art von Fehlern durch Störungen im Motorkontroller oder in der Kommunikation ihre Ursache haben können, muss eine redundante Überwachung vorhanden sein, die in diesem Fall eingreift.

Erkennt der Benutzer, dass eine Bewegung nicht wie gewünscht erfolgt, sei es durch einen Fehler im System oder eine falsche Eingabe, so muss auch er in der Lage sein einzugreifen. Mögliche Lösungen hierfür sind ein Stop-Button am Bedienfeld oder auf dem Monitor bzw. Touchscreen. Im Falle eines Fehlers in der Steuerung muss es möglich sein, den Fahrbefehl zum Beispiel durch einen Not-Aus Taster kontrolliert zu unterbrechen. Des Weiteren muss es dem Personal am Tisch möglich sein, den C-Bogen mit der Hand aufzuhalten, d.h. der Bewegung ohne großen Kraftaufwand entgegenzuwirken und zu stoppen. Dafür ist eine geeignete Überwachung der Antriebe und des Arbeitsraums zu realisieren.

Im Bereich der voll motorisierten mobilen Röntgengeräte gibt es hierfür noch keine allgemeinen Lösungen. Dafür sind die Arten der OP-Tische, die Möglichkeiten der Positionierung und die Zahl der Applikationen zu vielfältig. Stationäre Röntgengeräte, die eine ähnliche Funktionalität bieten, kennen die relative Lage von Tisch zu Röntgengerät. Eine Bewegungsplanung wird dadurch erheblich erleichtert.

Röntgenstrahlung Bei konventionellen Aufnahmen wird manuell über Fuß- oder Handschalter ausgelöst. Dies entspricht dem Stand aktueller Geräte und soll auch weiterhin zusammen mit den dafür notwendigen Sicherheitseinrichtungen beibehalten werden. Für den Anwendungsbereich des CT-Modus müsste der Bediener bis zu 100 mal auf den Auslöser drücken. Dieses würde den Gesamtprozess erheblich verlängern. Eine Aktivierung über den Steuerrechner bzw. die Steuersoftware ist somit unumgänglich. Grundsätzlich ist damit jedoch eine redundante Überwachung von Software und Strahlenquelle nötig, die das Risiko

Abbildung 5.2: Unterbrechnung der Bewegung über Stopschalter in unkritischen (oben) und über Not-Aus oder Sensorsignale in kritischen Situationen (unten) □

einer ungewollten Strahlenexposition verhindert. Da es hier bereits Geräte mit erfolgreicher Zulassung gibt [Sie06, Ima06b, Med06], wird dieses Thema im Folgenden nicht weiter vertieft.

Kollisionsvermeidung und Bahnplanung Im laufenden Betrieb ist zu gewährleisten, dass auch bei geplanten Bewegungen keine Kollisionen auftreten. Abgesehen von der Gefährdung von Patient und Bedienpersonal wirkt sich das auch negativ auf längere Bewegungsabläufe aus. So muss zum Beispiel bereits vor Beginn der Datensammlung zur 3D Rekonstruktion sichergestellt werden, dass alle benötigten Positionen ohne Kollisionen angefahren werden können stattfindet. Bereits zugelassene Verfahren hierfür bestehen in einer manuellen Bewegung des C-Bogens auf der geplanten Bahn. Ist diese kollisionsfrei, so darf sie auch automatisch abgefahren werden. Je komplexer die Bewegungsabläufe sind, desto wichtiger ist eine automatische Vorausplanung und eine Positionierhilfe des Geräts relativ zum Patienten. Damit wird nicht nur der Zeitaufwand verringert, sondern auch die Zahl der unnötigen Röntgenaufnahmen.

Im Rahmen der Kollisionsvermeidung ist sicherzustellen, dass besonders für den Einsatz bei chirurgischen Eingriffen, gesonderte Maßnahmen ergriffen werden, um den Patienten nicht zu gefährden. Dies kann unter anderem durch eine geeignete Arbeitsraumüberwachung geschehen.

5.2 Konzeptstudie

Ziel der Konzeptstudie ist es, die Durchführbarkeit des Projektes zu prüfen und Schwachstellen aufzudecken. Die Umsetzung sollte daher einfach vonstatten gehen. Die Motoren werden nicht komplett in das Design des vorhandenen Gerätes integriert, sondern extern montiert.

Dies erlaubt eine unproblematische Montage und bietet gegebenenfalls die Möglichkeit zum Austausch der Komponenten. Außerdem bietet es die Freiheit, bei den Motoren und Getrieben hauptsächlich nach Leistung, Drehzahl und Übersetzung auszuwählen, ohne durch die Baugrößen eingeschränkt zu sein.

5.2.1 Steuerung

Die Steuerung basiert auf einer PC Steckkarte mit einer integrierten Speicher-programmierbaren Steuerung (SPS) und einem Profibus Master [Ele03a]. Auf die Register der Karte kann über eine DLL, d.h. eine Windows-Systembibliothek zugegriffen werden [Ele03b]. So lassen sich die Parameter für den Motor wie z. B. Fahrmodus, Zielposition, Geschwindigkeit und Beschleunigung in ein, zwei oder vier Byte Blöcken programmieren, die Start- und Stopbits setzen und auch der Status der einzelnen Motoren und Kontroller abfragen. Auf dieser Ebene werden auch die konstanten Motorparameter wie minimale und maximale Ströme, Geschwindigkeiten und die Zahl der Geberinkremente pro Motorumdrehung gesetzt.

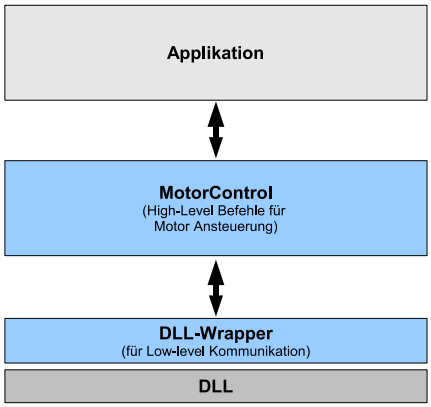


Abbildung 5.3: Struktur der Software Komponenten □

Die Funktionen der DLL zum Senden und Empfangen der Daten werden durch die Low-Level Schnittstelle in die Steuersoftware eingebunden. Die Klasse MotorControl kombiniert diese Funktionen zu konkreten Steuerbefehlen, die von der eigentlichen Applikation verwendet werden können. Diese Struktur erlaubt es, die Applikationen unverändert zu lassen, auch wenn eine komplett neue Steuerung mit anderem Befehlssatz verwendet werden sollte. Es müssten nur die darunter liegenden Schichten ausgewechselt werden. Die Parameter für Motoren, Geber und Getriebe werden aus einer Konfigurationsdatei ausgelesen und können so problemlos angepasst werden.

Die PCI-Karte ist gleichzeitig der Master für den Profibus und steuert und überwacht die Kommunikation mit den Motorkontrollern. Die Topologie entspricht einer Linie, d.h. alle Teilnehmer hängen nebeneinander am selben Bus. Jede Komponente wird über eine eigene Teilnehmeradresse angesprochen. Die Standardisierung dieses Feldbusses ist in [DIN03a] festgelegt.

Der Motorkontroller [Ele03a] unterstützt sowohl bürstenbehaftete als auch bürstenlose, elektrisch kommutierte Motoren. Beides ist wichtig, da die beiden bereits im C-Bogen vorhandenen Antriebe der Achsen eins und drei bürstenbehaftete Gleichstrommotoren sind. Für eine bessere Regelung sollen für die übrigen Achsen jedoch bürstenlose EC-Motoren eingesetzt werden. Daneben kann der Motorregler verschiedene Gebersignale auswerten. Für die Kommutierung werden die Hall-Sensoren in den Motoren genutzt. Die Positionen werden über Inkrementalgeber bestimmt.

Aufgrund der Größe der Kontrollereinheiten und in Ermangelung einer ausreichend ausgelegten Spannungsversorgung im C-Bogen, werden die Motorregler nicht direkt am oder im C-Bogen angebracht, sondern in einem separaten Schaltschrank verdrahtet. Die Kontroller

sind auf diese Weise leicht zugänglich um Erweiterungen wie Taster anzuschließen und Fehlerdiagnosen durchzuführen. Dies hat zur Folge, dass die komplette Spannungsversorgung und alle Signalleitungen vom Schrank zu den Motoren und Gebern geführt werden müssen, was zu einem dicken Kabelstrang führt, der weitab von jeder Praxistauglichkeit ist. Das Signalflussdiagramm in Abbildung D.4 im Anhang gibt einen Überblick über die Verkabelung des C-Bogens.

5.2.2 Antriebseinheit

Achse	Motor	Getriebe	Geber
2	Dunkermotoren BG 65x50	1:400	RE 30-2-500
3	Faulhaber	1:29	Hall-Sensoren
4	Dunkermotoren BG 40x50	1:156	RE 30-3-500
5	Dunkermotoren BG 40x50	1:156	RE 30-3-500

Tabelle 5.8: Übersicht über die Motoren, Getriebe und Geber

Der Hub des C-Bogens wird serienmäßig über einen Gleichstrommotor angetrieben. Dieser hat sich bewährt und wird in gleicher Form beibehalten. Die eingebaute Spannungsversorgung wird entfernt und durch den Motorkontroller im Schaltschrank ersetzt. Als Weggeber dient der ebenfalls bereits vorhandene Seilzugencoder, dessen Signale vom Kontroller ausgewertet werden können. Die Parameter des PID-Positionsreglers müssen speziell an die großen Massen angepasst werden, da besonders bei der Abwärtsbewegung ein Überschießen zu beobachten ist, das sich deutlich sichtbar um die Zielposition einschwingt.

Der Antrieb von Gelenk zwei muss eine große Masse über einen kleinen Hebel antreiben. Um das Hebelverhältnis zu verbessern, wird eine Kreisscheibe montiert, an der der Zahnriemen befestigt ist. Das auftretende Losbrechmoment beim Anfahren ist so hoch, dass das ursprünglich gewählte Getriebe durch ein höher untersetztes (400:1) ersetzt werden muss. Im gleichen Zuge wird ein Motor mit höherem Drehmoment gewählt, damit ist eine ruckfreie Bewegung möglich ist.

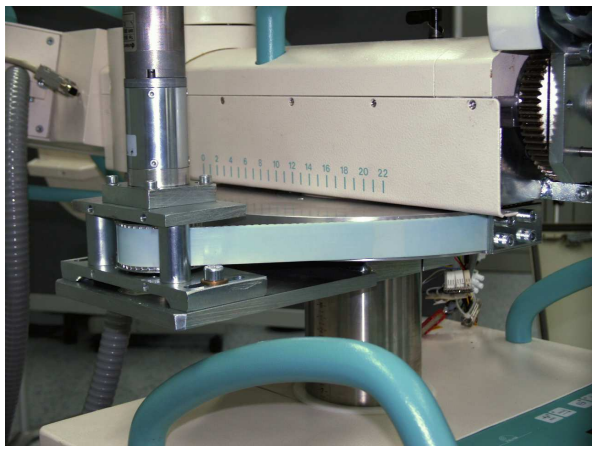


Abbildung 5.4: Gelenk zwei wird über einen Zahnriemen angetrieben. Die Halbscheibe sorgt für einen größeren Hebel □

Auch Achse drei ist in einer vorausgegangenen Studie bereits motorisiert und mit einem Geber ausgestattet worden. Da damit bereits eine Feinpositionierung möglich ist und das Konzept in dieser Form für ein Seriengerät verwendet wird, wird auch diese Antriebseinheit

belassen. Genau wie bei Achse eins wird die Spannungsversorgung nun über einen neuen Motorkontroller geregelt, der auch die Signale des vorhandenen Positionsgeber auswertet.

Gelenk vier erlaubt ein seitliches Kippen von Bildverstärker und Strahlenquelle um ±225° und stellt damit die größte Bewegung des Geräts dar. Die Drehachse dafür ist über die volle Länge des Schlittens geführt. Anstelle der Bremse am hinteren Ende wurde ein Zahnrad angebracht um den Motor anzubinden. Zu Testzwecken werden Motor und Getriebe beweglich eingekoppelt und können im Bedarfsfall von der Achse getrennt werden, um im stromlosen Zustand eine Bewegung zu erlauben. Der Positionsgeber ist auch hier im Motor integriert. Im Falle einer Auskopplung werden dadurch die Bewegungen der Achse nicht registriert. Für die Studie ist es praktikabel, in diesem seltenen Fall die Nullstellung anzufahren und den Zähler in der Software zurückzusetzen.

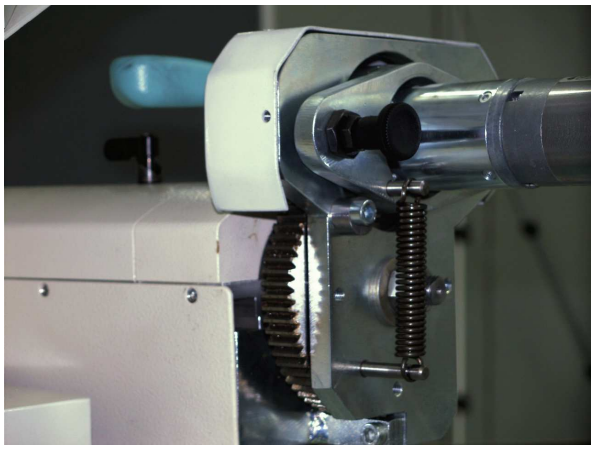


Abbildung 5.5: Der Antrieb von Gelenk vier wird am hinteren Ende der Angulationsachse eingekoppelt. Der Motor kann mechanisch von der Welle getrennt werden, um in stromlosem Zustand die Angulation verstellen zu können □

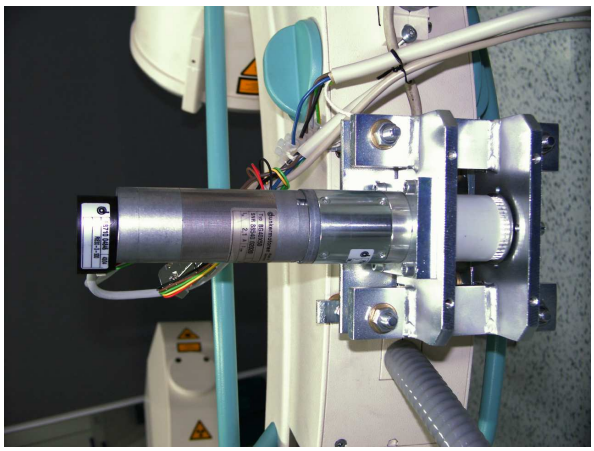


Abbildung 5.6: Gelenk fünf wird ebenfalls über einen Zahnriemen am C-Profil angetrieben □

Um das C vor- und zurückzubewegen ist eine Bewegung um Achse fünf notwendig. Diese muss in die Aufhängung des C integriert werden. Zahnstangen erweisen sich nach ersten Tests als nicht praktikabel, da durch die Biegung der Zahnabstand verändert wird und nicht mehr mit den antreibenden Zahnrädern kompatibel ist. Die Fertigung eines Zahnkranzes

mit dem Radius des C-Profils wird aus Kostengründen ausgeschlossen. Die finale Lösung wird mit einem Zahnriemen realisiert, der an Bildverstärker und Strahlenquelle ansetzt und ansonsten frei am C-Profil anliegt. In der Aufhängung wird der Riemen über Umlenkrollen um die Antriebswelle geführt. Auch bei diesem Gelenk ist der Positionsgeber direkt in den Motor integriert. Unter Spannung ist der Riemen beinahe spielfrei, daher ist nicht mit großen Fehlern zu rechnen. Eventuelle elastische Verformungen des Riemens müssen durch Messungen bestimmt werden.

5.2.3 Kalibrierung der Gelenkparameter

Nach abgeschlossener Motorisierung können erste Bewegungsfahrten im Handbetriebsmodus durchgeführt werden. Die Vorgabe der Zielstellungen muss dem Motorkontroller in Inkrementen übergeben werden. Die Benutzereingaben und Positionsberechnungen erfolgen im Gegensatz dazu in Grad und Millimetern. Um den Zusammenhang zwischen Gelenkparametern und den Inkrementen zu bestimmen, wird jedes Gelenk i mehrfach in einem großen Bereich verfahren. Die Gelenkbewegung Δ_{Param} wird dabei mit Hilfe eines optischen IR Trackingsystems gemessen und die Inkrementdifferenz Δ_{Inkr} aus den Positionsgebern ausgelesen. Der Umrechnungsfaktor F_i von Inkrementen zu Gelenkparameter wird aus den n Messungen gemittelt.

$$F_i = \frac{1}{n} \sum_n \frac{\Delta_{Param}}{\Delta_{Inkr}} \tag{5.12}$$

Die Markergeometrien werden möglichst nahe am Gelenk angebracht. Für die Gelenke eins und drei am Schlitten oberhalb des Hubrohres, für die Rotationsgelenke im C-Profil in Höhe des Schlittenarms.

Die Werte werden in die Parameterdatei der Steuersoftware eingetragen. Bei den Antriebseinheiten, bei denen ein integrierter Weggeber verwendet wird, ist der Getriebefaktor in der Umrechnung enthalten. Bei Änderungen am Getriebe oder der Motor-Geber-Einheit muss der Umrechnungsfaktor daher neu bestimmt werden.

5.2.4 Funktionstest

In der ersten Testserie geht es primär um die Funktionalität. Es soll geprüft werden, ob die Ansteuerung funktioniert, Motoren und Getriebe passend ausgelegt und die Reglerparameter des Positionsreglers richtig eingestellt sind. Dazu werden die Applikationen aus Kapitel 2 verwendet und nacheinander folgende Bewegungen ausgeführt:

- Bewegen der einzelnen Achsen
- Bewegen im C-Bogen Koordinatensystem
- Bewegen im Bild-Koordinatensystem
- Rotation um Koordinatenachsen des C-Bogens
- Rotation um festes Iso-Zentrum (in einer Ebene und frei)

Die Ergebnisse der Tests zeigen, dass diese Applikationen realisierbar sind. Beim Verfahren in der Bildebene ist es möglich, eine Longbone-Aufnahme anzufertigen, die nur anhand der Geberwerte zusammengefügt wird und keine zusätzlichen Registrieralgorithmen benötigt.

An drei Antrieben werden Verbesserungen vorgenommen. Für den Hubmotor sind die Reglerparameter suboptimal eingestellt, sodass der Motor wegen der großen Massen dazu neigt, ruckartig anzufahren und über die Zielposition hinausfahren. Die Position pendelt sich mit deutlichen Bewegungen um die Zielstellung ein. Durch Veränderung der Anfahrrampen und des Geschwindigkeitsreglers kann das Anfahrverhalten optimiert werden. Eine Verkleinerung des Zielfensters erlaubt ein genaueres Positionieren, wobei durch Anpassung der Parameter des PID-Positionsreglers auch die Schwingungen weitestgehend unterdrückt

werden können. Lediglich bei schnellen Bewegungen auf kurzen Strecken ist dieses Verhalten noch zu beobachten. Die Ursache liegt in den ungünstigen Regeleigenschaften des Gleichstrommotors.

Der Motor von Gelenk zwei ist zu schwach, um die Reibungskräfte des Arms zu überwinden und kleine Positionierbewegungen zu erlauben. Nach den Berechnungen in Kapitel 5.1.3 wirken sich durch den langen Arm kleine Winkelfehler stark auf die Position aus. Da die benötigten Geschwindigkeiten anfänglich zu hoch geschätzt wurden, ist es möglich, sowohl einen stärkeren Motor als auch ein höher untersetztes Getriebe zu verwenden. In dieser Kombination ist zwar die maximale Geschwindigkeit geringer, die Positioniergenauigkeit kann jedoch verbessert werden.

Der Antrieb von Achse fünf funktioniert in fast allen Lagen sehr gut, sodass bei allen Geschwindigkeiten eine gleichmäßige Bewegung und genaue Positionierung möglich ist. Liegt das C jedoch ungefähr in horizontaler Stellung, ist die Reibung durch Verkippen in den Lagern so groß, dass die Kraft des Motors nicht mehr ausreicht. Eine höhere Untersetzung des Getriebes und Schmierung der Führungsschienen schaffen Abhilfe. Dieses Verkantungsproblem ist beim Hersteller bekannt und durch eine Überarbeitung des Lagers verbessert worden, sodass hier keine weiteren Korrekturen mehr nötig sind.

5.2.5 Weitere Ergebnisse und notwendige Verbesserungen

Im Laufe der Tests aus dem vorhergehenden Kapitel und der weiteren Evaluierung ergeben sich eine Reihe von Erkenntnissen, die in die Spezifikation für eine überarbeitete Version des C-Bogens einfließen sollen. Zum Teil wurden diese aus Gründen der einfacheren Realisierung oder wegen der Kosten bewusst in Kauf genommen. Manche ergeben sich jedoch auch erst im laufenden Betrieb.

Ein großes Verbesserungspotential liegt in der Art der Geber und der Ort ihrer Montage. Bei den verwendeten Inkrementalgebern geht die Position nach dem Ausschalten verloren. Die Motorkontroller können zwar den letzten Zählerstand speichern, Bewegungen im stromlosen Zustand werden jedoch nicht registriert, sodass nach dem Wiedereinschalten mit falschen Positionsdaten weitergearbeitet wird. Das kann zu Kollisionen und Fahrten an die mechanischen Anschläge führen, wobei sowohl Mensch als auch Geräte im Umfeld zu Schaden kommen können. Kalibrierbewegungen wie sie z. B. in Industrieanlagen üblich sind, um die genauen Nullstellungen zu erkennen, sind im OP nicht praktikabel. Aus diesem Grund müssen in der nächsten Stufe Absolutwertgeber verwendet werden.

Für die Installation der Geber ist es wichtig, dass sie nicht wie bisher im Motor integriert sind, sondern getrennt davon die Bewegung des angetriebenen Segments direkt aufnehmen. Dadurch ist die Kompensation von Spiel und Elastizitäten im Getriebe und den Zahnriemen möglich. Eine Torsion der Antriebswelle, z. B. bei Gelenk vier, kann auf diese Weise ebenfalls erkannt und herausgeregelt werden.

Im Hinblick auf den Notbetrieb sind diese Veränderungen für die nächste Generation der Studie ebenfalls notwendig. Darüber hinaus müssen Antrieb und Achsen entkoppelt und manuell bewegt werden können. Ob das für alle Achsen notwendig ist, wird im Moment noch geprüft. Um den C-Bogen vom Tisch wegschieben zu können, müssen jedoch die Achsen vier und fünf im stromlosen Zustand verstellbar bleiben.

Die Auslegung der Motoren hinsichtlich der Geschwindigkeit für den robotischen Betrieb ist vollkommend ausreichend und erlaubt eine zügige Positionierung. Für den unterstützenden Modus rangiert die Geschwindigkeit der Gelenke vier und fünf an der unteren Grenze. Für die Zukunft muss geklärt werden, ob eine motorunterstützte Bewegung gewünscht wird oder ob sich die Robotisierung auf die Feinpositionierung und erweiterte Positionieranwendungen beschränken soll. Eine Vergrößerung des Geschwindigkeitsspektrums kann bei Bedarf durch ein Getriebe mit mehreren Gängen erreicht werden.

5.3 Prototyp

Die Ergebnisse dieses Projekts sollen dazu dienen, die Probleme und Anforderungen eines robotisierten C-Bogens zu definieren, um einen möglichst effektiven Prototypen zu konstruieren. Anforderungen an die Mechanik bezüglich der Positioniergenauigkeit wurden durch die Messungen in Kapitel 6 ermittelt.

5.3.1 Steuerung

Der momentane zentrale Aufbau des Steuerschranks ist der Grund dafür, dass die Versorgungs- und Datenleitungen für Motoren und Geber zentral vom Steuerrechner zu den Antrieben verlaufen. Diese Struktur ist in kleine Einheiten für jeden Antrieb zu zerlegen, die alle gemeinsam an einem Bus hängen. Die Energieversorgung muss ein Netzteil im C-Bogen sicherstellen. Die neueren Kontroller können bei sehr kleinen Baugrößen bezüglich des Funktionsumfangs, der Zahl an Ein- und Ausgängen sowie Schaltströmen mit den in der Funktionsstudie verwendeten Einheiten mithalten. Sie haben dabei den Vorteil, dass sie sich in der Nähe der Antriebseinheiten montieren lassen. Dadurch ist es möglich, dass nur ein zusätzliches Kabel für das Bussystem vom Monitorwagen mit dem Steuerrechner zum Fahrstativ verlegt werden muss. Die Sensordaten von Motor und Geber laufen direkt im Motorkontroller zusammen und gewinnen so zusätzlich an Störsicherheit.

Abbildung 5.7: Der Testaufbau für die Entwicklung des Steuermoduls der C-Bogen Software besteht aus fünf Motorkontrollern und der Programmierkonsole (links), sowie vier Motoren
□

Das Bussystem erlaubt zusätzlich eine zentrale und redundante Überwachung aller Komponenten, indem die Heartbeat-Signale aller Teilnehmer ausgewertet werden. Sobald eine Komponente ausfällt, kann, je nach Gefahrpotential, ein entsprechendes Notprogramm gestartet werden. Zusätzlich können die Gelenkparameter über eine redundante Einheit überwacht werden. Wird nicht das vorgegebene Ziel angefahren, oder ein gesperrter Parameterbereich verletzt, so kann ebenfalls in einen sicheren Modus geschaltet werden. Damit erfüllt sie die Anforderung für sicherheitskritische Steuerungen nach einer redundanten Auslegung.

Abbildung D.5 im Anhang zeigt den Testaufbau, der für die Programmierung der Steuersoftware verwendet wurde. Er basiert auf fünf kompakten Motorsteuerungen, die verschiedene Positionsgeber auswerten können, und fünf kleinen Motoren. Als Geber wurden vorerst die integrierten Hallsensoren verwendet. Eine Umstellung auf andere Motoren bzw. Gebertypen kann leicht durchgeführt werden.

5.3.2 Motoren und Getriebe

Da der C-Bogen durch die Motorisierung nicht an Baugröße zunehmen soll, wird nach Motor-Getriebe-Einheiten gesucht, die sehr kompakt ausfallen und dennoch die gleichen Drehmomente und Geschwindigkeiten erreichen. Je kleiner die Bauform, desto teurer werden die

Einheiten, dennoch kann dieses im Hinblick auf eine Serienfertigung und die damit verbundene Abnahme größerer Stückzahlen bis zu einem gewissen Grad relativiert werden. Bei der Auswahl der Getriebe gibt es aufgrund der Genauigkeiten die Anforderungen an Schlupffreiheit bei sehr geringer Baugröße. Falls in den weiteren Tests selbst mit hochwertigen Planetengetrieben keine ausreichenden Ergebnisse erzielt werden können, so verbleibt die Wahl von Spezialgetrieben, die bei kompakter Bauform sehr hohe Untersetzungen ermöglichen [Dri04], im Gegensatz zu Planetengetrieben jedoch wesentlich teurer sind.

Geber, Kupplung und Bremsen

Sowohl hinsichtlich der Problemstellung (Kapitel 1.1) als auch bezüglich der Sicherheit (Kapitel 5.1.4) ist es notwendig, dass die einzelnen Achsen manuell verstellbar sein müssen. Sowohl im Normalbetrieb, als auch im stromlosen Zustand muss diese Möglichkeit bestehen. Dabei muss sichergestellt sein, dass die Gelenkstellung weiterhin korrekt von den Gebern an den Kontroller übermittelt wird. Die Verwendung von Absolutwertgebern anstelle von Inkrementalgebern sorgt für eine korrekte Positionsmessung auch in ausgeschaltetem Zustand oder bei Stromausfall. Daneben muss die tatsächliche Bewegung des angetriebenen Segments gemessen werden. Eine Montage auf der Motorwelle wie bislang realisiert, ist aus diesem Grund nicht mehr möglich, da bei einer Auskopplung des Antriebs keine Bewegungen mehr erkannt werden können. Des Weiteren ist bei den Gebern darauf zu achten, dass sie schlupffrei angekoppelt sind, da sonst durch das Spiel Positionsfehler auftreten können.

Um eine manuelle Verstellung realisieren zu können, sind mechanisch mehrere Möglichkeiten denkbar: die Antriebseinheit ist rückwärts durchdrehbar, d.h. wenn mechanisch Kraft auf das zu bewegende Segment einwirkt, so drehen sich Motor und Getriebe mit. Dies ist nur bei niedrigen Untersetzungen möglich, da ansonsten das Getriebe zerstört wird. Eine andere Möglichkeit ist eine Rutschkupplung. Bei einer Verstellung mit der Hand wird nur die Kupplung durchgedreht, nicht die Antriebseinheit. Andererseits ist es möglich, dass der Motor über die Kupplung das Segment bewegt. Existieren aus irgendwelchen Gründen Kräfte die der Bewegung entgegen wirken, so würde auch der Motor durchdrehen, eine vordefinierte Kraft jedoch nicht überschreiten, was sich positiv auf das Verletzungsrisiko auswirken würde. Die Steuerung muss einen solchen Fall überwachen und auswerten. Die Festlegung der Maximalkraft und deren Veränderung durch z. B. Verschleiß ist noch gesondert zu untersuchen. Die dritte Möglichkeit wäre eine elektronisch steuerbare Kupplung. Diese wird nur dann eingekoppelt, wenn die Gelenke bewegt werden sollen.

Ist die gewünschte Position angefahren, so muss diese gehalten werden. Da der C-Bogen nahezu gewichtsausgeglichen ist, kann diese Aufgabe aktiv durch Regelung oder passiv durch die Reibungskräfte von den Antriebseinheiten übernommen werden. Schonender für Getriebe und Motor ist es jedoch, wenn die Stellung durch Bremsen gehalten wird, die im stromlosen Zustand schließen. So kann auch eine unkontrollierte Bewegung bei Stromausfall verhindert werden. Um trotzdem die manuelle Bedienung zu ermöglichen, müssen sich die Bremsen z. B. über Hebel lösen lassen, so wie es bei den herkömmlichen C-Bögen nötig ist.

Die Integration der neuen Motoren wurde beim Hersteller zeitlich verschoben, da zuvor der C-Bogen entsprechend der Ergebnisse der Evaluierung modifiziert werden muss. Dabei werden auch die Platzanforderungen für Motoren, Getriebe und Geber berücksichtigt. Aus diesem Grund konnte das CAN-Bus System nicht mehr in diese Arbeit integriert werden. Somit konnte auch das inkrementelle Verfahren des C-Bogens nicht umgesetzt werden. Dieses sollte im Gegensatz zur bisher integrierten Point-To-Point Bewegung, die nur das Anfahren einer Zielposition nach der anderen erlaubt, auch eine kontinuierliche Bahnbewegung ermöglichen. Es würde beispielsweise erlauben, dass während der Bewegung Aufnahmen gemacht werden können und dadurch die Datenakquisition für Bildserien beschleunigen.

Der neue C-Bogen soll laut Aussage des Herstellers nach seiner Realisierung dem Institut für Robotik als Grundlage für weitere Versuche zur Verfügung gestellt werden.

Kapitel 6

Positioniergenauigkeit und Deformation

Durch den mechanischen Umbau ist es nun möglich, die Gelenke sowohl einzeln als auch in Kombination über den Steuerrechner zu kontrollieren. Erste Versuche zeigen, dass die Größenordnungen der Gelenkbewegungen mit den vorgegebenen Fahrbefehlen übereinstimmen. In Kapitel 5.1 wurde bereits die benötigte Positioniergenauigkeit für alle Gelenke festgelegt. In diesem Zusammenhang wurden auch die Einschränkungen aufgezeigt, die nötig sind, um den Aufwand der Realisierung in einem angemessenen Rahmen bezüglich des Arbeitsaufwands und der Kosten zu halten.

Für eine genaue Positionierung der bildgebenden Einheit ist es wichtig, von den Gebern die exakten Gelenkstellungen zu erhalten, um die Stellung überprüfen zu können und eine Regelung zu ermöglichen. Beobachtungen zeigen, dass die Genauigkeit der Gelenke unter anderem durch Reibung gestört wird. Änderungen an der Getriebeuntersetzung und bei den Regelparametern können dieses verbessern, aber nicht völlig eliminieren. Bevor die Applikationen getestet werden, muss überprüft werden, bis zu welchem Erfüllungsgrad die Vorgaben der Spezifikationen durch das Funktionsmuster bereits erreicht werden. Die gewonnenen Ergebnisse dienen der Aufdeckung von Problemen und der Verbesserung des Systems.

Folgende Parameter werden dafür gemessen [Fel07]:

- absolute Positioniergenauigkeit
- Wiederholgenauigkeit
- mechanische Deformation

System- und gelenkspezifisch wird diskutiert, welche Ansätze dazu beitragen können, die Positioniergenauigkeit zu erhöhen.

6.1 Versuchsvorbereitung

Entscheidend sind die Positionen und Orientierungen von Bildverstärker und Strahlenquelle in Bezug auf die Basis des C-Bogens. Um diese messen zu können, werden Marker für das Infrarot-Trackingsystem angebracht (siehe Abb. 6.1). Aufgrund der Größe des Arbeitsraumes gilt es Methoden zu entwickeln, mit denen der Messbereich der vorhandenen IR-Trackingsysteme erweitert werden kann. Um die Kinematikberechnungen des Simulators, der als ideales, fehlerfreies Referenzsystem dient, mit den Messergebnissen des realen C-Bogens vergleichen zu können, müssen die beiden Bezugskoordinatensysteme aufeinander registriert werden.

6.1.1 Marker

Die bildgebende Einheit des C-Bogens besteht aus Bildverstärker und Strahlenquelle, die beide im Laufe der Messungen getrackt werden sollen. Aus diesem Grund werden an beiden passive Marker angebracht, deren Geometrien mit Hilfe der NDI-6D-Architekt Software [Inc03] vermessen und als Markerdefinition gespeichert werden. Abbildung 6.1 zeigt die Details der Anordnung.

Abbildung 6.1: Passive Marker für das IR-Trackingsystem an Bildverstärker und Strahlenquelle □

Die am Institut für Robotik verwendeten Polaris Trackingsysteme sind hybrid, das heißt sie können sowohl mit aktiven als auch mit passiven Markern arbeiten [Inc02b]. Mit den reflektierenden Kugeln des passiven Systems können schnell und kostengünstig eigene hochwertige Geometrien gebaut und definiert werden. Durch die Kugelform der einzelnen Markerpunkte ist die Sichtbarkeit in einem großen Winkelbereich gegeben. Dieses kommt der Messung von Rotationen entgegen. Außerdem kann bei der Verwendung mehrerer Systeme je nach Sichtbarkeitsbereich von einer Kamera zur nächsten gewechselt werden. Aktive Marker können jeweils nur von einem System verarbeitet werden.

Zur Kalibrierung sind noch weitere Marker notwendig. Der Zeiger wird zur Festlegung des Bildverstärkermittelpunktes eingesetzt. Die Platte dient unter anderem der Festlegung des Bezugskoordinatensystems. Um die Rotationsfehler zu vermindern, wird ein großer Abstand zwischen den Markerkugeln gewählt. Die Definition erfolgt ebenfalls mit dem 6D-Architekt.

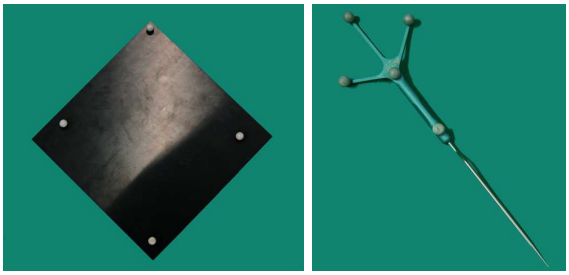


Abbildung 6.2: Marker und Pointer für die Kalibrierung □

Weitere Informationen zur Funktionsweise des hybriden Trackingsystems sind unter anderem in [Inc03, Inc02c, Inc02a] zu finden.

6.1.2 Registrierung der Vorwärtsrechung auf den C-Bogen

Vor dem Start der eigentlichen Messung muss der Zusammenhang zwischen dem realen C-Bogen und dem Computermodell hergestellt werden. Die Messungen beziehen sich alle auf die Lage und Orientierung der Bildverstärkermitte, sodass diese als erstes bezüglich des Markers am BV definiert werden muss. Da die Relation konstant ist, muss sie nur einmal nach dem

Anbringen oder einer Veränderung der Marker-Geometrie bestimmt werden. Zur Ermittlung wird mit dem Pointer (Abb. 6.2) die Fläche des BV abgetastet. Der Mittelpunkt wird durch Abfahren einer kreisförmigen Nut um den BV mit dem getrackten Pointer bestimmt. Die z-Achse des BV-Koordinatensystems zeigt in den BV hinein, und die y-Achse steht senkrecht darauf und liegt in Projektion auf die xy-Ebene parallel zur y_0-Achse. Die x-Achse wird entsprechend den Regeln für ein Rechtskoordinatensystem ergänzt.

Die Festlegung des Bezugskoordinatensystems wurde bereits in Kapitel 3 dargestellt. Die Lage des BKS des realen C-Bogens in Relation zur Stereokamera muss bestimmt werden. Da bereits festgestellt wurde, dass besonders die Translationsgelenke durch mechanische Deformation beeinflusst werden, kann die Lage der z- und y-Achsen nicht durch Bewegung von Hub und Schlitten ermittelt werden.

Um eine zuverlässige z-Achse zu erhalten, die unabhängig von mechanischen Einflüssen, Unebenheiten des Bodens oder Fertigungstoleranzen der passiven Marker ist, wird der Kalibriermarker (siehe Abb. 6.2 links) so aufgehängt, dass er frei rotieren kann. Die Rotationsachse legt die Richtung der z-Achse fest. Damit ist auch die Lage der xy-Ebene bestimmt. Die Richtung der y-Achse wird in der Nullstellung von Gelenk zwei definiert, indem der Schlitten schrittweise ausgefahren wird. Die Messpunkte des Bildverstärker-Markers werden während dieser Bewegung aufgenommen und auf die xy-Ebene projiziert, sodass die Deformation in z-Richtung keinen Einfluss hat. Die Richtung der x-Achse wird entsprechend den Regeln für ein Rechtskoordinatensystem definiert. Als Ursprung des BKS des realen C-Bogens wird der Mittelpunkt des BV in der Nullstellung aller Gelenke festgelegt. Als BKS des Simulators wird für die Messung ebenfalls das BV-Koordinatensystem verwendet, dessen Lage zum Weltkoordinatensystem durch die Vorwärtsrechnung bekannt ist.

Dazu werden die Gelenke des C-Bogens in die Nullstellung gefahren, wobei die Nullstellung der Gelenke eins und drei über feste Anschläge vordefiniert ist. Gelenk fünf besitzt zu diesem Anschlag noch einen Offset von 90°, der über die Steuerung angefahren wird. Die Genauigkeit kann überprüft werden, indem das Maximum der z-Komponente während der Orbitalbewegung des BV-Markers bestimmt wird. Analog dazu wird die Nullstellung von Achse vier ermittelt. Gelenk zwei muss dagegen manuell mittig zwischen den Anschlägen positioniert werden, da die weichen mechanischen Anschläge im Zusammenspiel mit dem Spiel des Zahnriemens keine eindeutige Referenzfahrt zulassen. Im weiteren Verlauf werden die Messungen immer auf diese Nullstellung bezogen.

6.1.3 Auswahl der Trackingsysteme

Von der Vielzahl an verfügbaren Lageverfolgungssystemen des Instituts kommen nur die optischen infrarotbasierten in Frage. Die Arbeitsvolumen der magnetischen sind zu gering und ihre Störanfälligkeit durch metallische Gegenstände verbietet den Einsatz am C-Bogen. Auch das Video-optische Messsystem besitzt ein Messvolumen, das für den Bewegungsraum des C-Bogens zu klein ist. Das IR-Trackingsystem Flashpoint 5000 von BIG hat ein Messvolumen von einem Kubikmeter, arbeitet aber nur mit aktiven Markern. Eine Erstellung eigener Marker ist damit nicht möglich. Die beiden Polaris Systeme von NDI [Inc02b] besitzen ein ähnlich großes Messvolumen und arbeiten zusätzlich auch mit passiven Markern. Sie eignen sich daher am besten für die geplanten Messungen.

In der Spezifikation in Abschnitt 5.1 wurde bereits die Größenordnung der Systemfehler festgelegt. Ein verwendetes Messystem muss demnach mindestens eine Genauigkeit von $0,1$ mm besitzen, um aussagekräftige Messungen der Positionier- und Deformationsfehler durchführen zu können. Dieses lieferte den Anstoß zu einer umfangreichen Messreihe, in der die Genauigkeiten und Zuverlässigkeiten aller Messysteme am Institut ermittelt und auf Störeinflüsse sowie die Auswirkung von wechselnden Umgebungsbedingungen hin überprüft wurden. Die genauen Ergebnisse werden in Kürze veröffentlicht.

6.1.4 Vergrößerung des Messvolumens

Der Bildverstärker und die Strahlenquelle bewegen sich innerhalb eines großen Arbeitsraumes und können dabei fast jede beliebige Orientierung einnehmen - lediglich die Limitierung

des Gelenkes fünf auf 135° schränkt den Bewegungsraum ein. Für die Messung bedeutet das, dass auch dieser komplette Arbeitsraum überwacht werden muss und dabei die angebrachten Marker sichtbar sein müssen.

Der kalibrierte Arbeitsraum der Polaris Systeme, d.h. der Bereich, in dem die angegebene Messgenauigkeit zugesichert wird, befindet sich in einem Bereich im Abstand von 1,40 m bis 2,40 m von der Kamera. Der Durchmesser beträgt einen Meter. In den angrenzenden Gebieten kann zwar gemessen werden, die Messgenauigkeit nimmt jedoch erheblich ab. Das Messvolumen reicht aus, um den Bildverstärker bei Bewegungen der Gelenke eins bis drei komplett aufzuzeichnen. Um die Bewegungen der Gelenke vier und fünf aufzeichnen zu können, bedarf es grundlegender Überlegungen bezüglich der Positionierung des Kamerasystems, damit ein möglichst großer Bereich der Bewegung erfasst werden kann.

In den folgenden Kapiteln werden Ansätze vorgestellt, die darauf abzielen, den Arbeitsbereich des Messystems zu erweitern. Dabei wird besonders auf mögliche Messfehler eingegangen.

Verwendung mehrerer Markergeometrien

Zur Definition von Lage und Orientierung eines Objektes im 3D Raum werde drei Punkte benötigt. Der einfachste Ansatz wäre daher die Verwendung einer Vielzahl an reflektierenden Markerkugeln, die derart über den Bildverstärker verteilt werden, dass immer mindestens drei sichtbar sind. Auf diese Weise könnte die Lage und Orientierung des Bildverstärkers im Raum jederzeit bestimmt werden. Voraussetzung ist jedoch, dass alle Dreierkombinationen eindeutig sind. Nur so ist gewährleistet, dass die korrekten Marker identifiziert werden können. Des Weiteren sollen die Geometrien möglichst groß sein, um die Messfehler in der Rotation klein zu halten. Dies benötigt viel Platz auf dem Bildverstärker, sodass die normale Handhabung des C-Bogens eingeschränkt wird. Dadurch, dass die passiven Kugelmarker von der Oberfläche des Geräts abstehen und die reflektierende Beschichtung sehr empfindlich ist, besteht stets die Gefahr, dass sie durch Benutzer beschädigt werden. Eine neue Vermessung der Geometrie ist dann unumgänglich, wobei nicht nur der betroffene Marker, sondern auch die Beziehung zu den anderen Markern neu definiert werden muss.

Die Verwendung von aktiven Markern wird verworfen, da für den C-Bogen eine Spezialanfertigung notwendig wäre und damit der Kosten-Nutzen-Faktor für die Funktionsstudie nicht in einem angemessenen Verhältnis steht. Ein großes Problem dabei sind die Kabel. Nach beschädigten Steuerleitungen durch die Bewegungen der Gelenke vier und fünf, scheint diese Verfahrensweise nicht praktikabel. Überlegungen zur Nutzung von Batterie- oder Akkubetrieb in Kombination mit einer Funkansteuerung wurden aufgrund der kurzen Laufzeit und möglicher Stromausfälle während einer Messung verworfen.

Diese Methode wird als nur begrenzt praxistauglich bewertet. Der Ansatz wird jedoch weiterverfolgt und soll evtl. bei späteren Messungen zum Einsatz kommen, wobei besser geeignete Marker wie z. B. reflektierende Scheiben statt Kugeln oder spezielle aktive Marker verwendet werden sollen.

Kaskadierung der Messsysteme

Da zwei gleiche Trackingsysteme zur Verfügung stehen, sollen im nächsten Ansatz die Messvolumen beider Systeme kombiniert werden. Die Lage der beiden Systeme zueinander wird durch eine initiale Kalibrierung bestimmt und ist so zu wählen, dass der zu trackende Marker T mindestens in einem der beiden Systeme sichtbar ist. Je nachdem, ob eine große Translation oder eine Rotation aufgenommen werden soll, empfehlen sich unterschiedliche Aufstellungen. Für große Bewegungen mit wenig Rotation werden die Kamerasysteme mit geringem Überlappungsbereich nebeneinander gestellt. Soll eine Rotation gemessen werden, werden die Trackingsysteme so positioniert, dass sie den Marker in einem möglichst großen Rotationsbereich erkennen können.

In beiden Fällen werden die Systeme aufeinander registriert, indem der Marker T aus Abbildung 6.1 im Überlappungsbereich platziert wird. Das Kamerakoordinatensystem K_1

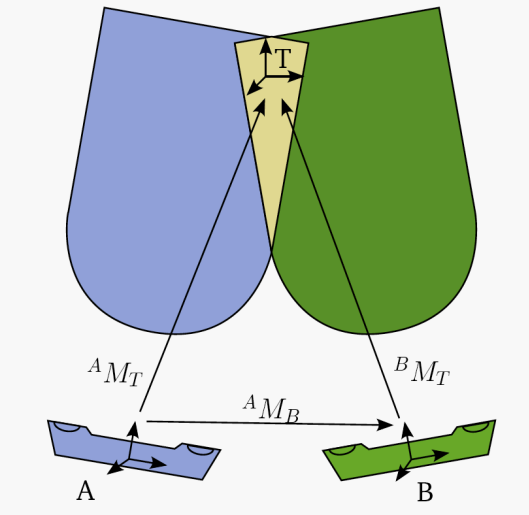


Abbildung 6.3: Kalibrierung des Kamerasystems B auf das Koordinatensystem von System B mit Hilfe eines stationären Markers T im Überlappungsbereich □

wird als Bezugssystem verwendet, die Lage der zweiten Kamera K_2 dazu ergibt sich durch die Transformationsmatrix ${}^{K_1}\boldsymbol{M}_{K_2}$ zwischen den beiden Systemen:

$$ {}^{K_1}\boldsymbol{M}_T = {}^{K_1}\boldsymbol{M}_{K_2}\,{}^{K_2}\boldsymbol{M}_T \tag{6.1} $$

$$ {}^{K_1}\boldsymbol{M}_{K_2} = {}^{K_1}\boldsymbol{M}_T\,{}^{K_2}\boldsymbol{M}_T^{-1} \tag{6.2} $$

Die Genauigkeit der späteren Messung hängt sehr von der Kalibrierung ab. Die kleinen Kalibriermarker besitzen einen Abstand von 50 mm zwischen den reflektierenden Kugeln. Die größten Trackingfehler des Messsystems betragen 0,03 mm in z-Richtung. Der schlimmste anzunehmende Fall ist, dass die Distanz zu einer Marker-Kugel um diesen Betrag zu kurz und der, der gegenüberliegenden Kugel zu lang bestimmt wird. In diesem Fall kommt es bei der Messung des Trackers zu einem Winkelfehler von 0,07°. Angenommen, ein System misst den Tracker korrekt und das zweite fehlerbehaftet, so kommt es bei einem Abstand von 1,4 m zu einem Positionsfehler zwischen den beiden Trackingsystemen von 1,68 mm. Bei maximalem Messabstand von 2,4 m beträgt der Fehler 2,88 mm. Sind die Messungen beider Systeme derart fehlerbehaftet, dass der Rotationsfehler beide Male den gleichen Drehsinn besitzt, so verdoppelt sich sowohl der Orientierungsfehler auf 0,14°, als auch der Fehler in der Position auf 3,36 mm bzw. 5,76 mm.

Daher ist sowohl darauf zu achten, eine Markergeometrie mit möglichst großem Abstand zwischen den reflektierenden Kugeln zu verwenden als auch im Kernbereich des Messvolumens zu kalibrieren, da in den Randbereichen die Messgenauigkeit vom Hersteller nicht mehr zugesichert wird.

Robotisiertes Trackingsystem

Eine weitere Möglichkeit, den Arbeitsbereich des Trackingsystems zu vergrößern, kann durch Bewegen des Messystems selbst erreicht werden. Die Bewegung muss relativ zur Ausgangsstellung exakt bekannt sein. Anstatt des festen Stativs bietet es sich an, einen Industrieroboter vom Typ Kuka KR 16 zu verwenden. Aufgrund der Armlänge kann ein größerer Bereich abgedeckt werden, als bei der parallelen Benutzung zweier Systeme. So können sowohl große Translationen als auch Rotationen gemessen werden. Die Einschränkung besteht in der Mindest- und Maximalentfernung des Roboters zu dem zu messenden System.

Die Schwierigkeit bei dieser Anordnung besteht in der Genauigkeit des Trägersystems. Industrieroboter besitzen zwar eine hohe Wiederholgenauigkeit von weniger 0.1 mm, die absolute

Abbildung 6.4: Industrieroboter als Trägersystem für ein IR Navigationssystem (hier Flashpoint 5000) □

Positioniergenauigkeit ist jedoch um den Faktor 5 bis 10 schlechter. Für die Positionierung des Trackingsystems ist aber genau diese Präzision notwendig, da die Messungen in ein gemeinsames Bezugssystem zurückgerechnet werden. Sind Position und Orientierung falsch, entstehen auch Fehler in der Messung. Da es sich bei allen Gelenken des Roboters um Rotationsgelenke handelt, entstehen sowohl translatorische als auch rotatorische Fehler. Selbst kleine Fehler in der Orientierung verursachen aufgrund des großen Abstands des Markers vom Messsystem erhebliche Positionsfehler. Ein Orientierungsfehler von 0.1° ergibt im Abstand von 1,4 m einen Fehler in der gemessenen Position von 3,5 mm, im Abstand von 2,4 m von 5.9 mm. Positionsfehler gehen direkt proportional mit ein. Eine Vermessung des Roboters ergab einen maximalen Positionierfehler von 1,17 mm. Die Richtung des Fehlers besitzt dabei keine linearen Übergänge (siehe Abb. 6.5). Dazu kommt der eingangs erläuterte Messfehler des NDI Polaris. Damit liegen diese Ungenauigkeiten in der Größenordnung des zu messenden Systems und überlagern damit die eigentlichen Messergebnisse.

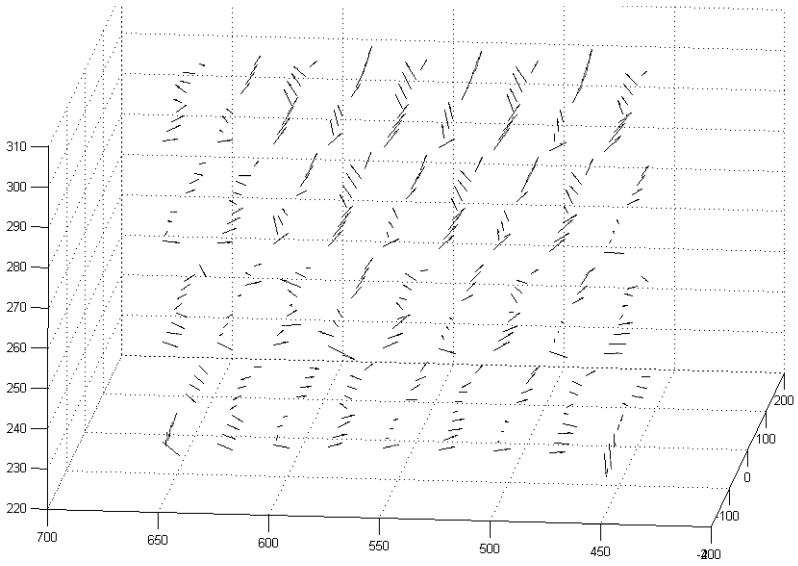


Abbildung 6.5: Absoluter Positionierfehler des Roboters KR16. Die Abweichungen wurden aus den Differenzen der mit dem Polaris System gemessenen Positionsdaten und den aus den Gelenkparametern bestimmten Positionen berechnet □

Um dem entgegen zu wirken, ist eine Kalibrierung des Roboters nötig, die - ähnlich der Deformationskompensation des C-Bogens in Kapitel 7 - entweder auf die Gelenkparameter einen Offset derart addiert, dass die vorgegebene Stellung tatsächlich erreicht wird oder die vom Roboter zurückgegebene Stellung derart korrigiert, dass man die korrekte Position und Orientierung erhält. Basis dieser Kalibrierung ist die Aufnahme von Messpunkten im benötigten Arbeitsraum. Je größer die Anzahl der Messpunkte, umso genauer die anschließende Korrektur. Diese Kalibrierung ist damit sehr zeitaufwändig und das Ergebnis muss ebenso umfangreich validiert werden, bevor eine Messung gestartet werden kann. Aus diesem Grund wurde diese Messmethode im Rahmen dieser Untersuchungen nicht genutzt.

Lageverfolgung des Trackingsystems

Diese Anordnung basiert auf der gleichen grundlegenden Idee wie der vorherige Ansatz. In diesem Fall erfolgt die Bewegung der primären Kamera manuell und wird von einer zweiten Kamera getrackt wird. Auf diese Weise kann die primäre Kamera innerhalb des Arbeitsraumes der sekundären (stationären) Kamera frei bewegt werden, und es können mit dem Trackingsystem größere Translations- und Rotationsbewegungen flexibel erfasst werden. Abbildung 6.6 zeigt den Testaufbau.

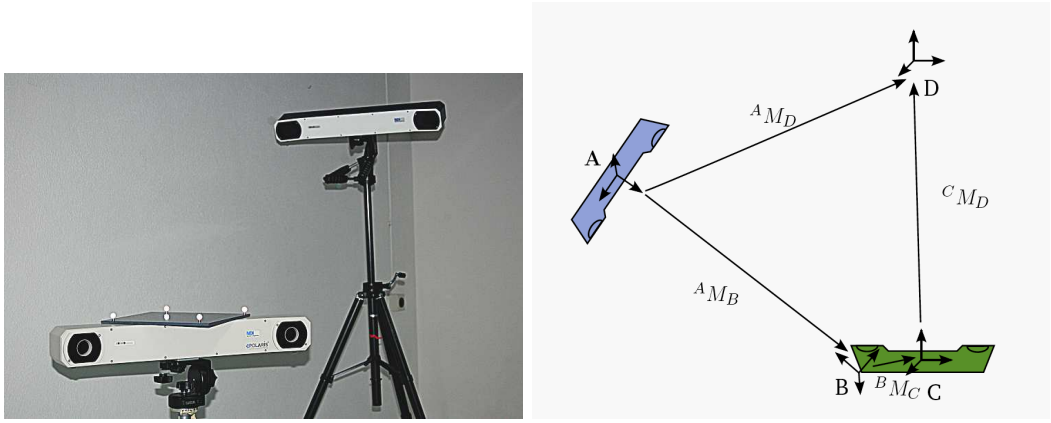


Abbildung 6.6: Lage und Orientierung des primären Messsystems wird von einem stationären Kamerasystem getrackt und kann somit während der Messung bewegt werden □

Auch für dieses System ist eine initiale Kalibrierung notwendig, um das Kamerasystem der primären Kamera in das der sekundären zu transformieren. Die Schwierigkeit besteht dabei in der Ermittlung der Transformation des KS der mobilen Kamera zu dem KS des daran fest montierten Markers. Der einfachste Weg wäre, das mobile System im Arbeitsbereich des stationären zu positionieren und zusätzlich eine Markergeometrie so zu platzieren, dass sie von beiden gesehen werden kann. Das geringe Messvolumen der Systeme lässt diesen Weg jedoch nicht zu.

Der zweite Ansatz besteht darin, eine Markergeometrie D fest im Raum zu positionieren (${}^{A}\boldsymbol{M}_D = konst$) und durch das mobile System C aus mindestens drei verschiedenen Richtungen zu vermessen, um die Transformation ${}^{C}\boldsymbol{M}_D$ zu erhalten. Dabei ist auf einen möglichst großen Unterschied im Betrachtungswinkel zu achten. Das stationäre Kamerasystem A misst dabei nur die Position des mobilen Kamerasystems mittels des angebrachten Markers B. Aus den Messergebnissen kann mittels Näherungsrechnung die fehlende Transformation ${}^{B}\boldsymbol{M}_C$ des Kameramarkers auf das Kamerakoordinatensystem bestimmt werden.

$$
\begin{aligned}
{}^{A}\boldsymbol{M}_D &= {}^{A}\boldsymbol{M}_B \, {}^{B}\boldsymbol{M}_C \, {}^{C}\boldsymbol{M}_D && (6.3)\\
{}^{A}\boldsymbol{M}_D &= {}^{A}\boldsymbol{M}'_B \, {}^{B}\boldsymbol{M}_C \, {}^{C}\boldsymbol{M}'_D && (6.4)\\
{}^{A}\boldsymbol{M}_D &= {}^{A}\boldsymbol{M}''_B \, {}^{B}\boldsymbol{M}_C \, {}^{C}\boldsymbol{M}''_D && (6.5)
\end{aligned}
$$

Die Subtraktionen 6.4 von 6.3 sowie 6.5 von 6.3 ergeben:

$$ {}^{A}\boldsymbol{M}_{B}\,{}^{B}\boldsymbol{M}_{C}\,{}^{C}\boldsymbol{M}_{D} - {}^{A}\boldsymbol{M}'_{B}\,{}^{B}\boldsymbol{M}_{C}\,{}^{C}\boldsymbol{M}'_{D} = 0 \tag{6.6} $$

$$ {}^{A}\boldsymbol{M}_{B}\,{}^{B}\boldsymbol{M}_{C}\,{}^{C}\boldsymbol{M}_{D} - {}^{A}\boldsymbol{M}''_{B}\,{}^{B}\boldsymbol{M}_{C}\,{}^{C}\boldsymbol{M}''_{D} = 0 \tag{6.7} $$

Die Einträge der Matrix ${}^{B}\boldsymbol{M}_{C}$ können spaltenweise als Vektor $\vec{v}$ aufgefasst werden. Durch Ausmultiplizieren und Subtraktion der vorstehenden Gleichungen ergeben sich 32 Gleichungen. Da nur die 9 Einträge des Rotationsteils und die drei Positionsparameter für die Lösung von Bedeutung sind, reduziert sich die Zahl auf 24. Diese Gleichungen lassen sich in die Form

$$ \boldsymbol{A}\,\vec{v} = \vec{w} \tag{6.8} $$

bringen. Nach obigen Gleichungen besitzt $\vec{w}$ nur 0. Durch Lösen des Gleichungssystems kann nun ${}^{B}\boldsymbol{M}_{C}$ berechnet werden

Das Arbeitsvolumen des primären Systems lässt keinen großen Bewegungsspielraum der primären Kamera zu, sodass auch hier mit Abstrichen in der Qualität der ermittelten Transformationsmatrix zu rechnen ist.

Werden Lage und Orientierung des mobilen Systems mit der aus der Spezifikation gegebenen Genauigkeit bestimmt, ergeben sich bei einen Abstand von $1,5$ m zwischen mobilem Trackingsystem und dem eigentlich zu messenden Marker D im ungünstigsten Fall ein Rotationsfehler von $1,0°$ und ein Translationsfehler von $21,7$ mm. Aufgrund der Größenordnung des Fehlers ist dieser Ansatz für die benötigte Messung nicht geeignet.

6.1.5 Zusammenfassung

Die vorgestellten Methoden bieten die Möglichkeit, den Messbereich der Messsysteme zu erweitern. Dies geht jedoch zu Lasten der Messgenauigkeit und erfordert komplizierte Kalibriervorgänge.

Im Rahmen dieser Arbeit werden alle Messungen mit einem einzigen Kamerasystem durchgeführt, da jede Zusammenführung von Systemen Fehler in der Messung verursacht, die von der Größenordnung im Rahmen der zu messenden Fehler des C-Bogen Systems liegen. Einzige Ausnahme ist die gleichzeitige Messung von Bildverstärker und Strahlenquelle, da hierfür ein größerer Arbeitsraum unumgänglich ist. Sowohl für die Genauigkeitsmessungen als auch für die Deformationsmessung wird zu Gunsten der Genauigkeit in Kauf genommen, dass nicht der gesamte Gelenkraum vermessen werden kann. Davon betroffen ist hauptsächlich die Angulationsbewegung mit einem Winkelbereich von $\pm 225°$. Für die ersten Abschätzungen wird hier ein Bereich von $\pm 60°$ gewählt. Auch der Arbeitsbereich von Gelenk fünf wird in manchen Fällen an beiden Enden eingeschränkt.

6.2 Genauigkeitsmessungen

Nachdem der mechanische Umbau abgeschlossen und die Steuerung einsatzfähig ist, muss im nächsten Schritt bestimmt werden, mit welcher Genauigkeit der C-Bogen eine vorgegebene Zielstellung erreichen kann.

Ungenauigkeiten in der Studie ergeben sich zum einen in der Antriebseinheit und zum anderen in der Erfassung der Position durch die Geber. Diese sind bedingt durch die kostengünstigen Komponenten und dem Versuch, die Antriebseinheiten so wenig invasiv wie möglich am Gerät anzubringen. Zum anderen besteht die Möglichkeit, dass die Reglerparameter noch nicht optimal auf die einzelnen Antriebe eingestellt sind.

In den folgenden Abschnitten sollen sowohl Positionier- und Wiederholgenauigkeit als auch die Deformationsfehler bestimmt werden. Darauf basierend werden Verbesserungsansätze erarbeitet.

6.2.1 Positionier- und Wiederholgenauigkeit

Für reproduzierbare Ergebnisse ist es wichtig zu wissen, wie genau eine Position und Orientierung der bildgebenden Einheit im Raum erreicht werden kann. Liegen die Parameter

innerhalb der in der Spezifikation in Kapitel 5.1 festgelegten Fehlergrenzen, so liegt auch der Gesamtfehler innerhalb der dort bestimmten Schranken. Zur Verifikation wird für jedes Gelenk eine Messreihe durchgeführt, in der die absolute Positioniergenauigkeit und die Wiederholgenauigkeit gemessen werden. Im Arbeitsbereich der Gelenke werden feste Punkte definiert, die in zufälliger Reihenfolge zehnmal angefahren werden. Die Lage und Orientierung des Bildverstärkers werden mit Hilfe des daran angebrachten Markers gemessen. Abweichungen von der vorgegebenen Zielposition und Streuung um die tatsächlich angefahrenen Positionen werden daraus bestimmt. Um den Messfehler des IR-Trackingsystems zu minimieren, werden die Messwerte jeder angefahrenen Stellung aus 50 Messungen gemittelt. Zur Visualisierung wird auf der x-Achse der Arbeitsbereich mit den vorgegebenen Zielstellungen angetragen und auf der y-Achse die Abweichung von dieser Position. Bei einem direkten Vergleich der Fehler ist zu beachten, dass in den Graphen die Skalierung der y-Achsen an die gemessenen Werte angepasst wird und darum unterschiedliche Maßstäbe besitzen. Die Punkte markieren dabei die Messergebnisse, der Stern das arithmetische Mittel und die Kreuze die Standardabweichung $\pm\sigma$. Die gestrichelte Linie gibt den Mittelwert des Positionierfehler über den gesamten Gelenkarbeitsraum an.

Gelenk 1: Hub

Im Bereich von 0 mm bis 300 mm werden sieben Messpunkte vorgegeben. Die Genauigkeiten sind in Grafik 6.7 dargestellt.

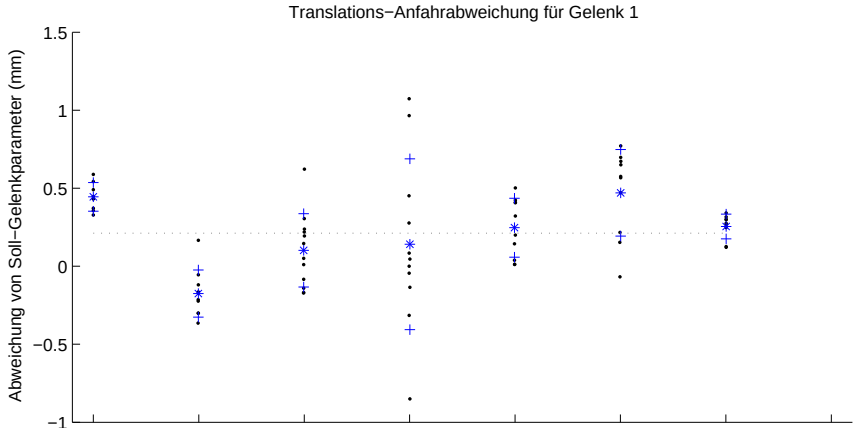


Abbildung 6.7: Achse 1 – Positionier- und Wiederholgenauigkeit (Winkel) □

Die angefahrenen Positionen sind über einen Bereich von 1,2 mm verteilt, wobei die maximale Abweichung von der Zielstellung 1 mm beträgt. Der mittlere Positionierfehler aller Messungen liegt bei 0,2 mm.

Es ist auffällig, dass besonders bei einer Position von 150 mm eine breite Streuung des Fehlers auftritt. Der Antrieb kann die großen Massen bei der Abwärtsbewegung nicht rechtzeitig abbremsen. Eine genauere Positionierung könnte man hier auch durch unterschiedlich steile Bremsrampen erreichen; eine steilere für die Aufwärts- und eine flachere für die Abwärtsbewegung. Es wirken sich hier die Regeleigenschaften des bürstenbehafteten Gleichstrommotors aus. Der Positionsregler kann die kleinen Differenzen zur Zielposition nicht genauer korrigieren (siehe dazu auch Kapitel 5.2.4).

Bei genauer Betrachtung der Mechanik fällt auf, dass der Seilzug des Encoders nicht parallel zur Hubachse verläuft. Ist der Hub weit ausgefahren ist der Fehler gering, je näher er der Nullposition kommt, desto größer ist die Abweichung. Der Fehler Δh ist abhängig von der Höhe h des Hubs, gemessen bis zur Befestigung des Encoderseils und dem Abstand

a des Encoders von der Senkrechten.

$$l^2 = h^2 + a^2 \tag{6.9}$$

$$\Delta h = \sqrt{h^2 + a^2} - h \tag{6.10}$$

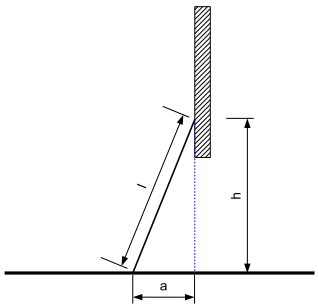


Abbildung 6.8: Fehler durch Positionierung des Seilzugencoders □

Die Höhe h beträgt 100 mm und der Abstand a ist 10 mm. Der maximale Fehler für $d_1 = 0$ liegt damit bei $0,5$ mm und entspricht somit in etwa der mittleren Positioniergenauigkeit in der Nullstellung.

Gelenk 2: Wig-Wag

Der Winkelbereich von 20° des Gelenkes zwei wird an vier Messpunkten untersucht.

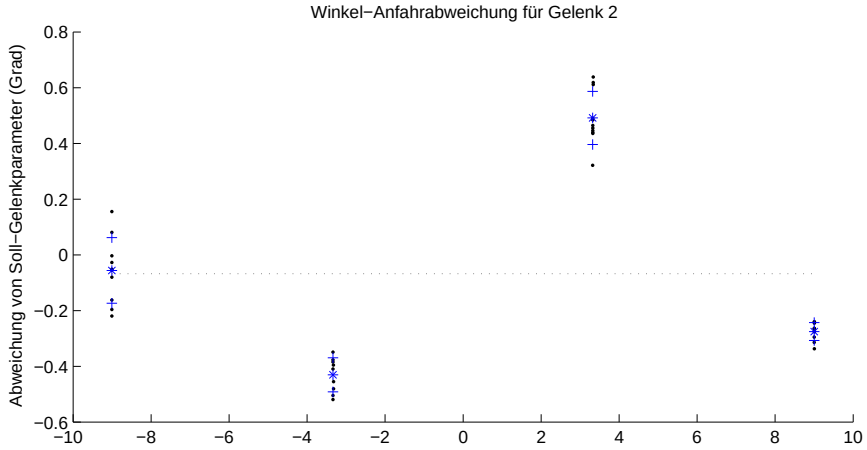


Abbildung 6.9: Achse 2 – Positionier- und Wiederholgenauigkeit (Winkel) □

Die Positioniergenauigkeit ist mit einer maximalen Abweichung von $\pm 0,6°$ von der vorgegebenen Zielstellung etwas besser als anfangs angenommen. Die mittlere Positioniergenauigkeit beträgt $-0,6°$. Bezüglich der Wiederholgenauigkeit liegen die angefahrenen Positionen innerhalb eines Bereichs kleiner $0,4°$.

Gelenk 3: Schlitten

Für den Schlitten mit einem Arbeitsbereich von 150 mm wird eine Schrittweite von 30 mm und sechs Zielpunkte gewählt. Die maximale Abweichung von Zielposition beträgt 0.6 mm, die mittlere Abweichung 0,05 mm. Die angefahrenen Punkte streuen im schlechtesten Fall in einem Bereich von 0,8 mm, im besten Fall in einem Bereich von 0,2 mm.

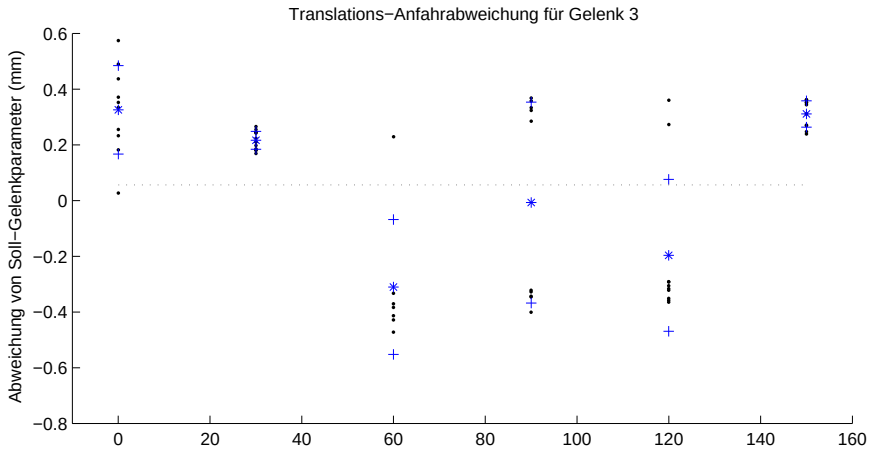


Abbildung 6.10: Achse 3 – Positionier- und Wiederholgenauigkeit (Translation) □

Auffallend ist besonders bei den mittleren Messpunkten, dass es zwei Häufungen gibt, die jeweils in ähnlichem Abstand um die vorgegebene Zielstellung liegen. Die Erklärung dafür ist das Getriebespiel und das Spiel des einkoppelnden Zahnrades an der Zahnstange des Schlittens. Dieser Fehler wirkt sich besonders bei der Umkehr der Bewegungsrichtung aus und wird durch den Positionsgeber nicht registriert, da dieser direkt am Motor angebracht ist. Als Betrag des Spiels kann der Abstand zwischen den Mittelpunkten der beiden Positionsverteilungen angenommen werden. Wird dieser Faktor in der Steuerung berücksichtigt, nimmt die Streuung der Messpunkte im Mittel deutlich ab und der Gesamtpositionierfehler wird geringer. Das Ergebnis ist in Abbildung 6.11 dargestellt.

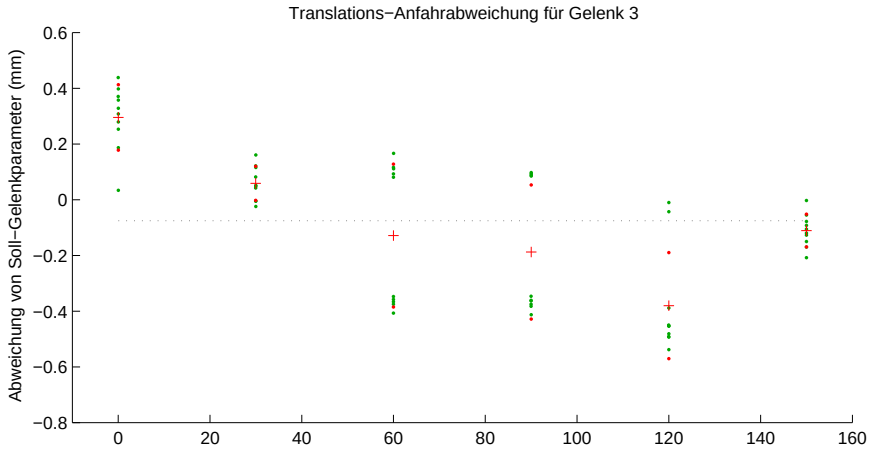


Abbildung 6.11: Achse 3 – Positionier- und Wiederholgenauigkeit mit Ausgleich des Getriebespiels □

Gelenk 4: Angulation

Aufgrund der großen Bewegung des Bildverstärkers bei Gelenk vier stößt das IR-Trackingsystem an die Grenzen des Messbereichs. Der Arbeitsbereich für die Messung wird daher auf den Bereich $\pm 40°$ eingeschränkt.

Der maximale Winkelfehler in der Positionierung beträgt $0,7°$, der mittlere $0,1°$. Die Wiederholgenauigkeit streut in einem Bereich von $0,5°$. Beim Nulldurchgang ist zu beobachten, dass das C-Profil in seiner Führung kippt. Das verursacht eine Winkelabweichung

zum Positiven im positiven Winkelbereich und zum Negativen im negativen Bereich. Dieser Fehler kann nur durch eine Änderung der Führungsmechanik behoben werden.

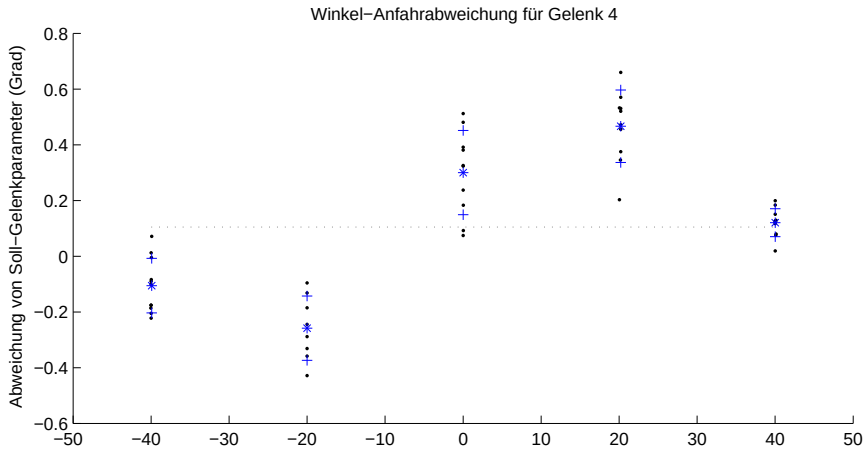


Abbildung 6.12: Achse 4 – Positionier- und Wiederholgenauigkeit (Winkel) □

Gelenk 5: Orbitalbewegung

Im Bereich von $-70°$ bis $30°$ werden sechs Positionen angefahren. Die maximale Abweichung von der Zielposition ist dabei unter $0,4°$, die mittlere Abweichung beträgt $-0,1°$.

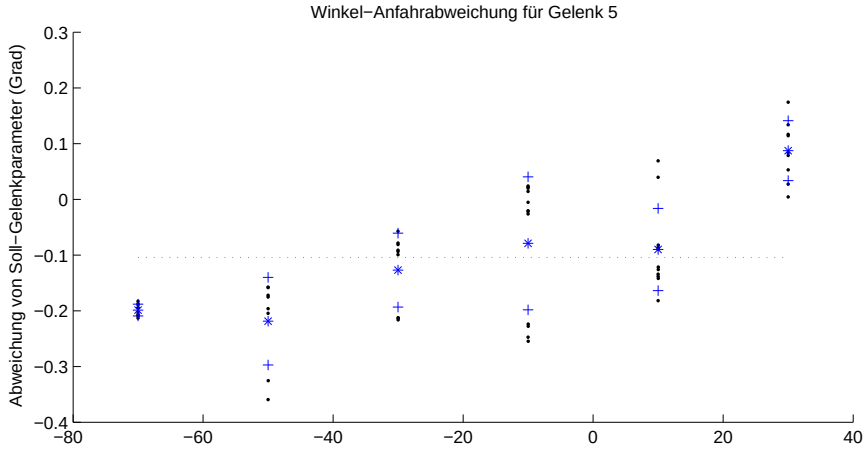


Abbildung 6.13: Achse 5 – Positionier- und Wiederholgenauigkeit (Winkel) □

Die Messwerte streuen maximal über einen Bereich von $0,3°$. Auch hier ist bei den mittleren Messwerten zu beobachten, dass es Häufungen an den Außenbereichen gibt. Dieses wird auch hier durch Spiel im Getriebe und bei der Übertragung auf den Zahnriemen verursacht. Da diese Teilung an den beiden Messungen der Minimal- und Maximalstellung nicht auftritt, wird diese Annahme bekräftigt. Das Umkehrspiel wirkt sich an den Wendepunkten nicht aus, da diese immer aus der gleichen Richtung angefahren werden, während die mittleren Zielpositionen sowohl von positiver als auch von negativer Richtung angefahren werden.

Auswertung

Zusammenfassend sind in Tabelle 6.1 noch einmal die Positionier- und Wiederholgenauigkeiten der Gelenke nebeneinander dargestellt. Daraus geht hervor, dass die maximalen

Positions- und Winkelfehler größer sind als die gewünschten 0,1 mm bzw. 0, 1°, jedoch kleiner als der ungünstigste Fall von 1 mm bzw. 1°.

Gelenk	1	2	3	4	5
Positionierfehler Max	1 mm	0,6°	0,6 mm	0,7°	0,4°
Positionierfehler Ø	0,2 mm	-0,6°	0,05 mm	0,1°	-0,1°
Wiederholgenauigkeit Streuung Max	1,2 mm	0,4°	0,8 mm	0,5°	0,3°
Wiederholgenauigkeit σ	1,2 mm	0,4°	0,8 mm	0,5°	0,3°

Tabelle 6.1: Zusammenfassung der Genauigkeiten

Eine Ursache für die große Streuung der Wiederholgenauigkeiten liegt in den spielbehafteten Getrieben. Besonders bei Richtungswechseln werden die Auswirkungen deutlich. Die Motorsteuerungen erlauben eine Programmierung individueller Getriebespiel-Offsets. Die Bestimmung der Größe der Umkehrfehler und die Integration in die Steuerung sind daher die nächsten Schritte zur Verbesserung.

Daneben befinden sich die Positionsgeber auf der Motorachse und können dadurch nur die Motorbewegung auswerten. Da Spiel, Schlupf und Deformation nicht erkannt werden können, können die Positionsregler nicht darauf reagieren.

6.3 Deformation

Die Massen von Bildverstärker, Strahlenquelle und C-Profil verursachen eine Biegung der Segmente. Betroffen davon sind lange Strukturen wie Hub und Schlitten. Des Weiteren wird vermutet, dass in langen Drehachsen wie z. B. bei der Angulationsachse Torsion auftritt. Diese Fehler können von den Positionsgebern nicht erkannt werden und damit nicht automatisch in die Regelung mit einfließen. In diesem Abschnitt soll aufgezeigt werden, dass die Fehler in Position und Orientierung durch die Verformung in einer Größenordnung liegen, die eine Kompensation unbedingt notwendig macht. Die Ursachen der mechanischen Deformation und ihre Auswirkung auf die Positionierung und die Bildgebung werden theoretisch und durch Messungen untersucht. Dabei gilt es herauszufinden, wie groß diese Deformation für die einzelnen Gelenke und in Kombination mehrerer Achsen ist. Die Messergebnisse werden diskutiert und mögliche Ansätze zur Verminderung der Fehler dargestellt.

6.3.1 Bestimmung der Größenordnung

In der Spezifikation in Kapitel 5.1 wurden Grenzwerte für die Positioniergenauigkeit festgelegt, die der C-Bogen einhalten soll. Diese Vorgabe beinhaltet nicht nur die relative, sondern auch die absolute Genauigkeit, das heißt eine massebedingte Verformung darf das Ergebnis nicht soweit verschlechtern, dass die Vorgaben nicht mehr erfüllt werden können. Andererseits bedeutet das jedoch auch, dass die Einflüsse der Deformation vernachlässigt werden können, sollten sie sich nicht oder nur sehr schwach auf die Positioniergenauigkeit auswirken. Bevor eine umfangreiche Messreihe zur Erfassung der Deformation gestartet und ein Kompensationsalgorithmus entwickelt wird, müssen daher die Größenordnungen abgeschätzt werden.

Da vermutet wird, dass an den Translationsgelenken eine deutliche Verformung auftritt und eine Abweichung von einer Geraden leicht bestimmbar ist, werden diese zuerst untersucht. Der Arbeitsraum wird in äquidistante Strecken aufgeteilt. Für die Messung wird die Bewegungsrichtung durch die ersten beiden angefahrenen Punkte definiert und daraus die zu erwartenden übrigen Zielpositionen berechnet. Die Differenz zwischen tatsächlich angefahrener Position und vorgegebener wird als Verformungsfehler angenommen.

Sowohl für Hub und Schlitten getrennt als auch in kombinierter Fahrt werden Messungen durchgeführt. Dabei treten für den maximal ausgefahrenen Schlitten Abweichungen von

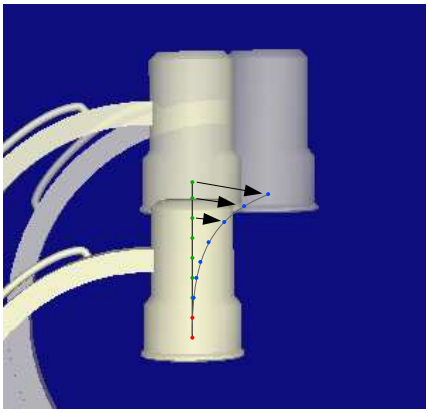


Abbildung 6.14: Zur Abschätzung der Deformation wurde aus den ersten beiden Messpunkten der Richtungsvektor bestimmt und Zielstellungen berechnet. Diese werden mit den gemessenen Positionen verglichen □

2, 6 mm und für den Hub von 9, 5 mm auf. In der Kombination wird ein Fehler von 20, 4 mm gemessen. Auch wenn diese Ergebnisse auf einer Näherung beruhen, zeigt die Größenordnung des Fehlers dennoch, dass sich weder Hub noch Schlitten auch nur annähernd geradlinig bewegen und die Fehler keinesfalls vernachlässigt werden können.

6.3.2 Ursachen der Deformation

Die Deformation ist abhängig von der Stellung des C-Bogens. Die Extremstellungen, an denen eine maximale Verwindung auftritt, können intuitiv sehr schnell gefunden werden. Je länger der Hebelarm, d.h. je größer der Abstand der Massen zum Drehpunkt, desto größer die Hebelmomente [HH88]. Dies ist besonders in folgenden Stellungen der Fall:

- Hub ganz ausgefahren (+400 mm)
- Schlitten ganz ausgefahren (+220 mm)
- C-Profil komplett nach hinten geklappt (Strahlenquelle maximal entfernt, Aufklappen des C)

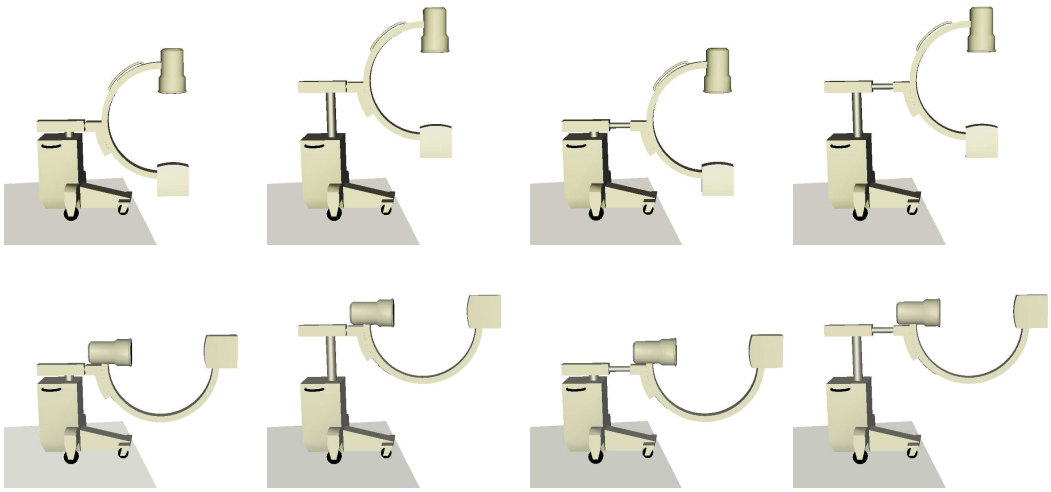


Abbildung 6.15: Nullstellung (links oben) und Extremstellungen, an denen maximale Deformation erwartet wird □

Aus diesen Überlegungen wird klar, dass sich durch die Deformation nicht nur Lage und Orientierung des Zentralstrahls ändern und damit unter Umständen das Isozentrum nicht mehr gegeben ist, sondern dass sich auch die Lage von Bildverstärker und Strahlenquelle zueinander verändern kann.

6.3.3 Messung

Die Abweichung des Bildverstärkers von seiner geplanten Position wird in den folgenden Abschnitten in Einzelmessungen für jedes Gelenk und in Kombination mehrerer Gelenke dargestellt. Es werden dazu jeweils mindestens fünf Messungen durchgeführt, die sich im Verlauf nur minimalst im $\frac{1}{10}$ mm Bereich unterscheiden. Exemplarisch werden die Ergebnisse an jeweils einer Messung diskutiert. Um den Einfluss der Positionierfehler zu minimieren, werden nicht die vorgegebenen Zielpositionen, sondern die anhand der ausgelesenen Gelenkparameter berechneten Positionen für die Berechnung der deformationsfreien Zielstellung herangezogen. Daneben zeigen die vorausgegangenen Messungen, dass die zu erwartende Größenordnung der Deformation über der des Positionsfehlers liegt.

Betrachtet werden im Folgenden neben dem translatorischen Gesamtfehler auch die x-, y- und z-Komponente dieses Fehlers und der Orientierungsfehler.

Gelenk 1: Hub

Die Zielpostionen für die Hubachse liegen im Abstand von 20 mm und werden im Bereich von 0 bis 400 mm gemessen. Der Verlauf der y-Koordinate des BV zeigt besonders im Bereich ab 300 mm eine deutliche Verformung, die bei komplett ausgefahrenem Hub fast 6 mm erreicht. Die z-Komponente nimmt dabei um bis zu 10 mm ab. Dies bedeutet, dass der Bildverstärker tatsächlich wie in 6.3.1f angenommen, nach vorne unten kippt. Daneben wird auch eine Bewegung nach rechts um ca. 7 mm verzeichnet. Die Ursache kann nicht genau ermittelt werden. Sie liegt vermutlich in der Lagerung des Hubs, der nicht exakt senkrecht montiert ist. Eine Abweichung von einem Grad bei der Ausrichtung der Führungsschine reicht aus, um einen Fehler in dieser Größenordnung zu verursachen.

Die Orientierung schwankt zwischen 0° und 0,2°, wobei das erste Minimum durch die Pendelbewegung in der x-Komponente und das zweite durch die Deformation zu erklären sind.

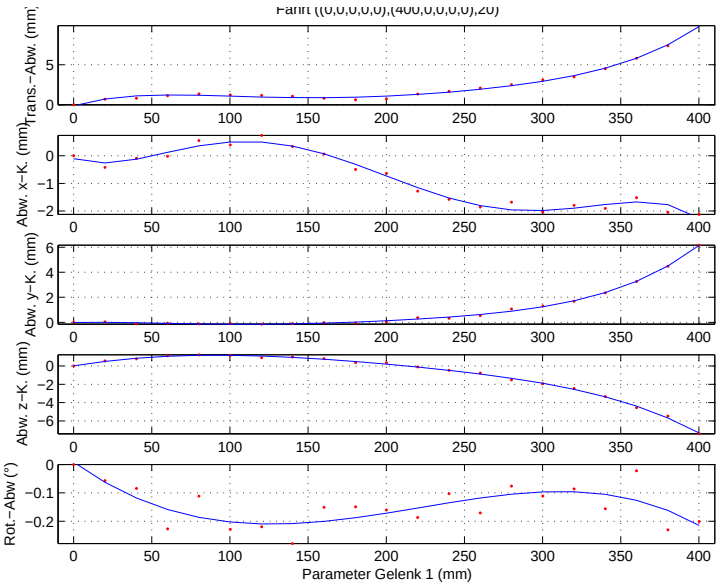


Abbildung 6.16: Achse 1 – Deformationsfehler (Translation) □

Gelenk 2: Wig-Wag

Der Wig-Wag hat wie vermutet keinen Einfluss auf die Deformation. Die Abnahme des z-Anteils beim Schwenk vom negativen zum positiven Winkelbereich verlief linear und bestätigt die bereits bei der Messung von Gelenk eins festgestellte schiefe Aufstellung des C-Bogens. Der Fehler in der Winkelgenauigkeit am negativen Ende des Arbeitsbereichs erklärt die Größe des Positionsfehlers in diesem Bereich. Eine mögliche Ursache ist eine nicht exakt definierte Nullstellung dieses Gelenks, sodass dieses im negativen Bereich gegen den weichen Anschlag fuhr und so die Zielstellung nicht exakt erreicht werden konnte. Der Fehler von $0,2°$ wurde durch die Elastizität des Riemens aufgefangen, sodass hierbei kein Fehler in der Steuerung ausgelöst wurde.

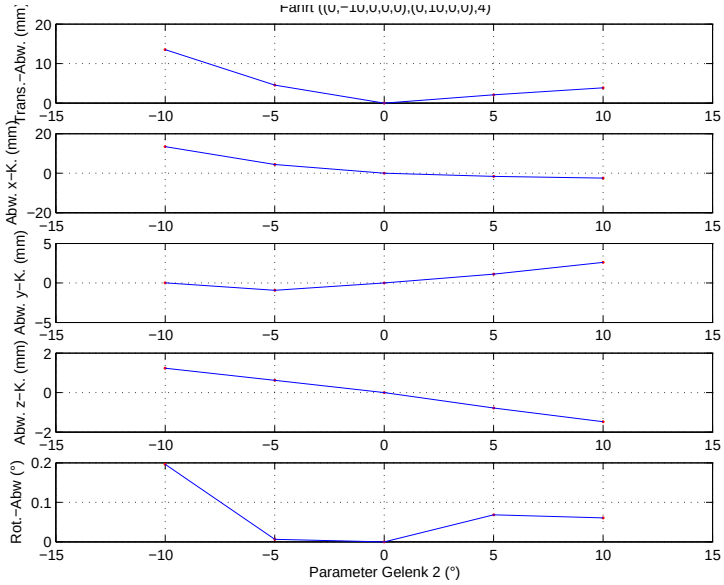


Abbildung 6.17: Achse 2 – Deformation (Winkel) □

Gelenk 3: Schlitten

Beim zweiten Translationsgelenk verhält sich die Deformation ähnlich wie beim Hub. Die Grafik 6.18 zeigt eine Messung mit zehn Messpunkten im Bereich von 0 mm bis 150 mm. Besonders im letzten Drittel nimmt die Verformung in negativer z-Richtung zu. Das Maximum bei voll ausgefahrenem Schlitten, d.h. d_3 =150 mm, beträgt -2,8 mm. Der Verlauf der y-Komponente lässt sich mit dem Ergebnis der Positioniergenauigkeit aus Abschnitt 6.2.1 erklären. Um in die Nullstellung zu kommen, schiebt der Motor den Schlitten in negativer Richtung. Beim Anfahren in positive Richtung muss erst das Spiel aus dem Getriebe und der Einkoppelung zwischen Zahnrad und Zahnstange überbrückt werden. Da der Geber direkt auf der Motorwelle sitzt, liefert er hier falsche Werte, die im Vergleich mit den Messungen des IR-Trackingsystems zu dieser Abweichung führen. Im Bereich ab 120 mm wirkt sich die Deformation durch eine Zunahme der y-Komponente aus, da der Drehpunkt erheblich niedriger liegt als der Marker. Abbildung 6.19 veranschaulicht dies, wobei der Einfachheit halber davon ausgegangen wird, dass der größte Teil der Verformung im Lager seine Ursache hat und weniger in der Schlittenstruktur selbst.

Der Rotationsfehler steigt ähnlich wie die z-Komponente der Deformation im Bereich von 125 mm bis 150 mm stark an und hat ihr Maximum bei $0,09°$.

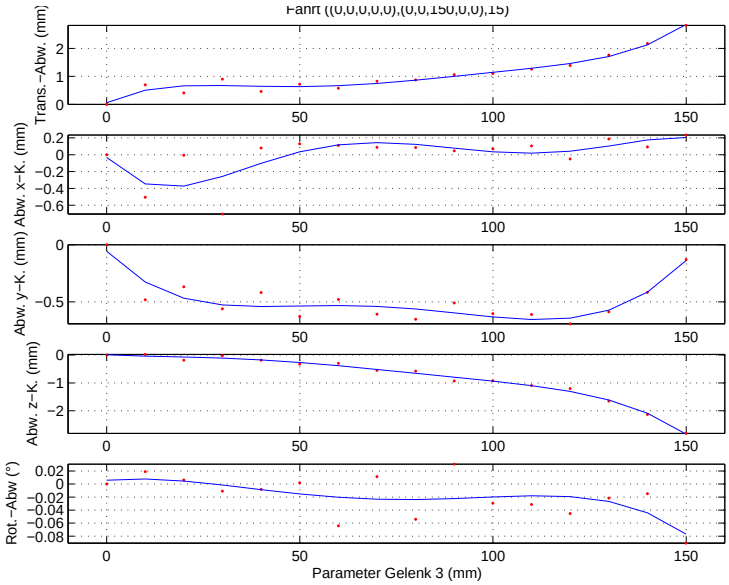


Abbildung 6.18: Achse 3 – Deformationsfehler (Translation) □

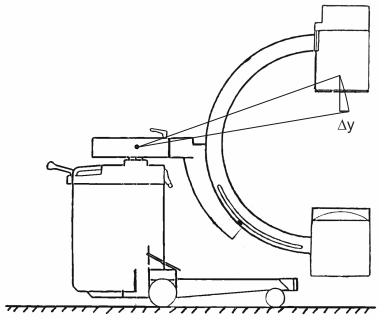


Abbildung 6.19: Erklärung des positiven Fehlers der y-Komponente □

Gelenk 4: Angulation

Die Angulation stellt mit einem Arbeitsraum von ±225° die größte Bewegung des C-Bogens dar. Gemessen wird zunächst der Bereich von −60° bis 50°, da hierfür ein Kamerasystem ausreicht. Die Messung besteht aus elf Messpunkten und ist in Abbildung 6.20 visualisiert.

Auffällig ist, dass die z-Komponente in der Maximal- bzw. der Minimalstellung einen Deformationsfehler von 10 mm besitzt. Darüber hinaus nimmt die x-Deformation im Bereich von −20° bis 20° von +10 mm auf −10 mm ab. Zusammen betrachtet bedeutet das, dass der Bildverstärker zusammen mit dem C-Profil beim Nulldurchgang vom positiven in den negativen x-Bereich kippt. Die Fehlleistungen in der Orientierung von über einem Grad sind dadurch ebenfalls begründet.

Die Ursache dafür liegt im Aufbau der Führungsschiene des C-Profils, der seitliches Verkippen zulässt. Dieses zeigte sich dadurch, dass Gelenk fünf in fast horizontaler Stellung deutliche Reibungsanzeichen aufweist (siehe Abschnitt 5.2.4). Eine Behebung des Fehlers muss hier seitens des Herstellers veranlasst werden und kann nicht alleine durch den geplanten Deformationsalgorithmus geschehen. Aus diesem Grund wird eine geplante zweite Messung im kompletten Arbeitsbereich mit zusätzlichen Markergeometrien nicht mehr durchgeführt.

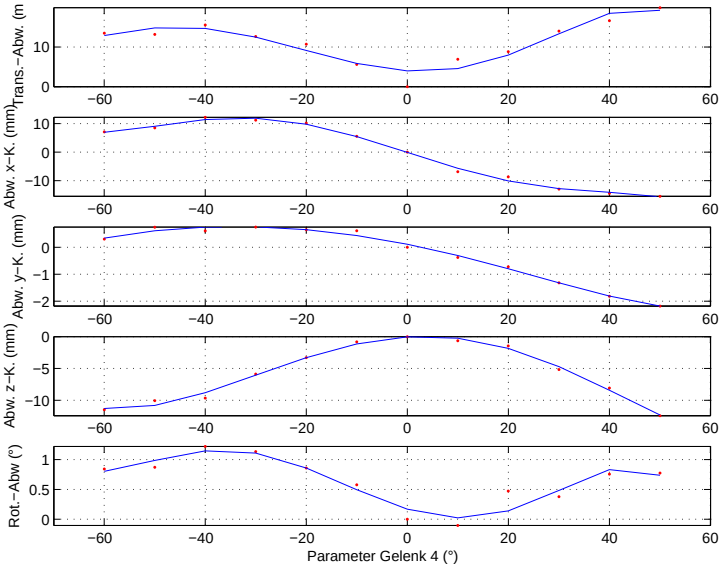


Abbildung 6.20: Achse 4 – Deformationsfehler (Rotation) □

Gelenk 5: Orbitalbewegung

In der Stellung $\Theta_5 = -90°$ liegt der Bildverstärker auf dem Schlitten auf und bewirkt so fast kein Drehmoment. Da der Marker direkt am BV angebracht ist, wirkt sich auch die Masse der Strahlenquelle kaum auf die Position aus. Je weiter der BV in positiver Richtung, d.h. nach vorne bewegt wird, desto größer der Hebel und desto größer die Deformation in z-Richtung. Da die Deformation in der Nullstellung als Null definiert wird, tritt im negativen Winkelbereich eine Entlastung auf, die zu einer negativen Deformation führt. Erst nach dem Nulldurchgang wird die z-Deformation negativ. Dies spiegelt sich im Orientierungsfehler wieder, der von $1,3°$ bei zurückgekipptem Bildverstärker auf Null Grad beim Nulldurchgang sinkt und bei einer Bewegung in positive Drehrichtung wieder ansteigt.

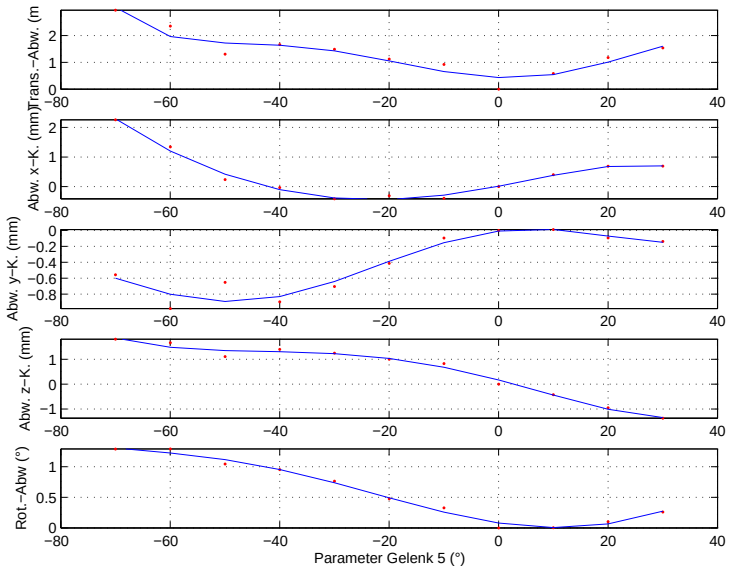


Abbildung 6.21: Achse 5 – Deformationsfehler (Rotation) □

Gelenk 1 und Gelenk 3

Bei der kombinierten Fahrt der beiden Translationsgelenke überlagern sich die Deformationseffekte und verstärken sich. Die maximalen Deformationsfehler betragen 13 mm in z- und 7 mm in y-Richtung. Die Gesamtabweichung des Bildverstärkers von der Zielposition summiert sich so zu 14,8 mm. Der Orientierungsfehler steigt während der gesamten Bewegung nahezu linear auf $0,35°$ an.

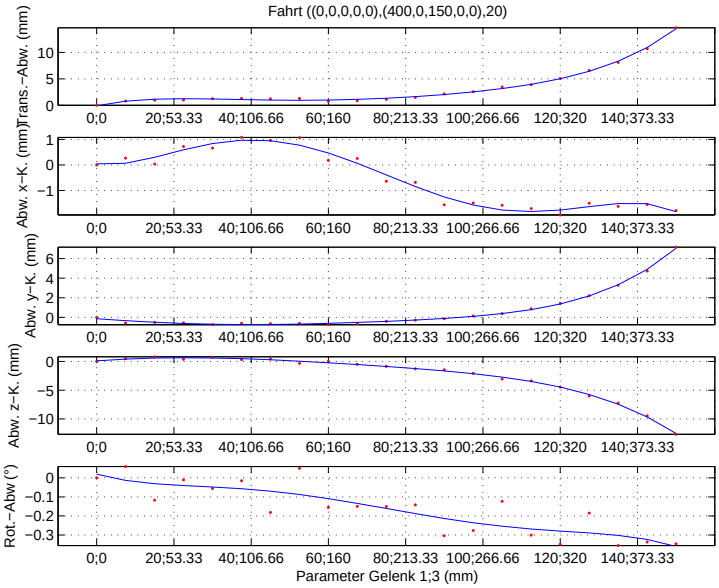


Abbildung 6.22: Gelenk 1: $0 - 400$ mm, Gelenk 3: $0 - 150$ mm □

Gelenke 1 und 5

Die Effekte der Gelenkbewegung des Hubs verändern sich in Abhängigkeit der Lage des Bildverstärkers. Bei zurückgeklapptem Bildverstärker fällt durch den kürzeren Hebelarm die Verformung deutlich geringer aus als in Nullstellung. Ist der BV nach vorne, d.h. in positive y-Richtung gekippt, so verstärkt dies den Deformationseffekt im Vergleich zur Hubbewegung mit BV in zurückgekippter Lage oder Nullstellung.

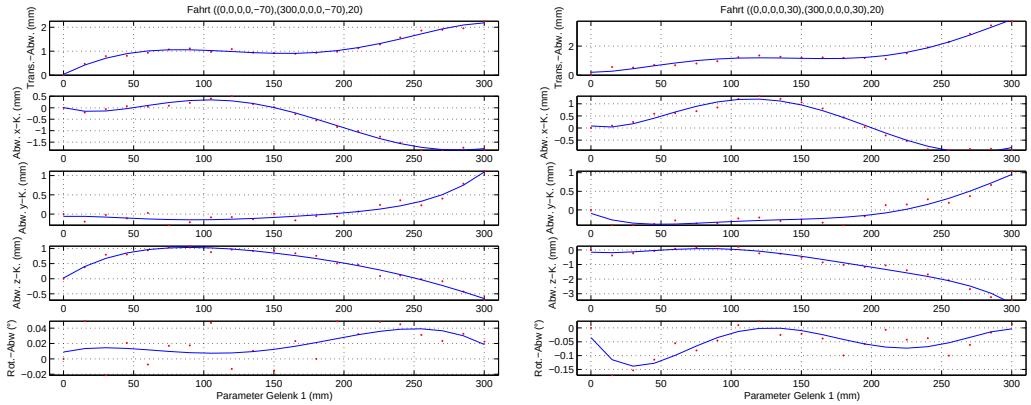


Abbildung 6.23: Gelenk 1: $0 - 300$ mm, Gelenk 5: konstant $-70°$ (links) und konstant $30°$ (rechts) □

Gelenke 3 und 5

Die Bewegung von Gelenk 3 wird ebenfalls von der Stellung des Orbitalgelenks beeinflusst. Ist der BV zurückgekippt und damit der Hebelarm verkürzt, so verringert sich auch die Deformation. Dieses ist hier besonders an der z-Komponente feststellbar. Bei nach vorne gekipptem Verstärker tritt das entgegengesetzte Phänomen auf. Der Hebelarm wird länger und die Deformation stärker. So nimmt die z-Komponente in der Maximalstellung einen weiteren Milimeter ab.

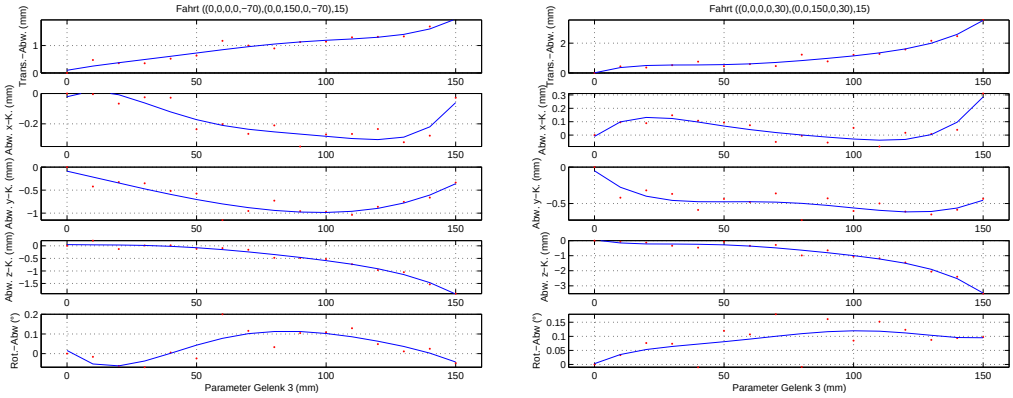


Abbildung 6.24: Gelenk 3: $0 - 150$ mm, Gelenk 5: konstant $-70°$ (links) und konstant $30°$ (rechts) □

Lage Bildverstärker zu Strahlenquelle

Die bisherigen Effekte betreffen nur die Lage des Bildverstärkers. Je nach Lage des C-Profils im Raum ändert sich jedoch auch die räumliche Beziehung zwischen Bildverstärker und Strahlenquelle. Zur Messung werden die in Abbildung 6.1 gezeigte zusätzliche Markergeometrie an der Strahlenquelle verwendet. Um einen Großteil des Arbeitsbereiches von Gelenk vier erfassen zu können, wird die in Kapitel 6.1.4 vorgestellte Kaskadierung der Messsysteme eingesetzt.

Abbildung 6.25 zeigt deutlich die Veränderung des Abstands während der Bewegung von Gelenk 5. Bei zurückgeklapptem Bildverstärker ist dieser fest in der Führung eingespannt. Durch die Masse der Strahlenquelle biegt sich das C-Profil auf und der Abstand ist maximal. Ist der BV maximal nach vorne gekippt, so ist die Strahlenquelle an der Führungsschiene fixiert. Nun drückt der BV auf das Profil und der Abstand verringert sich.

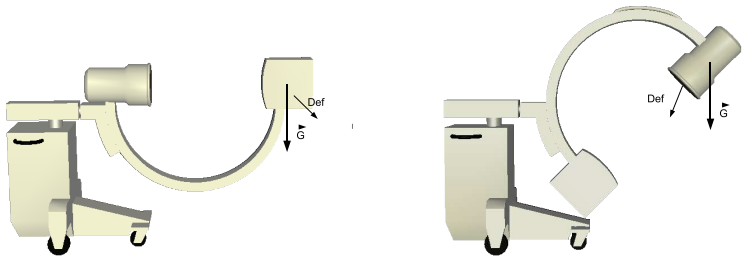


Abbildung 6.25: Die Ursache für die Verformung des C-Profils □

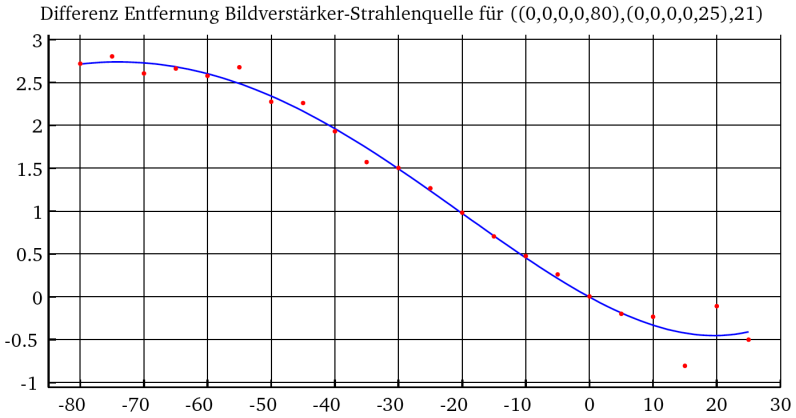


Abbildung 6.26: Abstand von Bildverstärker zu Strahlenquelle während einer Bewegung des Gelenks 5 von $-80°$ bis $+40°$ □

6.4 Auswertung

Durch die vorausgegangenen Messungen wurde überprüft, wie genau mit dem robotisierten C-Bogen vorgegebene Stellungen angefahren werden können. Vor diesem Hintergrund kann die Evaluation als Erfolg gesehen werden, auch wenn das hochgesteckte Ziel der Spezifikation nicht erreicht wurde. Die Ergebnisse der vorigen Kapitel zeigen dabei vor allem, dass es durchaus möglich ist, die angestrebten Genauigkeiten in der Positionierung zu erreichen, indem die Motorisierung bereits bei der Konzeption des Gerätes berücksichtigt und die Mechanik - besonders im Hinblick auf ihre Steifigkeit - an einigen zentralen Stellen modifiziert wird. Im Folgenden werden die wesentlichen Probleme noch einmal zusammenfassend erläutert.

6.4.1 Art der Motoren

Die Ansteuerung der Motoren erfolgt über Motorkontroller, die eine Vielzahl von Motoren unterstützen können. Die neu hinzugefügten Antriebe sind elektrisch kommutierte (=EC) Motoren, die über die für die Kommutierung notwendigen Hallsensoren Motorinformationen liefern. Dieses erlaubt eine präzise Geschwindigkeits- und Lage-Regelung. Im Gegensatz dazu ist der Hubmotor ein bürstenbehafteter Gleichstrommotor, dessen Geschwindigkeit nur über externe Geber ausgewertet werden kann. Die Regelkreis wird von zusätzlichen Störungen beeinflusst, sodass die Festlegung der Reglerparameter daher schwieriger ist. So kommt es trotzdem zu Effekten, die sich nicht beheben lassen. Werden die Bremsrampen zu flach eingestellt, so wird aufgrund der Reibung die Zielstellung häufig nicht erreicht. Bei zu steilen Rampen kommt es zum Überschießen und erst nach langsamem Einpendeln wird die Zielstellung, erreicht. Ein Kompromiss in den Rampen löst diese Problematik für Bewegungen über 10 mm Länge, dabei treten jedoch immer noch vereinzelte Überschwinger und eine ungenaue Positionierung auf, die auch in der Messung deutlich zu sehen sind. Für die kommende Generation ist daher der Hubmotor durch einen EC-Motor zu ersetzen.

6.4.2 Getriebespiel

Im Hinblick auf die Positionierung tritt insbesondere bei den Gelenken drei und fünf die Schwierigkeit auf, dass durch das Spiel im Getriebe und der Einkopplung des Antriebs auf den Schlitten, keine genaue Positionierung möglich ist. So sind die erreichten Positionen abhängig davon, von welcher Seite sie angefahren werden.

Abhilfe schaffen hier spielfreie Getriebe, die für die Studie nicht zur Verfügung standen. Hochwertige Motorsteuerungen können das Spiel bei der Umkehr der Bewegungsrichtung, auch *Getriebeumkehrspiel* genannt, automatisch kompensieren. Die Größe des Spiels muss

dazu vom Benutzer zuvor ermittelt und in den Kontroller programmiert werden. Bei der Verwendung von Zahnriemen ist darauf zu achten, dass die Spannung überwacht wird, da es bei lockeren Riemen zu Spiel und zu einem Durchrutschen des Antriebs kommen kann.

6.4.3 Anordnung und Art der Geber

In dieser Arbeit wurde die Anordnung der Geber bereits mehrmals negativ erwähnt, da sie mit Ausnahme von Achse eins direkt auf der Motorwelle befestigt sind. Dadurch werden die Motorbewegungen hochauflösend ermittelt, aber nicht die des angetriebenen Segments. So bleiben Einflüsse durch Getriebespiel und Torsion der Welle (z. B. bei Achse vier) von den Positionsreglern unberücksichtigt. Gleiches gilt für überspringende Zahnriemen oder ausgekoppelte Wellen (wie z. B. die Sicherheitskupplung bei Gelenk vier). Mit der momentanen Lösung ist es auch nicht möglich die Antriebe auszukoppeln, da sonst die Gelenkstellung verloren gehen würde. Sicherheitsgründe machen dieses aber zumindest für die Achsen vier und fünf nötig.

Ein weiterer Schwachpunkt ist die Art der Geber. Da es sich mit Ausnahme von Achse eins um Inkrementalgeber handelt, werden nur im Arbeitszustand die Bewegungen an die Motorsteuerung übermittelt. Werden die Gelenke im stromlosen Zustand verstellt, so kann dies von der Steuerung nicht festgestellt werden. Sie geht weiterhin davon aus, dass die letzte Stellung vor dem Ausschalten korrekt ist. Damit sind falsche Positionen, Fahrten gegen die mechanischen Endanschläge und auch Kollisionen vorprogrammiert. Ein weiterer, wenn auch nicht so wesentlicher Punkt ist die Definition der Nullstellung. Da die Bewegungen im stromlosen Zustand nicht erkannt werden, muss diese vor jedem Start wieder manuell eingestellt werden. Über mechanische Anschläge, oder durch Referenzfahrten könnte diese Ausgangsstellung deutlich leichter bestimmt werden.

Für zukünftige Versionen sind daher Absolutwertgeber zu verwenden. Diese müssen so angebracht sein, dass sie die Bewegungen des angetriebenen Segments direkt aufnehmen. Selbst in stromlosem Zustand und wenn eine vollständige mechanische Auskopplung der Antriebseinheit erfolgt, müssen die Bewegungen des C-Bogens weiterhin registriert werden und nach dem Einschalten korrekt zur Verfügung stehen.

6.4.4 Steifigkeit

Die Genauigkeit der Positionierung wird nicht nur von den Antriebs- und Regelungskomponenten beeinflusst, sondern auch von der mechanischen Beschaffenheit des C-Bogens. So treten insbesondere bei den Translationsgelenken erhebliche massebedingte Verformungen auf. Je nach Lage des C-Profils verändert sich dabei der Abstand von Bildverstärker zu Strahlenquelle um bis zu 3 mm. Diese Komponenten müssen für eine ernsthafte Realisierung des Projekts in zukünftigen Versionen deutlich verformungssteifer sein.

Daneben muss die Führungsschiene des C-Profils soweit überarbeitet werden, dass ein seitliches Verkippen bei Bewegung der Achse vier nicht mehr möglich ist. Durch die Messungen kann nicht ausgeschlossen werden, dass die extreme Deformation der Translationsgelenke im letzten Viertel nicht auch durch die Lagerung von Hub, Wig-Wag und Schlitten begünstigt werden. Für eine höhere Genauigkeit der Positionierung sind auch diese Komponenten überarbeiten.

Kapitel 7

Deformationskompensation

Die Größe der in Kapitel 6.3 ermittelten Deformationen erlaubt keine hochgenaue Positionierung. Die Positionsgeber können diese Verformungen ungeachtet des Montageortes nicht erfassen und liefern daher falsche Werte. Für viele Anwendungen ist jedoch nicht nur entscheidend, dass das darzustellende Objekt sich auf dem Röntgenbild befindet, sondern auch, dass es in einem vorgegebenen Abstand und aus einer genau definierten Richtung abgebildet wird. Ein Beispiel dafür ist die 3D-Rekonstruktion, da es bei einer Diskrepanz zwischen tatsächlichem und benötigtem Strahlenverlauf zu deutlichen Artefakten kommt, die unter Umständen eine ganze Aufnahmeserie unbrauchbar machen können.

Es gibt verschiedene Möglichkeiten diese Problematik anzugehen. Eine besteht darin, einen Kalibrierkörper in der Nähe des Zielgebietes zu positionieren. Werden zum Beispiel bei der Datenakquisition für die 3D Rekonstruktion mehrere Aufnahme vom gleichen Zielgebiet gemacht, kann die relative Lage der Bilder zueinander bestimmt werden. Somit können Fehler gut korrigiert werden. Das Problem dabei ist der Kalibrierkörper selbst, der nah am Zielgebiet platziert werden muss, um auf allen Aufnahmen abgebildet zu werden. Dadurch kann es passieren, dass entscheidende Gebiete der Röntgenbilder verdeckt werden. Darüber hinaus kann die Blickrichtung selbst nicht korrigiert werden.

Ist eine exakte Blickrichtung notwendig, so kann dieses nur durch genaue mechanische Positionierung erreicht werden. Die Deformation für eine vorgegebene Stellung muss daher bereits vor dem Anfahren dieser Stellung bekannt sein. Die Gelenkparameter für dieses Ziel sind daraufhin so zu korrigieren, dass die Verformung damit kompensiert wird. Dieser Ansatz soll im Folgenden betrachtet werden.

Eine Möglichkeit zur Bestimmung von mechnischen Verformungen ist die Berechnung über finite Elemente [Ast92]. Diese Methode findet in vielen Bereichen des Konstruktions- und Bauwesens Verwendung. Sie wird unter anderem dazu verwendet, um Verformungen von tragenden Konstruktionen, Fahrzeugen, aber auch Robotern zu simulieren. Dabei werden die Segmente des zu analysierenden Objektes in eine endlich große Zahl von kleinsten Bestandteilen zerlegt, deren Eigenschaften (z. B. Elastizität, Dehnungskoeffizienten und Temperaturabhängigkeit) bekannt sind und sich einfach simulieren lassen. Die Gesamteigenschaft eines ganzen Segments wird nun als Funktion dieser Bestandteile und deren Interaktion modelliert. Für diese Methode ist ein sehr genaues Modell des Geräts notwendig, das die Materialeigenschaften aller Einzelteile berücksichtigt. Das Erstellen des Ausgangsmodelles ist dementsprechend kompliziert und zeitaufwändig.

In diesem Kapitel wird ein Ansatz vorgestellt, bei dem die Deformation des C-Bogens an diskreten Punkten durch Messungen ermittelt wird. Anhand dieser Daten wird eine Funktion erstellt, mit der sich für jede beliebige Gelenkstellung eine deformationsbereinigte Stellung berechnen lässt. Ähnlich wie in Abschnitt 6.3 wird im weiteren Verlauf nur auf eine Korrektur der Lage des Bildverstärkers geachtet. Der Grund dafür ist, dass Bildverstärker und Strahlenquelle starr über das C-Profil verbunden sind. Eine mechanische Verwindung dieses Profils tritt zwar auf, wie die Genauigkeitsmessungen gezeigt haben, sie können jedoch aktuell nicht korrigiert werden. In Abschnitt 7.5 wird ein Lösungsansatz vorgestellt, mit dem der Verformungsfehler zwischen Bildverstärker und Strahlenquelle behoben werden kann.

7.1 Kompensation anhand der Gelenkparameter

Die Problemstellung des Entwurfes umfasst die Frage, auf welche Art die Deformation korrigiert werden soll. Es werden zwei Möglichkeiten einer derartigen Korrektur vorgestellt. Die eine modifiziert die vorgegebenen Stellungsparameter so, dass die gewünschte Stellung auch wirklich erreicht wird. Die andere korrigiert im Nachhinein die aus den Geberwerten bestimmten Parameter einer bereits angefahrenen Position.

Bei der Wahl des Algorithmus standen zwei grundlegende Ansätze zur Wahl. Der eine bestand in der Speicherung der Trainingsdaten, d.h. Gelenkparameter und gemessene tatsächliche Stellung in einer Datenstruktur. Stellungsbeschreibungen dafür können sowohl die Gelenkparameter für beide Stellungen als auch Lage und Orientierung des BV-Koordinatensystems sein. Die entscheidende Frage ist, wie man für eine beliebige anzufahrende Position später aus der Datenstruktur die Korrekturwerte ermittelt. Eine feine Diskretisierung des Arbeitsraums in 2 mm Schritten für Translationsgelenke und 1°-Intervalle für die Rotationsgelenke würde durch die Suche nach dem nächsten Nachbarn zur gesuchten Stellung ausreichend gute Ergebnisse liefern. Der Aufwand für die volle Messreihe liegt dadurch jedoch bei

$$200 * 20 * 75 * 180 * 90 = 4.860.000.000$$

Messpunkten. Die Speicherung dieser Datenmengen und die Datenakquisition stellen damit ein unüberwindbares Hindernis dar. Alternativ können weniger Messwerte aufgenommen werden, zwischen denen interpoliert wird. Die Gewichtung der Nachbarn zueinander gestaltet sich schwierig, da sowohl die Auswirkung eines Gelenks auf die Endposition berücksichtigt, als auch ein Zusammenhang zwischen Grad und Millimeter gefunden werden muss. In Stellungsparametern ergeben sich durch die Mittelung der Rotationen und der Zusammenführung mit den kartesischen Koordinaten ähnliche Probleme. Die Gewichtung kann nur dann zuverlässig gelöst werden, wenn ein Modell der Verformung gegeben ist, aufgrund dessen die Gewichte angepasst werden.

Der zweite und letztendlich verwendete Ansatz ergibt sich aus der vorausgegangenen Messung der Deformation. Die Messpunkte für jedes einzelne Gelenk konnten durch Polynome vierten Grades in Funktionen überführt werden. Die Auswertung der Einzel- und kombinierten Messungen zeigt, dass sich die Stellungen aller Gelenke auf die Verformung eines Segments auswirken. Daher müssen bei der Kompensation eines Gelenkparameters die Einflüsse der kompletten Stellung einbezogen werden. Die Verläufe der kombinierten Messungen legen die Vermutung nahe, dass sich die Deformationseffekte additiv überlagern. Diese Eigenschaften machen wir uns zunutze, indem wir den Einfluss eines jeden Gelenkes auf die Deformation eines Gelenks als Superposition von Polynomen modellieren [Fel07]. Die genaue Vorgehensweise wird im folgenden Abschnitt erläutert.

7.1.1 Prädiktive Korrektur der Sollposition

Soll eine Stellung exakt angefahren werden, so reicht es nicht aus, die Werte von Lage und Orientierung zu korrigieren. In diesem Fall ist eine Kompensation nur mechanisch erreichbar. Dazu muss die mechanische Verformung für die angestrebte Lage bekannt sein. Die über die Rückwärtsrechnung ermittelten Gelenkstellungen d_1, Θ_2, d_3, Θ_4 und Θ_5 werden je mit einem Korrekturfaktor K_i beaufschlagt, sodass die resultierende Lage und Orientierung des Bildverstärkers der vorgegebenen entspricht.

$$^0\boldsymbol{M}_{BV_soll} = ^0\boldsymbol{M}_{BV}\,(d_1 + K_1, \Theta_2 + K_2, d_3 + K_3, \Theta_4 + K_4, \Theta_5 + K_5) \tag{7.1}$$

Es wird also eine Funktion gesucht, die aus einem Vektor von Gelenkparametern $\vec{g}$ für die Zielstellung des idealen C-Bogens einen korrigierten Gelenkparameter-Vektor $\vec{k}$ bestimmt, mit dem der reale C-Bogen die geplante Stellung erreicht. Es handelt sich damit um eine

Abbildungsfunktion im $\boldsymbol{R}_5$

$$\vec{k} := f(\vec{g}) = \begin{pmatrix} f_1(\vec{g}) \\ f_2(\vec{g}) \\ f_3(\vec{g}) \\ f_4(\vec{g}) \\ f_5(\vec{g}) \end{pmatrix} \tag{7.2}$$

Polynom vierten Grades

Da die Deformation abhängig von der Stellung einzelner Gelenke ist, müssen zur Berechnung eines korrigierten Gelenkparameters auch die Stellungen der anderen Gelenke mit einfließen. Bei der Messung der Deformation hat sich gezeigt, dass sich die Deformation bei Bewegung eines Gelenks als Polynom vierten Grades darstellen lässt. Darauf basierend wird nun die Korrekturfunktion für jedes einzelne Gelenk aus einer Superposition von fünf Polynomen vierten Grades realisiert. Dabei wird der Einfluss jedes Gelenks durch ein Polynom repräsentiert.

$$\begin{aligned} f_i(\vec{g}) &= c_1\, g_1^4 + c_2\, g_1^3 + c_3\, g_1^2 + c_4\, g_1 + c_5 \\ &\quad + c_6\, g_2^4 + c_7\, g_2^3 + c_8\, g_2^2 + c_9\, g_2 + c_{10} \\ &\quad + c_{11}\, g_3^4 + c_{12}\, g_3^3 + c_{13}\, g_3^2 + c_{14}\, g_3 + c_{15} \\ &\quad + c_{16}\, g_4^4 + c_{17}\, g_4^3 + c_{18}\, g_4^2 + c_{19}\, g_4 + c_{20} \\ &\quad + c_{21}\, g_5^4 + c_{22}\, g_5^3 + c_{23}\, g_5^2 + c_{24}\, g_5 + c_{25} \end{aligned} \tag{7.3}$$

$$= \sum_{n=1}^{5} \sum_{k=1}^{5} c_{k+5(n-1)}\, v_k^n \tag{7.4}$$

Damit besitzt jede Einzelfunktion $f_i(\vec{g})$ 25 Koeffizienten, dargestellt als Vektor $\vec{c}_i$, und die Gesamtfunktion 125 Koeffizienten. Diese wurden nicht aus den Ausgleichspolynomen der Deformations-Einzelmessungen übernommen, sondern anhand von neuen Messdaten aus kombinierten Bewegungen ermittelt. Die konstanten Glieder dieser Polynome werden aus Implementierungsgründen separat belassen. Sie könnten aber theoretisch auch zu einem Gesamtglied $c_0 = c_5 + c_10 + c_15 + c_20 + c_25$ zusammengefasst werden, sodass die Gesamtzahl der Koeffizienten auf 105 verringert werden könnte.

Aus jeder Messung n werden folgende Werte gespeichert:

- Realer Gelenkvektor $\vec{w}_n$ aus C-Bogen Steuerung
- Ist-Stellung als homogene Transformationsmatrix $\boldsymbol{M}_{n-ist}$, durch optisches Tracking; hieraus wird durch Rückwärtsrechnung der Gelenkvektor $\vec{g}_n$ bestimmt

In der Anwendung enspricht $\vec{g}_n$ der vom Benutzer vorgegebenen Zielstellung für den idealen C-Bogen. Um diese Zielstellung trotz der Deformation zu erreichen, muss die Gelenkstellung $\vec{w}_n$ angefahren werden. Die Koeffizienten der Funktion $f(\vec{g})$ müssen anhand der N Messpunkte so bestimmt werden, dass für einen Eingangsvektor $\vec{g}_n$, der berechnete Ausgangsvektor $\vec{k}_n$ gleich dem gemessenen Gelenkvektor $\vec{w}_n$ ist. Eine ideale Kompensation ist somit gegeben, wenn

$$\sum_{n=1}^{N} \|\vec{w}_n - \vec{k}_n\| = min \tag{7.5}$$

was gleichbedeutend ist mit

$$\sum_{n=1}^{N} \sqrt{\sum_{m=1}^{5} (w_{m_n} - k_{m_n})^2} = min \tag{7.6}$$

Durch das Quadrat unter der Wurzel und die reellen Zahlenwerte sind die Summanden stets positiv. Unter diesen Voraussetzungen kann angenommen werden, dass eine Summe dann minimal ist, wenn jeder ihrer Summanden minimal ist. Daher lässt sich die Gleichung in fünf einzelne Gleichungen o_i aufspalten – eine für jedes Gelenk i – deren Koeffizienten $\vec{c}_i$ denen von $f_i(\vec{g})$ aus Gleichung 7.4 entsprechen. Zur weiteren Vereinfachung kann das Wurzelziehen entfallen, da die Funktion streng monoton ist, d. h. es gilt $\forall x, y : x < y \Leftrightarrow \sqrt{x} < \sqrt{y}$.

$$o_i(\vec{c}_i) = \sum_{n=1}^{N} (w_{i_n} - k_{i_n})^2 \tag{7.7}$$

Mit dem Levenberg-Marquardt-Algorithmus [Lou05] werden für alle Funktionen $o_i(\vec{c}_i)$ mit $i \in \{1, 2, 3, 4, 5\}$ die Koeffizienten $\vec{c}_i$ so bestimmt, dass $o_i(\vec{c}_i)$ minimal wird und somit ideal an die vorgegebenen Messpunkte angepasst ist.

f_i	Gelenk	Potenz 0	1	2	3	4
f_1	1	-0.055190414	0.984729305	0.000165620	-0.000000607	0.000000001
	2	-0.055190414	3.747823143	2.111529376	-4.352974075	4.879892964
	3	-0.055190414	0.004457260	0.000546051	-0.000006392	0.000000024
	4	-0.055190414	0.085177964	0.005024243	-0.000026331	-0.000000113
	5	-0.055190414	0.021068333	0.000053307	0.000001569	-0.000000029
f_2	1	0.001023991	-0.000735508	0.000005808	-0.000000011	0.000000000
	2	0.001023991	0.025564060	0.010673222	0.012904191	0.013619524
	3	0.001023991	-0.000045836	-0.000000983	0.000000017	-0.000000000
	4	0.001023991	0.000523248	-0.000006664	-0.000000087	0.000000001
	5	0.001023991	-0.000052922	0.000000512	0.000000003	-0.000000000
f_3	1	-0.019791919	0.006749606	-0.000128409	0.000000544	-0.000000001
	2	-0.019791919	-0.637192493	-1.346243205	0.340488668	1.360943050
	3	-0.019791919	1.027771040	-0.000482765	0.000004181	-0.000000013
	4	-0.019791919	-0.006945673	0.000229381	0.000004070	-0.000000167
	5	-0.019791919	0.063658516	0.000330275	0.000001224	0.000000010
f_4	1	0.000170789	-0.003782508	0.000065288	-0.000000379	0.000000001
	2	0.000170789	-1.838711140	0.999774370	-0.065231429	3.804897772
	3	0.000170789	-0.004257128	0.000148423	-0.000001652	0.000000006
	4	0.000170789	0.920672157	-0.000171635	0.000031986	-0.000000290
	5	0.000170789	-0.002890387	-0.000109277	-0.000000387	0.000000029
f_5	1	-0.000833365	-0.000543883	0.000002634	-0.000000013	0.000000000
	2	-0.000833365	-0.336733854	-0.079797093	0.179023374	-0.301954146
	3	-0.000833365	-0.000432674	-0.000010320	0.000000158	-0.000000001
	4	-0.000833365	-0.000108014	-0.000118285	0.000000697	0.000000046
	5	-0.000833365	0.998328326	-0.000018668	-0.000001594	-0.000000026

Tabelle 7.1: Koeffizienten Kompensation mit Polynom vierten Grades

Tabelle 7.1 stellt die Koeffizienten für die Kompensationsfunktion dar. Es ist auffällig, dass in allen Funktionen f_i die Koeffizienten für das zweite Gelenk über alle Potenzen hinweg überdurchschnittlich groß sind. Die Ursache liegt darin, dass die Gelenkstellung während der gesamten Messung konstant auf Null war. Die Koeffizienten sind daher für dieses Gelenk frei wählbar.

Das Gelenk, dessen Kompensationsbewegung berechnet werden soll, besitzt in den ersten beiden Potenzen den stärksten Einfluss. Darüber hinaus wirkt sich Gelenk vier deutlich, über alle Potenzen hinweg, auf alle Gelenke aus. Gleiches gilt, wenn auch schwächer, für die Gelenke drei und fünf. Die hohe Genauigkeit von neun Nachkommastellen in der Tabelle wurde deshalb beibehalten, da sich für große Winkel die Potenzen dritten und vierten Grades selbst bei kleine Koeffizienten noch deutlich auswirken.

Quadratisches gemischtes Polynom

Ein anderer Ansatz entsteht durch Diskussionen am Institut und basiert auf der Annahme, dass sich die Deformationen gegenseitig beeinflussen und dadurch eine Abhängigkeit besteht. Diese müsste bei der Modellierung berücksichtigt werden. In Anlehnung an den oben verwendeten Algorithmus geschieht das durch ein quadratisches Polynom mit gemischten

Gliedern. Die entsprechende Funktion sieht folgendermaßen aus:

$$\begin{aligned} f_i(\vec{g}) &= c_0 + \\ &+c_1 g_1 + c_2 g_2 + c_3 g_3 + c_4 g_4 + c_5 g_5 + \\ &+c_{11} g_1^2 + c_{12} g_1 g_2 + c_{13} g_1 g_3 + ... + c_{55} g_5^2 \end{aligned} \tag{7.8}$$

Damit gibt es $1 + 5 + 15 = 21$ Koeffizienten pro Gelenk, das heißt 105 Koeffizienten für die gesamte Transformation. Die optimale Anpassung der Einzelfunktionen $f_i(\vec{g})$ an die Messpunkte wird hier ebenfalls durch Optimierung der Differenzfunktion mit Hilfe des Levenberg-Marquardt-Algorithmus [Lou05] erreicht.

f_i		$k=1$	2	3	4	5
f_1	c_0	0.000000000				
	c_k	0.984270204	0.665553844	0.004506097	0.03406608	0.023792104
	c_{1k}	0.000075407	-0.001752205	0.000024390	-0.00009479	-0.000001020
	c_{2k}		-4.770612853	0.004492746	-0.36606134	0.006225571
	c_{3k}			0.000104927	0.00004867	0.000012677
	c_{4k}				0.00144922	-0.000150990
	c_{5k}					-0.000093285
f_2	c_0	0.000000000				
	c_k	-0.000261744	-0.028502738	0.000098674	-0.000422339	0.000115597
	c_{1k}	0.000000792	0.000017498	0.000000703	0.000000169	-0.000000286
	c_{2k}		0.024096530	0.000235623	0.000596834	-0.000336187
	c_{3k}			-0.000000749	0.000003394	-0.000000999
	c_{4k}				0.000003973	-0.000004649
	c_{5k}					0.000000142
f_3	c_0	0.000000000				
	c_k	0.001396335	0.557107953	1.013857214	0.014215191	0.062236246
	c_{1k}	-0.000028531	-0.002798210	0.000003266	-0.000044827	0.000015034
	c_{2k}		0.079788942	0.002765085	0.010329964	0.019179470
	c_{3k}			-0.000048607	0.000037165	-0.000002142
	c_{4k}				-0.000096154	0.000301821
	c_{5k}					0.000241325
f_4	c_0	0.000000000				
	c_k	0.000286107	3.190829173	0.002951542	1.041334837	-0.010501375
	c_{1k}	0.000000542	-0.000271364	-0.000004925	-0.000023409	0.000007158
	c_{2k}		0.361195716	-0.001928888	-0.059893781	0.027474888
	c_{3k}			-0.000000913	-0.000095347	0.000008781
	c_{4k}				-0.001224993	-0.000175270
	c_{5k}					-0.000082145
f_5	c_0	0.000000000				
	c_k	0.000045501	-0.326434938	0.000004025	0.000476906	0.997014599
	c_{1k}	-0.000002522	0.000537266	-0.000000137	0.000006592	-0.000000950
	c_{2k}		0.359858687	0.000561223	0.024970500	-0.001853845
	c_{3k}			-0.000004927	0.000011258	-0.000003447
	c_{4k}				0.000181957	-0.000031001
	c_{5k}					-0.000051740

Tabelle 7.2: Koeffizienten für Kompensation mit gemischten Polynomen

Tabelle 7.2 stellt die Koeffizienten des gemischten quadratischen Polynoms dar. Die Koeffizienten c_k für $k \in \{1,3,4,5\}$ der Einzelglieder zeigen deutlich, dass die einzelnen Gelenkstellungen wichtig für die Deformation sind. Allerdings deuten die Koeffizienten der quadratischen Glieder c_{kk} für $k \in \{1,3,4,5\}$ darauf hin, dass ein einzelnes Gelenkes dennoch nicht viel Einfluss besitzt. Dagegen besitzt die Gelenkkombination vier und fünf einen deutlichen Einfluss auf die Kompensationsbewegung aller Gelenke. Auch bei diesem Ansatz sind die Glieder in Kombination mit Gelenk zwei zu vernachlässigen, da Θ_2 stets Null ist.

7.1.2 Korrektur der Ist-Position

Die Positionierung für ein erstes Röntgenbild erfolgt in Standardsituationen manuell oder motorunterstützt und nicht durch Vorgabe einer kartesischen Zielstellung. Soll auf Basis der gewonnenen Aufnahme weiter navigiert werden, so ist die exakte Stellung im Raum entscheidend, d.h. die Einflüsse der mechanischen Verformung auf Position und Orientierung sind zu berücksichtigen. Der durch die Vorwärtsrechnung aus den Gelenkparametern der Geber bestimmten Stellung ${}^0\boldsymbol{M}_{BV}$ muss nun der lageabhängige Deformationsfehler ${}^0\boldsymbol{K}_{BV}(\vec{w})$

derart aufgeschlagen werden, sodass sie mit der tatsächlichen Stellung ${}^0\boldsymbol{M}_{BV_{real}}$ übereinstimmt. Es werden also die berechneten Werte von Lage und Orientierung korrigiert, nicht die mechanische Stellung.

$$ {}^0\boldsymbol{M}_{BV_{real}} = {}^0\boldsymbol{M}_{BV} * {}^0\boldsymbol{K}_{BV}(\vec{w}) \tag{7.9} $$

Soweit die Position und Orientierung einer Aufnahme und die Deformationseigenschaften des Gerätss bekannt sind, kann diese Korrektur auch im Nachhinein auf Aufnahmen angewendet werden z. B. zur Verbesserung der 3D Rekonstruktion. Es bleibt zu beachten, dass nur die Parameter korrigiert werden und nicht die mechanische Stellung selbst. Ein falscher Blickwinkel bleibt somit falsch.

Eine weitere Anwendung hierfür ist beispielsweise die manuelle Positionierung des C-Bogens. Die ideale Lage und Orientierung werden anhand der Gelenkparameter durch die Vorwärtsrechnung bestimmt und mit Hilfe der Deformationskompensation korrigiert. Auf diese Weise erhält man die wahren Parameter einer Aufnahme und kann sie z. B. mit anderen Röntgenbildern vergleichen oder in gleichen Bildebene verfahren.

Abgesehen von einem Tausch der Ist- und Soll-Position, wird für die Optimierung die gleiche Vorgehensweise wie im vorigen Abschnitt verwendet. Somit liefert die Funktion bei der Eingabe der aktuellen Stellung als Gelenkparameter die tatsächliche Stellung eines idealen, verformungsfreien C-Bogens zurück. Wird die Deformation in Form einer Transformationsmatrix zwischen Soll- und Ist-Stellung benötigt, so müssen mit Hilfe der Vorwärtsrechnung die homogenen Beschreibungen beider Stellungen berechnet und daraus die Transformation bestimmt werden.

7.2 Datenakquisition

Eine Messreihe bildet die Grundlage zur Gewinnung der Datenbasis. Dabei werden die Gelenke des C-Bogens kombiniert in einem eingeschränkten Gelenkraum bewegt. Jedes Gelenk i kann dabei n_i Positionen einnehmen. Für j Gelenke ergeben sich damit $N = \prod_{i=1}^{j} n_i$ Messpunkte. Um Störungen durch Schwingungen auszuschließen, wird an jedem Messpunkt gewartet. Inklusive Anfahren der Position dauert eine Messung circa eine halbe Minute. Im vorgegebenen Fall wurden 1346 Messpunkte verwendet und über einen Zeitraum von ca. 20 Stunden aufgenommen. Gelenk zwei wurde nicht mit einbezogen, da bereits festgestellt wurde, dass dieses keine Deformationseffekte verursacht (siehe Kapitel 6.3.3). Die Gesamtzahl der Messungen für $n_2 = 5$ hätte sich auf 6830 (ca. 100 h) erhöht, für $n_2 = 10$ auf 13460 (ca. 200 h). Die erfasste Datenmenge reicht für eine Überprüfung der Funktionsweise und der Qualität des Deformationsalgorithmus aus, vorausgesetzt, die Evaluierung findet im selben Arbeitsraum statt.

7.3 Evaluierung

Im Zuge der Bewertung des Kompensationsalgorithmus wurden zwei Messreihen durchgeführt. Beide beinhalten einfach überprüfbare Bewegungen in kartesischen Koordinaten. Sie sollen zeigen, dass bereits mit den bisher aufgenommenen Deformationsdaten eine wirkungsvolle Kompensation möglich ist und die Positioniergenauigkeit verbessert werden kann. Zu diesem Zweck wird die Kompensationsfunktion zwischen Kinematikmodul und Steuerung integriert (siehe Abb. 7.1). So müssen die vorhandenen Softwaremodule nur minimal modifiziert werden.

7.3.1 Geradentest für Translationsgelenke

Die Gelenke eins und drei werden gleichzeitig in einer linearen Bewegung von der Null- in die Maximalstellung gefahren. Die entstehende Gerade wird in äquidistante Wegstücke eingeteilt. Am Ende jedes Abschnitts wird eine Messung durchgeführt. Die Bewegung wird

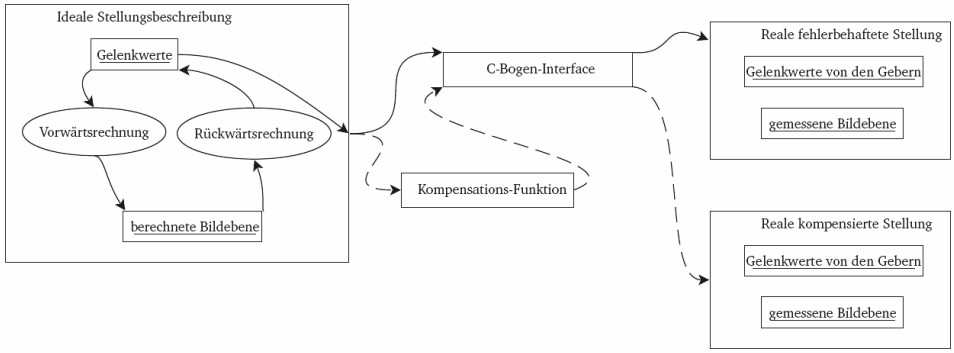


Abbildung 7.1: Integration des Kompensationsmoduls in die vorhandene Software. Es wird bei Bedarf zwischen Kinematik- und Steuermodul geschaltet □

mit und ohne Kompensation durchlaufen. Die Ergebnisse sind in 7.3 grafisch dargestellt. Es ist deutlich erkennbar, dass die Wegpunkte der kompensierten Fahrt annähernd entlang einer Gerade verlaufen, während die der unkompensierten Bewegung deutlich von der Deformation beeinflusst werden.

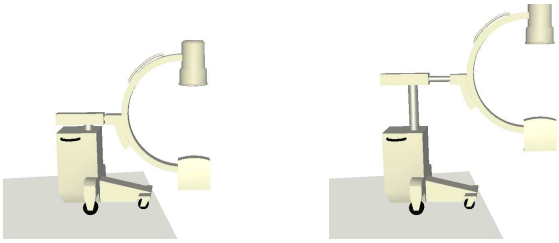


Abbildung 7.2: Start- und Zielstellung für den Geradentest □

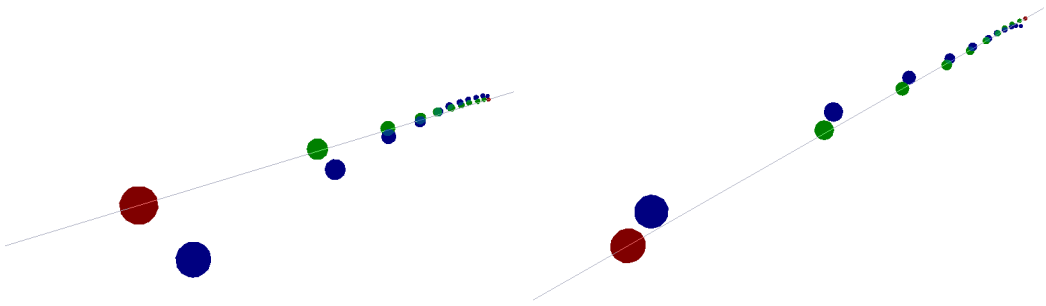


Abbildung 7.3: Gleichzeitige Bewegung der Gelenke eins und drei mit Deformationskompensation (rot u. grün). Im Vergleich dazu die unkompensierte Bewegung (blau).

7.3.2 Geometrietest

Die endgültige Stärke des Kompensationsalgorithmus wurde anhand einer vorgegebenen geometrischen Figur überprüft. Die Eckpunkte wurden dabei anhand von Gelenkparametern definiert und mittels Vorwärtsrechnung in kartesische Koordinaten umgerechnet.

	d_1	Θ_2	d_3	Θ_4	Θ_5	
(	10	0	10	-20	0	)
(	280	0	10	-20	0	)
(	280	0	10	20	0	)
(	10	0	10	20	0	)
(	30	0	140	20	0	)
(	300	0	140	20	0	)
(	300	0	140	-20	0	)
(	30	0	140	-20	0	)

Tabelle 7.3: Die Gelenkstellungen für die Eckpunkte der Geometrie

Die Punkte wurden entsprechend Abbildung 7.4 miteinander verbunden, sodass jeder Punkt nur einmal angefahren wird. Jede Fahrstrecke besteht aus fünf gleichlangen Abschnitten, die abgefahren werden. Nach jeder dieser Teilstrecken wurde eine gemittelte Messung durchgeführt. Die Bewegung entlang der x-Achse wurde nicht mit Gelenk zwei, sondern durch Drehen von Achse vier in Kombination mit einer Translation von Gelenk eins erreicht, da die Kompensation für die gleichzeitige Bewegung mehrerer Achsen getestet werden soll. Die Fahrt startet an der mit einem Punkt markierten Ecke und verlief senkrecht nach oben.

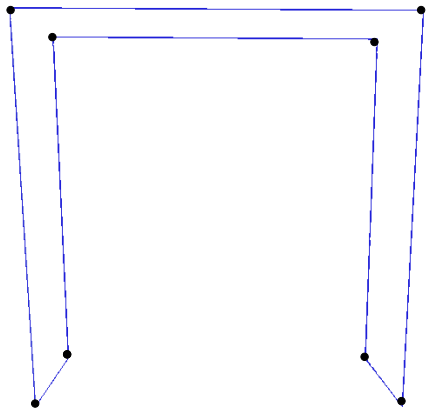


Abbildung 7.4: Die vorgegebene Geometrie □

Das Ergebnis ist in der Bilderserie 7.5 aus verschiedenen Ansichten zu sehen, wobei links jeweils die Kompensation mit dem Polynom vierten Grades und rechts die mit dem gemischten quadratischen Polynom abgebildet ist. Die schwarze Figur entspricht der vorgegebenen Referenz, die roten Linien stellen die unkorrigierte Bewegung und die schwarze die korrigierte Bahn dar. Der Punkt markiert den Startpunkt, von dem aus senkrecht nach oben gestartet wurde.

Der C-Bogen wurde vor dem Start kalibriert, sodass die Messwerte der Polaris-Kamera direkt mit den vorgegebenen Positionen verglichen werden kann. Damit stehen neben der idealen berechneten Geometrie die Messdaten der unkompensierten Bewegung und die beiden kompensierten Bewegungen auf Basis des Polynom vierten Grades und des gemischten Polynoms zur Verfügung.

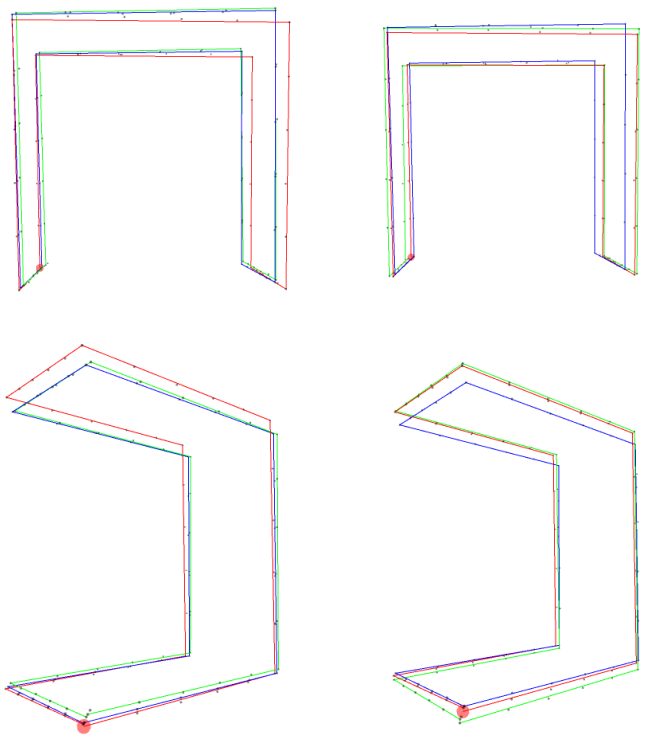


Abbildung 7.5: Die Ergebnisse des Kompensationstests für das Abfahren einer vorgegebenen Geometrie aus zwei unterschiedlichen Blickwinkeln. Links die Kompensation auf Basis des Polynoms 4. Grades, rechts mit gemischtem Polynom. Die schwarzen Linien entsprechen der vorgegebenen Geometrie, die roten der unkompensierten und die grünen der kompensierten Bewegung □

Ausgewertet wurden dabei die absoluten Positionierfehler der Wegpunkte und die Abstände der Wegpunkte zu den jeweiligen Geraden, die durch die Eckpunkte aufgespannt werden. Der Übersichtlichkeit halber werden hier die gemittelten Werte für jede Gerade betrachtet. Die vollständigen Daten sind in Tabelle C.1 und C.2 im Anhang aufgeführt.

Linie #	unkompensiert	Polynom 4.Grades	gemischtes Polynom
1	2.63	4.60	4.37
2	2.84	2.62	2.98
3	12.46	2.67	11.76
4	13.33	3.91	12.72
5	12.31	1.78	6.75
6	6.58	1.83	1.89
7	1.57	3.54	12.01
8	1.83	4.04	2.95

Tabelle 7.4: Die mittlere Abweichung der Wegpunkte der unkompensierten sowie der kompensierten Fahrten von den idealen berechneten Wegpunkten

Tabelle 7.4 zeigt für jede Gerade die mittlere Abweichung der Wegpunkte von der berechneten Position. Dabei wird deutlich, dass durch das Kippen von Gelenk vier für die Seitwärtsbewegung eine große Abweichung entsteht. Der Kompensationsalgorithmus auf Basis der Polynome vierten Grades kann diesen Fehler korrigieren, während der Algorithmus mit

den gemischten Polynomen Ergebnisse liefert, die nah an der unkompensierten Fahrt liegen. Der direkte Vergleich der mittleren Abstände der drei Positionierungsfahrten in Tabelle 7.5 bestätigt dies.

Linie #	unkomp - P 4	unkomp - gemischt	P 4 - gemischt
1	7.05	6.79	15.50
2	6.13	2.87	5.68
3	11.29	2.71	12.98
4	13.23	2.29	14.19
5	11.37	2.78	13.16
6	9.09	4.22	3.90
7	4.64	3.61	8.49
8	5.78	6.46	12.29

Tabelle 7.5: Die mittleren Abstände der Wegpunkte der mit Polynom 4. Grades (P4) und der mit gemischten Polynomen kompensierten Positionierung zu den unkompensierten Wegpunkten sowie die Wegpunkte beider kompensierter Bewegungen zueinander

Betrachtet man die in Tabelle 7.6 dargestellten Abweichungen der Wegpunkte von der Geraden, zeigt sich, dass diese häufig unter einem Millimeter bleiben. Auch hier liefert die Kompensation auf Basis des Polynom vierten Grades das beste Ergebnis.

Linie #	unkompensiert	Polynom 4.Grades	gemischtes Polynom
1	0.96	0.34	1.02
2	1.55	1.54	2.18
3	0.69	0.33	0.60
4	0.57	0.49	0.35
5	0.68	0.43	0.61
6	1.77	1.17	1.38
7	0.74	0.64	0.63
8	0.37	0.53	0.44

Tabelle 7.6: Die mittlere Abweichung der Wegpunkte von den durch die Eckpunkte definierten Geraden für die unkompensierte Fahrt, sowie die mit Polynom 4. Grades und mit gemischten Polynomen kompensierten Bewegungen

Um die Qualität der Daten zu belegen, wird überprüft, inwieweit die gemessenen Daten die Proportionen der vorgegebenen Geometrie einhalten. Dazu wurden sowohl die Kantenlängen als auch die Winkel zwischen den Kanten herangezogen. Daraus geht hervor, wie genau Relativbewegungen zu einer Ausgangsposition ausgeführt werden können.

Die Ergebnisse in Tabelle 7.7 zeigen die Soll-Längen der Kanten, sowie die gemessenen Abstände der Eckpunkte. Es ist zu sehen, dass die Abweichungen bei der mit Polynom vierten Grades kompensierten Fahrt deutlich geringer sind, als bei der unkompensierten Fahrt. Der Ansatz mit den gemischten Polynomen trägt nicht zur Verbesserung der Positionierung bei, sondern verschlechtert das Ergebnis.

Darüber hinaus werden auch die Winkel zwischen den Kanten überprüft. Auch hier können die Ergebnisse der unkompensierten Fahrt von beiden Kompensationsalgorithmen deutlich übertroffen werden. Die Modellierung mit den Polynomen vierten Grades liefert jedoch auch hier bessere Ergebnisse.

Linie #	Soll	unkompensiert	P 4 komp	Misch-P komp
1	270	268.86	268.98	271.30
2	256.52	270.80	252.59	280.63
3	270	268.38	271.03	269.33
4	131.53	131.24	132.55	132.56
5	270	266.03	270.13	269.49
6	256.52	269.83	253.17	275.47
7	270	267.37	269.18	271.38
8	131.53	130.74	131.28	131.50

Tabelle 7.7: Die Kantenlängen in $[mm]$ der unkompensierten und der kompensierten Fahrt im Vergleich zur vorgegebenen Länge

Winkel zwischen Linien	Soll	unkomp	P 4 komp	Misch-P komp
1-2	90	90,78	89,95	89,91
2-3	90	89,07	89,81	89,65
3-4	98,75	98,32	98,67	98,62
4-5	81,25	81.48	81,38	81,23
5-6	90	89,11	90,05	89,33
6-7	90	90,91	89,62	90.51
7-8	81,25	81,73	81,12	80.34
8-1	98,75	98,11	98,69	99.42

Tabelle 7.8: Die Winkel zwischen den Geraden in Grad im Vergleich zur vorgegebenen Geometrie

7.4 Diskussion

Die vorgestellten Ergebnissen zeigen, dass die Auswirkungen der mechanische Deformation durch die Anwendung eines Kompensationsalgorithmus deutlich verringert werden können. Der Ansatz, die Auswirkung der Deformation auf ein Gelenk als Superposition von Deformationsfunktion eines jeden Gelenkes zu betrachten, lieferte dabei die besten Ergebnisse. Die Deformationsfunktionen wurden dabei als Polynome vierten Grades modelliert. Die Vermutung, dass durch eine gemischte Funktion, wie das im zweiten Ansatz verwendete quadratische gemischte Polynom, das Zusammenwirken mehrerer Gelenkparameter bei der Deformation besser wiedergeben könnte, hat sich in der vorliegenden Messung nicht bestätigt.

Im Hinblick auf die mechanischen Rahmenbedingungen dieser Studie ist die gewonnene Genauigkeit ein Beweis für die Funktionalität des Kompensationsalgorithmus. Hinzu kommt, dass für die Berechnung der Deformationsfunktion nur 1346 Werte verwendet wurden.

Weitere Verbesserungen könnten erreicht werden, wenn die Zahl der Messpunkte pro Gelenk erhöht wird, um eine dichtere Abdeckung des Arbeitsraumes zu erhalten. Dabei ist vor allem darauf zu achten, dass alle Messpunkte im Volumen des Messsystems liegen. Für eine Integration in einen handelsüblichen C-Bogen muss eine Möglichkeit gefunden werden, die es erlaubt, Messdaten im kompletten Arbeitsbereich zu liefern. Auch wenn von Gelenk zwei keine Deformation ausgeht, sollte dieses Gelenk in die Vermessung integriert werden, um eine zuverlässige Funktionalität im kompletten Arbeitsraum sicherzustellen. Des Weiteren wirken sich Messungenauigkeiten des Kamerasystems auf die Qualität der Kompensation aus. Für zukünftige Messungen ist daher über ein anderes Messsystem mit höherer Genauigkeit nachzudenken.

Den weitaus größten Einfluss hatte bei der hier vorliegenden Mechanik die Qualität der Antriebseinheiten in Kombination mit der Position der Geber. Aus den Genauigkeitsmessungen geht hervor, dass das Spiel in den Getrieben die Positionierung verschlechtert, von den Gebern jedoch nicht registriert wird. Da die Geberwerte direkt in den Kompensationsalgorithmus einfließen, wirkt sich ein Fehler in der Position auch auf das Kompensationsergebnis

aus. Eine Verbesserung der Mechanik und insbesondere der Antriebseinheiten kann daher die in diesem Kapitel vorgestellten Ergebnisse weiter verbessern. Die hier vorgestellten Algorithmen sollten auf der neuen Basis daher noch einmal validiert werden.

Ein wesentlicher Aspekt ist für mechanische Kompensation zu beachten. Soll im gesamten bisherige Arbeitsbereich eine fehlerfreie Positionierung möglich sein, benötigen alle Gelenke genügend Reserve, um die Ausgleichsbewegungen durchführen zu können. Für die nächste Generation C-Bögen bedeutet dies eine Vergrößerung Arbeitsbereiche der Gelenke. Es ist darauf zu achten, dass diese Reservebereiche nur für die Kompensation verwendet werden und weder bei manuellen noch automatischen Bewegungen mitbenutzt werden können. Kann auf die Korrektur in den Randgebieten des Arbeitsvolumens verzichtet werden, so reicht auch eine Warnung für den Benutzer, falls für eine Zielstellung keine Kompensation möglich ist.

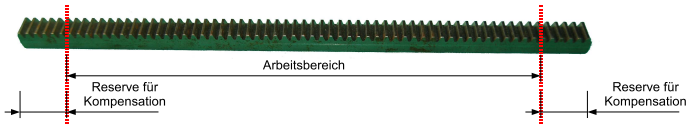


Abbildung 7.6: Der nutzbare Arbeitsbereich eines Gelenkes wird durch die Kompensationsbereiche verkleinert □

Weiterhin ist zu klären, inwiefern die Deformation auf andere Geräte der gleichen Baureihe übertragen werden kann. Gegebenenfalls muss jedes Gerät individuell auf seine Verformung kalibriert werden. Im Idealfall könnte eine Messreihe auf alle Geräte angewandt werden. Um eine realisierbare Durchführung zu gewährleisten, könnte eine Mischung aus beidem sinnvoll sein. Für eine repräsentative Zahl von Geräten werden ausführliche Messreihen durchgeführt und anhand der Ergebnissen eine Muster-Kompensationsfunktion bestimmt. Auf Basis weniger Messpunkte wird diese Funktion auf das individuelle Gerät angepasst.

In weiteren Messreihen ist zudem zu klären, wie sich die Deformation im Laufe der Zeit z. B. durch Materialermüdung verändert und ob sich auch andere Einflüsse wie z. B. starke Temperaturschwankungen auswirken können.

7.5 Projektionsfehler durch XR-BV Deformation

In den bisherigen Betrachtungen wurde davon ausgegangen, dass das C-Profil steif ist und somit die relative Lage von Bildverstärker zu Strahlenquelle (${}^{BV}\boldsymbol{M}_{XR}$) als konstant angenommen werden kann. Die Messungen in 6.3.3 zeigen deutlich, dass auch diese Beziehung stellungsabhängig ist, d. h. je nach Lage des C-Profils im Raum wird aus der idealen senkrechten Projektion eine schräge Abbildung auf der Bildebene. Die Auswirkung wird in Abbildung 7.7 an einem Beispiel verdeutlicht. Eine mechanische Kompensation dieses Fehlers ist nicht möglich. Gerade für die 3D Rekonstruktion ist es jedoch entscheidend, dass sowohl Strahlenverlauf, als auch die Lage der Bildebene zu den Strahlen bekannt ist.

7.5.1 Das Lochkamera-Modell

In der Bildverarbeitung wird zur Modellierung von Kegelprojektion meist das Lochkamera-Modell herangezogen [Jäh05]. Dieses geht davon aus, dass der Brennpunkt der Kamera im Ursprung des Strahlenkegels liegt. Die Strahlen laufen dadurch vom Objekt durch den Brennpunkt zur Bildebene. Zur Vereinfachung wird oft auch die Projektionsfläche auf die gleiche Seite des Brennpunkts wie das abzubildende Objekt gelegt, wobei der Abstand zwischen Fokuspunkt und Bildebene konstant bleibt. Diese zweite Betrachtung bietet sich für den C-Bogen an. Die Bildebene entspricht dabei der Projektionsebene des Bildverstärkers und der Fokuspunkt der Lochkamera dem Ursprung des Röntgenkegels in der Strahlenquelle. Hier liegt auch der Ursprung des Bezugskoordinatensystems, dessen z_0-Achse die optische Achse darstellt.

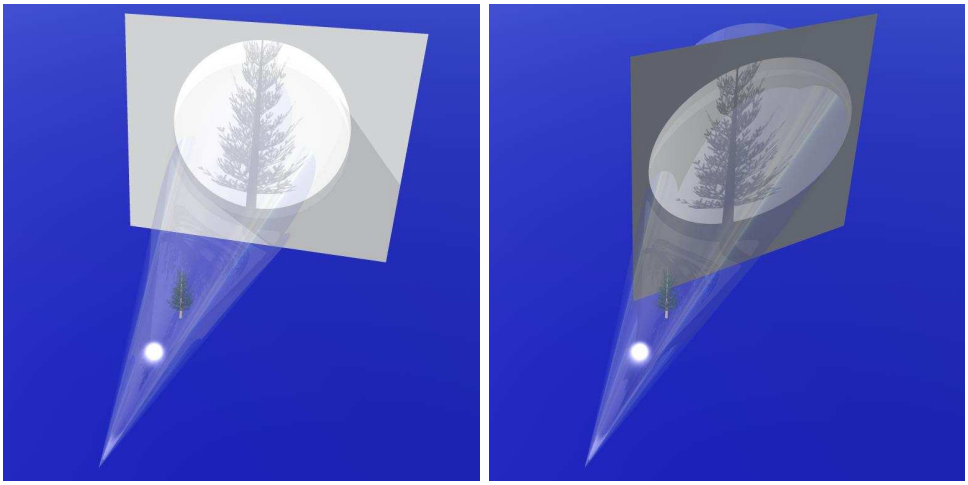


Abbildung 7.7: Ideale senkrechte Projektion (links) und durch Deformation beeinflusste Abbildung (rechts) □

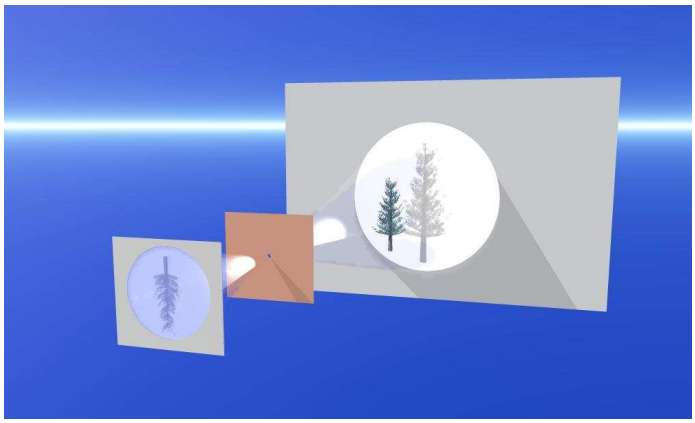


Abbildung 7.8: Die Projektion eines Lochkameramodells in traditioneller Form mit Punktspiegelung der Abbildung am Kameraloch (Bildebene vorne)und vereinfacht (Bildebene hinter Objekt) □

In der Regel steht die optische Achse senkrecht auf der Bildebene. Die Objektpunkte X, Y und Z werden auf die Bildpunkte x, y, z_0 der Bildebene abgebildet, wobei z_0 der konstante Abstand der Projektionsebene vom Brennpunkt ist. In diesem Fall gelten sowohl für das traditionelle als auch für das vereinfachte Modell folgende Projektionsvorschriften:

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ z_0 \\ \lambda \end{pmatrix} = \lambda \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{pmatrix} \text{ mit:} \tag{7.10}$$

$$\lambda = \frac{z_0}{Z} \tag{7.11}$$

Ist die optische Achse nicht senkrecht zur Projektionsebene, kommt es zu Verzerrungen. Für die korrekte Abbildung eines Punktes im Raum muss die Lage der Bildebene in Bezug auf das Kamerakoordinatensystem bekannt sein, zum Beispiel in Form einer homogenen

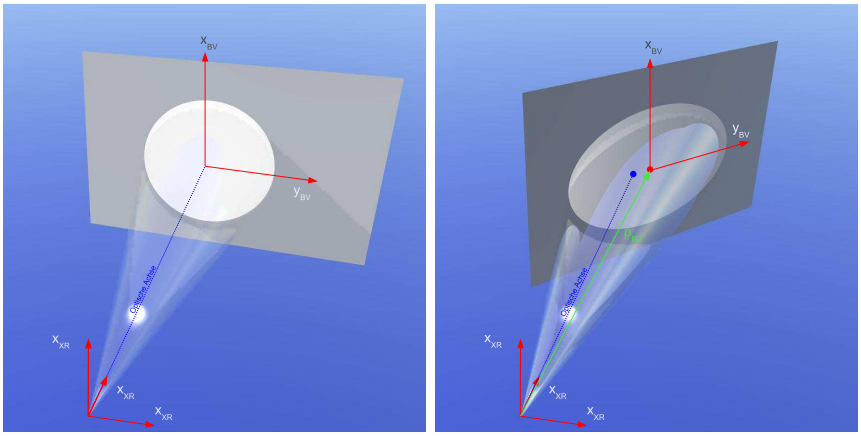


Abbildung 7.9: Senkrechte (links) und schräge Projektion (rechts) □

Transformationsmatrix.

$$ {}^{BV}\boldsymbol{M}_{XR} = \begin{pmatrix} x_x & y_x & z_x & p_x \\ x_y & y_y & z_y & p_y \\ x_z & y_z & z_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \tag{7.12} $$

Auch hier kann jeder Bildpunkt als Schnittpunkt der Bildebene mit der Geraden vom Brennpunkt zum Punkt $P_{(X,Y,Z)^T}$ aufgefasst werden. Die Bildebene wird durch die Vektoren $\vec{x}_{BV}$ und $\vec{y}_{BV}$ aufgespannt und hat ihren Ursprung im Mittelpunkt $\vec{p}_{BV}$ der Bildebene.

$$ \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} + u \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} p_x \\ p_y \\ p_z \end{pmatrix} + s \begin{pmatrix} x_x \\ x_y \\ x_z \end{pmatrix} + t \begin{pmatrix} y_x \\ y_y \\ y_z \end{pmatrix} \tag{7.13} $$

Nach Lösen der Gleichung erhält man einen Skalierungsfaktor u, der abhängig von der Position des abzubildenden Objektpunktes $P_{(X,Y,Z)^T}$ ist.

$$ u = \frac{p_z x_y y_x - p_y x_z y_x - p_z x_x y_y + p_x x_z y_y + p_y x_x y_z - p_x x_y y_z}{X(x_y y_z - x_z y_y) + Y(x_z y_x - x_x y_z) + Z(x_x y_y - x_y y_x)} \tag{7.14} $$

Damit gilt für die Projektion eines Punktes $P_{(XYZ)^T}$ auf $(x, y, z)^T$ die Abbildungsvorschrift:

$$ \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = u \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \end{pmatrix} \tag{7.15} $$

$$ = \frac{p_z x_y y_x - p_y x_z y_x - p_z x_x y_y + p_x x_z y_y + p_y x_x y_z - p_x x_y y_z}{X(x_y y_z - x_z y_y) + Y(x_z y_x - x_x y_z) + Z(x_x y_y - x_y y_x)} \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \end{pmatrix} \tag{7.16} $$

Ist es notwendig, aus dem schräg abgebildeten Bild eine senkrechte Projektion zu erzeugen, so kann man auf das klassische Projektionsmodell der Lochkamera zurückgreifen. Die Pixel des Bildes der schrägen Ebene stellen dabei die Objektpunkte dar, die auf der senkrechten Bildebene abgebildet werden müssen.

7.5.2 Kompensation

Ist die Deformation $\boldsymbol{M}_{Def}$ in Abhängigkeit von der Gelenkstellung d_1, Θ_2, d_3, Θ_4 und Θ_5 bekannt, zum Beispiel aus einer Messreihe ähnlich der in Kapitel 6.3.3, so gibt es die Möglichkeit, den entstehenden Projektionsfehler durch Bildverarbeitungsmethoden zu korrigieren.

Die Verformung kann sich dabei sowohl rotatorisch, als auch translatorisch auf die Bildebene auswirken. Dazu wird ausgehend von der tatsächlichen Lage der Strahlenquelle die korrekte Lage des Strahlkegels ermittelt. Daraus kann der Verlauf der Strahlen von der Quelle zum BV ermittelt werden. Als Grundlage wird das im vorherigen Kapitel vorgestellte Modell der Lochkamera verwendet.

Da die Ausrichtung des Strahlenkegels in Bezug auf die Strahlenquelle immer konstant ist, muss zuerst die tatsächliche Lage des Generators relativ zum Bildverstärker bestimmt werden. ${}^{BV}\boldsymbol{M}_{XR}$ beschreibt die deformationsfreie Lagebeziehung zwischen Bildverstärker und Strahlenquelle und ist durch Konstruktionszeichnungen oder aus Messungen bekannt.

$$ {}^{BV}\boldsymbol{M}_{XR_{Def}} = {}^{BV}\boldsymbol{M}_{XR}\,\boldsymbol{M}_{Def} \tag{7.17} $$

Diese Transformationsmatrix ist die Grundlage für die Projektionsvorschrift (Gleichung 7.16), anhand derer die Strahlenverläufe bestimmt werden können.

Je nach Software und Grafik-Toolkit kann es erforderlich sein, die Bildpunkte auf eine senkrechte Projektion zurückzurechnen, um sie weiter verarbeitet zu können. Dazu muss erst die Lage der virtuellen, senkrechten Bildverstärkerebene zur tatsächlichen, deformationsbehafteten Strahlenquelle bestimmt werden.

$$ {}^{XR}\boldsymbol{M}_{BV_{komp}} = {}^{XR}\boldsymbol{M}_{BV}\,{}^{BV}\boldsymbol{M}_{XR}^{-1} \tag{7.18} $$

Mittels der Abbildungsvorschrift aus Gleichung 7.11 kann die Rücktransformation durchgeführt werden. Dabei entspricht jeder Bildpunkt der schrägen Bildverstärkerebene einem Objektpunkt $P_{(XYZ)^T}$, der auf die virtuelle Ebene projiziert wird.

Abbildung 7.10 fasst die hier vorgestellte Vorgehensweise zur Kompensation zusammen. Links ist die ideale und fehlerfreie senkrechte Projektion dargestellt. In der Mitte ist die angenommene Lage der Strahlenquelle ($\mathrm{XR}_s oll$) und die tatsächliche Lage ($\mathrm{XR}_i st$) zu sehen. Die rechte Abbildung stellt die Lage der virtuellen Bildebene dar, wie sie relativ zur Strahlenquelle im Idealfall, d. h. ohne Deformation, liegen würde.

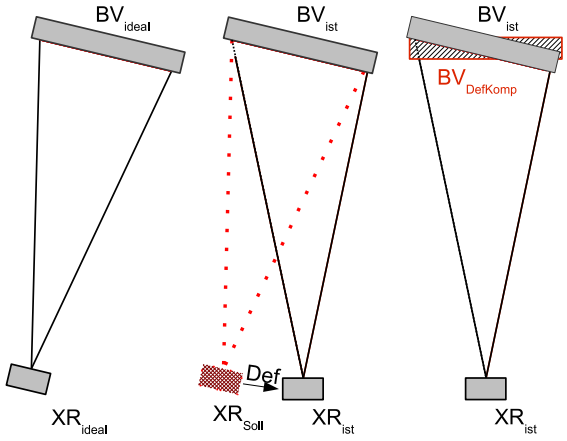


Abbildung 7.10: Ideale Projektion von XR auf BV (links), angenommene und tatsächliche Lage des Bildverstärkers (Mitte) und virtuell korrigierte Lage des BV für die Bildverarbeitung (rechts) □

Kapitel 8

Interaktives robotisches OP-Mikroskop — ein Ausblick

Die Erfahrungen aus dem C-Bogen Projekt sollen auch auf andere medizinische Geräte übertragen werden. In Gesprächen mit Ärzten der Klinik für Neurochirurgie des Universitätsklinikums Schleswig-Holstein, Campus Lübeck, entstand der Wunsch ein OP-Mikroskop während eines chirurgischen Eingriffs steuern zu können. Dabei sind nicht die großen Bewegungen für die Positionierung zu Beginn oder am Ende eines Eingriffs von Bedeutung. Diese würden nach wie vor schneller und zuverlässiger per Hand durchgeführt werden. Vielmehr ist den Bedienern wichtig, kleine Korrekturen des Blickfeldes oder des Betrachtungswinkels vornehmen zu können, ohne dass dazu die Hände aus dem Operationsgebiet entfernt werden müssen [KGBS04]. Abbildung 8.1 verdeutlicht, dass es hierbei besonders störend ist, die Instrumente aus der Hand geben zu müssen. Das Mikroskop wird angefasst, eingestellt, die Instrumente wieder angereicht, und der Chirurg tastet sich am Mikroskop vorbei - ohne Sicht - an das Operationsgebiet heran, um den Eingriff fortsetzen zu können.

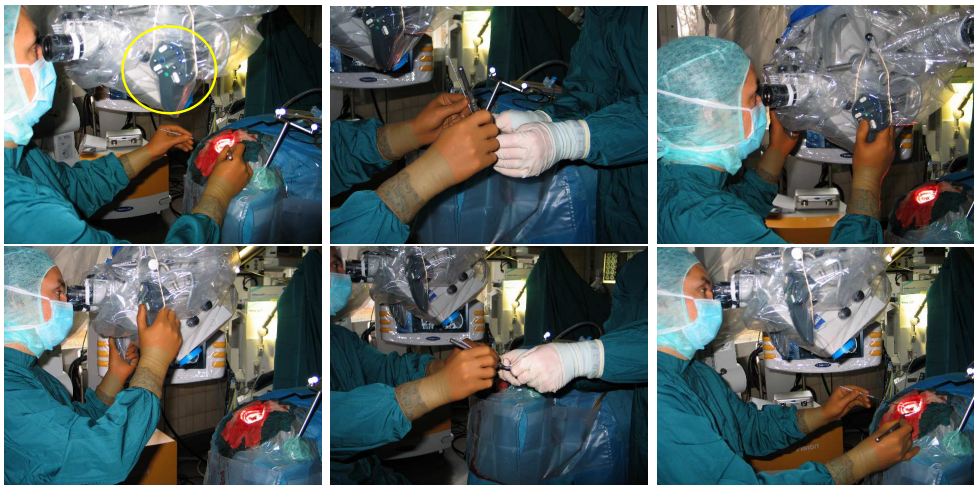


Abbildung 8.1: Schritte während der Einstellung des Operationsmikroskops □

Da kleinere Korrekturen nach Aussage der befragten Ärzte häufig vorgenommen werden müssen, bedeutet das jedes Mal eine Unterbrechung des Arbeitsflusses. Darunter leidet die Konzentration und fördert somit das Fehlerrisiko. Daneben erhöht jeder Instrumentenwechsel und das Anfassen des Mikroskops das Infektionsrisiko. Genau für diese kleinen Bewegungen der Optik ist daher eine freihand Verstellmöglichkeit aus dem OP-Feld heraus wünschenswert.

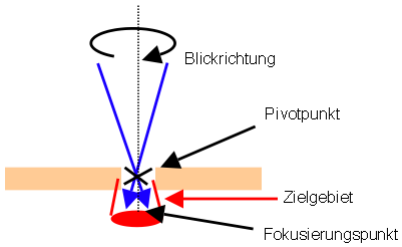


Abbildung 8.2: Pivotbewegung der Blickrichtung um den Pivotpunkt. Dadurch kann auch eine Inspektion der Wundränder in tiefen chirurgischen Wunden durchgeführt werden □

Abbildung 8.3: Versuchsaufbau eines robotischen Mikroskops auf Basis eines KUKA KR3 Industrieroboters □

Auch bei diesem Problem kann das Ziel durch eine Robotisierung des Trägersystems und der Achsen des Mikroskopkopfes erreicht werden. In einem ersten Schritt werden an einem handelsüblichen OP-Mikroskop die vorhandenen Motoren der Achsen fünf und sechs über einen externen Rechner angesteuert (Abb. 8.4). Für kleine Kippwinkel des Mikroskops und eine starke Vergrößerung kommt diese Bewegung einer Translation in der Bildebene gleich. Anhand dieser Funktionalität wurde überprüft, ob diese kleinen Korrekturen für die Erfordernisse ausreichen, oder ob eine vollständige Motorisierung aller Achsen notwendig ist. Die Versuche wurden sowohl von Ärzten der Neurochirurgie als auch vom Hersteller unterstützt und begleitet. Die Tests zeigten deutlich, dass diese Bewegungen bereits einen Teil der gewünschten Korrekturen ermöglicht. Für die Veränderung des Blickwinkels in einer engen Operationsöffnung, wie sie in der Neurochirurgie vorkommen, muss zusätzlich zur Translation auch eine Veränderung des Blickwinkels durch Pivotieren möglich sein (siehe Abbildung 8.2). Dies kann nur durch einen Umbau aller Gelenke erreicht werden.

Ein Funktionsmuster eines voll robotischen Geräts wurde mit einem Mikroskop für die Handchirurgie und einem KUKA KR3 als Trägersystem realisiert und getestet (Abb. 8.3).

Sowohl in der Industrie, als auch bei den kooperierenden Ärzten fand diese Studie soviel Anklang, dass das Projekt am Institut verstärkt verfolgt wird. Der Umbau wird in einer Kooperation zwischen Hersteller und einer Firma für Spezialmaschinenbau durchgeführt. Die Entwicklung der Steuersoftware erfolgt am Institut für Robotik. Die Lösung der direkten und inversen Kinematik wird im folgenden vorgestellt.

8.1 Koordinatensysteme und Transformationen

Analog zu Kapitel 3.1 werden durch Analyse der Mechanik die DH-Parameter ermittelt. Sie bilden die Grundlage für die symbolischen Transformationsmatrizen und die Gesamttransformationsmatrix ${}^0\boldsymbol{M}_7$ vom Basiskoordinatensystem zur Mikroskopoptik. Durch eine weitere Matrix ${}^7\boldsymbol{M}_8$ kann eine Translation um d_8 entlang der optischen Achse des Mikroskops berücksichtigt werden, um z. B. das Mikroskop in einem festen Abstand relativ zu einem Objektpunkt zu positionieren.

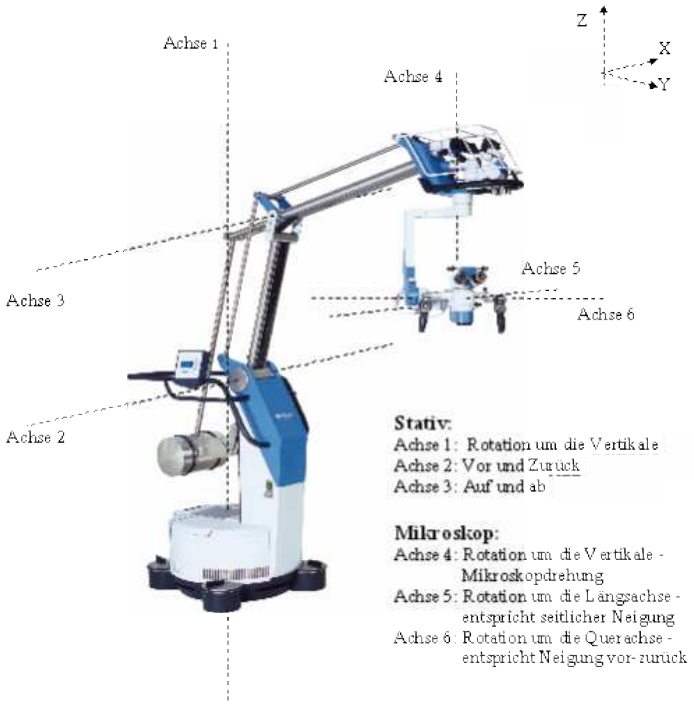


Abbildung 8.4: Aufbau des Mikroskops mit Kennzeichnung der Achsen □

	d_i[mm]	Θ_i[°]	K_i	a_i[mm]	α_i[°]
1	d_1	Θ_1		a_1	-90
2	0	Θ_2		a_2	0
3	0	Θ_3		a_3	0
4	0	$\Theta_4 = -(\Theta_2 + \Theta_3)$		a_4	-90
5	d_5	Θ_5	90	a_5	90
6	d_6	Θ_6	90	a_6	-90
7	d_7	Θ_7	-90	a_7	-90
8	d_8	0		0	0

$$
\begin{aligned}
{}^{i-1}\boldsymbol{A}_i &= \boldsymbol{T}(0,0,d_i)\boldsymbol{R}(z,\Theta_i)\boldsymbol{T}(a_i,0,0)\boldsymbol{R}(x,\alpha_i) \\
&= \begin{pmatrix} \cos(\Theta_i) & -\sin(\Theta_i)\cos(\alpha_i) & \sin(\Theta_i)\sin(\alpha_i) & a_i\cos(\Theta_i) \\ \sin(\Theta_i) & \cos(\Theta_i)\cos(\alpha_i) & \cos(\Theta_i) - \sin(\alpha_i) & a_i\sin(\Theta_i) \\ 0 & \sin(\alpha_i) & \cos(\alpha_i) & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}
\end{aligned}
$$

$$
{}^0A_1 = \begin{pmatrix} \cos(\Theta_1) & 0 & -\sin(\Theta_1) & a_1\cos\Theta_1 \\ \sin(\Theta_i) & 0 & \cos(\Theta_1) & \sin\Theta_1 \\ 0 & -1 & 0 & d_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \tag{8.1}
$$

$$ {}^{1}A_2 = \begin{pmatrix} \cos(\Theta_2) & -\sin(\Theta_2) & 0 & a_2\cos(\Theta_2) \\ \sin(\Theta_2) & \cos(\Theta_2) & 0 & a_2\sin(\Theta_2) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \tag{8.2} $$

$$ {}^{2}A_3 = \begin{pmatrix} \cos(\Theta_3) & -\sin(\Theta_3) & 0 & a_3\cos(\Theta_3) \\ \sin(\Theta_3) & \cos(\Theta_3) & 0 & a_3\sin(\Theta_3) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \tag{8.3} $$

$$ {}^{3}A_4 = \begin{pmatrix} \cos(\Theta_4) & 0 & -\sin(\Theta_4) & a_4\cos\Theta_4 \\ \sin(\Theta_4) & 0 & \cos(\Theta_4) & a_4\sin\Theta_4 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \tag{8.4} $$

$$ {}^{4}A_5 = \begin{pmatrix} -\sin(\Theta_5) & 0 & \cos(\Theta_5) & -a_5\sin\Theta_5 \\ \cos(\Theta_5) & 0 & \sin(\Theta_5) & a_5\cos\Theta_5 \\ 0 & 1 & 0 & d_5 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \tag{8.5} $$

$$ {}^{5}A_6 = \begin{pmatrix} -\sin(\Theta_6) & 0 & -\cos(\Theta_6) & -a_6\sin\Theta_6 \\ \cos(\Theta_6) & 0 & -\sin(\Theta_6) & a_6\cos\Theta_6 \\ 0 & -1 & 0 & d_6 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \tag{8.6} $$

$$ {}^{6}A_7 = \begin{pmatrix} \sin(\Theta_7) & 0 & -\cos(\Theta_7) & -a_7\sin\Theta_7 \\ -\cos(\Theta_7) & 0 & -\sin(\Theta_7) & a_7\cos\Theta_7 \\ 0 & 1 & 0 & d_7 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \tag{8.7} $$

8.2 Rückwärtsrechnung

Das kinematische Problem des Mikroskops kann für Stativ und Mikroskopkopf getrennt gelöst werden. Um aus der Stellung der Mikroskopoptik die Gelenkparameter zu bestimmen, beginnt man mit einer Betrachtung des Mikroskopkopfes. Die dazugehörige Transformationsmatrix ist in Gleichung 8.8 dargestellt.

$$ {}^{4}\boldsymbol{M}_7 = \begin{pmatrix} C_5C_7+S_5S_6S_7 & S_5C_6 & -S_5S_6C_7+C_5S_7 & d_6C_5+a_7C_5C_7-a_5S_5+d_7C_6S_5+a_6S_5S_6+a_7S_5S_6S_7 \\ S_5C_7-C_5S_6S_7 & -C_5C_6 & C_5S_6C_7+S_5S_7 & a_5C_5-d_7C_5C_6+d_6S_5+a_7C_7S_5-a_6C_5S_6-a_7C_5S_6S_7 \\ C_6S_7 & -S_6 & -C_6C_7 & d_5+a_6C_6-d_7S_6+a_7C_6S_7 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \tag{8.8} $$

Das Stativ dient der Positionierung des Mikroskops und wirkt sich darum nur auf die letzte Spalte der homogenen Transformationsmatrix aus. Die Parallelogrammkonstruktion hält die Halterung für den Mikroskopkopf parallel zur Bodenebene, sodass $\Theta_4 = -(\Theta_2+\Theta_3)$ gilt. Die Orientierung des Mikroskops wird hauptsächlich durch die letzten drei Gelenke eingestellt, sodass der Orientierungsteil der Gesamttransformation ${}^{0}\boldsymbol{M}_7$ im Wesentlichen dem der Matrix ${}^{4}\boldsymbol{M}_7$ entspricht. Es ist dabei lediglich zu beachten, dass die Achsen eins und fünf zusammen die Rotation um die z-Achse erzeugen. Durch die Position ist Θ_1 bereits festgelegt, folglich muss Θ_5 diese Drehung kompensieren.

$$ \begin{aligned} \Theta_{15} &= \Theta_1 + \Theta_5 \text{ bzw.} \\ \Theta_5 &= \Theta_{15} - \Theta_1 \end{aligned} \tag{8.9} $$

Der Rotationsteil von ${}^0\boldsymbol{M}_7$ ergibt sich damit zu:

$$ {}^0\boldsymbol{R}_7 = \begin{pmatrix} C_{15}C_7+S_{15}S_6S_7 & S_{15}C_6 & -S_{15}S_6C_7+C_{15}S_7 \\ S_{15}C_7-C_{15}S_6S_7 & -C_{15}C_6 & C_{15}S_6C_7+S_{15}S_7 \\ C_6S_7 & -S_6 & -C_6C_7 \end{pmatrix} \tag{8.10} $$

Durch Gleichsetzen von ${}^4\boldsymbol{M}_7$ mit der numerisch gegebenen Zielmatrix ${}^0\boldsymbol{A}_7$ werden die Gelenkparameter analog zur Vorgehensweise beim klassischen Industrieroboter extrahiert. Die gewonnenen Winkel Θ_{15}, Θ_6 und Θ_7 werden in ${}^4\boldsymbol{M}_7$ eingesetzt und ergeben so die numerische Transformationsmatrix ${}^4\boldsymbol{A}_7$. Die verbleibende Matrix ${}^0\boldsymbol{A}_4$ wird wie folgt bestimmt.

$$ {}^0\boldsymbol{A}_4 = 0\boldsymbol{A}_7 \, {}^4\boldsymbol{A}_7^{-1} \tag{8.11} $$

Ähnlich wie für den klassischen Sechsgelenk-Industrieroboter können die restlichen Winkel nun mittels spezieller Rückwärtsrechnung bestimmt werden [SB96]. Durch Projektion der Position des Koordinatensystems vier (vierte Spalte in ${}^0\boldsymbol{A}_4$) in die x_0y_0-Ebene wird Θ_1 berechnet. $Theta_2$ und $Theta_3$ werden über den Kosinussatz aus den Armlängen und dem horizontalen Abstand d_{xy} von Gelenk zwei und vier ermittelt. Dabei ist d_{xy} der Abstand des Koordinatensystems vier zur z_0-Achse abzüglich der Versätze a_2 und a_4. Abschließend sind noch die Gelenkwinkel Θ_5 aus Θ_{15} und Θ_1, sowie Θ_4 aus Θ_2 und Θ_3 zu bestimmen.

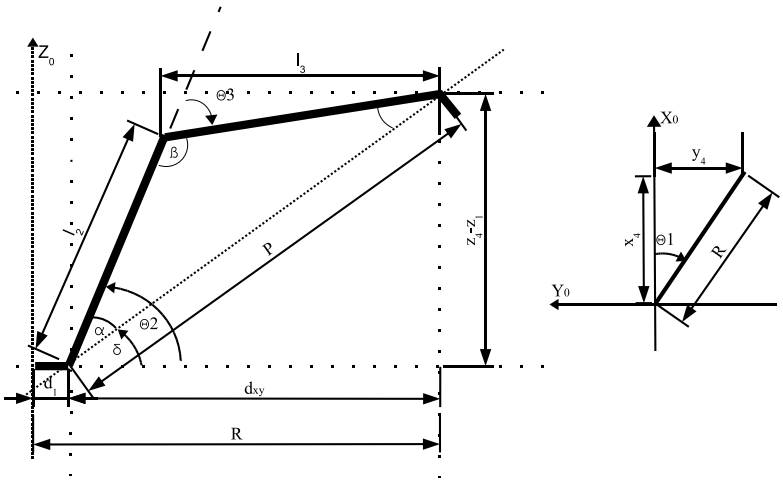


Abbildung 8.5: Geometrischer Ansatz zur Berechnung der ersten drei Gelenkwinkel eines Mikroskopstativs □

Kapitel 9

Diskussion und Ausblick

9.1 Ergebnisse

Ziel dieser Arbeit war es, einen Röntgen C-Bogen zu robotisieren. Dazu wurde ein Standard Gerät mit zusätzlichen Antrieben und Positionsgebern für alle Achsen ausgestattet. Die benötigten Kräfte und Momente wurden durch Messungen ermittelt. Für die Geschwindigkeitsdimensionierung wurde in Gesprächen und Experimenten die Erfahrung des Bedienpersonals herangezogen.

Die Mechanik wurde untersucht und die Parameter für die Kinematik nach Denavit-Hartenberg bestimmt. Darauf basierend wurden die Einzel- und Gesamttransformationsmatrizen für die Vorwärtsrechnung aufgestellt. Die inverse Kinematik wurde sowohl auf rein geometrischer Basis (siehe Kapitel 3.3), als auch algebraisch [MBBS06] gelöst.

Über Motorkontroller und einen Steuerrechner können die Gelenke nun gezielt bewegt werden. Es ist sowohl eine direkte Vorgabe von Gelenkparametern, als auch die Festlegung von Zielpunkt und Strahlrichtung möglich. In Messreihen wurden die absolute Positioniergenauigkeit und die Wiederholgenauigkeit ermittelt. Anhand der Daten konnten Probleme in den Antriebseinheiten und der Mechanik des Basisgeräts aufgedeckt und Lösungsansätze zur Verbesserung aufgezeigt werden. Dabei wirkte sich besonders die motorseitige Montage der Positionsgeber negativ auf die Genauigkeit aus, die weder eine Erkennung und Kompensation von Spiel und Elastizitäten in den Antriebseinheiten noch von Torsionen in den Antriebswellen zulässt.

Einflüsse der Massen im Positionierungsprozess durch Verformung der tragenden Strukturen wurden durch Messungen analysiert und ausgewertet. In einer weiteren umfangreichen Messreihe wurden Daten über die Deformation in Abhängigkeit der Gelenkparameter gesammelt. Auf dieser Basis konnte eine Methode zur Kompensation der Deformation entwickelt werden, die auf einer Abbildungsfunktion des fünfdimensionalen idealen Gelenkraums auf einen fünfdimensionalen, deformationsbereinigten Gelenkraum beruht. Die Evaluierung zeigt, dass diese erheblich zur Verminderung der Positionierfehler beiträgt.

In Bezug auf die Bedienung des C-Bogens konnte eine deutliche Verbesserung erzielt werden. Die Achsen vier und fünf können neben rein manueller Handhabung jetzt auch motorunterstützt bewegt werden. Daneben lassen sich alle Gelenke über Taster kontrollieren. Die Steuersoftware erlaubt dem Bediener nun, die bildgebende Einheit kartesisch in C-Bogen- oder Patienten-Koordinaten zu bewegen, ohne die einzelnen Gelenkparameter berücksichtigen zu müssen.

Die Bilder des C-Bogens stehen über eine Framegrabber-Karte auch dem Steuerrechner zur Verfügung, sodass darauf basierend eine Steuerung des C-Bogens anhand eines oder mehrerer Röntgenbilder möglich ist. Das erlaubt dem Benutzer auf einfache Weise Punkte zu markieren und Richtungen einzugeben. Je nach Kontext können diese als neuer Zielpunkt, als Bewegungsrichtung in der Bildebene oder als Landmarke ausgewertet werden. Dadurch werden manuell komplizierte Schritte wie Verfahren in der Bildebene, Definition eines neuen Zentrums und die Aneinanderreihung von Einzelbildern zu Panoramaaufnahmen ohne

langwierige Positionierungen und Bildverarbeitungsalgorithmen ermöglicht. Das Einstellen des exakten Blickwinkels relativ zu einer anatomischen Struktur wird auf Basis von Landmarken in Kombination mit anatomischem Vorwissen realisiert und findet zum Beispiel bei a.-p.-Aufnahmen von Wirbelkörpern Anwendung.

Die Rekonstruktion von 3D-Daten aus Einzelprojektionen eines mobilen C-Bogens findet immer größere Verbreitung. Durch die Robotisierung können die bisherigen Einschränkungen auf einzelne Aufnahmeebenen umgangen werden. Je nach den räumlichen Gegebenheiten im OP kann diese Ebene nun frei im Raum definiert werden. Zwei weitere Ansätze zur Sammlung von Projektionsdaten wurden implementiert, die dazu beitragen können, Artefakte in der Rekonstruktion zu reduzieren, eine Evaluierung steht jedoch noch aus.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass durch diese Arbeit ein vollständig robotisierter C-Bogen entstanden ist, der im weiteren Verlauf des Projekes als Basis und Testumgebung für die Anwendungsentwicklung dienen kann. Eine Reihe erster Applikationen wurde bereits erfolgreich implementiert und getestet, weitere sollen bald folgen.

9.2 Weiterer Projektverlauf

In den nächsten Schritten sollen die Erfahrungen, die mit dieser Funktionsstudie gemacht worden sind, auf einen Prototypen übertragen werden. Die dafür geplante Ansteuerung über CAN-Bus wurde innerhalb dieses Projektes bereits implementiert. Die Steuerung soll darüber hinaus echtzeitfähig werden, um das Abfahren komplexer Bahnen zu erleichtern und auch während der Bewegung Röntgenbilder anfertigen zu können. Darüber hinaus müssen besonders die Antriebseinheiten überarbeitet werden. Die Baugrößen sind so zu verringern, dass die Komponenten innerhalb des Geräts untergebracht werden können. Die Positionierung der Geber ist abtriebsseitig zu wählen, um Ungenauigkeiten im Antrieb aufnehmen und bei der Bewegung berücksichtigen zu können.

Um die Sicherheitsanforderungen zu erfüllen, müssen zumindest die Gelenke vier und fünf im stromlosen Zustand bewegbar sein. Dazu ist die Integration einer geeigneten Kupplungs- und Bremseinheit notwendig. Darüber hinaus muss neben dem Steuerrechner noch eine weiterere Kontrolleinheit vorhanden sein, die die Buskommunikation abhört und im Falle einer Abweichung von der geplanten Aktion, in einen sicheren Modus schaltet. Diese Aktionen umfassen neben den Gelenkbewegungen auch das Auslösen der Röntgenstrahlung.

Die Nutzung des Geräts in der 3D Bildgebung wird in einer anderen Arbeit untersucht und weiterentwickelt. In diesem Zusammenhang werden auch die erweiterten Modi zur Sammlung von Projektionsdaten auf ihre Auswirkung auf die Rekonstruktion überprüft.

Ein weiteres Teilprojekt beschäftigt sich mit der Arbeitsraumüberwachung und Unterstützung in der Positionierung des C-Bogens, sowie der kollisionsfreien Bahnplanung für komplexe Aufnahmereihen. Diese sollen ermöglichen, dass Bahnen zum Beispiel im CT-Modus automatisch kollisionsfrei abgefahren werden können, auch in dem Fall, dass sich die Gegebenheiten im Arbeitsraum zum Beispiel durch eine Bewegung des Patienten verändern sollten. So könnte überprüft werden, ob sich das Zielgebiet selbst bewegt und damit die Aufnahmereihe unbrauchbar wird.

Der industriellen Weiterentwicklung des Geräts liegt die Analyse der Messergebnisse zu Grunde. Bereits während des Projektes wurden Verbesserungen an der Mechanik und den Bedienkonzepten vorgenommen. Weitere sollen in den nächsten Produktzyklen integriert werden.

Wie bereits aus Kapitel 8 am Beispiel des OP-Mikroskops zu erkennen ist, können die Erfahrungen des C-Bogen Projektes auch auf andere Geräte übertragen werden. Konkrete Pläne dafür bestehen bereits und sollen in naher Zukunft umgesetzt werden. Besonders im Hinblick auf die Projekte zur Gestaltung des Operationssaales der Zukunft [SG04] besitzen robotische Assistenzsysteme ein weitreichendes Potential.

Anhang A

Notationen und Abkürzungen

A.1 Notationen

Kürzel	Erklärung
${}^{\boldsymbol{i-1}}\boldsymbol{A_i}$	symbolische Transformationsmatrix von Koordinatensystem S_{i-1} auf S_i
${}^{\boldsymbol{i-1}}_{\boldsymbol{i}}$	numerisch berechnete Transformationsmatrix von Koordinatensystem S_{i-1} auf S_i
O_i	Ursprung des Koordinatensystems S_i
S_i	Koordinatensystem i (Festlegung entsprechend der DH-Regeln)
$m_{i\perp j}$	der Anteil des Richtungsvektors m_i, der senkrecht zu m_j ist
$m_{i\|\|j}$	der Anteil des Richtungsvektors m_i, der parallel zu m_j ist

A.2 Abkürzungen

Kürzel	Erklärung
a.-p.	anterior-posterior
BKS	Bezugskoordinatensystem
BV	Bildverstärker
DH(-Regel)	Denavit-Hartenberg(-Regel)
lat.	lateral
KS	Koordinatensystem
IR	Infrarot
PTP	Point to Point; Bewegung des Roboters wobei alle Gelenke zum gleichen Zeitpunkt mit ihrer Bewegung starten und beenden.
ROI	Region of interest: meist das Zielgebiet
WKS	Welt-Koordinatensystem
XR	X-Ray Source = Strahlenquelle; auch Generator genannt
Zentralstrahl	Mittelsenkrechte des Röntgenkegels auf Bildverstärker

Anhang B

Eigenschaften der Kegelprojektion

Die Erstellung von Aufnahmen mit Hilfe eines Röntgen C-Bogens ist nicht fehlerfrei. Durch die Kegelform der Röntgenstrahlen ergeben sich Projektionsfehler, die umso größer werden, je größer die Tiefe des Zielobjektes ist und je weiter das Zielobjekt am Rand des Kegels platziert wird. Der Effekt nimmt zu, wenn das Objekt vom Bildverstärker weg, in Richtung Strahlenquelle positioniert wird. Der Fehler kann durch Verkleinerung des Kegelausschnittes minimiert werden, was aber eine größere Zahl von Röntgenaufnahmen bedingt.

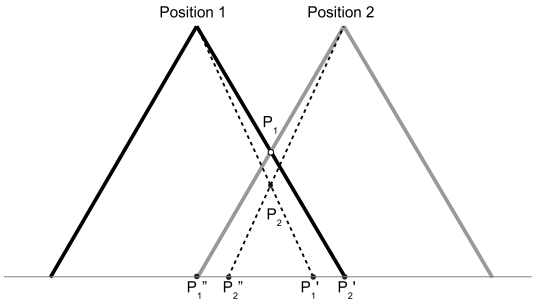


Abbildung B.1: Entstehung von Projektionsfehlern durch Kegelprojektion □

Der Öffnungswinkel des Röntgenkegels beträgt beim Laborgerät 2 $\alpha = 7°$. Der maximale Projektionsfehler e für ein Objekt am äußersten Rand des Kegels, mit der Dicke d und einem mittleren Abstand h zum Generator wird in Abbildung B.1 hergeleitet.

$$
\begin{aligned}
r &= \left(h - \frac{d}{2}\right) \tan(\alpha) \\
R_1 &= h_0 \tan(\alpha) \\
R_2 &= h_0 \tan(\beta) \\
&= h_0 \frac{h - \frac{d}{2}}{h + \frac{d}{2}} \tan(\alpha) \\
e &= R_1 - R_2 \\
&= h_0 \left(1 - \frac{h - \frac{d}{2}}{h + \frac{d}{2}}\right) \tan(\alpha) \\
&= h_0 \ (frac2d2h + d) \tan(\alpha)
\end{aligned}
$$

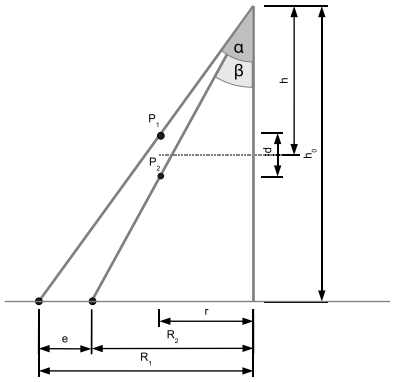


Abbildung B.2: Herleitung des Projektionsfehlers am halben Röntgenkegel □

Die Punkte P_1 und P_2, die in der Höhe $h_0/2$ am Rand des Röntgenkegels im Abstand von $d = 10$ mm übereinander liegen (siehe Abbildung B), werden bei einem Kegel von $2\,\alpha = 7°$ auf einen Abstand von $0,61$ mm nebeneinander projiziert. Bei einem Kegelwinkel von $3°$ sind es noch 0.26 mm. Für $d = 50$ mm sind es nicht unerhebliche $2,98$ mm bzw. $1,28$ mm.

Ein weiteres Problem dieser Art der Projektion ist die Längenbestimmung. Bei der Parallelprojektion stimmen die Maße des realen Objekts mit denen der Abbildung überein, wenn die Objektebene senkrecht zur Strahlrichtung liegt. Bei der Kegelprojektion ist das vom Abstand zur Bildebene und der Lage des Objektes zur Kegelachse abhängig (Abbildung B.3). Eine auf dem Röntgenbild markierte Position kann also nur dann richtig angefahren werden, wenn der Abstand bekannt ist. Bei einigen der im Kapitel 2 aufgeführten Verfahren ist dies nicht der Fall. Aus diesem Grund wird angenommen, dass sich das Objekt ungefähr in der Mitte zwischen Bildverstärker und Strahlenquelle befindet.

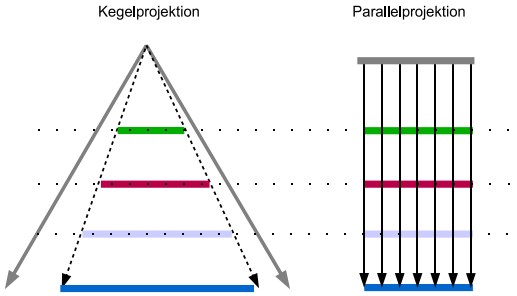


Abbildung B.3: Längenfehler in Abhängigkeit vom Abstand Objekt - BV □

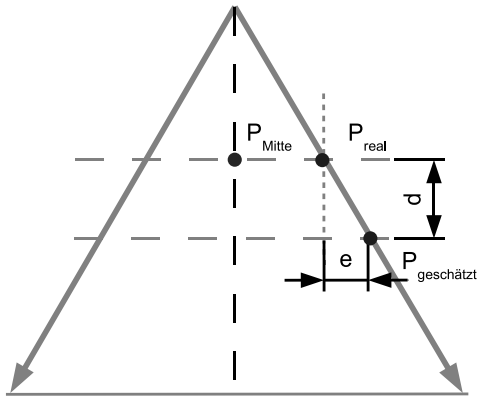


Abbildung B.4: Maximaler Positionsfehler am Rand des Kegels □

Der maximale Fehler kann gemäß der Herleitung (s.o.) mit $e = d\ tan(\alpha)$ berechnet werden (Abbildung B.4). Soll der Mittelpunkt P_{Mitte} in der Bildebene auf Punkt P_{real} am Rand des Kegels verschoben werden, wird mit der oben eingeführten Näherung $P_{geschtzt}$ erreicht. Der maximale Fehler liegt für eine Abweichung von $d = 100$ mm aus der Mittelebene bei $e = 6,12$ mm.

Die Kegelprojektion erlaubt im Gegensatz zur Parallelprojektion auch die Extraktion von 3D Informationen aus den Röntgenbildern durch reines Verfahren in der Bildebene. Die zu bestimmenden Punkte müssen dazu auf mindestens zwei Aufnahmen abgebildet sein. In einigen der in Kapitel 2 aufgeführten Anwendungen kann so der Abstand des Objektes

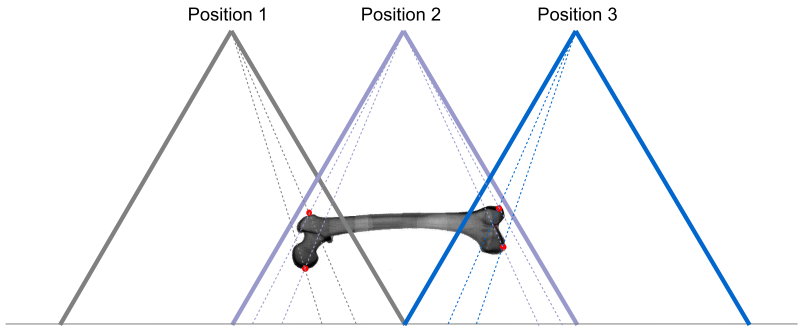


Abbildung B.5: Bestimmung von Raumkoordination durch Translation □

zur Bildebene berechnet und damit der Positionierfehler minimiert werden. Die Genauigkeit dieser Bestimmung eines Punktes durch Triangulation ist abhängig von der Genauigkeit, mit der ein Punkt auf zwei unterschiedlichen Röntgenbildern bestimmt werden kann. Da der Öffnungswinkel des Röntgenkegels klein ist, wirken sich Ungenauigkeiten in der Bestimmung der Landmarken deutlich auf die Tiefe aus (siehe Abbildung B.6).

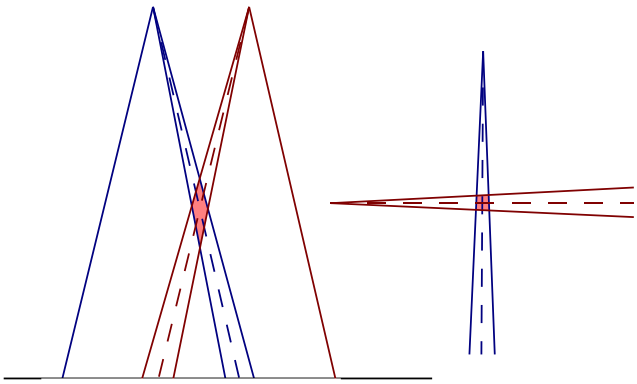


Abbildung B.6: Fehler in der Positionsbestimmung (rote Fläche) durch Verschiebung des Röntgenkegels (links). Zum Vergleich die klassische Kreuzpeilung (rechts) □

Anhang C

Tabelle zur Evaluierung der Deformationskompensation

Tabelle C.1 zeigt den Abstand der einzelnen Wegpunkte zu der vorgegebenen Stellung. Dabei sind sowohl die unkompensierte Bewegung (unkomp.) als auch die kompensierten Bewegungen mit Polynom vierten Grades (P_4) und gemischtem quadratischem Polynom (P_gem). In Tabelle C.2 sind die Abweichungen der Wegpunkte von ihren jeweiligen Geraden dargestellt. Dabei wurden jeweils der erste und der letzte Punkt einer Kante zur Definition der Geraden verwendet.

Distanz Linie-Punkte zur vorgegebenen Position			
Linie	unkomp.	P_4	P_{gem}
1	2.49	5.16	12.39
	3.06	4.77	13.03
	3.64	4.05	13.42
	3.04	4.62	12.55
	2.07	5.17	11.04
	1.50	3.84	9.63
2	2.00	2.38	3.11
	1.65	1.08	1.67
	1.85	2.00	1.99
	1.78	2.24	2.22
	2.80	3.52	2.83
	6.99	4.47	5.84
3	13.56	2.41	14.68
	13.24	3.04	14.64
	12.07	2.74	13.20
	11.32	2.49	12.68
	12.08	2.37	13.39
	12.52	3.00	13.84
4	13.44	3.80	14.54
	13.13	4.25	14.38
	12.88	3.92	14.58
	13.28	3.29	14.60
	13.53	4.78	14.34
	13.73	3.42	14.42
5	12.11	1.77	13.78
	11.52	1.44	13.19
	11.14	1.38	12.60
	12.34	2.61	13.41
	13.35	1.85	14.76
	13.42	1.61	14.85
6	10.95	3.47	4.84
	8.67	2.00	4.08
	6.71	1.17	2.66
	4.21	0.90	1.59
	3.25	1.80	2.06
	5.69	1.66	0.60
7	1.91	3.59	4.09
	1.05	5.00	4.22
	1.13	3.99	5.13
	2.27	2.62	6.40
	1.97	2.72	6.59
	1.12	3.33	5.92
8	2.91	4.11	6.21
	2.54	3.83	7.39
	1.54	4.44	7.56
	1.43	3.98	8.40
	1.26	3.83	9.76
	1.27	4.03	10.46

Tabelle C.1: Abstand zwischen gemessenen und vorgegebenen Wegpunkten für unkompensierte und mit Polynomfunktion 4. Grades (P_4) sowie mit gemischter Polynomfunktion (P_{gem}) kompensierte Bewegung

Distanz Linie-Punkte zur zugehörigen Gerade			
Linie	unkomp.	P_4	P_{gem}
1	0.0	0.0	0.0
	0.98	0.14	1.21
	2.01	0.55	2.17
	1.79	0.29	1.84
	0.97	1.09	0.89
	0.0	0.0	0.0
2	0.0	0.0	0.0
	1.19	2.39	2.57
	1.92	4.39	3.13
	3.04	1.77	3.96
	3.15	0.71	3.44
	0.0	0.0	0.0
3	0.0	0.0	0.0
	0.49	1.14	0.36
	1.23	0.39	1.14
	1.67	0.11	1.48
	0.76	0.36	0.63
	0.0	0.0	0.0
4	0.0	0.0	0.0
	1.21	0.79	0.87
	1.09	0.48	0.40
	0.48	0.33	0.66
	0.64	1.32	0.15
	0.0	0.0	0.0
5	0.0	0.0	0.0
	0.93	0.23	0.82
	1.58	0.24	1.65
	0.93	1.48	1.03
	0.62	0.62	0.13
	0.0	0.0	0.0
6	0.0	0.0	0.0
	1.27	1.35	0.35
	2.12	2.66	0.72
	3.61	2.73	3.79
	3.64	0.26	3.43
	0.0	0.0	0.0
7	0.0	0.0	0.0
	0.48	1.50	0.80
	0.94	0.65	0.64
	1.82	0.90	1.27
	1.20	0.78	1.07
	0.0	0.0	0.0
8	0.0	0.0	0.0
	0.06	1.58	1.14
	0.63	0.39	0.90
	0.70	0.72	0.42
	0.85	0.51	0.17
	0.0	0.0	0.0

Tabelle C.2: Abstand der Wegpunkte zu der durch die jeweiligen Eckpunkte definierten Gerade bei unkompensierter und mit Polynomialfunktion 4. Grades (P_4) sowie gemischter Polynomialfunktion (P_{gem}) kompensierter Bewegung

Anhang D

Technische Informationen

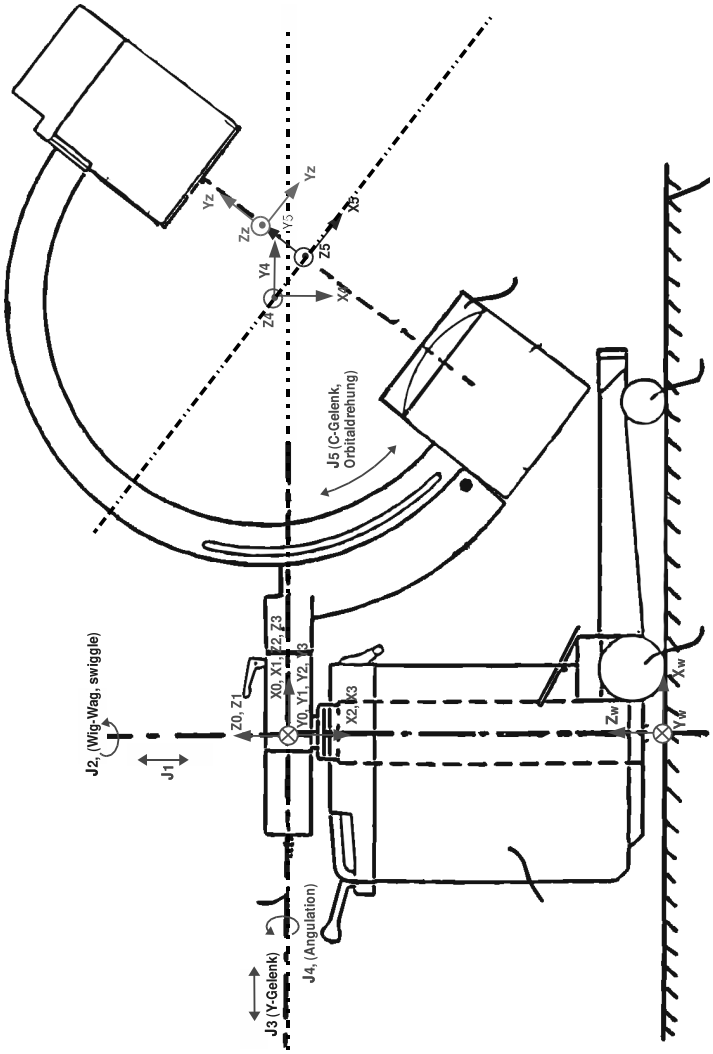


Abbildung D.1: Koordinaten-Systeme des C-Bogens.

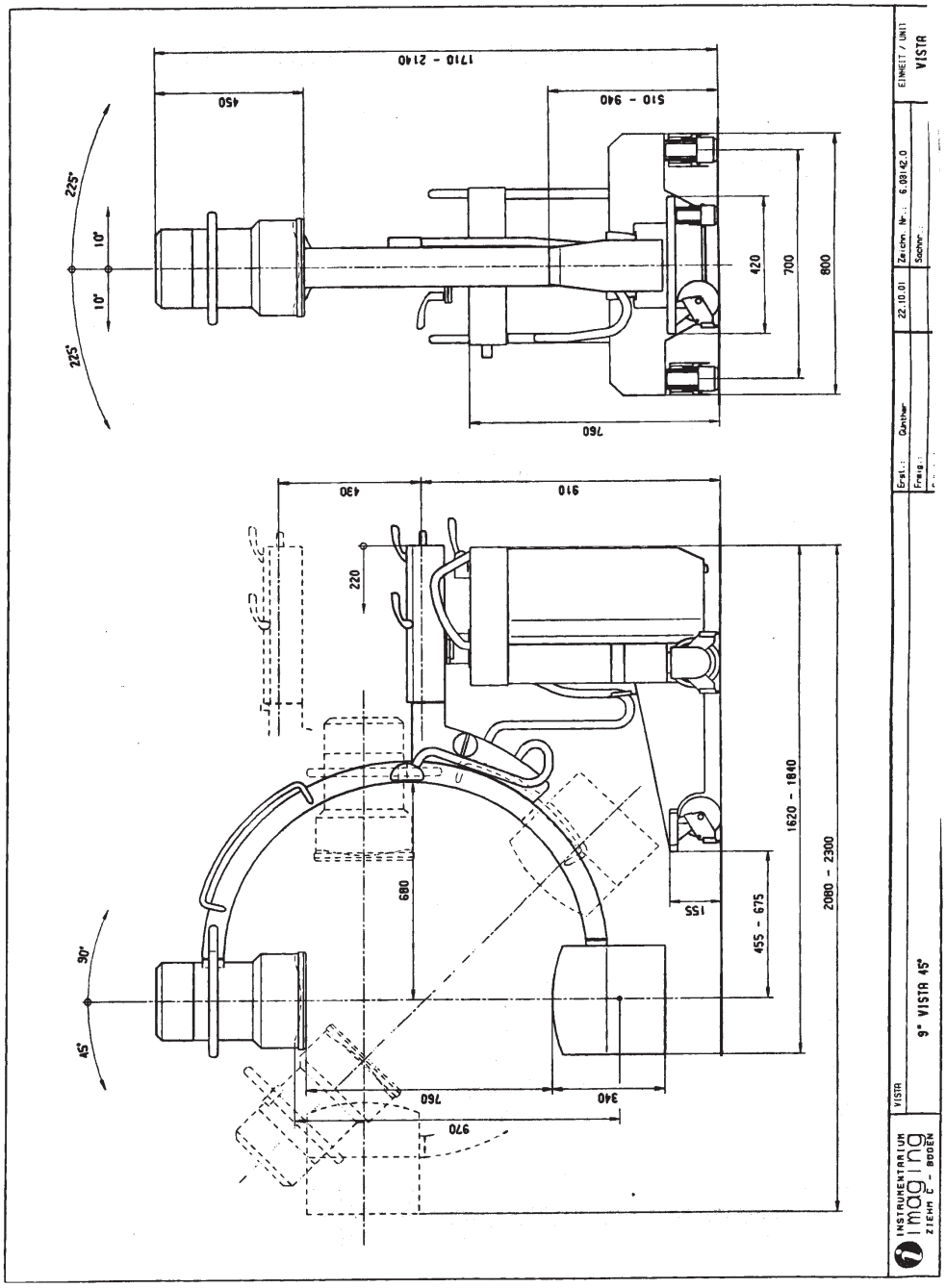


Abbildung D.2: Bemaßungsskizze 1 [Ima06a]

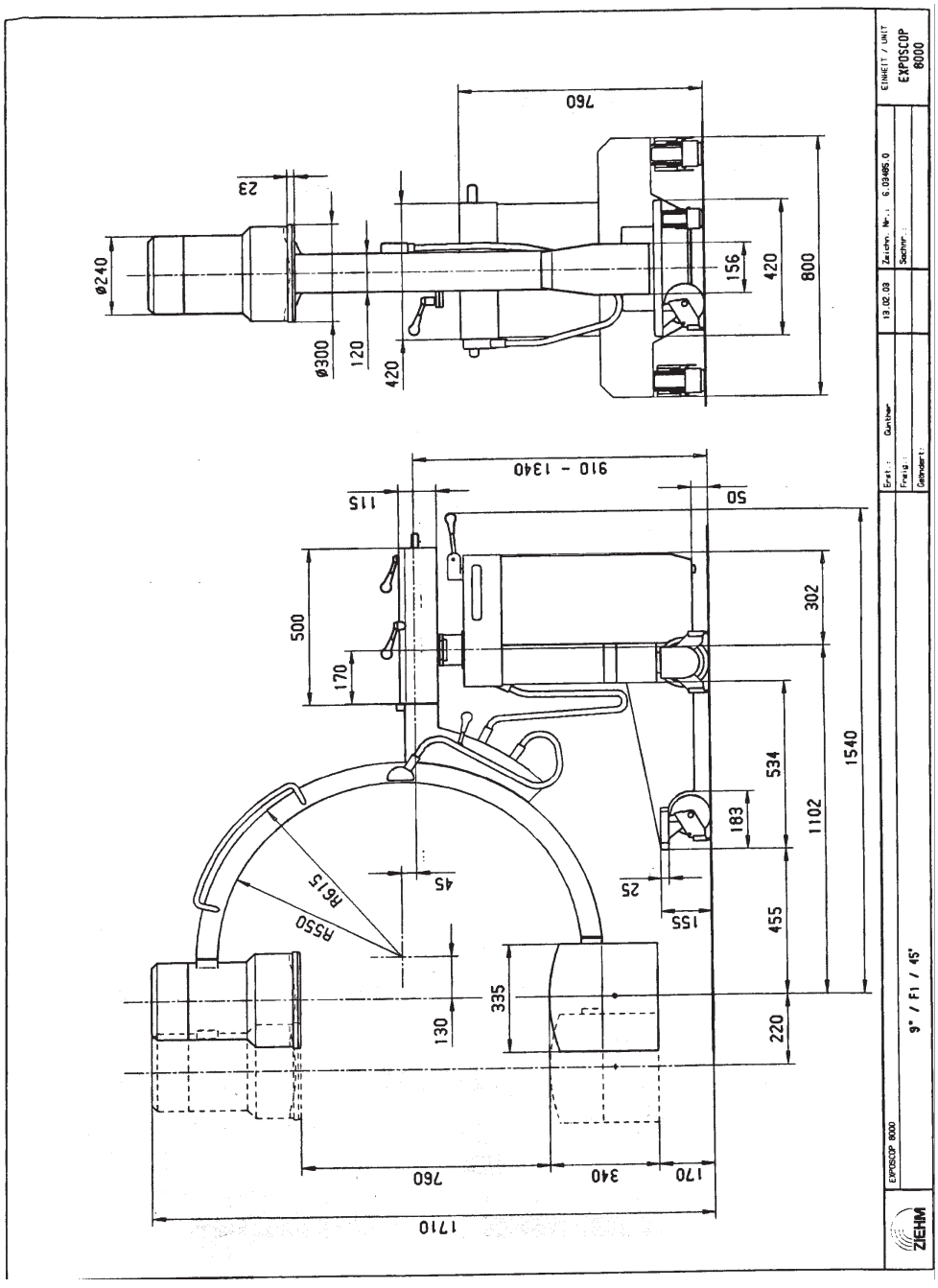


Abbildung D.3: Bemaßungsskizze 2 [Ima06a]

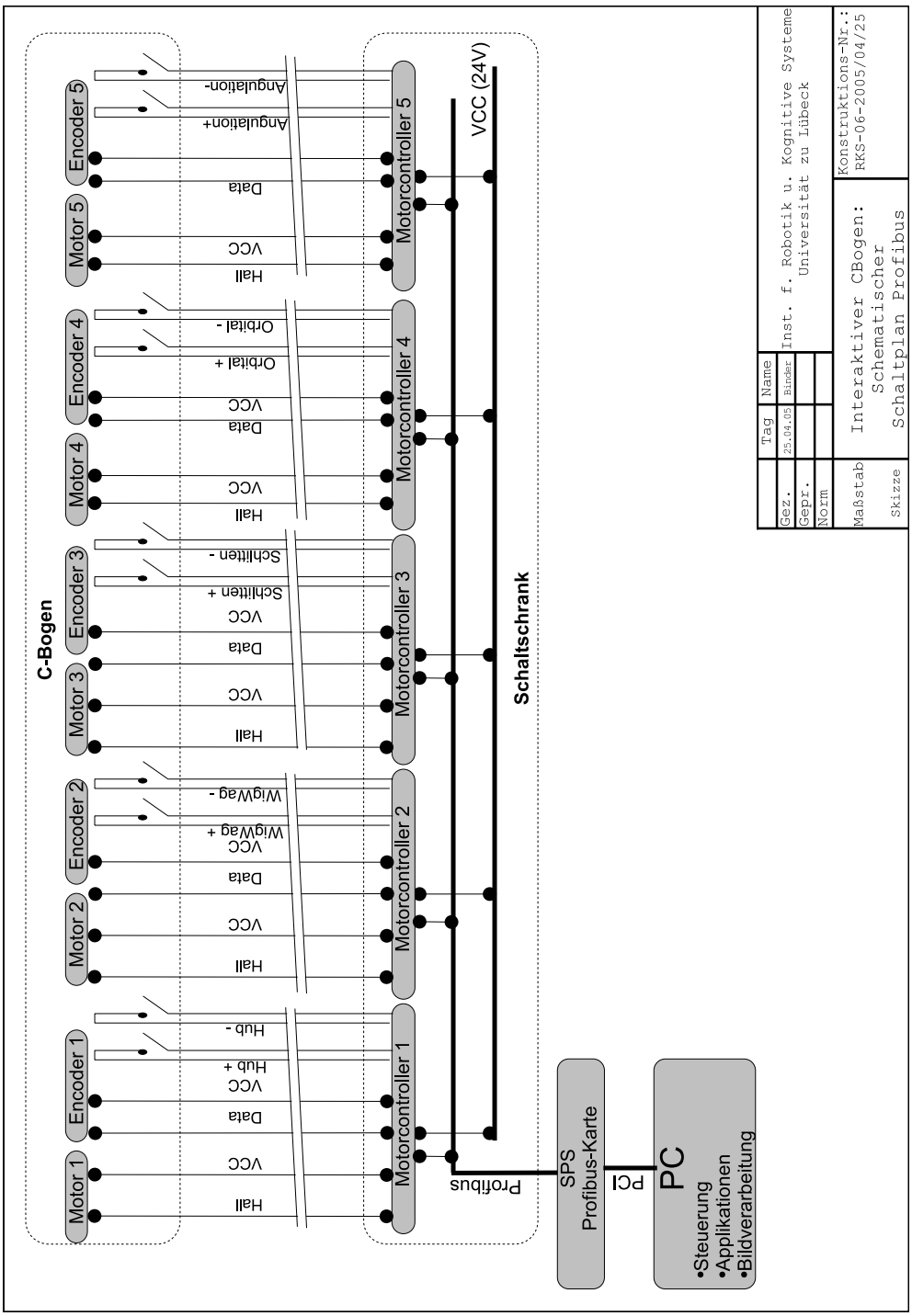


Abbildung D.4: Verdrahtungsplan Profibus (sh. Abschnitt 5.2.5

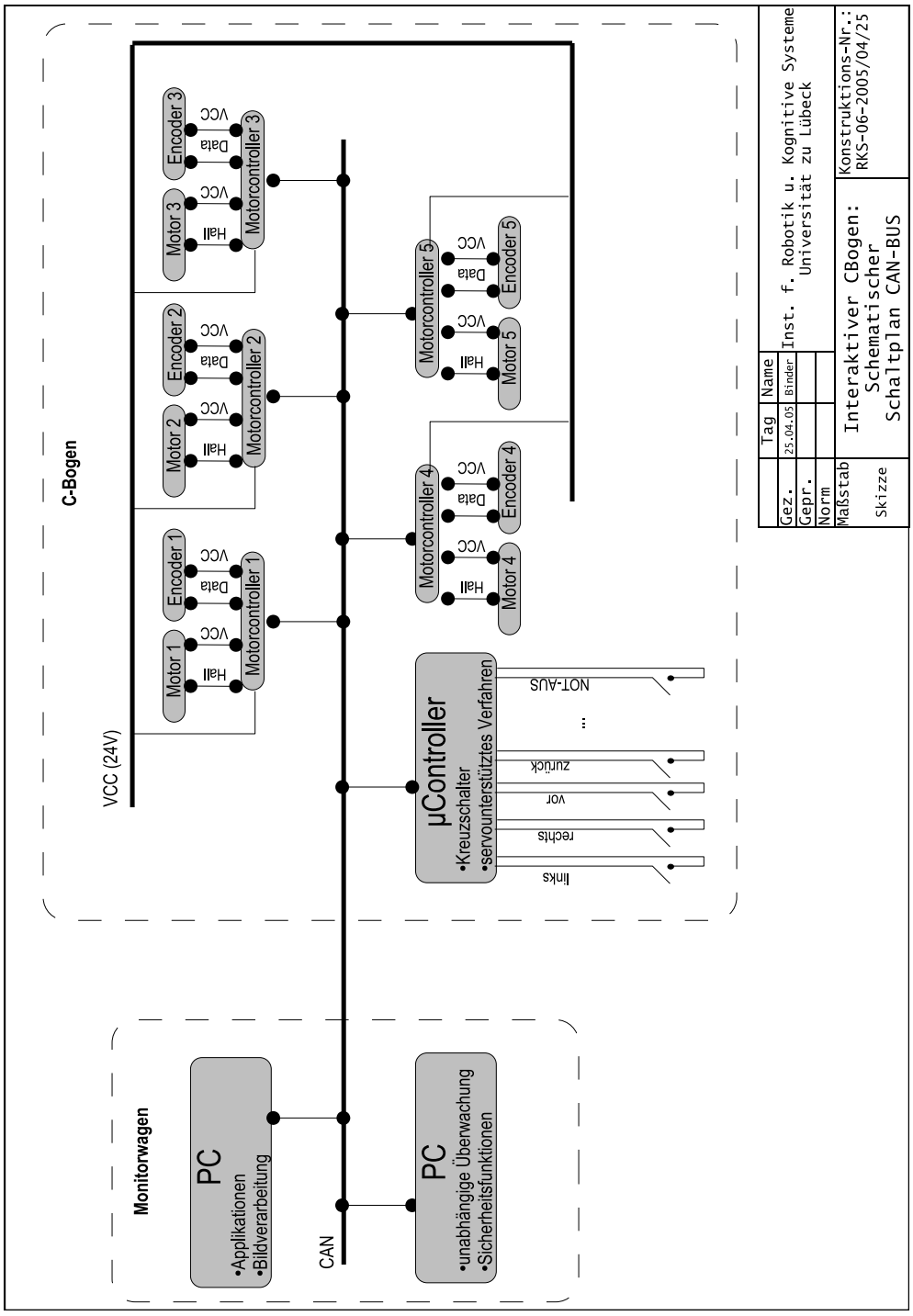


Abbildung D.5: Verdrahtungsplan CAN-Bus mit fünf Motoren und fünf Motorsteuerungen (sh. Abschnitt 5.3.2.

Literaturverzeichnis

[ASMH98] J. R. Adler, A. Schweikard, M. Murphy, and S. Hancock. *Image-Guided Stereotactic Radiosurgery: The Cyberknife.* Barnett, G., Roberts, D., Guthrie, B. (ed.), McGraw Hill, 1998.

[Ast92] R. Jeremy Astley. *Finite Elements in Solids and Structures: An Introduction.* Springer-Verlag, 1992. ISBN 0412441608.

[BDM+] Chris Baker, Chris Debrunner, Mohammed Mahfouz, William Hoff, and Jamon Bowen. *Computer Vision and Mathematical Methods in Medical and Biomedical Image Analysis.*

[Bjö96] Åke Björck. *Numerical methods for least squares Problems.* siam – society for industrial and applied mathematics, 1996. ISBN-13: 978-0-898713-60-2 / ISBN-10: 0-89871-360-9.

[BMB+06] Norbert Binder, Lars Matthäus, Christoph Bodensteiner, Rainer Burgkart, and Achim Schweikard. *Mobile Robotics - Towards New Applications*, chapter The surgeons third hand - an interactive robotic C-arm fluoroscope, pages 403–418. Pro Literatur Verlag, Germany /Advanced Robotic Systems, Austria, ISBN 3-86611-198-3, 2006. http://www.ars-journal.com.

[Buz05] Thorsten M. Buzug. *Einführung in die Computertomographie – Mathematisch-physikalische Grundlagen der Bildrekonstruktion.* Springer Verlag, 2005. ISBN-10 3-540-20808-9, ISBN-13 978-3-540-20808-2.

[CN06] Zikuan Chen and Ruola Ning. Volume fusion for two-circular-orbit cone-beam tomography. *Applied Optics*, 45(23):5960–5966, 2006.

[dEPudR91] Richtlinie 98/37/EG des Europäischen Parlaments und des Rates. Maschinenrichtlinie 98/37/EG, 1991.

[dEPudR06] Richtlinie 95/16/EG des Europäischen Parlaments und des Rates. Maschinenrichtlinie 95/16/EG, 2006.

[DIN91] Deutsches Institut für Normung DIN. DIN EN 292, Sicherheit von Maschinen, 1991.

[DIN97a] Deutsches Institut für Normung DIN. DIN EN 1050, Leitsätze zur Risikobeurteilung, 1997.

[DIN97b] Deutsches Institut für Normung DIN. DIN EN 775, Industrieroboter Sicherheit, 1997.

[DIN97c] Deutsches Institut für Normung DIN. DIN EN 953, Trennende Schutzeinrichtungen, 1997.

[DIN97d] Deutsches Institut für Normung DIN. DIN EN 954, Sicherheitsbezogene Teile von Steuerungen, 1997.

[DIN02] Deutsches Institut für Normung DIN. DIN EN 12453, Nutzungssicherheit kraftbetätigter Tore - Anforderungen, 2002.

[DIN03a] Deutsches Institut für Normung DIN. DIN EN 50170, 2003.

[DIN03b] Deutsches Institut für Normung DIN. DIN EN 60601-1, 2003.

[Dri04] Harmonic Drive. Harmonic Drive AG. http://www.harmonicdrive.de, 2004.

[Ele03a] Kuhnke Elektronik. Bedienungsanleitung: PCControl 645-12M-PCI, SPS und PROFIBUS-DP-master. http://www.kuhnke.de, 2003.

[Ele03b] Kuhnke Elektronik. Technische Information: KPSYS32_MC, DLL für den Datenaustausch mit Kuhnke Steuerungen. http://www.kuhnke.de, 2003.

[end06] endoVia. Laprotec system. http://endovia.millersystems.com/products/laprotek-_system.shtml, 2006. No changes on homepage since 2004.

[Fel07] Benjamin Feldner. Deformationskompensation für einen interaktiven Röntgen C-Bogen. Master's thesis, April 2007. Betreuer: Norbert Binder.

[GKK+99] M Grass, R Koppe, E Klotz, R Proksa, MH Kuhn, H Aerts, J Op de Beek, and R Kemkers. Three-dimensional reconstruction of high contrast objects using c-arm image intensifier projection data. *Computational Medical Imaging Graph*, 23(6):311–321, 1999.

[Gro04] Robert Groß. Gläserner Roboter — Visualisierung eines Röntgen-C-Bogens. Master's thesis, May 2004. Betreuer: Norbert Binder.

[Hei03] Peter Heiligensetzer. *Sichere Mensch-Roboter Kooperation durch Fusion haptischer und kapazitiver Sensorik.* Shaker Verlag, Aachen, 2003. Dissertation Universität Karlsruhe, Reihe: Berichte aus der Robotik, ISBN 3-8322-1371-6.

[HH88] Anton Hammer and Karl Hammer. *Physikalische Formeln und Tabellen.* J. Lindauer Verlag (Schaefer), München, 1988.

[Ima06a] Ziehm Imaging. The c-arm company. http://www.ziehm-eu.com/, 2006.

[Ima06b] Ziehm Imaging. Ziehm vario / ziehm vario 3d. http://www.ziehm-eu.com/, 2006.

[Inc02a] Northern Digital Inc. Ndi polaris and aurora combined application programmers' interface guide. w/ Product, 2002.

[Inc02b] Northern Digital Inc. Polaris - system guide enhanced hybrid system. w/ Product, 2002.

[Inc02c] Northern Digital Inc. Polaris - user's guide. w/ Product, 2002.

[Inc03] Northern Digital Inc. Ndi 6d architect user's guide polaris and optotrac. Product Guide, 2003.

[Jäh05] Peter Jähne. *Digitale Bildverarbeitung.* Springer Verlag, 2005. 6. Auflage.

[KGBS04] Ulrich Knopp, Alf Giese, Norbert Binder, and Achim Schweikard. Roboterunterstützung eines OP-Mikroskopes. *Proc. Computer-unterstuetzte Radiologie und Chirurgie*, 2004.

[LC89] Pierre Lajus and Jean Cangant. United states patent nr.: 4,922,512, 1989.

[Lin06] Dana Linnepe. Entwicklung einer Simulationsumgebung zur Kollisionsdetektion am Beispiel eines roboterisierten mobilen C-Bogens. Bachelorarbeit, Institut für Robotik und Kognitive Systeme, Universität zu Lübeck, 2006. Betreuer: Christoph Bodensteiner u. Norbert Binder.

[Lou05] Manolis I. A. Lourakis. A brief description of the levenberg-marquardt algorithm implemened by levmar. 2005.

[MBBS06] Lars Matthaeus, Norbert Binder, Christoph Bodensteiner, and Achim Schweikard. Closed form inverse kinematic solution for fluoroscopic c-arms. *Advanced Robotics*, 21(8), 2006. to appear.

[Med06] Medtronic. Complete multidimensional surgical imaging. http://www.breakawayimaging.com, 2006.

[MKK+03] G. Muhlmann, A. Klaus, W. Kirchmayr, H. Wykypiel, A. Unger, E. Holler, H. Nehoda, F. Aigner, and HG Weiss. DaVinci robotic-assisted laparoscopic bariatric surgery: is it justified in a routine setting? *Obesity Surgery*, 13(6):848–854, 2003.

[MoST04] The MathWorks, National Institute of Standards, and Technology. JAMA : A java matrix package. http://math.nist.gov/javanumerics/jama/, 2004.

[MPG02] Gesetz über medizinprodukte (medizinproduktegesetz - mpg). BGBl. I S. 3146, 2002. aktuell in der Fassung der Bekanntmachung vom 07. August 2002.

[MV95] Kurt Meyberg and Peter Vachenauer. *Höhere Mathematik 1.* Springer-Verlag, 1995.

[NM65] J. A. Nelder and R. A. Mead. A simplex method for function minimization. *Computer Journal*, (7):308–313, 1965.

[Pra98] Joanne Pransky. Surgeon's realizations of robodoc. *Industrial Robot*, 25(2):105–108, 1998.

[Ree79] T. Reenskaug. Thing-model-view-editor an example from a planningsystem. http://heim.ifi.uio.no/ trygver/1979/mvc-1/1979-05-MVC.pdf, 1979.

[Rüt04] Steffen Rüter. Steuerungskonzepte für den OP. Master's thesis, August 2004. Betreuer: Norbert Binder.

[SB96] Hans-Jürgen Siegert and Siegfried Bocionek. *Robotik: Programmierung intelligenter Roboter.* Springer-Verlag, 1996. ISBN-10: 3540606653, ISBN-13: 978-3540606659.

[SG04] P. M. Schlag and G. Graschew. A vision of surgery: the concept op 2000. *Langenbeck's Archives of Surgery*, 383(2):194–197, 2004. ISSN 1435-2443 (Print) 1435-2451 (Online).

[Sie06] Siemens. Siremobil Iso C / Iso C 3D. http://www.siemensmedical.de/, 2006.

[Sof04] Software3d. Poser. http://www.software3d.de//, 2004.

[STCJ04] Weber S., Schüle T., Schnörr C., and Hornegger J. A linear programming approach to limited angle 3D reconstruction from DSA projections. *Methods of Information in Medicine*, 43(4):320–326, 2004.

[Tit07] Ralf Tita. *Variable isozentrische Steuerung für einen Standard C-Bogen mit echtzeitfähiger 3D-Rekonstruktion.* Technische Universität München, Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, 2007. Dissertation.

[WBN+00] K. Wiesent, K. Barth, N. Navab, P. Durlak, T. Brunner, O. Schuetz, and W. Seissler. Enhanced 3-d-reconstruction algorithm for c-arm systems suitablefor interventional procedures. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 19(5):391–403, 2000. ISSN: 0278-0062.

[YJ04] Ziv Yaniv and Leo Joskowicz. Long bone panoramas from fluoroscopic x-ray images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 23:26–35, 2004.

[YW05] Yangbo Ye and Ge Wang. Filtered backprojection formula for exact image reconstruction from cone-beam data aong a general scanning curve. *Medical Pysics*, 32(1):42–48, 2005.

[ZP05] S. G. Zipper and H. Püschmann. Nerve injuries after computer-assisted hip replacement: Case series with 29 patients. *Thieme-connect*, 143:399–402, 2005. DOI: 10.1055/s-2005-836749.

Lebenslauf

Persönliche Angaben:

Name	Binder, Norbert
Geburtsdatum	10. November 1975
Geburtsort	94481 Grafenau

Berufserfahrung und Praktika:

seit 07/2007	IXXAT Automation GmbH, Weingarten
12/2002 - 06/2007	Institut für Robotik und Kognitive Systeme Universität zu Lübeck Wissenschaftlicher Angestellter
04/2001 - 04/2002	ATR Spoken Language Translation Laboratories, Kyoto, Japan Praktikum: Trennung von Sprache und Hintergrundgeräuschen Diplomarbeit: Robust Speech Recognition for Non-Native Speakers
02-04/2000	Institut für Realzeit Computer Systeme (RCS), TU-München Studentische Hilfskraft: Programmierung eines Skara-Roboters
09/1995-10/1996	Bayerisches Rotes Kreuz, Rettungsdienst Zivildienst und Ausbildung zum Rettungssanitäter

Ausbildung:

12/2002 - 06/2007	Institut für Robotik und Kognitive Systeme Universität zu Lübeck, Promotion
10/1996 - 08/2002	Technische Universität München (TUM) Studium der Elektro- und Informationstechnik
1986 - 1995	Landgraf-Leuchtenberg-Gymnasium Grafenau Abitur, Leistungskurse: Physik, Englisch Facharbeit: Der Dopplereffekt in Theorie und Praxis