

Technische Universität München
Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik
Univ.-Prof. Dr. rer. nat. Tim C. Lüth

Variable isozentrische Steuerung für einen Standard C-Bogen mit echtzeitfähiger 3D-Rekonstruktion

Ralf Tita

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Maschinenwesen der
Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.)

genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.- Prof. Dr.-Ing. Dirk Weuster-Botz

Prüfer der Dissertation:

1. Univ.-Prof. Dr. rer. nat. Tim C. Lüth
2. Univ.-Prof. Dr.-Ing. habil. Willi A. Kalender, Ph.D.
Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg

Die Dissertation wurde am 17.01.2007 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Maschinenwesen am 15.03.2007 angenommen.

Vorwort

Diese Arbeit über einen C-Bogen für die 3D-Bildgebung entstand während meiner Arbeit im Team von Prof. Dr. rer. nat. Tim C. Lüth an der Technischen Universität München und dem Fraunhofer Institut für Produktionsanlagen und Konstruktionstechnik.

Herrn Prof. Dr. rer. nat. Tim C. Lüth (Ordinarius des Lehrstuhls für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik an der Technischen Universität München) danke ich sehr herzlich für die persönliche und fachliche Betreuung. Insbesondere danke ich für die hervorragende und vielfältige Förderung und die vielen thematischen Möglichkeiten, die mir während der Promotion geboten wurden.

Herrn Prof. Dr. Willi A. Kalender (Direktor des Instituts für Medizinische Physik der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg) danke ich ausdrücklich für die Betreuung der Arbeit als Zweitgutachter.

Bei Herrn Prof. Dr.-Ing. Dirk Weuster-Botz (Ordinarius des Lehrstuhls für Bioverfahrenstechnik an der Technischen Universität München) möchte ich mich sehr bedanken für die Bereitschaft den Prüfungsvorsitz zu übernehmen.

Bei Herrn Dr. Jörg Ströbel (Geschäftsführer der Ziehm Imaging GmbH) bedanke ich mich für die Kooperation in diesem Projekt. Weiterhin bedanke ich mich bei den Mitarbeitern der Ziehm Imaging GmbH, insbesondere bei Herrn Jürgen Deheler, Herrn Wilfried Zimmer, Herrn Klaus Hörndler, Herrn Wolfgang Kränzel, Herrn Christof Fleischmann und Herrn Rudolf Frank.

Ich danke allen Kollegen für die Unterstützung, für fachliche und nicht fachliche Diskussionen, sowie für ihre Anregungen. Besonders danke ich Stefan Weber und Sebastian Stopp für die Durchsicht und die Kontrolle der Arbeit. Ich möchte herzlich Kirill Koulechov und Marc Kneissler für die Mitwirkung und ihr Interesse danken. Bei Mario Strauß, Stephan Nowatschin, Mathias Markert, Emanuel Jank, Daniel Szymanski, Andreas Rose und Yuichiro Honda bedanke ich mich für die anregenden und offenen Diskussionen. Außerdem danke ich den Münchner Kollegen. Besonderer Dank gilt den Mitarbeitern der Lehrstuhlwerkstatt Franz Niederhofer, Christian Kühnau, Gerhard Ribnitzky und Tobias Abstreiter für die hervorragende Zusammenarbeit. Ganz besonders möchte ich mich bei allen Studenten und insbesondere bei den an dieser Arbeit mitgewirkten Diplomanden Sebastian Stopp, Sven Huth, Christian Winne und Andreas Hogg für ihren hohen Einsatz danken.

Besonders herzlich danke ich meiner Familie, insbesondere meinen Eltern für den steten Rückhalt sowie die Korrektur der Arbeit. Allen Menschen, die mich auf meinem Weg bis hierhin begleitet haben und so ihren Teil zum Gelingen der Arbeit beigetragen haben, gilt mein Dank. Ganz besonders danken möchte ich Maria Schlegel, die in allen Situationen mir beistand und mich vielfältig unterstützte.

Ralf Tita, Januar 2007

Inhalt:

1	Einführung	1
2	Problemstellung	2
2.1	Problemstellung aus medizinischer Sicht.....	2
2.2	Problemstellung aus technischer Sicht.....	4
3	Stand der Technik.....	7
3.1	Intraoperative 3D-Röntgensysteme.....	7
3.1.1	Mobiler Computertomograph	7
3.1.2	Isozentrischer C-Bogen.....	8
3.1.3	Standard C-Bogen mit Propellerrotation	10
3.1.4	O-Arm.....	11
3.1.5	Fest montierte, intraoperative 3D-Röntgensysteme.....	12
3.1.6	Motorisierter Standard C-Bogen.....	13
3.1.7	Systeme in der Entwicklung	14
3.1.8	Verwandte Systeme	15
3.2	3D-Rekonstruktionsverfahren	15
3.2.1	Gefilterte Rückprojektion	17
3.2.2	Algebraische Rekonstruktionsmethoden	21
3.2.3	Hardwarebeschleunigung der Rekonstruktion.....	25
3.2.4	Vergleich der Rekonstruktionsalgorithmen	27
3.3	Aufbau und Programmierung moderner Grafikkarten.....	29
3.4	Defizite am Stand der Technik.....	31
3.5	Zusammenfassung der ungelösten Probleme	34
4	3D-Bildgebung mit einem Standard C-Bogen.....	35
4.1	Eigener Ansatz	35
4.2	Abgrenzung	36
5	Konzept und Systementwurf	39
5.1	Konzept der Einbindung in das chirurgische Umfeld.....	39
5.2	Systementwurf.....	43
5.2.1	Statische Systembeschreibung	44
5.2.2	Dynamische Systembeschreibung	48
5.3	Isozentrische Steuerung eines Standard C-Bogens	50
5.3.1	Kinematische Modellierung eines Standard C-Bogens	51
5.3.2	Variable Isozentrik.....	55
5.3.3	Isozentrische Steuerung der Kinematik	56
5.4	Parallele 3D-Rekonstruktion von Volumendaten	59
5.4.1	Systemaufbau der Rekonstruktionseinheit.....	59
5.4.2	Modellierung der geometrischen Zusammenhänge	60
5.4.3	Modellierung der virtuellen Vorwärtsprojektion.....	63
5.4.4	Differenzbildung	67
5.4.5	Modellierung der Rückprojektion.....	68
5.4.6	Parallele Ausführung der Rekonstruktion.....	69

6	Realisierung der isozentrischen Steuerung eines Standard C-Bogens	72
6.1	Realisierung der isozentrische Steuerung der Kinematik	72
6.2	Integration zusätzlicher Sensoren und Aktuatoren	75
6.3	Kalibrierung der Mechanik	79
6.3.1	Vermessung der realen Kinematik.....	81
6.3.2	Analyse der Genauigkeit des verwendeten Messverfahrens.....	85
6.3.3	Korrektur der idealisierten Kinematik	87
6.3.4	Darstellung der korrigierten Bilddaten und Ergebnisse.....	90
6.4	Erweiterung der Bilddaten um geometrische Parameter.....	91
7	Realisierung der Rekonstruktion von Volumendaten.....	94
7.1	Implementierung der Algebraischen Rekonstruktion auf der Grafikkarte.....	94
7.1.1	Trilineare Interpolation der Volumendaten	94
7.1.2	Normierung der virtuellen Projektionsbilder und Differenzbildung	96
7.1.3	Rückprojektion auf schichtsequentielle Volumentextur	98
7.1.4	Qualitätssteigerung mit Hamming Window	99
7.2	Berechnung parallel zur Bildaufnahme.....	101
7.2.1	Aufbau des Scheduler	101
7.2.2	Ergebnisse der parallel ausgeführten Rekonstruktion.....	102
7.3	Visualisierung der Ergebnisdaten	108
7.3.1	Lagerichtige Darstellung der Rekonstruktionsergebnisse	108
7.3.2	Volumenvisualisierung	110
8	Realisierung der Mensch-Maschine-Schnittstelle.....	113
8.1	Bedienung der isozentrischen Steuerung	113
8.2	Bedienung der Visualisierung	114
9	Experimente und Diskussion	116
9.1	Experimente zur Ermittlung der Ortsauflösung	116
9.2	Experimente zur Ermittlung der geometrischen Abbildungsgenauigkeit	119
9.3	Experimente zur Evaluierung des klinischen Nutzen	121
9.4	Diskussion der Ergebnisse	125
10	Zusammenfassung und Ausblick.....	128
11	Literatur	131
12	Anhang.....	141
12.1	Notation.....	141
12.2	Shepp-Logan Head Phantoms	141

1 Einführung

Seit der Erfindung der Computertomographie in den 1960er Jahren durch Allan M. Cormack und Godfrey Hounsfield und Nachweis des medizinischen Nutzens 1971 mit der ersten Aufnahme eines menschlichen Kopfes hat sich das Fachgebiet der Röntgentomographie rasant entwickelt. Durch immer höher auflösende Detektoren, schnellere Datenverarbeitung, neue Gerätetechnik und neue Rekonstruktionsverfahren können exakte, dreidimensionale Aufnahmen der menschlichen Anatomie erstellt werden. Bis vor wenigen Jahren waren diese Daten allerdings nur präoperativ in den radiologischen Stationen der Krankenhäuser anzufertigen. Der behandelnde Chirurg konnte nur indirekt von der Bildgebung profitieren. Ihm standen zumeist nur ausgedruckte Schichtbilder im Operationssaal zur Verfügung. Die abgebildete Situation entspricht dabei nicht immer der real im Operationssaal vorhandenen Anatomie. Weiterhin hatte der Chirurg nicht die Möglichkeit das erzielte Ergebnis anhand von computertomographischen Bilddaten noch während der Operation zu validieren.

Andererseits wurde bereits 1954 der erste mobile C-Bogen von Lothar Diethelm und Hugo Rost erfunden und 1955 durch die Firma Philips unter dem Namen BV-20 in die klinische Routine überführt. Diese Geräte werden noch immer in nahezu unveränderter Bauform in so gut wie jedem Operationsraum eingesetzt. Mit einem C-Bogen kann der Chirurg intraoperativ Röntgenbilder in nahezu Echtzeit erzeugen. Die Bilder werden auf einem Monitor visualisiert. Allerdings sind mit diesen Geräten nur zweidimensionale Röntgenprojektionen möglich, eine dreidimensionale Darstellung der Anatomie ist nicht möglich.

Ausgehend vom medizinischen Bedarf der intraoperativen, dreidimensionalen Darstellung knöcherner Strukturen wurden einige spezial 3D-Röntgengeräte wie mobile Computertomographen und isozentrische C-Bögen entwickelt. Von diesen konnten sich nur die isozentrischen C-Bögen am Markt durchsetzen, obwohl sie weiterhin Spezialgeräte darstellen und noch nicht als Standard angesehen werden können.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde deshalb ein Verfahren entwickelt, mit dem durch geringe Modifikationen Standard C-Bögen um eine dreidimensionale Bildgebung erweitert werden können. Mit den hier beschriebenen Modifikationen wurden mehrere Systeme ausgestattet, zugelassen und sind seit ca. 1½ Jahren in der klinischen Routine in mehreren europäischen Kliniken in der Orthopädie, Neurochirurgie und Traumatologie im Einsatz. Ein wesentlicher Unterschied zwischen den existierenden Systemen und dem entwickelten Verfahren ist die Anpassung der kinematischen Steuerung und dreidimensionalen Bildgebung an die gegebenen Beschränkungen der Standardmechanik im Gegensatz zur gerätetechnischen Neuentwicklung der Mechanik.

2 Problemstellung

In diesem Kapitel werden die Probleme erläutert, aufgrund derer der Einsatz einer intraoperativen dreidimensionalen Röntgenbildgebung in der Chirurgie notwendig und sinnvoll erscheint. Die Probleme werden aus Sicht des Anwenders, d.h. des Chirurgen, und aus technischer Sicht dargestellt.

2.1 Problemstellung aus medizinischer Sicht

Der Nutzen der intraoperativen dreidimensionalen Röntgenbildgebung für den Chirurgen wird für verschiedene chirurgische Disziplinen dargestellt.

Anwendungen in der Neurochirurgie

In der Neurochirurgie ist insbesondere bei der Wirbelsäulenchirurgie eine 3D-Bildgebung wichtig. Im Bereich der Wirbelsäule liegen zu therapierende Bereiche dicht an hoch sensiblen Strukturen, wie z.B. dem Rückenmark oder den Nervenwurzeln. Bei vielen Fragestellungen können konventionelle Röntgendurchleuchtungen nur unzureichende Informationen liefern. So ist beispielsweise bei der chirurgischen Therapie einer Fraktur des Dens die Lage einer eingebrachten Schraube im Projektionsbild kaum auszumachen. Der Dens ist eine knöcherne Struktur des zweiten Halswirbels. Bei einer Röntgenprojektion wird die obere Halswirbelsäule durch den Kopf überlagert, daher ist das Repositionsergebnis schlecht darstellbar.

Bei der transpedikulären Schraubenfixation werden zwei oder mehr Wirbelkörper der Brust- oder Lendenwirbelsäule mit Pedikelschrauben stabilisiert. Dieses Standardverfahren wird unter anderem bei den folgenden medizinischen Indikationen angewendet:

- Verschleiß bzw. degenerative Instabilität (*Spinalkanalstenose*),
- Wirbelkörpergleiten (*Spondylolisthese*),
- Verkrümmung (*Skoliose* bzw. *Kyphose*),
- Entzündung (*Spondylodiscitis*),
- Verletzungen (Frakturen, Kompressionsfrakturen, etc.) und
- Wirbelsäulentumore.

Problematisch ist hierbei die intraoperative Kontrolle der richtigen Lage der Pedikelschrauben. Insbesondere beim Einbringen der zweiten Schraube in einem Wirbelkörper wird diese oftmals durch die bereits eingebrachte Pedikelschraube im Röntgenprojektionsbild verschattet. Die Transpedikulären Schraubenfixation wird in der Literatur mit weit auseinandergehenden Komplikationsraten bei normaler fluroskopischer Kontrolle zwischen 10% in Okuda *et al.* (2006) und über 40% in Fogel *et al.* (2006) und Merloz *et al.* (1998) angegeben. Auftretende Komplikationen sind vor allem Fehlplatzierungen der Schrauben, so dass es zu einer Perforation der Knochenhaut kommt, wodurch ein fester Sitz der Pedikelschrauben oftmals nicht gewährleistet ist. Weiterhin kann auch das Rückenmark verletzt werden, dauerhafte neurologische Schäden werden aber selten erwähnt. Acosta, Jr. *et al.* (2005) zeigt, dass eine intraoperative dreidimensionale Bildgebung hier entscheidend dazu beitragen, Fehlpositionierungen noch während der Operation zu erkennen und zu korrigieren. Ebenso kann die direkte Kopplung der 3D-Bildgebung mit der klinischen Navigation wie in Hott *et al.* (2004) und Briem *et al.* (2006) die Komplikationsrate deutlich senken.

Anwendungen in der Orthopädie und Traumatologie

In der Orthopädie und Traumatologie müssen oft komplizierte Brüche mit einer Osteosynthese therapiert werden. Dabei werden einzelne Knochenfragmente mit metallenen Schrauben und Platten repositioniert und fixiert. Gerade im Bereich der Gelenke muss dabei auf eine glatte Gelenkfläche geachtet werden. Weiterhin ist es unbedingt zu vermeiden, dass eingebrachte Schrauben in die Gelenkfläche ragen. Dies kann vor allem bei den Gelenken der Extremitäten sehr anspruchsvoll sein. Zu den medizinischen Indikationen, bei denen eine dreidimensionale Bildgebung wesentlich die richtige Positionierung unterstützen kann, zählen:

- Fraktur der Ferse (*Calcaneusfraktur*)
- Fraktur der Mittelfußknochen
- Sprunggelenkfraktur (*Talusfraktur*)
- Außen- und Innenknöchelfraktur des Fußgelenks
- Fraktur im Handgelenk (*Distale Radiusfraktur oder Fraktur des Kahnbeins*)
- Radiusköpfchenfraktur (*Bruch im Ellbogengelenk*)
- Fraktur im Kniegelenk (*Tibiaplateaufraktur*)
- Beckenfrakturen (*Pelvisfraktur*)

In Bild 2-1 ist exemplarisch der diagnostische Zugewinn durch eine dreidimensionale Bildgebung gezeigt. Es wurde eine Tibiaplateaufraktur simuliert, indem ein zylindrischer Teil der Tibia herausgeschnitten wurde und um 1,5 mm versetzt in den Gelenkspalt ragend mit einem Kirschnerdraht fixiert wurde. In der Röntgenprojektion Bild 2-1a ist die Stufe im Gelenk so gut wie nicht zu erkennen. In der coronalen Schnittansicht Bild 2-1b kann die Stufe in der Gelenkfläche sofort ausgemacht werden.

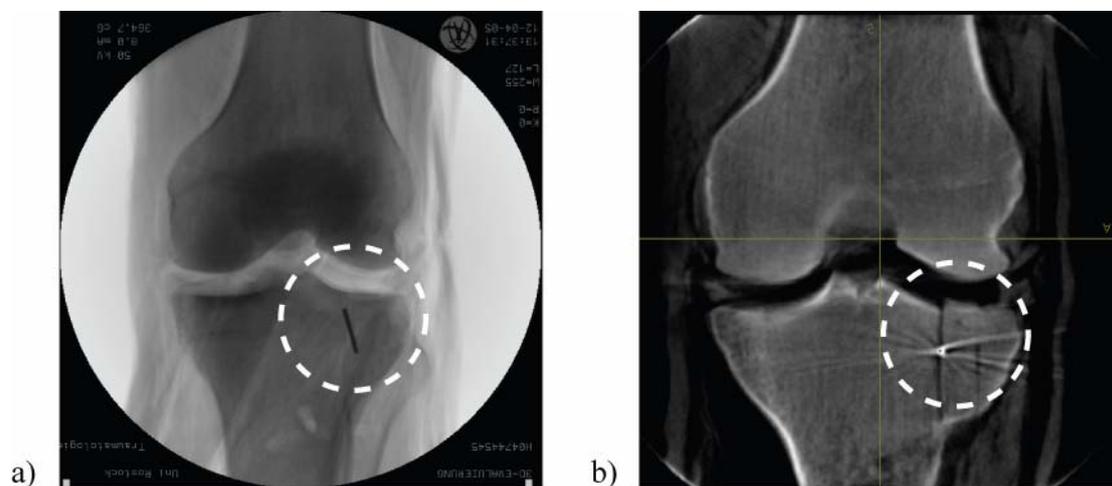


Bild 2-1: Beispiel einer Tibiaplateaufraktur an einem menschlichen Kadaver, Knochenfragment wurde mit einem Metalldraht fixiert. a) In der Röntgenprojektion ist weder der Frakturspalt noch die Stufe im Gelenk zu erkennen, b) Im coronalen Schnittbild des dreidimensionalen Volumens kann sowohl der Spalt als auch die Stufe deutlich erkannt werden. (alle Bilder © MiMed, 2006)

In der Literatur sind eine Reihe von Untersuchungen und Fallbeispiele zu finden, in denen der therapeutische Zugewinn der intraoperativen dreidimensionalen Bildgebung dargestellt wird. In Wirth *et al.* (2004) und in Richter *et al.* (2005) wird der Nutzen bei der Therapie von Talusfrakturen dargestellt, Kendoff *et al.* (2005) und Rubberdt *et al.* (2006) zeigt den Nutzen im Bereich des Fußgelenks, Untersuchungen zur Tibiaplateaufrakturversorgung werden in

Kotsianos *et al.* (2002) dargestellt. Untersuchung zur Unterstützung bei Beckenfrakturen können in Stockle *et al.* (2006) gefunden werden. Allgemeine Untersuchungen zur Darstellbarkeit verschiedener Frakturen können in Rock *et al.* (2001); Rock *et al.* (2002) und Wich *et al.* (2004) sowie ein Vergleich mit der präoperativen Computertomographie in Kotsianos *et al.* (2001) und Kotsianos *et al.* (2004) gefunden werden.

Anwendungen in weiteren chirurgischen Disziplinen

Im Bereich der Mund- Kiefer- und Gesichtschirurgie wurde ein weiteres Anwendungsgebiet für eine intraoperative dreidimensionale Bildgebung gefunden [Lueth und Bier (2006)]. Auch hier gilt es filigrane Knochenfragmente aufzufinden und zu repositionieren, ebenfalls sind hier zahlreiche sensible Strukturen zu schonen. Erste Untersuchungen zur Unterstützung mit einem mobilen Computertomographen bei der chirurgischen Therapie im Bereich der Orbita sind in Hoelzle *et al.* (2001) zu finden. Weitere Untersuchungen der intraoperativen Bildgebung in dieser Disziplin werden in Flinzberg *et al.* (2003); Heiland *et al.* (2003) und Heiland *et al.* (2005) dargestellt.

Ein selten angesprochener, aber wichtiger Punkt bei der intraoperativen Röntgenbildgebung ist die Strahlendosis, mit der der Patient belastet wird. Dies ist vor allem deswegen zu beachten, da eine präoperative CT-Aufnahme für die Diagnose meist zwingend notwendig ist. Die intraoperative Bildgebung stellt also eine zusätzliche Strahlenbelastung dar. Eine umfangreiche Studie anhand von Messphantomen wird in Schmidhuber (2005) durchgeführt. Dabei wird die Strahlenbelastung eines isozentrischen C-Bogens der eines Spiral-CTs gegenübergestellt. Zwar sind bei Extremitätenuntersuchungen die Strahlenbelastungen mit dem C-Bogen deutlich geringer, aber bei Wirbelsäulenaufnahmen liegen die Organdosen für den Patienten besonders im Bereich der Gonaden deutlich höher als beim CT. Dies wird auf die geringere Energie der Röntgenstrahlen des C-Bogens zurückgeführt, wodurch eine stärkere Streuung im Gewebe auftritt. Diese Dosiserhöhung wird auch in Rock *et al.* (2002) festgestellt. In Gebhard *et al.* (2003) wird bei einer kombinierten intraoperativen 3D-Bildgebung mit einem Navigationssystem allerdings die geringste Strahlendosis mit einem isozentrischen C-Bogen im Vergleich zum konventionellen Durchleuchtungsbetrieb, Navigation mit 2D-Röntgenbildgebung und Navigation mit CT-Bildgebung festgestellt.

2.2 Problemstellung aus technischer Sicht

Um dreidimensionale Rekonstruktionen aus Röntgenprojektionsbildern erzeugen zu können, müssen im Wesentlichen zwei Voraussetzungen erfüllt sein.

1. Die zu untersuchende Struktur muss aus verschiedenen Richtungen durchleuchtet werden. Dabei muss das Zentrum der zu untersuchenden Struktur sich stets im Zentrum der Röntgenprojektionen befinden. Diese Eigenschaft wird Isozentrik genannt. Die Abtastung sollte für eine gute 3D-Rekonstruktion aus möglichst vielen, von einander unabhängigen Richtungen erfolgen, üblicherweise auf einer Kreisbahn um das Isozentrum.
2. Die exakte Position und Orientierung der Bildebene des Röntgensensors sowie die exakte Position der Röntgenquelle muss für jedes Röntgenprojektionsbild bekannt sein. Aus diesen geometrischen Zusammenhängen lässt sich der Strahlenverlauf der einzelnen Röntgenstrahlen berechnen. Weiterhin muss die physikalische Pixelgröße des Röntgensensors bekannt sein. Obwohl der Brennfleck der Röntgenquelle in der Realität eine Größe von 0,5 mm bis 2 mm besitzt, kann er als punktförmig angenommen werden.

Die Rekonstruktion der Volumendaten muss mit einer ausreichenden Auflösung erfolgen, um die anatomisch wichtigen Informationen aufzulösen. Die Größe des rekonstruierten Bereichs muss groß genug sein, um die zu untersuchende anatomische Struktur abzudecken. Es stehen verschiedene Rekonstruktionsalgorithmen zur Verfügung, die sich in Hinsicht auf die Geräteanforderungen unterscheiden.

Die Zeit für die Erzeugung der dreidimensionalen Daten sollte möglichst kurz sein, da der operative Ablauf möglichst wenig gestört werden sollte. Neben der Zeit der Bildaufnahme muss insbesondere die Rechenzeit für die 3D-Rekonstruktion beachtet werden. Die Bilddaten sollten so schnell wie möglich nach der Bildaufnahme zur Verfügung stehen.

Für den intraoperativen Einsatz eines bildgebenden Systems muss auf die Gegebenheiten im Operationssaal Rücksicht genommen werden. Da die Systeme oftmals auch während der Operation am Patienten verbleiben, muss ein freier Zugang zum Operationsgebiet gewährleistet sein. Weiterhin muss die Möglichkeit bestehen Röntgenprojektionen anzufertigen, insbesondere beim Einbringen von Schrauben, z.B. Pedikelschrauben, in der Neurochirurgie muss während des Bohrvorgangs die korrekte Ausrichtung des Bohrers durch Durchleuchtungen überprüft werden. Eine dreidimensionale Aufnahme wäre hier nicht praktikabel.

Das Bildaufnahmesystem muss sich einfach am Patienten ausrichten lassen, eine Umlagerung des Patienten sollte nicht erfolgen müssen. Aufwendige Ausrichtprozeduren sollten vermieden werden, um die Handhabbarkeit des Systems zu erhöhen. Alle in Patientenumgebung befindlichen Systemkomponenten müssen steril abdeckbar sein, um eine Infektion des Patienten zu verhindern.

Die Bedienung des Systems sollte einfach und intuitiv sein und einen Assistenzcharakter aufweisen. Neben der Bedienung während der Bildaufnahme ist ein besonderes Augenmerk auf die Bedienung der Visualisierungsschnittstelle zu legen. Die Auswahl der richtigen Schnittbilder und weiterer Visualisierungsparameter sollte ohne besondere Schulung möglich sein. Wenn möglich sollte der behandelnde Chirurg die Einstellungen selbst vornehmen können. Dadurch kann zusätzlicher Stress durch eine Kommunikation zwischen sterilem und unsterilem OP-Personal vermieden werden.

Die dem Patienten durch die Röntgenstrahlung applizierte Strahlendosis sollte so gering wie möglich sein. Die für eine dreidimensionale Rekonstruktion notwendige Dosis hängt von der zu untersuchenden Körperregion, der physischen Konstitution des Patienten und der im spezifischen Fall notwendigen Bildqualität ab. Die Bildqualität einer 3D-Rekonstruktion ist direkt abhängig von der Anzahl der für die Berechnung zur Verfügung stehenden Röntgenprojektionen. Der behandelnde Arzt sollte die Möglichkeit haben selbst die notwendige Bildqualität festzulegen.

Die generierten 3D Bilddaten müssen in einem standardisierten Format anderen Systemen zugänglich gemacht werden. Hierfür eignet sich das weit verbreitete DICOM Format NEMA (1993). Mit einer DICOM Schnittstelle können die Bilddaten in das Krankenhausinformationssystem (PACS) zur Archivierung übertragen werden. Ebenso können sie mit speziellen DICOM Druckern ausgedruckt werden. Noch wichtiger ist diese Schnittstelle zur Übertragung der generierten Daten zur direkten Weiterverarbeitung während der Operation, z.B. mit einem Navigationssystem.

Die intraoperative dreidimensionale Röntgenbildgebung ist eine zusätzliche Unterstützungsfunktion für den behandelnden Chirurgen. Sie ist bei Weitem nicht bei

sämtlichen operativen Eingriffen, bei denen eine Röntgenbildgebung benötigt wird, sinnvoll. Sie sollte eine Zusatzfunktion für ein intraoperatives Standard Röntgengerät darstellen. Es sollte möglich sein die Zusatzfunktionalität mit geringem Aufwand in Betrieb zunehmen, damit in chirurgisch kritischen Fällen, die nicht immer vorhersehbar sind, auf den zusätzlichen Nutzen einer dreidimensionalen Bildgebung schnell zurückgegriffen werden kann.

Die Anschaffungs- und Betriebskosten für ein Gerät dieser Art sollten zur Entlastung des Gesundheitssystems so gering wie möglich sein. Weiterhin kann ein günstiges Gerät dazu beitragen die Versorgungsqualität nachhaltig zu verbessern, da ein solches System dann nicht nur in großen Kliniken eingesetzt werden kann.

3 Stand der Technik

In diesem Kapitel wird der Stand der Technik der intraoperativen dreidimensionalen Röntgenbildgebung dargestellt. Es werden zunächst die kommerziellen Systeme vorgestellt, die bereits zu Beginn der hier vorgestellten Entwicklung am Markt verfügbar waren. Anschließend werden die Systeme vorgestellt, die zeitgleich in anderen Gruppen entwickelt wurden und teilweise jetzt am Markt verfügbar sind.

Alle Systeme für die dreidimensionale Röntgenbildgebung müssen aus den akquirierten Projektionsdaten Volumendaten berechnen. Hierfür werden verschiedene Rekonstruktionsverfahren eingesetzt. Die bei den hier vorgestellten Systemen verwendeten Verfahren und die für die vorgestellte Entwicklung in Frage kommenden Verfahren werden im zweiten Teil dieses Kapitels aufgezeigt.

Im letzten Teil dieses Kapitels werden die vorhandenen Defizite des Stands der Technik dargestellt, die die hier vorgestellte Entwicklung motivieren.

3.1 Intraoperative 3D-Röntgensysteme

In diesem Abschnitt werden zunächst die seit längerem am Markt verfügbaren mobilen, intraoperativen, dreidimensionalen Röntgensysteme vorgestellt, sowie neuere, seit kurzem im klinischen Einsatz befindliche kommerzielle Systeme. Weiterhin werden fest montierte C-Bogensysteme so genannte Angiographen, die auch dreidimensionale Bilder intraoperativ erzeugen können, betrachtet. Diese Systeme werden allerdings vor allem für die Darstellung von Blutgefäßen genutzt und stehen den beschriebenen chirurgischen Disziplinen nur selten zur Verfügung. Der Schluss dieses Kapitels beschäftigt sich mit noch laufenden Arbeiten anderer Forschungsgruppen sowie verwandten Systemen.

3.1.1 Mobiler Computertomograph

Das erste am Markt verfügbare intraoperative dreidimensionale Röntgensystem wurde von der Firma Philips unter dem Namen Tomoscan M/EG vertrieben. Dabei handelt es sich um einen Einzeilen-Computertomograph, der auf einer fahrbaren Basis montiert ist. Er kann durch eine automatische, translatorische Bewegung der Gantry an einem OP-Tisch benutzt werden. Für den Einsatz in der Neurochirurgie wird eine spezielle Liege an die Gantry gekoppelt, mit der auch eine Aufnahme der Wirbelsäule möglich ist. Das Gerät erzeugt bei einer Rotation der Gantry eine axiale Schicht mit 2 mm Schichtdicke. Eine einzelne Schicht ist 512^2 Pixel groß, je nach eingestelltem Rekonstruktionsraum kann die Auflösung einer Schicht zwischen $0,3 \times 0,3 \text{ mm}^2$ und $1,0 \times 1,0 \text{ mm}^2$ eingestellt werden. Durch eine optionale Helixbewegung, d. h. eine gleichzeitige rotatorische und translatorische Bewegung der Gantry, kann die Schichtdicke auf 1mm minimiert werden.

Die Bildqualität ist wie bei CTs üblich sehr hoch, die Grauwerte der Schichtbilder sind nach der Hounsfieldskala normiert, wodurch eine absolute Aussage über den Röntgenabsorptionskoeffizienten des durchstrahlten Gewebes gemacht werden kann.

Bild 3-1b zeigt die Innenansicht der Gantry. Entwickelt wurde das Gerät von der amerikanischen Firma Analogic Corporation. Der Aufbau des Geräts wird in mehreren Patenten dieser Firma beschrieben. In McKenna (1994) wird der Aufbau der Gantrylagerung sowie die translatorische Steuerung der Gantry beschrieben. Zusätzlich kann die Gantry auch gekippt werden, wodurch auch Schichten erzeugt werden können, die nicht in axialer

Richtung ausgerichtet sind. Da die Röntgeneinheit bei der Bildaufnahme rotiert, können keine Signalleitungen verlegt werden. Die Daten werden, wie in Gordon *et al.* (1994) beschrieben, per Funk an den Bildverarbeitungsrechner zur Rekonstruktion geschickt.

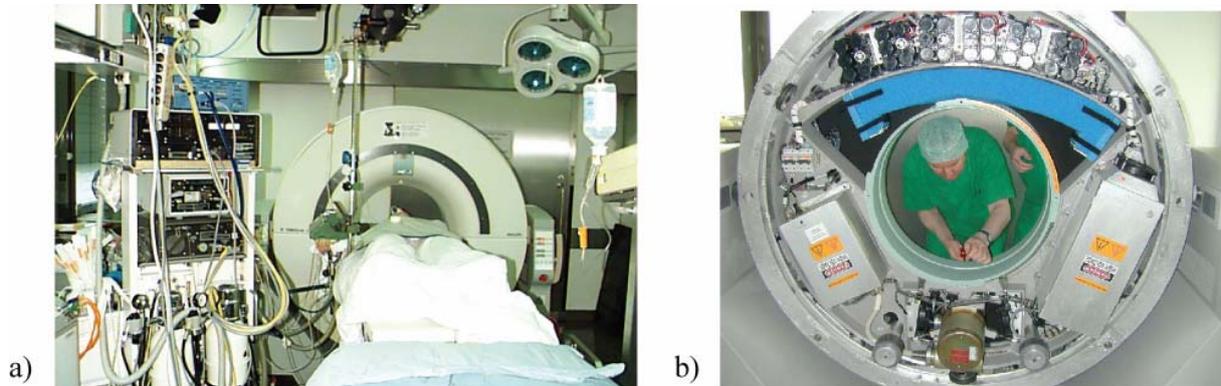


Bild 3-1: Tomoscan M/EG der Firma Philips a) Intraoperativer Einsatz. b) Innenansicht der Gantry mit Röntgenröhre und Hochspannungsgeneratoren im unteren Bildbereich, blau verpackter Röntgen Zeilendetektor und Akkumulatoren im oberen Bildbereich. (alle Bilder © MiMed 2006)

Obwohl das System über eine Fehlerkorrektur nach Gordon *et al.* (1992) für die Positionierung der Gantry während der Bewegung verfügt, konnte in Lueth *et al.* (1999a) gezeigt werden, dass es zu einer Ungenauigkeit von bis zu 0,8 mm beim Schichtabstand kommt.

In Bild 3-1a ist das Gerät im intraoperativen Einsatz in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie gezeigt. Es wird deutlich, dass es relativ aufwendig ist, das System in den chirurgischen Ablauf zu integrieren. Der zu therapierende Bereich ist vollständig von der Bildgebungseinheit umschlossen. Für einen Scan muss das Gerät jedes Mal an den OP-Tisch herangefahren und ausgerichtet werden. Durch die hohe Strahlenbelastung muss das OP-Personal den Raum während eines Scans verlassen. Die rekonstruierten Daten werden an einem Steuercomputer angezeigt und von dort aus im DICOM Format in das PACS System des Krankenhauses überspielt. Eine direkte Visualisierung im OP ist bei diesem System nicht vorgesehen. Die Daten werden üblicherweise auf Röntgenfilmen ausgedruckt und wie präoperative CT-Scans am Lichtkasten im OP-Raum aufgehängt.

3.1.2 Isozentrischer C-Bogen

Der isozentrische C-Bogen ISO-C^{3D} der Firma Siemens Medical Solutions bzw. dessen Nachfolger Arcadis Orbic 3D ist ein komplett neu entwickelter intraoperativer C-Bogen. Die wesentliche Änderung gegenüber einem Standard C-Bogen ist die neue Mechanik der so genannten C-Achse der halbkreisförmigen Struktur, die Röntgenquelle und Röntgendetektor miteinander verbindet. Bei herkömmlichen C-Bögen liegt der Zentralstrahl des Röntgenkegels außerhalb des Rotationszentrums der C-Achse, dies hat in erster Linie mit der Größe dieser Achse zu tun. Zwischen Röntgensensor (Bildverstärker BV) und Röntgenquelle (XR) muss ausreichend Platz vorhanden sein, damit ein Patient dazwischen positioniert werden kann. Beim ISO-C^{3D} wurde diese Achse deutlich vergrößert, damit Bildverstärker (BV) und Röntgenquelle (XR) nicht über diese Achse wie sonst üblich herausragen (vgl. Bild 3-2a). Durch diese konstruktive Änderung ist es weiterhin möglich BV und XR derart anzuordnen, dass der Zentralstrahl des Strahlenkegels durch das Rotationszentrum der C-Achse verläuft.

Diese Art der isozentrischen Bewegung wird im Rahmen dieser Arbeit starre Isozentrik genannt (vgl. Bild 3-2).

Wird ein Objekt genau im Rotationszentrum der C-Achse positioniert, kann durch Rotation der C-Achse das Objekt aus unterschiedlichen Richtungen durchleuchtet werden. Damit ist die im Kapitel 2.2 genannte 1. Voraussetzung für eine 3D-Rekonstruktion erfüllt. Die Achse kann mit Hilfe eines integrierten Motors automatisch um das zu untersuchende Objekt rotiert werden. Der Rotationsbereich der Achse wurde von den sonst üblichen $120^\circ - 135^\circ$ auf 190° erweitert, was, wie später noch gezeigt wird, erhebliche Vorteile für die 3D-Rekonstruktion der Volumendaten hat.

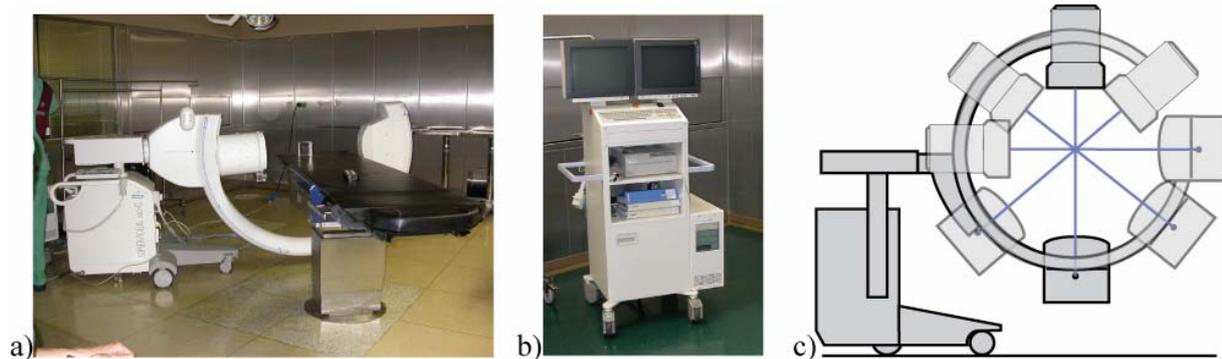


Bild 3-2: Isozentrischer C-Bogen ISO-C^{3D} der Siemens Medical AG. a) Isozentrische C-Bogenmechanik. b) Monitorwagen des Systems mit Rekonstruktionsrechner (rechts) und zwei Röhrenmonitoren zur Visualisierung der Daten. c) Prinzip der starren Isozentrik, der Zentralstrahl schneidet sich unabhängig von der Ausrichtung in einem festen Raumpunkt. (alle Bilder © MiMed 2006)

Wie in Kapitel 2.2 dargestellt muss neben der Rotation der Röntgeneinheit die Position und Orientierung der Bildebene und der Röntgenquelle bei jeder Aufnahme bekannt sein. Im Fall des ISO-C^{3D} ist dies durch die spezielle Bauform relativ einfach. Mit Hilfe eines in der Antriebseinheit integrierten Encoders und dem bekannten geometrischen Aufbau der C-Achse kann die Winkelstellung und daraus die Position und Orientierung berechnet werden. Weiterhin wurde bei der Konstruktion der C-Achse auf eine steife Verbindung zwischen Bildverstärker und Röntgenquelle geachtet. Im Gegensatz zu den üblicherweise aus Metall aufgebauten C-Achsen ist die C-Achse des ISO-C^{3D} aus einem Kohlefaserverbundwerkstoff aufgebaut. Neben der besseren Steifigkeit der Konstruktion konnte vor allem das Gewicht der Achse deutlich reduziert werden.

Das Prinzip der starren Isozentrik ist in Graumann (1997) dargestellt. Wie mit Hilfe einer motorisierten Bewegung der C-Achse und Bestimmung der Projektionsgeometrie dreidimensionale Daten erzeugt werden können ist in Graumann und Kusch (2000) beschrieben. Da die C-Struktur des Systems geringe Deformationen aufweist, kann sie mit Hilfe eines in den Strahlengang einzubringenden Kalibrierkörpers direkt aus den Projektionsdaten bestimmt werden. Das Verfahren wird in Navab (1997) beschrieben. Die Rekonstruktion der Daten findet mit einem Feldkampalgorithmus, wie in Navab *et al.* (1998); Grass *et al.* (1999) und Wiesent *et al.* (2000) beschrieben wird, statt. Nähere Eigenschaften des Feldkampalgorithmus werden in Kapitel 3.2.1 beschrieben. Das Rekonstruktionsvolumen hat eine Größe von 256^3 Voxeln, bei einer Voxelgröße von $0,5 \text{ mm}^3$. Beim ISO-C^{3D} werden Projektionsbilder mit 512^2 Pixeln Größe erzeugt und verarbeitet. Die wesentliche Neuerung des Arcadis Orbic 3D ist die höhere Auflösung des Bildverstärkers bzw. der 2D Bildverarbeitungskette auf 1024^2 Pixel.

Bild 3-2a zeigt den ISO-C^{3D} im Operationssaal. Obwohl das Gerät durch die neu gestaltete C-Achse relativ groß ist, erlaubt es durch die offene Struktur der Achse den intraoperativen Zugang zum Operationssitus. Die rekonstruierten dreidimensionalen Bilddaten werden auf einem Monitorwagen (Bild 3-2b) direkt im OP visualisiert. Zur Visualisierung stehen verschiedene Darstellungsmodi wie z.B. Schichtbilddarstellung, Volumenrendering und Maximum Intensity Projection (MIP) zur Verfügung. Die Visualisierung wird über eine Maus am Monitorwagen bedient.

In der Literatur finden sich eine Vielzahl von Publikationen die den intraoperativen Einsatz des Systems in verschiedenen klinischen Applikationen zeigen [Euler *et al.* (2000); Rock *et al.* (2001); Euler *et al.* (2002); Heiland *et al.* (2004); Kotsianos *et al.* (2004); Wich *et al.* (2004); Heiland *et al.* (2005); Kendoff *et al.* (2005); Acosta, Jr. *et al.* (2005); Richter *et al.* (2005); Rubberdt *et al.* (2006); Stockle *et al.* (2006); Briem *et al.* (2006)]. Alle zeigen den breiten Nutzen der intraoperativen dreidimensionalen Bildgebung mit einem C-Bogen.

3.1.3 Standard C-Bogen mit Propellerrotation

Der erste Ansatz mit einem leicht modifizierten Standard C-Bogen dreidimensionale Rekonstruktionen anzufertigen wurde von der Firma Philips unternommen. Für die isozentrische Bewegung wird bei dieser Variante die so genannte Angulationsachse des C-Bogens genutzt. Die Angulationsachse rotiert die C-förmige Röntgeneinheit um die horizontale Schubachse (vgl. Bild 3-3). Der Rotationsbereich dieser Achse ist bei fast allen C-Bögen größer $\pm 180^\circ$. Weiterhin bietet eine Rotation dieser Achse den Vorteil, dass die ausgeführte Bewegung isozentrisch ist.

Eine Motorisierung dieser Achse ist einfach nachzurüsten, ein Encoder zur Bestimmung des Rotationswinkels kann ebenfalls sehr einfach nachgerüstet werden. Da dieses Gerät nicht wie der zuvor vorgestellte ISO-C^{3D} nach den speziellen Anforderungen eines C-Bogens für die dreidimensionale Rekonstruktion konstruiert wurde, muss hier eine andere Kalibrieremethode eingesetzt werden. Lütjens und Rasche (2003) stellen eine Kalibrierung mit mehreren Messmarken am Bildverstärker und an der Röntgenquelle vor, die von einer Messkamera vermessen werden. Das System rotiert im 3D Modus innerhalb von 30 Sekunden um 200° um den Patienten, dabei werden je nach gewünschter Aufnahmequalität 95 – 375 Röntgenprojektionen aufgenommen. Das Rekonstruktionsvolumen hat wie in Carelsen *et al.* (2004) beschrieben eine Größe von 256^3 Voxeln bei variabler Volumengröße zwischen $9 \times 9 \times 9 \text{ cm}^3$ und $18 \times 18 \times 18 \text{ cm}^3$.

Die Rekonstruktion der Volumendaten wird mit dem Feldkernalgorithmus durchgeführt [Grass *et al.* (1999); Koppe *et al.* (2001); Lütjens *et al.* (2002)] und erreicht durch den großen Rotationswinkel und den vielen Röntgenprojektionen eine sehr gute Qualität.

Der entscheidende Nachteil eines Systems dieser Art ist die eingeschränkte Erreichbarkeit anatomischer Regionen. Durch die begrenzte Tiefe ist das System in erster Linie bei Untersuchungen im Kopf- bzw. Hals-, evtl. auch Brustwirbelsäulenbereich einzusetzen. Untersuchungen an den Extremitäten können teilweise auch durchgeführt werden, aber schon am Kniegelenk ist der Einsatz durch die Patientenlagerung schwierig. Aufgrund dieser Einschränkungen ist das System in erster Linie für die Hals-, Nasen-, Ohrenchirurgie [Carelsen *et al.* (2004)] und die Hand- und Fußchirurgie geeignet [Aarnink und Rasche (2006)].

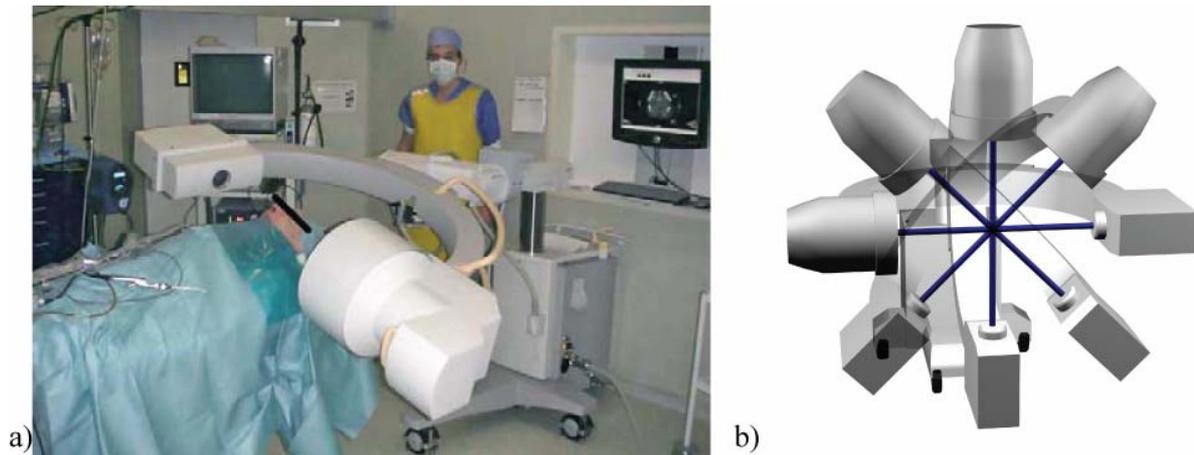


Bild 3-3: 3D C-Bogen BV Pulsar 3D-RX der Firma Philips. a) Intraoperativer Einsatz der Propellerrotation im Kopfbereich (© Philips, 2004). b) Prinzip der Propellerrotation des C-Bogens (© MiMed 2006).

3.1.4 O-Arm

Der O-Arm wurde seit 2003 durch die Firma Breakaway Imaging entwickelt und wird seit 2005 durch Medtronic Inc. vertrieben. Bei dem System handelt es sich um einen portablen Volumentomographen. Die Besonderheit dieses Systems ist die motorisch zu öffnende Gantry, wodurch das Gerät intraoperativ an einem OP-Tisch herangefahren werden kann (vgl. Bild 3-4c und d). Das Verfahren, wie die mit internen Führungsschienen zur Aufnahme der Röntgenquelle und des Röntgensensors ausgestattete Gantry geöffnet werden kann, ist in Gregerson *et al.* (2002) und Gregerson *et al.* (2003) dargestellt. Das Gerät besteht aus einer aus Computertomographen bekannten Hochleistungsröntgenröhre gekoppelt mit einem digitalen Flachbildröntgendetektor mit $400 \times 300 \text{ mm}^2$ Größe und einer Auflösung $2,0\text{k} \times 1,5\text{k}$ Pixeln.

Bei geschlossener Gantry wird für die dreidimensionale Bildaufnahme eine volle 360° Rotation von Röntgenquelle und Detektor durchgeführt. Die Aufnahmezeit beträgt 13 Sekunden, dabei werden 390 Projektionsbilder erzeugt [Breakaway Imaging (2006)]. Durch die große Anzahl von Projektionsbildern, die 360° Rotation und den verzerrungsfreien, hochauflösenden Flachbilddetektor können Volumendaten von hoher Qualität erzeugt werden, die vergleichbar mit modernen Computertomographen sind. Die Rekonstruktion wird wahrscheinlich mit einem auf einer Standardgrafikkarte ausgeführten Feldkämpalgorithmus, wie in Xu und Mueller (2004) vorgestellt, durchgeführt. Die Rekonstruktionszeit beträgt 20 Sekunden bei einer Volumengröße von 256^3 Voxeln mit einer Voxelgröße von $0,83 \text{ mm}^3$ bzw. 60 Sekunden bei einer Volumengröße von 512^3 Voxeln mit einer Voxelgröße von $0,415 \text{ mm}^3$. Die rekonstruierten Volumendaten werden an einem Monitorwagen mit Flachbildschirm als Schnittbilder visualisiert (Bild 3-4b).

Durch das hohe Gewicht des Geräts wird es voll motorisiert am Patienten ausgerichtet. Sogar das Fahrgestell ist mit zusätzlichen Motoren ausgestattet. Das System kann aber auch als Röntgengerät eingesetzt werden, bei vertikalem Strahlengang kann die Gantry auch geöffnet bleiben, wodurch zumindest begrenzter Zugang zum Operationssitus möglich ist. Allerdings ist es wahrscheinlich, dass das Gerät durch seine Größe nicht während der gesamten Operation am OP-Tisch verbleiben kann.

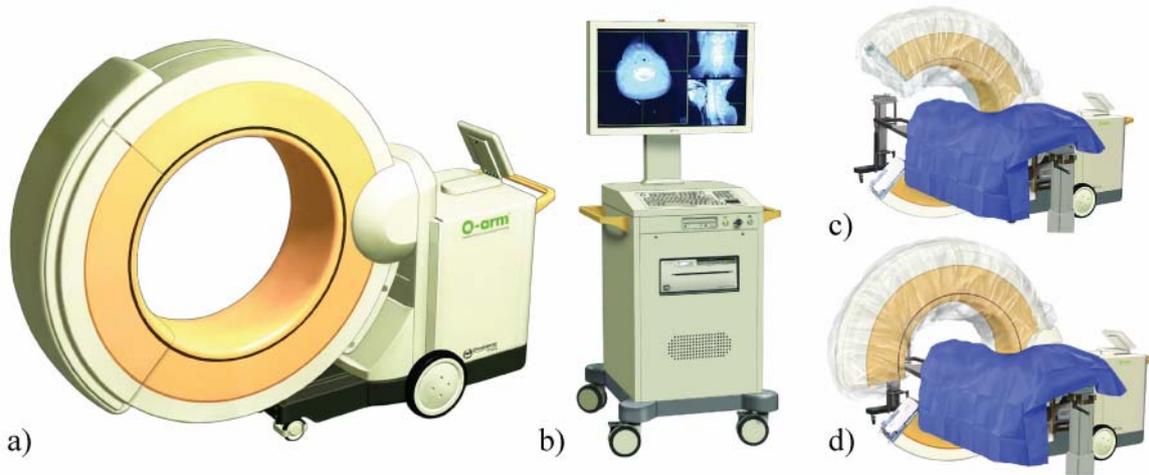


Bild 3-4: O-Arm der Firma Breakaway Imaging LLC. a) Fahrbare Gantry mit integriertem Flachbilddetektor und Röntgenquelle. b) Monitorwagen mit Flachbildschirm. c) und d) Positionierung des O-Arms am OP-Tisch durch aufschiebbarer Gantry, die steril verpackt werden kann. (Alle Bilder © Breakaway Imaging 2006)

Das Gerät soll in der Neurochirurgie bei Wirbelsäulenoperationen und in der Orthopädie eingesetzt werden. Es ist das - in dem hier gezeigten Kontext - bezogen auf die Bildqualität hochwertigste System und eher mit einem Computertomographen zu vergleichen. Es wird vom Autor als das absolute Highend Gerät für die intraoperative dreidimensionale Bildgebung angesehen. Aufgrund der eingesetzten bildgebenden Komponenten kann davon ausgegangen werden, dass es auch das mit Abstand teuerste Gerät ist. Allein der verwendete Röntgensensor kostet deutlich über 50.000 €. Klinische Erfahrungen mit dem System sind in der Literatur noch nicht zu finden.

3.1.5 Fest montierte, intraoperative 3D-Röntgensysteme

Aus dem Bereich der Herz- und Gefäßchirurgie sind so genannte Angiographen bekannt. Dabei handelte es sich um zumeist an der Decke oder am Boden fest montierte C-Bogensysteme. Im Vergleich zu den mobilen C-Bögen sind diese Systeme deutlich größer und meistens voll motorisiert. Viele dieser Systeme verfügen über mehr Bewegungsachsen als die mobilen Systeme. Sie können frei im Raum positioniert werden. Bei der Digitalen Subtraktions Angiographie (DSA) werden schon seit langer Zeit dreidimensionale Gefäßbäume rekonstruiert. Im Gegensatz zu den hier beschriebenen Rekonstruktionssystemen werden bei der DSA binäre Rekonstruktionen durchgeführt. Das heißt, es werden keine Dichtewerte einzelner Raumbereiche berechnet, sondern nur die geometrische Anordnung des Gefäßbaums im Rekonstruktionsraum.

Es wird ein Röntgenkontrastmittel in den Gefäßbaum des Patienten eingebracht. Durch eine Subtraktion der mit und ohne Röntgenkontrastmittel aufgenommenen Projektionsbilder kann der Gefäßbaum extrahiert werden. Diese Prozedur wird aus zwei zueinander orthogonal stehenden Positionen durchgeführt. Aus den beiden orthogonal angeordneten binären Gefäßbildern kann nach Rougee *et al.* (1994) durch eine einfache Rückprojektion eine dreidimensionale Repräsentation des Gefäßbaums berechnet werden. Es existieren Systeme, die aus zwei separaten C-Bögen aufgebaut sind. Mit ihnen ist es möglich Gefäßbäume mit mehreren Bildern pro Sekunde zu aufnehmen. Dadurch können dreidimensionale Gefäßbäume, z.B. vom schlagenden Herz, aufgenommen werden.

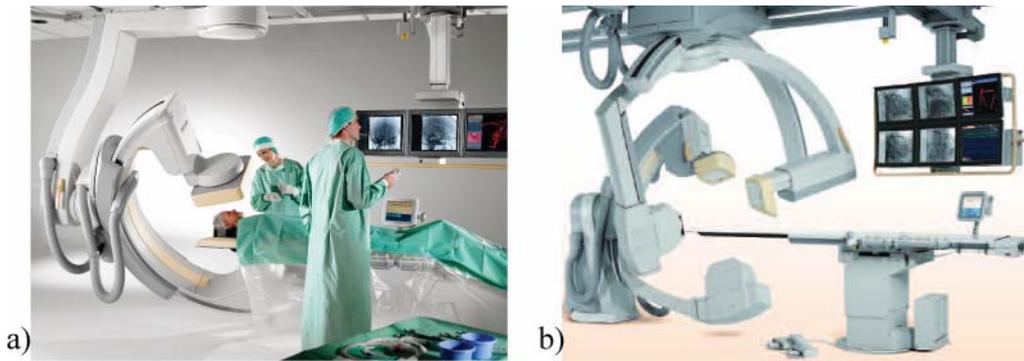


Bild 3-5: a) Angiograph mit Flachbilddetektor Allura Xper von Philips b) Dasselbe System mit zweiter Bildgebungseinheit (biplane). (Alle Bilder © Philips 2006)

Da Angiographen bereits über eine motorisierte Mechanik inklusive einer Positions- und Orientierungsbestimmung über interne Encoder verfügen und Rotationen von mindestens 180° um den Patienten durchführen können, wurden sie schon früh auch für eine dreidimensionale Bildgebung knöcherner Strukturen eingesetzt. Wie diese Systeme für die 3D-Bildgebung kalibriert werden können, kann exemplarisch in Rougee *et al.* (1993) und Fahrig und Holdsworth (2000) gefunden werden. Untersuchungen zu möglichen Bewegungsbahnen für eine 3D-Rekonstruktion werden in Schomberg (2001) vorgestellt. Die Rekonstruktionen werden im Allgemeinen mit dem Feldkampalgorithmus durchgeführt wie in Fahrig *et al.* (1997) und Navab *et al.* (1998) dargestellt. Fast alle Firmen, die radiologische Systeme herstellen, bieten Angiographen an, die meisten Systeme können dreidimensionale Rekonstruktionen durchführen. Durch die hohen Anschaffungskosten der Systeme und den notwendigen Umbauten der OP-Räume sind die Systeme allerdings kaum bei anderen chirurgischen Disziplinen als der Herz- und Gefäßchirurgie zu finden.

3.1.6 Motorisierter Standard C-Bogen

General Electric bietet für zwei seiner mobilen C-Bögen (OEC 9800 und OEC 9900) eine optionale Motorisierung an. Bei diesen Systemen werden die Orbitalbewegung, also die Rotation der C-Achse, und die Angulationsbewegung, die Rotation der C-Achse um die horizontale Schubachse, motorisiert ausgeführt. Die Bewegung wird dabei in Form eines Telemanipulators mit Hilfe eines Joysticks vom Chirurgen gesteuert. Die Steuerkonsole wird am OP-Tisch befestigt und steuert neben der Bewegung auch die Röntgenaufnahme. Das System überwacht die Bewegung durch am Bildverstärker und der Röntgenröhre angebrachte Näherungssensoren und stoppt die Bewegung automatisch bevor es zu einer Kollision mit dem Patienten oder der Umgebung kommt. Encoder sind in die Achsen nicht eingebaut, eine Positions- und Orientierungsvermessung der Bildebene sowie der Röntgenquelle wird nicht durchgeführt.

Das System verfügt über keine dreidimensionale Rekonstruktion von Volumendaten. Es soll in erster Linie das nicht sterile OP-Personal bei der Positionierung der C-Bogenmechanik entlasten.

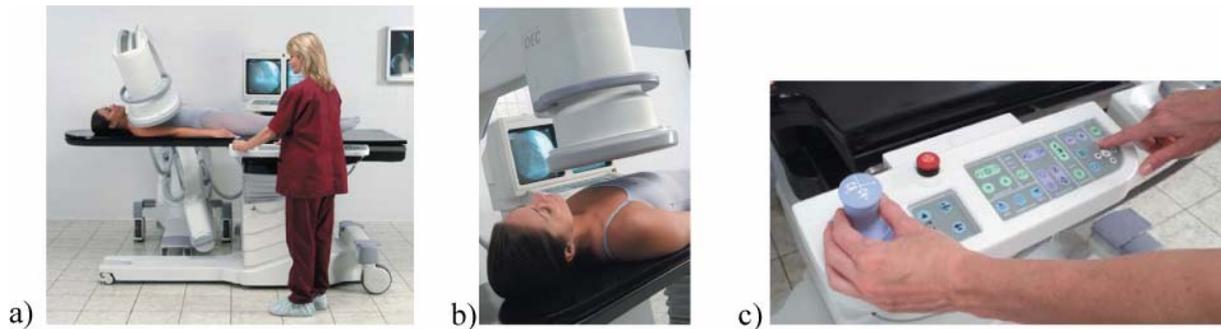


Bild 3-6: Motorisierte C-Bogen OEC 9800 MD von GE Medical Systems. a) Motorisierte Bewegung der Orbital- und Angulationsachse. b) Näherungssensoren überwachen den Abstand zum Patienten, vor einer Kollision stoppt das System. c) Am OP-Tisch montierbare Steuerkonsole zur Ausführung der Bewegung mittels Joystick. (Alle Bilder © GE Medical Systems, 2003)

3.1.7 Systeme in der Entwicklung

Es gibt nur sehr wenig Gruppen im Bereich der Forschung, die sich mit der Entwicklung gesamter Systeme für die dreidimensionale, intraoperative Röntgenbildgebung beschäftigen. Die meisten Gruppen arbeiten in erster Linie an Teilproblemen wie die 3D-Rekonstruktion oder die Kalibrierung von Systemen.

Die Forschungsgruppe des Instituts für Robotik und Kognitive Systeme der Universität Lübeck (ROB) arbeitet an einem voll motorisierten Standard C-Bogen. Wie in Binder *et al.* (2005) dargestellt wird, soll dergleiche, wie der im Rahmen dieser Arbeit für die dreidimensionale Bildgebung erweiterte Standard C-Bogen, für die dreidimensionale Röntgenbildgebung erweitert werden. Bisher wurde von der Forschungsgruppe ein Simulationsprogramm zur Steuerung der kinematischen Kette des Systems entwickelt (Bild 3-7a). An der Integration der Antriebe wird gearbeitet, eine Kalibrierung und dreidimensionale Rekonstruktion mit dem System ist geplant.

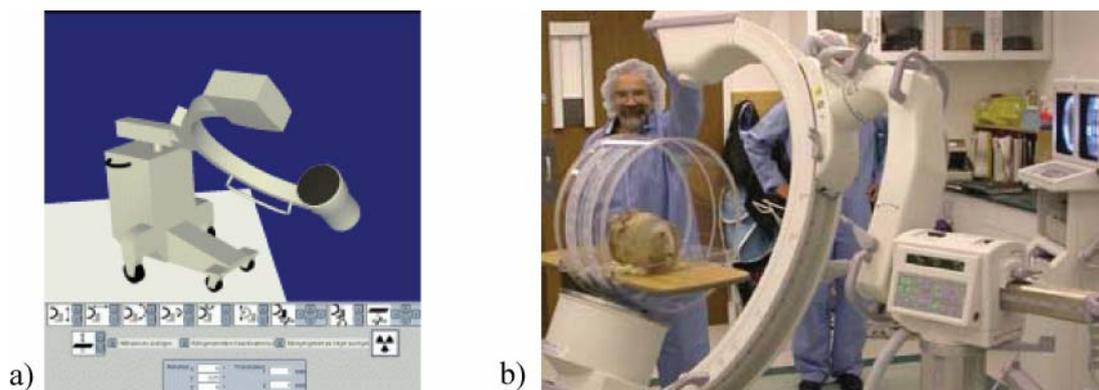


Bild 3-7: a) Simulationsprogramm für einen voll motorisierten C-Bogen der Universität Lübeck (© ROB Uni Lübeck, 2006). b) 3D-Rekonstruktion mit einem Standard C-Bogen, Positions- und Orientierungsbestimmung durch einen Ring mit röntgenopaken Marken (© Exxim Computing Corporation, 2006).

Die Exxim Computing Corporation aus Pleasanton, USA arbeitet an einem Rekonstruktionssystem mit einem Standard C-Bogen ohne jegliche Erweiterung des C-Bogens. Das System soll die isozentrische Bewegung mit der Propellerrotation des C-Bogens ausführen (vgl. Kapitel 3.1.3). Allerdings soll die Bewegung bei diesem System rein manuell ausgeführt werden, die Bildaufnahme wird ebenfalls manuell ausgelöst. Um die Positions-

und Orientierungsbestimmung der Röntgenaufnahmeeinheit ohne zusätzliche Messsysteme durchführen zu können, wird der Patient in eine Plexiglasröhre gelegt, in den röntgenopake Marken eingebracht sind (siehe Bild 3-7b). Die Röntgenmarken bilden ein eindeutiges Muster, anhand dessen die Position und Orientierung eines Röntgenbildes berechnet werden kann. Ein Verfahren dieser Art wurde bereits in Navab und Bani-Hashemi (1995) vorgestellt. Problematisch ist hierbei natürlich auch der Zugang zum Operationssitus.

3.1.8 Verwandte Systeme

Ein intraoperatives Röntgensystem mit dreidimensionaler Rekonstruktion für die dentale Chirurgie wurde von Szymanski (2005) entwickelt (Bild 3-8a). Dabei wird eine dentales Einzelzahnrontgengerät, bestehend aus einer freipositionierbaren Röntgenquelle und einem interoralen, digitalen Flachbild Röntgendetektor mit Hilfe eines dentalen Navigationssystems während der Bildaufnahme bezüglich der Position und Orientierung vermessen (Bild 3-8b) [Szymanski *et al.* (2004)].

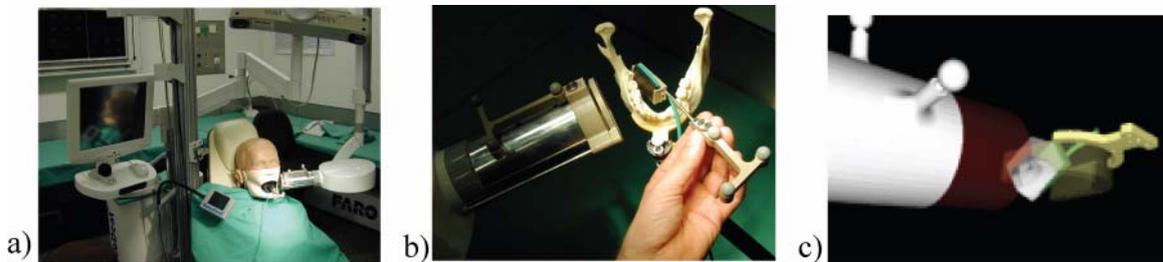


Bild 3-8: Navi-X System a) OP Setup mit Einzelzahnrontgengerät und dentalem Navigationssystem. b) Röntgenquelle und digitaler Röntgensensor mit angebrachten Navigationstrackern. c) Virtuelle Darstellung der Szene mit rekonstruierter Einzelzahnaufnahme. (Alle Bilder © MiMed, 2006)

Durch einige aus verschiedenen Ausrichtungen aufgenommenen Röntgenprojektionen desselben Zahns wird, mit Hilfe der digitalen Tomosynthese, eine Volumenrekonstruktion des Zahns erzeugt [Lueth *et al.* (2002)]. Die Besonderheit des Systems ist die gleichzeitige Vermessung der Lage der Patientenposition mit Hilfe einer in der navigierten dentalen Implantologie üblichen navigierten Bisschiene. Dadurch können auch mehrere einzelne Zähne in korrekter räumlicher Anordnung aufgenommen werden. Die Ergebnisse werden in einer virtuellen 3D-Szene visualisiert (Bild 3-8c). Mit dem System ist es möglich, die korrekte Position und Orientierung von Zahnimplantaten ohne eine vorherige CT-Aufnahme des Kiefers zu bestimmen. Das System ist vollständig in ein dentales Navigationssystem integriert, mit dessen Unterstützung anschließend die Operation navigiert durchgeführt wird.

3.2 3D-Rekonstruktionsverfahren

Neben den gerätetechnischen Entwicklungen für eine intraoperative, dreidimensionale Röntgenbildgebung spielen die Rekonstruktionsverfahren eine wesentliche Rolle. Mit Hilfe dieser Algorithmen wird ausgehend von den positions- und orientierungsbestimmten Röntgenprojektionsbildern die Dichteverteilung, bezogen auf die Röntgenabsorbtionseigenschaften des durchstrahlten Raumes, berechnet. Da der Rekonstruktionsalgorithmus eine wichtige Komponente eines dreidimensionalen Röntgensystems ist, werden die gängigen Verfahren in diesem Kapitel beschrieben. Durch die Einschränkungen eines Standard C-Bogens, insbesondere bezogen auf den Rotationsbereich der C-Achse müssen auch alternative Algorithmen zu den sonst üblichen Verfahren betrachtet werden.

Rekonstruktionsalgorithmen können nach Kalender (2006) im Wesentlichen in die folgenden Klassen eingeteilt werden:

- **Analytische Verfahren** leiten sich aus der Radontransformation ab, die besagt, dass die Dichteverteilung eines Objekts exakt durch eine unendliche Anzahl von Linienintegralen, also Projektionen des Objekts berechnet werden kann. Daraus kann die so genannte Fourier-Rekonstruktion direkt abgeleitet werden, bei der die Röntgenprojektionen strahlbasiert 1D-Fouriertransformiert und in Beibehaltung des Rotationswinkels im 2D-Fourierraum eingetragen wird. Dieser wird anschließend interpoliert und in den Ortsraum rücktransformiert. Eine genau Beschreibung und Herleitung des Verfahrens kann in Dössel (2000) und Kak und Slaney (1988) gefunden werden. Grundsätzlich fassen die analytischen Verfahren die Dichtefunktion des Objekts als kontinuierliche Funktion auf, ebenfalls werden die Projektionsdaten als kontinuierliche Funktion angenommen. Die Lösung des Rekonstruktionsproblems besteht somit in der Lösung einer Integralgleichung. Erst nach Herleitung der analytischen Lösung wird – gleichermaßen als letzter Schritt – die inhärente Diskretisierung der Messdaten in Betracht gezogen [Kalender (2006)]. Auch die von den meisten dreidimensionalen Röntgensystemen eingesetzte gefilterte Rückprojektion wird zu den analytischen Verfahren gezählt. Sie wird im anschließenden Abschnitt auf Grund ihrer hohen Popularität genauer dargestellt.
- **Algebraische Verfahren** betrachten hingegen das Rekonstruktionsvolumen als diskrete Ortsfunktionen und bauen mit Hilfe der als Summe entlang der einzelnen Röntgenstrahlen betrachteten Projektionsdaten der Röntgenbilder ein lineares Gleichungssystem auf. Das Rekonstruktionsproblem stellt sich somit als Lösung eines linearen Gleichungssystems dar. Allerdings kann dieses Gleichungssystem durch die meistens ungenügende Anzahl der Projektionsdaten, gestörter Projektionsinformation und einer zu großen Anzahl von Gleichungen nicht mit direkten Lösungsverfahren berechnet werden. Hier kommen iterative Lösungswege zur Anwendung. Die üblichen Lösungsverfahren sowie eine genauere Darstellung der mathematischen Modellierung werden im Laufe dieses Kapitels dargestellt.
- **Statistische Verfahren** werden vor allem in der Positron Emissions Tomographie (PET) eingesetzt. Sie sind ebenfalls iterativ arbeitende Rekonstruktionsverfahren. Ein gängiges Verfahren ist der Maximum Likelihood (ML) Ansatz, dabei werden statistische Methoden angewendet, um die Projektionseigenschaften bei der virtuellen Vorwärtsprojektion besser zu modellieren. Wenn über die Bildgebungseigenschaften des Röntgensystems genügend Wissen vorhanden ist, können Effekte, die durch das polychromatische Röntgenspektrum entstehen, bei dieser Art der Rekonstruktion berücksichtigt werden und so zu einer schnelleren Konvergenz des Algorithmus führen. Genaue Beschreibungen des Verfahrens können in Elbakri und Fessler (2002) sowie Hsieh (2003) gefunden werden. Da im Allgemeinen zu wenig Wissen über die physikalischen Eigenschaften des verwendeten Systems bekannt ist, wird dieser Ansatz im Rahmen dieser Arbeit nicht weiter verfolgt.

Eine weitere Klasse der Rekonstruktionsverfahren, die allerdings bei den hier betrachteten Systemen keine große Rolle spielen, sind:

- **Direkte Summationsverfahren** leiten sich aus der mechanischen Röntgentomographie ab. Diese auch als Tomosynthese bezeichneten Verfahren arbeiten nach Grant (1972) entsprechend der Röntgentomographie mit einer Rückprojektion der Röntgenbilder entlang der Strahlengänge und einer Summation an den diskreten Raumpunkten (Voxeln) des durchstrahlten Raumbereichs. Eine umfangreiche Darstellung dieser Verfahren, die

vor allem in der Mammographie auf Grund des extrem stark eingeschränkten Scanwinkels von ca. 60° eingesetzt werden, kann in Dobbins und Godfrey (2003) gefunden werden. Die mit diesem Verfahren generierten Rekonstruktionsergebnisse sind sehr unscharf. Allerdings wird in Buzug (2004) dargestellt, dass mit der Methode des Filtered Layergrams und einem Scanbereich von 180° durch eine Filterung im Fourierraum die tatsächlichen Dichtewerte berechnet werden können. Abgesehen davon existieren noch weitere Methoden, die auch bei begrenztem Scanwinkel die Unschärfe der Rekonstruktion zu minimieren versuchen [Person (2001)].

Im folgenden Abschnitt wird ausgehend von der gefilterten Rückprojektion, der von den meisten kommerziellen Systemen verwendete Feldkampalgorithmus vorgestellt. Anschließend wird eine alternative Rekonstruktionsmethode, die Algebraische Rekonstruktions-Technik (ART), die allerdings sehr rechenintensiv ist, betrachtet. Existierende Ansätze, um den hohen Rechenaufwand der Rekonstruktionsverfahren zu minimieren bzw. die Berechnung zu beschleunigen, werden im Weiteren besprochen. Im Abschluss dieses Kapitels werden die beiden hier ausgiebiger vorgestellten Rekonstruktionsverfahren hinsichtlich ihrer Eignung bei der 3D-Rekonstruktion mit einem Standard C-Bogen verglichen.

3.2.1 Gefilterte Rückprojektion

Die gefilterte Rückprojektion ist das von fast allen klinischen dreidimensionalen Röntgensystemen eingesetzte Rekonstruktionsverfahren [Kalender (2006)]. Sie zählt zu den analytischen Rekonstruktionsverfahren. Ihr liegt also eine analytische Betrachtung des Rekonstruktionsproblems zugrunde, das exakt oder approximativ umgesetzt werden kann. In dem hier gegebenen Rahmen wird die grundlegende Idee des Verfahrens anhand von parallelen Strahlenverläufen bei der Rekonstruktion einer Schicht vorgestellt. Auch bei nicht parallelen Strahlenverläufen kann mit Hilfe des Umsortierens (Rebinning) der einzelnen Strahlengänge aller Projektionen zu neuen Gruppen ein paralleler Strahlenverlauf simuliert werden. Die Erweiterung auf den dreidimensionalen Fall ist nicht trivial, sie wird in der Regel mit Hilfe des approximativ arbeitenden Feldkamp-Davis-Kress (FDK) Algorithmus durchgeführt. Die diesem Algorithmus zugrunde liegenden Annahmen werden im letzten Teil dieses Abschnitts dargestellt. Eine ausführliche Darstellung der mathematischen Hintergründe verschiedener analytischer Verfahren und insbesondere auch der exakten dreidimensionalen gefilterten Rückprojektion können in Buzug (2004) gefunden werden, anschauliche Herleitung des Rekonstruktionsproblems für die gefilterte Rückprojektion in Kak und Slaney (1988) sowie in Hsieh (2003).

Bei der analytischen Betrachtung des Rekonstruktionsproblems wird die Röntgenprojektion eines einzelnen Röntgenstrahls als Schwächungsfunktion $\mu(l)$ des durchstrahlten Körpers der Länge l dargestellt. Die von einem Detektor gemessene Strahlendosis I ergibt sich in Abhängigkeit der von der Röntgenröhre emittierten Strahlendosis I_0 zu

$$I = I_0 \cdot e^{-\int \mu(l) dl} . \quad (3-1)$$

Wird nun die gesuchte Ortsfunktion $f(x,y)$ der Schwächungskoeffizienten mit Hilfe der inversen zweidimensionalen Fouriertransformation im Frequenzbereich beschrieben, erhält man

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} F(u, v) \cdot e^{i \cdot 2\pi(u x + v y)} du dv. \quad (3-2)$$

Wird der so beschriebene Fourierraum durch Zylinderkoordinaten definiert mit

$$\begin{aligned} u &= w \cdot \cos \theta, \\ v &= w \cdot \sin \theta \text{ und} \\ du dv &= w \cdot dw \cdot d\theta \end{aligned} \quad (3-3)$$

ergibt sich aus Gleichung (3-2):

$$f(x, y) = \int_0^{2\pi} \int_0^{+\infty} F(w, \theta) \cdot e^{i \cdot 2\pi w(x \cos \theta + y \sin \theta)} w dw d\theta. \quad (3-4)$$

Da sich gegenüberliegende, also um π rotierte Projektionen, gleichen, kann der Integrationsbereich aus (3-4) unter weiterer Anwendung der Substitution $s = x \cos \theta + y \sin \theta$ umgeschrieben werden zu

$$f(x, y) = \int_0^{\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} F(w, \theta) \cdot e^{i \cdot 2\pi w s} |w| dw d\theta. \quad (3-5)$$

Das Fourier-Scheiben-Theorem, dessen genaue Herleitung, u.a. in Dössel (2000) gefunden werden kann, besagt, dass bei der Fouriertransformation eines Linienintegrals der Winkel im Ortskoordinatensystem dem im zweidimensionalen Fourierraum entspricht:

$$\begin{aligned} F(w, \theta) &= P_{\theta}(w) \text{ mit} \\ p_{\theta}(s) &\circ\text{---}\bullet P_{\theta}(w), \text{ die 1D-Fouriertransformierte eines Projektionsstrahls.} \end{aligned} \quad (3-6)$$

Damit erhält man

$$f(x, y) = \int_0^{\pi} \left(\int_{-\infty}^{+\infty} P_{\theta}(w) \cdot |w| \cdot e^{i \cdot 2\pi w s} dw \right) d\theta. \quad (3-7)$$

Der unter dem Integral über θ stehende Ausdruck entspricht dabei der fouriertransformierten Projektion $p_{\theta}(s)$ multipliziert mit $|w|$. Dies entspricht einer Faltung der Projektion $p_{\theta}(s)$ mit einem Filter $h(s)$ im Ortsraum, damit erhält man die gefilterte Projektion $\tilde{p}_{\theta}(s)$.

$$\tilde{p}_{\theta}(s) = p_{\theta}(s) * h(s) \circ\text{---}\bullet P_{\theta}(w) \cdot |w| \quad (3-8)$$

Für die Impulsantwort von $h(s)$ kann ein Grenzübergang angegeben werden mit

$$\frac{\varepsilon^2 - (2\pi s)^2}{(\varepsilon^2 - (2\pi s)^2)^2} \circ\text{---}\bullet |w| \cdot e^{-\varepsilon|w|} \quad (3-9)$$

In Bild 3-9 ist die so definierte Filterfunktion schematisch dargestellt. In der Realität muss der Filter allerdings bandbegrenzt ausgelegt werden, damit das durch den gegebenen Abstand der Detektorelemente definierte Nyquist-Shannonsche-Abtasttheorem eingehalten wird. Häufig verwendete Filter sind die Filterfunktionen nach Shepp und Logan (1974) sowie Ramachandran und Lakshminarayanan (1971).

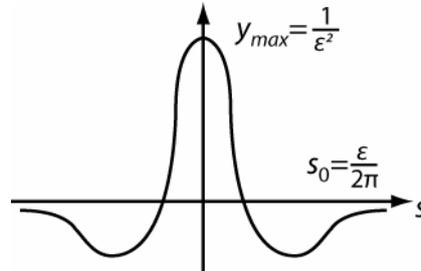


Bild 3-9: Schematische Darstellung der theoretisch optimalen Filterfunktion $h(s)$ der gefilterten Rückprojektion bei paralleler Strahlengeometrie. (© MiMed, 2006)

Der Rückprojektionsschritt wird in Gleichung (3-7) durch das Integral über θ beschrieben. Setzt man die gefilterten Projektionen in die Gleichung (3-7) ein, so erhält man

$$f(x, y) = \int_0^{\pi} \tilde{p}_{\theta}(s) d\theta = \int_0^{\pi} \tilde{p}_{\theta}(x \cos \theta + y \sin \theta) d\theta, \quad (3-10)$$

was nichts anderes bedeutet, als dass man für einen gesuchten Punkt (x, y) des Rekonstruktionsraums die Werte aller gefilterten Projektionen aufsummiert. Dies entspricht einem zurückschmieren der Werte einer gefilterten Projektion entlang der parallel verlaufenden Strahlengänge. Dieses Verfahren ist ähnlich der Tomosynthese, bei der allerdings die Rückprojektion ohne vorherige Filterung durchgeführt wird. Bild 3-10 zeigt das Prinzip der ungefilterten und gefilterten Rückprojektion eines einzelnen Punktes (δ -Peaks).

Es ist leicht zu erkennen, dass dem Filterkern bei der gefilterten Rückprojektion eine besondere Bedeutung zufällt, von ihm hängt im Wesentlichen die Bildqualität bezogen auf Schärfe und Rauschen ab. Bei radiologischen Systemen kann der Anwender oftmals zwischen verschiedenen Filterkernen wählen. Etabliert haben sich die Modi *Standard*, *Glättung* und *Kantenbetonung*. Mit kantenbetonenden Filtern lassen sich zwar mehr Details abbilden, also die Auflösung steigern, aber das Bildpunktrauschen und die Artefaktbildung nimmt zu.

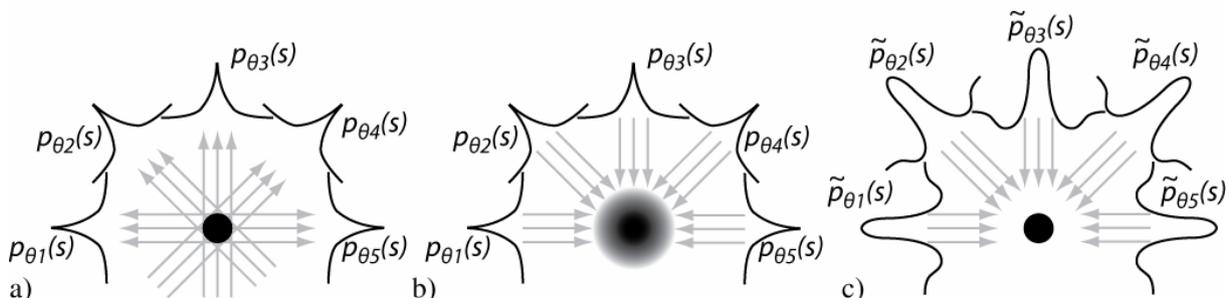


Bild 3-10: Prinzip der Rückprojektion: a) Messung von fünf Projektionen $p_{\theta}(s)$ eines Punktes (δ -Peak). b) Die ungefilterte Rückprojektion (Summationsverfahren) erzeugt einen unscharfen Punkt. c) Durch die gefilterten Projektionen $\tilde{p}_{\theta}(s)$ werden die unscharfen Bereiche bei der Rückprojektion weggeschnitten. (© MiMed, 2006)

CT-Scanner mit Fächerstrahlgeometrie, wie in Kapitel 3.1.1, benutzen das beschriebene Verfahren der gefilterten Rückprojektion, wobei die Fächerstrahlgeometrie durch Rebinning hergestellt wird [Kalender (2006)]. Dabei werden die erzeugten, einzelnen Strahlenverläufe einer Rotation durch das zusammenfassen parallel verlaufender Strahlengänge zu einer Parallelstrahlgeometrie neu gebildet, bevor sie der Rekonstruktion zugeführt werden.

Feldkampalgorithmus

Der Feldkampalgorithmus bzw. Feldkamp-Davis-Kress-Algorithmus (FDK) ist einer der gängigsten Algorithmen, um eine gefilterte Rückprojektion auf Basis von Kegelstrahlgeometrien dreidimensional durchzuführen. Entwickelt wurde die grundlegende Idee des Algorithmus von Feldkamp *et al.* (1984). Alle im Kapitel 3.1 vorgestellten kommerziellen Systeme mit Kegelstrahlgeometrie arbeiten mit diesem Algorithmus. Dieser Algorithmus ist approximativ, das heißt er bildet die analytische Betrachtung der dreidimensionalen Rekonstruktionsprobleme nur näherungsweise ab. Die analytische Betrachtung des Kegelstrahl-rekonstruktionsproblems ist nicht trivial und die Suche nach exakten analytischen Gleichungen ist wie in Buzug (2004) und Kalender (2006) gezeigt immer noch Gegenstand intensiver Forschung.

Das Problem bei der dreidimensionalen Rekonstruktion mit einer Kegelstrahlgeometrie ist, dass die Röntgenquelle punktförmig ist und sich auf einer eindimensionalen Bahn bewegt, wohingegen der Detektor zwei Dimensionen besitzt. Dadurch ist das im vorherigen Abschnitt gezeigte Fourier-Scheiben-Theorem in dieser Form nicht mehr anwendbar. Es lässt sich zwar eine Inversionsformel finden, die allerdings die Voraussetzung hat, dass alle durch das Rekonstruktionsvolumen gehenden Ebenen mindestens einen Schnittpunkt mit der Bewegungsbahn der Röntgenquelle besitzen. Diese von Tuy (1983) aufgestellte Bedingung ist allerdings bei einer kreisförmigen Rotation nur in der Rotationsebene der Röntgenquelle definiert. In Buzug (2004) werden verschiedene Trajekturen vorgestellt, die die Tuy-Bedingung erfüllen.

Um den Ansatz des Feldkampalgorithmus darzustellen, muss zunächst die Kegelstrahlprojektion analytisch beschrieben werden durch

$$p(\mathbf{s}, \boldsymbol{\theta}) = \int_0^{\infty} f(\mathbf{s} + l \cdot \boldsymbol{\theta}) dl \quad \text{mit } |\boldsymbol{\theta}| = 1 \text{ und } \mathbf{s}, \boldsymbol{\theta} \in \mathbb{R}^3. \quad (3-11)$$

Dabei sei \mathbf{s} die Position der Röntgenquelle und $\boldsymbol{\theta}$ der Richtungsvektor des Strahls der Projektion p . Die grundlegende Idee des Feldkampalgorithmus ist, den Richtungsvektor $\boldsymbol{\theta}$ in eine in der Rotationsebene liegende Komponente sowie eine dazu senkrechte Komponente zu zerlegen in

$$\boldsymbol{\theta} = \cos \gamma \cdot \boldsymbol{\theta}^{\perp} + \sin \gamma \cdot \boldsymbol{\theta}^{\parallel} \quad \text{mit } \boldsymbol{\theta}^{\perp} = \begin{bmatrix} -\sin \theta \\ \cos \theta \\ 0 \end{bmatrix} \quad \text{und } \boldsymbol{\theta}^{\parallel} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix}, \quad (3-12)$$

wobei γ den Winkel des Strahls aus der Rotationsebene heraus beschreibt. Wird diese Substitution in (3-11) eingesetzt erhält man

$$p(\mathbf{s}, \boldsymbol{\theta}) = \int_0^{\infty} f(\mathbf{s} + l \cdot \boldsymbol{\theta}) dl = \int_0^{\infty} \frac{f(\mathbf{s} + l \cdot \boldsymbol{\theta}^{\perp} + l \cdot \tan \gamma \cdot \boldsymbol{\theta}^{\parallel})}{\cos \gamma} dl. \quad (3-13)$$

Der Divisor $\cos \gamma$ entspricht einer Längenkorrektur der Strahlen außerhalb der Rotationsebene, da diese einen längeren Weg durch das Rekonstruktionsvolumen als die in der Ebene liegenden Strahlen zurücklegen. Vorteil dieses Verfahrens ist, dass die Längenkorrektur für die einzelnen Detektorzeilen vor der Filterung der Daten durchgeführt werden kann

$$p_{\gamma}^{\perp}(\mathbf{s}, \boldsymbol{\theta}^{\perp}) = p(\mathbf{s}, \boldsymbol{\theta}) \cdot \cos \gamma. \quad (3-14)$$

In der weiteren Verarbeitung des Feldkampalgorithmus wird analog zu der vorher beschriebenen gefilterten Rückprojektion vorgegangen, allerdings unter Verwendung der Fächerstrahlgeometrie. Die Rückprojektion findet allerdings nach dem Sammeln der gefilterten Projektionsinformationen der einzelnen Detektorzeilen hier dreidimensional statt. Da sich das Verfahren nicht grundsätzlich von der zuvor beschriebenen Rückprojektion mit parallelen Strahlenverläufen unterscheidet, soll es hier nicht weiter angeführt werden. Genaue Definitionen und Herleitungen der Rückprojektion mit Fächerstrahlgeometrien können in Kak und Slaney (1988) und Buzug (2004) nachgelesen werden.

Der Feldkampalgorithmus lässt sich mit den folgenden Schritten zusammenfassen:

- Wichten der einzelnen Detektorzeilen entsprechend dem Auslenkungswinkel aus der Rotationsebene.
- Faltung der Projektionsdaten einer Detektorzeile mit dem Filterkern (Kantenanhebung).
- Sammeln der gefilterten Detektorzeilen zu einem gefilterten Projektionsbild.
- Dreidimensionale Rückprojektion des gefilterten Projektionsbildes entlang der Kegelstrahlgeometrie.

Da bei der Faltung der Projektionsbilder der Auslenkungswinkel γ aus der Rotationsebene heraus vernachlässigt wird, ist eine exakte analytische Abbildung nicht gegeben. Daher wird das Verfahren approximativ genannt. Allerdings besitzen die hier beschriebenen dreidimensionalen Röntgensysteme einen Öffnungswinkel von nur einigen Grad, wodurch die gezeigte Approximation sehr gute Ergebnisse liefert. Es existiert eine reichhaltige Literatur über Erweiterungen des Feldkampalgorithmus. Diese betreffen einerseits Verfahren, um auch nicht ebene Bewegungstrajektoren zu realisieren wie z.B. in Kachelriess *et al.* (2004) für Helix-Bewegungen oder in Xiangyang und Ning (2000) für zwei senkrecht zueinander stehende Bewegungsbahnen, andererseits werden Verfahren vorgestellt, die die Approximationseigenschaften verbessern sollen wie in Turbell (2002).

3.2.2 Algebraische Rekonstruktionsmethoden

Die Algebraische Rekonstruktionstechnik verwendet ein grundlegend anderes mathematisches Modell als die zuvor beschriebene gefilterte Rückprojektion. Dieses von Gordon *et al.* (1970) beschriebene Modell betrachtet den zu rekonstruierenden Ortsraum als eine Reihe von Unbekannten, die entlang von Gitterpunkten, den Voxeln, angeordnet sind. Mit Hilfe der vorhandenen Projektionen und diesen Unbekannten kann ein Gleichungssystem aufgestellt werden. Ziel der Algebraischen Rekonstruktion ist es nun dieses Gleichungssystem

zu lösen und so die Unbekannten, also die Absorptionskoeffizienten der einzelnen Voxel, zu bestimmen.

Der besseren Anschaulichkeit wegen wird das Prinzip der Algebraischen Rekonstruktion für den zweidimensionalen Fall beschrieben, die Erweiterung auf den dreidimensionalen Fall ist hier einfach. Obwohl hier nur zweidimensionale Bildelemente im Rekonstruktionsraum berechnet werden, wird wegen der einheitlichen Darstellung trotzdem weiterhin von Voxeln gesprochen. Generell bezeichnet in dem hier beschriebenen Zusammenhang ein Voxel einen diskreten Raumpunkt, der dem Röntgenabsorptionskoeffizienten dieses Raumpunkts entspricht. Mit Pixel wird ein Bildelement des Röntgenprojektionsbildes bezeichnet.

Der Rekonstruktionsraum wird in diskrete Raumbereiche, den Voxeln j eingeteilt, wobei N die gesamte Anzahl der Voxel sei und f_j der dem Voxel j zugehörige Dichtewert. Die Pixel p_i eines Projektionsbildes berechnen sich dann als Summe aller vom Strahl i geschnittenen Voxel j .

$$p_i = \sum_{j=1}^N w_{ij} f_j, \quad i = 1, 2, \dots, M \quad (3-15)$$

M sei hier die Menge aller Strahlen aller Projektionsbilder. Der Faktor w_{ij} bezeichnet das Flächenverhältnis des vom i -ten Strahl überstrichenen Bereichs des j -ten Voxels zur Fläche des j -ten Voxels. Bild 3-11 veranschaulicht den geometrischen Zusammenhang, wobei p_{src} die Strahlenquelle darstellt.

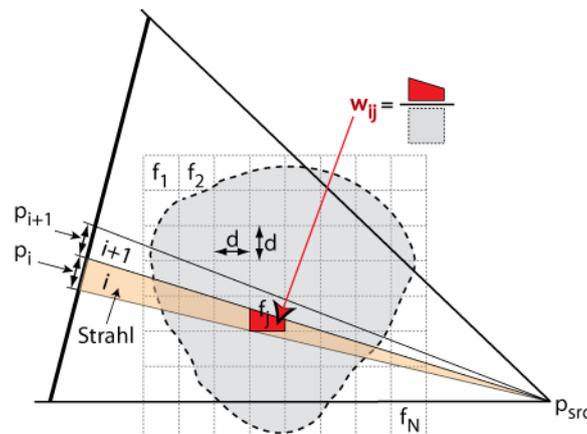


Bild 3-11: Der Rekonstruktionsraum als diskretes Gitter im zweidimensionalen Fall. Jedes Voxel j hat einen konstanten Dichtewert f_j . Der Wichtungsfaktor w_{ij} ist abhängig vom Flächenanteil des Röntgenstrahls i im Voxel j . Der Strahl i hat eine räumliche Ausdehnung, die von der Größe des Pixels p_i abhängt. w_{ij} berechnet sich aus der vom Strahl geschnittenen Fläche geteilt durch die Fläche des Voxels. (© MiMed, 2006)

In dieser Betrachtung sind die meisten $w_{ij} = 0$, da im Vergleich zu N nur wenige Voxel zur Summe des Strahls i beitragen. Die Gleichung (3-15) kann in expandierter Form geschrieben werden:

$$\begin{aligned} w_{11}f_1 + w_{12}f_2 + \dots + w_{1N}f_N &= p_1 \\ w_{21}f_1 + w_{22}f_2 + \dots + w_{2N}f_N &= p_2 \\ &\vdots \\ w_{M1}f_1 + w_{M2}f_2 + \dots + w_{MN}f_N &= p_M \end{aligned} \quad (3-16)$$

Prinzipiell könnte das Gleichungssystem direkt, z.B. mit einer Gauß-Elimination, gelöst werden. In der Praxis ist das Gleichungssystem durch die hohe Anzahl der M Gleichungen und N Unbekannten zu umfangreich, um auf diese Art gelöst zu werden [Kak und Slaney (1988); Dössel (2000)]. Bei einem Volumen mit 256^3 Voxeln sind $N \approx 1,6 \cdot 10^7$ Unbekannte zu bestimmen. Noch weit schwieriger ist die Problematik, dass die Projektionsdaten gestört sind. Zu diesen Störungen gehören:

- Verzerrungen der Projektionsbilder durch den Röntgensensor,
- Ungenauigkeiten bei Bestimmung der geometrischen Anordnung,
- Rauschen in den Projektionsdaten,
- Abschwächungseffekte im Körper, die nicht zur Bilderzeugung beitragen (Streuung, Compton-Effekt),
- Nicht lineares Verhalten der Röntgensensoren,
- Räumliche Ausdehnung des Brennflecks der Röntgenröhre,
- Nicht lineare Abschwächung im Gewebe durch polychromatische Röntgenstrahlung.

Eine Lösung wäre ebenfalls bei einer ungenügenden Anzahl von Projektionsbildern nicht möglich. Aus diesen Gründen wird bei der Algebraischen Rekonstruktionstechnik ein iteratives Lösungsverfahren angewendet. Die mathematische Herleitung des Verfahrens kann in Kaczmarz (1937) und die Anwendung auf das Projektionsproblem in Tanabe (1971) gefunden werden.

Die grundlegende Idee dabei ist ein Voxel als einen Punkt (f_1, f_2, \dots, f_N) in einem N -dimensionalen Raum zu betrachten. In diesem Raum bildet jede Gleichung aus (3-16) eine Hyperebene. Existiert eine Lösung für das Gleichungssystem, so ist der Schnittpunkt aller Hyperebenen ein einziger Punkt und somit die Lösung des Gleichungssystems.

Das Verfahren eignet sich für eine Implementierung in einem Computeralgorithmus. Ausgehend von einer initialen Schätzung, welche mit $f_1^{(0)}, f_2^{(0)}, \dots, f_N^{(0)} = \mathbf{f}^{(0)}$ bezeichnet wird, wobei jedes der $f_i = 0$ ist, werden die folgenden Rechenschritte ausgeführt. Die initiale Schätzung wird im ersten Rechenschritt auf die erste Gleichung von (3-16) projiziert und ergibt $\mathbf{f}^{(1)}$. Dieser Vektor wird nun auf die zweite Gleichung aus (3-16) projiziert, dessen Ergebnis nun auf die dritte Gleichung aus (3-16) und so weiter. Die Projektion des Vektors $\mathbf{f}^{(i-1)}$ auf die Hyperebene der i -ten Gleichung kann beschrieben werden durch

$$\mathbf{f}^{(i)} = \mathbf{f}^{(i-1)} - \frac{(\mathbf{f}^{(i-1)} \cdot \mathbf{w}_i - p_i)}{\mathbf{w}_i \cdot \mathbf{w}_i} \mathbf{w}_i, \quad \text{mit } \mathbf{w}_i = (w_{i1}, w_{i2}, \dots, w_{iN}). \quad (3-17)$$

Existiert eine eindeutige Lösung \mathbf{f}^S für das Gleichungssystem (3-16) so gilt:

$$\mathbf{f}^S = \lim_{k \rightarrow \infty} \mathbf{f}^{(kM)} \quad (3-18)$$

Dabei ist eine Iteration k beendet, falls der Vektor $\mathbf{f}^{(M-1)}$ auf die Gleichung M aus (3-16) projiziert wird. Auch dieses Verfahren konvergiert natürlich nur, wenn das Gleichungssystem eindeutig bestimmt ist und keine Fehler in den Ausgangsdaten vorhanden sind. Eine Erweiterung der hier beschriebenen Kaczmarz Methode ist die Algebraische Rekonstruktions Technik (ART).

Algebraische Rekonstruktions-Technik (ART)

Ziel der Algebraischen Rekonstruktions-Techniken ist es, durch einen iterativen Prozess die Lösung des Ergebnisvolumens zu approximieren. Die Wichtungsfaktoren w_{ij} werden bei dieser Annäherung auf 1 gesetzt, wenn das Voxelzentrum im Strahl i liegt, sonst auf 0. Dies kann leicht zur Laufzeit einer Computerimplementierung entschieden werden. Schreibt man den Korrekturwert $\Delta f_j^{(i)}$ eines einzelnen Voxels j ausgehend von (3-17) als

$$\Delta f_j^{(i)} = f_j^{(i)} - f_j^{(i-1)} = \frac{p_i - q_i}{\sum_{k=1}^N w_{ik}^2} w_{ij} \quad \text{mit } q_i = \mathbf{f}^{(i-1)} \mathbf{w}_{ij} = \sum_{k=1}^N f_k^{(i-1)} w_{ik} \quad (3-19)$$

und die Zahl der Voxel, die vom Strahl i getroffen werden, als $N_i = \sum_{k=1}^N w_{ik}^2$, so kann der Korrekturwert eines Voxels als

$$\Delta f_j^{(i)} = \frac{p_i - q_i}{N_i} \quad (3-20)$$

angenähert werden. Anschaulich ist p_i der tatsächlich gemessene Pixelwert im Projektionsbild und q_i der aus dem aktuellen Volumen \mathbf{f} geschätzte Pixelwert, also die Summe der Voxel entlang des Strahls i . Die Differenz $p_i - q_i$ ist ein Maß für den Fehler dieser Schätzung. Sie wird durch den Divisor N_i normalisiert und in jede Zelle des durchstrahlten Volumenbereichs zurückgeschrieben. Je kleiner die Differenz $p_i - q_i$ ist, desto besser ist das geschätzte Volumen dem tatsächlich durchleuchteten angenähert, die Differenz kann daher als Abbruchkriterium benutzt werden.

Simultane Algebraische Rekonstruktions-Technik (SART)

Die von Andersen und Kak (1984) eingeführte Simultane Algebraische Rekonstruktions-Technik (SART) führt einige Verbesserungen gegenüber der zuvor beschriebenen Technik ein. Dies bezieht sich sowohl auf die Qualität der Rekonstruktion als auch auf die Implementierung des Algorithmus.

Der wesentlichste Unterschied ist, dass die Korrekturwerte für eine Projektion aus Gleichung (3-16) für jeden Strahl i aufsummiert und normalisiert werden und nicht wie zuvor für jedes Voxel j . Im Gegensatz zu dem strahlenbasierten Ansatz des ART-Algorithmus wird beim SART-Algorithmus bildbasiert vorgegangen. Es werden vor der Korrektur der Voxel j die Strahlen i , die zu einem Projektionsbild b gehören akkumuliert und gemeinsam gewichtet in das Volumen zur Korrektur zurückprojiziert.

Die M Gleichungen aus (3-16) werden gruppiert. Sind L Projektionsbilder gegeben und ist M_b die Anzahl der Strahlen i des Projektionsbildes b mit $b = 1..L$, dann ist die Summe aller Strahlen über alle Projektionsbilder:

$$M = \sum_{b=1}^L M_b . \quad (3-21)$$

Alle zu einem Projektionsbild b gehörenden Strahlen i bilden eine Gruppe, die hier als $i \in b$ geschrieben wird. Somit kann der ganze bildbasierte Algorithmus geschrieben werden als:

$$f_j^{(b)} = f_j^{(b-1)} + \alpha \frac{\sum_{i \in b} \left(\frac{p_i - q_i}{N_i} \right) w_{ij}}{\sum_{i \in b} w_{ij}}. \quad (3-22)$$

Der zusätzlich eingeführte Faktor α wird Relaxationsparameter genannt, er wird Initial auf $\alpha = 1$ gesetzt und nimmt mit jeder Iteration ab. Dadurch wird die Korrektur mit zunehmender Iterationsanzahl gedämpft, wodurch ein Rauschen, das durch Ungenauigkeiten der Projektionsbilder entsteht, gedämpft. Weiterhin werden die Wichtungsfaktoren w_{ij} nicht mehr binär behandelt sondern bilinear gefiltert. Eine weitere durch den SART-Algorithmus eingeführte Heuristik ist das so genannte Hamming Window, mit dem die Korrektur bei der Rückprojektion an den Randbereichen des Volumens abgeschwächt werden.

Anschaulich lässt sich der SART-Algorithmus durch die folgenden drei Berechnungsschritte zusammenfassen. Sie werden, nachdem sie für jedes Röntgenbild durchgeführt wurden, in der nächsten Iteration erneut für alle Röntgenbilder durchgeführt.

1. *Virtuelle Projektion:* Berechnung eines virtuellen Projektionsbildes des zu rekonstruierenden Volumens mit denselben geometrischen Eigenschaften des gemessenen Röntgenbildes.
2. *Differenzbild:* Pixelweise Subtraktion des virtuellen Projektionsbilds vom tatsächlich gemessenen Röntgenbild und Normierung.
3. *Rückprojektion:* Korrektur der Voxel durch eine strahlenbasierte Rückprojektion des Differenzbildes in das Voxelvolumen und Addition mit den vorhandenen Voxelwerten.

In der Praxis ist nach spätestens 5 Iterationen keine Verbesserung des Volumens mehr zu messen. Durch den bildbasierten Ansatz des Algorithmus eignet er sich hervorragend für eine Implementierung mit paralleler Datenverarbeitung.

3.2.3 Hardwarebeschleunigung der Rekonstruktion

Der SART-Algorithmus ist durch die wiederholte Projektion und Rückprojektion sehr rechenaufwendig. So dauert die Berechnung mit einer einfachen Implementierung des SART-Algorithmus auf einem Pentium Rechner für ein Volumen mit 256^3 Voxeln und 70 Projektionsbildern mit 512^2 Pixeln mehr als eine Stunde. Der hohe Rechenaufwand führte zu einigen Ansätzen, mit denen die Berechnung beschleunigt werden soll. Hierzu gehören in erster Linie Ansätze mit spezieller Hardware bzw. mit leicht verfügbarer Standardhardware, die die Parallelisierbarkeit des Algorithmus ausnutzen.

Beschleunigung mit spezieller Hardware

Die Firma Terarecon Inc., eigentlich Spezialist für Volumenrendering-Systeme entwickelte ein spezielles, skalierbares Hardwaresystem zunächst mit ASIC (Application Specific Integrated Circuit) Prozessoren und später mit HISC (Hierarchical Instruction Set Computing) Prozessoren. Diese speziellen Prozessoren sind für eine parallele Verarbeitung von Datenströmen ausgelegt. Die Firma bietet Einsteckkarten mit bis zu 16 Prozessoren an. Auf Grund der speziellen Hardware sind diese Systeme, mit mehreren 10.000 € sehr kostspielig.

Die Firma Mercury Inc. verwendete bei Ihren speziellen Hardwarelösungen zunächst so genannte FPGAs (Field Programmable Logic Array) wie in Goddard und Trepanier (2002) vorgestellt. Das System wurde ursprünglich für den Feldkampalgorithmus entworfen und später für den SART-Algorithmus adaptiert. Die Rekonstruktionszeiten konnten mit diesem System auf wenige Minuten verkürzt werden, allerdings auch hier im Tausch gegen hohe Hardwarekosten von etwa 10.000 €. Daher wurde der Algorithmus von Mercury Inc. auf eine Workstation Grafikkarte portiert und unter dem Namen Visage RT vertrieben. Die Kosten für dieses System liegen bei etwa 3000 €, eine Rekonstruktion mit den zuvor genannten Parametern dauert etwa drei Minuten. Seit neuester Zeit bietet Mercury Systeme an, die auf dem von IBM entwickelten CELL Prozessor arbeiten. Systeme mit diesem Prozessor werden allerdings durch die extrem hohen Kosten in der medizinischen Bildverarbeitung bisher nicht eingesetzt sondern beschleunigen 3D-Rekonstruktionen im Bereich der Radar- und Satellitentechnik. Eine weitere Lösung den Feldkampalgorithmus mit Hilfe von FPGAs zu beschleunigen wird in Nikolay (2003) vorgestellt, hier wird vor allem auf die Speicherarchitektur geachtet, um einen effizienten Zugriff auf die Daten zu gewährleisten. Ein frühes mit Parallelprozessoren arbeitendes System wird in Laurent *et al.* (1996) sowohl für den Feldkampalgorithmus als auch für algebraische Algorithmen beschrieben.

Beschleunigung mit Konsumer Hardware

Für die Beschleunigung parallelisierbarer Algorithmen eignen sich besonders auch moderne Grafikkarten. Im Kapitel 3.3 wird der Aufbau und die Programmierung dieser Hardwarekomponente genauer beschrieben. Sowohl für die analytischen als auch für die iterativen Rekonstruktionsverfahren existieren Implementierungen, die auf modernen Grafikkarten ausgeführt werden. So wird zum Beispiel in Sumanaweera und Lui (2005) eine Implementierung der Fast Fourier Transformation vorgestellt und in Xu und Mueller (2004) und Mueller und Xu (2006) eine Implementierung der gefilterten Rückprojektion beschrieben.

Erste Ansätze zur Beschleunigung des SART-Algorithmus werden in Mueller und Yagel (1999) vorgestellt. Hier werden sowohl die virtuelle Projektion als auch die Rückprojektion auf die Grafikkarte ausgelagert. Dabei wird die virtuelle Projektion ähnlich dem Volumenrendering-Konzept als Akkumulation von texturierten Polygonen im Framebuffer der Grafikkarte erzeugt. Das Rekonstruktionsvolumen wird in zwei 2D-Texturstapeln gespeichert, wobei die jeweiligen Schichten der beiden Stapel senkrecht zu einer Koordinatenhauptachse des Volumens stehen. Je nach Orientierung des virtuellen Projektionsbildes wird der Texturstapel gewählt, der einen Bereich von 90° abdeckt. Ein dritter Stapel wird nicht verwendet, da davon ausgegangen wird, dass die Röntgenprojektionsbilder auf einer Kreisbahn innerhalb einer Ebene akquiriert wurden. Um die virtuelle Projektion zu berechnen, wird für jede Schicht eines Texturstapels ein Polygon gezeichnet und mit Hilfe der OpenGL Blend-Funktionen nach Shreiner *et al.* (2005) im Framebuffer akkumuliert. Die Berechnung des Differenzbildes wird bei diesem Verfahren pixelweise auf der CPU und die Rückprojektion mit Hilfe von projektiven Texturen nach Segal *et al.* (1992) durchgeführt. Dabei wird das Differenzbild, ausgehend von der Position der Röntgenquelle auf die Geometrie der einzelnen Schichten, ähnlich, wie bei einem Diaprojektor der Volumenrepräsentation projiziert und mit Hilfe der Blend Funktion addiert. Bevor das nächste Projektionsbild verarbeitet werden kann, muss der zweite, nicht benutzte Texturstapel der Volumenrepräsentation ebenfalls aktualisiert werden. Die Rekonstruktionszeiten dieser Realisierung von Xu und Mueller (2005) werden mit 36 Sekunden bei 80 Projektionsbildern und einem Volumen mit 128^3 Voxeln angegeben. Für ein Volumen mit 256^3 Voxeln kann somit von einer Rekonstruktionszeit von einigen Minuten ausgegangen werden.

3.2.4 Vergleich der Rekonstruktionsalgorithmen

Eine exakte analytische Rekonstruktion ist immer dann möglich, wenn alle Voxel des Ortsraumes einen vollständigen Satz von Punkten im Radonraum besitzen. Diese Voraussetzung kann durch die von Tuy (1983) formulierte Bedingung ausgedrückt werden. Die Tuy-Bedingung besagt, dass ein Punkt im Ortsraum genau dann vollständig im Radonraum erfasst ist, wenn jede durch diesen Punkt verlaufende Ebene mindestens einmal die Bewegungstrajektorie der Röntgenquelle schneidet. Schon bei einer 180°-Rotation in einer Ebene ist bei einer Kegelstrahlgeometrie diese Bedingung für den gesamten Rekonstruktionsraum nicht mehr erfüllt. Der bei diesen Systemen eingesetzte Feldkampalgorithmus approximiert, wie zuvor beschrieben, die fehlende Information. Aus diesem Grund erlauben Computertomographen eine genauere Rekonstruktion als Systeme mit Kegelstrahlgeometrien. Das Problem der mangelnden Abdeckung des Radonraumes verschärft sich, je weniger Projektionsinformationen zur Verfügung stehen, insbesondere wenn der Rotationsbereich kleiner als 180° ist.

Algebraische Verfahren wie der beschriebene ART oder SART Algorithmus können ebenfalls nur exakte Lösungen liefern, wenn ideale Bilddaten aus einem Scanbereich von mindestens 180° zur Verfügung stehen, nur dann besitzt das definierte Gleichungssystem genau eine Lösung. Der Unterschied der ART basierten Algorithmen gegenüber den analytischen Verfahren besteht unter anderem darin, dass das Ergebnis der Berechnung durch das iterative Verfahren der Lösung des Gleichungssystems kontinuierlich angenähert wird.

Aus den beiden grundsätzlich verschiedenen Ansätzen zur der Lösung des Rekonstruktionsproblems ergibt sich die Frage, unter welchen Voraussetzungen bessere Ergebnisse mit welchem Algorithmus erreicht werden können. Diese Betrachtung wird für die Kegelstrahlgeometrie der Standard C-Bögen durchgeführt. Dabei sollen insbesondere drei spezielle Fälle betrachtet werden:

- Rekonstruktion mit wenigen Projektionsbildern, was für die Reduzierung der Strahlendosis wichtig ist.
- Rekonstruktion mit einem Rotationsbereich kleiner als 180°, was besonders bei dem eingeschränkten Rotationsbereich von Standard C-Bögen entscheidend ist.
- Rekonstruktion mit gestörten Daten. Störungen in der Bilderzeugungskette wie Verzerrungen, Rauschen und nicht lineare Energiewandlung sowie Störungen bei der Positionserfassung, z.B. durch mechanische Deformationen.

Übersichten über die vielfältigen Artefakte, die bei analytischen Lösungen des Rekonstruktionsproblems auftreten können, sind in Buzug (2004) und Hsieh (2003) zu finden.

Rekonstruktion mit wenigen Projektionsbildern

Es wurden verschiedene Untersuchungen zur Rekonstruktion mit einer geringen Anzahl von Projektionsdaten durchgeführt. Dabei wurden unterschiedliche Implementierungen des Feldkamp- und des SART-Algorithmus benutzt. In Chlewicki *et al.* (2001) werden beide Algorithmen anhand mathematischer Modelldaten miteinander verglichen. Bei der vorgestellten Untersuchung werden Projektionsdaten mit einer Winkeldifferenz zwischen 3° und 10° mit Hilfe des Shepp-Logan-Phantoms, wie in Kak und Slaney (1988) beschrieben, verwendet. Anhand dieser Daten werden durchschnittliche Fehler zwischen dem originalen und dem rekonstruierten Volumen berechnet. Die Ergebnisse zeigen ein deutlich besseres Ergebnis des SART Algorithmus nach 3 Iterationsschritten gegenüber dem Feldkampalgorithmus. Mit einem mathematisch beschriebenen Linienphantom wurden

weiterhin die erreichbaren Auflösungen beider Algorithmen für die begrenzte Anzahl von Projektion untersucht. Sowohl für niedrige als auch für hohe Frequenzen konnte hier der SART Algorithmus deutlich bessere Ergebnisse erzielen.

In Ungpinitpong *et al.* (2003) werden beide Algorithmen bei nur 12 Projektionsbildern anhand des Shepp-Logan-Phantoms und klinischer Daten evaluiert. Kawikitwicha *et al.* (2004) untersucht die Rekonstruktionsqualität beider Algorithmen anhand von 36 Röntgenprojektionen, die mit einem C-Bogen mit Propellerrotation aufgenommen wurden. Beide Untersuchungen können deutlich bessere Ergebnisse mit dem SART Algorithmus nachweisen, wenngleich bei den benutzten Implementierungen die Rechenzeit des SART Algorithmus sehr lang ist.

Rekonstruktion mit eingeschränktem Rotationsbereich

Andersen (1989) zeigt bei seiner Untersuchung, dass die Rekonstruktion mit dem SART Algorithmus in einem Scanbereich von nur 135° geringere Artefakte erzeugt, als die gefilterte Rückprojektion. Die Untersuchungen werden anhand des Shepp-Logan-Phantoms allerdings mit parallelen Strahlenverläufen für eine einzelne Schicht durchgeführt, es werden insgesamt 76 Projektionen mit jeweils 103 parallelen Strahlenverläufen bei dieser Messung verwendet. Zahng *et al.* (2006) zeigt, dass im Fall eines Rotationsbereichs von 60° , wie er in der Mammographie üblich ist, ein deutlich schärferes Bild mit weniger Artefakten mit dem SART-Algorithmus erzeugt werden kann im Vergleich zum Feldkampalgorithmus. In Kak und Slaney (1988) wird mathematisch dargestellt, warum der SART-Algorithmus aufgrund des iterativen Ansatzes bei begrenztem Rotationsbereich bessere Ergebnisse liefert als der Feldkampalgorithmus, allerdings gleichen sich die Rekonstruktionsergebnisse bei einer großen Anzahl von Röntgenprojektionen einander an. In Buzug (2004) wird der Grenzwert mit Hilfe des Radonraumes für den Feldkampalgorithmus hergeleitet. Für einen gegebenen Rekonstruktionsvolumen mit 12 cm^3 Größe und einem bei C-Bögen üblichen Pixelabstand von $0,3 \text{ mm}$ im Projektionsbild kann die notwendige Anzahl der Projektionsbilder auf 400 für einen 180° Rotationsbereich bestimmt werden. Bei einem Rotationsbereich von 135° entspricht dies 300 Röntgenprojektionsbildern. Eine analytische Betrachtung, wodurch es beim Feldkampalgorithmus zu den deutlich stärkeren Artefakten bei begrenztem Rotationsbereich kommt, kann in Olson und Jaffe (1990) gefunden werden.

Andere Verfahren um die Rekonstruktion mit eingeschränktem Rotationsbereich zu verbessern, wie z.B. von Sadowsky *et al.* (2006) vorgeschlagen, wo mit Hilfe von Daten aus einem anatomischen Atlas die fehlenden Röntgenprojektionen statistisch erzeugt werden, sollen im hier gegebenen Rahmen nicht berücksichtigt werden.

Rekonstruktion mit gestörten Daten

Der Feldkampalgorithmus reagiert sehr sensibel auf fehlerhaft bestimmte Positionsinformationen der Röntgenquelle oder der Detektorebene. Durch die Kontrastverstärkung der Projektionsbilder bei der Filterung entstehen bei einer fehlerhaften Lage der Projektionsbilder Linienartefakte, die entsprechend der Projektionsgeometrie durch das Volumen verlaufen. Der iterativ arbeitende SART Algorithmus zeigt deutlich weniger Artefakte bei einzelnen fehlpositionierten Röntgenbildern. Durch den abnehmenden Korrektoreinfluss bei höheren Iterationsstufen mit Hilfe des Relaxationsparameters wird der Fehler einzelner gestörter Bilder weitgehend kompensiert. Fehler in der Projektionsgleichung haben ebenfalls einen relativ geringen Einfluss, so wird in Zeng und Gullberg (2000) gezeigt, dass selbst unterschiedlich modellierte Vorwärts- und Rückprojektionsschritte nur einen

geringen Einfluss auf das Konvergenzverhalten des SART-Algorithmus besitzen. Byrne (1997) entwickelte eine Erweiterung des SART-Algorithmus, bei dem die durch die Vorwärts- und Rückprojektionsmethode des Algorithmus, mit der Iterationsschleife kombiniert inkonsistenten Projektionsdaten korrigiert werden können. Valton *et al.* (2006) zeigt, dass es bei einer nicht isozentrischen Bewegung der Bildaufnahmeinheit der Feldkampalgorithmus zu starken Artefakten führt. Diese wirken sich deutlich geringer beim SART-Algorithmus aus. Untersuchungen mit gestörten Bilddaten, die durch Rauschen überlagert werden, nicht lineare Abbildungsfunktionen besitzen oder nicht kompensierte Verzerrungen beinhalten, wurden von Badea und Gordon (2004) durchgeführt. Sie arbeiten bei diesen Untersuchungen mit dem ART-basierten MART-Algorithmus und zeigen, dass dieser sich durchaus robust gegenüber Bildstörungen verhält.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass der iterativ arbeitende SART-Algorithmus immer dann Vorteile gegenüber dem Feldkampalgorithmus zeigt, wenn die Röntgenprojektionsdaten nur unvollständig den Rekonstruktionsraum abtasten oder in gestörter Form vorliegen. Einziger Nachteil des SART-Algorithmus ist der erheblich höhere Rechenaufwand gegenüber dem ohne Vorwärtsprojektion und Iterationsschritten arbeitenden Feldkampalgorithmus.

3.3 Aufbau und Programmierung moderner Grafikkarten

Grafikkarten haben in den letzten Jahren eine rasante Entwicklung durchgemacht. Getrieben von der Computerspiele-Industrie ist deren Leistungsfähigkeit explosionsartig gestiegen. Lag die Rechenleistung der Grafikkarten im Jahr 2002 noch etwa in der Größenordnung einer leistungsstarken CPU, ist sie momentan etwa um den Faktor 12-15 höher und steigt rasant. Eine Grafikkarte agiert als eigenständigeessoreinheit, die mit dem restlichen PC-System über den PCI-Express oder AGP Bus verbunden ist. Der sogenannten Graphical Processing Unit (GPU) liegt dabei ein grundlegend anderes Verarbeitungsschema als einer herkömmlichen CPU zu Grunde. Arbeiten heutige CPUs nach wie vor nach der Von-Neumann-Architektur [Godfrey und Hendry (1993)], die als Single Instruction Single Data Architektur (SISD) eingeordnet wird [Huck und Flynn (1989)], liegt den GPUs eine Single Instruction Multiple Data Architektur (SIMD) zu Grunde. Dieses von Array-Prozessoren bzw. Vektorrechnern bekannte Prozessorschema arbeitet auf einem Datenstrom, der eine geordnete Menge von Datenelementen eines bestimmten Typs darstellt. Ein kleines Programm (Kernel) arbeitet auf einem oder mehreren Eingabeströmen und produziert einen Ausgabestrom. Dieser kann wiederum von einem nachfolgenden Kernel als Eingabestrom verwendet werden. Daten und Programme (Kernel) sind semantisch voneinander getrennt und befinden sich in verschiedenen Speicherbereichen. Großer Vorteil dieser Architektur ist, dass die Verarbeitung der Daten parallel erfolgen kann, so kann ein Kernel parallel auf mehreren Sub-Prozessoren ausgeführt werden, wobei der Datenstrom dann zwischen den Prozessoren aufgeteilt wird. Weiterhin kann der Speicher für den sequentiellen Zugriff optimiert werden [Flynn (1995)].

Die Schwierigkeit bei der Umsetzung eines Algorithmus in das SIMD Modell ist die Parallelisierbarkeit der Berechnung. Da die Verarbeitung einzelner Datenelemente unabhängig voneinander erfolgt, kann man in einem Kernel nicht auf Ergebnisse der Berechnung von Nachbarelementen zugreifen. Es kann nicht sichergestellt werden, dass diese schon berechnet wurden. Die Rechenoperationen des Kernel müssen für jedes Element des Datenstrom identisch sein, weiterhin kann man nur auf das aktuelle Element sowie globale Daten zugreifen. Es ist aber möglich, die Rechenschritte eines Algorithmus in einzelne Kernel aufzuteilen, die dann sequenziell immer mit dem gesamten Datenstrom nacheinander abgearbeitet werden.

Das SIMD Modell ist auf einer Grafikkarte in der sogenannten Grafikkpipeline umgesetzt (Bild 3-12). Ein Großteil der Rechenschritte werden durch fest verdrahtete Hardware realisiert. In der aktuellen Ausführung von Grafikkarten gibt es zwei frei programmierbare Komponenten der Pipeline.

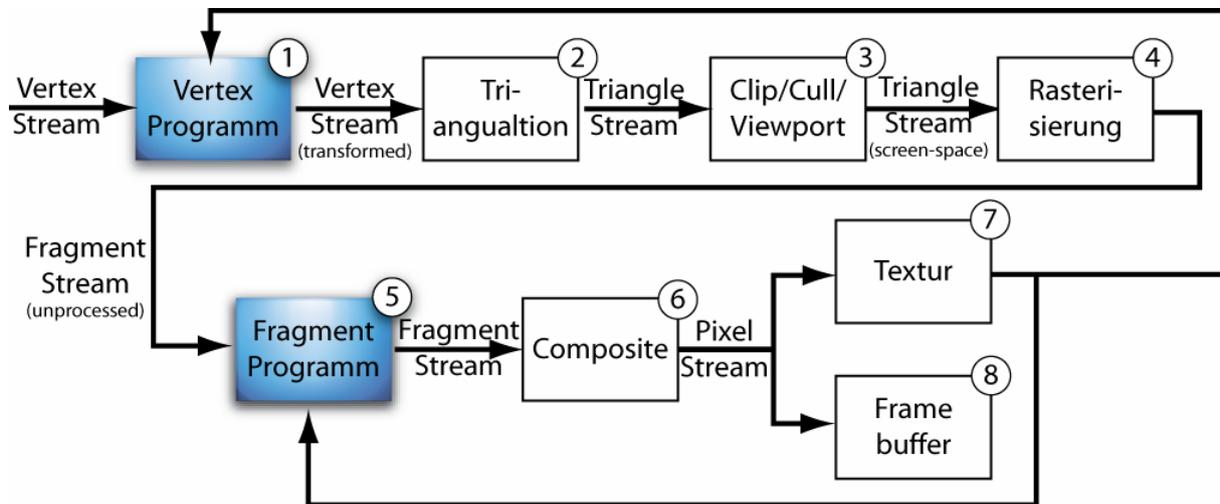


Bild 3-12: Grafikkpipeline einer modernen Grafikkarte. Ein eingehender Geometriedatenstrom (Vertex Stream) durchläuft mehrere Verarbeitungsschritte, bis ein Pixel im Bildspeicher (Framebuffer) bzw. in einer Textur landet. Das Vertex und das Fragment Programm können frei programmiert werden. (© MiMed, 2006)

Die Grafikkpipeline arbeitet auf der Basis eines Geometriedatenstromes (Vertex Stream), der die räumliche Position und Lage von geometrischen Primitiven beschreibt. Dieser besteht in erster Linie aus den Eckpunkten der Primitiven sowie der Flächennormalen, Farbwerten bzw. Texturkoordinaten, die eine Position in Bilddaten für die Einfärbung beschreiben. Im Vertex Programm (Bild 3-12 (1)) werden die Koordinaten einer übergebenen Geometrie durch Multiplikation mit der Kamera Matrix in ein für die Darstellung gewähltes Koordinatensystem transformiert. Verschiedene Kameramodelle wie Zentral- oder Parallelprojektion und perspektivische Verzerrungen sind hier möglich. Die geometrischen Primitiven werden anschließend trianguliert (2), das heißt in Dreiecke zerlegt und anschließend in das Koordinatensystem des Bildschirms überführt (3), nicht im Sichtbereich des Bildschirms liegende Dreiecke werden dabei aus dem Datenstrom gelöscht. Die Rasterung (4) erzeugt aus den verbleibenden sichtbaren Dreiecken einen Fragmentstrom. Ein einzelnes Dreieck kann dabei eine Vielzahl von Fragmenten generieren. Ein Fragment kann man sich als potenzielles neues Bildelement (Pixel) vorstellen. Ob und wie dieses am Ende im Framebuffer (8) bzw. in einer Textur abgelegt wird, hängt von der weiteren Verarbeitung in den nachfolgenden Kernen ab. Im Fragmentprogramm (5) werden hauptsächlich die für die Darstellung gewählten Beleuchtungsmodelle umgesetzt. Man nennt diese Programme daher auch Shader. Am Ende der Pipeline werden die Fragmente mit den im Framebuffer bzw. der Zieltexur bereits vorhandenen Pixeln kombiniert (6). Hier können Blendoperationen zum Einsatz kommen. Der jetzt entstandene Pixelstrom wird entweder in einer Textur (7) oder dem Framebuffer (8) abgelegt. Die gesamte Pipeline arbeitet bei den aktuellen Grafikkarten mit einer 32-Bit Fließkomma-Arithmetik. Texturen können ebenfalls als sogenannte Float-Texturen definiert werden, es kommt also zu keinem Datenverlust durch eine Quantisierung der Daten. Der Framebuffer hat allerdings nur einen Wertebereich von 8-Bit (0..255) pro Farbkanal.

Zwei der Kernel in dieser Pipeline sind programmierbar. Mit dem Vertex Programm können die Geometriedaten manipuliert werden, mit dem Fragment Programm können Operationen

auf den einzelnen Fragmenten ausgeführt werden. Im Zusammenhang mit der Darstellung von Rechenoperationen auf einer Grafikkarte wird ein Bereich im Speicher der Grafikkarte Textur genannt. Beide Kernel können als zusätzliche Eingabeströme auf Texturen zugreifen. Texturen können ein-, zwei- oder dreidimensional sein.

Die Steuerung der Grafikkarte übernimmt der Treiber der Grafikkarte, mit ihm kann über spezielle APIs (Application Programming Interface) die Grafikpipeline angesprochen werden. Unter Windows Systemen gehören OpenGL und DirectX zu den gängigen APIs. Beide verfügen in etwa über denselben Funktionsumfang. Werden spezifische Operationen von der Grafikkartenhardware nicht unterstützt, übernimmt der Treiber die Funktionalität und führt die Berechnung auf der CPU durch. Hier kann es zu erheblichen Verzögerungen kommen, da die Daten zunächst über den Systembus vom Speicher der Grafikkarte in den RAM geladen werden müssen und nach durchgeführter Berechnung wieder in den Speicher der Grafikkarte zurück geschrieben werden müssen. Zur Programmierung der Kernel stehen spezielle C-ähnliche Hochsprachen zur Verfügung. Sie sind an den Funktionsumfang der Kernel Programme angepasst und bieten z.B. erweiterte Sprachmittel für spezielle Operationen wie die Lineare Interpolation. Die erstellten Kernel Programme werden beim Kompilieren in eine Metasprache überführt und zur Laufzeit vom Treiber in einen für die Grafikkarte angepassten Maschinencode übersetzt. Im Wesentlichen sind drei Programmiersprachen verfügbar. Cg („C for Graphics“) ist eine plattformunabhängige und frei erhältliche Sprache, sie wird von NVidia und Microsoft entwickelt [Fernando und Kilgrad (2003)]. Microsoft vertreibt unter dem Namen HLSL (High Level Shading Language) als integralen Bestandteil von DirectX eine syntaktisch gleiche Sprache wie Cg. Mit der neusten Spezifikation (2.0) des OpenGL Standards wird eine sogenannte OpenGL Shading Language spezifiziert [Rost (2006)]. Sie ist an das OpenGL Programmiermodell angepasst und syntaktisch etwas anders als Cg aufgebaut. Implementierungen von OpenGL 2.0 werden allerdings erst seit etwa einem Jahr angeboten, daher ist diese Sprache noch nicht sehr verbreitet. Aufgrund der enormen Rechenleistung moderner Grafikkarten werden zunehmend diese Prozessoren für wissenschaftliche Berechnungen herangezogen. Anwendungsbeispiele können in Fernando (2004) sowie Pharr (2005) gefunden werden

3.4 Defizite am Stand der Technik

In diesem Abschnitt wird der aktuelle Stand der Technik bei intraoperativen dreidimensionalen Röntgensystemen zusammengefasst und kritisch besprochen. Anhand der Kritikpunkte werden die noch ungelösten Probleme identifiziert. Die Kritik am Stand der Technik betrachtet sowohl die realisierten Systeme als auch die bekannten Rekonstruktionsverfahren.

Nachteile der existierenden intraoperativen dreidimensionalen Röntgengeräte

Intraoperative Computertomographen sind sehr große und schwere Geräte. Sie bieten eine hohe Bildqualität, aber eine langsame Aufnahmetechnik. Die geschlossene Ringstruktur bietet keinen Zugang zum Operationssitus, wodurch das System nur während der Bildaufnahme am Patienten verbleiben kann und beim operativen Eingriff entfernt werden muss. Aufnahmen am Rumpf des Patienten sind besonders schwierig, da der Patient auf einem speziellen Tisch gelagert werden muss, was den logistischen Aufwand erhöht. Die an OP-Tischen üblichen Patientenfixierungssysteme wie Armstützen können nicht eingesetzt werden. Weiterhin besteht während der automatischen Gantrybewegung die Gefahr, dass Zuleitungen zu den mit dem Patienten verbundenen technischen Systemen, wie Beatmungs- und Monitoringsysteme, sich an der Mechanik verfangen, wodurch eine zusätzliche Gefährdung des Patienten entsteht.

Eine integrierte Visualisierung ist bei dem System nicht gegeben, ebenfalls können die weiterhin notwendigen intraoperativen Röntgenprojektionen nicht angefertigt werden. Ein C-Bogen ist also bei vielen Eingriffen weiterhin notwendig. Ein weiterer Nachteil ist, dass es sich bei diesem System um einen „echten“ Computertomographen handelt, d. h. die Bildaufnahme darf nach Deutschem Recht nur von einem Radiologen durchgeführt werden. Das erhöht wiederum den logistischen Aufwand. Intraoperative C-Bögen hingegen dürfen vom Chirurgen ohne Anwesenheit eines Radiologen angewendet werden.

Moderne **geschlossene Systeme** wie der O-Arm von Breakaway Imaging stellen zwar eine deutliche Verbesserung gegenüber den intraoperativen CTs in Bezug auf die Handhabung dar und können durch die zu öffnende Gantry leichter am OP-Tisch positioniert werden, dennoch muss das Gerät während des chirurgischen Eingriffs vom Patienten entfernt werden. Die Bildqualität ist durch den qualitativ hochwertigen Bilddetektor und die hohe Stabilität der ringförmigen Gantry sehr gut und durchaus mit modernen CT Scannern vergleichbar. Durch die geschlossene Struktur wird die Ausrichtung des Systems gegenüber dem Patienten vor allem auf mittige Körperregionen wie die Wirbelsäule beschränkt, eine 3D Aufnahme eines Kniegelenks oder der Schulter sind durch die begrenzte Volumengröße wahrscheinlich nur schwer zu realisieren. Die hohen Kosten des Systems sowie die fehlende vollwertige 2D-Bildgebung werden den Einsatz dieser Systeme beschränken. Es ist ein spezielles dreidimensionales Röntgensystem, das einen C-Bogen zwar ergänzen, aber nicht ersetzen kann.

C-Bögen mit starrer Isozentrik wie der ISO-C^{3D} und der Arcadis Orbic 3D bieten weitgehend die Flexibilität eines Standard C-Bogens und bieten zusätzlich die Möglichkeit in vertretbarer Zeit dreidimensionale Rekonstruktionen in ausreichender Qualität durchzuführen. Durch die starre Isozentrik dieser Systeme ist die gesamte C-Bogenmechanik allerdings deutlich größer als die eines Standard C-Bogens. Für das intraoperative Handhabung braucht das OP-Team viel Erfahrung, durch die starre Isozentrik muss die C-Bogenmechanik exakt zum Patienten ausgerichtet werden, eine flexible Ausrichtung des Isozentrums ist nicht vorhanden. Die Bedienung des Systems kann nur vom unsterilen OP-Personal ausgeführt werden, der behandelnde Chirurg hat keine Möglichkeit die Darstellung selbst anzupassen. Die bei diesen Systemen bereitgestellte Funktionalität der dreidimensionalen Röntgenbildgebung kann durch die mechanische Lösung des Problems der Isozentrik nicht an bestehenden C-Bogensystemen nachgerüstet werden.

C-Bögen mit Propellerrotation sind mit Standard C-Bögen durch geringe Modifikationen realisiert. Diese Form der dreidimensionalen Röntgenbildgebung kann leicht an bestehenden Systemen nachgerüstete werden. Sie bieten zwar im Fall der 2D-Bildgebung die notwendige Flexibilität für verschiedenste Eingriffe, im Fall der 3D-Bildgebung sind sie aber durch den begrenzten Arbeitsraum stark eingeschränkt. Der Anwendungsbereich der dreidimensionalen Bildgebung ist dadurch auf einige wenige chirurgische Eingriffe beschränkt. Diese Systeme besitzen ebenfalls ein fixes Isozentrum, auch hier muss C-Bogenmechanik und Patient zueinander ausgerichtet werden.

Angiographen stellen Hochleistungssysteme für spezielle chirurgische Disziplinen dar. Sie sind, obwohl schon seit vielen Jahren am Markt verfügbar, bei den in der medizinischen Problemstellung beschriebenen Disziplinen so gut wie gar nicht vertreten. Die hohen Anschaffungskosten der Systeme, auch bedingt durch die notwendigen Umbauten des OP-Raumes, können hierfür verantwortlich sein. Ihr Einsatzgebiet wird auch in Zukunft auf die Herz- und Gefäßchirurgie beschränkt bleiben.

Eine Motorisierung einzelner Achsen eines C-Bogens löst das beschriebene klinische Problem noch nicht, diese Systeme bieten lediglich eine Unterstützung bei der Ausrichtung des C-Bogens am Patienten. Ansätze, die zusätzliche Referenzierungsmittel wie ringförmige Strukturen benötigen, in denen der Patient gelagert werden muss, sind für die klinische Routine aufgrund der schwierigen Handhabung ungeeignet. Diese Ansätze bieten zu wenig Flexibilität, um die benötigte dreidimensionale Bildgebung in einem breiten chirurgischen Anwendungsfeld zu etablieren.

Alle aus dem Stand der Technik bekannten Systeme bieten keine Möglichkeiten die Visualisierungen der dreidimensionalen Rekonstruktionen vom sterilen OP-Feld aus zu bedienen. Die dadurch notwendige Kommunikation zwischen dem sterilen und dem unsterilen OP-Personal kann bei der Komplexität der dargestellten Informationen und den vielfältigen Einstellungsmöglichkeiten erheblichen Stress während der OP erzeugen. Eine intuitive, vom Chirurgen zu bedienende Schnittstelle ist unbedingt notwendig.

Nachteile der existierenden Rekonstruktionsverfahren

Analytische Rekonstruktionsalgorithmen wie der Feldkampalgorithmus können nur dann erfolgreich eingesetzt werden, wenn die gegebene reale Situation ausreichend durch die analytische Modellierung beschrieben ist. Das Problem bei der dreidimensionalen Rekonstruktion mit Standard C-Bögen ist, dass der Rekonstruktionsraum durch die limitierte Bewegung der Geräte nicht ausreichend mit Projektionen abgedeckt werden kann. Es fehlt stets ein Rotationsbereich von 45° , um den analytisch geforderten 180° -Rotationsbereich abzudecken. Iterative, algebraische Rekonstruktionsmethoden können hier durch den ihnen zugrunde liegenden kontinuierlichen Optimierungsansatz bessere Ergebnisse erzielen. Weiterhin ist aus dem Stand der Technik bekannt, dass algebraische Methoden bei einer geringeren Anzahl von Röntgenprojektionen bessere Ergebnisse liefern können als die analytischen Verfahren.

Der hohe Rechenaufwand der iterativen algebraischen Verfahren kann durch hohe Rechenleistung spezieller Hardwarelösungen ausgeglichen werden. Nachteil dieser Lösungen sind die damit verbundenen hohen Hardwarekosten. Dies wird, insbesondere bei dem hier angestrebten nachrüstbaren System als ungünstig betrachtet. Ansätze, günstige Grafikkarten-Hardware für die Beschleunigung der Berechnung heranzuziehen, stellen hier eine bessere Lösung des Problems dar.

Die bekannten Verfahren der Algebraischen Rekonstruktionstechnik können nur nach der erfolgten Bildaufnahme eines gesamten Scans ausgeführt werden. Eine Beurteilung der erreichten Bildqualität aus einem teilweise ausgeführten Scan kann nicht vorgenommen werden. Ein dosisminimales Arbeiten ist dadurch nicht möglich, ein nachträgliches Hinzufügen weiterer Röntgenprojektionen zu einem bereits durchgeführten Scan, um die Rekonstruktionsqualität zu erhöhen, kann ohne komplette Neuberechnung der Rekonstruktion nicht durchgeführt werden. Weiterhin können die auch bei einer Hardwarebeschleunigung notwendigen zwei bis fünf Minuten Berechnungszeit während der Operation störend sein. Die Zeit, die für die Anfertigung des Scans benötigt wird, wird von keinem bekannten algebraischen Verfahren für die Rekonstruktion genutzt.

3.5 Zusammenfassung der ungelösten Probleme

Folgende Defizite am derzeitigen Stand der Technik sind zu verzeichnen:

- ***Flexibilität und Portabilität***

Alle vorgestellten Systeme sind entweder deutlich größer als die seit vielen Jahren klinisch bewährten Standard C-Bögen oder verfügen nur über einen begrenzten Anwendungsbereich in der dreidimensionalen Bildgebung wie die Standard C-Bögen mit Propellerrotation. Mobile Computertomographen oder geschlossene Systeme bieten außerdem nicht die während des operativen Eingriffs notwendige Flexibilität beim Wechsel zwischen operativem Eingriff und intraoperativer Bildgebung. Ebenfalls bieten diese Systeme keine weiterhin notwendige, intraoperative 2D-Röntgenbildgebung. Fest montierte Systeme wie Angiographen können nicht zwischen unterschiedlichen OP-Räumen transportiert werden.

- ***Starre Isozentrik***

Alle vorgestellten Systeme besitzen ein mechanisch fixes Isozentrum. Dadurch muss das System gegenüber dem Patienten ausgerichtet werden, eine Anpassung der Lage des Isozentrums ist nicht möglich. Ebenfalls sind bei allen Systemen nur isozentrische Kreisbahnen möglich. Ausweichbewegungen ohne Verlust der Isozentrik, z.B. bei möglichen Kollisionen zwischen System und Patient oder Umgebung, können nicht ausgeführt werden. Die isozentrische Bewegungsbahn kann nur bei Angiographen aus der Rotationsebene heraus erfolgen, alle anderen Systeme können sich nur auf einer Kreisbahn bewegen.

- ***Dosisanpassung***

Alle vorgestellten Systeme arbeiten mit einer fixen Anzahl von Röntgenprojektionsbildern, die während der isozentrischen Bewegung aufgenommen werden. Bei einigen Systemen kann zwischen zwei Aufnahmemodi ausgewählt werden. Die Bildqualität aber auch die dem Patienten applizierte Strahlendosis hängen direkt mit der Anzahl der aufgenommenen Röntgenprojektionen zusammen. Bei keinem der Systeme können nachträglich zur Verbesserung der Bildqualität neue Bilder hinzugefügt werden. Daraus kann abgeleitet werden, dass im Zweifelsfall unnötig viele Bilder aufgenommen werden und so der Patient einer unnötig hohen Strahlendosis ausgesetzt wird. Die notwendige Bildqualität hängt von der medizinischen Fragestellung, der zu untersuchenden Körperregion, der Konstitution des Patienten und der Erfahrung des Chirurgen ab.

- ***Ergonomie***

Alle vorgestellten Systeme besitzen keine Bedienschnittstelle, die der Chirurg aus dem sterilen Umfeld heraus bedienen kann. Er ist bei der Einstellung der gewünschten Schnittansicht oder Volumendarstellung auf die Hilfe des nicht sterilen OP-Personals angewiesen. Dies kann bei der gegebenen Komplexität der dargestellten Information und anatomischen Situation erheblichen zusätzlichen Stress erzeugen.

4 3D-Bildgebung mit einem Standard C-Bogen

4.1 Eigener Ansatz

Das im Rahmen dieser Arbeit entwickelte intraoperative 3D-Röntgensystem zeichnet sich durch die folgenden neuartigen Eigenschaften aus:

- ***Isozentrische Bewegung einer nicht isozentrischen Standard C-Bogenmechanik:***

Die Bewegung der Mechanik wird derart gesteuert, dass der Zentralstrahl des Strahlenkegels von der Röntgenquelle (XR) zum Röntgensensor (Bildverstärker BV) immer durch einen fixen Raumpunkt verläuft. Dies ist die Voraussetzung für eine Volumenrekonstruktion aus einer Serie von Röntgenprojektionsbildern, da alle Projektionen denselben anatomischen Bereich aus unterschiedlichen Richtungen abbilden müssen.

Die passive Kinematik eines Standard C-Bogens wird um Achssensoren und -aktuatoren erweitert, die mit geringem konstruktivem Aufwand nachgerüstet werden können. Eine kinematische Modellierung erlaubt die gezielte Positionierung der Bildaufnahmeeinheit im Arbeitsraum. Die entwickelten Steueralgorithmen stellen sicher, dass der Zentralstrahl stets durch das zuvor definierte Isozentrum geht und die Röntgenquelle einen gegebenen Abstand zum Isozentrum einhält. Die Steuerung erlaubt sowohl eine vollautomatische als auch eine interaktive Positionierung der Bildaufnahmeeinheit.

- ***Variable Isozentrik:***

Der neuartige Ansatz der robotisierten C-Bogenmechanik erlaubt es, das Isozentrum im Arbeitsraum der Mechanik frei zu definieren. Durch zwei beliebige, initiale Stellungen der Mechanik kann der Chirurg die Position des Isozentrums definieren. Eine aufwendige Ausrichtung der gesamten C-Bogenmechanik zum Patienten entfällt. Weiterhin kann durch den neuen Ansatz die Bewegungsbahn über eine kreisförmige Bewegung hinaus erweitert werden. So kann ohne Verlust der Isozentrik der Abstand zwischen Röntgenröhre und Isozentrum variiert werden, um so Kollisionen z.B. mit dem OP-Tisch oder dem Patienten zu vermeiden. Die isozentrische Bewegung kann auch auf die Oberfläche einer Kugel erweitert werden, wodurch ein größerer Abtastbereich für die dreidimensionale Rekonstruktion zur Verfügung steht, dadurch kann die Qualität der Volumendaten verbessert werden.

- ***Rekonstruktion der Volumendaten parallel zur Bildaufnahme mit Echtzeit-Visualisierung:***

Die Qualität der Volumenrekonstruktion hängt direkt von der Anzahl der aufgenommenen Röntgenprojektionen, die in die Rekonstruktion einfließen, ab. Die benötigte klinische Bildqualität ist abhängig von der zu untersuchenden anatomischen Region, der diagnostischen Fragestellung und der körperlichen Konstitution des Patienten.

Damit die Strahlenbelastung für den Patienten und den Chirurgen auf das notwendige Minimum reduziert werden kann, wurde ein Rekonstruktionsalgorithmus entwickelt, der parallel zur Bildaufnahme arbeitet. Dadurch kann die aktuell erzielte Bildqualität beurteilt werden und die Röntgenbildaufnahme beim Erreichen der geforderten Bildqualität beendet werden.

Wie in Kapitel 3.2.4 dargestellt kommen durch die mechanischen Limitierungen eines Standard C-Bogens nur algebraische Rekonstruktionsverfahren in Frage. Um die Berechnung in kürzester Zeit durchführen zu können, wurde der Rekonstruktionsalgorithmus auf einer leistungsfähigen „Spiele-Grafikkarte“ implementiert. Durch Ausnutzen dieser Hardwareresource kann die Laufzeit des Algorithmus um den Faktor 80 im Vergleich zu einer Implementierung auf der CPU verkürzt werden. Der Rekonstruktionsalgorithmus wurde um ein neuartiges Verfahren erweitert, mit dem es möglich ist, die Rekonstruktion durchzuführen, obwohl noch nicht alle Röntgenprojektionsdaten vorliegen. Eine kontinuierliche Berechnung parallel zur Bildaufnahme ist dadurch erstmals möglich.

Durch die Berechnung des Rekonstruktionsvolumens auf der Grafikkarte ist es möglich, sämtliche Zwischenergebnisse sofort visuell darzustellen. Dadurch kann der Chirurg die bisher erzielte Bildqualität beurteilen. Zur Betrachtung der Volumenbilddaten stehen dem Chirurgen neben den üblichen multiplanaren Schnitten (axial, sagittal und coronal) weitere 3D-Darstellungen wie Volumerendering und Maximum Intensity Projection (MPI) zur Verfügung.

- **Bedienung aller Funktion vom Chirurgen im sterilen Umfeld:**

Alle notwendigen Interaktionen zwischen Chirurg und System könne aus dem sterilen OP-Umfeld erfolgen. Insbesondere sind die komplexen Visualisierungen der 3D-Daten vom Chirurgen selber zu bedienen, dadurch kann der Teamstress während der Operation deutlich gesenkt werden. Andernfalls muss die Bedienung vom nicht sterilen OP-Personal nach den mündlichen Vorgaben des Chirurgen erfolgen.

4.2 Abgrenzung

Diese Arbeit befasst sich mit der Erweiterung eines Standard C-Bogens für die 3D-Bildgebung. Wichtige Probleme, die in dieser Arbeit nicht behandelt werden, sind unter anderem:

- **Entzerrung der Bilddaten:**

Bei der Generierung von Röntgenprojektionsbildern mit einem Bildverstärker (BV) kommt es prinzipbedingt zu Verzerrungen der Bilddaten. Diese Verzerrungen resultieren zum einen aus den Verzerrungseigenschaften der im BV integrierten Videokamera und zum anderen aus der Ablenkung der im BV erzeugten Elektronen durch externe Magnetfelder.

Die Verzerrungen, die aus der Videokamera resultieren, können z.B. mit dem in Gremban *et al.* (1988) beschriebenen Verfahren entzerrt werden. Hochwertige C-Bögen entzerren die Bilddaten bereits in der internen Bildverarbeitungskette.

Die Entzerrung der Einflüsse durch externe Magnetfelder ist wesentlich schwieriger. Als stärkster Einfluss kann das Erdmagnetfeld genannt werden. Ansätze diesen Einfluss zu entzerren können in Chakraborty (1987); Brack *et al.* (1996); Liu *et al.* (1999); Soimu *et al.* (2003) gefunden werden. Problematisch dabei ist, dass die Verzerrungen von der Stellung des BVs zum Erdmagnetfeld abhängig sind und durch eine Kalibrierungsprozedur bestimmt werden müssen. Diese Verfahren werden in erster Line

bei stationären Systemen wie Angiographen angewendet und sind bei mobilen C-Bögen nicht praktikabel.

C-Bögen der neuesten Generation setzen digitale Flachbilddetektoren zur Wandlung der gemessenen Röntgenintensität ein. Bei diesen Sensoren kommt es durch den flachen Aufbau zu keinerlei Verzerrungen. Allerdings sind diese Systeme noch sehr kostspielig und werden sich erst in einigen Jahren durchsetzen.

Das im Rahmen dieser Arbeit realisierte System nutzt nur die in der Bilderzeugungskette des C-Bogens integrierte Kameraentzerrung. Die Verzerrungen durch das Erdmagnetfeld oder umliegender Magnetfelder werden nicht berücksichtigt.

- ***Optimierung der Röntgen-Bildaufnahme:***

Gepulste Röntgeneratoren erlauben es, in wenigen Millisekunden hohe Energien an eine Röntgenröhre zu liefern. Generatoren dieser Art werden in Computertomographen eingesetzt. Üblicherweise können bis zu 30 Pulse pro Sekunde erzeugt werden. Dadurch ist eine hohe Akquisitionsgeschwindigkeit möglich, so dass die Bildaufnahme während der Rotation ohne anzuhalten durchgeführt werden kann. Die meisten Standard C-Bögen besitzen keinen gepulsten Generator. Üblicherweise benötigt die Bildakquisition bei diesen Systemen etwa 1 Sekunde. Aus diesem Grund ist das hier entwickelte System derart gesteuert, dass die Bildaufnahmeeinheit während der Applizierung der Röntgenstrahlung verharrt. Allerdings ist die schnelle Bildakquisition auch auf C-Bogenbasis möglich, wie es der Siemens ISO-C^{3D} zeigt, bei dem die Bildaufnahme während der Rotationsbewegung durchgeführt wird.

- ***Navigierter, operativer Eingriff auf Basis der erzeugten Volumendaten:***

Neben der direkten Auswertung und Beurteilung der mit dem System erzeugten Volumendaten steht eine Schnittstelle zu einem Navigationssystem zur Verfügung. Die Bilddaten werden über ein lokales Netzwerk im DICOM 3.0 Format [NEMA (1993)] bereitgestellt. Alle am Markt erhältlichen chirurgischen Navigationssysteme sind kompatibel mit diesem Bilddatenstandard.

- ***Normierung der Volumendaten:***

Es erfolgt keine Auswertung der in den Röntgenprojektionsbildern enthaltenen dosimetrischen Größen wie kV und mA. Diese Parameter geben Auskunft über die bei der Bildaufnahme abgegebene Strahlungsleistung der Röntgenquelle. Sie werden von der Bildaufnahmeeinheit für eine automatische Kontrastanpassung für jedes einzelne Bild gesteuert. Mit diesen Werten können die Grauwertskalen aller Bilder normiert werden. Da keine Normierung für die gegebenen Projektionsbilddaten bekannt ist, kann auch das Rekonstruktionsvolumen nicht wie bei einem Computertomographen in Hounsfield Units normiert werden. Mittels Dosisüberwachung und einer Kalibrierung des verwendeten Geräts könnte solch eine Normierung bestimmt werden. Eine Normierung ist sinnvoll, um eine Aussage über die absolute Dichte und damit über Materialeigenschaften eines Objekts im Ergebnisvolumen machen zu können.

- ***Lagerung und Fixierung des Patienten:***

Die Bewegung des Patienten während der Bildaufnahme ist problematisch. Das entwickelte System ist für den intraoperativen Einsatz gedacht. Auch wenn der Patient

anästhesiert ist, kann eine Bewegung während der Bildaufnahme nicht ausgeschlossen werden. Bewegungen des Patienten während der Bildaufnahme lassen sich mit speziellen Systemen einschränken Bale *et al.* (2002) und Lueth *et al.* (1999b) oder partiell blockieren Thomale *et al.* (2005).

Bei der Lagerung des Patienten ist darauf zu achten, dass möglichst keine metallischen Komponenten des Operationstischs die Bildaufnahme stören. Spezielle, röntgenkompatible OP-Tische werden von fast allen Herstellern angeboten.

5 Konzept und Systementwurf

In diesem Kapitel werden ausgehend von dem eigenen Ansatz der Arbeit das Konzept der Einbindung des neuartigen Systems in das klinische Umfeld sowie der Systemaufbau aus statischer und dynamischer Sicht beschrieben. Anschließend werden die Konzepte der Hauptkomponenten des Systems:

1. Die isozentrische Steuerung eines Standard C-Bogens,
2. Die parallele 3D-Rekonstruktion von Volumendaten, genauer beschrieben.

5.1 Konzept der Einbindung in das chirurgische Umfeld

In diesem Abschnitt wird die Einbindung des vom Autor entwickelten Systems in das chirurgische Umfeld vorgestellt. Der dargestellte Ablauf verdeutlicht, dass die zusätzliche Funktionalität der 3D-Bildgebung eine Erweiterung des Standard C-Bogens darstellt, ohne die vorhandene Funktionalität einzuschränken oder zu behindern. Durch diesen Vorteil kann die normale Röntgenprojektion weiterhin auch während des operativen Eingriffs mit 3D-Bildgebung benutzt werden. Der Behandlungsablauf wird exemplarisch anhand eines neurochirurgischen Eingriffs zur spinalen Dekompression an der lumbalen Wirbelsäule dargestellt.

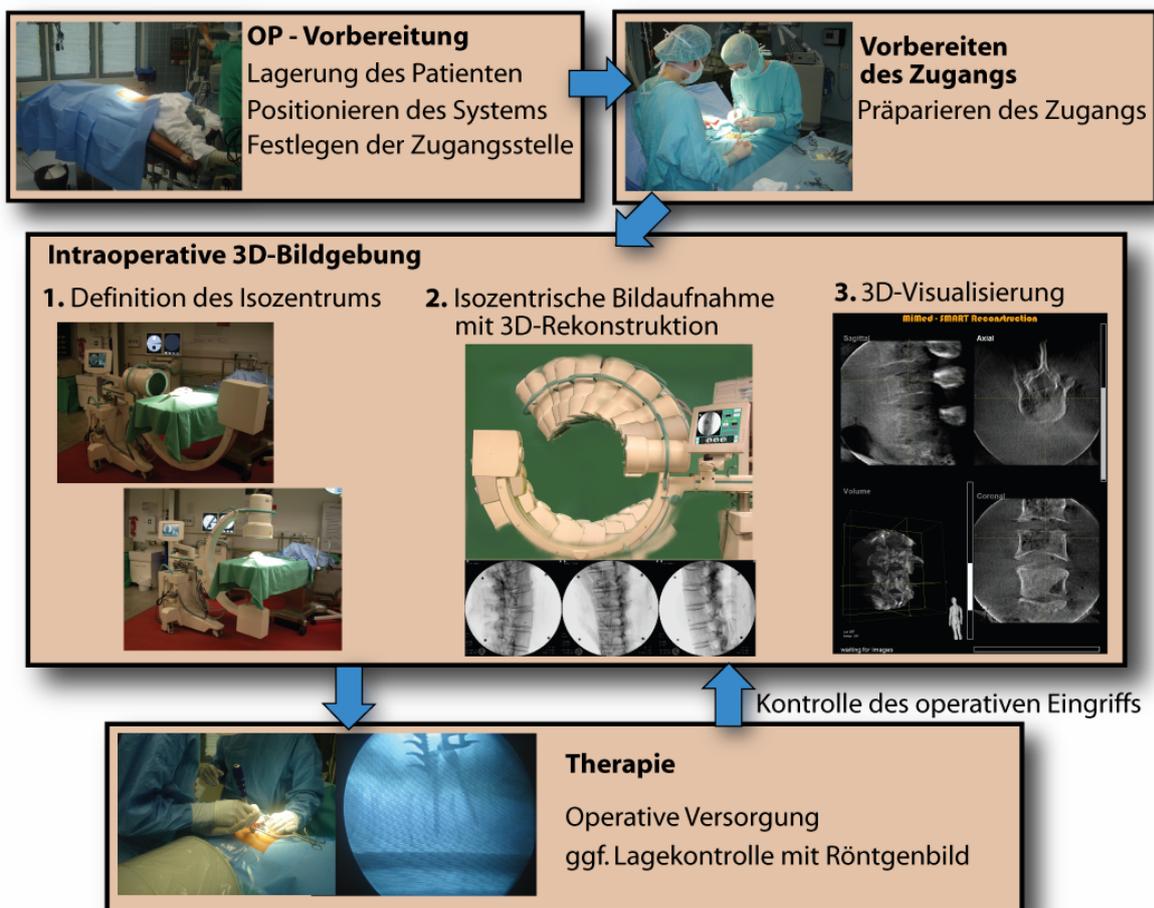


Bild 5-1: Konzept des klinischen Ablaufs am Beispiel eines neurochirurgischen Eingriffs an der Wirbelsäule. (© MiMed, 2006)

Lagerung des Patienten

Der Patient wird wie gewohnt in den OP eingeschleust und narkotisiert. Um eine optimale Bildqualität zu erhalten, sollte der Patient auf einem röntgenkompatiblen OP-Tisch gelagert werden, da metallene Komponenten des OP-Tisch die Bildqualität insbesondere bei der 3D-Bildgebung erheblich verschlechtern können. Bei dem hier beschriebenen exemplarischen Ablauf der Dekompression an der lumbalen Wirbelsäule wird der Patient in Bauchlage gelagert.

Vorbereiten und Positionieren des Systems

C-Bögen sind mobil konstruiert. Sowohl die C-Bogenmechanik als auch der Monitorwagen können zwischen verschiedenen OP-Räumen transportiert werden. Alle zusätzlichen, für die 3D-Bildgebung notwendigen Komponenten sind in diesen beiden fahrbaren Einheiten integriert. Der Monitorwagen wird außerhalb der direkten Patientenumgebung so positioniert, dass der Chirurg freien Blick auf beide Monitore hat. Die C-förmige Bildaufnahmeeinheit wird mit Hilfe eines Klemmbügels steril eingepackt, ebenso der Bildverstärker und die Röntgenquelle. Diese sterilen Verpackungen sind Standard für mobile C-Bögen. Weiterhin wird der für die Bedienung der isozentrischen Erweiterung vorgesehene Touchscreen steril verpackt.

Der C-Bogen wird bei senkrechtem Strahlengang mit Hilfe der Fahrvorrichtung an den Patiententisch herangefahren und grob über dem Operationsgebiet ausgerichtet und anschließend gebremst. Die 3D-Visualisierung der rekonstruierten Volumendaten wird über ein separates Bedienpult gesteuert. Dieses 3D-Bedienpult wird ebenfalls steril verpackt und auf dem Assistentztisch so positioniert, dass der Chirurg es leicht bedienen kann. Alle C-Bögen besitzen zur Auslösung der Bildaufnahme ein Fußpedal. Dieses wird unter dem OP-Tisch so positioniert, dass der Chirurg es leicht betätigen kann.

Festlegen der Zugangsstelle

Bei operativen Eingriffen an der Wirbelsäule ist es notwendig, durch eine Röntgenprojektion die Stelle für den Zugang an der „richtigen Etage“ sicherzustellen. Mit „richtiger Etage“ wird dabei der zu therapierende Wirbelkörper bzw. Wirbelkörperbereich bezeichnet. Diese Aufnahme wird im Allgemeinen in A/P Ausrichtung (anterior/posterior), das heißt bei senkrechtem Strahlenverlauf durchgeführt, kann aber auch bei lateraler (seitlicher) Bildaufnahme erfolgen. Der frei zu präparierende Bereich wird markiert.

Präparieren des Zugangs

Während des operativen Eingriffs wird der C-Bogen horizontal ausgerichtet, damit die Sicht auf das OP-Feld sichergestellt ist. Diese Stellung des C-Bogens wird auch bei konventionellen nur mit Röntgenprojektion unterstützen OPs verwendet. Es wird ein operativer Zugang zum therapierenden Wirbelkörper präpariert.

Definition des Isozentrums

Die bisher durchgeführten Schritte sind die einer konventionellen intraoperativen radiologischen Kontrolle. Zur isozentrischen Bildaufnahme muss das Isozentrum definiert werden. Der Bildverstärker des C-Bogens wird in seitlicher Stellung so nah wie möglich am Patienten positioniert. Alle Achsen des Systems sind in einem passiven Zustand, das heißt sie könne frei per Hand ausgerichtet werden. Lediglich die Hubachse wird wie üblich motorisiert

bedient. Der zu therapierende Wirbelkörper soll sich im Zentrum des Röntgenbildes befinden. Die Ausrichtung kann mit Hilfe des Laservisiers vorgenommen werden. Im hier vorgestellten Fall der 3D-Bildaufnahme der Wirbelsäule ist es ratsam, die korrekte Ausrichtung durch ein Projektionsbild zu verifizieren. Die korrekte Stellung wird am Touchscreen des isozentrischen Steuerrechners quitiert.

Anschließend wird der Bildverstärker in eine senkrechte Stellung gebracht und erneut manuell so ausgerichtet, dass sich der zu therapierende Bereich in der Bildmitte der Röntgenprojektion befindet. Auch hier kann zur Verifizierung eine Kontrollaufnahme durchgeführt werden. Die korrekte Stellung wird wiederum am Touchscreen des isozentrischen Steuerrechners quitiert. Der Schnittpunkt der Zentralstrahlen beider so definierter Stellungen bildet das Isozentrum.

Isozentrische Bildaufnahme mit 3D-Rekonstruktion

Von nun an bewegt sich der C-Bogen isozentrisch, das heißt der Zentralstrahl der Röntgenbildgebung trifft unabhängig von der Ausrichtung des C-Bogens immer dasselbe, zuvor definierte Raumsegment in einem festen Abstand. Wird die isozentrische Bewegung interaktiv durchgeführt, resultiert eine manuelle Bewegung der rotatorischen C-Achse in einer automatischen, aktiven Nachreglung der weiteren Achsen des Systems, um die Isozentrik einzustellen. An beliebiger Stelle können Röntgenbilder aufgenommen werden, die automatisch der 3D-Rekonstruktion zugeführt werden. Die notwendige Anzahl der zu akquirierenden Röntgenbilder ist stark abhängig vom umliegenden Gewebe und der anatomischen Struktur. Zur guten Darstellung der Extremitäten reichen meist 30 – 50 Bilder, im Bereich der Wirbelsäule und insbesondere im Beckenbereich können bis zu 100 Röntgenbilder notwendig sein. Generell gilt, dass in dem gesamten Rotationsbereich der C-Achse Bilder aufgenommen werden sollten.

Bei einer automatischen Rotation der C-Achse werden eine zuvor definierte Anzahl von Röntgenbildern in äquidistanten Abständen aufgenommen, wobei die Röntgeneinheit bestehend aus Bildverstärker und Röntgenröhre automatisch um den Patienten rotiert. Um Kollisionen mit dem Patienten, auszuschließen muss die Bewegung zunächst manuell durchgeführt werden. Die anschließende automatische Bewegung und Röntgenbildaufnahme arbeitet nur, solange der Fußschalter des Systems betätigt wird. Auch hier werden die generierten Röntgenbilder automatisch der 3D-Rekonstruktion zugeführt.

3D-Visualisierung

Die 3D-Rekonstruktion arbeitet parallel zur Bildaufnahme, das heißt, dass wenige Sekunden nach der letzten Röntgenbildaufnahme das bis dahin berechnete 3D-Volumen vorliegt und visualisiert wird. Die erzielte Bildqualität ist direkt abhängig von der Anzahl der aufgenommenen Röntgenprojektionen. Durch die sofortige Anzeige des berechneten Volumens kann der Chirurg jederzeit die bisher erzielte Bildqualität einschätzen und entscheiden, ob noch zusätzliche Bilder für eine aussagekräftige 3D-Rekonstruktion notwendig sind.

Das rekonstruierte Volumen wird in drei orthogonalen Schnitten (axial, coronal und sagital) sowie in einer 3D-Darstellung angezeigt. Von dem separaten 3D-Bedienpult kann der Chirurg direkt aus dem Operationsfeld heraus alle Darstellungen manipulieren. Über Tasten kann er die angezeigten, orthogonalen Schnitte im Volumen verschieben. Die 3D-Darstellung kann über einen 3D-Spaceball frei rotiert und positioniert werden. Für die 3D-Darstellung können unterschiedliche Visualisierungsmodi gewählt werden. Dazu gehören eine

Oberflächendarstellung durch Volumerendering sowie eine Darstellung im Maximum-Intensity-Projection- Mode (MPI), wodurch im Knochen eingeschlossene Metallteile deutlich sichtbar werden.

Wird mit einem Navigationssystem gearbeitet, können die Daten über das DICOM-Interface an das Navigationssystem übertragen werden.

Operative Versorgung des Patienten

Der C-Bogen wird wieder in eine horizontale Ausrichtung bewegt, wenn zur operativen Therapie weiterhin Röntgenprojektionen benötigt werden. Das System kann nun wieder wie ein herkömmlicher C-Bogen verwendet werden. Dies ist vor allem dann notwendig, wenn ohne Navigationsunterstützung gearbeitet wird, da z.B. beim Bohren von Löchern für Pedikelschrauben die Tiefe der Bohrung durch eine seitliche Röntgenprojektionsaufnahme verifiziert wird. Wird der C-Bogen beim weiteren chirurgischen Eingriff nicht mehr benötigt, kann er vom OP-Tisch wieder entfernt werden.

Kontrolle des operativen Eingriffs

Bei fast allen Eingriffen, besonders im Bereich der Wirbelsäule ist es notwendig, die durchgeführte Operation durch eine erneute Bildaufnahme zu verifizieren. Insbesondere bei der Fixation von Wirbelkörpern mit Pedikelschrauben muss die korrekte Platzierung der Schrauben überprüft werden. Diese Verifikation wird durchgeführt, bevor der Operationssitus wieder geschlossen ist, um eventuelle Fehlplatzierungen korrigieren zu können. Gerade für diesen Schritt ist die 3D-Bildgebung vorteilhaft, da in den Röntgenprojektionen die korrekte Schraubenlage oftmals nur schwer zu identifizieren ist. Hierfür kann erneut wie vorher beschrieben ein Isozentrum definiert werden und eine isozentrische Bildaufnahme mit 3D-Rekonstruktion durchgeführt werden.

5.2 Systementwurf

In diesem Abschnitt wird der Systementwurf beschrieben, der den im vorherigen Abschnitt beschriebenen Bedienungsablauf ermöglicht und die erweiterte Funktionalität der 3D-Rekonstruktion mit einem Standard C-Bogen bereitstellt (Bild 5-2). Das System besteht aus einem Standard C-Bogen mit zusätzlichen Aktuatoren und Encodern, der zusammen mit einem Steuerrechner die isozentrische Bildaufnahmeeinheit bildet. Die Rekonstruktion der Volumendaten wird von der 3D-Rekonstruktionseinheit durchgeführt, sie kann auch integraler Bestandteil des Steuerrechners sein. Die Mensch-Maschine-Schnittstelle wird durch einen am C-Bogen montierten Touchscreen, dem Monitorwagen des C-Bogens und einem 3D-Bedienpult gebildet. In der folgenden statischen Systembeschreibung werden die einzelnen Komponenten genauer definiert, die dynamische Systembeschreibung veranschaulicht die Signal- und Datenflüsse im System.

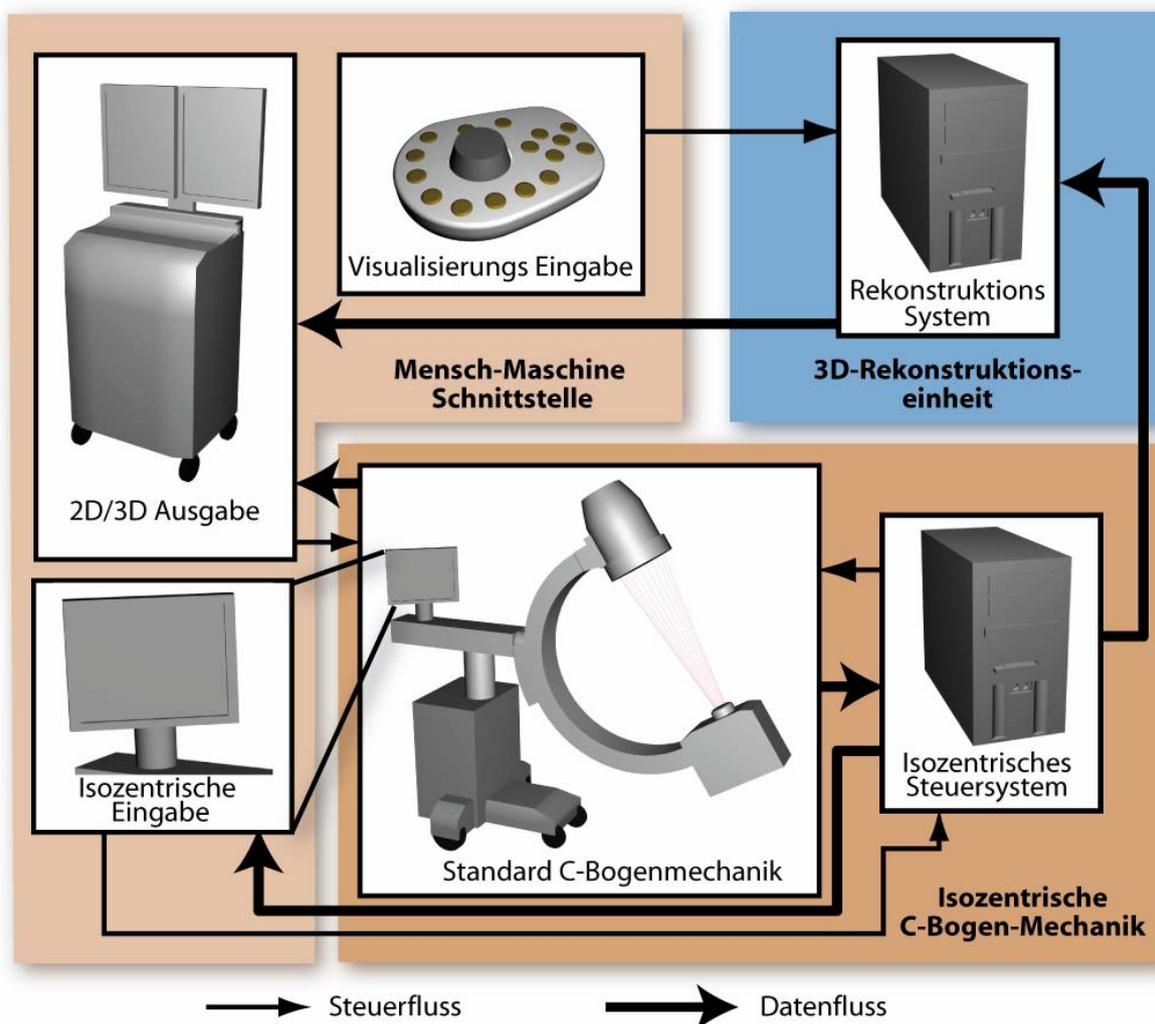


Bild 5-2: Architektur des Systems, dargestellt sind die drei Hauptkomponenten: Isozentrische C-Bogenmechanik, 3D-Rekonstruktionseinheit und Mensch-Maschine-Schnittstelle sowie die Steuer- und Datenflüsse zwischen den Komponenten. (© MiMed, 2006)

5.2.1 Statische Systembeschreibung

Das System besteht aus den folgenden hierarchisch dargestellten Hard- und Softwarekomponenten:

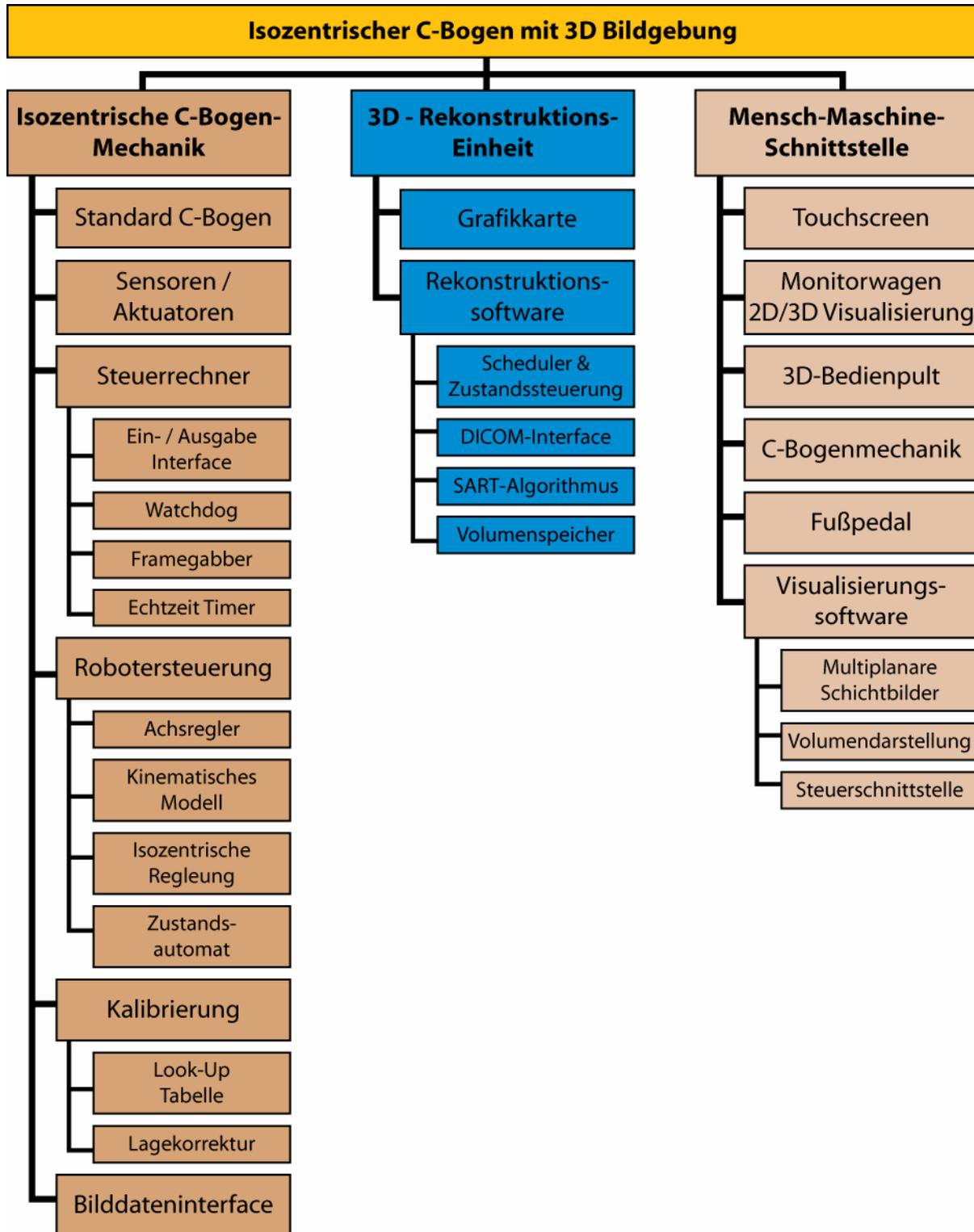


Bild 5-3: Hierarchische Darstellung der Komponenten des Systems. (© MiMed, 2006)

Isozentrische C-Bogenmechanik

Die Basis des Systems bildet eine nicht isozentrischer Standard C-Bogen (Bild 5-4a). Das System wurde so entwickelt, dass C-Bögen beliebiger Hersteller verwendet werden können. Um eine isozentrische Bewegung mit der nicht isozentrischen Mechanik zu realisieren, werden die normalerweise passiven Achsen des Systems mit zusätzlichen Aktuatoren und Sensoren ausgestattet. Für eine isozentrische Bewegung in einer Ebene müssen mindestens die Hub- und Schubachse motorisiert werden, die Achslage muss von der Hub-, Schub und C-Rotationsachse mit Sensoren erfasst werden (Bild 5-4b). Durch die Ausstattung weiterer Achsen mit Sensoren und Aktuatoren kann die isozentrische Bewegung auf eine Kugeloberfläche erweitert werden.

Der Steuerrechner ist mit einer Schnittstellenkarte ausgestattet, die die von den Sensoren gelieferten Daten ausliest und Steuersignale an die Leistungsverstärker der Aktuatoren schickt. Ein Echtzeit Timer generiert ein zeitdiskretes Signal, das einen Systemtakt darstellt. Alle Steueraufgaben werden innerhalb eines Systemzyklus ausgeführt.

Ein Watchdog überwacht den korrekten Programmablauf und die Einhaltung des Systemtakts. Sollte ein Softwarefehler in dem zyklisch arbeitenden Steuerrechner auftreten oder eine Hardwarekomponente ausfallen, werden automatisch alle leistungsabgebende Systeme abgeschaltet. Dies betrifft sowohl die Aktuatoren der C-Bogenmechanik als auch die Abgabe von Röntgenstrahlung.

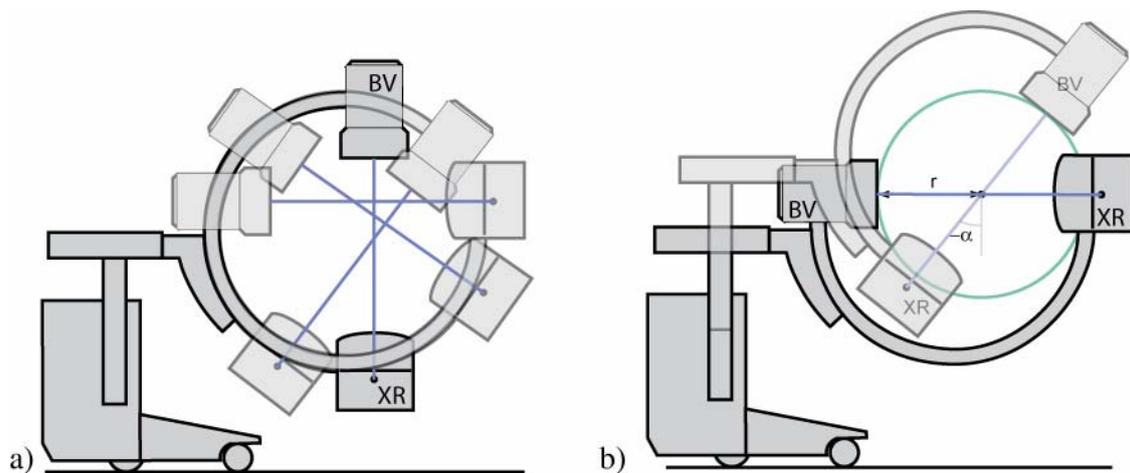


Bild 5-4: Prinzip der isozentrischen Bewegung mit einem nicht isozentrischen Standard C-Bogen (a), mit der zusätzlichen Motorisierung und Regelung der Hub- und Schubachse kann bei einer Rotation der C-Achse die isozentrische Stellung hergestellt werden (b). (© MiMed, 2006)

Der Steuersoftware liegt ein kinematisches Modell zur Bestimmung der Position und Orientierung des Bildverstärkers BV und der Röntgenröhre XR im Basiskoordinatensystem BKS des C-Bogens zugrunde. Mit Hilfe der kinematischen Vorwärtsrechnung werden die aktuellen Stellungen der Achsen (G_1, G_2, \dots, G_N) auf die Ist-Stellung des BV und der XR abgebildet.

$$(G_1, G_2, \dots, G_N) \rightarrow {}^{BKS} \mathbf{T}_{BV,ist} \quad (5-1)$$

$$(G_1, G_2, \dots, G_N) \rightarrow {}^{BKS} \mathbf{T}_{XR,ist} \quad (5-2)$$

Die Rückwärtsrechnung des kinematischen Modells bildet eine gegebene Soll-Stellung des Bildverstärkers BV auf die Stellung der Achsen (G_1, G_2, \dots, G_N) ab.

$${}^{BKS}\mathbf{T}_{BV,soll} \rightarrow (G_1, G_2, \dots, G_N) \quad (5-3)$$

Die einzustellende Position und Orientierung des Bildverstärkers bzw. der Röntgenröhre werden von der isozentrischen Regelung anhand des zuvor definierten Isozentrums bestimmt, die Achsregler positionieren die einzelnen Achsen. Ungenauigkeiten durch z.B. mechanische Deformationen der C-Bogenmechanik werden von der Kalibrierung erfasst. Die Kalibrierung beinhaltet eine Look-Up Tabelle, in der Korrekturvektoren für spezifische Achsstellungen gespeichert sind. Die Lagekorrekturereinheit der Kalibrierung ermittelt anhand der aktuellen Stellung der Gelenke die in der Look-Up Tabelle gespeicherten Koorrekturvektoren und addiert diese auf die aus dem kinematischen Modell erhaltenen Transformationen. Die Korrekturen werden für die genaue Bestimmung der Lage der Bildebene IMA und der Position der Röntgenquelle XR genutzt. Diese beiden Parameter sind für die 3D-Rekonstruktion entscheidend. Das Bilddateninterface fusioniert die Bildinformation der Röntgenbilder mit den geometrischen Informationen zur Lage der Bildebene, Position der Röntgenquelle, Auflösung und Größe der Bilddaten etc. und stellt diese in einem DICOM Interface bereit.

3D-Rekonstruktionseinheit

Der Rekonstruktionseinheit wird auf der Basis eines auf dem Stream-Prozessor-Modell basierenden Prozessors aufgebaut. Eine mögliche Hardwarekomponente für diese Aufgabe ist eine Hochleistungsgrafikkarte aus dem Konsumerbereich. Neben der hohen Grafikleistung muss sie vor allem über eine Programmierschnittstelle verfügen, über die spezifische Operationen auf dem Grafichip (GPU) ausgeführt werden können. Weiterhin muss die so genannte Grafikpipeline, also alle an der Berechnung beteiligten Komponenten, mit einer Fließkommazahl Arithmetik ausgestattet sein. Nur dadurch ist es möglich qualitativ hochwertige Berechnungen durchzuführen, da es sonst bei der früher üblichen Integer Arithmetik der GPU zu nicht zu vernachlässigen Quantisierungsfehlern kommt. Die Rekonstruktionseinheit kann sowohl durch einen zusätzlichen Computer oder als integraler Bestandteil des Steuerrechners realisiert werden. Mit einem zusätzlichen Computer kann die Leistung der Grafikkarte allerdings optimal genutzt werden, da die Prozesssteuerung der Rekonstruktion nicht durch die Steuersoftware der isozentrischen Steuerung blockiert wird.

Der SART-Algorithmus (vgl. Kapitel 3.2.2) wurde an die parallele Verarbeitung auf der Grafikkarte angepasst. Er realisiert die iterative Berechnung des Volumens, ohne das die Daten, einmal hochgeladen, die Grafikkarte verlassen, bis die Berechnung abgeschlossen ist. Dadurch kann der Algorithmus von der enormen Rechengeschwindigkeit der Grafikkarte profitieren. Im Vergleich zu einer Umsetzung des Algorithmus auf der CPU der Rechners kann so eine Geschwindigkeitssteigerung um den Faktor 80 erzielt werden. Wesentliche Komponente der Umsetzung der Berechnung auf der Grafikkarte ist ein neuartiges Konzept der Volumenspeicherung, dabei werden in einer einzigen Textur, die einen zusammenhängenden Speicherbereich im Grafikspeicher der Karte bildet, die Volumendaten schichtweise gespeichert. Davon profitiert insbesondere der Rechenschritt der Rückprojektion.

Die Zustandssteuerung der 3D-Rekonstruktionseinheit koordiniert die Abarbeitung des SART-Algorithmus auf der Grafikkarte und überwacht das DICOM-Interface auf neue Röntgenprojektionen der isozentrischen C-Bogenmechanik. Eine neuartige Methode die

iterative Rekonstruktion mit dem SART-Algorithmus durchzuführen wird durch die Scheduler-Einheit realisiert. Mit ihr ist es möglich die Volumendaten bereits während der noch laufenden Bildaufnahme, also wenn noch nicht alle Röntgenprojektionsdaten vorliegen, durchzuführen. Das durch den Scheduler definierte Prozessschema stellt eine vergleichbare Rekonstruktionsqualität zu der sonst üblichen, erst nach der Bildaufnahme durchgeführten 3D-Rekonstruktion sicher. Die rekonstruierten Volumendaten werden über das DICOM-Interface der weiteren Anbindung z.B. an das Picture Archiving and Communication System (PACS) des Krankenhausnetzwerks oder einem Navigationssystem zur Verfügung gestellt.

Mensch-Maschine-Schnittstelle

Die Mensch-Maschine-Schnittstelle erlaubt die Interaktion des Benutzers mit dem System. Zu ihr gehört die C-Bogenmechanik, mit der der Anwender das Isozentrum definiert und im interaktiven Modus die Rotation der isozentrischen Bewegung vorgibt. Die Röntgenstrahlung wird mit Hilfe eines Fußschalters ausgelöst, dabei kann entweder in vorgegebenen Abständen die Strahlung halbautomatisch ausgelöst werden, dass heißt nach Überschreiten der gegebenen Winkelposition und Stoppen der interaktiven Bewegung löst das System automatisch die Bildaufnahme aus. Im manuellen, interaktiven Modus können an beliebiger Stelle vom Benutzer Röntgenbilder aufgenommen werden, im automatischen Modus wird die gesamte Kinematik automatisch bewegt, die Röntgenbildaufnahme wird an gegebenen Winkelpositionen automatisch ausgeführt. Der Fußschalter dient hier als Todmannknopf.

Diskrete Zustände der C-Bogen Steuerung werden an einem Touchscreen, der an der Mechanik des C-Bogens montiert ist, dargestellt (Bild 5-5a). Der Touchscreen wird während der Operation mit einem sterilen Überzug versehen. Der Benutzer kann über Buttons, deren Bedienung je nach Zustand der Steuersoftware freigegeben oder gesperrt ist, einen neuen Systemzustand initiieren. Weiterhin hat der Benutzer die Möglichkeit bereits aufgenommene Röntgenprojektionsbilder auszuwählen und am Touchscreen sowie am linken Hochkontrastmonitor des Monitorwagens anzuzeigen (Bild 5-5c).



Bild 5-5: Die Mensch-Maschine-Schnittstelle des Systems. a) Ein an der C-Bogenmechanik montierter Touchscreen bildet die Schnittstelle zur isozentrischen Steuerung des Systems. b) Das 3D-Bedienpult bildet die Eingabeschnittstelle zur 3D-Visualisierung. c) Die Hochkontrastmonitore des Monitorwagens stellen sowohl die Röntgenprojektionen als auch die Volumendaten dar. (Alle Bilder © MiMed, 2006)

Die dreidimensionalen Rekonstruktionen werden am rechten Hochkontrastmonitor des Monitorwagens als multiplanare Schnitte und Volumendarstellung angezeigt (Bild 5-5c). Die dargestellten Schnitte sowie die Ausrichtung der Volumendarstellung kann der Anwender mit dem 3D-Bedienpult auswählen. Diese Systemkomponente der Mensch-Maschine-Schnittstelle kann ebenfalls mit einer sterilen Abdeckung versehen werden und direkt aus dem OP-Umfeld benutzt werden. Weitere Funktionen, die mit dem Bedienpult eingestellt werden, können sind

die Grauwert-Fensterung und die Volumendarstellungsmodi (Volumenrendering, Maximum-Intensity-Projektion, angeschnittenes Volumenrendering).

5.2.2 Dynamische Systembeschreibung

Das dynamische Darstellung der Systemarchitektur ist in Bild 5-6 dargestellt.

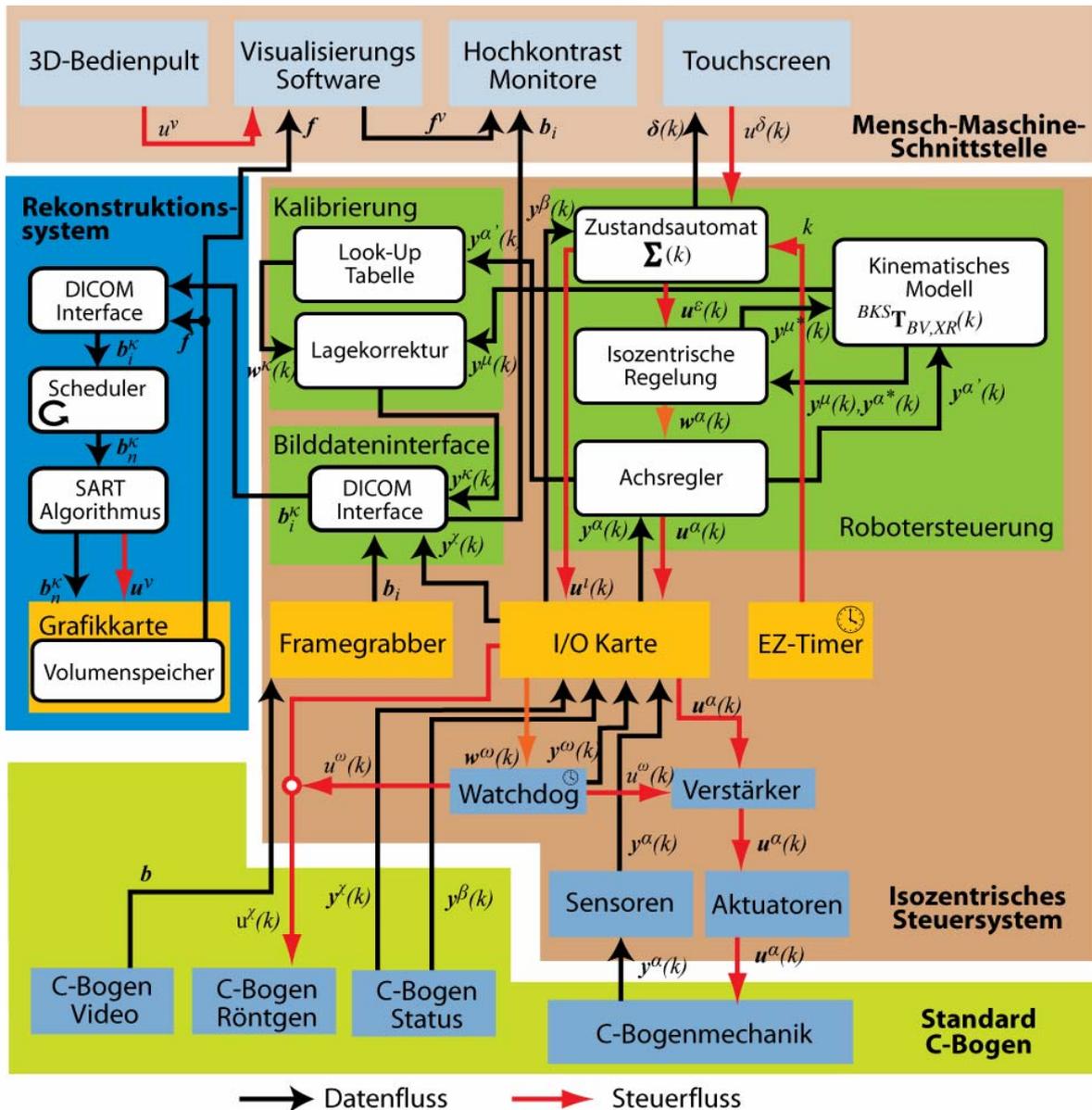


Bild 5-6: Darstellung der dynamischen Systemarchitektur mit Bezeichnung der Daten- und Steuerflüsse zwischen den Komponenten. (© MiMed, 2006)

Die Daten- und Steuerflüsse des Systems werden anhand exemplarischer Abläufe bzw. Systemzustände dargestellt.

Das System arbeitet in zeitdiskreten Zyklen, der Echtzeit-Timer generiert den Systemtakt k . Der Zustandsautomat der Robotersteuerung liest den Status der C-Bogensteuerung $y^{\beta}(k)$ aus und ermittelt ausgehend vom Systemzustand des vorherigen Zyklus $\Sigma(k-1)$ und des eventuell vorliegenden Steuerkommandos $u^{\delta}(k-1)$ der diskreten Mensch-Maschineschnittstelle (DMMS) den aktuellen Systemzustand $\Sigma(k)$.

Mit der, durch den Touchscreen realisierten DMMS können diskrete Änderungen des Systemzustands vom Benutzer ausgelöst werden. Dazu liest die DMMS den, von dem Zustandsautomaten der Robotersteuerung zur Verfügung gestellten Vektor der aktivierbaren Folgezustände $\delta(k)$ des aktuellen Systemzustands $\Sigma(k)$ aus. Die DMMS generiert daraus, falls eine Benutzeraktion vorliegt, das Steuerkommando $u^\delta(k)$. Dieses Kommando wird allerdings erst im nächsten Systemzyklus ausgeführt.

Interaktive isozentrische Bewegung

Befindet sich das System im isozentrischen Modus, so wurde bereits ein Isozentrum definiert und in der isozentrischen Regelung der Robotersteuerung abgelegt. Der Benutzer führt eine manuelle Bewegung der C-Achse aus, das System hat jetzt die Aufgabe die verbleibenden Achsen derart zu steuern, dass die Isozentrik erhalten bleibt. Die Sensoren der Achsen werden zum Beginn des Systemzyklus k ausgelesen und als Vektor

$$\mathbf{y}^\alpha(k) = \{s_{G_1}, s_{G_2}, \dots, s_{G_n}\} \quad (5-4)$$

an die I/O Karte übermittelt. Dieser Vektor wird von den Achsreglern ausgelesen und die Encoderticks der einzelnen Achsen werden in Längen bzw. Winkel umgerechnet und als Vektor $\mathbf{y}^{\alpha'}(k)$ zur Verfügung gestellt. Das kinematische Modell liest diesen Vektor $\mathbf{y}^{\alpha'}(k)$ und generiert daraus mit Hilfe der kinematischen Vorwärtsrechnung den Vektor

$$\mathbf{y}^\mu(k) = \left\{ {}^{ISO}\mathbf{T}_{BV,kin}, {}^{ISO}\mathbf{T}_{XR,kin} \right\}. \quad (5-5)$$

Die isozentrische Regelung liest diesen Vektor ein und ermittelt die vorhandene Fehlpositionierung des Bildverstärkers BV für das definierte Isozentrum. Daraus wird die Sollposition des BV bestimmt und an das kinematische Modell als Vektor $\mathbf{y}^{\mu*}(k)$ geschickt. Das kinematische Modell berechnet daraus mit Hilfe der kinematischen Rückwärtsrechnung die Sollpositionen der einzelnen aktiven Gelenkachsen und sendet diese an die isozentrische Regelung als Vektor $\mathbf{y}^{\alpha*}(k)$ zurück. Die isozentrische Regelung leitet die Sollpositionen der Achsen als Vektor $\mathbf{w}^\alpha(k)$ an die Achsregler weiter. Die Achsregler der einzelnen aktiven Achsen leiten aus der Führungsgröße $\mathbf{w}^\alpha(k)$ und der mit $\mathbf{y}^{\alpha'}(k)$ gewonnenen Regeldifferenz die Stellgröße $\mathbf{u}^\alpha(k)$ ab. Über die I/O Karte wird die Stellgröße an die Leistungsverstärker der Aktuatoren gesendet.

Röntgenbildaufnahme und Rekonstruktion

Wurde ein Röntgenbild \mathbf{b} durch den Anwender oder die Robotersteuerung ausgelöst und ist die Aufnahme von der C-Bogensteuerung abgeschlossen, wird das Bilddateninterface durch das Signal $y^x(k)$ angestoßen. Der Framegrabber digitalisiert das Videosignal und stellt dem Bilddateninterface das digitale Röntgenbild \mathbf{b}_i zur Verfügung. Das DICOM-Interface verknüpft die Bildinformationen mit den geometrischen Informationen vom Zeitpunkt der Röntgenbildaufnahme. Dafür fordert es von der Kalibrierung den Stellungsvektor $\mathbf{y}^k(k)$ an.

$$\mathbf{y}^k(k) = \left\{ {}^{ISO}\mathbf{T}_{BV,opt}, {}^{ISO}\mathbf{T}_{XR,opt} \right\} \quad (5-6)$$

Dieser wird von der Kalibrierung in der Lagekorrektur mit den aus der Look-Up Tabelle bekannten Korrekturvektoren für den Bildverstärker (BV) und die Röntgenröhre (XR) $\mathbf{w}^k(k)$ und den aus dem kinematischen Modell ermittelten Transformationen $\mathbf{y}^\mu(k)$ berechnet. Die von der Look-Up Tabelle bereitgestellten Korrekturvektoren $\mathbf{w}^k(k)$ werden anhand der von

den Achsreglern übermittelten Stellungen der Achsen $\mathbf{y}^a(k)$ sowie einer intern durchgeführten linearen Interpolation zwischen den in der Tabelle gespeicherten Korrekturvektoren ermittelt.

Sind die Bilddaten mit den Geometriedaten fusioniert, werden sie als DICOM-Bild \mathbf{b}_i^k von dem DICOM-Interface der Rekonstruktionseinheit eingelesen. Der Scheduler der Rekonstruktionseinheit ordnet die nach einem internen Prozessschema in eine Liste der Röntgenprojektionsbilder die dem SART-Algorithmus zugeführt werden. Der Scheduler läuft in einer vom restlichen Systemzyklus unabhängigen Endlosschleife und übermittelt dem SART-Algorithmus die neu sortierten Röntgenprojektionsbilder \mathbf{b}_n^k . Der SART-Algorithmus steuert die Grafikkarte mit dem Kommandovektor \mathbf{u}^v und übermittelt dieser die Röntgenprojektionsbilder \mathbf{b}_n^k , die auch die geometrischen Informationen über die Lage der Bildebene, der Röntgenquelle etc. beinhalten. Das Rekonstruktionsvolumen \mathbf{f} wird auf der Grafikkarte gespeichert und kann einerseits von der Visualisierungssoftware der Mensch-Maschine-Schnittstelle und andererseits von dem DICOM-Interface der Rekonstruktionseinheit für den Export angefordert werden.

Die Sicherheitskomponente Watchdog besitzt einen von der PC-Steuerung unabhängigen Timer sowie redundant ausgeführte Sicherheitsrelais. Sie wird über die I/O Karte zu jedem Systemtakt k mit dem Signal $w^\omega(k)$ getriggert. Das Tiggersignal wird dabei von dem Zustandsautomaten der Robotersteuerung mit wechselnder Flanke generiert und im Steuervektor $\mathbf{u}'(k)$ an die I/O Karte gesandt. Bleibt der Flankenwechsel

$$w^\omega(k) = -w^\omega(k-1) \quad (5-7)$$

länger als zwei Systemtakte aus, fallen die Sicherheitsrelais des Watchdogs ab und unterbrechen über die Steuersignale $u^\omega(k)$, die Stromversorgung der Leistungsverstärker der Aktuatoren und das Signal $u^z(k)$ das die Röntgenstrahlung der Röntgenquelle auslöst.

Einstellung von Visualisierungsparametern

Die Visualisierungssoftware greift auf den Volumenspeicher der Grafikkarte zu und erhält das rekonstruierte Volumen \mathbf{f} . Anhand interner Parameter der Visualisierungssoftware werden Teilmengen von \mathbf{f} gebildet und als \mathbf{f}' auf dem rechten Hochkontrastmonitor des Monitorwagens dargestellt. Mit dem 3D-Bedienpult kann der Benutzer diskrete und kontinuierliche Einstellungen der Visualisierungsparameter vornehmen. Nach dem Auslösen einer Benutzeraktion sendet das 3D-Bedienpult die Stellgröße \mathbf{u}^v an die Visualisierungssoftware, die die internen Parameter anpasst und die modifizierte Teilmenge \mathbf{f}' an den Monitor sendet.

5.3 Isozentrische Steuerung eines Standard C-Bogens

In diesem Kapitel werden die Konzepte der isozentrischen Steuerung eines Standard C-Bogens vorgestellt. Das entwickelte kinematische Modell wird beschrieben, das neuartige Konzept der variablen Isozentrik wird vorgestellt und die Definition eines variablen Isozentrums erklärt. Anschließend wird das Prinzip der isozentrischen Steuerung der C-Bogenmechanik für unterschiedliche Formen der isozentrischen Bewegung vorgestellt.

5.3.1 Kinematische Modellierung eines Standard C-Bogens

Alle Standard C-Bögen besitzen eine weitgehend identische Kinematik. Die Modelle verschiedener Hersteller variieren in erster Linie nur in den Parametern der kinematischen Kette. Die kinematische Kette wird durch fünf Gelenke gebildet. Dabei sind zwei translatorische Freiheitsgrade und drei rotatorische Freiheitsgrade vorgesehen. Der normalerweise notwendige sechste Freiheitsgrad, um jede Position in beliebiger Orientierung im Arbeitsraum zu erreichen, ist nicht notwendig, da dieser Freiheitsgrad einer Rotation der Bildebene gleichkommt und für die Bildgebung nicht notwendig ist.

Bild 5-7 zeigt die Anordnung der Gelenke eines Standard C-Bogens. Auf einer fahrbaren Basis ist das translatorische Gelenk G_1 befestigt. Dieses Gelenk wird immer aktiv motorisch betrieben, alle weiteren Gelenke sind normalerweise passiv ausgeführt. Auf dem Gelenk G_1 sitzt ein Rotationsgelenk G_2 , das eine Rotation um die Translationsachse G_1 ermöglicht. Das senkrecht zum Gelenk G_1 angeordnete, auf G_2 montierte Schubgelenk G_3 erlaubt eine translatorische Bewegung in horizontaler Richtung. Am Ende des Schubgelenks G_3 ist das Rotationsgelenk G_4 befestigt, das eine Rotation um die Translationsachse von G_3 ermöglicht. Das Gelenk G_5 wird durch die c-förmige Verbindung der Röntgeneinheit, die aus dem Bildverstärker (BV) und der Röntgenquelle (XR) besteht, gebildet. Die c-förmige Verbindung ist über ein Rollenlager mit dem Rotationsgelenk G_4 verbunden. Die Rotationsachse von G_5 liegt bei allen Standard C-Bögen außerhalb des kegelförmigen Strahlengangs der Röntgeneinheit.

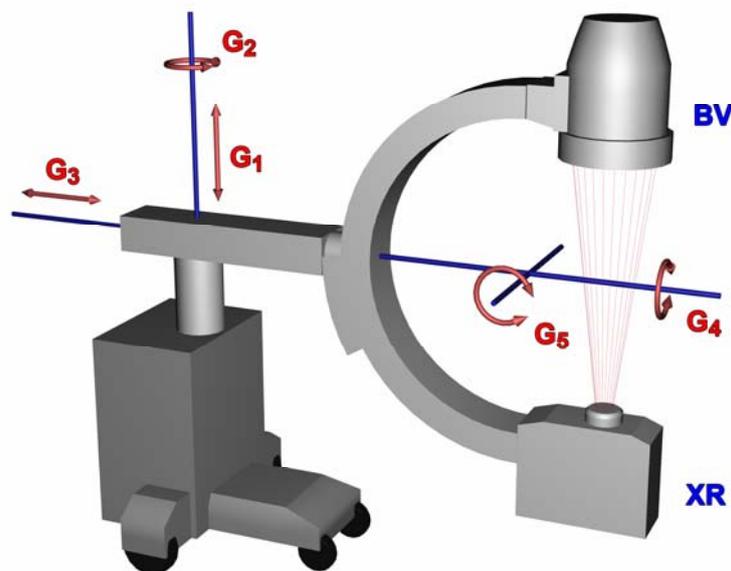


Bild 5-7: Gelenke G_1 bis G_5 eines Standard C-Bogens ermöglichen die Positionierung der Röntgeneinheit bestehend aus Bildverstärker BV und Röntgenröhre XR in fünf Freiheitsgraden (© MiMed, 2006).

Alle Achsen sind konstruktionsbedingt begrenzt in ihrer Bewegung. Tabelle 5-1 zeigt eine Übersicht über die üblichen Bewegungsbereiche bei Standard C-Bögen. Bei den unterschiedlichen Modellen variiert vor allem der Rotationsbereich des Gelenks G_5 , er liegt zumeist zwischen 120° und 135° .

Tabelle 5-1: Übliche Bewegungsbereiche der einzelnen Achsen bei Standard C-Bögen.

Gelenk	G_1	G_2	G_3	G_4	G_5
Bewegungsbereich	420mm	+/- 10°	220mm	+/- 225°	135°

Die Parametrisierung der kinematischen Kette ist in Bild 5-8 dargestellt. Die in der Parametrisierung enthaltenen kinematischen Parameter sind nach Craig (2005) benannt. α ist eine konstante Rotation um die x -Achse, a ist eine konstante Translation entlang der x -Achse. d und h sind variable bzw. konstante Translationen entlang der z -Achse, θ ist ein variabler Rotationswinkel um die z -Achse. Die konstanten Translationen h_1 , h_3 und h_4 können bei der kinematischen Betrachtung auf Null gesetzt werden, da nur relative Positionen und Lagen unterschiedlicher Stellungen der Kinematik in einem festen Bezugskoordinatensystem für die isozentrische Steuerung und 3D-Rekonstruktion notwendig sind. Die absolute, räumliche Position und Orientierung, wie bei einem Roboter notwendig, muss hier nicht bekannt sein. Das Bezugskoordinatensystem BKS wird in das Koordinatensystem S_1 gelegt. In Tabelle 5-2 ist die Parametrisierung der kinematischen Kette nach Denavit-Hartenberg angegeben.

Tabelle 5-2: Denavit-Hartenberg Parameter der kinematischen Kette eines Standard C-Bogens. G_i bezeichnet den Übergang vom Gelenk G_i zum Gelenk G_{i+1} . An das Gelenk G_5 schließt die konstante Transformation zum Koordinatensystem des Bildverstärkers (BV) an.

G_i	α_i	a_i	d_i	θ_i
1	0	0	h_1+d_1	0
2	$-\pi/2$	0	0	θ_2
3	0	0	h_3+d_3	$-\pi/2$
4	$-\pi/2$	0	h_4	θ_4
5	0	a_5	0	θ_5
BV	$\pi/2$	a_6	0	$-\pi/2$

Die Denavit-Hartenberg Parameter können durch Verknüpfen der durch sie beschriebenen Translationen und Rotationen in homogene 4x4 Matrizen überführt werden. Dabei wird der Übergang vom Koordinatensystem S_i des Gelenks G_i zum Koordinatensystem S_{i+1} des Gelenks G_{i+1} durch die folgende Matrix beschrieben.

$${}_{S_i} \mathbf{T}_{S_{i+1}} = \begin{bmatrix} \cos(\theta_i) & -\sin(\theta_i)\cos(\alpha_i) & \sin(\theta_i)\sin(\alpha_i) & a_i \cdot \cos(\theta_i) \\ \sin(\theta_i) & \cos(\theta_i)\cos(\alpha_i) & -\cos(\theta_i)\sin(\alpha_i) & a_i \cdot \sin(\theta_i) \\ 0 & \sin(\alpha_i) & \cos(\alpha_i) & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5-8)$$

Die gesamte kinematische Kette kann durch Multiplikation der homogenen Transformationsmatrizen der miteinander verbundenen Gelenke berechnet werden.

$${}^{BKS} \mathbf{T}_{BV} = {}^{BKS} \mathbf{T}_{S_1} \cdot {}_{S_1} \mathbf{T}_{S_2} \cdot {}_{S_2} \mathbf{T}_{S_3} \cdot {}_{S_3} \mathbf{T}_{S_4} \cdot {}_{S_4} \mathbf{T}_{S_5} \cdot {}_{S_5} \mathbf{T}_{S_6} \cdot {}_{S_6} \mathbf{T}_{BV} \quad (5-9)$$

Durch Einsetzen der Parameter aus Tabelle 5-2 in Gleichung (5-8) und Ausmultiplizieren der Gleichung (5-9) kann unter Anwendung der Substitutionen

$$s_i = \sin(\theta_i) \quad (5-10)$$

und

$$c_i = \cos(\theta_i) \quad (5-11)$$

die kinematische Vorwärtsrechnung zu:

$${}^{BKS}T_{BV} = \begin{bmatrix} s_5 c_2 c_4 - c_5 s_2 & -s_4 c_2 & -c_5 c_2 c_4 - s_5 s_2 & c_2 c_4 (a_6 s_5 + a_5 c_5) + s_2 (a_5 s_5 - a_6 c_5) - s_2 d_3 \\ s_5 s_2 c_4 + c_5 c_2 & -s_4 s_2 & -c_5 s_2 c_4 + s_5 c_2 & s_2 c_4 (a_6 s_5 + a_5 c_5) - c_2 (a_5 s_5 - a_6 c_5) + c_2 d_3 \\ -s_4 c_5 & -c_4 & s_4 c_5 & -s_4 (a_6 s_5 + a_5 c_5) + d_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5-12)$$

bestimmt werden. Für eine gegebene Stellung der Gelenke kann somit die Position und Lage des Bildverstärkerkoordinatensystems BV berechnet werden.

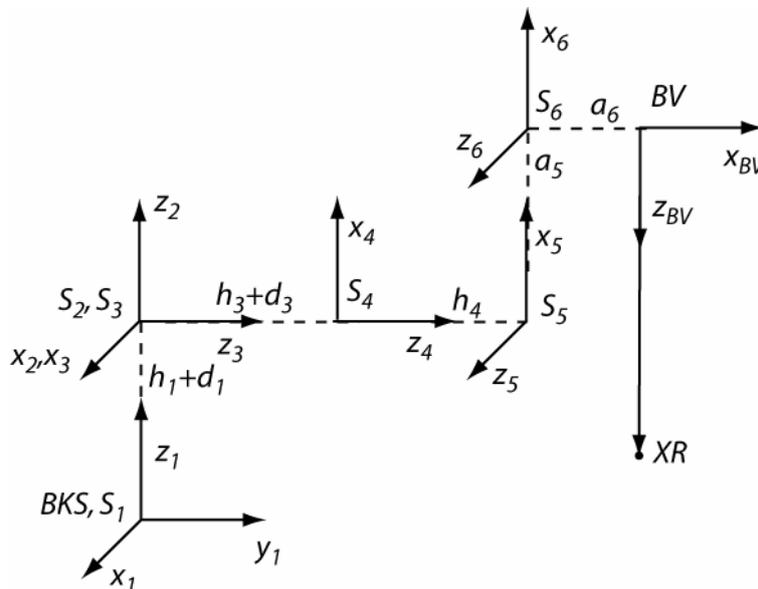


Bild 5-8: Koordinatensysteme und Parameter zur Parametrisierung in Tabelle 5-2 eines Standard C-Bogens in der Grundstellung (© MiMed, 2006).

Für die Röntgenquelle ist nur die Position entscheidend, da sie als punktförmige Energiequelle betrachtet wird. Ihre Position wird durch einen Vektor relativ zum Bildverstärkerkoordinatensystem BV definiert.

$${}^{BKS}T_{XR} = {}^{BKS}T_{BV} \cdot {}^{BV}p_{XR} \quad (5-13)$$

Um die Kinematik eines C-Bogens wie einen Roboter steuern zu können, ist es neben der Vorwärtsrechnung vor allem wichtig die inverse kinematische Gleichung zu finden. Sie gibt an, wie die Gelenke eingestellt werden müssen, um eine im Basiskoordinatensystem BKS gegebene Stellung des Bildverstärkerkoordinatensystem zu erreichen. Sei die Zielstellung gegeben durch die Matrix

$${}^{BKS}\mathbf{T}_{BV,soll} = \begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x & p_x \\ n_y & o_y & a_y & p_y \\ n_z & o_z & a_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad (5-14)$$

wobei die Vektoren \mathbf{n} , \mathbf{o} und \mathbf{a} die Richtungsvektoren des Zielkoordinatensystems sind und \mathbf{p} der gewünschte Positionsvektor ist. Die Standardmethode zur Lösung der inversen kinematischen Gleichung ist in Paul (1981) zu finden. Die Matrix ${}^{BKS}\mathbf{T}_{S_1}$ wird in der folgenden Darstellung weggelassen, da sie der Einheitsmatrix \mathbf{E} entspricht und keinen Einfluss auf die Berechnung hat. Es gilt:

$${}^{BKS}\mathbf{T}_{S_1} = \mathbf{E} \quad (5-15)$$

Der rechte Teil der Gleichung (5-9) wird dem rechten Teil der Gleichung (5-14) gleichgesetzt. Anschließend werden 5 Gleichungen durch eine linkseitige Multiplikation der inversen Matrizen erzeugt.

$${}^{S_2}\mathbf{T}_{S_3} \cdot {}^{S_3}\mathbf{T}_{S_4} \cdot {}^{S_4}\mathbf{T}_{S_5} \cdot {}^{S_5}\mathbf{T}_{S_6} \cdot {}^{S_6}\mathbf{T}_{BV} = ({}^{S_1}\mathbf{T}_{S_2})^{-1} \cdot {}^{BKS}\mathbf{T}_{BV,soll} \quad (5-16)$$

$${}^{S_3}\mathbf{T}_{S_4} \cdot {}^{S_4}\mathbf{T}_{S_5} \cdot {}^{S_5}\mathbf{T}_{S_6} \cdot {}^{S_6}\mathbf{T}_{BV} = ({}^{S_2}\mathbf{T}_{S_3})^{-1} \cdot ({}^{S_1}\mathbf{T}_{S_2})^{-1} \cdot {}^{BKS}\mathbf{T}_{BV,soll} \quad (5-17)$$

$${}^{S_4}\mathbf{T}_{S_5} \cdot {}^{S_5}\mathbf{T}_{S_6} \cdot {}^{S_6}\mathbf{T}_{BV} = ({}^{S_3}\mathbf{T}_{S_4})^{-1} \cdot ({}^{S_2}\mathbf{T}_{S_3})^{-1} \cdot ({}^{S_1}\mathbf{T}_{S_2})^{-1} \cdot {}^{BKS}\mathbf{T}_{BV,soll} \quad (5-18)$$

$${}^{S_5}\mathbf{T}_{S_6} \cdot {}^{S_6}\mathbf{T}_{BV} = ({}^{S_4}\mathbf{T}_{S_5})^{-1} \cdot ({}^{S_3}\mathbf{T}_{S_4})^{-1} \cdot ({}^{S_2}\mathbf{T}_{S_3})^{-1} \cdot ({}^{S_1}\mathbf{T}_{S_2})^{-1} \cdot {}^{BKS}\mathbf{T}_{BV,soll} \quad (5-19)$$

$${}^{S_6}\mathbf{T}_{BV} = ({}^{S_5}\mathbf{T}_{S_6})^{-1} \cdot ({}^{S_4}\mathbf{T}_{S_5})^{-1} \cdot ({}^{S_3}\mathbf{T}_{S_4})^{-1} \cdot ({}^{S_2}\mathbf{T}_{S_3})^{-1} \cdot ({}^{S_1}\mathbf{T}_{S_2})^{-1} \cdot {}^{BKS}\mathbf{T}_{BV,soll} \quad (5-20)$$

Jede der Matrixgleichungen (5-16) bis (5-20) definiert 12 Gleichungen. Es wird nun das Gleichungssystem gelöst, indem zunächst eine Gleichung für ein von den anderen Gelenken unabhängiges Gelenk gesucht wird. Aus Gleichung (5-17) lässt sich θ_2 direkt bestimmen zu:

$$\theta_2 = \text{atan2}\left(-n_x \sqrt{n_x^2 + n_y^2}, -n_y \sqrt{n_x^2 + n_y^2}\right), \quad (5-21)$$

aus Gleichung (5-18) kann die Lösung für θ_4 ebenfalls direkt bestimmt werden:

$$\theta_4 = \text{atan2}\left(n_z, -\sqrt{1-n_z}\right). \quad (5-22)$$

Mit diesen nun als bekannt vorauszusetzenden Variablen θ_2 und θ_4 kann θ_5 berechnet werden:

$$\theta_5 = \text{atan2}\left(-o_z, \cos^{-1}(\theta_4)(o_y \cos(\theta_2) - o_x \sin(\theta_2))\right) \quad (5-23)$$

d_1 und d_3 können nun durch Lösen des übrigen Gleichungssystem zu

$$d_1 = p_z - (a_5 - a_6) \cos(\theta_4) \cos(\theta_5) \quad (5-24)$$

und

$$d_3 = p_y \cos(\theta_2) - p_x \sin(\theta_2) + (a_5 - a_6) \sin(\theta_5) \quad (5-25)$$

bestimmt werden.

5.3.2 Variable Isozentrik

Unter Isozentrik eines Röntgensystems versteht man die Eigenschaft, dass unabhängig von der räumlichen Ausrichtung der Bilderzeugungseinheit der Zentralstrahl stets durch einen fixen Raumpunkt verläuft. Mit Zentralstrahl bezeichnet man den Strahl des Röntgenkegels, der senkrecht auf der Detektorebene steht und die als punktförmig angenommene Strahlenquelle schneidet. In der Realität ist die Röntgenquelle jedoch nicht punktförmig sondern besitzt einen sogenannten Brennfleck, der üblicherweise zwischen 1mm und 5mm groß ist. Dadurch kann die Bedingung der Isozentrik auf einen Raumbereich mit wenigen Millimetern Größe verallgemeinert werden.

Wird die Bedingung der Isozentrik auf das im vorherigen Abschnitt definierte kinematische Modell des C-Bogens angewendet, so lässt sich das Isozentrum durch Erweitern von Gleichung (5-9) definieren zu:

$${}^{BKS} \mathbf{p}_{ISO} = {}^{BKS} \mathbf{T}_{BV} \cdot {}^{BV} \mathbf{p}_{ISO} \quad (5-26)$$

mit

$${}^{BV} \mathbf{p}_{ISO} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ r_{iso} \end{bmatrix} \quad (5-27)$$

Wobei r_{iso} der Radius der um das Isozentrum liegenden Kugeloberfläche ist. Wird r_{iso} nicht als Konstante angesehen, können unter Einhaltung der isozentrischen Bedingung auch ellipsoidische Bewegungsbahnen realisiert werden. Für die 3D-Rekonstruktion ist allerdings ein konstanter Abstand zum Isozentrum vorteilhaft, da so sichergestellt werden kann, dass das um das Isozentrum liegende Rekonstruktionsvolumen vollständig von allen Röntgenkegeln abgedeckt ist.

Definition des Isozentrums

Da das System mit einem variablen Isozentrum arbeiten soll, ist eine Definition des für einen Scan gültigen Isozentrums notwendig. Dies wird durch eine einfache Prozedur gewährleistet. Für zwei voneinander verschiedenen Stellungen der Bilderzeugungseinheit wird die Gerade, die durch den jeweiligen Zentralstrahl definiert wird, berechnet.

$$g(k) : {}^{BKS} \mathbf{x}(k)_{\text{zentral}} = {}^{BKS} \mathbf{p}_{BV(k)} + t(k) \cdot \left({}^{BKS} \mathbf{p}_{BV(k)} \cdot {}^{BV} \mathbf{p}_{XR(k)} \right) \Big|_{k=0,1} \Big|_{t \in \mathbb{R}} \quad (5-28)$$

Der Vektor ${}^{BV} \mathbf{p}_{XR}$ ist in Gleichung (5-28) bewusst mit k parametrisiert, da wie in Kapitel 6.3 gezeigt wird, dieser Vektor durch mechanische Deformationen nicht als konstant angenommen werden kann.

Der Schnittpunkt der beiden Geraden $g(1)$ und $g(2)$ definiert das Isozentrum.

$${}^{BKS} \mathbf{p}_{ISO} = {}^{BKS} \mathbf{x}(1)_{\text{zentral}} = {}^{BKS} \mathbf{x}(2)_{\text{zentral}} \quad (5-29)$$

Der isozentrische Rotationsradius r_{iso} wird aus Sicherheitsgründen durch den größeren der beiden Abstände vom Isozentrum zum Bildverstärker gebildet. Dadurch kann sichergestellt werden, dass es zu keiner Kollision mit dem Patienten kommt.

$$r_{iso} = \max \left(\left\| \left({}^{BKS} \mathbf{T}_{BV(k)} \right)^{-1} \cdot {}^{BKS} \mathbf{p}_{ISO} \right\| \right), \quad (k = 0, 1) \quad (5-30)$$

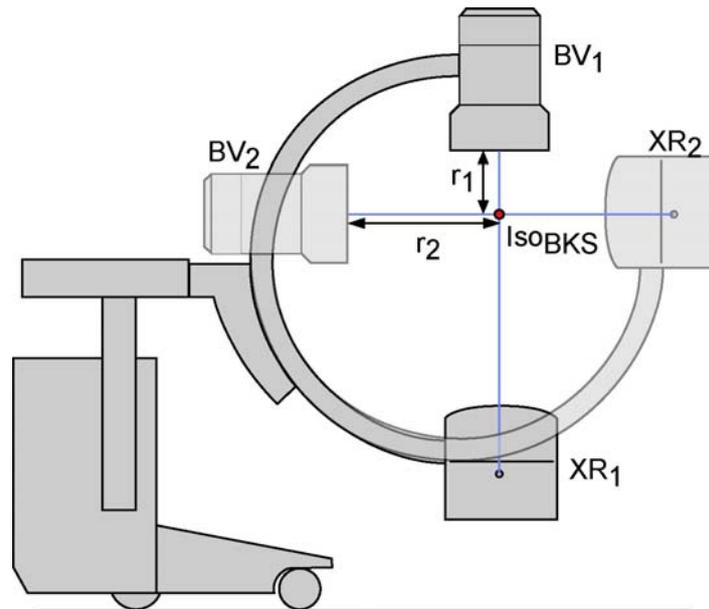


Bild 5-9: Definition des Isozentrums anhand zwei unterschiedlicher Stellungen der C-Bogen Kinematik (© MiMed, 2006).

5.3.3 Isozentrische Steuerung der Kinematik

Werden die beschriebenen Achsen eines C-Bogens um Gelenksensoren erweitert, können die Parameter der kinematischen Kette bestimmt werden und die Stellung im Raum mit Hilfe der kinematischen Vorwärtsrechnung nach Gleichung (5-12) berechnet werden. Mit der kinematischen Rückwärtsrechnung nach Gleichung (5-21) bis (5-25) kann ausgehend von einer gegebenen Zielstellung im Raum die kinematische Kette wiederum so parametrisiert werden, dass die gegebene Stellung eingenommen wird. Dafür müssen die einzelnen Achsen des C-Bogens in die jeweils vorgegebene Stellung gebracht werden. Werden alle Achsen mit Aktuatoren ausgestattet, kann die Bewegung vollautomatisch erfolgen. Es ist aber auch möglich, die kinematische Kette nur partiell mit Aktuatoren auszustatten, wodurch eine interaktive Bewegung des Systems erreicht werden kann. Dabei gibt der Benutzer die Bewegung der passiven Achsen vor und das System stellt die aktiven Achsen derart ein, dass die definierte Position eingenommen wird.

Um eine 3D-Rekonstruktion aus einer Reihe von Röntgenprojektionen durchführen zu können, müssen diese einerseits, wie in Kapitel 2.2 gezeigt, orts- und orientierungsbestimmt sein, andererseits müssen die Bilder denselben Ortsraum abbilden. Dies kann durch die im vorherigen Kapitel erläuterten Isozentrik erreicht werden. Unter der Bedingung der Isozentrik

kann die Menge aller im Arbeitsraum möglichen Stellungen des Bildverstärkers (BV) M_{BV} auf die eingeschränkt werden, die die Bedingung der Isozentrik erfüllen.

$$I_{BV} \subset M_{BV} \quad (5-31)$$

Dabei ist die Bedingung der Isozentrik für ein Isozentrum ${}^{BKS}\mathbf{p}_{ISO}$ definiert durch

$${}^{BKS}\mathbf{p}_{ISO} = {}^{BKS}\mathbf{T}_{BV} \cdot {}^{BV}\mathbf{p}_{ISO} \quad \text{mit } {}^{BV}\mathbf{p}_{ISO} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ r_{iso} \end{bmatrix}. \quad (5-32)$$

Wird weiterhin die Bedingung der Isozentrik durch $r_{iso} == const$ eingeschränkt, beinhaltet die Menge J_{BV} alle Stellungen von I_{BV} , die sich auf einer Kugeloberfläche um das Isozentrum ${}^{BKS}\mathbf{p}_{ISO}$ befinden. Es gilt somit

$$J_{BV} \subset I_{BV} \subset M_{BV} \quad (5-33)$$

Diese Einschränkung ist sinnvoll, da dann der von allen möglichen Röntgenprojektionen abgedeckte Raumbereich maximale Größe besitzt. Durch die Kegelstrahlgeometrie des Strahlenbündels ist dieser Raumbereich durch eine Kugel beschrieben.

Entsprechend dieser Bedingung können Bewegungstrajektorien für den Bildverstärker gewählt werden. Die Qualität des rekonstruierten Raumbereichs ist abhängig von der Anzahl und Verteilung der voneinander verschiedenen Projektionen durch den durchstrahlten Raumbereich. Eine exakte Rekonstruktion des Raumbereichs ist möglich, wenn die Tuy-Bedingung erfüllt ist [Tuy (1983)]. Diese ist erfüllt, wenn jede Ebene, die durch den Raumbereich gelegt werden kann, mindestens einmal die Bewegungstrajektorie der Röntgeneinheit schneidet. Es ist leicht zu erkennen, dass dies nur mit zwei um 90° versetzte kreisförmige Bewegungstrajektorien mit 180° Rotationsbereich erfüllt werden kann (vgl. Kapitel 3.2.4). Eine Bewegung dieser Art kann allerdings durch den im Isozentrum positionierten Patienten nicht ausgeführt werden. Weiterhin ist ein Standard C-Bogen durch seine limitierten Gelenkbewegungen nicht in der Lage die Tuy-Bedingung zu erfüllen.

Die einfachste isozentrische Bewegungsbahn ist eine Kreisbahn in einer Ebene, vorgegeben durch die Rotation der C-Achse G_5 . Damit kann eine isozentrische Bewegung auf einem Kreissegment von 135° erzeugt werden. Diese Rotation ist für die Integration in den operativen Ablauf am günstigsten, da der C-Bogen seitlich am OP-Tisch positioniert werden kann. Bei Eingriffen an der Wirbelsäule ist dies die Standardposition, die bei konventionellen Röntgenkontrollen intraoperativ genutzt wird. Wie in Bild 5-11a zu erkennen ist, entstehen allerdings durch den begrenzten Rotationsbereich Artefakte in der Rekonstruktion.

Durch den robotisierten Ansatz sind aber auch weitere Bewegungsbahnen, die die Menge der Durchstrahlungsrichtungen erhöhen, möglich. In Bild 5-10a ist zu erkennen, dass auch bei einer Aufnahme des Rumpfes bzw. der Wirbelsäule des Patienten eine weitere Rotation senkrecht zur Rotationsebene von G_5 möglich ist. Ohne eine Kollision mit dem Patienten hervorzurufen, ist eine Rotation bei senkrechter Ausrichtung von G_5 um $\pm 45^\circ$ möglich. Wie in Bild 5-11b zu erkennen ist, können die Artefakte dadurch deutlich minimiert werden.

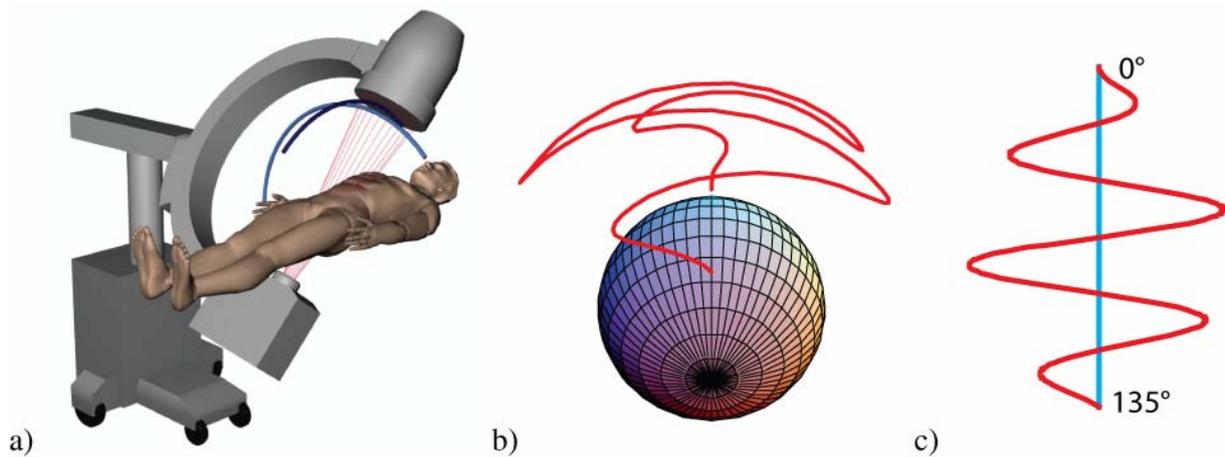


Bild 5-10: Beispiele der isozentrischen Steuerung auf einer Kugeloberfläche: a) Auch bei der Aufnahme der Wirbelsäule ist eine zusätzliche Rotation aus der Ebene der C-Achse heraus bis +/- 45° möglich. b) Wobbel-Bewegungstrajektorie durch überlagerte Sinusfunktion. c) Projektion der Trajektorie aus b. (Alle Bilder © MiMed, 2006)

Die beiden getrennt auszuführenden Bewegungstrajektorien können auch zu einer Bewegungsbahn kombiniert werden. In Bild 5-10 wurde die kreisförmige Bewegung entlang der C-Achse G_5 durch eine Sinusfunktion überlagert. Die hier gezeigte Trajektorie kann durch den Winkel θ_5 der Achse G_5 parametrisiert werden durch

$${}^{ISO} \mathbf{p}_{BV} = \begin{bmatrix} \sin(\theta_5) \cos\left(\sin\left(\frac{5}{4}\theta_5\right) \sin(8\theta_5)\right) \\ \sin(\theta_5) \sin\left(\sin\left(\frac{5}{4}\theta_5\right) \sin(8\theta_5)\right) \\ \cos(\theta_5) \end{bmatrix} \cdot r_{iso}, \quad (5-34)$$

womit die in Bild 5-10c dargestellte Funktion auf die Kugeloberfläche mit dem Radius r_{iso} abgebildet wird. Eine Bahn dieser Art vermindert ebenfalls die durch den begrenzten Scanbereich erzeugten Artefakte (Bild 5-11).

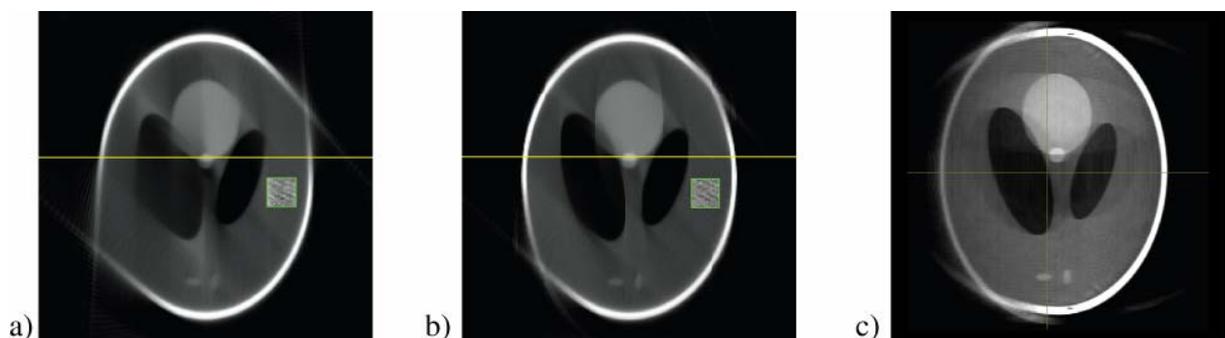


Bild 5-11: Rekonstruktionen des Shepp-Logan Phantoms mit a) ebener Isozentrik und 135° Rotationswinkel; b) mit zusätzlicher 90° Rotation in zweiter Ebene; c) mit Wobbelbewegung aus Bild 5-10c. (Alle Bilder © MiMed, 2006)

5.4 Parallele 3D-Rekonstruktion von Volumendaten

Die Absorptionsinformation des durchstrahlten Gewebes, die in der Bildinformation einer Röntgenbildaufnahme enthalten ist, kann mit Hilfe der in Kapitel 5.3.1 beschriebenen kinematischen Modellierung und der im Kapitel 6.3 erläuterten Kalibrierung mit der geometrischen Information über die Lage der Bildebene und der Röntgenquelle verknüpft werden. Ziel der hier beschriebenen Softwarekomponente des Systems ist die dreidimensionale Rekonstruktion des durchstrahlten Volumens um die Absorptionsinformation einem Raumelement zuzuordnen. Wie in Kapitel 3.2.4 dargestellt eignet sich insbesondere die Simultane Algebraische Rekonstruktions-Technik (SART) für die Rekonstruktion bei den, durch einen Standard C-Bogen gegebenen Einschränkung hinsichtlich der

- nicht ideal isozentrischen Positionierung,
- ungleichmäßig verteilten Projektionsdaten,
- begrenzter Scanbereich von 135°,
- Verzerrungen in den Projektionsdaten und
- Minimierung der für die Rekonstruktion benötigten Anzahl von Röntgenbildern.

Damit das System die rekonstruierten Daten in einer für den intraoperativen Einsatz vertretbaren Zeit, trotz des hohen Rechenaufwands des SART-Algorithmus, dem Chirurgen präsentieren kann, wird der Algorithmus an die Verarbeitung auf einer modernen Konsumer-Grafikkarte angepasst. Weiterhin wird ein neuartiges Prozessschema für den iterativ arbeitenden SART-Algorithmus entwickelt, mit dem es möglich ist, die Rekonstruktion parallel zur Bildaufnahme durchzuführen. Dadurch kann jederzeit die bisher erreichte Bildqualität beurteilt werden. Durch diese beiden Ansätze kann die Berechnungszeit eines durchschnittlichen Volumens von etwa einer Stunde mit einem konventionellen PC auf weniger als 10 Sekunde verkürzt werden.

In diesem Kapitel wird ausgehend von dem im Kapitel 3.3 beschriebenen Aufbau moderner Grafikkarten ein Konzept für die Umsetzung des SART-Algorithmus auf der Grafikkarte entwickelt. An den Systemaufbau schließt sich die Darstellung der wesentlichen Komponenten des Algorithmus und deren konzeptioneller Ansatz zur Umsetzung an.

5.4.1 Systemaufbau der Rekonstruktionseinheit

Die Rekonstruktionseinheit ist als eigenständiger Prozess unabhängig von der Steuerung der C-Bogenmechanik konzipiert, sie kann parallel auf demselben PC oder auf einem separaten Rechner ausgeführt werden. Bild 5-12 zeigt die Systemarchitektur der Rekonstruktionseinheit. Die Kommunikation mit dem C-Bogensystem wird über ein DICOM-Interface hergestellt. Die wesentliche neue Komponente für die Rekonstruktion parallel zur Bildaufnahme mit dem iterativ arbeitenden SART-Algorithmus ist die Scheduler-Einheit. Sie verwaltet die von dem DICOM-Interface empfangenen Röntgenprojektionen, sortiert sie nach einem speziellen Prozessschema und führt sie dem SART-Algorithmus zu. Der Volumenspeicher bildet das Rekonstruktionsvolumen im Speicher der Grafikkarte ab. Durch ein neuartiges Speicherorganisationskonzept kann in einer für den SART-Algorithmus optimalen Weise auf die Volumendaten zugegriffen werden, was die Laufzeit des Algorithmus positiv beeinflusst. Die Visualisierungssoftware greift ebenfalls direkt auf den Volumenspeicher zu und kann dadurch bereits während der Berechnung die Zwischenergebnisse anzeigen [Holler (2006)].

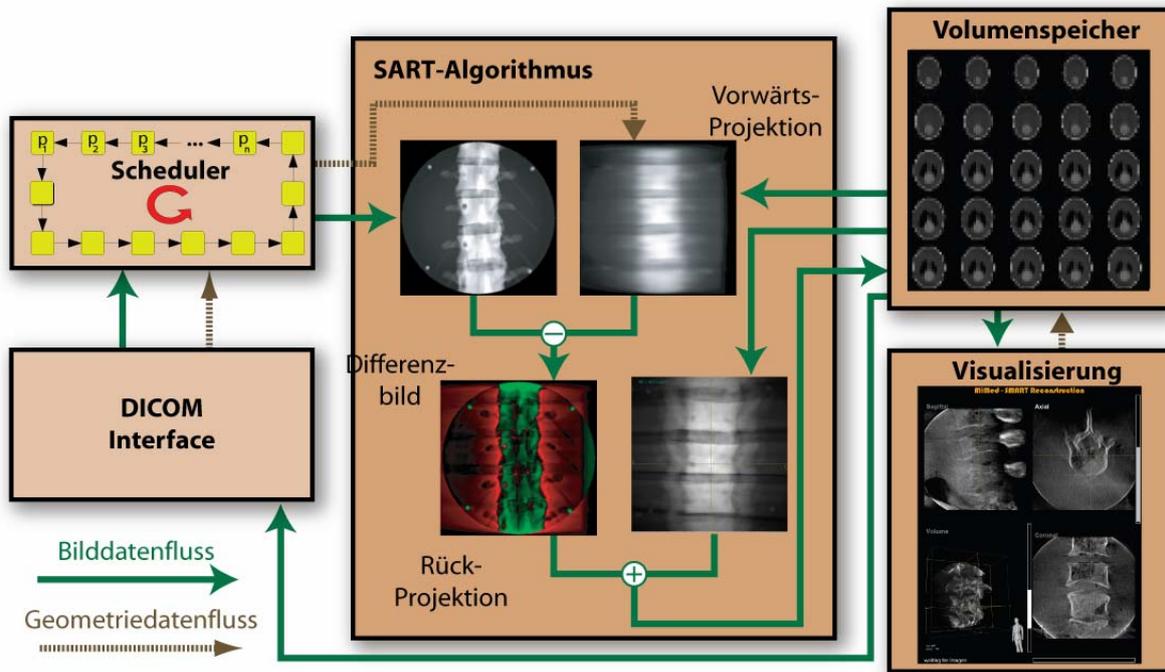


Bild 5-12: Systementwurf der Rekonstruktionseinheit für die parallel zur Bildaufnahme ausgeführte 3D-Rekonstruktion. Der SART-Algorithmus, der Volumenspeicher und die Visualisierung werden vollständig auf der Grafikkarte ausgeführt. Die über die DICOM Schnittstelle importierten Daten werden in dem Scheduler verwaltet und dem SART-Algorithmus sequenziell zugeführt. (© MiMed, 2006)

Die Hauptkomponente der Rekonstruktionseinheit wird durch den SART-Algorithmus gebildet. Der SART-Algorithmus verarbeitet sequenziell die vom Scheduler empfangenen Röntgenprojektionsbilder. Die drei Schritte des SART-Verfahrens Vorwärts-Projektion, Differenzbildung und Rückprojektion werden durch ihn realisiert. Für die Umsetzung des Algorithmus auf der Grafikkarte muss eine Repräsentation der Rechenschritte in der Grafikpipeline der Grafikkarte entwickelt werden [Tita *et al.* (2005a)]. Der SART-Algorithmus kann durch die in Kapitel 3.2.2 hergeleitete Formel beschrieben werden

$$f_j^{(b)} = f_j^{(b-1)} + \alpha \frac{\sum_{i \in b} \left(\frac{p_i - q_i}{N_i} \right) w_{ij}}{\sum_{i \in b} w_{ij}} \quad (5-35)$$

Im Folgenden werden ausgehend von den geometrischen Zusammenhängen und der Modellierung des Volumens f die einzelnen Komponenten der Formel (5-35) mit ihrer Abbildung in der Grafikpipeline beschrieben.

5.4.2 Modellierung der geometrischen Zusammenhänge

Zunächst werden die geometrischen Zusammenhänge modelliert. Ein Röntgenprojektionsbild p wird durch die Abbildung

$$p : \underline{P}_x \times \underline{P}_y \rightarrow \underline{I} \quad (5-36)$$

beschrieben mit $\underline{P}_x = \{0, 1, \dots, P_x - 1\}$, $\underline{P}_y = \{0, 1, \dots, P_y - 1\}$ und $\underline{I} = \{0, 1, \dots, 2^n - 1\}$, wobei n die Anzahl der Bits pro Pixel ist. Üblicherweise stehen die Bilddaten bei der Verwendung eines mit einem Bildverstärker ausgestatteten C-Bogens mit einem Grauwertbereich von 8 Bit zur Verfügung. Digitale Flachbilddetektoren verwenden 10 Bit bis 14 Bit Grauwertauflösung. Mit der aus den Gerätedaten des Systems bekannten räumlichen Ausdehnung eines Pixels p_x und p_y wird die Größe eines Röntgenbildes P_S zu

$$P_S = (P_x, P_y) \cdot (p_x, p_y) \quad (5-37)$$

gebildet. Die Position der Röntgenquelle ${}^{BASE}p_{XR}$ und die Transformation des Bildkoordinatensystems ${}^{BASE}T_{IMA}$ für eine Röntgenprojektionsbild p sind aus den geometrischen Informationen, die während der Bildaufnahme generiert wurden, bekannt und werden zusammen mit den Bilddaten im DICOM-Header übertragen. Der Ursprung des Bildkoordinatensystem IMA liegt in der linken oberen Ecke des Projektionsbildes. Das Basiskoordinatensystem ist äquivalent zu dem im Kapitel 5.3.2 definierten Isozentrum und bildet somit das Zentrum des zu rekonstruierenden Volumens (vgl. Bild 5-13).

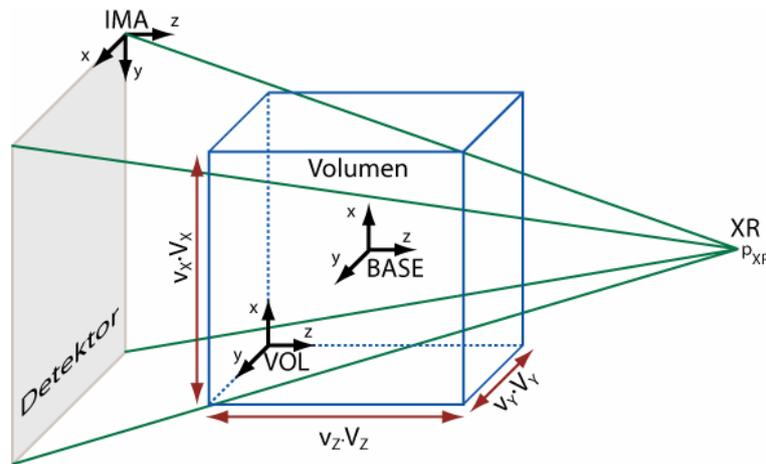


Bild 5-13: Grafische Darstellung des geometrischen Zusammenhangs am Beispiel eines Röntgenbildes. Der von der Röntgenquelle XR ausgehende Strahlenkegel durchstrahlt das zu rekonstruierende Volumen, trifft auf die Detektorebene und bildet dort das Projektionsbild. Alle Transformationen und Vektoren beziehen sich auf das in der Mitte des Rekonstruktionsvolumens befindlichen Basiskoordinatensystem $BASE$. (© MiMed, 2006)

Das Volumen f wird ebenfalls als Abbildung beschrieben durch

$$f : \underline{V}_x \times \underline{V}_y \times \underline{V}_z \rightarrow V \quad (5-38)$$

mit

$\underline{V}_x = \{0, 1, \dots, V_x - 1\}$, $\underline{V}_y = \{0, 1, \dots, V_y - 1\}$, $\underline{V}_z = \{0, 1, \dots, V_z - 1\}$ und $\underline{V} = \{0, 1, \dots, 2^{16} - 1\}$ unter der Bedingung $V_x \equiv V_y \equiv V_z$. Die räumliche Ausdehnung eines Voxels wird analog zum Pixel definiert durch den Vektor (v_x, v_y, v_z) mit $v_x \equiv v_y \equiv v_z$. Die Transformation des Rekonstruktionsvolumens vom Basiskoordinatensystem $BASE$ ist somit gegeben durch

$${}^{BASE}T_{VOL} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & -\frac{1}{2}V_x v_x \\ 0 & 1 & 0 & -\frac{1}{2}V_y v_y \\ 0 & 0 & 1 & -\frac{1}{2}V_z v_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (5-39)$$

Initial wird das Rekonstruktionsvolumen leer gesetzt, d.h.

$$f^{(0)} : \underline{V}_x \times \underline{V}_y \times \underline{V}_z \rightarrow 0. \quad (5-40)$$

Um die Volumendaten im Speicher der Grafikkarte ablegen zu können, gibt es zwei gängige Varianten. *3D-Texturen* werden von der Grafikkarten API zwar zur Verfügung gestellt, und bieten den Vorteil einer trilinearen Interpolation beim Zugriff auf die Daten allerdings wird von allen gängigen Grafikkarten der Schreibzugriff auf solche 3D-Textur nicht voll unterstützt. Die Daten werden im RAM des PCs zwischengespeichert und als gesamter Speicherbereich wieder auf die Grafikkarte geladen. Hierbei kommt es durch den notwendigen Bustransfer zu erheblichen Performance-Einbrüchen. *2D-Texturstapel* bieten zwar den direkten Schreibzugriff, erlauben allerdings nur eine bilineare Interpolation beim Lesezugriff. Zwischen einzelnen Schichten kann nicht interpoliert werden, daher müssen bei einem hier notwendigen und im folgenden Kapitel beschriebenen Volumenrendering drei Texturstapel entlang der Koordinatenhauptachsen angelegt werden, je nach Blickrichtung auf das Volumen muss der entsprechende Texturstapel ausgewählt werden. Das verbraucht nicht nur den dreifachen Speicherplatz, es muss nach einem Schreibzugriff der Speicherbereich der anderen Texturstapel aktualisiert werden, was sich wiederum negativ auf die Performance auswirkt.

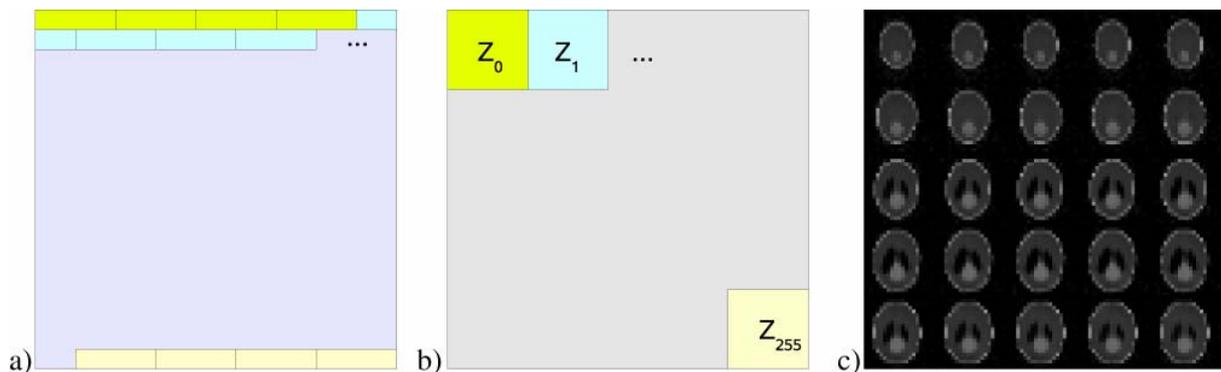


Bild 5-14: Speichermodelle für Volumendaten in einer 2D-Texturen: a) Herkömmliche sequentielle Anordnung des Texturstapels b) Schichtsequentielle Anordnung des Texturstapels c) Ausschnitt eines Speicherbilde einer 256^3 Voxelvolumens in einer 4096^2 2D-Textur (Alle Bilder © MiMed, 2006)

Um diesen Engpass zu umgehen wird ein weiteres Speichermodell verwendet. Dabei werden die Volumendaten in einer großen 2D-Textur gespeichert, aber nicht wie üblich zeilenweise sondern schichtweise sequenziell (Bild 5-14). Dadurch können insbesondere Schreibzugriffe besonders effektiv ausgeführt werden, da ein rechteckiger Texturbereich einer z-Schicht entsprechend angesprochen werden kann. Dies wird insbesondere bei der Rückprojektion benötigt. Für den Lesezugriff kann über eine einfache Indexberechnung und einer linearen

Interpolation der umliegenden Voxel trilinear interpoliert werden. Die Indexberechnung und Interpolation kann direkt in einem Fragment Programm durchgeführt werden [Holler (2006)].

Die Indextransformation wird wie folgt durchgeführt. Sei die Größe des Volumens gegeben durch $V_x \equiv V_y \equiv V_z$ und die Größe der schichtsequenziellen 2D-Textur A mit $A_x \equiv A_y$. Ein gesuchter Positionsvektor $\mathbf{v}(v_x, v_y, v_z)$ des Volumens V wird zunächst in den eindimensionalen Index n transformiert

$$\mathbf{n} = \mathbf{v} \cdot \begin{bmatrix} 1 \\ V_x \\ V_x \cdot V_x \end{bmatrix}, \quad (5-41)$$

daraufhin wird der eindimensionale Index n_{slice} relativ zur Größe einer z-Schicht berechnet zu

$$n_{slice} = n - v_z \cdot V_x^2 \quad (5-42)$$

woraus die zweidimensionale Koordinate innerhalb einer Schicht \mathbf{p}_{slice} berechnet wird und $\text{mod}(a,b)$ den Rest der ganzzahligen Division von a durch b beschreibt.

$$\mathbf{p}_{slice} = \begin{bmatrix} \text{mod}(n_{slice}, V_x) \cdot V_x \\ \left\lfloor \frac{n_{slice}}{V_x} \right\rfloor \end{bmatrix} \quad (5-43)$$

Zum Schluss wird die für die z-Schicht relative Koordinate \mathbf{p}_{slice} in die Koordinate $\mathbf{p}(a_x, a_y)$ relativ zu a transformiert.

$$\bar{x} = \text{mod}(z \cdot V_x, A_x^2) \cdot V_x \quad (5-44)$$

$$\bar{y} = V_x \cdot \left\lfloor \frac{z \cdot V_x}{A_x^2} \right\rfloor \quad (5-45)$$

$$\mathbf{p}(a_x, a_y) = \mathbf{p}_{slice} + \begin{bmatrix} \bar{x} \\ \bar{y} \end{bmatrix} \quad (5-46)$$

Die trilineare Interpolation kann durch einen sequentiellen Zugriff auf die acht umliegenden Voxel eines Raumpunkts mit linearer Interpolation zwischen ihnen realisiert werden. Eine effektivere Methode stellt das Deferred Filtering dar. Dabei werden unterschiedlich ausgerichtete 2D-Texturen benutzt, wodurch von der Hardwarebeschleunigung stärker profitiert werden kann [Kiss *et al.* (2005)].

5.4.3 Modellierung der virtuellen Vorwärtsprojektion

Ziel der Vorwärtsprojektion ist es, aus dem bisher geschätzten Volumen $f^{(b-1)}$ ein Projektionsbild zu generieren, das mit einem gegebenen, real aufgenommenen Röntgenbild verglichen werden kann. Dazu muss das generierte virtuelle Projektionsbild so erzeugt werden, dass es lageidentisch mit dem aufgenommenen Röntgenbild ist.

Die Berechnung kann in zwei Schritte gegliedert werden:

- Modellieren der geometrischen Eigenschaften von Röntgenquelle und Röntgendetektor.
- Berechnung des virtuellen Projektionsbildes mit einer Volumenrendering Methode als Summationsbild.

Für die Überführung in die Grafikipipeline (Bild 3-12) muss ein adäquates Kameramodell sowie die Vertexe richtig gewählt und der Viewport entsprechend des ursprünglichen Röntgebilds p angepasst werden. So kann ein Pixelidentisches Bild berechnet werden. Durch die in Kapitel 6.3 beschriebenen mechanischen Deformationen der C-Bogenmechanik kann nicht sichergestellt werden, dass der Zentralstrahl der Projektionsgeometrie senkrecht auf der Mitte des Projektionsbildes steht. Es kann zur Modellierung der Abbildungseigenschaft kein sonst in der Computergrafik übliches symmetrisches Kameramodell benutzt werden. Die perspektivischen Verzerrungen müssen berücksichtigt werden [Huth (2005)].

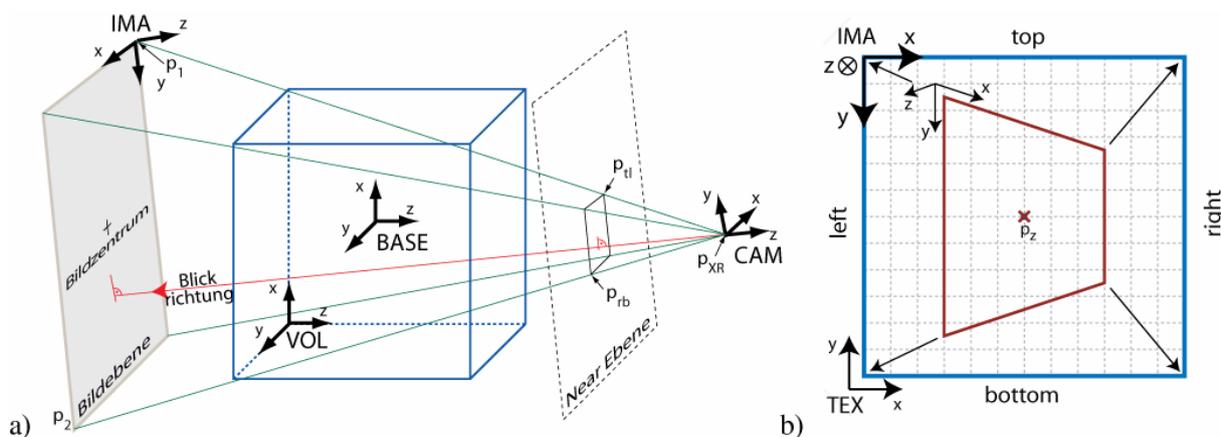


Bild 5-15: a) Kameramodell mit perspektivischer Verzerrung. b) Perspektivische Entzerrung durch Abbildung der Bildeckpunkte in die Eckpunkte der Zieltextur. (Alle Bilder © MiMed, 2006)

Die perspektivischen Eigenschaften lassen sich durch einen Pyramidenstumpf definieren [Shreiner *et al.* (2005)]. Dabei bildet die sogenannte Near-Ebene die schmale Oberseite des Pyramidenstumpfes und die Bildebene die Bodenfläche. Der Scheitelpunkt der Pyramide entspricht dem Fokuspunkt, also hier der Position der Röntgenquelle $^{BASE} \mathbf{p}_{XR}$ (Bild 5-15a). Das Koordinatensystem der Kamera CAM ist durch die Position der Röntgenquelle $^{BASE} \mathbf{p}_{XR}$ und der Ausrichtung der Bildebene bestimmt

$$^{BASE} \mathbf{T}_{CAM} = \begin{bmatrix} ^{BASE} \mathbf{R}_{IMA} \cdot \mathbf{R}_Z & ^{BASE} \mathbf{p}_{XR} \\ 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (5-47)$$

Die Rotation \mathbf{R}_Z um 180° ist für das korrekte Abbilden des Projektionsbildes auf die Texturkoordinaten des Ergebnisbildes notwendig (siehe Bild 5-15a). Die Near-Ebene bestimmt sozusagen den Startpunkt des bei der Berechnung der Volumenschnitte berücksichtigten Raumbereiches. Es muss sichergestellt sein, dass das gesamte Rekonstruktionsvolumen innerhalb des Pyramidenstumpfes liegt. Durch die geometrische Anordnung ergibt sich der notwendige Abstand der Near-Ebene vom Basiskoordinatensystem als halbe Raumdiagonale des Rekonstruktionsvolumens. Der Punkt $^{BASE} \mathbf{p}_{near}$ auf der Ebene ergibt sich so zu

$${}^{BASE}\mathbf{p}_{near} = \frac{1}{2} \sqrt{(v_x \cdot V_x)^2 + (v_y \cdot V_y)^2 + (v_z \cdot V_z)^2} \cdot {}^{BASE}\mathbf{z}_{CAM}, \quad (5-48)$$

wobei ${}^{BASE}\mathbf{z}_{CAM}$ der Richtungsvektor der z-Achse aus (5-47) ist. Die Ebene kann nun mit diesem Punkt und der Flächennormalen ${}^{BASE}\mathbf{z}_{CAM}$ definiert werden.

$$E_{near} : {}^{BASE}\mathbf{z}_{CAM} \cdot \mathbf{u} + {}^{BASE}\mathbf{z}_{CAM} \cdot {}^{BASE}\mathbf{p}_{near} \quad | \quad \mathbf{u} \in \mathfrak{R}^3 \quad (5-49)$$

Nun können die beiden diagonal gegenüberliegenden Punkte ${}^{CAM}\mathbf{p}_{tl}$ und ${}^{CAM}\mathbf{p}_{rb}$ der Oberseite des Pyramidenstumpfes als Schnittpunkt der Vektoren ${}^{CAM}\mathbf{p}_{p1}$ und ${}^{CAM}\mathbf{p}_{p2}$ berechnet werden

$${}^{CAM}\mathbf{p}_{tl} = \left({}^{BASE}\mathbf{T}_{CAM} \right)^{-1} \cdot {}^{BASE}\mathbf{p}_{tl} \quad (5-50)$$

$${}^{CAM}\mathbf{p}_{br} = \left({}^{BASE}\mathbf{T}_{CAM} \right)^{-1} \cdot {}^{BASE}\mathbf{p}_{br} \quad (5-51)$$

mit

$${}^{BASE}\mathbf{p}_{tl} = {}^{BASE}\mathbf{p}_{p1} + \frac{{}^{BASE}\mathbf{z}_{CAM} \cdot {}^{BASE}\mathbf{p}_{p1} + {}^{BASE}\mathbf{z}_{CAM} \cdot {}^{BASE}\mathbf{p}_{near}}{{}^{BASE}\mathbf{z}_{CAM} \cdot ({}^{BASE}\mathbf{p}_{p1} - {}^{BASE}\mathbf{p}_{XR})} \cdot {}^{BASE}\mathbf{z}_{CAM} \cdot {}^{BASE}\mathbf{p}_{near} \quad (5-52)$$

und

$${}^{BASE}\mathbf{p}_{br} = {}^{BASE}\mathbf{p}_{p2} + \frac{{}^{BASE}\mathbf{z}_{CAM} \cdot {}^{BASE}\mathbf{p}_{p2} + {}^{BASE}\mathbf{z}_{CAM} \cdot {}^{BASE}\mathbf{p}_{near}}{{}^{BASE}\mathbf{z}_{CAM} \cdot ({}^{BASE}\mathbf{p}_{p2} - {}^{BASE}\mathbf{p}_{XR})} \cdot {}^{BASE}\mathbf{z}_{CAM} \cdot {}^{BASE}\mathbf{p}_{near} \quad (5-53)$$

wobei

$${}^{BASE}\mathbf{p}_{p1} = {}^{CAM}\mathbf{p}_{IMA} \quad \text{und} \quad {}^{BASE}\mathbf{p}_{p2} = {}^{CAM}\mathbf{p}_{IMA} \cdot \begin{bmatrix} P_x \cdot p_x \\ P_y \cdot p_y \\ 0 \end{bmatrix}. \quad (5-54)$$

Ausgehend von diesen Definitionen lässt sich nun die Projektionsmatrix ${}^{CAM}\mathbf{P}_{Proj}$ berechnen zu

$${}^{CAM}\mathbf{P}_{Proj} = \begin{bmatrix} \frac{2near}{right - left} & 0 & \frac{right + left}{right - left} & 0 \\ 0 & \frac{2near}{top - bottom} & \frac{top + bottom}{top - bottom} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{-(far + near)}{far - near} & \frac{-2 \cdot far \cdot near}{far - near} \\ 0 & 0 & -1 & 0 \end{bmatrix} \quad (5-55)$$

mit

$$\begin{aligned} near &= {}^{CAM}p_{tl,z}, \quad far = near + 2d, \quad top = {}^{CAM}p_{tl,y}, \quad bottom = {}^{CAM}p_{br,y}, \\ left &= {}^{CAM}p_{tl,x} \quad \text{und} \quad right = {}^{CAM}p_{br,x} \end{aligned} \quad (5-56)$$

wobei d der Raumdiagonalen des Rekonstruktionsvolumens entspricht. Die Abbildung der Transformation in einem Ausschnitt der Grafikpipeline aus Bild 3-12 sind in Bild 5-16 dargestellt.

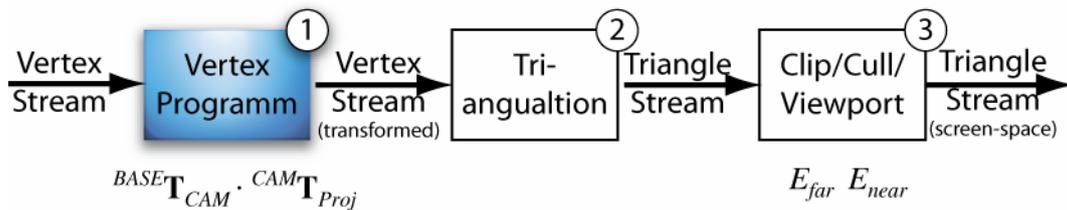


Bild 5-16: Die definierten Transformationen in der Grafikpipeline der Grafikkarte. (© MiMed, 2006)

Berechnung des Projektionsbildes

Die Berechnung des Projektionsbildes wird mit einer Volumenrendering Methode nach Ikitis *et al.* (2004) durchgeführt. Diese Methode gehört zu der Klasse der indirekten, texturbasierten Rendering Methoden. Dabei werden die Bilder in zwei Schritten erzeugt.

1. Erzeugen von texturierten Schnittebenen durch das Volumen.
2. Addition der einzelnen Schnittebenen durch Blending.

Großer Vorteil dieser Methode im Vergleich zu den auf einer CPU verwendeten strahlenbasierten Ray-Casting Methoden ist die hohe Geschwindigkeit. Bei der projektiven, texturierten Darstellung einer Schnittebene, werden alle Strahlengänge, die diese Schnittebene schneiden gleichzeitig berechnet.

Im ersten Schritt werden Schnitte durch das Volumen erzeugt, die parallel zur Bildebene ausgerichtet sind. Die Schnitte besitzen einen fest definierten Abstand, der nach dem Nyquist-Shannonschen Abtasttheorem die halbe Voxelkantenlänge beträgt (Bild 5-17). Vorteil der zur Bildebene parallelen Schnitte ist, dass für einen Strahl der Abstand zwischen zwei Ebenen immer konstant ist.

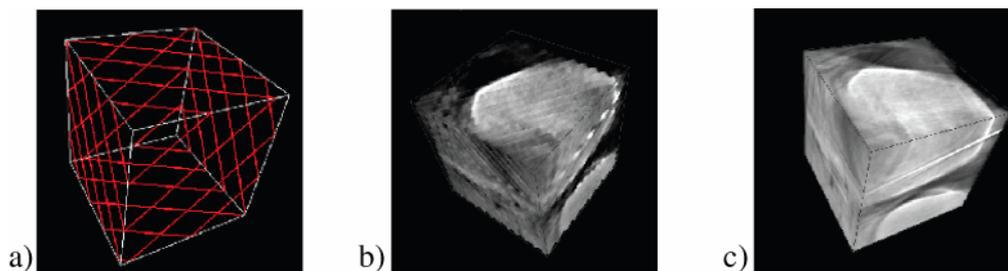


Bild 5-17: Texturbasiertes Volumenrendering a) Acht 2D-Schnittebenen mit dem Volumen b) 32 texturierte Schnittebenen c) 512 texturierte Schnittebenen mit Blending Operation. (Alle Bilder © MiMed, 2006)

Jeder Schnittebene werden Texturkoordinaten zugewiesen, die der Bestimmung der Abtaststelle im Volumen dienen (Bild 5-17b und c). Die Abtastwerte werden aus den Volumendaten mit trilinearere Interpolation erzeugt.

Der zweite Schritt, das Blending der zuvor erzeugten Schnittebenen e_k , stellt eine Addition der Abtastwerte $f_i(e_k)$ entlang der einzelnen Strahlen i eines virtuellen Projektionsbildes q_i dar.

$$q_i = \sum_{k=1}^N f_i(e_k) \quad (5-57)$$

Bild 5-18 zeigt die beschriebene Berechnungsmethode für das virtuelle Projektionsbild. Es ist zu erkennen, dass die beiden exemplarisch dargestellten Strahlen 1 und 2 der Pixel q_1 und q_2 unterschiedlich viele Schichten schneiden. Bei der im Folgenden beschriebenen Differenzbildung ist für eine korrekte Abbildung eine Normierung auf Strahlenbasis durchzuführen. Ein einfaches Modell der Normalisierung ist die Anzahl n_{q_i} der geschnittenen Ebenen e zu summieren. Dabei kann mit der Abbildung

$$s_i(e) = \begin{cases} 1 & \text{falls } f_i(e) > 0 \\ 0 & \text{sonst} \end{cases} \quad (5-58)$$

$$n_{q_i} = \sum_{k=1}^N s_i(e_k) \quad (5-59)$$

berechnet werden.

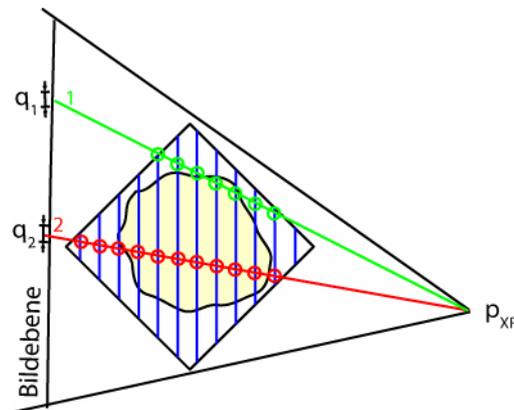


Bild 5-18: Volumenrendering mit parallel zur Bildebene ausgerichteten Schnittebenen. Der Strahl 1 schneidet weniger im Volumen liegende Ebenen als der Strahl 2. (© MiMed, 2006)

5.4.4 Differenzbildung

Bei der Differenzbildung wird das Korrekturbild, das in das Volumen rückprojiziert werden soll, berechnet. Dies entspricht dem Rechenschritt $p_i - q_i$ aus Gleichung (5-35). Bei diesem Rechenschritt müssen bei einer korrekten mathematischen Modellierung die Längen der einzelnen Strahlen bei der vorher durchzuführenden Normierung des virtuellen Projektionsbildes berechnet werden. Eine Vereinfachung dieses Modells ist die in Gleichung (5-59) berechnete Summe der geschnittenen Ebenen zu benutzen. Sie stellt eine Näherung an die Länge der einzelnen Strahlen dar. Ein Pixel d_i des Differenzbildes wird aus dem Pixel p_i des realen Röntgenbildes und des Pixels q_i , das an derselben Position im virtuellen Projektionsbild liegt wie p_i , berechnet durch

$$d_i = p_i - \frac{q_i}{n_{q_i}} \quad (5-60)$$

Es ist zu beachten, dass d_i negative Werte annehmen kann. Die Differenzbildung wird aus Performancegründen im selben Pipelinedurchlauf berechnet wie die Rückprojektion.

Da die Pixel d_i des Differenzbildes sowohl negative als auch positive Werte annehmen können, wird durch die einfache Addition das Volumen tatsächlich optimiert. Die auf diese Weise korrigierte Schicht z des Volumens wird im anschließenden Durchlauf der Grafikipipeline in das Volumen zurück geschrieben, bevor die nächste z -Schicht verarbeitet wird. Die im Kapitel 5.4.2 beschriebene Speicheranordnung der Volumentextur erlaubt einen effizienten Zugriff auf die Volumendaten in diesem Berechnungsschritt, da für eine z -Schicht nur eine Maske über die 2D-Volumentextur gelegt werden muss. Sind alle z -Schichten einmal abgearbeitet worden, ist die Bearbeitung für dieses Röntgenprojektionsbild abgeschlossen und die Gleichung (5-35) vollständig berechnet [Tita *et al.* (2005b)].

5.4.6 Parallele Ausführung der Rekonstruktion

Alle bisher bekannten Varianten der iterativ arbeitenden Algebraischen Rekonstruktionstechniken arbeiten mit einem vollständig aufgenommenen Datensatz von Röntgenbildern. Das heißt die Rekonstruktion der Volumendaten findet stets nach erfolgter Bildaufnahme aller Röntgenbilder statt. Ziel des hier vorgestellten neuen Prozessschemas für den SART-Algorithmus ist bereits während der Aufnahme der Röntgenbilder die Rekonstruktion durchzuführen. Dadurch werden im Wesentlichen die folgenden Vorteile gegenüber der herkömmlichen Verarbeitung erreicht.

- Die benötigte Rechenzeit nach Beendigung der Bildaufnahme wird auf wenige Sekunden verkürzt.
- Parallel zur Bildaufnahme kann das Zwischenergebnis der Rekonstruktion angezeigt werden. Die Anzahl der zur Rekonstruktion verwendeten Röntgenbilder kann minimiert werden, da die bisher erreichte Bildqualität abgelesen werden kann.
- Zur Verbesserung der Bildqualität können nachträglich noch Röntgenbilder hinzugefügt werden, ohne dass die gesamte Rekonstruktion neu durchgeführt werden muss.
- Die Strahlenbelastung für den Patienten kann minimiert werden, da nur so viele Röntgenbilder generiert werden, wie tatsächlich nötig sind.

Das Ziel wird durch einen Scheduler erreicht, der die bisher aufgenommenen Röntgenbilder dem SART-Algorithmus in geeigneter Weise zuführt. Das Konvergenzverhalten des SART-Algorithmus ist in hohem Maße von der Reihenfolge der verarbeiteten Röntgenbilder abhängig. Ebenfalls hat die Reihenfolge Auswirkungen auf das Rauschen im Ergebnisvolumen. Werden die Röntgenbilder nach Winkeln sortiert, wie sie bei einem üblich Scan akquiriert werden, konvergiert der Algorithmus am schlechtesten, wodurch eine hohe Anzahl von Iterationen notwendig werden [Mueller *et al.* (1997)]. Gute Ergebnisse werden erzielt, wenn die Bilder eine möglichst große Winkeldifferenz aufweisen. Übliche Zugriffsschemata sind das Multilevel-Access-Schema nach Guan und Gordon (1994), das Weighted-Distance-Schema nach Mueller *et al.* (1997) und das Random-Access-Schema nach van Dijke (1992) und nach Herman und Meyer (1993). Alle drei Zugriffsschemata erzielen weitgehend gleiche Ergebnisse.

Der Scheduler muss also eine möglichst optimale Verteilung der Bilder erreichen. Weiterhin soll der SART-Algorithmus möglichst während der gesamten Zeit der Bildaufnahme ausgeführt werden, damit die zur Verfügung stehende Rechenzeit optimal genutzt werden kann. Würde allerdings jedes vorhandene Röntgenbild immer wieder in das Rekonstruktionsvolumen eingerechnet werden, würden die zuerst empfangenen Bilder zu stark betont werden, wodurch das Ergebnisvolumen fehlerhaft werden würde. Der Korrektoreinfluss eines Röntgenbildes wird im SART-Algorithmus durch den

Relaxationsparameter α gesteuert (Gleichung (5-35)), dieser muss bei der angestrebten Endlosverarbeitung mit dem Scheduler ebenfalls angepasst werden [Tita *et al.* (2006)].

Die genannten Anforderungen an den Scheduler können durch das folgende Konzept realisiert werden. Kernstück des Scheduler ist ein Puffer, der nach dem first-in-first-out (FIFO) Prinzip in einer Endlosschleife abgearbeitet wird. Allerdings wird ein neu empfangenes Röntgenbild, bevor es in den Puffer eingefügt wird, zuerst dem SART-Algorithmus zugeführt, anschließend wird der FIFO-Puffer vom Anfang an abgearbeitet. Mit diesem Schema wird eine ähnlich Durchmischung der Röntgenbilder erreicht wie sie im Random-Access-Schema propagiert wird. Durch die bevorzugte Behandlung eines neu aufgenommenen Röntgenbildes und der Abarbeitung des Puffers in einer Endlosschleife, ähnlich einem Ringpuffer wird das sogenannte Aushungern eines Röntgenbildes verhindert. Zur weiteren Steuerung des neuen Zugriffsschemas werden die Röntgenbilder um die folgenden Parameter erweitert.

Bildbasierter Iterationszähler: Jedes Röntgenprojektionsbild P besitzt einen eigenen Iterationszähler P_i . Dieser Zähler wird nach der Verarbeitung im SART-Algorithmus inkrementiert und gibt somit an, wie oft das Röntgenbild schon in das Rekonstruktionsvolumen eingerechnet wurde. Initial ist $P_i = 0$.

Bildbasierte Wertigkeit: Die Wertigkeit P_w eines Röntgenbildes P ist ein Kriterium für die Entscheiden, ob das Röntgenbild in das Volumen eingerechnet werden darf. Initial ist $P_w = 0$.

Obere Iterationsschranke: Die obere Iterationsschranke i_{max} gibt an, wie oft ein Röntgenbild überhaupt in das Rekonstruktionsvolumen eingerechnet werden darf.

Untere Iterationsschranke: Die untere Iterationsschranke i_{min} gibt an, wie oft ein Röntgenbild mindestens in das Rekonstruktionsvolumen eingerechnet werden muss.

Für jedes neue in den Puffer eingefügte Röntgenbild P^{n+1} wird die Wertigkeit jedes im Puffer vorhandenen Röntgenbildes $\{P^1, \dots, P^n, P^{n+1}\}$ um den Wert $\xi \in \mathbb{R}^+$ erhöht. Somit ist die Wertigkeit P_w des ersten bzw. des letzten Röntgenbildes wie folgt gegeben:

$$P_w^1 = 1, \quad P_w^{n+1} = \xi \cdot (n + 1) \quad (5-62)$$

Dabei ist n die Anzahl der aktuellen Röntgenbilder im Puffer. Steht kein neues Röntgenbild zur Verfügung, wird der Puffer ausgehend vom Kopf durchlaufen, wobei die enthaltenen Röntgenbilder auf folgende Kriterien überprüft werden:

$$P_i^k \geq P_w^k \quad \text{sowie} \quad P_i^k \leq i_{max} \quad (5-63)$$

Sind beide Bedingungen erfüllt wird das Röntgenbild erneut in das Volumen eingerechnet, ansonsten wird mit dem nächsten Röntgenbild im Puffer fortgefahren. Die untere Iterationsschranke i_{min} ist notwendig, da nach Beenden eines Scans die letzten Röntgenbilder mit zu geringer Anzahl P_i an Iterationen in das Volumen eingerechnet wurden. Wobei $\frac{1}{\xi}$ Röntgenbilder einmal bzw. $\frac{1}{\xi}$ Röntgenbilder zweimal, etc. in das Volumen eingerechnet wurden. Der Puffer wird hierfür so lange zyklisch durchlaufen bis die folgende Gleichung

$$P_i^k = i_{min} \quad k \in \{1, 2, \dots, n\} \quad (5-64)$$

für jedes Röntgenbild erfüllt ist. Dieser abschließende Schritt wird als Post-Iteration bezeichnet und stellt sicher, dass alle Röntgenbilder mit i_{min} Iterationen in das Volumen eingerechnet wurden.

Der Relaxationsparameter α aus Gleichung (5-35) wird während der Verarbeitung im SART-Algorithmus für jedes Röntgenbild explizit, in Abhängigkeit der bildbasierten Iterationszähler berechnet durch

$$\alpha = r_1 \cdot r_2^{i_i} . \quad (5-65)$$

Dabei wird üblicherweise der Parameter r_1 auf 1 gesetzt und der Parameter r_2 liegt zwischen 0 und 1.

6 Realisierung der isozentrischen Steuerung eines Standard C-Bogens

In diesem Kapitel wird die Realisierung des zuvor beschriebenen Konzepts der isozentrischen Steuerung eines Standard C-Bogens beschrieben. Das hier vorgestellte, realisierte System arbeitet mit Hilfe von drei Achsen mit einer isozentrischen, kreis- oder ellipsenförmigen Bewegungsbahn. Ausgehend von der isozentrischen Steuerung wird die für die Realisierung notwendige Integration zusätzlicher Sensoren und Aktuatoren an ausgewählten Bewegungsachsen beschrieben. Anschließend wird die zur Erhöhung der Genauigkeit notwendige Kalibrierung und die Bilddatenaufbereitung dargestellt.

6.1 Realisierung der isozentrische Steuerung der Kinematik

Eine 3D-Rekonstruktion kann durch Röntgenbilder, die bei einer Rotation der Bilderzeugungseinheit auf einer Kreisbahn um das Isozentrum aufgenommen wurden, berechnet werden. Praktikabel ist, diese Rotation mit der C-Achse G_5 auszuführen (vgl. Bild 5-7). Diese Achse ist für die Rotation um den auf einem OP-Tisch gelagerten Patienten gedacht und somit für diese Aufgabe am besten geeignet. Bei Standard C-Bögen ist der Rotationsbereich dieser Achse auf 135° konstruktiv begrenzt. Durch diese Begrenzung kommt es allerdings zu Artefakten in der 3D-Rekonstruktion. Trotz dieser Artefakte ist diese Art der isozentrischen Bewegung für eine 3D-Bildgebung geeignet. Die Achse G_4 würde zwar eine 360° -Rotation zulassen, ist aber für den praktischen Einsatz zumindest in der Wirbelsäulenchirurgie ungeeignet, da durch den Radius der C-Achse die Eintauchtiefe am OP-Tisch begrenzt ist. Diese Art der isozentrischen Bewegung würde das System auf den Einsatz im Kopfbereich bzw. an den Extremitäten begrenzen, da der C-Bogen an einem der beiden OP-Tischenden positioniert werden müsste.

Wird für die isozentrische Bewegung nur die C-Achse G_5 benutzt, können die Achsen G_4 und G_2 in ihrer Grundstellung fixiert werden. Die kreisförmige Bewegung um das Isozentrum findet dann in der y - z -Ebene des Basiskoordinatensystems BKS statt (siehe Bild 5-8). Die Gleichung (5-12) der Vorwärtsrechnung der kinematischen Kette vereinfacht sich dann zu

$${}^{BKS}T_{BV} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 \\ c_5 & 0 & s_5 & a_6 c_5 - a_5 s_5 + d_3 \\ s_5 & 0 & -c_5 & a_6 s_5 + a_5 c_5 + d_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (6-1)$$

Weiterhin kann die Rückwärtsrechnung wesentlich vereinfacht werden, da neben den wegfallenden Gelenkstellungen von G_2 und G_4 auch die Stellung von G_5 als bekannt vorausgesetzt werden kann. Bei einer interaktiven Steuerung des Systems verbleibt diese Achse passiv, das heißt sie wird vom Bediener manuell bewegt, die Isozentrik wird dann über die aktiven Gelenke G_1 und G_3 eingestellt. Auch bei einer aktiven, motorisierten Bewegung der Achse G_5 kann diese als bekannt vorausgesetzt werden, da die Bahngeschwindigkeit des Bildverstärkers v_{BV} bei der isozentrischen Bewegung nur von der Winkelgeschwindigkeit ω_{G_5} der Achse G_5 und dem Radius r_{iso} abhängt.

$$v_{BV} = \omega_{G_5} \cdot r_{iso} \quad (6-2)$$

Die Rückwärtsrechnung kann durch Auflösen der Gleichung (5-19) unter Berücksichtigung der bekannten rotatorischen Gelenkstellungen direkt nach d_1 und d_3 aufgelöst werden.

$$d_1 = l_6 n_z + l_5 a_z + p_z + (l_5 - l_6) a_z \cos(\theta_5) \sin(\theta_5) \quad (6-3)$$

und

$$d_3 = l_6 n_y + l_5 a_y + p_y + (l_5 - l_6) \cos(\theta_5) \sin(\theta_5) \quad (6-4)$$

mit der zuvor beschriebenen Einschränkung für die Zielstellung des Bildverstärkers:

$${}^{BKS}T_{BV,soll} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 \\ n_y & 0 & a_y & p_y \\ n_z & 0 & a_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (6-5)$$

Bild 6-1 zeigt, wie mit dem im Kapitel 5.3.2 beschriebenen Verfahren definierten Isozentrum die Kinematik des C-Bogens gesteuert wird, um mit einer gegebene Stellung der Achse G_5 die Isozentrik einzustellen.

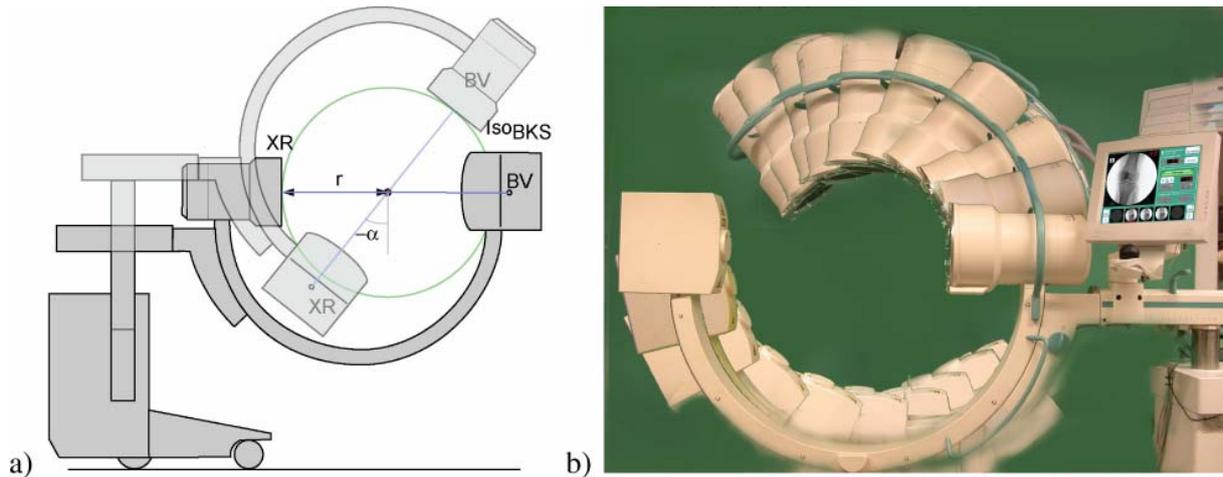


Bild 6-1: Ebene isozentrische Bewegungsbahn der C-Bogenmechanik. a) Eine Rotation der Gelenkachse G_5 wird durch die aktiven, translatorischen Achsen G_1 und G_3 derart gesteuert, dass sich der Bildverstärker auf einer Kreisbahn um das Isozentrum bewegt. b) 10 isozentrische Positionen der C-Bogenmechanik fotografisch überlagert. (Alle Bilder © MiMed, 2006)

Für eine Stellung der Achse G_5 zum Zeitpunkt k wird mit Hilfe der Vorwärtsrechnung und der aktuellen Stellung der Achsen G_1 und G_3 die Stellung des Bildverstärkers BV berechnet.

$${}^{BKS}p_{ISO}(k) = {}^{BKS}T_{BV}(k) \cdot {}^{BV}p_{ISO} \quad \text{mit} \quad {}^{BV}p_{ISO} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ r_{iso} \end{bmatrix} \quad |k \in \mathbb{N} \quad (6-6)$$

Damit wird der Fehlervektor zwischen dem aktuellem und dem zuvor definierten Isozentrum berechnet.

$${}^{BKS} \mathbf{p}_{ISO,diff}(k) = {}^{BKS} \mathbf{p}_{ISO}(k) - {}^{BKS} \mathbf{p}_{ISO} \quad (6-7)$$

Daraus kann die Sollstellung des Bildverstärkers abgeleitet werden.

$${}^{BKS} \mathbf{T}_{BV,soll}(k) = {}^{BKS} \mathbf{T}_{BV}(k) - {}^{BKS} \mathbf{p}_{ISO,diff}(k) \quad (6-8)$$

Mit Hilfe der zuvor beschriebenen Rückwärtsrechnung werden nun die Sollstellungen der Gelenke G_1 und G_3 berechnet und an die Achsregler übergeben.

Durch den robotisierten Ansatz können auch weitere Bewegungsbahnen in der Ebene realisiert werden, ohne dass die isozentrische Ausrichtung der Aufnahmeeinheit verloren geht. Dies ist sinnvoll, um bei einem durch andere umgebene chirurgische Systeme, eingeschränkten Arbeitsraum die isozentrische Bewegung durchführen zu können. So kann mit einer vom Anwender auszulösende Vergrößerung bzw. Verkleinerung des Rotationsradius r_{iso} der Kreisbahn eine Bewegung entlang der Zentralstrahltrajektorie umgesetzt werden. Dadurch kann einer möglichen Kollision des Systems mit dem Patienten oder dem OP-Tisch vermieden werden, ohne dass ein bereits begonnener Scan abgebrochen werden muss [Tita und Lueth (2004c)].

Die Bewegungsbahn lässt sich ebenfalls auf eine Ellipse erweitern. Dafür muss die Berechnung des Rotationsradius an die Ellipsengleichung angepasst werden. Eine elliptische Bewegungsbahn kann bei der Definition des Isozentrums, wie in Bild 6-2a dargestellt parametrisiert werden. Durch die beiden initialen Stellungen der C-Bogenkinematik bei der Definition des Isozentrums (vgl. Kapitel 5.3.2) werden zusätzlich die beiden Radien r_1 und r_2 der Hauptachsen der Ellipse festgelegt.

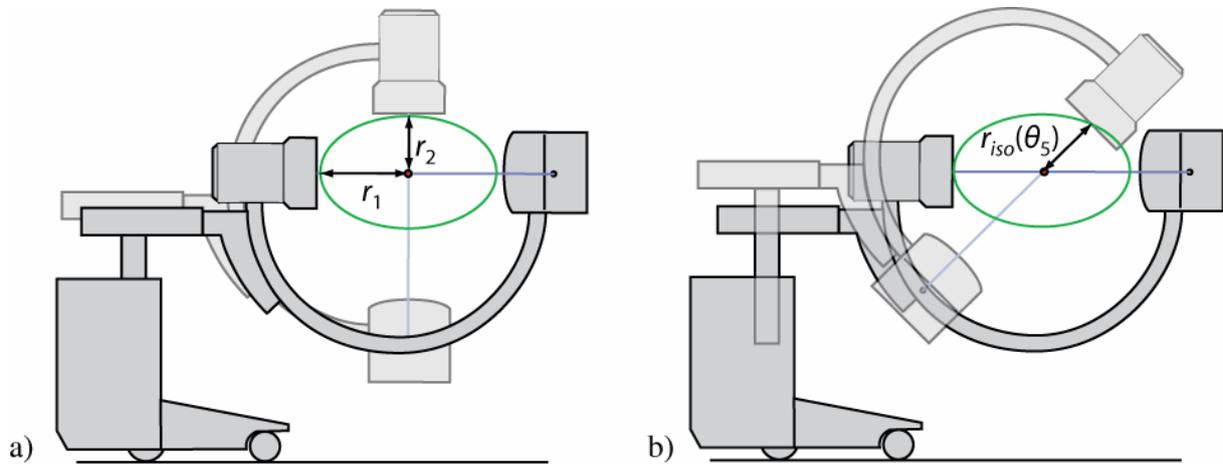


Bild 6-2: Beispiel einer elliptischen Bewegungsbahn. a) Parametrisierung der Ellipse durch zwei Stellungen der Mechanik. b) Isozentrische Positionierung der Bildaufnahmeeinheit auf elliptischer Bewegungsbahn. (Alle Bilder © MiMed, 2006)

Der Vektor ${}^{BV} \mathbf{p}_{ISO}$ aus Gleichung (6-6) wird als Funktion des Rotationswinkels θ_5 der Achse G_5 zum Zeitpunkt k definiert

$${}^{BV} \mathbf{p}_{ISO}(k) = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ r_{iso}(\theta_5(k)) \end{bmatrix}. \quad (6-9)$$

Der Radius $r_{iso}(\theta_5(k))$ kann direkt aus der Ellipsengleichung abgeleitet werden

$$r_{iso}(\theta_5(k)) = \sqrt{(r_1 \cdot \cos \theta_5(k))^2 + (r_2 \cdot \sin \theta_5(k))^2} . \quad (6-10)$$

In Bild 6-2 ist zu erkennen, dass nun die Bildebene des Bildverstärkers nicht mehr wie im Fall der Kreisbahn tangential auf der Bewegungstrajektorie steht, um die isozentrische Bedingung zu erfüllen.

6.2 Integration zusätzlicher Sensoren und Aktuatoren

Die grundlegende Idee des Systemkonzeptes ist, die bereitgestellte Funktionalität eines Standard C-Bogens trotz der zusätzlichen isozentrischen Steuerung voll beizubehalten. Dies muss insbesondere bei der notwendigen Integration zusätzlicher Sensoren und Aktuatoren berücksichtigt werden. Bis auf die Hubachse eines C-Bogens werden alle weiteren Achsen im normalen Betrieb manuell verfahren, dies soll also weiterhin, trotz der partiellen Motorisierung der Mechanik möglich sein. Weiterhin sollen die notwendigen Erweiterungen mit möglichst geringem konstruktivem Aufwand umgesetzt werden können, um eine nachträgliche Aufrüstung eines Standard C-Bogens zu gewährleisten.

In diesem Abschnitt werden die Erweiterungen, die für die beschriebene isozentrische Steuerung in einer Ebene notwendig sind, vorgestellt. Die folgenden Achsen müssen um Sensoren und Aktuatoren erweitert werden.

- **Hubachse G_1** muss mit einem zusätzlichen Sensor zur Lageerfassung ausgestattet und die einfache Motorensteuerung muss mit einer Lageregelung erweitert werden.
- **Schubachse G_3** muss sowohl mit einem Lagesensor als auch einem zusätzlichen Motor ausgestattet werden.
- **C-Achse G_5** muss mit einem Lagesensor und für den voll automatischen Betrieb mit einem zusätzlichen Motor ausgestattet werden.

Die Sensoren müssen absolute Lagewerte liefern, da für die korrekte Umsetzung des kinematischen Modells die absolute Position der einzelnen Achsen bekannt sein muss. In der Robotik ist es üblich, Sensoren zu verwenden, die Relativwerte einer Achsbewegung messen und mit Hilfe zusätzlicher Endschalter die absolute Achslage mit Hilfe einer Initialisierungsprozedur zu bestimmen. Bei dem hier realisierten System ist dieser Lösungsansatz nicht möglich, da eine Initialisierungsprozedur intraoperativ nicht durchgeführt werden kann. Es kann nicht sichergestellt werden, dass während der Initialisierung der Arbeitsraum frei ist, oftmals werden die Systeme erst, nachdem sie in Patientennähe positioniert wurden, eingeschaltet. Wird das System als interaktives System umgesetzt, dass heißt die C-Achse G_5 erhält keinen zusätzlichen Motor, müsste zu dem die Initialisierung manuell durchgeführt werden, was die Benutzerfreundlichkeit des Systems stark einschränken würde [Tita (2003)].

Da die einzelnen Achsen konstruktiv sehr unterschiedlich aufgebaut sind, es aber nur geringe Unterschiede zwischen den Systemen verschiedener Hersteller gibt, werden die realisierten Lösungen für jede Achse einzeln beschrieben.

Hubachse G_1

Bei der Hubachse handelt es sich um eine vertikal angeordnete translatorische Achse, je nach Hersteller ist die Lagerung durch ein mit Kugellagern geführtes Rohr oder eine an

Linearführungen montierte Achse realisiert. Der Antrieb erfolgt entweder mit einer Spindel oder einer Zahnschiene. Da die gesamte kinematische Struktur des C-Bogens inklusive des Röntgengenerators und des Bildverstärkers an dieser Achse montiert sind, ist diese Achse sehr massiv ausgeführt und stark motorisiert. Das Gesamtgewicht der durch diese Achse bewegten Mechanik liegt zwischen 150 und 250 kg je nach Modell und Hersteller.

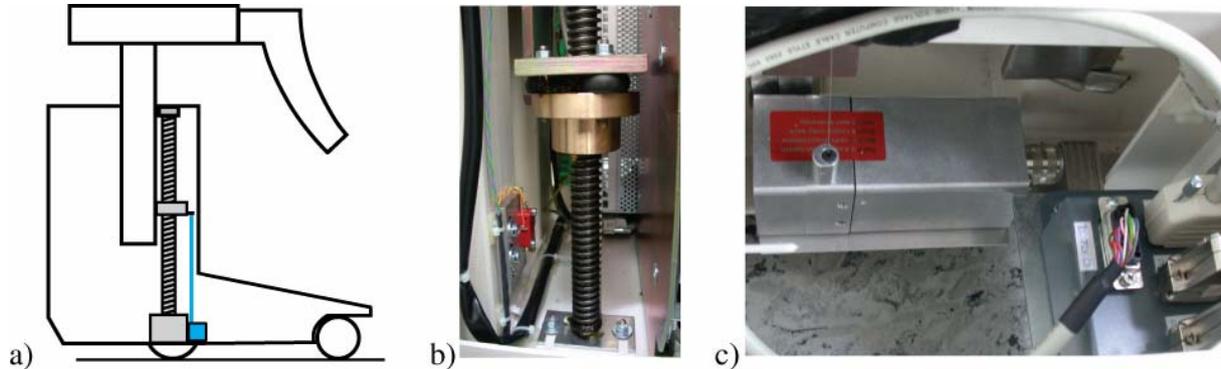


Bild 6-3: a) Schematische Darstellung der Integration eines absoluten Seilzugweggeber an der Hubachse der C-Bogenmechanik. b) Spindelantrieb der Hubachse mit Gummilager an der Spindelmutter. c) In der fahrbaren Basis integrierter Weggeber. (Alle Bilder © MiMed, 2006)

Um einen Sensor möglichst flexibel an dieser Achse integrieren zu können und nur geringe Modifikationen vornehmen zu müssen, wurde auf einen am Motor integrierten Sensor verzichtet. Stattdessen kann ein absoluter Seilzugweggeber sehr einfach an dieser Achse befestigt werden (Bild 6-3a und c). Ein Seilzugweggeber besteht aus einem auf einer Spule aufgewickeltem Stahldraht, der durch eine Rückholfeder auf Spannung gehalten wird. An der Spule ist ein absoluter Winkelgeber oftmals in Form eines Präzisionspotentiometers befestigt. Weggeber dieser Art werden kalibriert geliefert und besitzen typischerweise einen maximalen Linearitätsfehler von $L_{E,G_1} = 0,05\%$ vom Messbereich, mit einer Auflösung von $m_{E,G_1} = 12$ Bit. Dies entspricht einem maximalen Messfehler ε_{E,G_1} bei dem an dieser Achse benötigten Messbereich von $l_{G_1} = 500$ mm

$$\varepsilon_{E,G_1} = L_{E,G_1} \cdot l_{E,G_1} = 0,25\text{mm} . \quad (6-11)$$

Die mögliche Auflösung $\Delta l_{E,G_1}$ ergibt sich zu

$$\frac{l_{G_1}}{m_{E,G_1}} = 0,122\text{mm} . \quad (6-12)$$

Vorteil dieser Lösung ist, dass die normalerweise vorhandenen Gummilager (Bild 6-3b) an der Spindelmutter keinen Einfluss auf die Längenmessung haben. Weiterhin kann der Weggeber sehr einfach im Inneren des Gehäuses montiert werden, wodurch er gut gegen äußere Einflüsse geschützt ist.

Schubachse G_3

An der horizontalen Schubachse G_3 wurde eine Zahnstange montiert, an der eine Motor-Getriebeeinheit sowie ein absoluter Drehgeber angekoppelt sind. Weiterhin sind in dem Montageblock der Motoreinheit (Bild 6-4b) zusätzliche Endschalter. Die Motor-Getriebeeinheit ist derart dimensioniert, dass die Bewegung der Achse im stromlosen Fall nicht gehemmt wird.

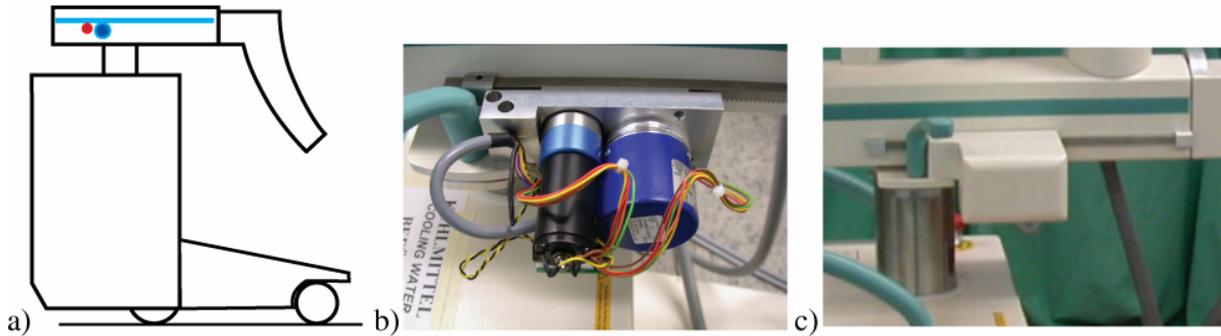


Bild 6-4: Erweiterung der Schubachse G_3 mit einer Zahnstange, an der ein Motor und ein Drehgeber gekoppelt sind. a) Schematischer Aufbau; b) Motor mit nicht hemmendem Planetengetriebe (links) und Drehgeber (rechts); c) mit montiertem RP-Gehäuse. (Alle Bilder © MiMed, 2006)

Der Drehgeber ist über ein Ritzel mit einem Radius von $r_{E,G_3} = 24 \text{ mm}$ an die Zahnstange gekoppelt. Der Drehgeber hat eine Winkelauflösung von $\Delta\varphi_{E,G_3} = 0,088^\circ$ bei einem Linearitätsfehler von $L_{E,G_3} = 0,025\%$. Damit ergibt sich der theoretische, maximale Messfehler ε_{E,G_3} zu:

$$\varepsilon_{E,G_3} = \frac{L_{E,G_3}}{180^\circ} \cdot \pi \cdot r_{E,G_3} = 0,01 \text{ mm} \quad (6-13)$$

bei einer Auflösung von

$$\Delta l_{E,G_3} = \frac{U_{\text{Ritzel},E,G_3}}{m_{\text{Rot},E,G_3}} = \frac{2\pi \cdot r_{\text{Ritzel},E,G_3}}{4096} = 0,036 \text{ mm} . \quad (6-14)$$

Diese Werte sind als Abschätzung zu betrachten, da hier das Spiel des Zahnrads in der Zahnschiene nicht berücksichtigt wurde. Bild 6-4c zeigt die Antriebseinheit komplett mit Gehäuse an der Schubachse montiert, die Funktionalität der Achse wird nicht eingeschränkt.

C-Achse G_5

Die Integration zusätzlicher Sensoren und Aktuatoren an der C-Achse ist am aufwendigsten. Aus einer Längenmessung entlang des Umfangs der Achse muss auf den Rotationswinkel geschlossen werden. Aufgrund von Fertigungstoleranzen und dem Verwinden bzw. Aufbiegen der Achse durch das hohe Gewicht des Röntgengenerators bzw. des Bildverstärkers ist an dieser Achse keine Längenmessung mit einem Magnetbandweggeber oder einem optischen Weggeber sicher möglich. Ein Einkoppeln eines Drehgebers mit einem Reibrad führte ebenfalls zu hohen Ungenauigkeiten. Weiterhin soll es möglich sein, diese Achse optional mit einem Aktor für eine vollautomatische Bewegung auszustatten. Bei den notwendigen Drehmomenten muss eine direkte Krafteinkopplung gewährleistet sein. Die realisierte Lösung sieht einen an beiden Enden der Rotationsachse befestigten Zahnriemen vor. Der Zahnriemen wird im Gehäuse des Achslagers über zwei Umlenkrollen von der Achse weggeführt und über eine an einem Multiturn-Drehgeber befestigte Riemenscheibe geführt (Bild 6-5a und b). Zusätzlich kann der Zahnriemen bei der vollautomatischen Variante des Systems über eine weitere an einem Motor angekoppelte Riemenscheibe geführt werden. Der Motor kann über eine einfache Zahnradkupplung ein- oder ausgekuppelt werden.

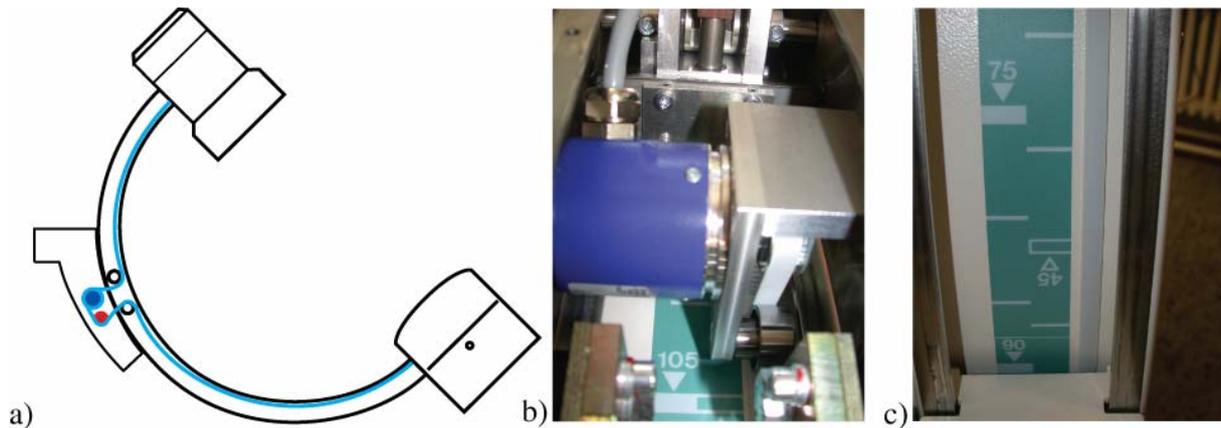


Bild 6-5: a) Erweiterung der C-Achse G_5 um einen Drehgeber, der über einen Zahnriemen mit Umlenkrollen über den Drehgeber und einen optionalen Motor geführt wird. b) Im Lager der Achse integrierte Drehgeber; c) Auf der Achse aufliegender Zahnriemen, seitlich sind die Führungsschienen des Lagers zu erkennen. (Alle Bilder © MiMed, 2006)

Der Vorteil dieser Lösung besteht in der sicheren Einkopplung sowohl des Drehgebers als auch des zusätzlichen Motors. Zahnriemen besitzen bei der richtigen Riemenspannung sehr geringe Längenvarianzen, so gut wie keinen Schlupf und eine sehr gute Kraftübertragung.

Mit der hier vorgestellten Lösung ergeben sich im optimalen Fall die folgenden Parameter bei einem Radius der Riemenscheibe von $r_{E,G_5} = 24 \text{ mm}$ ohne Berücksichtigung des Schlupfes und der Längenvarianz des Zahnriemens. Der durch den Linearitätsfehler $L_{E,G_5} = 0,025\%$ des Drehgebers gegebenen Fehler der Längenmessung ist

$$\varepsilon_{E,G_5} = \frac{L_{E,G_5}}{180^\circ} \cdot \pi \cdot r_{E,G_5} = 0,01 \text{ mm} \quad (6-15)$$

Mit dem als konstant vorausgesetzten Radius der C-Achse von $r_{G_5} = 615 \text{ mm}$ ergibt sich der Winkelfehler zu

$$\varepsilon_{G_5} = \frac{\varepsilon_{l,G_5} \cdot 180^\circ}{r_{G_5} \cdot \pi} = 0,001^\circ. \quad (6-16)$$

Aus der Messauflösung der Längenmessung

$$\Delta l_{E,G_5} = \frac{U_{E,G_5}}{m_{\text{Rot},E,G_5}} = \frac{2\pi \cdot r_{E,G_5}}{4096} = 0,036 \text{ mm} \quad (6-17)$$

kann analog die Winkelauflösung berechnet werden zu

$$\Delta \theta_5 = \frac{\Delta l_{E,G_5} \cdot 180^\circ}{r_{G_5} \cdot \pi} = 0,033^\circ. \quad (6-18)$$

Integration in den Steuerrechner

Alle Sensoren sind mit einer Schnittstelle nach dem Industriestandard „Synchron Seriell Interface“ (SSI) ausgestattet. Bei diesem Interface werden die Daten mit einer festen Länge

von 25Bit bei einem Takt von 100kHz bis 1MHz seriell übertragen. Neben einer seriellen 2-Draht-Datenverbindung nach der RS-485-Norm, bei der eine Signalleitung mit ihrer invertierten Leitung verdrillt wird, wird durch diesen Standard eine weitere 2-Drahtleitung für den Takt definiert. Die maximale Taktfrequenz ist abhängig von der Kabellänge und den eingesetzten Sensoren. Bei den eingesetzten Sensoren wird bei einer Kabellänge bis 50m eine Taktfrequenz von $f_{SSI} = 300\text{KHz}$ empfohlen. Die im Steuerrechner integrierte digitale Timerkarte erzeugt einen Takt für alle drei Sensoren, die dadurch synchron ausgelesen werden.

Die Aktuatoren werden über eine Puls-Weiten-Modulation (PWM) angesteuert. Dabei wird von der im Steuerrechner integrierten Timerkarte ein Rechtecksignal mit einer konstanten Grundfrequenz f_{PWM} erzeugt. Die Zeit T_0 einer Grundschwingung ist dabei die Summe der Zeit T_H , in der eine positive Spannung $+U_{PWM}$ und der Zeit T_L , in der eine negative Spannung $-U_{PWM}$ ausgegeben wird.

$$\frac{1}{f_{PWM}} = T_0 = T_H + T_L \quad (6-19)$$

Das PWM-Signal wird über eine Leistungsstufe, die als H-Brücke realisiert ist, an die Motoren übergeben. Sind die Zeiten T_H und T_L gleich lang, so ist das Integral über der Funktion Null. Der Motor wird also pro Zeiteinheit T_0 gleich lang in Vorwärts- und Rückwärtsrichtung betrieben. Die Grundfrequenz f_{PWM} wird dabei so hoch gewählt, dass die Trägheit des Motors dafür sorgt, dass sich die Motorachse nicht bewegt. Trotzdem fließt zu jedem Zeitpunkt ein Strom durch die Ankerspule, wodurch ein Drehmoment M auf die Motorachse wirkt. Der Motor bremst also mit dem Drehmoment M . Wird die Zeit T_H relativ zur Zeit T_L verlängert, so wird das Integral über die Funktion positiv, dadurch kann eine Motorbewegung eingeleitet werden. Aus einer normierte Bewegungsgeschwindigkeit kann v $[-1,1]$ können die entsprechenden Zeiten für T_H und T_L berechnet werden.

$$T_H = \frac{T_0}{2} + \frac{T_0}{2} \cdot v \quad \text{bzw.} \quad T_L = \frac{T_0}{2} - \frac{T_0}{2} \cdot v \quad \text{mit } v = [-1,1] \quad (6-20)$$

Die Grundfrequenz wird auf $f_{PWM} = 17\text{kHz}$ festgelegt, um ein unangenehmes Pfeifen der Motoren zu unterbinden.

Die Lageregler sind als einfache PID-Regelkreise realisiert, aus der Sollpositionen $t_{g,soll}(k) | g \in \{1,3\}$ und der Istposition $t_g(k)$ wird die Regelabweichung $e_g(k)$ bestimmt. Die PID-Regler sind durch

$$U_g(k) = K_g \left[e_g(k) + \frac{T_0}{T_{I,g}} \cdot \sum_{i=0}^{k-1} e_g(i) + \frac{T_{D,g}}{T_0} (e_g(k) - e_g(k-1)) \right] | g \in \{1,3\} \quad (6-21)$$

definiert. Die Stellgröße $U_g(k)$ wird mit der maximal Geschwindigkeit $v_{g,max}$ des jeweiligen Gelenkmotors normiert und an das PWM Modul übergeben.

6.3 Kalibrierung der Mechanik

Die im Kapitel 5.3.1 beschriebene kinematische Modellierung geht von einer Reihe von Idealisierungen aus, dazu gehören:

- Die Messsysteme der Achsen liefern exakte Werte.

- Die im Modell definierten Konstanten wie Achslängen und feste Winkel zwischen den Achsen sind fehlerfrei.
- Es kommt zu keinerlei mechanischen Deformationen innerhalb der kinematischen Kette.
- Abstand und Lage von Bildverstärker und Röntgenröhre sind konstant und unabhängig von der Stellung der Kinematik.
- Die Bildebene des Bildverstärkers steht senkrecht zur Rotationsachse der C-Achse G_5 .
- Der Zentralstrahl des Röntgenkegels liegt in der Mitte der Bildebene.

Standard C-Bögen sind für eine exakte Positionierung ausgehend von vorgegebenen Achspositionen nicht konstruiert, die Mechanik wird normalerweise manuell ausgerichtet. Bei der Ausrichtung der Kinematik orientiert sich der Anwender in erster Linie nur an der abgebildeten Struktur und manipuliert die Stellung solange bis der gewünschte Bereich abgebildet wird. Für eine qualitativ hochwertige 3D-Rekonstruktion ist neben der isozentrischen Positionierung vor allem die exakte Vermessung der Röntngeometrie notwendig.

Wird die Kinematik eines Standard C-Bogens mit der in Kapitel 6.1 beschriebenen isozentrischen Steuerung ausgestattet, kann eine deutliche Abweichung der realen Kinematik festgestellt werden. Bild 6-6 zeigt die Fehlpositionierung durch ein im Isozentrum positioniertes Bleikügelchen mit einem Durchmesser von 1,5mm. Es wurden 28 auf der isozentrischen Bahn gleich verteilte Projektionsbilder übereinander gelegt. Bei einer optimalen kinematischen Modellierung müsste bei dieser isozentrischen Bewegung das Kügelchen sich stets in der Bildmitte abzeichnen. Es kann eine Abweichung von bis zu 7 mm vom idealen Isozentrum festgelegt werden [Koulechov *et al.* (2005)].

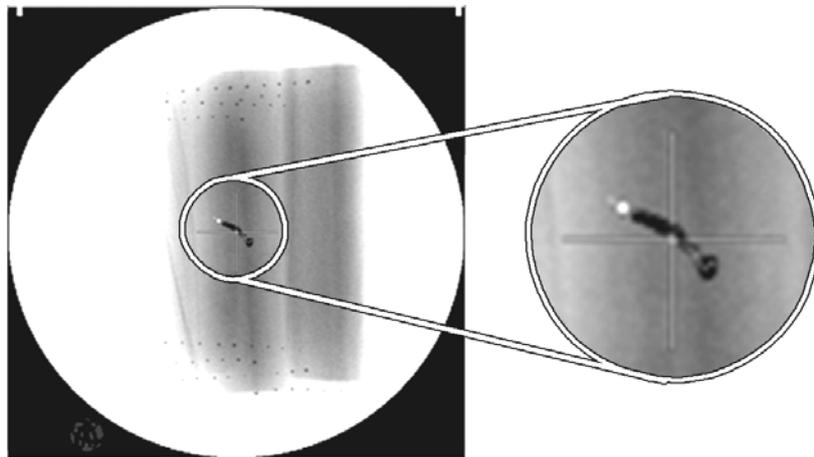


Bild 6-6: Darstellung des im isozentrischen Modus resultierenden Fehlers bei einer idealisierten kinematischen Modellierung durch Überlagerung von mehreren Projektionsbildern. Ein im Isozentrum positionierte Bleikugel mit 1,5mm Durchmesser müsste bei idealer Isozentrik stets in der Bildmitte abgebildet werden. (© MiMed, 2006)

Ziel der hier vorgestellten Kalibrierung ist, das idealisierte kinematische Modell derart anzupassen, dass die Bestimmung der Position und Lage des BV und der Röntgenröhre mit möglichst hoher Genauigkeit durchgeführt werden kann. Im Gegensatz zu dem Ziel der Roboterkalibrierung, wo sowohl das Modell der kinematischen Vorwärtsrechnung als auch das der kinematischen Rückwärtsrechnung erweitert wird, um eine exakte Positionierung der Mechanik zu ermöglichen, reicht es bei dem hier vorgestellten System aus, die kinematische Vorwärtsrechnung zu optimieren. Für eine 3D-Rekonstruktion ist es nicht zwingend

erforderlich die Bildgebungseinheit exakt zu positionieren, es genügt die exakten Positionen von BV und XR zu kennen. Für die Kalibrierung wird das in Schröder (1998) beschriebene Verfahren der Fehlerregistrierung benutzt.

Die entwickelte Kalibrierung der Mechanik zeichnet sich dadurch aus, dass ein zusätzliches Messsystem zum Zeitpunkt der Benutzung nicht benötigt wird. Das Verfahren wird in zwei Phasen eingeteilt:

1. Eine Messphase bestehend aus den folgenden Schritten:

- a. Vermessung der realen Kinematik mit externem Messsystem.
- b. Berechnung der Fehlstellung zwischen idealisiertem kinematischem Modell und real gemessener Position und Lage für BV und XR.
- c. Speicherung der Koordinatentransformation der Fehlstellung in Abhängigkeit der Achspositionen in einer Look-Up Tabelle.

2. Eine Korrekturphase bestehend aus folgenden Schritten:

- a. Berechnung der Position und Lage von BV und XR mit Hilfe der Vorwärtsrechnung aus der idealisierten kinematischen Modellierung ausgehend von den aktuellen Gelenkstellungen.
- b. Bestimmung der aktuellen Koordinatentransformation der Fehlstellung für die Gelenkstellung mit Hilfe der Look-Up Tabelle und Interpolation zwischen den gespeicherten Gelenkstellungen.
- c. Berechnung der tatsächlichen Position und Lage von BV und XR durch Multiplikation mit der Korrekturtransformation zu den zuvor ideal berechneten Transformationen.

6.3.1 Vermessung der realen Kinematik

Zur Vermessung des tatsächlichen Verhaltens der Mechanik wurden an den für die Bildaufnahme wesentlichen Komponenten, also dem Bildverstärker (BV) und der Röntgenquelle (XR) optische Messmarken, sogenannte Tracker befestigt. Bei einer kontinuierlichen Bewegung der Mechanik im gesamten Arbeitsbereich des C-Bogens werden die aus dem idealisierten kinematischen Modell gewonnenen Transformationen mit aus der optischen Messung gewonnenen Daten verglichen. Bild 6-7 zeigt den Aufbau der Messvorrichtung. Um die von der Messkamera gelieferten Transformationen mit denen der kinematischen Modellierung berechneten Transformationen zusammenzuführen, muss ein gemeinsames Koordinatensystem gefunden werden. Dafür sind die in Bild 6-7 durch gestrichelte Kurven dargestellten Transformationen initial zu bestimmen.

Zunächst müssen die unbekanntenen Transformationen zwischen den Trackerkoordinatensystemen REF_{BV} und REF_{XR} zu den dazugehörigen Koordinatensystemen der kinematischen Modellierung BV und XR bestimmt werden. Dazu wird ein zusätzliches, mit der Kamera messbares Instrument, eine sogenannte Probe eingesetzt. Die Probe hat ihr Trackerkoordinatensystem genau in der Spitze, so können Punkte im Raum vermessen werden. Zur Bestimmung der Transformation ${}^{REF_{BV}}T_{BV}$ wird folgendes Verfahren angewendet:

1. Eine Lochmaske mit drei rechtwinklig angeordneten Löchern wird auf dem Eingangsschirm des Bildverstärkers verschiebbar befestigt.
2. Mit Hilfe von Röntgendurchleuchtungsbildern wird die Maske so ausgerichtet, dass sich ein Loch genau in der Mitte des Röntgenbildes, als im Ursprung von BV

abzeichnet, eins auf der x -Achse und das andere auf der y -Achse des BV Koordinatensystems (siehe Bild 6-8b).

- Die drei Punkte werden mit der Probe angetastet und die Messwerte ${}^{CAM}\mathbf{p}_{P_1,P_2,P_3}$ gemeinsam mit der Transformation ${}^{CAM}\mathbf{T}_{REFBV}$ abgespeichert (siehe Bild 6-8a).

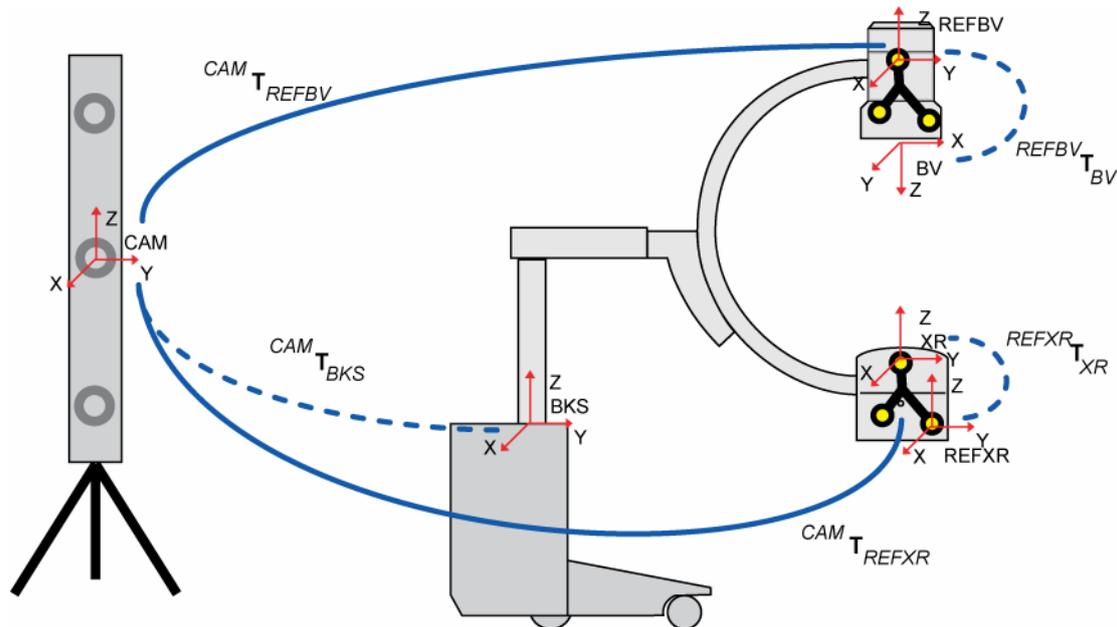


Bild 6-7: Messaufbau mit optischer Messkamera und Tracker am Bildverstärker und der Röntgenquelle. Die zu messenden Transformationen sind durch Kurven bzw. die zu bestimmenden Transformationen durch gestrichelte Kurven gekennzeichnet. (© MiMed, 2006)

Mit diesen Daten kann nun die gesuchte Transformation wie folgt berechnet werden. Die Punkte P_1, P_2 und P_3 werden im Koordinatensystem von $REFBV$ dargestellt:

$${}^{REFBV}\mathbf{p}_{P_i} = \left({}^{CAM}\mathbf{T}_{REFBV} \right)^{-1} \cdot {}^{CAM}\mathbf{p}_{P_i}, \quad (i = 1, 2, 3) \quad (6-22)$$

Aus den drei Punkten können nun die Koordinatenachsen von BV berechnet werden

$${}^{REFBV}\mathbf{x}_{BV} = \left\| {}^{REFBV}\mathbf{p}_{P_2} - {}^{REFBV}\mathbf{p}_{P_1} \right\|, \quad (6-23)$$

$${}^{REFBV}\mathbf{z}_{BV} = \left\| \left({}^{REFBV}\mathbf{p}_{P_3} - {}^{REFBV}\mathbf{p}_{P_1} \right) \times \left({}^{REFBV}\mathbf{p}_{P_2} - {}^{REFBV}\mathbf{p}_{P_1} \right) \right\| \text{ und} \quad (6-24)$$

$${}^{REFBV}\mathbf{y}_{BV} = {}^{REFBV}\mathbf{z}_{BV} \times {}^{REFBV}\mathbf{x}_{BV}. \quad (6-25)$$

Damit wird die Transformationsmatrix ${}^{REFBV}\mathbf{T}_{BV}$ gebildet zu:

$${}^{REFBV}\mathbf{T}_{BV} = \begin{bmatrix} {}^{REFBV}\mathbf{x}_{BV} & {}^{REFBV}\mathbf{y}_{BV} & {}^{REFBV}\mathbf{z}_{BV} & {}^{REFBV}\mathbf{p}_{P_1} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (6-26)$$

Das Koordinatensystem des Bildverstärkers kann nun im Koordinatensystem CAM der Kamera dargestellt werden

$${}^{CAM}\mathbf{T}_{BV} = {}^{CAM}\mathbf{T}_{REFBV} \cdot {}^{REFBV}\mathbf{T}_{BV}. \quad (6-27)$$

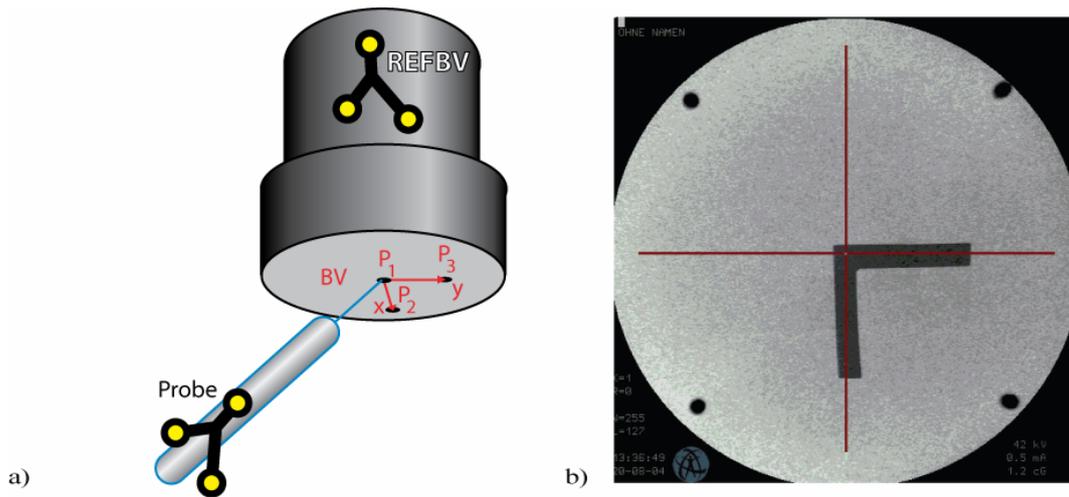


Bild 6-8: a) Schematische Darstellung zur Bestimmung des Übergangs vom Koordinatensystem $REFBV$ des Referenztrackers zum Koordinatensystem BV des Bildverstärkers durch Vermessen von drei Punkten entlang der Koordinatenachsen des Koordinatensystems BV mit der Probe. b) Röntgenprojektionsbild der ausgerichteten Lochmaske, so dass die drei rechtwinklig angeordneten Löcher auf den Koordinatenachsen bzw. im Ursprung liegen. (© MiMed, 2006)

Die Bestimmung der konstanten Transformation $^{REFXR}T_{XR}$ wird auf ähnliche Art durchgeführt. Eine weitere Lochmaske wird auf dem Austrittsfenster der Röntgenquelle befestigt und wiederum so ausgerichtet, dass sich das Loch in der Bildmitte des Röntgenprojektionsbilds abzeichnet. Mit Hilfe der Probe wird die Position des Lochs im Koordinatensystem $REFXR$ bestimmt (siehe Bild 6-9). Zusammen mit der aus der vorherigen Messung bekannten Position $^{CAM}p_{P1}$ kann der Richtungsvektor des Zentralstrahls nun berechnet werden:

$$^{BV}p_{Maske} = ^{CAM}p_{Maske} - ^{CAM}p_{P1} \quad (6-28)$$

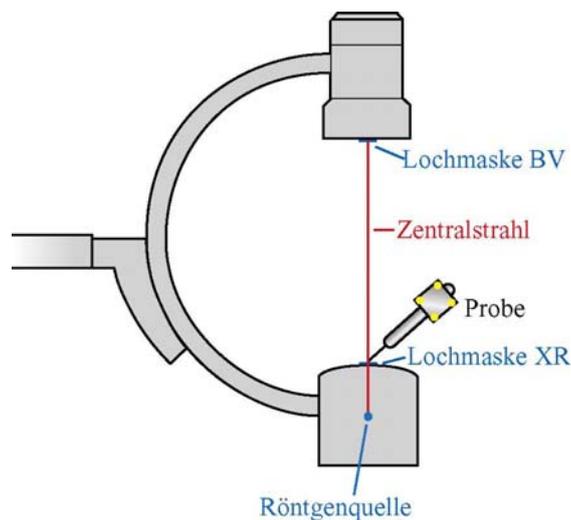


Bild 6-9: Vermessung des Zentralstrahls zur Bestimmung der Position der Röntgenquelle mit Hilfe zweier Lochmasken. (© MiMed, 2006)

Da für die Nullstellung der C-Bogeneinheit der Abstand $\overline{BV XR}$ zwischen Bildebene BV und Röntgenquelle XR aus Herstellerdaten bekannt ist, kann nun der Vektor $^{BV}p_{XR}$ berechnet werden durch:

$${}^{BV} \mathbf{p}_{XR} = \left\| {}^{BV} \mathbf{p}_{Maske} \right\| \cdot \overline{{}^{BV} XR} \quad (6-29)$$

und mit Gleichung (6-27) ins Kamerakoordinatensystem CAM überführt werden:

$${}^{CAM} \mathbf{p}_{XR} = {}^{CAM} \mathbf{T}_{BV} \cdot {}^{BV} \mathbf{p}_{XR} \quad (6-30)$$

Damit kann nun der Vektor vom Tracker $REFXR$ zur Röntgenquelle XR berechnet werden:

$${}^{REFXR} \mathbf{p}_{XR} = \left({}^{CAM} \mathbf{T}_{REFXR} \right)^{-1} \cdot {}^{CAM} \mathbf{p}_{XR} \quad (6-31)$$

Die Richtungsvektoren des gesuchten Koordinatensystemes ${}^{REFXR} \mathbf{T}_{XR}$ können mit dem Rotationsanteil der Gleichung (6-27) bestimmt werden zu:

$${}^{REFXR} \mathbf{x}_{XR} = \left({}^{CAM} \mathbf{R}_{REFXR} \right)^{-1} \cdot {}^{CAM} \mathbf{x}_{BV} \quad (6-32)$$

$${}^{REFXR} \mathbf{y}_{XR} = \left({}^{CAM} \mathbf{R}_{REFXR} \right)^{-1} \cdot {}^{CAM} \mathbf{y}_{BV} \quad (6-33)$$

$${}^{REFXR} \mathbf{z}_{XR} = \left({}^{CAM} \mathbf{R}_{REFXR} \right)^{-1} \cdot {}^{CAM} \mathbf{z}_{BV} \quad (6-34)$$

Aus den Gleichungen (6-31) bis (6-34) lässt sich die gesamte Transformationsmatrix bilden:

$${}^{REFXR} \mathbf{T}_{XR} = \begin{bmatrix} {}^{REFXR} \mathbf{x}_{XR} & {}^{REFXR} \mathbf{y}_{XR} & {}^{REFXR} \mathbf{z}_{XR} & {}^{REFXR} \mathbf{p}_{XR} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (6-35)$$

Nun muss noch die in Bild 6-7 beschriebene Transformation ${}^{CAM} \mathbf{T}_{BKS}$ bestimmt werden. Diese Transformation wird einmal in der Nullstellung aller Gelenke bestimmt und anschließend als konstant angenommen. Dafür wird die aus der kinematischen Vorwärtsrechnung bekannte Transformation ${}^{BKS} \mathbf{T}_{BV,kin}$ (Gleichung (5-12)) und Gleichung (6-27) benutzt:

$${}^{CAM} \mathbf{T}_{BKS} = {}^{CAM} \mathbf{T}_{BV} \cdot \left({}^{BKS} \mathbf{T}_{BV,kin} \right)^{-1} \quad (6-36)$$

Nun können die Fehlervektoren zwischen der idealisierten kinematischen Vorwärtsrechnung und der optisch vermessenen, realen Positionen berechnet werden. Neben den Positionsfehlern ist auch der Lagefehler des BV Koordinatensystems entscheidend für eine korrekte 3D-Rekonstruktion. Durch eine Rotation des Bildverstärkers ändert sich die Projektionseigenschaft des Röntgensystems und diese muss bei der 3D-Rekonstruktion beachtet werden. Die Transformationen zwischen der idealisierten kinematischen Modellierung und der realen, optisch gemessenen Position und Lage ergibt sich für den Bildverstärker somit aus den Gleichungen (5-12), (6-27) und (6-36) zu

$${}^{BV,kin} \mathbf{T}_{BV,opt} = \left({}^{BKS} \mathbf{T}_{BV,kin} \right)^{-1} \cdot \left({}^{CAM} \mathbf{T}_{BKS} \right)^{-1} \cdot {}^{CAM} \mathbf{T}_{BV,opt} \quad (6-37)$$

bzw. für die Röntgenquelle aus den Gleichungen (5-13), (6-35) und (6-36) zu

$${}^{XR,kin} \mathbf{T}_{XR,opt} = \left({}^{BKS} \mathbf{T}_{XR,kin} \right)^{-1} \cdot \left({}^{CAM} \mathbf{T}_{BKS} \right)^{-1} \cdot {}^{CAM} \mathbf{T}_{REFXR} \cdot {}^{REFXR} \mathbf{T}_{XR} \quad (6-38)$$

6.3.2 Analyse der Genauigkeit des verwendeten Messverfahrens

Die Genauigkeit des verwendeten Messverfahrens hat einen entscheidenden Einfluss auf die zu erzielende Genauigkeit der hier dargestellten Vermessung der C-Bogenmechanik. Die Genauigkeit des verwendeten Messsystems (Optotrak Certus der Firma NDI) wird mit $e = 0,3 \text{ mm}$ angegeben [NDI (2004)]. Diese Genauigkeit bezieht sich auf eine einzelne Marke eines Trackers. Bei den mitgelieferten Trackern besteht jeder Tracker aus vier Marken, ein Trackerkoordinatensystem wird also aus den Positionen von vier Marken gebildet. Wenn Messwerte mit großem Abstand (z.B. im Abstand von 1 m) im auf diese Weise bestimmten Koordinatensystem verwendet werden sollen, kommt es zu größeren Ungenauigkeiten als $0,3 \text{ mm}$ [Tita *et al.* (2005c)]. In Bild 6-10 ist der Zusammenhang zwischen der Ungenauigkeit bei der Bestimmung einer einzelnen Marke und der Ungenauigkeit bei der Messung eines großen Abstandes dargestellt.

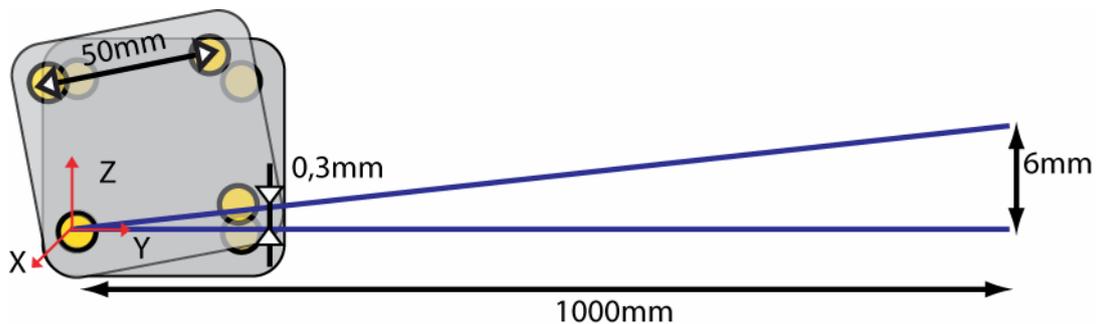


Bild 6-10: Schematische Darstellung der Messungenauigkeit von $0,3 \text{ mm}$ bei der Vermessung einer einzelnen Marke, die daraus resultierende Fehlbestimmung der Lage des Trackers und der in einem Abstand von 1000 mm entstehende Messfehler. (© Mimed, 2006)

Die genannte Ungenauigkeit E lässt sich auf die Ungenauigkeit von $e = 0,3 \text{ mm}$ bei der Bestimmung der Position jeder einzelnen Marke zurückführen. Die Ungenauigkeit von $e = 0,3 \text{ mm}$ wirkt sich sowohl auf die Positions- als auch auf die Ausrichtungsbestimmung eines Trackers aus. Der in Bild 6-10 schematisch dargestellte Fall vereinfacht die tatsächliche Messmethode dahingehend, dass die vierte Marke nicht zur Verbesserung der Genauigkeit genutzt wird. Weiterhin wird der Fall betrachtet, dass alle Marken in dieselbe Richtung kippen. Mit dieser Vereinfachung kann die Vergrößerung des Fehlers bei wenigen Marken, die in einer Ebene angeordnet sind, näherungsweise durch eine einfache Skalierung berechnet werden: z.B. bei einem Abstand von $s = 50 \text{ mm}$ zwischen zwei Marken auf einem Tracker und einem Abstand von $l = 1000 \text{ mm}$ zum Tracker ist die Ungenauigkeit E gegeben durch:

$$E = \frac{e}{s} \cdot l = \frac{0,3 \text{ mm}}{50 \text{ mm}} \cdot 1000 \text{ mm} = 6 \text{ mm} \quad (6-39)$$

Die Ungenauigkeit E hängt ab von:

- der Anzahl der Marken auf einem Tracker,
- dem Abstand der Marken auf einem Tracker zueinander,
- der Anzahl der Ebenen, in denen die Marken auf einem Tracker angeordnet sind.

Wie die folgende Untersuchung zeigt, ist der Messfehler e weitgehend unabhängig von einem Rauschen der Messwerte an einer Position, sondern resultiert in erster Linie aus der Position des Trackers im Arbeitsraum der Messkamera.

Die Standard Optotrak Tracker (Bild 6-11a) sind relativ klein (Markenabstand ca. 50mm) und alle vier Marken eines Trackers liegen in einer Ebene. Da bei der Vermessung des C-Bogens mit einem Abstand von ca. 1 m zwischen BV und XR gearbeitet werden muss, ist der Messfehler der Standardtracker deutlich zu groß. Zur Verbesserung der zuvor beschriebenen Ungenauigkeit des optischen Referenztrackers wurde ein spezieller Tracker (Bild 6-11a und b) entwickelt, der sich durch folgende Eigenschaften auszeichnet:

- Die einzelnen Marken sind in einem großen Abstand von $s = 300$ mm angeordnet.
- Die Marken sind in drei Dimensionen verteilt.
- Es werden acht Marken für die Bestimmung der Position und Lage des Trackers genutzt.

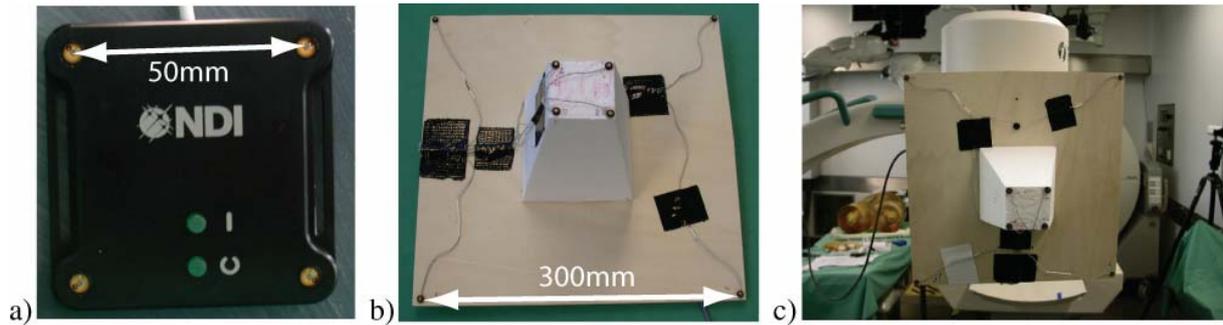


Bild 6-11: a) NDI Optotrak Standardtracker mit vier Marken im Abstand von 50 mm in einer Ebene. b) Spezialtracker mit acht Marken in zwei Ebenen und einem Abstand von 300 mm zwischen den äußeren Marken. c) Spezialtracker am Bildverstärker des C-Bogens montiert. (Alle Bilder © MiMed, 2006)

Um die verbesserte Genauigkeit des speziellen Trackers gegenüber einem Standardtracker zu bestimmen, wurde ein Standardtracker $T1$ in einem Abstand l von ca. 1 m im Koordinatensystem des Referenztrackers $T2$ starr befestigt. Für den Referenztracker $T2$ wurde bei der ersten Durchführung des Experiments eine Optotrak Standardtracker $T2_{NDI}$, bei der zweiten Durchführung die vorher beschriebene spezielle Tracker $T2_{SPEZ}$ benutzt. Die gemessene Lage von $T1$ im Koordinatensystem von $T2$ (also ${}^{T2}\mathbf{T}_{T1}$) wurde an fünf verschiedenen Positionen im Arbeitsraum der Kamera mit jeweils $N = 500$ Messwerten aufgenommen. Die Ergebnisse der Messung sind in der folgenden Tabelle 6-1 für den NDI Standardtracker und in Tabelle 6-2 für den Spezialtracker aufgelistet. Dabei wird der Mittelwert \bar{d} der Stichproben durch

$$\bar{d} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N d_i \quad (6-40)$$

und der die Standardabweichung s mit

$$s = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (d_i - \bar{d})^2} \quad (6-41)$$

berechnet.

Tabelle 6-1: Ergebnisse des translatorischen Anteils der Transformation der beiden Tracker ${}^{T2}\mathbf{T}_{TI}$ bei Nutzung eines Standardtracker $T2_{NDI}$.

$T2_{NDI}$	Mittelwert ($N=500$) des Translationsanteil von ${}^{T2}\mathbf{T}_{TI}$			Standardabweichung ($N=500$) des Translationsanteil von ${}^{T2}\mathbf{T}_{TI}$		
	x in mm	y in mm	z in mm	x in mm	y in mm	z in mm
Position 1	43.89	-8.40	-964.99	0.13682	0.02742	0.00684
Position 2	42.03	-8.13	-965.09	0.17358	0.02641	0.00802
Position 3	42.15	-7.93	-965.10	0.16337	0.02498	0.00780
Position 4	47.55	-8.17	-964.90	0.16919	0.02191	0.00952
Position 5	47.70	-7.86	-964.89	0.15183	0.02334	0.00815
max-min	5.68	0.54	0.20			

Tabelle 6-2: Ergebnisse des translatorischen Anteils der Transformation der beiden Tracker ${}^{T2}\mathbf{T}_{TI}$ bei Nutzung des speziellen Trackers $T2_{SPEZ}$.

$T2_{SPEZ}$	Mittelwert ($N=500$) des Translationsanteil von ${}^{T2}\mathbf{T}_{TI}$			Standardabweichung ($N=500$) des Translationsanteil von ${}^{T2}\mathbf{T}_{TI}$		
	x in mm	y in mm	z in mm	x in mm	y in mm	z in mm
Position 1	209.91	-929.62	177.73	0.01528	0.00524	0.00442
Position 2	209.95	-929.62	177.73	0.01997	0.00624	0.00827
Position 3	209.96	-929.65	177.75	0.02210	0.00659	0.00658
Position 4	209.97	-929.70	177.71	0.02033	0.00599	0.00584
Position 5	209.88	-929.70	177.68	0.01863	0.00713	0.00831
max-min	0.08	0.08	0.07			

Die Ergebnisse zeigen, dass der Messfehler abhängig ist von der Position der Messanordnung im Messraum. An der geringen Standardabweichung ist zu erkennen, dass der große Messfehler von 5,68 mm bei Nutzung des Standardtracker nicht durch Aufnahme einer Vielzahl von Messwerten an einem Punkt gemittelt werden kann. Für die Vermessung der Kinematik des C-Bogens wird der hier vorgestellt spezielle Tracker wegen des deutlich geringeren Fehlers verwendet. Aufgrund des im vorherigen Kapitel beschriebenen Messaufbaus ist es ausreichend nur für die Vermessung des Bildverstärkers den speziellen Tracker zu verwenden. Als Tracker an der Röntgenquelle wird ein Standardtracker verwendet.

6.3.3 Korrektur der idealisierten Kinematik

Damit die Fehler zwischen idealisiertem Modell und realer Bewegung kompensiert werden können, muss zunächst die Systematik, das heißt die Wiederholbarkeit der Fehler, nachgewiesen werden. Hierfür wurde die Mechanik des C-Bogens im Arbeitsraum der

translatorischen Gelenke G_1 und G_3 meanderförmig bewegt und die Abweichung gemäß Gleichung (6-37) im BKS Koordinatensystem komponentenweise aufgetragen. Die Ergebnisse für 10 unabhängig erzeugte Messreihen in Bild 6-12 zeigen komponentenweise, im Bezugskordinatensystem BKS des C-Bogens, den gemessenen Offset zwischen idealer und realer Position vom Koordinatensystem. Zwischen zwei Messungen wurde die gesamte C-Bogenmechanik mindestens 20 Meter bewegt und über Türschwellen gefahren. Alle weiteren Achsen wurden in ihrer Nullstellung arretiert. Bei einer perfekten kinematischen Modellierung müsste dieser Offset immer Null sein. Die sägezahnförmige Abweichung der Position in Bild 6-12 (y, z) zeigt die Neigung bzw. Deformation der horizontalen Schubachse G_3 (vgl. Bild 5-7). Die niedrigfrequente, kontinuierliche Steigung der Messkurven zeigt die steigende Neigung der Hubachse G_1 in Abhängigkeit von der Höhe. Die Neigung des Bildverstärkers innerhalb der Rotationsebene von G_5 ist im Kurvenverlauf der x -Komponente zu erkennen. Bei der Vermessung der Röntgenquelle ergeben sich vergleichbare Ergebnisse [Stopp (2004)].

Um die Reproduzierbarkeit der Fehler zu zeigen wurde die Standardabweichung der 10 Messkurven ausgewertet. Die Positionsfehler des Bildverstärkers entlang der drei Achsen aus Bild 6-12 werden als reproduzierbar angenommen, da die Standardabweichung unter 0,5 mm liegt (vgl. Bild 6-13). Die einzelnen Ausreißer sind auf Schwingungen des C-Bogen beim Umkehren der Bewegungsrichtung der Achsen zurückzuführen, die durch Filtern und Mitteln der Daten herausgerechnet werden können.

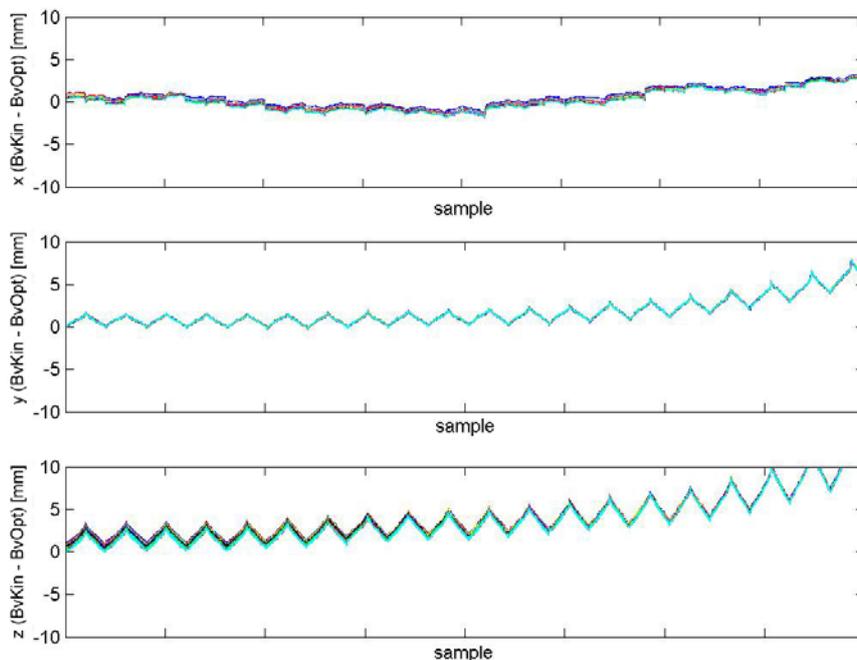


Bild 6-12: Abweichung der idealisierten Kinematik von der optisch vermessenen Bewegung des Bildverstärkers im Koordinatensystem BKS bei 10 unterschiedlichen Messungen. Die hochfrequenten Abweichungen werden durch die Bewegung des Gelenks G_3 , die niederfrequenten Abweichungen durch die Bewegung der Hubachse G_1 hervorgerufen. (© MiMed, 2006)

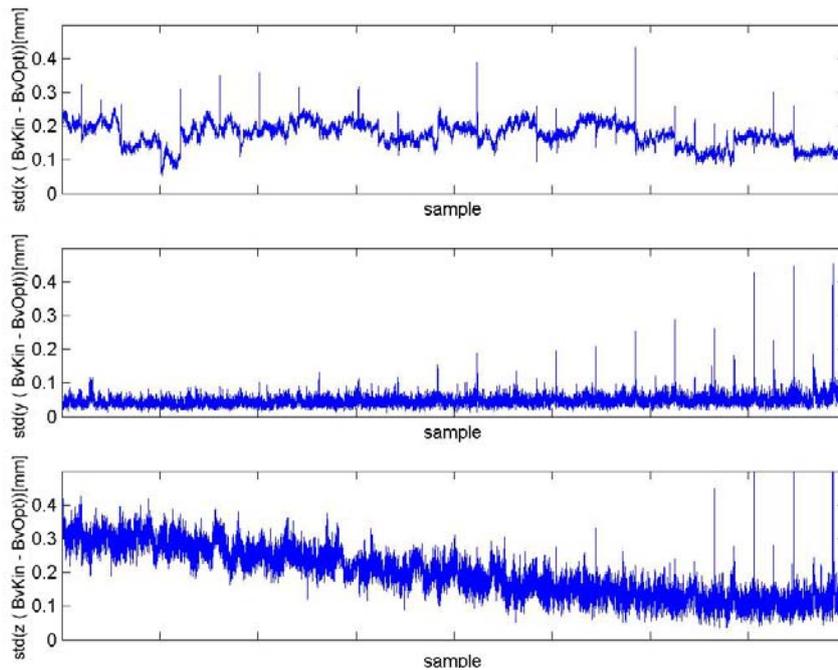


Bild 6-13: Standardabweichung der Fehler zwischen kinematischer Modellierung und optischer Messung der Bildverstärkerposition bei 10 Messungen beim Verfahren über den gesamten Arbeitsbereich der Gelenke G_1 und G_3 . Die geringe Standardabweichung von unter 0,5 mm lässt auf eine Reproduzierbarkeit des Fehlers schließen. Die einzelnen Ausreißer sind auf Schwingungen des Bildverstärkers bei der Umkehrung der Bewegungsrichtung zurückzuführen. (© MiMed, 2006)

Die Kompensation der Fehler in der Korrekturphase wird mit Hilfe einer Look-Up Tabelle durchgeführt. Die zuvor beschriebene optische Vermessung wird im gesamten Arbeitsraum der C-Bogen Mechanik durchgeführt. Zusammen mit den Transformationen aus Gleichung (6-37) und (6-38) werden die Stellungen der Gelenke G_1 bis G_5 mit in der Tabelle abgespeichert.

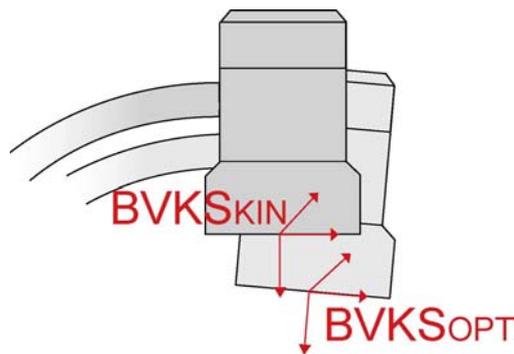


Bild 6-14: Darstellung der aus der idealisierten kinematischen Modellierung gewonnenen Position des Bildverstärkers und die aus der Look-Up Tabelle gewonnene Korrektur. (© MiMed, 2006)

Anhand der aktuellen Gelenkstellungen wird die idealisierte kinematische Vorwärtsrechnung nach Gleichung (5-12) durchgeführt. In der Look-Up Tabelle werden die zu dieser Gelenkstellung am nächsten liegenden Transformationen $^{BV,kin}\mathbf{T}_{BV,Look-Up}$ und $^{XR,kin}\mathbf{T}_{XR,Look-Up}$ gelesen. Zwischen den Stellungen kann gelenkweise linear interpoliert werden. Die so ermittelten Korrekturtransformationen werden mit den idealisierten multipliziert und ergeben somit die realen Stellungen:

$${}^{BKS}T_{BV,Look-Up} = {}^{BKS}T_{BV,kin} \cdot {}^{BV,kin}T_{BV,Look-Up} \quad (6-42)$$

für die Röntgenquelle wird analog vorgegangen. Bild 6-14 zeigt die aus der idealisierten Vorwärtskinematik ermittelte Stellung des Bildverstärkers und die aus der Look-Up Tabelle optimierte Stellung. Die realen Transformationen für den Bildverstärker BV und die Röntgenquelle XR werden zum Zeitpunkt der Bildaufnahme benötigt, um gemeinsam mit den Bildinformationen zur Rekonstruktionseinheit übermittelt zu werden.

6.3.4 Darstellung der korrigierten Bilddaten und Ergebnisse

Durch die Verknüpfung der Bilddaten mit den tatsächlichen Stellungen des BV und der XR können die Projektionsdaten auch lagekorrigiert als Röntgenprojektionsbild dargestellt werden. Dies ermöglicht es, die Bilder in einer Art Kinoschleife, einem Daumenkino ähnlich, abzuspielen. Insbesondere wenn sehr wenige Röntgenbilder aufgenommen wurden, kann aus dem Abspielen dieser Kinoschleife ein dreidimensionaler Eindruck gewonnen werden. Dies gelingt allerdings nur, wenn die Röntgenprojektionen nicht „hüpfen“, das heißt das abgebildete Isozentrum sich als Rotationszentrum in der Bildmitte befindet.

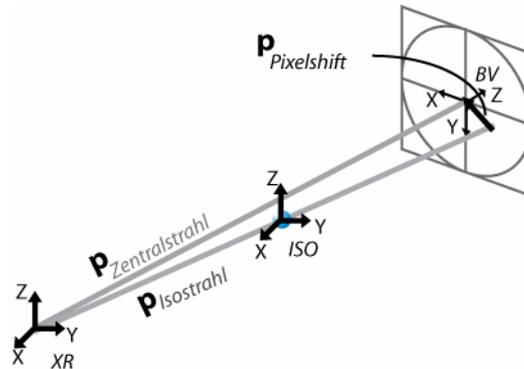


Bild 6-15: Geometrische Bestimmung des Korrekturvektors $\mathbf{p}_{Pixelshift}$ zur lagerichtigen Darstellung der Projektionsbilder. (© MiMed, 2006)

Der notwendige Verschiebungsvektor $\mathbf{p}_{Pixelshift}$ der darzustellenden Bildinformation kann durch den bekannten Zentralstrahl

$$\mathbf{p}_{Zentralstrahl} = {}^{BKS}T_{BV} \cdot {}^{BV}T_{IMA_Center} \cdot \mathbf{p}_{IMA_Center} \quad (6-43)$$

und dem von der Röntgenquelle XR, das Isozentrum schneidenden, Vektor $\mathbf{p}_{Isostrahl}$ in der Bildebene bestimmt werden zu

$$\mathbf{p}_{Pixelshift} = \mathbf{p}_{Isostrahl} - \mathbf{p}_{Zentralstrahl} \quad (6-44)$$

Mit der bekannten Größe eines Pixels auf der Detektorebene kann das Projektionsbild um die entsprechende Anzahl von Pixel horizontal und vertikal versetzt dargestellt werden. Durch eine überlagerte Ausschnittsmaske beim Darstellen der Daten, wird die Verschiebung der dargestellten Bildinformation nicht wahrgenommen [Tita *et al.* (2004a)]. Bild 6-16a zeigt die Ergebnisse des zuvor beschriebenen Experiments (vgl. Kapitel 6.3 und Bild 6-6), bei dem ein 1,5 mm großes Bleikügelchen im Isozentrum positioniert wird und 28 Röntgenprojektionen, die gleichmäßig über den Rotationsbereich von 135° verteilt sind, überlagert wurden.

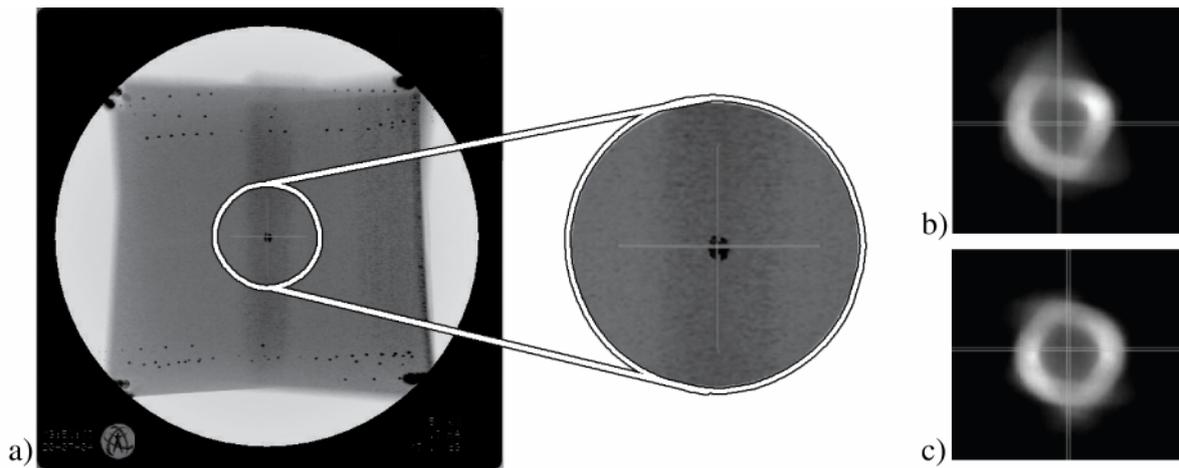


Bild 6-16: a) Überlagerung von 28 Röntgenprojektionen mit Pixelshift entsprechend den aus der Kalibrierung gewonnenen Daten. b) Rekonstruktion eines hohlen Zylinders ohne Kalibrierung. c) Rekonstruktion mit Kalibrierung. (Alle Bilder © MiMed, 2006)

Durch die bekannte Größe des Bleikügelchens kann der Abstand d des Isozentrums zur Bildmitte in Millimetern berechnet werden. Zur statistischen Auswertung wurde der Mittelwert \bar{d} und die Standardabweichung s des Abstands d nach Gleichung (6-40) bzw. (6-41) bestimmt.

Die Abbildung des Bleikügelchens bleibt bei $N=28$ Stellungen mit einem durchschnittlichen Abstand von $\bar{d} = 0,8$ mm bei einer Standardabweichung von $s = 0,3$ mm in der Nähe des Isozentrums. Der maximale Abstand beträgt $\max(d) = 1,6$ mm. Der verbleibende Fehler kann auf nicht reproduzierbare Ungenauigkeiten der Mechanik sowie der Ablenkung der Elektronenstrahlen im Bildverstärker durch das Erdmagnetfeld zurückgeführt werden. Da gerade auch im realen interaktiven Betrieb zusätzliche Kräfte durch den Benutzer auf die Mechanik ausgeübt werden und es zu Schwingungen der Mechanik kommt, wird eine exaktere Kalibrierung der Mechanik als kaum möglich angesehen. Vielmehr muss der Rekonstruktionsalgorithmus tolerant gegenüber partiellen Ungenauigkeiten bei der Bildaufnahme sein. Bild 6-16b zeigt die Rekonstruktion eines hohlen Zylinders ohne Kalibrierung, Bild 6-16c mit der hier beschriebenen Kalibrierung.

6.4 Erweiterung der Bilddaten um geometrische Parameter

Der DICOM 3.0 Standard (Digital Imaging and Communications in Medicine) stellt umfangreiche Möglichkeiten für die Speicherung und Kommunikation medizinischer Bilddaten zur Verfügung [NEMA (1993)]. Das Systemkonzept sieht es vor, den Bilddatenaustausch auf Basis dieses Standards durchzuführen. Mit dem in diesem Standard definierten objektorientierten Datenmodell können sämtliche im Krankenhaus auftretenden Kommunikationsaufgaben medizinischer Bilddaten modelliert werden. Da es sich bei dem hier beschriebenen System um ein bilderzeugendes System handelt, werden an dieser Stelle nur für diese Aufgabe erforderlichen Anpassungen beschrieben. Der Standard unterscheidet sogenannte Service Object Classes (SOP). Sie legen fest, welche Funktionalität von einem System zur Verfügung gestellt wird. Die Kommunikation im DICOM Netzwerk wird bei dem hier realisierten System durch die DICOM Bibliothek *Offis-DICOM-Toolkit* (Offis e.V., Oldenburg) realisiert. Darüber hinaus müssen die Bildinformationen mit den ermittelten geometrischen Parametern verknüpft werden. Das Bilddatenmodell des Standards kann in einen Headerbereich und in einen Datenbereich aufgeteilt werden. Im Headerbereich werden dabei alle zur Interpretation der Bilddaten notwendigen Informationen abgelegt. Ein

Informationsmodell legt dabei zunächst die Art der medizinischen Bilddaten fest. Hier wird das Digital X-Ray Modell (DX) verwendet. Dabei werden neben Informationen über den Patienten und das Aufnahmegerät auch die in diesem Kontext wichtigen geometrischen Informationen definiert. Der Header ist in einzelne sogenannte Tags aufgeteilt, die zu Gruppen zusammengefasst werden. Ein Tag bildet eine Informationseinheit und hat einen eindeutigen, im Standard definierten Bezeichner. Die Value Representation (VR) definiert den Datentyp, der Value Multiplier (VM) erlaubt es eine Serie von Daten in einem Tag abzulegen. Für die Definition der geometrischen Parameter der isozentrisch aufgenommenen Röntgenprojektionen sind die in Tabelle 6-3 aufgelisteten Tags notwendig.

Tabelle 6-3: Auszug der für die korrekte Interpretation der Bilddaten wichtigen DICOM Tags aus dem DICOM Header der Röntgenbilder.

Group	Tag	Name	VR¹	VM	Wert/Beschreibung
0018	1147	Field of View Shape	CS	1	Form der Bildmaske RECTANGLE/ROUND
0018	1148	Field of View Dimension(s)	DS	1	Durchmesser bzw. Kantenlänge der Bildmaske
0020	0020	Patient Orientation	CS	2	Lage der Bilddaten bezogen auf den Patienten. Lage der Zeilen (von links nach rechts) \ und der Spalten (von oben nach unten) (L=left, R=right, A=anterior, P=posterior, H=head, F=foot) z.B. "R\A"
0028	0010	Rows	US	1	Pixel in horizontaler Richtung
0028	0011	Columns	US	1	Pixel in vertikaler Richtung
0028	0030	Pixel Spacing	DS	2	Abstand zwischen zwei Pixelzentren in x und y Richtung
0028	0100	Bits Allocated	US	1	Anzahl belegten Bits eines Pixels
0028	0101	Bits Stored	US	1	Anzahl mit Information belegten Bits eines Pixels
0028	0102	High Bit	US	1	Position des höchstwertigsten Bits
0029	1000	X-Ray Image Position	DS	12	Lage der Bildebene im Koordinatensystem des Isozentrums, jeweils x,y,z in mm der Eckpunkte oben links, oben recht, unten links, unten rechts
0029	1001	X-Ray Spot Position	DS	3	Position der Röntgenquelle im Koordinatensystem des Isozentrums x,y,z in mm

¹ CS – Character String; DS – Double String; US – Unsigned Integer String

Die Parameter der Gruppe 0018 sind wichtig, um die Bilddaten bei der Rekonstruktion entsprechend der Bildmaske richtig aus den DICOM Daten zu extrahieren. Die Gruppe 0020 ist notwendig, um die rekonstruierten Daten in der richtigen Lage entsprechend der axialen, sagitalen und coronalen Schicht darzustellen. Die Ausrichtung des C-Bogens zum Patienten wird vor der Definition des Isozentrums vom Anwender vorgegeben. Die Gruppe 0028 beinhaltet Informationen zum Auslesen der Bilddaten. Die Gruppe 0029 ist neu definiert, der Standard erlaubt es, ungerade Gruppennummer nach eigener Definition festzulegen. Hier sind die Lage der Bildebene sowie die Position der Röntgenquelle abgelegt. Mit diesen Informationen ist der geometrische Zusammenhang eines isozentrischen Röntgenbildes vollständig beschrieben.

7 Realisierung der Rekonstruktion von Volumendaten

In diesem Kapitel wird die Realisierung der Umsetzung des SART-Algorithmus auf die Grafikkarte beschrieben. Dabei werden die im Kapitel 5.4 erläuterten Konzepte in die Grafikkarte unter Verwendung der Grafik API OpenGL 1.5 sowie der Shadersprache Cg zur Programmierung der Grafikkarte überführt. Ausgehend von der Implementierung wird das neuartige Konzept der Berechnung parallel zur Bildaufnahme und die Visualisierung während der Berechnung vorgestellt.

7.1 Implementierung der Algebraischen Rekonstruktion auf der Grafikkarte

Wie in Kapitel 5.4.2 gezeigt, wird zur effektiven Speicherung der Volumendaten auf der Grafikkarte eine schichtsequenzielle, zweidimensionale Textur verwendet. Da der Zugriff auf eine Textur dieser Art keine Interpolation durch die Grafikkartenhardware zulässt, muss durch ein Shaderprogramm eine trilineare Interpolation realisiert werden. Dieser interpolierte Texturzugriff ist für die Berechnung der Vorwärtsprojektion wichtig, da hier die Volumenschnitte nicht entlang der Hauptachsen des Volumens verlaufen, sondern parallel zur Bildebene ausgerichtet sind.

7.1.1 Trilineare Interpolation der Volumendaten

Unter trilinearer Interpolation versteht man eine Methode, um auf einem dreidimensionalen, uniformen Netz zwischen einzelnen Netzpunkten zu interpolieren. Dabei wird der Punkt (x, y, z) innerhalb eines lokalen Würfels unter Verwendung seiner Gitterpunkte linear interpoliert.

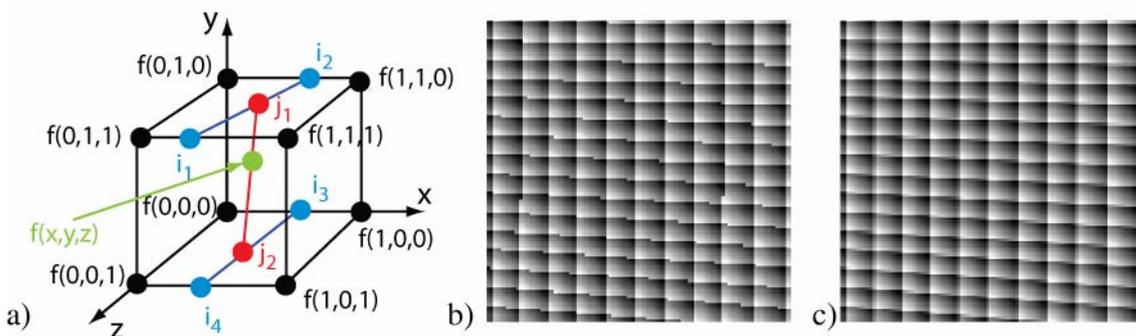


Bild 7-1: a) Prinzip der trilinearen Interpolation bei dem der Wert eines Punktes (x, y, z) aus den benachbarten Werten gebildet wird. b) Darstellung eines Karomusters ohne Interpolation. c) Der interpolierte Zugriff entfernt die treppenartigen Sprünge. (Alle Bilder © MiMed, 2006)

Im Falle des Rekonstruktionsvolumens mit einem Gitterabstand von eins seien x_d , y_d und z_d die Differenzen zum nächst kleineren ganzzahligen Gitterwert bzw. Voxel.

$$\begin{aligned} x_d &= x - \lfloor x \rfloor \\ y_d &= y - \lfloor y \rfloor \\ z_d &= z - \lfloor z \rfloor \end{aligned} \quad (7-1)$$

Zuerst wird entlang der x -Achse des Rekonstruktionsvolumens linear interpoliert.

$$\begin{aligned}
i_1 &= f(\lfloor x \rfloor, \lceil y \rceil, \lceil z \rceil) \cdot (1 - x_d) + f(\lceil x \rceil, \lceil y \rceil, \lceil z \rceil) \cdot x_d \\
i_2 &= f(\lfloor x \rfloor, \lceil y \rceil, \lfloor z \rfloor) \cdot (1 - x_d) + f(\lceil x \rceil, \lceil y \rceil, \lfloor z \rfloor) \cdot x_d \\
i_3 &= f(\lfloor x \rfloor, \lfloor y \rfloor, \lfloor z \rfloor) \cdot (1 - x_d) + f(\lceil x \rceil, \lfloor y \rfloor, \lfloor z \rfloor) \cdot x_d \\
i_4 &= f(\lfloor x \rfloor, \lfloor y \rfloor, \lceil z \rceil) \cdot (1 - x_d) + f(\lceil x \rceil, \lfloor y \rfloor, \lceil z \rceil) \cdot x_d
\end{aligned} \tag{7-2}$$

Anschließend werden diese Werte entlang der z-Achse linear interpoliert.

$$\begin{aligned}
j_1 &= i_1 \cdot (1 - z_d) + i_2 \cdot z_d \\
j_2 &= i_3 \cdot (1 - z_d) + i_4 \cdot z_d
\end{aligned} \tag{7-3}$$

Schließlich werden die beiden Werte entlang der y-Achse interpoliert und man erhält den gesuchten Wert $f(x, y, z)$.

$$f(x, y, z) = j_1 \cdot (1 - y_d) + j_2 \cdot y_d \tag{7-4}$$

Das Ergebnis der trilinearen Interpolation ist dabei unabhängig von der Reihenfolge der drei Hauptachsen x , y und z , entlang welcher interpoliert wird.

Der positive Effekt der trilinearen Interpolation während der virtuellen Projektion lässt sich in Bild 7-1b und c, Schnitt durch ein schachbrettartiges Muster, erkennen. Wird keine Interpolation durchgeführt, sondern auf das nächstliegende Voxel zugegriffen, sind wie in Bild 7-1b deutliche treppenartige Sprünge zu erkennen. Der beschriebene trilinear interpolierte Texturzugriff stellt die scharfen Kanten des Musters wie in Bild 7-1c zu erkennen glatter dar.

Um den Effekt der trilinearen Interpolation bei der Rekonstruktion zu zeigen, wird das im Anhang (Kapitel 12.2) beschriebene mathematische Shepp-Logan Phantom zur Evaluierung herangezogen. Aus dem Phantom werden 70 analytisch berechnete Projektionsbilder, die gleichmäßig auf einer Kugeloberfläche um das Phantomzentrum herum angeordnet sind.

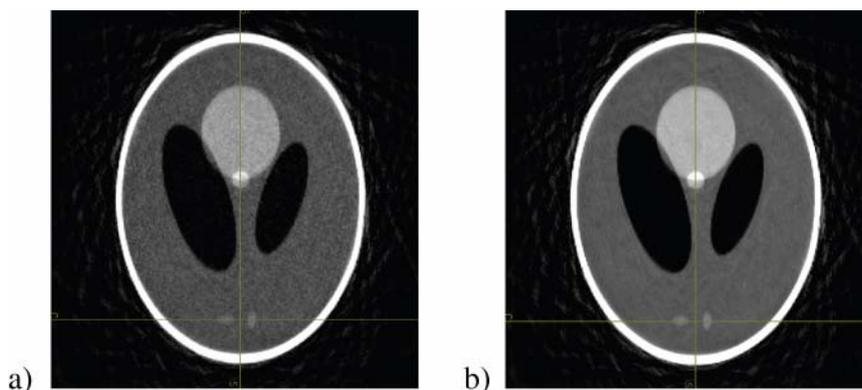


Bild 7-2: Schnitt durch das rekonstruierte Shepp-Logan Phantom an Position $z = -0,25$ a) ohne trilineare Interpolation ist das Rauschen deutlich stärker als b) mit trilinearere Interpolation bei der virtuellen Vorwärtsprojektion. (Alle Bilder © MiMed, 2006)

Es wird eine Rekonstruktion mit fünf Iterationen jeweils mit und ohne trilinearere Interpolation durchgeführt. In Bild 7-2 ist der Unterschied deutlich zu erkennen. Die fehlende Interpolation erzeugt in Bild 7-2a deutlich mehr Rauschen als in Bild 7-2b.

7.1.2 Normierung der virtuellen Projektionsbilder und Differenzbildung

Wie im Kapitel 5.4.3 dargestellt ist es für eine korrekte Berechnung der Vorwärtsprojektion notwendig die Summe entlang eines durch das Volumen laufenden Strahls zu normieren. Wird dies nicht gemacht, so sind die Randbereiche des virtuellen Projektionsbildes zu stark betont. Bei der Rückprojektion der Differenzbilder wird dadurch zu stark korrigiert und die Randbereiche des Rekonstruktionsvolumens überstrahlen deutlich (siehe Bild 7-3a). Die Realisierung der Normierung wird in zwei Stufen durchgeführt.

1. Während der virtuellen Vorwärtsprojektion wird die Anzahl der geschnittenen Schichten akkumuliert.
2. Bei der Differenzbildung wird jedes Pixel entsprechend der Summe der geschnittenen Schichten normiert.

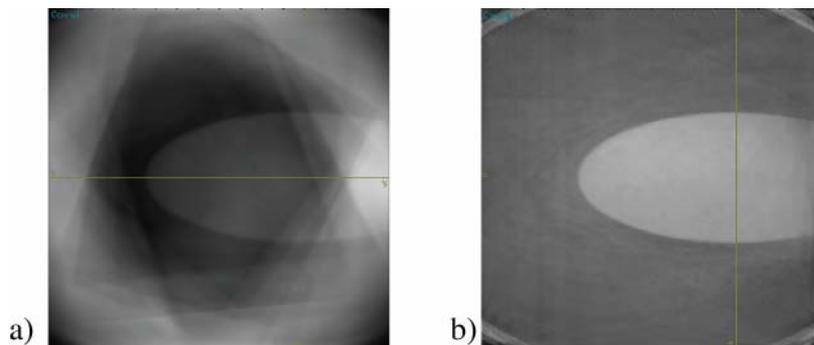


Bild 7-3: Rekonstruktion eines Teilvolumens des Shepp-Logan Phantoms a) ohne Normierung der Vorwärtsprojektion, b) mit Normierung anhand der Summe der geschnittenen Ebenen des Rekonstruktionsvolumens. (Alle Bilder © MiMed, 2006)

Durch das Parallel- bzw. Streamprozessor-Modell der Grafikkartenhardware muss bei der Verarbeitung der Daten immer mit getrennten Ein- und Ausgabespeichern gearbeitet werden. Mit Hilfe der sogenannten Ping-Pong Technik lässt sich diese Anforderung effektiv umsetzen. Dabei wird alternierend das Ergebnis aus dem vorherigen Durchlauf der Grafikkarte als Eingabe für den nächsten Durchlauf verwendet. Im Falle des hier vorgestellten Algorithmus zur virtuellen Vorwärtsprojektion werden zwei Texturen verwendet, wobei alternierend immer eine Textur an den Framebuffer gebunden ist, also die Ergebnisse erhält und die Eingangsdaten aus dem vorherigen Durchlauf der Pipeline in der anderen Textur stehen.

Mit dieser Technik wird das Volumen entsprechend dem im Kapitel 5.4.3 beschriebenen Verfahren Schicht für Schicht durchlaufen. Die parallel zur Bildebene des Projektionsbildes ausgerichteten Schnittebenen durch das Voxelvolumen werden von hinten nach vorne, das heißt beginnend an der Röntgenquelle, durchlaufen. Dabei werden also in der einen Textur zunächst die Daten des Rekonstruktionsvolumens entsprechend der zuvor beschriebenen trilinearen Interpolation aus dem Volumen gespeichert. Im zweiten Schritt wird die nächste Schicht aus dem Volumen erzeugt und als Summe mit den in der ersten Textur gespeicherten Daten in der zweiten Textur abgelegt. Um die virtuellen Projektionsbilder pixelweise normieren zu können, ist es notwendig neben dem Grauwert eines Pixels ebenfalls die Anzahl der geschnittenen Volumenflächen zu akkumulieren. Aus diesem Grund werden die beiden Ping-Pong Texturen nicht als sogenannte `GL_LUMINANCE` Texturen, also Grauwerttexturen, sondern Farbtexturen im `GL_RGBA` Format angelegt. Dabei wird in einem Farbkanal der Grauwert aufsummiert und in einem zweiten Farbkanal die Summe der geschnittenen Volumenflächen gespeichert. Die zwei weiteren Kanäle der Textur werden nicht verwendet. In Bild 7-4a ist die Zuordnung der Farbkanäle dargestellt.

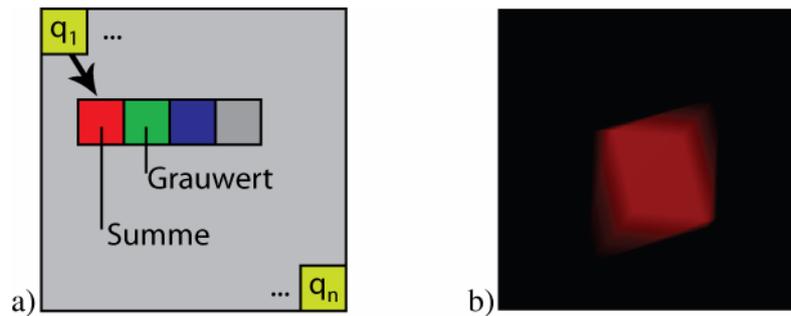


Bild 7-4: a) Zuordnung der Farbkanäle zur zusätzlichen Speicherung der Anzahl der geschnittenen Volumenschichten. b) Visualisierung der Anzahl der der geschnittenen Volumenschichten bei der virtuellen Vorwärtsprojektion. (Alle Bilder © MiMed, 2006)

Bei der Projektion eines Volumenschnitts auf die Bildebene des virtuellen Projektionsbildes kann es vorkommen, dass ein einzelner Eckpunkt eines Pixels q_i außerhalb des Rekonstruktionsvolumens liegt und damit der Wert der Texturkoordinaten $^{TEX}q_i$ außerhalb des definierten Bereiches liegt. Daher muss für jedes Fragment überprüft werden, ob die Texturkoordinaten im definierten Bereich liegen (siehe Listing 7-1). Liegen die Texturkoordinaten im gültigen Bereich wird einerseits der Wert des roten Farbkanals aus der nicht an den Framebuffer gebundenen Textur inkrementiert und in die zweite Textur, welche an den Framebuffer gebunden ist, geschrieben. Dadurch wird pro Fragment des virtuellen Projektionsbildes die Anzahl der geschnittenen Schichten aufsummiert. Bild 7-4b stellt den roten Farbkanal einer virtuellen Projektion dar. Es kann das würfelförmige Rekonstruktionsvolumen erkannt werden, eine Ecke des Würfels zeigt in Richtung des Betrachters.

Listing 7-1: Überprüfen der Texturkoordinaten

```
...
if(coord.x < 0.0 || coord.x > size ||
    coord.y < 0.0 || coord.y > size ||
    coord.z < 0.0 || coord.z > size)
...

```

Wurde das gesamte virtuelle Projektionsbild berechnet, muss im nächsten Prozessschritt des Algorithmus das Differenzbild berechnet werden. Hier werden nun die bei der virtuellen Vorwärtsprojektion berechneten Grauwerte entsprechend der Anzahl der geschnittenen Volumenebenen normiert. Die Normierung wird wie in Listing 7-2 beschrieben im Fragment-Shader durchgeführt.

Listing 7-2: Normierung des virtuellen Projektionsbildes und Differenzbildung

```
...
// load pixel from virtual projection
float4 buf = f4texRECT(proj, wpos);

// catch division by zero
if(buf.r != 0.0)
    return float(f1tex2D(orig, coord) - (buf.g/buf.r));
else
    return float(0.0);
...

```

Es wird aus dem virtuellen Projektionsbild *proj* sowie aus dem originalen Röntgenbild *orig* mittels eines Texturzugriffes der Grauwert ermittelt. Das virtuelle Projektionsbild enthält wie zuvor beschrieben in dem RGBA Tupel weiterhin noch die Summe der geschnittenen Volumenebenen. Die Funktion gibt die Differenz zwischen dem Grauwert des originalen Röntgenbildes und dem normierten Grauwert des virtuellen Projektionsbildes zurück. Da es möglich ist, dass ein Strahl eines Pixels des virtuellen Projektionsbildes keine Ebene des Rekonstruktionsvolumens geschnitten hat, muss vor der Berechnung überprüft werden, ob der rote Kanal nicht Null ist, um eine Division durch Null zu vermeiden.

Der Unterschied bei der Rekonstruktion mit bzw. ohne Normierung der virtuellen Projektionsbilder ist in Bild 7-3 dargestellt.

7.1.3 Rückprojektion auf schichtsequentielle Volumentextur

Im Rechenschritt der Rückprojektion werden nacheinander die einzelnen *z*-Schichten des Volumens mit Hilfe des auf eine *z*-Schicht projizierten Differenzbildes pixelweise korrigiert (siehe 5.4.5). Es wird also eine Funktionalität benötigt, welche es erlaubt, in Teilbereiche einer flachen 3D-Textur zu schreiben bzw. zu rendern. An dieser Stelle wird zuerst ein Konzept vorgestellt, um die oben beschriebene Funktionalität zu ermöglichen. Anschließend wird der Algorithmus der Rückprojektion unter Verwendung des neuen Konzepts der flachen 3D-Textur beschrieben.

Wichtiger Bestandteil des Konzepts ist das sog. One-to-one mapping, welches eine direkte Abbildung von Screenkoordinaten auf Texturkoordinaten ermöglicht. Damit kann also pixelgenau auf die Textur zugegriffen werden, da ein Pixel des Viewports exakt einem Pixel der Textur entspricht. Um ein One-to-one mapping zu erreichen, wird zuerst eine orthogonale Projektion gewählt und anschließend ein zur Größe der flachen 3D-Textur identischen Viewport gesetzt. In Listing 7-3 sind die dafür notwendigen OpenGL Kommandos dargestellt. Eine zusätzliche Skalierung kann gespart werden, indem die OpenGL Erweiterung `GL_TEXTURE_RECTANGLE_NV` von NVidia verwendet wird. Damit können, statt der sonst in OpenGL üblichen Texturkoordinaten im Intervall von `[0..1]` durch das in Pixeln angegebene Intervall von `[0..texSize]` der Grafikkarte übergeben werden.

Listing 7-3: One-to-one Mapping mit OpenGL.

```
...
glMatrixMode(GL_PROJECTION);
glLoadIdentity();
gluOrtho2D(0.0, 1.0, 0.0, 1.0);

glMatrixMode(GL_MODELVIEW);
glLoadIdentity();

// Set the viewport to the size of the complete flat-3D-texture
glViewport(0, 0, texSize, texSize);
...
```

Durch Zeichnen eines Quadrates mit den Eckpunkten

$$\begin{aligned}
 v_1 &= \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix}, & v_2 &= \begin{bmatrix} x \\ y + \text{Slicesize} \end{bmatrix} \\
 v_3 &= \begin{bmatrix} x + \text{Slicesize} \\ y + \text{Slicesize} \end{bmatrix}, & v_4 &= \begin{bmatrix} x + \text{Slicesize} \\ y \end{bmatrix}
 \end{aligned} \tag{7-5}$$

im Welt-Koordinatensystem werden nun aufgrund des One-to-one mappings alle Pixel der Textur (Texel) innerhalb des identischen Quadrats im Texturraum bearbeitet. Durch gezielten Einsatz eines Fragment-Shaders kann so Einfluß auf den Wert jedes Texels innerhalb der Texturkoordinaten $t_1 = v_1$, $t_2 = v_2$, $t_3 = v_3$ und $t_4 = v_4$ genommen werden. Der Algorithmus der Rückprojektion addiert z -Schicht für z -Schicht des Volumens das Differenzbild hinzu. Dabei muss er zum einen eine z -Schicht aus der flachen 3D-Textur lesen und anschließend die selbe z -Schicht mit dem addierten Wert zurück in die flache 3D-Textur schreiben. An dieser Stelle ist die Architektur des Texturzugriffs durch das Streamprozessor-Modell limitiert, da sie nur exklusive Lese- bzw. Schreibzugriffe einer Textur gestattet. Mit anderen Worten ist es nicht möglich, gleichzeitig aus einer Textur zu lesen und anschließend wieder zurück in eben diese Textur zu schreiben. Aus diesem Grund wird an dieser Stelle eine temporäre Textur eingeführt, die die berichtigte z -Schicht speichert. Im ersten Durchlauf der Grafikkipeline wird das Differenzbild zu der aktuellen z -Schicht addiert und anschließend in der temporären Textur zwischen gespeichert. In einem zweiten Durchlauf der Grafikkipeline wird die entsprechende z -Schicht der flachen 3D-Textur durch die temporäre Textur ersetzt. Zu beachten ist, dass die z -Schicht der flachen 3D-Textur überschrieben wird, da die temporäre Textur bereits das Ergebnis der Addition der berichtigten z -Schicht enthält (siehe Bild 7-5).

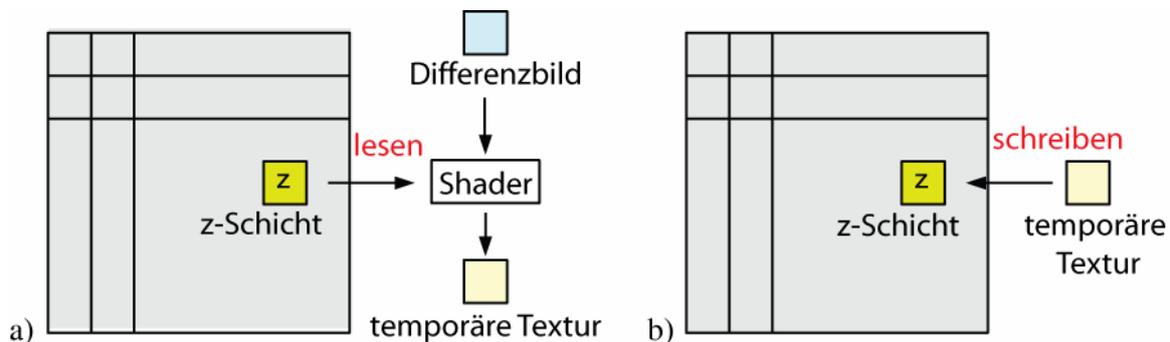


Bild 7-5: Algorithmus der Rückprojektion mit flacher 3D-Textur: a) zuerst wird eine z -Schicht eingelesen und zusammen mit dem Differenzbild in einem Shader die korrigierte Schicht in einer temporären Textur gespeichert. b) Im zweiten Schritt wird die korrigierte z -Schicht in die flache 3D-Textur zurückgeschrieben. (Alle Bilder © MiMed, 2006)

7.1.4 Qualitätssteigerung mit Hamming Window

Das Hamming Window ist eine von Andersen und Kak (1984) eingeführte Heuristik über die Lage des zu rekonstruierenden Objekts. Sie stellt die Vermutung an, dass sich das Objekt nahe dem Zentrum des Volumens befindet. Hier wird der innere Bereich im Gegensatz zum Randbereich bei der Korrektur bevorzugt. Mit dieser Heuristik wird eine schnellere Konvergenz erreicht und die Qualität des Volumens insgesamt erhöht.

Die Texturkoordinaten (s, t, r) der 3D-Textur des Volumens liegen im Bereich $[0..1]$. Die Länge der Raumdiagonale ist hier gegeben durch

$$h_f = \cos(\sqrt{(s-0,5)^2 + (t-0,5)^2 + (r-0,5)^2} \cdot \frac{2\pi}{\sqrt{3}}) + 1 \quad (7-6)$$

$\frac{2\pi}{\sqrt{3}} \approx 3,6276$ wird als Konstante eingesetzt.

Die Kosinusberechnung wird auf der Grafikkarte in Hardware realisiert, d.h. es gibt dafür einen speziellen (Assembler) Befehl. Im Fragmentprogramm wird der Hammingfaktor wie folgt berechnet:

```
float fHamming = 1. + cos(length(float3(.5,.5,.5) - volcoord) * 3.6275987);
```

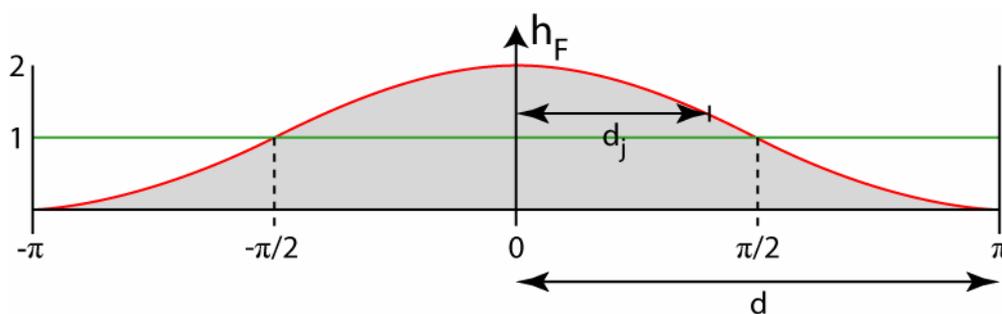


Bild 7-6: Das Hamming Window entlang der Raumdiagonale in rot dargestellt, die Werte im Zentrum werden stärker korrigiert als bei einer gleichmäßigen Wichtung (grün). (© MiMed, 2006)

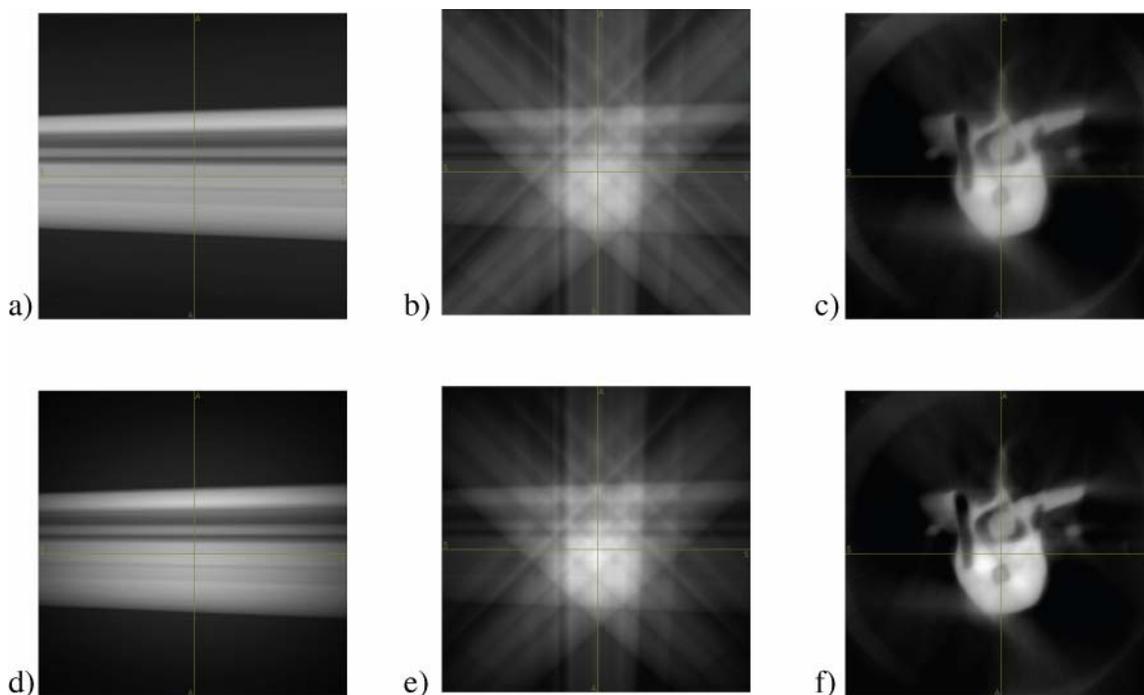


Bild 7-7: Qualitätssteigerung der Rekonstruktion durch Hamming Window. a) - c) Rekonstruktion ohne Hamming Window mit einem Röntgenbild a), vier Röntgenbildern b) und 68 Röntgenbildern nach einer Iteration. d) - e) Rekonstruktion mit denselben Daten aber mit Hamming Window. (Alle Bilder © MiMed, 2006)

Der Einfluss des Hamming Windows lässt sich bei der Rekonstruktion eines im Isozentrum isolierten Objekts deutlich erkennen. Vergleicht man die in Bild 7-7 dargestellte

Rekonstruktion von 68 Röntgenbildern entlang des 135° Rotationsbereichs des C-Bogens nach einer Iteration ist die deutlich schärfere Abbildung in Bild 7-7f unter Verwendung des Hamming Windows im Vergleich zu Bild 7-7c ohne Hamming Window zu erkennen [Huth (2005)].

7.2 Berechnung parallel zur Bildaufnahme

Im ersten Abschnitt dieses Kapitels wird die konkrete Umsetzung des im Kapitel 5.4.6 konzeptionell entwickelten Scheduler zur Realisierung der Rekonstruktion parallel zur Bildaufnahme beschrieben. Im zweiten Abschnitt wird untersucht, wie sich die zur Röntgenbildaufnahme parallel ausgeführte Rekonstruktion auf das Rekonstruktionsergebnis auswirkt.

7.2.1 Aufbau des Scheduler

Der Scheduler besteht einesteiils aus einem Wächter-Prozess und anderenteils aus dem eigentlichen Scheduling-Prozess. Der Wächter-Prozess überwacht hierbei ein durch das System vorgegebenes Importverzeichnis, in welchem die Röntgenbilder des C-Bogens im DICOM Format erwartet werden. Dabei wird das Importverzeichnis mittels eines Timers in einem Intervall von 1 - 2 Sekunden auf neu eintreffende Röntgenbilder überprüft. Jedes neue Röntgenbild wird durch das DICOM Interface interpretiert und in ein internes Datenformat überführt. Das so importierte Röntgenbild wird am Ende einer einfach-verketteten Liste der sog. Importliste (siehe Bild 7-8) eingefügt und anschließend aus dem Verzeichnis gelöscht.

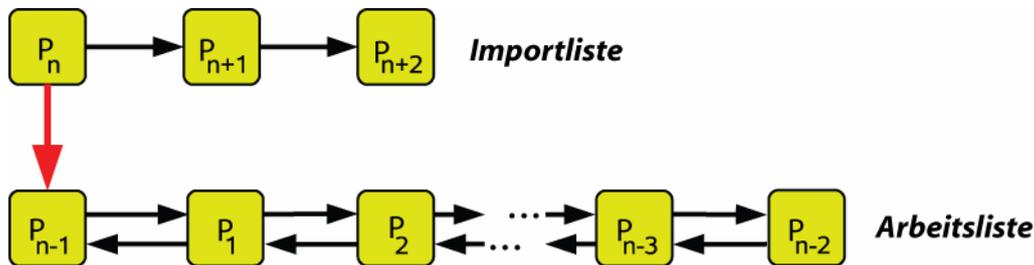
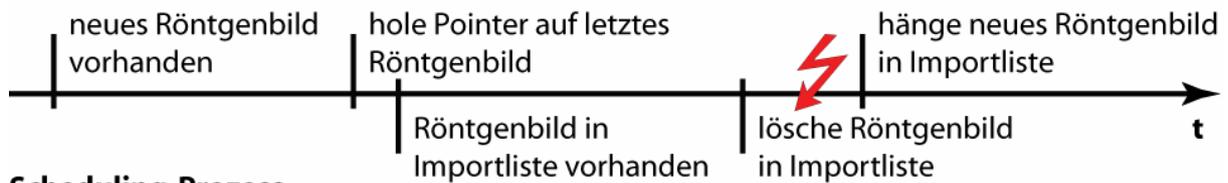


Bild 7-8: Importliste, die die Röntgenbilder von dem DICOM Interface einliest und für die Arbeitsliste des Scheduler zwischenspeichert. (© MiMed, 2006)

Der eigentliche Scheduling-Prozess wird hingegen vor jedem Durchlauf des ART-Prozess aufgerufen. Der ART-Prozess läuft dabei innerhalb der `paint()` Funktion in einer Endlosschleife, in dem ein `update()` am Ende der `paint()` Funktion aufgerufen wird. Somit ist das Aufrufintervall des Scheduler durch die Geschwindigkeit der Rendering-Loop bestimmt. Ist kein Röntgenbild vorhanden, wird der ART-Prozess sowie der anschließende Scheduling-Prozess mit maximaler Geschwindigkeit der Rendering-Loop rekursiv aufgerufen. Da Zugriffe auf das Dateisystem bzw. auf den Hintergrundspeicher im Allgemeinen um Größenordnungen langsamer sind als die oben beschriebene Rendering-Loop, wird das Ergebnis des Wächter-Prozess in der Importliste zwischengepuffert. Der Scheduler prüft an dieser Stelle lediglich, ob sich ein oder mehrere neue Röntgenbilder in der Importliste des Wächter-Prozesses befinden. Sind keine neuen Röntgenbilder vorhanden, kehrt der Scheduling-Prozess sofort zurück und der ART-Prozess wird aufgerufen. Falls jedoch neue Röntgenbilder in der Importliste vorhanden sind, wird das erste Röntgenbild aus der Importliste gelöscht und zu Beginn der sog. Arbeitsliste eingefügt. Die Arbeitsliste ist der eigentliche Puffer des Algorithmus, wobei eine doppelt-verkettete Liste nötig ist, um Röntgenbilder effizient aus der Arbeitsliste zu löschen bzw. um sie anschließend am Ende der Arbeitsliste wieder anhängen zu können. Die Arbeitsliste wird jedes Mal, wenn der

Scheduling-Prozess aufgerufen wird, vom Kopf an abgearbeitet, wobei nach der in Kapitel 5.4.6 beschriebener Heuristik vorgegangen wird.

Wächter-Prozess



Scheduling-Prozess

Bild 7-9: Nebenläufige bzw. verzahnte Ausführung von Wächter-Prozess und Scheduling-Prozess die beim Zugriff auf die Importliste eine Semaphore notwendig macht. (© MiMed, 2006)

Aufgrund der Tatsache, dass der Scheduling-Prozess sowie der Wächter-Prozess in zwei unterschiedlichen Prozessen ausgeführt werden, ist eine zusätzliche Synchronisation notwendig. An dieser Stelle handelt es sich um das klassische Verbraucher-Erzeuger Problem, wobei die Importliste das kritische Element ist. Abhilfe schafft hier eine Semaphore, welche den exklusiven Zugriff auf die Importliste regelt. Ein Beispiel für einen solchen Konflikt wäre das gleichzeitige Löschen bzw. Einfügen von Röntgenbildern. Hierbei könnte der Fall auftreten, dass ein neues Röntgenbild an ein bereits gelöscht Röntgenbild in der Kette angehängt wird und somit verloren geht. Dies könnte aufgrund von ungünstigen Prozesswechsellern und einer daraus resultierenden verzahnten Ausführung beider Prozesse auftreten (siehe Bild 7-9).

7.2.2 Ergebnisse der parallel ausgeführten Rekonstruktion

Im folgenden Abschnitt wird der Algorithmus der zur Bildaufnahme parallelen Rekonstruktion zunächst anhand des 3D-Shepp-Logan Phantoms [Kak und Slaney (1988)] verifiziert. Anschließend wird das Verhalten des Algorithmus bei der Rekonstruktion realer Röntgenbilder eines menschlichen Knies, die mit dem im Rahmen dieser Arbeit realisierten 3D-C-Bogen erzeugt wurden, überprüft. Dabei soll einerseits die erzielte Rekonstruktionsgeschwindigkeit sowie andererseits die Qualität der 3D-Rekonstruktion unter Verwendung des neuartigen Algorithmus der parallelen Rekonstruktion untersucht werden. Wesentliche Unterschiede der parallel zur Bildaufnahme ausgeführten Rekonstruktion ergeben sich durch die durch den Scheduler realisierte Reihenfolge der Röntgenbilder sowie der mehrmals in das Volumen eingerechneten Röntgenbilder. Die in Kapitel 5.4.6 eingeführten Parameter zur Steuerung der parallel zur Bildaufnahme ausgeführten Rekonstruktion werden mit den folgenden Werten definiert:

$$\begin{aligned} \xi &= 0,2 \\ i_{min} &= 3 \\ i_{max} &= 10 \end{aligned} \tag{7-7}$$

Daraus ergibt sich, dass jedes Röntgenbild dem Algorithmus ein weiteres Mal zugeführt wird, wenn fünf weitere Röntgenbilder vom Scheduling-Prozess empfangen wurden, wobei jedes Röntgenbild maximal zehn Iterationsschleifen durchlaufen muss. Die anschließende Post-Iteration wird ausgeführt, bis alle Bilder mindestens dreimal in das Rekonstruktionsvolumen eingerechnet wurden.

Untersuchung anhand analytischer Projektionsbilder

Mit der hier beschriebenen Untersuchung soll das Verhalten der parallel zur Bildaufnahme ausgeführten Rekonstruktion unabhängig von dem Scanwinkel der Projektionsbilder betrachtet werden. Daher werden für die Untersuchung 70 analytisch generierte Projektionsbilder des Shepp-Logan Phantoms verwendet, die gleich verteilt auf einer Kugeloberfläche um das Zentrum des Phantoms erzeugt wurden (siehe Kapitel 12.2). Die Projektionsbilder haben eine Größe von 512^2 Pixeln, das Rekonstruktionsvolumen eine Größe von 256^3 Voxeln. Durch die gegebenen Größen des Phantoms wird die Voxelgröße auf 0,008 festgelegt. Kak und Slaney (1988) schlagen für die Evaluierung der Rekonstruktionsqualität den axialen Schnitt an der Position $z = -0,25$ vor. In dieser Schicht werden acht der zehn im Phantom definierten Ellipsoide geschnitten. In Bild 7-10a ist das Rekonstruktionsergebnis der normalen, mit allen Bildern durchgeführten Rekonstruktion, bei einer Verteilung der Bilder nach dem Random-Access-Schema von van Dijke (1992) mit fünf Iterationen gezeigt. Bild 7-10b zeigt die Ergebnisse der parallel zur Bildaufnahme durchgeführten Rekonstruktion, wobei alle drei Sekunden ein neues Bild dem Scheduling-Prozess zugeführt wurde. Bild 7-10c zeigt die Ergebnisse nach der anschließenden Post-Iteration, so dass alle Bilder mindestens dreimal in das Volumen eingerechnet wurden.

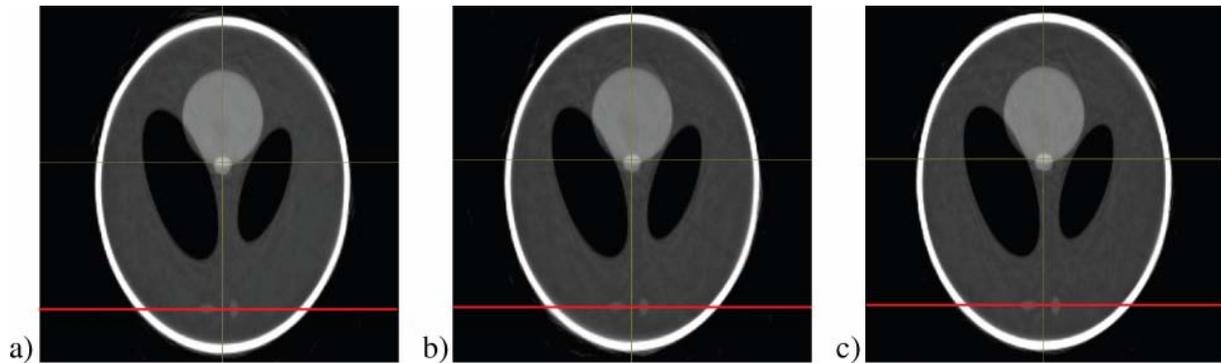


Bild 7-10: Rekonstruierte Schicht des Shepp-Logan Phantoms bei $z = -0,25$ mit markierter Scanlinie bei $y = -0,65$, a) bei normaler Ausführung des SART-Algorithmus; b) bei parallel zur Bildaufnahme ausgeführter Rekonstruktion; c) mit anschließender Post-Iteration. (Alle Bilder © MiMed, 2006)

Da die Unterschiede zwischen den verschiedenen Ausführungen visuell kaum auszumachen sind und über die Ergebnisse eine quantifizierbare Aussage getroffen werden soll, schlagen Kak und Slaney (1988) die Auswertung einer einzelnen Line entlang der x -Achse innerhalb der Schicht bei $z = -0,25$ vor. Diese sogenannte Scanline verläuft bei $y = -0,65$ und schneidet zwei kleine Ellipsoide, deren Dichtewert sich um 10% von der Umgebung unterscheidet. Um die Ergebnisse der verschiedenen Rekonstruktionen untereinander bzw. mit den originalen Volumendaten vergleichen zu können, werden die Grauwerte einer Scanline zunächst normalisiert. Eine Scanline \mathbf{s}_i wird als Spaltenvektor definiert, der die Grauwerte der geschnittenen Voxel enthält. Die normalisierte Scanline ergibt sich durch

$$\bar{\mathbf{s}}_i = \mathbf{s}_i \cdot (n_0, n_1, \dots, n_j - 1)^T \quad \text{mit } n_j = \frac{1}{\max(\mathbf{s}_i)} \quad (7-8)$$

Daraus ergibt sich die maximale Abweichung zwischen zwei Scanlines zu

$$d_{\max} = \max(\bar{\mathbf{s}}_1 - \bar{\mathbf{s}}_2) \quad (7-9)$$

und die mittlere Abweichung zu

$$d_{mean} = \frac{(\bar{\mathbf{s}}_1 - \bar{\mathbf{s}}_2)}{N} \quad \text{mit } N = V_x. \quad (7-10)$$

Die Standardabweichung für einen Vektor $\bar{\mathbf{s}}_1 - \bar{\mathbf{s}}_2$ berechnet sich aus den einzelnen Grauwerten x_i des Vektors durch

$$d_{std} = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \mu)^2} \quad \text{mit } \mu = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i. \quad (7-11)$$

In Bild 7-11a sind die normalisierten Grauwertverläufe zusammen mit den analytischen Daten des Phantoms entlang der x -Achse des Phantoms aufgetragen. Bild 7-11b zeigt die Abweichung der rekonstruierten Daten zu den analytischen Volumendaten ebenfalls entlang der x -Achse.

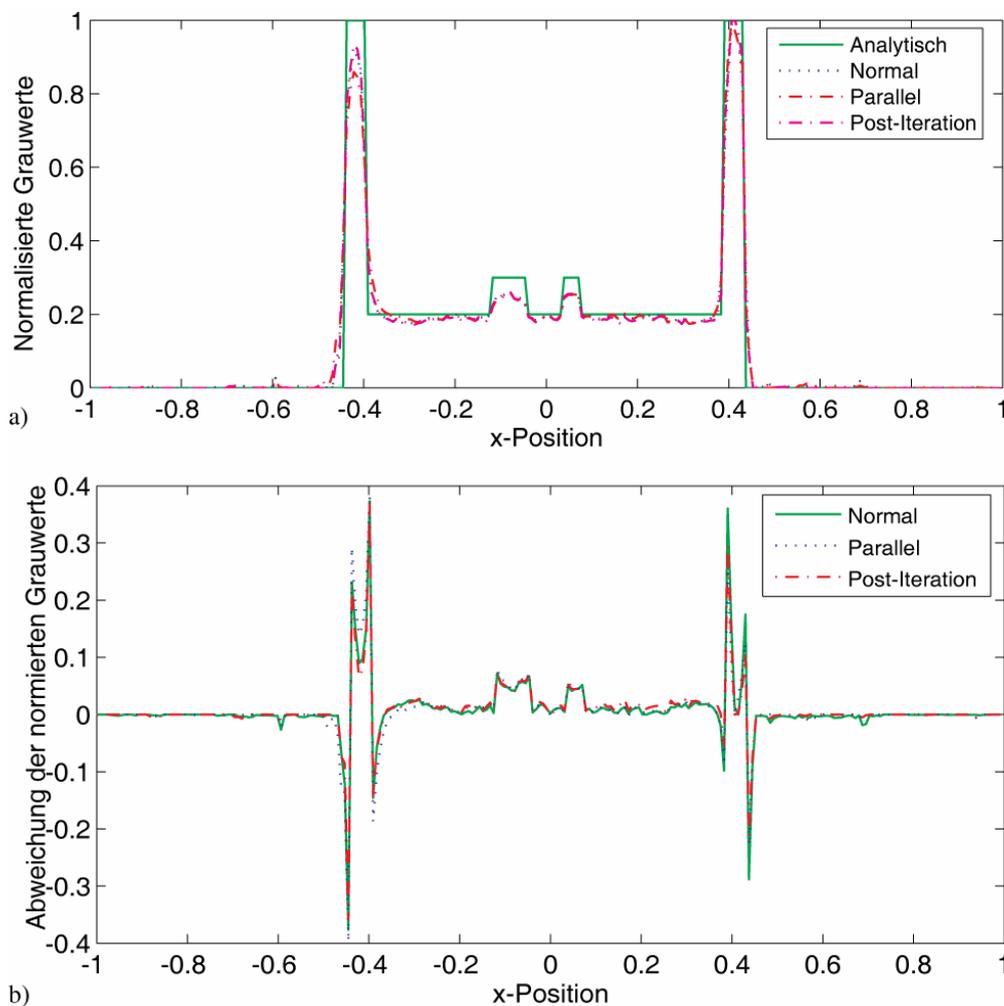


Bild 7-11: Normalisierte Grauwertverläufe entlang der Scanline \mathbf{s}_i bei $z = -0,25$ und $y = -0,65$ des Shepp-Logan Phantoms. a) absolute Grauwerte des *analytischen* Phantoms, der *normalen* Verarbeitung des SART-Algorithmus, der *parallel* zur Bildaufnahme arbeitenden Rekonstruktion und nach anschließender *Post-Iteration*. b) Abweichung der normalisierten Grauwerte zum analytischen Phantom. (Alle Bilder © MiMed, 2006)

Tabelle 7-1 zeigt die nach Gleichung (7-9) bis (7-11) quantifizierten Ergebnisse der beiden Verarbeitungsschemata sowie die erzielten Ergebnisse nach der durchgeführten Post-Iteration. Die angegebenen Zeiten beziehen sich auf ein Verarbeitung mit einem Shuttle Barebone PC-System SB83G5 mit einer Pentium® 4 CPU 3,5 GHz mit 3 GB Ram und einer NVidia GeForce 7800 GTX Grafikkarte. Bei einer Bildrate von 1/3 Röntgenbilder/Sekunde, die in etwa der bei einem realen, interaktiv durchgeführten Scan entspricht, stehen dem parallel zur Bildaufnahme ausgeführten Algorithmus 210 Sekunden zur Berechnung zur Verfügung.

Tabelle 7-1: Abweichungen der Grauwertverläufe gegenüber den analytischen Daten des Shepp-Logan Phantoms bei der Rekonstruktion von 70 analytischen Röntgenbildern entlang der Scanline von $z = -0,25$ und $y = -0,65$ der verschiedenen Ausführungsschemata und die dazugehörige Rekonstruktionszeit nach der Beendigung der Bildaufnahme.

	maximale Abweichung d_{max}	mittlere Abweichung d_{mean}	Standard- abweichung d_{std}	Rekonstruktionszeit nach Ende der Bildaufnahme
gegenüber den analytischen Daten				
Random- Access-Schema	0,3765	0,0196	0,0551	167 Sekunden
Parallel zur Bildaufnahme	0,3967	0,0208	0,0565	3 Sekunden
Post-Iteration	0,3685	0,0183	0,0489	6 Sekunden

Die Ergebnisse zeigen, dass die Rekonstruktion bei der parallelen Ausführung nur minimal schlechter ist als die klassische Ausführung des SART-Algorithmus nach dem Random-Access-Schema. Die in allen Fällen auftretende hohe maximale Abweichung tritt in erster Linie an den Grauwertsprüngen des äußeren Ellipsoids auf und kann auf Quantisierungseffekte zurückgeführt werden. Auffallend ist, dass die parallele Rekonstruktion mit anschließender Post-Iteration die geringste Standardabweichung aufweist, was auf ein geringes Rauschen schließen lässt. Neben der sehr kurzen Rechenzeit von nur 3 Sekunden bei der parallelen Ausführung der Rekonstruktion ist zu beachten, dass während der Bildaufnahme, bei der die Berechnung teilweise schon durchgeführt wurde, die Zwischenergebnisse bereits visualisiert werden.

Untersuchung anhand realer Röntgenbilder

Durch die zuvor dargestellte Untersuchung konnte gezeigt werden, dass bei einer optimalen Abtastung des Rekonstruktionsraums, durch eine Gleichverteilung der Röntgenprojektionen auf einer Kugeloberfläche weitgehend identische Ergebnisse bei der parallel zur Bildaufnahme ausgeführten Rekonstruktion erreicht werden können. Mit der nun vorgestellten Untersuchung soll gezeigt werden, dass dieses Prozessschema ebenfalls bei einer realen, mit dem im Rahmen dieser Arbeit entwickelten C-Bogen durchgeführten isozentrischen Bildaufnahme bei einem Rotationswinkel von 135° vergleichbare Ergebnisse erzielt.

Bei dem in dieser Untersuchung verwendeten Datensatz handelt es sich um eine simulierte Tibia-Plateau Fraktur des menschlichen Knies. Ein menschliches Kadaverknie wurde von einem Traumatologen präpariert, in dem ein ca. 10 mm großes Loch in den lateralen Condylus der Tibia gebohrt wurde. Anschließend wurde ein zylindrisches Knochenfragment in das Loch eingesetzt und mit einem Kirschnerdraht fixiert. Dabei ragt der eingesetzte

Zylinder etwa 1,5 mm in den Gelenkspalt des Knies hinein. Von diesem präparierten Kadaver wurden 102 Röntgenprojektionsbilder im interaktiven Modus des C-Bogens mit einer Winkeldifferenz von etwa $1,3^\circ$ gleichmäßig entlang des 135° Rotationsbereichs der C-Achse aufgenommen. Bild 7-12 zeigt exemplarisch die Röntgenprojektionen bei 0° , 90° und 135° . Der Röntgengenerator arbeitete bei dieser Untersuchung im automatischen Modus, wodurch die Röhrenspannung zwischen 46 kV und 51 kV variiert. Eine Normierung der Grauwerte der Röntgenprojektionen wurde nicht vorgenommen. Die Röntgenbilder haben eine Größe von 568^2 Pixel, das Isozentrum befindet sich in einem Abstand von 320mm vom Bildverstärker entfernt, also etwa einem Drittel des Abstands zwischen BV und XR. Das Rekonstruktionsvolumen hat eine Größe von 256^3 Voxel bei einer Voxelgröße von $0,6 \text{ mm}^3$.

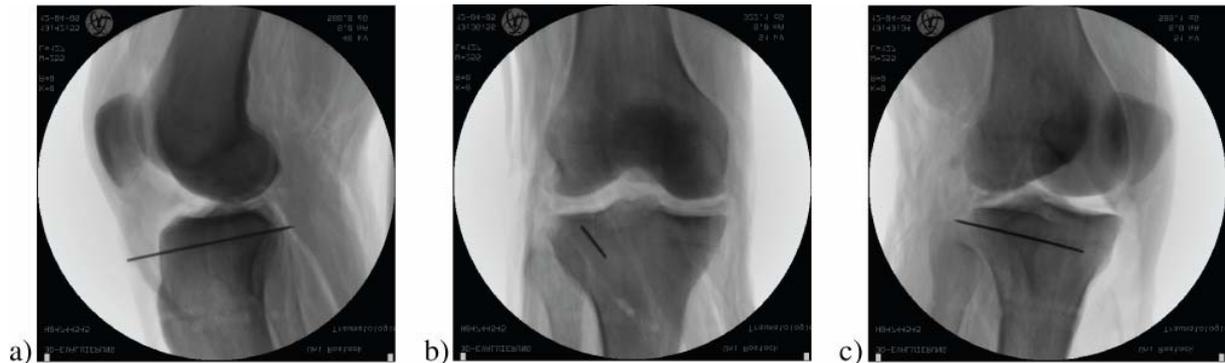


Bild 7-12: Röntgenprojektionen des präpariertes Kadaverknies zur Simulation einer Tibea-Plateau Fraktur, ein Kirschnerdraht fixiert ein um 1,5 mm in die Gelenkfläche ragendes Knochenfragment, a) 0° - lateraler Strahlengang, b) 90° - A/P Strahlengang, c) 135° . (Alle Bilder © MiMed, 2006)

Bei diesem Datensatz können die Rekonstruktionsergebnisse nur untereinander verglichen werden, da die analytischen Daten fehlen. Die Ergebnisse der Rekonstruktion bei normaler Ausführung, paralleler Ausführung und paralleler Ausführung mit anschließender Post-Iteration sind in Bild 7-13 als coronale Schnitte dargestellt. Auch hier lassen sich visuell kaum Unterschiede zwischen den verschiedenen Prozessschemata erkennen. Bei allen Rekonstruktionen kann das eingesetzte Knochenfragment deutlich identifiziert werden.

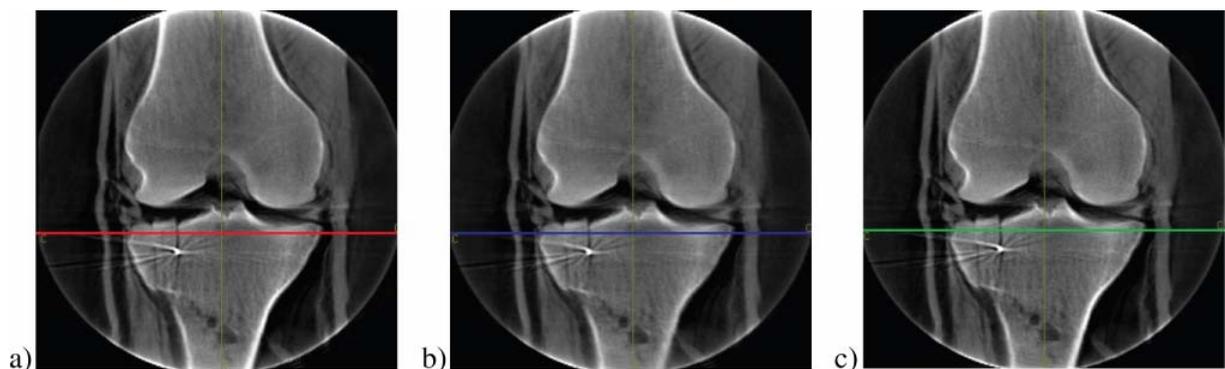


Bild 7-13: Rekonstruktion eines menschlichen Knies mit simulierter Tibea-Plateau Fraktur; a) bei normaler Rekonstruktion im Anschluss an die Bildaufnahme, b) bei parallel zur Bildaufnahme arbeitender Rekonstruktion, c) nach anschließender Post-Iteration. (Alle Bilder © MiMed, 2006)

Um die Ergebnisse wiederum quantifizieren zu können wurde ebenfalls eine Scanline durch eine Schicht gelegt. Die Scanline verläuft entlang der x-Achse bei $z = 0 \text{ mm}$ und $y = -26 \text{ mm}$. Tabelle 7-2 zeigt wiederum die nach Gleichung (7-9) bis (7-11) berechneten Abweichungen,

allerdings gegenüber dem nach dem Random-Access-Schema ausgeführten SART Algorithmus. Es ist deutlich zu erkennen, dass die Post-Iteration sich deutlich mehr dem normalen Prozessschema annähert. Die maximale Abweichung liegt hier nur noch bei etwa 6% gegenüber 12%, wenn keine Post-Iteration durchgeführt wird. Die mittlere Abweichung von 2% bzw. 1% mit Post-Iteration gegenüber dem enormen Zeitgewinn zeigt die Praktikabilität des neu entwickelten Prozessschemas.

Tabelle 7-2: Abweichungen der normalisierten Grauwertverläufe gegenüber der Rekonstruktion mit dem normalen Random-Access-Schema des SART Algorithmus bei von 102 realen Röntgenbildern entlang der Scanline von $z = -0$ mm und $y = -26$ mm der verschiedenen Ausführungsschemata und die dazugehörige Rekonstruktionszeit nach der Beendigung der Bildaufnahme.

	maximale Abweichung d_{max}	mittlere Abweichung d_{mean}	Standard- abweichung d_{std}	Rekonstruktionszeit nach Ende der Bildaufnahme
Random- Access-Schema	0,0	0,0	0,0	239 Sekunden
Parallel zur Bildaufnahme	0,1256	0,0211	0,0282	7 Sekunden
Post-Iteration	0,0586	0,0102	0,0122	7 Sekunden

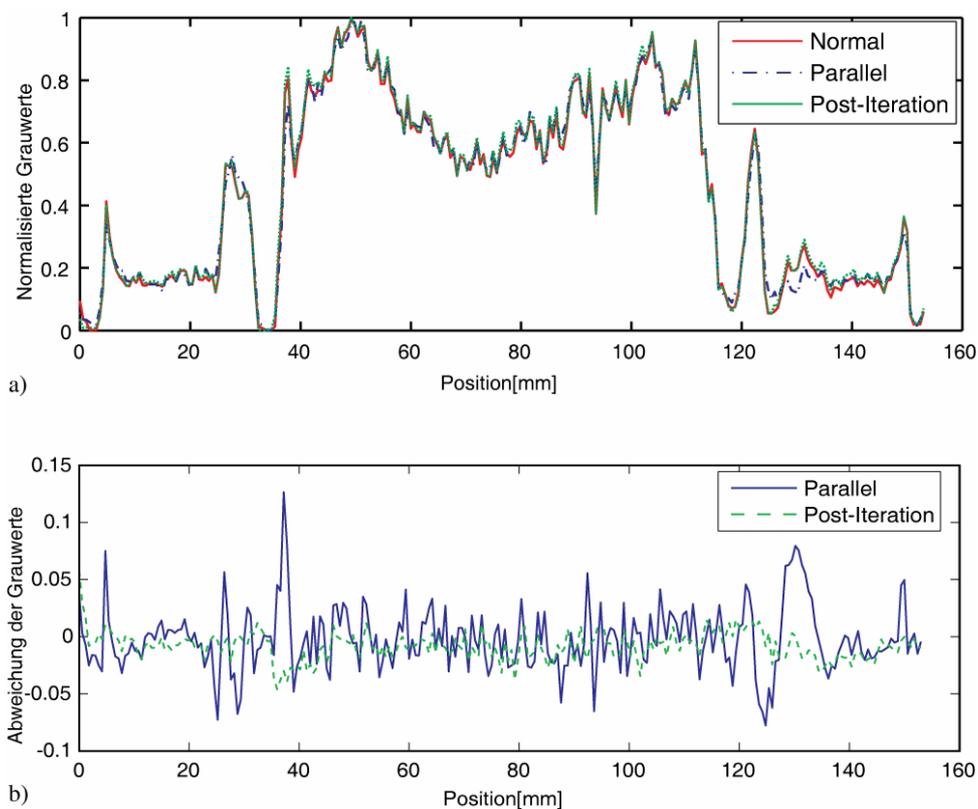


Bild 7-14: Normalisierte Grauwertverläufe entlang der Scanline $z = 0$ und $y = -26$ mm des Knie-Datensatzes. a) Gegenüberstellung des normalen SART-Prozessschemas und der parallel zur Bildaufnahme arbeitenden sowie der anschließenden Post-Iteration. b) Abweichungen der normalisierten Grauwerte der Parallelen bzw. nach zusätzlicher Post-Iteration gegenüber dem normalen SART-Prozessschema. (Alle Bilder © MiMed, 2006)

7.3 Visualisierung der Ergebnisdaten

Die Visualisierung der Ergebnisdaten erfolgt parallel zur Berechnung des Rekonstruktionsvolumens. Dies wird erreicht, indem sich sowohl der SART-Prozess, der die Berechnung durchführt, als auch der Visualisierungsprozess denselben sogenannten OpenGL Kontext teilen. Der OpenGL Kontext definiert einen Speicherbereich innerhalb des Grafikkartenspeichers, in dem sämtliche Texturinformationen gespeichert sind. Auch hier muss eine Prozesssynchronisation stattfinden, da die OpenGL Bibliothek keine Multi-Threading Unterstützung bietet. Der Zugriff auf den OpenGL Kontext wird mit Hilfe einer Semaphore geschützt. Die Visualisierung kann in zwei Bereiche aufgeteilt werden, die Visualisierung von Schnittbildern entlang der Körperhauptachsen, die zu einer sagitalen, axialen und coronalen Schnittebene führen, und die Volumenvisualisierung. Aus Performancegründen wird allerdings auf eine Volumenvisualisierung während der parallelen Berechnung verzichtet. Beide Verfahren werden in diesem Abschnitt vorgestellt. Besondere Bedeutung bei der Visualisierung kommt der Ausrichtung des Volumens relativ zum Patienten zu. Der Chirurg erwartete lagerichtige Schnitte entsprechend den Körperachsen des Patienten, so dass er aus der Visualisierung die korrekte Position einer anatomischen Begebenheit im Patienten direkt ableiten kann.

7.3.1 Lagerichtige Darstellung der Rekonstruktionsergebnisse

Die Definition der Körperachsen und der drei Schnitte entlang der Hauptachsen des Patientenkoordinatensystems ist in Bild 7-15 dargestellt. Bei der Visualisierung der Ergebnisbilder muss die korrekte Bezeichnung und Orientierung der Volumendaten sichergestellt werden.

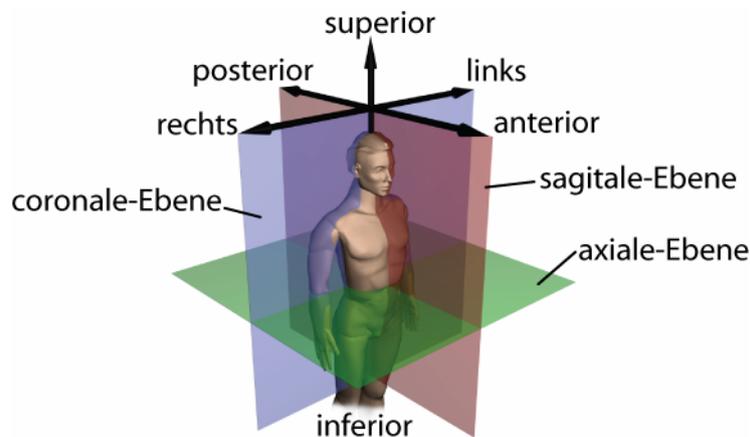


Bild 7-15: Definition der Körperachsen und Schnittebenen im menschlichen Körper. (© MiMed, 2006)

Da vom System die bei einem Scan vorherrschende Orientierung des Patienten zur C-Bogenmechanik nicht erkannt werden kann, muss der Benutzer vor der Definition des Isozentrums die Ausrichtung angeben. Dabei können vier Fälle unterschieden werden (vgl. Bild 7-16). Die vom Benutzer zu treffende Auswahl bezieht sich auf einen senkrechten Strahlenverlauf des Zentralstrahls des Röntgenfächers. Anhand der getroffenen Auswahl wird in den zur Rekonstruktionseinheit übermittelten Röntgenprojektionen der DICOM Tag 0020 (Patient Orientation) genutzt (siehe Tabelle 6-3), um die Ausrichtung gemeinsam mit den Bilddaten zu übermitteln. Da das Koordinatensystem im definierten Isozentrum in einer zum Basiskoordinatensystem festen Ausrichtung positioniert ist, kann anhand der Ausrichtung der C-Bogenmechanik relativ zum Patienten die notwendige Koordinatentransformation eindeutig

bestimmt werden. Aus den in Bild 7-16 dargestellten Fällen können die folgenden Rotationsmatrizen definiert werden:

$$\begin{aligned}
 \text{L/H: } {}^{Vol}\mathbf{R}_{Pat} &= \begin{bmatrix} 0 & 0 & -1 \\ 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}, & \text{R/H: } {}^{Vol}\mathbf{R}_{Pat} &= \begin{bmatrix} 0 & 0 & -1 \\ -1 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix}, \\
 \text{R/F: } {}^{Vol}\mathbf{R}_{Pat} &= \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}, & \text{L/F: } {}^{Vol}\mathbf{R}_{Pat} &= \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 \\ 1 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix}.
 \end{aligned}
 \tag{7-12}$$

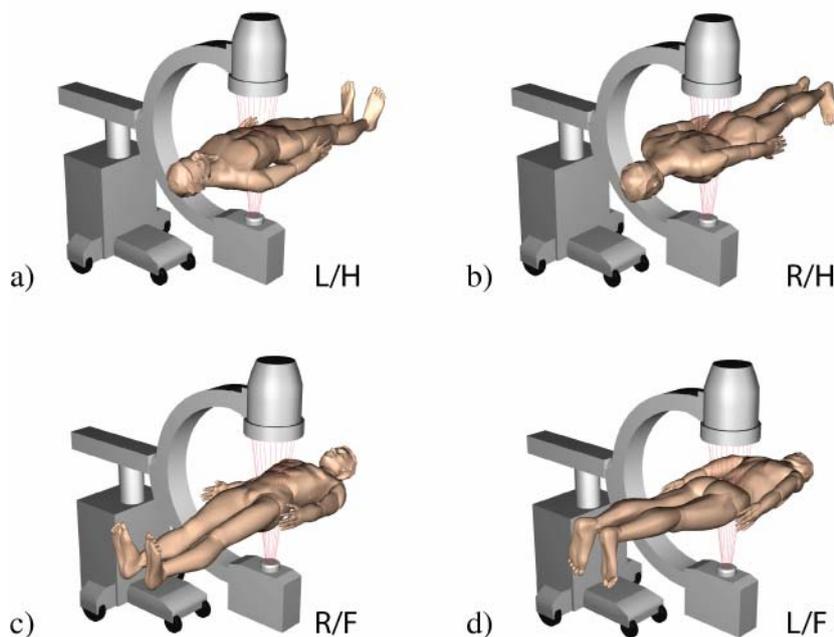


Bild 7-16: Mögliche Orientierungen der C-Bogenmechanik gegenüber dem Patienten. (Alle Bilder © MiMed, 2006)

Der Zugriff auf die in der 2D-Textur gespeicherten Volumendaten erfolgt bei der Visualisierung der Schnittebenen entsprechend der in Kapitel 5.4.2 gezeigten Koordinatentransformation. Die Schnitte werden mit Hilfe einer Parallelprojektion dargestellt. Dafür müssen für jedes der Schnittfenster die folgenden Schritte ausgeführt werden.

1. Die OpenGL Projektionsmatrix muss mit Hilfe des `glOrtho()` Befehls entsprechend der orthogonalen Projektion definiert und mit `glLookAt()` zentrisch positioniert werden.
2. Das Fragment-Programm zur Indextransformation der flachen 3D-Textur muss geladen werden.
3. Um eine effektive Kontrast- und Helligkeitsanpassung zu ermöglichen, wird ein weiteres Fragment-Programm geladen, mit dem eine Grauwertfensterung auf der Grafikkarte vorgenommen werden kann.
4. Je nach anzuzeigendem Fenster wird eine Schicht entlang der Hauptachsen definiert, die axiale Anzeige greift auf die x - y -Ebene zu, die sagittale auf die x - z und die coronale auf die y - z -Ebene.
5. Es wird ein Quadrat entsprechend der Fenstergröße gezeichnet, wobei der Inhalt des Quadrats mit den aus der 3D-Textur geladenen Texeln texturiert wird. Zuvor wird die

durch die Patientenausrichtung definierte Rotationsmatrix auf die Texturkoordinaten angewendet.

Bild 7-17a zeigt die drei Schnitte entlang der Hauptachsen des Patientenkoordinatensystems anhand eines Wirbelsäulenphantoms, in das Bohrlöcher für die transpedikulären Schraubenfixation eingebracht wurden. Insbesondere anhand des axialen Schnittes kann die korrekte Lage des Bohrloches sehr gut verifiziert werden. Die Position der jeweils anderen beiden Schnitte wird durch Linien angezeigt. Diese Ansichten stehen zu jedem Zeitpunkt der Bildaufnahme zur Verfügung. Anhand der Schnitte kann die bereits erreichte Bildqualität eingeschätzt werden, wodurch die Bildaufnahme bei einer im spezifischen Fall notwendigen Bildqualität beendet und so die dem Patienten applizierte Strahlendosis minimiert werden kann.

7.3.2 Volumenvisualisierung

Im Anschluss an die dreidimensionale Rekonstruktion, wenn die beschriebene Post-Iteration ausgeführt wurde, wird neben den drei Schnittebenen zusätzlich eine Volumenvisualisierung dem Anwender zur Verfügung gestellt. Die Volumendarstellung kann mit der im nächsten Kapitel beschriebenen Bedieneinheit beliebig ausgerichtet und positioniert werden. Dabei wird die Ausrichtung der dargestellten Struktur mit Hilfe einer zusätzlich gezeichneten Person angezeigt (vgl. Bild 7-17).

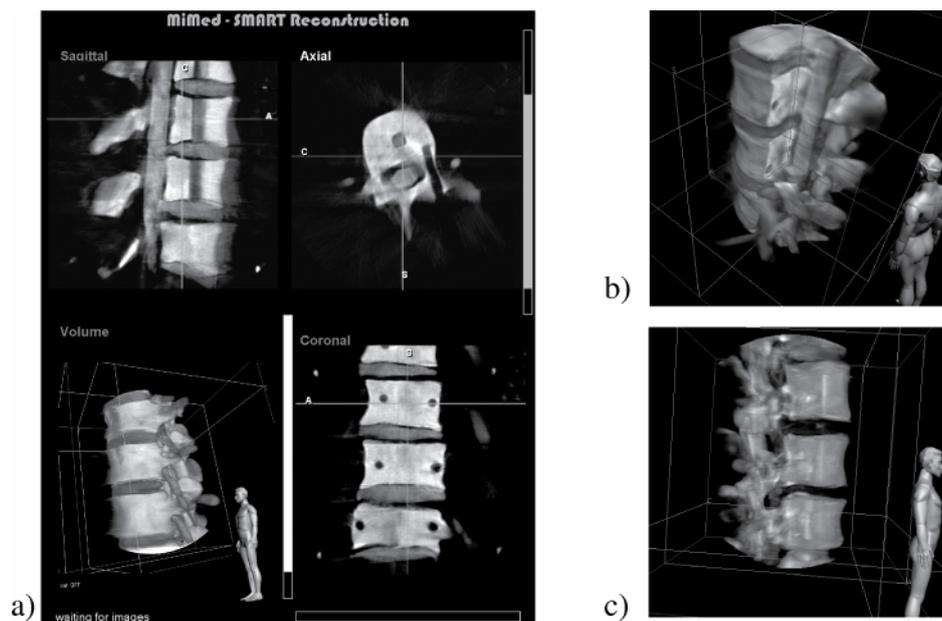


Bild 7-17: a) Visualisierung der Rekonstruktion eines Wirbelsäulenphantoms in den drei Schnittebenen axial, sagittal und coronal sowie eine Volumendarstellung. Die dargestellte Person zeigt die Orientierung der Volumendarstellung an. b) Angeschnittene Volumendarstellung, c) Volumendarstellung im Maximum-Intensity-Projektionsmodus (MIP). (Alle Bilder © MiMed, 2006)

Zur Darstellung kann zwischen drei verschiedenen Modi gewählt werden:

1. Volumenrendering zur Darstellung der Knochenoberfläche.
2. Angeschnittenes Volumenrendering mit zusätzlicher Darstellung der axialen, sagitalen und coronalen Schnittebene.
3. Maximum-Intensity-Projektion (MIP) zur verbesserten Darstellung innerer Strukturen hoher Dichte wie z.B. metallene Schrauben oder Drähte.

Bei allen drei Darstellungsmodi wird prinzipiell gleich vorgegangen. Sie unterscheiden sich in erster Linie durch zusätzliche Bedingungen bei der Darstellung der zu zeichnenden Information. Die Volumendarstellung arbeitet dabei nach demselben Prinzip des indirekten, texturbasierten Volumenrendering wie das in Kapitel 5.4.3 vorgestellte Verfahren der virtuellen Vorwärtsprojektion. Allerdings wird die Position der virtuellen Kamera im Falle der Volumendarstellung nicht durch die aufgenommenen Röntgenbilder definiert, sondern initial vom System vorgegeben und vom Benutzer mit Hilfe der Bedieneinheit manipuliert. Es werden zum Generieren der Anzeige zur Kameraebene parallel Schnittebenen durch das Volumen gelegt und die Fragmente entlang der Strahlengänge, die ein Pixel im Framebuffer bilden, mit der sogenannten Composit-Funktion kombiniert. Im Falle der virtuellen Vorwärtsprojektion war die Composit-Funktion durch eine Addition aller auf einem Strahl liegenden Fragmente definiert. Für die Visualisierung wird auf andere Composit-Funktionen zurückgegriffen, die im Folgenden näher beschrieben werden.

Allgemein kann eine Composit-Funktion durch ein Integral des Absorptions-Emissions-Modells entlang der Strahlengänge beschrieben werden. Dabei wird die sogenannte Volumenrendering-Gleichung für ein Pixel A beschrieben durch

$$A = 1 - \prod_{j=1}^n (1 - A_j) \quad (7-13)$$

A_j ist dabei einer der N Samplingwerte entlang eines Strahls ausgehend vom Fokuspunkt der Kamera zum Pixel A in der Bildebene. Für das Compositing können nun verschiedene Funktionen eingesetzt werden. Um die in Bild 7-17a gezeigte Volumendarstellung zu erreichen, wird der sogenannte Over-Operator benutzt. Mit ihm kann das Absorptions-Emissions-Modell an einen Lichtstrahl, der durch transparentes Material unterschiedlicher Absorption verläuft, angenähert werden mit

$$A_j^v = A_j + (1 - A_j) \cdot A_{j-1}^v, \quad (7-14)$$

wobei A^v die Summe der bisher bearbeiteten Samplingwerte dieses Strahls darstellt. Durch die Manipulation der Grauwerte A_j mit einer Grauwertfensterung können einzelne Strukturen gezielt ausgeblendet werden, wodurch nur die knöchernen Strukturen sichtbar bleiben. Da die Volumendaten anders als die der Computertomographen nicht durch die Hounsfield-Einheiten auf eine absolute Grauwertskala entsprechend dem Röntgenabsorptionskoeffizienten normiert sind, müssen für eine automatische Grauwertfensterung ausgehend vom Histogramm der Volumendaten die optimalen Grenzen gefunden werden. Dies kann durch Analyse der Histogrammfunktion in Verbindung mit einer Heuristik über die Verteilung der Grauwerte erreicht werden. Die daraus abgeleiteten Grenzen des Grauwertfensters sind lediglich eine erste grobe Einstellung und können vom Benutzer an die in den Daten vorhandenen Informationen angepasst werden.

Bei der Darstellung im Maximum-Intensity-Projektions (MIP) Modus werden hingegen die dichtesten Strukturen am stärksten hervorgehoben (vgl. Bild 7-17c). Der MIP-Operator findet also den höchsten Samplingwert entlang eines Strahls. Es ist ein kontrastanhebender Operator, wobei Werte großer Dichte besonders betont werden.

$$A_j^v = \max(A_j, A_{j-1}^v) \quad (7-15)$$

Diese Art der Darstellung wird oftmals angewendet, wenn bestimmte Strukturen mit Hilfe von Röntgenkontrastmittel besonders hervorgehoben werden oder im Knochen liegende metallene Gegenstände dargestellt werden sollen.

Die angeschnittene Volumendarstellung, wie in Bild 7-17b gezeigt, wird durch eine Erweiterung der Visualisierung entsprechend Gleichung (7-14) erreicht. Dafür werden sogenannte Clipping-Ebenen eingeführt. Es werden drei Clipping-Ebenen durch die axiale, sagitale bzw. coronale Schnittebene definiert. Dadurch wird ein Keil aus dem Volumen herausgeschnitten und die inneren Strukturen werden sichtbar. Sind die drei Ebenen in der Normalenform gegeben durch

$$\begin{aligned}e_{axial} &: x_a + y_a + z_a + c = 0, \\e_{sagital} &: x_s + y_s + z_s + c = 0, \\e_{coronal} &: x_c + y_c + z_c + c = 0,\end{aligned}\tag{7-16}$$

definiert die Normale der jeweiligen Fläche $n_{a,s,c} = (x_{a,s,c}, y_{a,s,c}, z_{a,s,c})$ die Seite der Ebene, die außerhalb des darzustellenden Volumens liegt. Für jeden Samplingwert mit der Koordinate (X_j, Y_j, Z_j) entlang eines Strahles j muss nun entschieden werden, auf welcher Seite der Ebenen dieser liegt. Nur wenn er die Bedingung

$$\begin{aligned}x_a X_j + y_a Y_j + z_a Z_j + c &\geq 0 \\x_s X_j + y_s Y_j + z_s Z_j + c &\geq 0 \\x_c X_j + y_c Y_j + z_c Z_j + c &\geq 0\end{aligned}\tag{7-17}$$

erfüllt, wird er bei der Berechnung nach Gleichung (7-14) berücksichtigt.

8 Realisierung der Mensch-Maschine-Schnittstelle

In diesem Kapitel werden die realisierten Bedienkonzepte für die isozentrische Steuerung der C-Bogenmechanik sowie die intraoperative Bedienung der Visualisierung vorgestellt. Alle Bedienkomponenten sind derart konzipiert, dass sie, steril eingepackt, während des chirurgischen Eingriffs vom Chirurgen selbst bedient werden können.

8.1 Bedienung der isozentrischen Steuerung

Die Mensch-Maschine-Schnittstelle (MMS) der isozentrischen Steuerung der C-Bogenmechanik kann in zwei Bereiche unterteilt werden. Über die diskrete MMS kann der Benutzer die diskreten Zustände der Steuerung ablesen und beeinflussen. Sie ist durch einen an der C-Bogenmechanik montierten Touchscreen realisiert. In Bild 8-1a und b ist die diskrete MMS während der Definition des Isozentrums gezeigt. Zunächst wird die Position der C-Bogenmechanik bei lateraler, also horizontaler Ausrichtung festgelegt. Ist die Positionierung abgeschlossen, bestätigt der Benutzer die Stellung durch Drücken der LAT-Taste (Bild 8-1a). Im anschließenden Schritt kann der Benutzer nun nur noch die AP-Taste betätigen (Bild 8-1b), um die zweite Ausrichtung zu definieren.

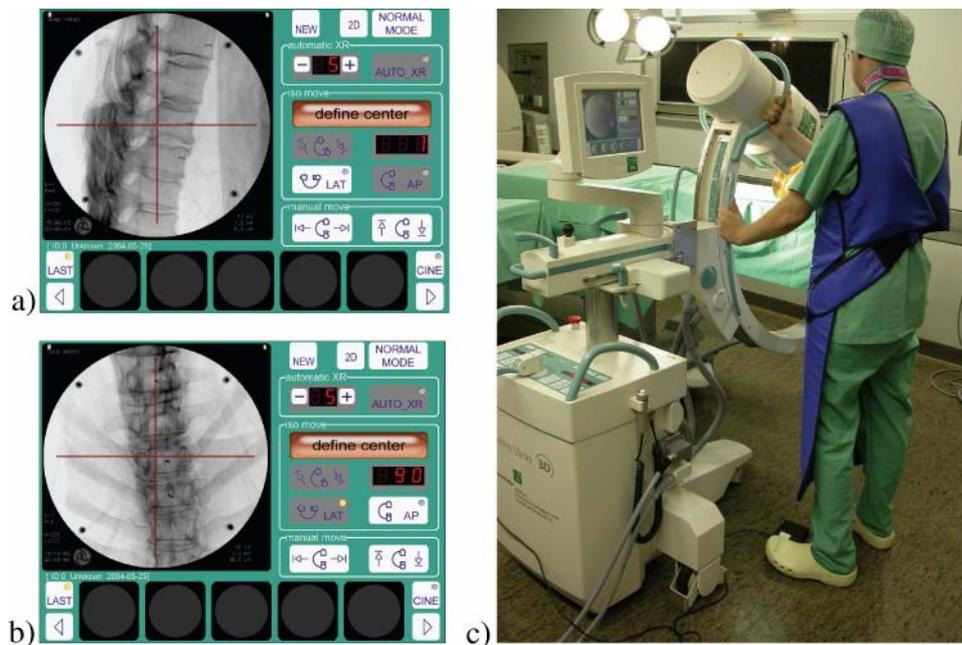


Bild 8-1: a) und b) Bedienelemente des an der C-Bogenmechanik befestigten Touch-Screens während der Definition des Isozentrums durch zwei unterschiedliche Ausrichtungen des Strahlengangs der Röntgeneinheit. c) Interaktive, isozentrische Bewegung der C-Bogenmechanik, bei der die motorisierten Achsen der Bewegung der manuell ausgeführten Rotation der C-Achse folgen. (Alle Bilder © MiMed, 2006)

Um ein optimales Isozentrum einzustellen, ist es lediglich notwendig die zu untersuchende Struktur in beiden Ausrichtungen im Zentrum der Projektionsbilder abzubilden. Dies geschieht mit Hilfe der manuellen Positionierung der C-Bogenmechanik, Kontrolle der Position mit einem am C-Bogen montierten Laserkreuz, das den Zentralstrahlverlauf markiert und ggf. eine Röntgenprojektionsaufnahme zur Kontrolle.

Im interaktiven Modus des Systems steuert der Benutzer die Bewegung der C-Bogenmechanik über die kontinuierliche Mensch-Maschine-Schnittstelle. Diese wird durch die C-Achse des C-Bogens bereitgestellt. Eine Rotation dieser Achse führt zu einer

gleichzeitigen Bewegung der motorisierten Achsen der übrigen Gelenke, um die Isozentrik entsprechend der vorgegebenen isozentrischen Bewegungsbahn und dem zuvor definierten Isozentrum einzustellen. Durch den festen Systemtakt von 10 ms stellt sich die ausgeführte Bewegung dem Benutzer gegenüber kontinuierlich dar. Die Röntgenbildaufnahme kann vom Benutzer an jeder beliebigen Stelle manuell ausgelöst oder in zuvor definierten Winkelabständen automatisch durchgeführt werden. Da die meisten Standard C-Bögen über keine gepulste Röntgenquelle verfügen, braucht das System ca. 1 Sekunde zum Anfertigen einer Röntgenaufnahme. Während dieser Zeit überwacht die Steuerung die Position der Röntgeneinheit und überführt nur Röntgenbilder, bei denen die Mechanik während der Bildaufnahme nicht bewegt wurde, zur Rekonstruktionseinheit. Andernfalls würde das Rekonstruktionsergebnis durch unscharfe Bilder deutlich verschlechtert werden. Bei speziellen Geräten mit gepulster Röntgenröhre kann die Bildaufnahme in ca. 40 ms durchgeführt werden. Bei diesen Geräten ist dann kein Stoppen der kontinuierlichen Bewegung der C-Bogenmechanik notwendig.

Im vollautomatischen, isozentrischen Bewegungsmodus wird die kontinuierliche MMS zur Überprüfung der Bewegungsbahn eingesetzt. Bevor die automatische Rotation der C-Achse durchgeführt wird, muss der Benutzer einmal die gesamte Bewegungsbahn im interaktiven Modus abfahren und dadurch sicherstellen, dass es zu keiner Kollision mit dem Patienten oder anderen Hindernissen wie z.B. dem OP-Tisch oder anderen Versorgungsgeräten oder OP-Möbeln kommt. Bei der anschließenden vollautomatischen Bewegung drückt der Benutzer lediglich einen Fußschalter, der als Todmannknopf fungiert.

8.2 Bedienung der Visualisierung

Die Bedienung der Visualisierung ist eine wichtige Komponente bei der Integration des Systems in das OP-Umfeld. Die vom System bereitgestellten dreidimensionalen Informationen sind komplex und müssen entsprechend der klinischen Fragestellung, der anatomischen Begebenheit und der Qualität der vorliegenden Daten eingestellt werden. Bei Standard C-Bögen können Einstellungen zur Darstellung der Bilddaten zumeist nur vom nicht sterilen OP-Personal vorgenommen werden. Durch die Komplexität der dreidimensionalen Daten ist dieser Ansatz nicht praktikabel und führt durch die notwendige Kommunikation zwischen Chirurg und OP-Personal zu zusätzlichem Stress.

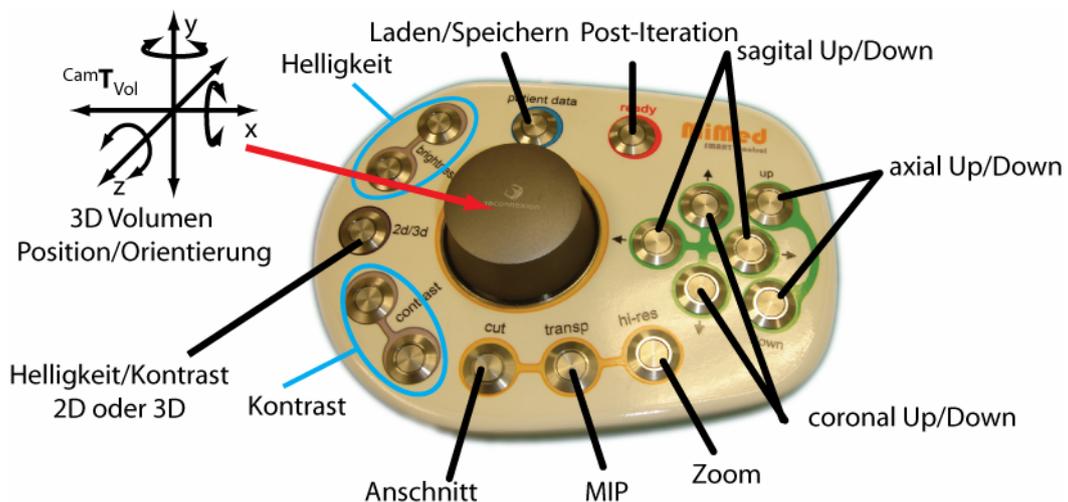


Bild 8-2: Bedienelemente des steril verpackbaren 3D-Bedienpults zur Steuerung der Visualisierungs- und Rekonstruktionseinheit. Das Volumen kann mit einem einzigen Steuerelement sowohl positioniert als auch orientiert werden. (© MiMed, 2006)

Aus diesem Grund wurde die Mensch-Maschine-Schnittstelle zur Rekonstruktion und Visualisierung derart gestaltet, dass sie vom Chirurgen im sterilen OP-Feld bedient werden kann. Alle zur Einstellung der Visualisierung notwendigen Bedienelemente sind auf einem etwa DIN-A5 großen 3D-Bedienpult, wie in Bild 8-2 dargestellt, untergebracht. Das Bedienpult kann in einem sterilen Überzug eingepackt direkt am OP-Tisch positioniert werden.

Alle in Bild 7-17a dargestellten Komponenten der Visualisierung können manipuliert werden. Zum Einstellen der Schnittebenen entlang der Körperhauptachsen stehen die Bedienelemente axial Up/Down, coronal Up/Down und sagittal Up/Down zur Verfügung. Zur Anpassung der Helligkeit und des Kontrast der dargestellten Informationen sind weitere Bedienelemente integriert. Die Volumenvisualisierung kann mit einem speziellen 6D-Eingabeelement eingestellt werden. Mit diesem Element kann sowohl die Position als auch die Orientierung der dargestellten Volumendaten intuitiv manipuliert werden. Dabei folgt die Volumendarstellung der Bewegung des 6D-Eingabegerätes. Eine translatorische Bewegung des Kegelstumpfes des Eingabegeräts führt zu einer translatorischen Bewegung der Volumendaten, eine rotatorische Bewegung zu einer Rotation der Darstellung. Die Bewegungsachsen sind entsprechend der Ausrichtung der dargestellten Volumendaten orientiert, wodurch der Benutzer den Eindruck erhält, als würde er die dreidimensionale Darstellung oben anfassen, ein Heranziehen des Bedienelements führt zu einer Vergrößerung der Darstellung, ein Verschieben des Bedienelements nach links zu einer Verschiebung der Volumendaten nach links.

Über weitere Bedienelemente können die verschiedenen Darstellungsmodi der Volumenvisualisierung wie MIP und angeschnittenes Volumenrendering eingestellt werden. Eine einfache Patientenverwaltung zum Laden bereits durchgeführter Rekonstruktionen kann ebenfalls von dem Bedienpult aus gesteuert werden. Das Bedienpult ist ausschließlich aus USB Standard-Komponenten aufgebaut, die in einem Rapid-Prototyping Gehäuse untergebracht sind. Das Bedienpult wird über eine USB-Kabelverbindung an die Rekonstruktionseinheit angeschlossen.

9 Experimente und Diskussion

In diesem Kapitel werden Experimente beschrieben, die mit dem im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Standard C-Bogen zur intraoperativen 3D-Bildgebung durchgeführt wurden. Ziel der Experimente war es die Leistungsfähigkeit bzw. die Leistungsgrenzen des Systems bei der dreidimensionalen Bildgebung zu zeigen.

Anhand technischer Phantome mit bekannten geometrischen Eigenschaften werden die Ortsauflösung sowie die geometrische Abbildungsgenauigkeit untersucht. Anschließend werden die Ergebnisse simulierter chirurgischer Eingriffe an Humanpräparaten dargestellt. Im letzten Abschnitt dieses Kapitels werden die Ergebnisse diskutiert.

9.1 Experimente zur Ermittlung der Ortsauflösung

Mit dem im Folgenden beschriebenen Experiment soll die zu erreichende räumliche Auflösung der dreidimensionalen Röntgenbildgebung mit dem System untersucht werden. Insbesondere soll auch der Zusammenhang der Auflösung zur Anzahl der aufgenommenen Röntgenprojektionen untersucht werden.

Zur Untersuchung wird ein Bohrlochphantom in Anlehnung an das von Kalender (1995) vorgestellte Phantom verwendet. Es besteht aus einer Acrylglasplatte von 10 mm Stärke wie in Bild 9-1a gezeigt. In die Platte sind Bohrungen unterschiedlicher Durchmesser eingebracht, wobei in einer Reihe die Durchmesser konstant sind, der Abstand der Bohrungen in einer Reihe ist durch den Durchmesser der Bohrungen vorgegeben (vgl. Bild 9-1b). Mit einer Reihe von Bohrungen wird dadurch eine Auflösung festgelegt, die sich im Schnitt auch als Linienpaar pro Millimeter (lp/mm) bzw. Linienpaare pro Zentimeter (lp/cm) ausdrücken lassen.

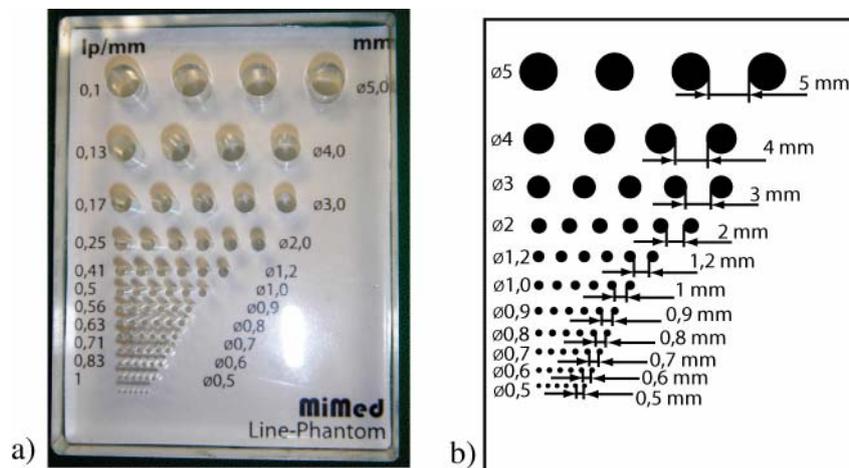


Bild 9-1: Bohrlochphantom bzw. Linienphantom a) Acrylglasphantom mit 11 verschiedenen Bohrlöcherdurchmessern und einer Dicke von 10 mm, die Bohrungen mit den Durchmessern 0,7 mm und 0,6 mm sind aus fertigungstechnischen Gründen nur 6 mm tief, die Bohrung mit 0,5 mm Durchmesser nur 4 mm, alle anderen Bohrungen sind durchgebohrt. b) Technische Skizze des Phantoms, die Abstände zwischen zwei Bohrungen entsprechen dem Bohrlöcherdurchmesser. (Alle Bilder © MiMed, 2006)

Für den ersten Teil des Versuchs wurde das Bohrlochphantom im Strahlengang des C-Bogens positioniert, so dass das Bohrbild in axialer Richtung abgebildet wird, das Isozentrum wurde in der Mitte des Phantoms definiert (Bild 9-2).

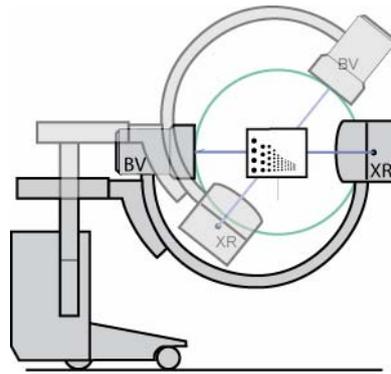


Bild 9-2: Ausrichtung des Bohrlochphantoms im Isozentrum des Systems. (© MiMed, 2006)

Es wurden auf einer kreisförmigen Bewegungsbahn über den gesamten Rotationsbereich von 135° Röntgenbilder mit einem Abstand von jeweils 1° zueinander aufgenommen. Die Rekonstruktion wurde wie zuvor beschrieben parallel zur Bildaufnahme durchgeführt. Die nach Beendigung der Aufnahme durchgeführte Post-Iteration stellte sicher, dass jedes Röntgenprojektionsbild mindestens dreimal in das Ergebnisvolumen eingerechnet wurde.

Bild 9-3 zeigt die Ergebnisse der Rekonstruktion des Bohrlochphantoms. Insbesondere bei den Schnitten entlang der Bohrlochreihen, kann das Linienmuster sehr gut verifiziert werden (Bild 9-3c). Es ist deutlich zu erkennen, dass die Bohrlochreihe mit 0,8 mm große Bohrlöchern noch gut unterschieden werden kann. Bei 0,7 mm Bohrlochgröße können zwar die Linien noch erkannt werden, aber eine genaue Differenzierung ist nicht mehr möglich.

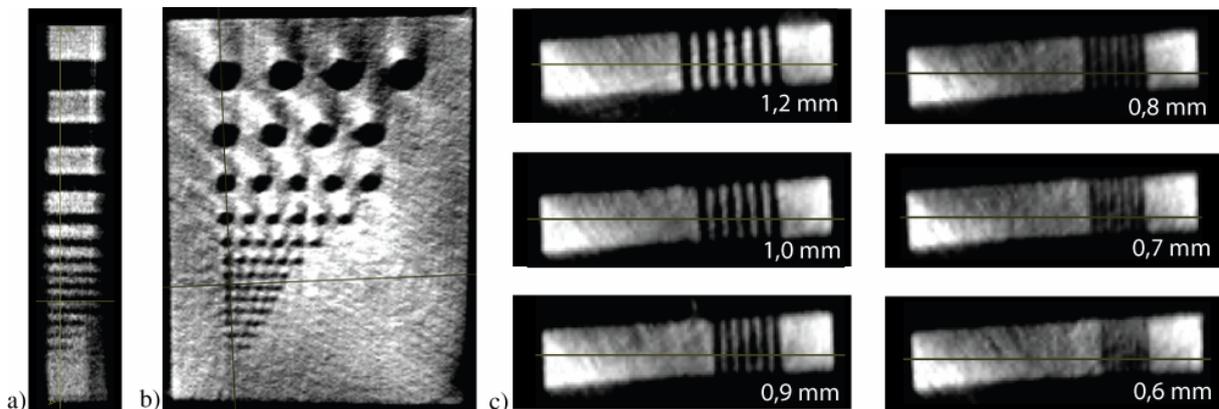


Bild 9-3: Ergebnisse der Rekonstruktion des Bohrlochphantoms. a) Schnitt durch alle Bohrlöcher. Die kurzen Bohrlöcher sind noch zu unterscheiden. b) Der axiale Schnitt zeigt das komplette Bohrbild. Unter 0,8 mm sind die Löcher nur noch schwer als getrennt wahrzunehmen. c) Schnitte entlang einzelner Bohrlochreihen. Unterhalb von 0,8 mm Durchmesser können die Linien nur noch schwer unterschieden werden, dies entspricht einer Auflösung von 6,25 lp/cm. (Alle Bilder © MiMed, 2006)

Im axialen Schnitt fällt die Differenzierung der Reihen etwas schwerer. Unterhalb von 0,9 mm Bohrdurchmesser können die Löcher als separate Strukturen nur noch schwer ausgemacht werden. Insgesamt ist der homogene Bereich der Acrylglasplatte stark verrauscht, was zum Teil auf die Kontrastverstärkung der Schnittbilder zurückgeführt werden kann. Andererseits wirkt sich auch die hohe Anzahl von Röntgenprojektionen negativ auf das Rauschen der Rekonstruktionsdaten aus.

Im zweiten Teil des Experiments wurde die Abhängigkeit der Ortsauflösung von der Anzahl der bei der Rekonstruktion verwendeten Röntgenprojektionsbilder untersucht. Hierzu wurde

der zuvor aufgenommene Datensatz verwendet, die Rekonstruktion wurde allerdings unabhängig von der Bildaufnahme durchgeführt. Es wurde für alle Rekonstruktionen das Random-Access-Schema mit fünf Iterationen benutzt. Die 136 Röntgenbilder des Scans wurden nach Winkeln sortiert, um fünf verschiedene Datensätze zu erzeugen. Der erste Datensatz umfasst alle 136 Röntgenprojektionen mit einem Winkelabstand von 1° , der zweite Datensatz beinhaltet 68 Röntgenbilder mit 2° Winkeldifferenz, der dritte 45 Bilder mit 3° Differenz, der vierte 34 Bilder mit 4° und der fünfte 28 Bilder mit 5° Winkeldifferenz. Alle fünf Datensätze wurden unabhängig von einander rekonstruiert. Bild 9-4 zeigt die Rekonstruktionsergebnisse der fünf Datensätze.

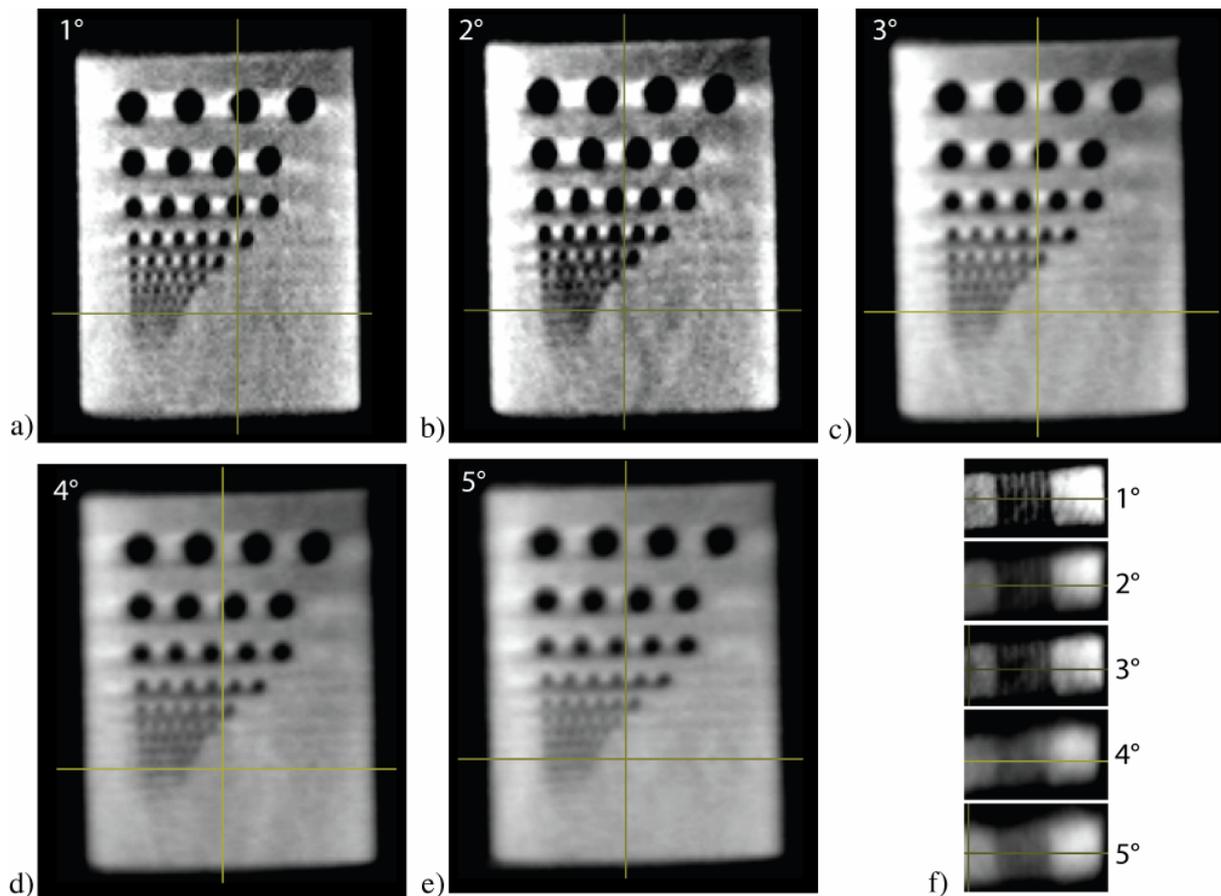


Bild 9-4: Rekonstruktion des Bohrlochphantoms mit unterschiedlicher Anzahl von Röntgenprojektionsbildern bei jeweils gleichmäßiger Verteilung der Röntgenbilder auf dem 135° Rotationsbereich; a) 136 Bilder, b) 68 Bilder, c) 45 Bilder, d) 34 Bilder und e) 28 Bilder. f) Schnitt entlang der 0,7 mm Bohrlochreihe der fünf verschiedenen Scans. (Alle Bilder © MiMed, 2006)

Der Zusammenhang zwischen der Anzahl der Bilder und dem Rauschen des Rekonstruktionsvolumens ist offensichtlich. Allerdings nimmt mit dem Rauschen auch deutlich die Schärfe der Rekonstruktionen ab. Bei einer Rekonstruktion mit 136 Bildern können 0,8 mm Lochreihen noch differenziert werden (Bild 9-4a). Bei 68 Röntgenprojektionen ist diese Reihe schon deutlich verwaschen, erst die Bohrreihe mit 0,9 mm Durchmesser kann eindeutig differenziert werden (Bild 9-4b). Bei 3° Winkeldifferenz, also 45 Röntgenbilder, kann die 1 mm Reihe erst deutlich erkannt werden (Bild 9-4c). Zwischen den 34 Bildern des 4° Datensatzes und der 28 Bilder des 5° Datensatzes ist kaum ein Unterschied auszumachen, insgesamt nimmt allerdings der Kontrast der Bohrlochreihen ab, wodurch die Differenzierung schwierig ist, aber in beiden Fällen kann die 1 mm Reihe erkannt werden (Bild 9-4d und e).

Der Effekt der abnehmenden Ortsauflösung wird insbesondere bei der Betrachtung der schon bei 1° schwer zu differenzierenden 0,7 mm Bohrlochreihe deutlich (Bild 9-4f). Hier ist auch zu erkennen, dass die Konturschärfe der Acrylplatte abnimmt.

9.2 Experimente zur Ermittlung der geometrischen Abbildungsgenauigkeit

Mit den in diesem Abschnitt beschriebenen Experimenten wurde die absolute, geometrische Abbildungsgenauigkeit untersucht. Dabei wurden zwei unterschiedliche Messkörper mit bekannten geometrischen Abmessungen mit dem System gescannt und die rekonstruierten Daten wurden mit einer internen Messfunktion der Visualisierung vermessen.

Das erste Experiment wurde mit einem Würfel der Kantenlänge 30 mm durchgeführt (Bild 9-5a). Der Würfel besteht aus einem Material der Firma Wellhöfer, das den gleichen Röntgenabsorptionskoeffizienten wie Wasser besitzt.

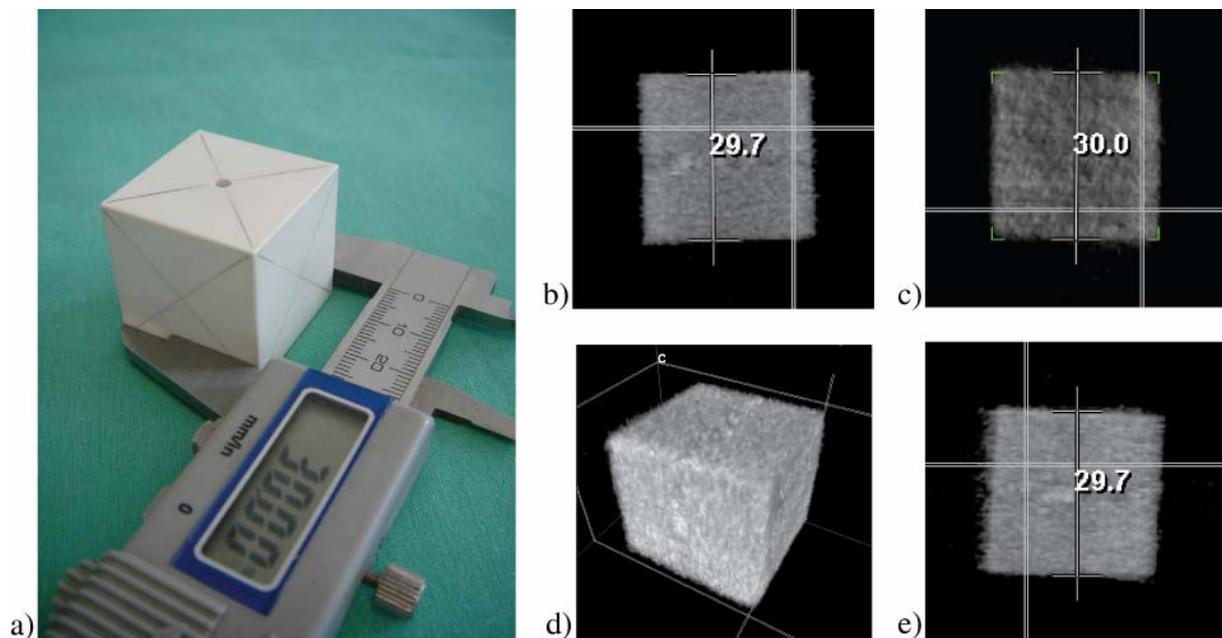


Bild 9-5: a) Würfel aus einem wasseräquivalenten Material der Firma Wellhöfer. b) – e) vermessene Schnitte bzw. Volumendarstellung des aus 28 Röntgenbildern rekonstruierten Würfels. (Alle Bilder © MiMed, 2006)

Das Isozentrum wurde in das Zentrum des Würfels gelegt, über dem Rotationsbereich von 135° der kreisförmigen isozentrischen Bewegungsbahn wurden 28 Röntgenprojektionen mit einer Winkeldifferenz von etwa 5° angefertigt. In Bild 9-5b bis e sind die Rekonstruktionsergebnisse dargestellt. Sowohl in den drei orthogonalen Schnitten als auch in der Volumendarstellung ist der Würfel gut zu erkennen. Die in den Rekonstruktionsergebnissen gemessenen Längen entsprechen weitgehend dem Original, die Abweichung von 0,3 mm liegt unterhalb der Voxelkantenlänge von 0,5 mm und ist auf Rundungsfehler bei der integrierten Bildschirmmessfunktion zurückzuführen. Allerdings kann in Bild 9-5c und e ein leichter Schweiß an der Kante ausgemacht werden, der Kantenverlauf ist aber trotzdem zu erkennen.

Im zweiten Experiment zur Untersuchung der geometrischen Abbildungsgenauigkeit wurde das zylinderförmige Phantom Model 006 der Firma CIRS Inc. verwendet. Diese Phantom besteht aus einem vielstufigen Hohlzylinder, dessen Röntgenabsorptionskoeffizient dem der Kortikales des menschlichen Knochen entspricht (Bild 9-6a). Der Zylinder ist von einem

Material umgeben, dessen Absorptionskoeffizient dem von menschlichem Muskelgewebe entspricht. Der Holzzylinder des Phantoms hat eine Gesamtlänge von ca. 134 mm. Um den gesamten Zylinder abbilden zu können, wurde das Isozentrum in der Mitte des Phantoms in einem Abstand von 280 mm vom Bildverstärker aus positioniert (Bild 9-6b).

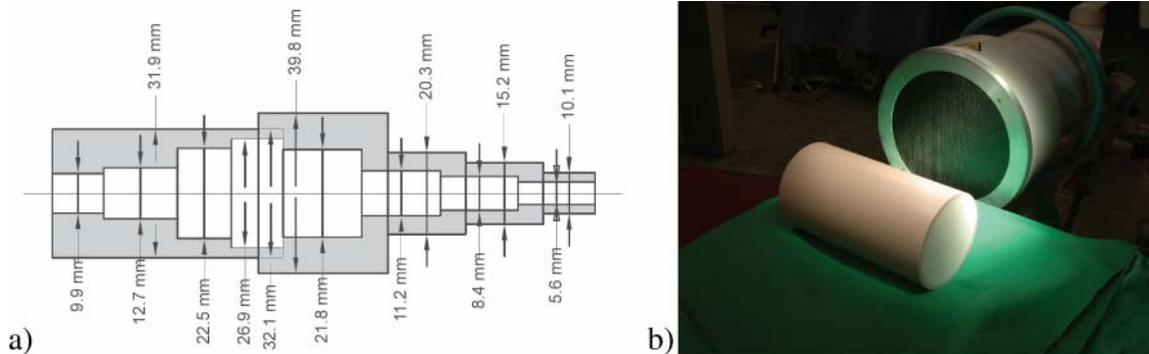


Bild 9-6: Zylinderförmiges Phantom Model 006 der Firma CIRS Inc. a) Maße des vielstufigen Hohlzylinders, b) Position des Phantoms im Isozentrum des entwickelten Systems. (Alle Bilder © MiMed, 2006)

Von dem Phantom wurden 68 Röntgenprojektionen auf einer kreisförmigen, isozentrischen Bewegungsbahn in einem Winkelabstand von 2° angefertigt. Bei der Rekonstruktion der Volumendaten wurde eine Voxelgröße von 0,6 mm gewählt, um das gesamte Phantom im Rekonstruktionsvolumen abbilden zu können. Zur Auswertung der absoluten geometrischen Größe des Phantoms wurde wiederum die interne Messfunktion der Visualisierung herangezogen. Alle in Bild 9-6a dargestellten Maße wurden in den axialen Schnitten durch den Zylinder gemessen. In Bild 9-7 ist das Rekonstruktionsergebnis anhand des coronalen Schnittes und drei exemplarischer axialen Schnitte dargestellt.

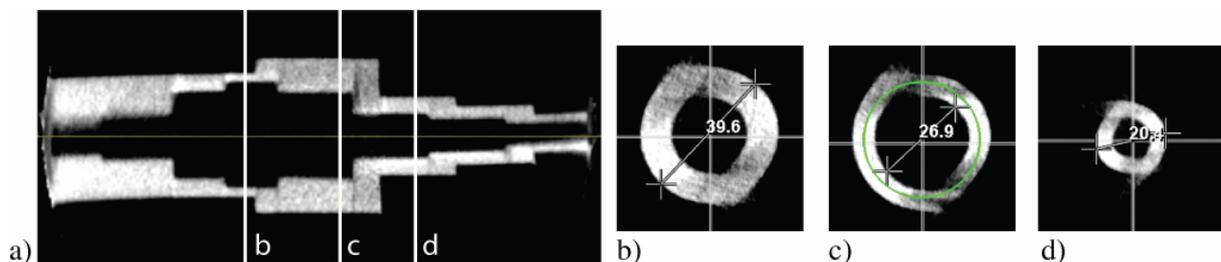


Bild 9-7: Rekonstruktionsergebnis des zylinderförmigen Phantoms aus 68 auf der Rotationsbahn gleichverteilten Röntgenbilder, a) coronaler Schnitt mit markierten Stellen der exemplarischen, axialen Schnitte b – d. (Alle Bilder © MiMed, 2006)

Die Schnittbilder zeigen qualitativ das Rekonstruktionsergebnis, dabei sind zwei wesentliche Fehler bzw. Bildstörungen erkennbar. In der in Bild 9-7a dargestellten coronalen Schnittebene ist zu erkennen, dass der Zylinder leicht verzerrt abgebildet wird, auf der linken Bildseite ist der Zylinder nach unten gekrümmt, auf der rechten Bildseite ist der Zylinder nach oben gekrümmt. In den axialen Schnitten in Bild 9-7b, c und d sind die zipfelförmigen Artefakte der 135° Begrenzung deutlich zu erkennen (vgl. auch Kapitel 5.3.3).

Die quantitative Auswertung der Ergebnisse ist in Tabelle 9-1 dargestellt. Dabei wird der gemessene Durchmesser d_{mess} dem aus der Definition des Phantoms entnommenen Durchmesser d_{soll} gegenübergestellt. Die Differenz zwischen Soll- und Istwert wurde berechnet mit

$$diff = d_{soll} - d_{mess} \quad (9-1)$$

Die mittlere Abweichung der Stichprobe mit $N = 12$ Messwerten ergibt sich zu

$$\bar{d} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N diff_i = 0,53 \text{ mm} \quad (9-2)$$

mit einer Standardabweichung von

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\bar{d} - diff_i)^2} = 0,5 \text{ mm} \quad (9-3)$$

Die im Verhältnis zum Mittelwert hohe Standardabweichung kann auf die kleine Menge der Stichprobe und die beiden relativ großen Abweichungen von 1,8 mm bzw. 1,0 mm zurückgeführt werden. Allerdings liegen Mittelwert und Standardabweichung noch unterhalb der Voxelgröße von 0,6 mm.

Tabelle 9-1: Messergebnisse der durch das Phantom definierten Maße der axialen Schnitte.

d_{mess} in mm	9,7	15,0	20,4	39,7	31,4	10,9	21,7	26,9	21,4	10,7	7,7	4,6
d_{soll} in mm	10,1	15,2	20,3	39,8	31,9	12,7	22,5	26,9	21,8	11,2	8,4	5,6
$diff$ in mm	0,4	0,2	-0,1	0,1	0,5	1,8	0,8	0,0	0,4	0,5	0,7	1,0

9.3 Experimente zur Evaluierung des klinischen Nutzen

Der klinische Nutzen des Systems wurde anhand einiger exemplarisch durchgeführter, simulierter Eingriffe an Humankadavern evaluiert. Sämtliche Eingriffe wurden von erfahrenen Chirurgen der jeweiligen Fachdisziplin durchgeführt. Bei der Bildaufnahme wurden je nach Fragestellung unterschiedliche Anzahlen von isozentrischen Röntgenbildern angefertigt. Im Folgenden werden die einzelnen Eingriffe sowie die damit verbundene klinische Fragestellung näher erläutert.

Neurochirurgische Eingriffe an der Wirbelsäule

Bild 9-8 zeigt die dreidimensionale Rekonstruktion einer lumbalen Wirbelsäule aus 100 Röntgenprojektionen. Ein häufiger, neurochirurgischer Eingriff an der Wirbelsäule ist die transpedikulären Schraubenfixation, dabei werden Schrauben durch die Pedikel in die Wirbelsäule zur Versteifung zweier oder mehrere benachbarter Wirbelkörper eingebracht.

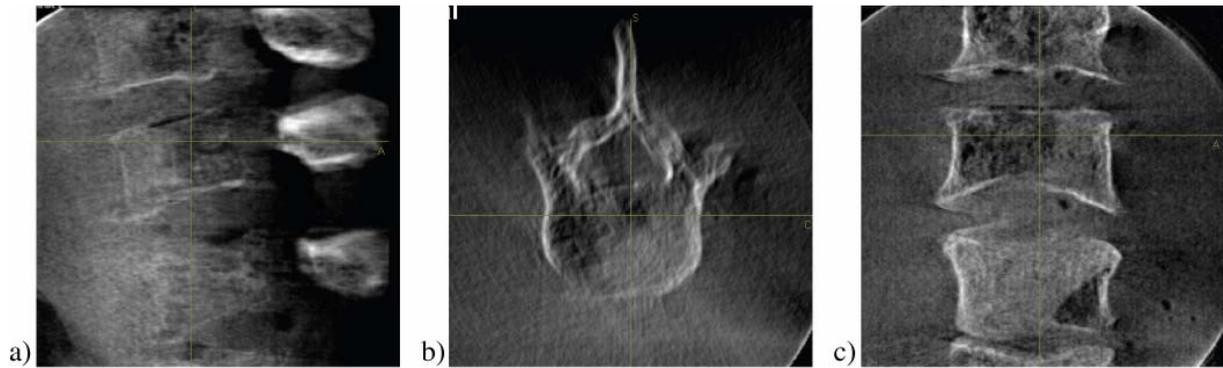


Bild 9-8: Rekonstruktion einer menschlichen lumbalen Wirbelsäule aus 100 Röntgenprojektionen; a) sagitaler Schnitt; b) axialer Schnitt; c) coronaler Schnitt. (Alle Bilder © MiMed, 2006)

Die Schwierigkeit bei diesem Eingriff ist die korrekte Positionierung der Pedikelschrauben im Wirbelkörper. Dabei ist besonders auf den Spinalkanal zu achten, da dieser nicht verletzt werden darf. Weiterhin müssen die Schrauben vollständig von Knochenmaterial umschlossen sein, da sonst die Gefahr besteht, dass sich die Schrauben lockern. In Röntgenprojektionsbildern ist insbesondere die genaue Lage des Spinalkanals nur schwer auszumachen. Wie in Bild 9-8b gezeigt kann im axialen Schnitt durch den Wirbelkörper der Spinalkanal gut vom umliegenden Knochengewebe differenziert werden.

Bei der durchgeführten Untersuchung sollte die Frage geklärt werden, ob auch mit einer geringen Anzahl von Röntgenprojektionen die korrekte Lage eines durch den Pedikel verlaufenden Bohrkanals verifiziert werden kann. Die in Bild 9-9a und b dargestellten axialen Schnitte wurden aus 39 Röntgenprojektionen berechnet. Der Bohrkanal in Bild 9-9b wurde gezielt so gesetzt, dass die Kortikalis zum Spinalkanal hin durchbrochen wurde. Selbst bei der durch die niedrige Anzahl von Röntgenprojektionen geringen Bildqualität kann der Durchbruch zum Spinalkanal erkannt werden. Ebenso kann ein korrekt platziertes Bohrloch wie in Bild 9-9a gezeigt verifiziert werden. Die Strahlenartefakte in den axialen Schnitten werden durch Leibinger Minischrauben aus Stahl erzeugt, die zur Referenzierung in einem anderen Experiment eingesetzt wurden. Natürlich kann durch eine höhere Anzahl von Röntgenprojektionen die Bildqualität wie in Bild 9-8 gezeigt deutlich verbessert werden.

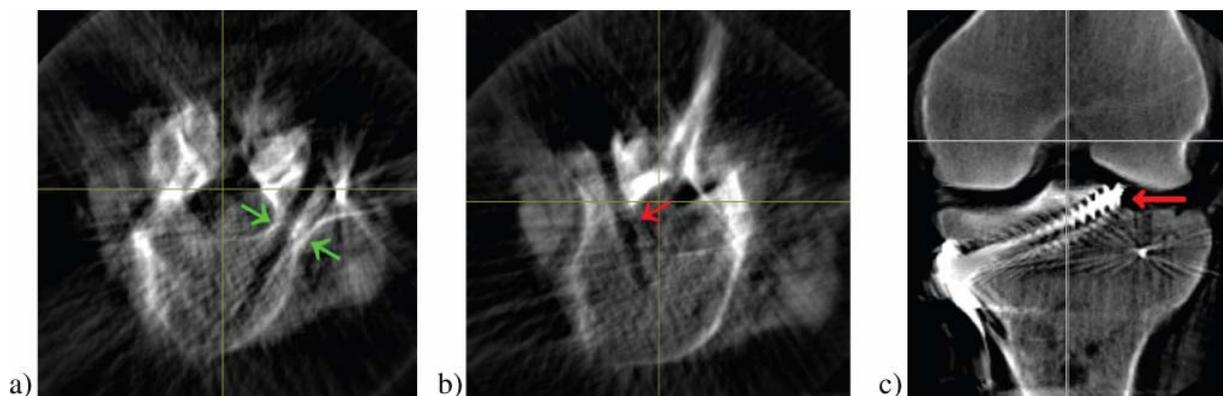


Bild 9-9: a) und b) Bohrkanal einer Pedikelschraube im Lendenwirbelkörper, Rekonstruktion aus 39 Röntgenprojektionen, a) richtig positionierter Bohrkanal in L1, b) Bohrkanal perforiert den Spinalkanal in L2. c) Coronaler Schnitt des Rekonstruktionsvolumens eines menschlichen Knies aus 100 Röntgenbildern berechnet. Gezielte Fehlplatzierung einer Knochenschraube aus Stahl, das Schraubenende ragt über das Tibiaplateau hinaus. Im unteren Bildbereich ist weiterhin eine Zyste dargestellt. (Alle Bilder © MiMed, 2006)

Eingriffe in der Orthopädie

In der Orthopädie müssen oftmals Knochenfragmente mit Hilfe von Osteosynthese-Systemen repositioniert werden. Im Bereich der Gelenke ist dabei besonders auf die Gelenkfläche zu achten. Es dürfen keine eingebrachten Schrauben in die Gelenkfläche ragen, ebenso müssen die repositionierten Knochenfragmente wieder eine möglichst glatte Gelenkfläche bilden. In Kapitel 7.2.2 wurde bereits zur Evaluierung der zur Bildaufnahme parallelen Rekonstruktion ein menschliches Knie mit einer künstlich erzeugten Stufe in der Gelenkfläche benutzt. In dieses Kniepräparat wurde anschließend noch eine massive Stahlschraube mit 6 mm Durchmesser derart eingebracht, dass sie in die Gelenkfläche ragt. Die bei diesem Experiment gestellte Frage bezieht sich insbesondere auf die Diagnostizierbarkeit der fehlpositionierten Schraube trotz der durch das Metall erzeugten Artefakte. In Bild 9-9c ist die Fehlposition der eingebrachte Schraube sehr deutlich zu erkennen. Ebenfalls ist die weiterhin vorhandene Stufe durch das versetzt eingebrachte Knochenfragment auf der rechten Seite weiterhin erkennbar.

Neben der beschriebenen Situation im Gelenkspalt kann in Bild 9-9c auch eine Zyste im unteren Bereich der dargestellten Tibea erkannt werden. Zysten sind Knochendefekte innerhalb der Spongiosa, die je nach Position durch Einbringen von Knochenmaterial therapiert werden müssen. In Röntgenprojektionen ist die genaue Lokalisation einer Zyste oftmals schwierig.

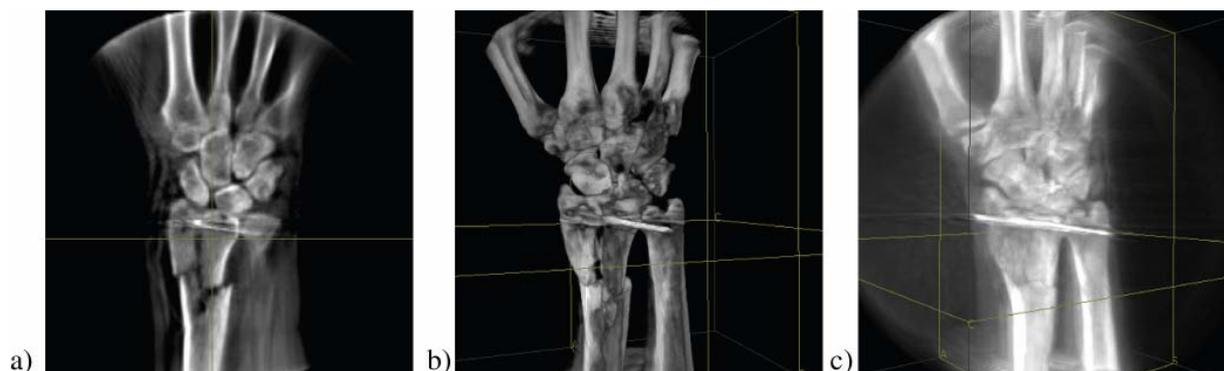


Bild 9-10: Künstlich herbeigeführte distale Radiusfraktur, einzelne Knochenfragmente wurden mit einem Kirschnerdraht fixiert, Rekonstruktion aus 100 Röntgenbildern; a) coronale Schnittebene; b) Volumenvisualisierung; c) Volumenvisualisierung im Maximum-Intensity-Projektions-Modus (MPI). (Alle Bilder © MiMed, 2006)

In der Handchirurgie müssen viele unterschiedliche Knochen differenziert werden. Die hiermit verbundene Fragestellung ist, ob dies auch bei einer zusätzlichen Fraktur möglich ist und ob die Knochenfragmente von den Knochen der Mittelhand unterschieden werden können. Bild 9-10 zeigt die rekonstruierten Ergebnisse einer isozentrischen Aufnahme mit 100 Röntgenprojektionen. Die künstliche distale Radiusfraktur kann deutlich erkannt werden, einzelnen Knochenfragmente können differenziert werden. Der die künstliche Fraktur fixierende Kirschnerdraht ist besonders gut in der Maximum-Intensity-Projektion zu erkennen.

Bei der operativen Versorgung am Fußgelenk, beispielsweise bei einer Calcaneus-Fraktur, fällt die genaue Lokalisation des Frakturspalts bzw. der Knochenfragment in Projektionsröntgenaufnahmen oftmals schwer. Bei einem klinischen Einsatz des entwickelten Systems wurde ein Fußgelenk mit einer traumatischen Calcaneus-Fraktur sowohl präoperativ als auch postoperativ mit Hilfe von 68 Projektionsbildern untersucht.

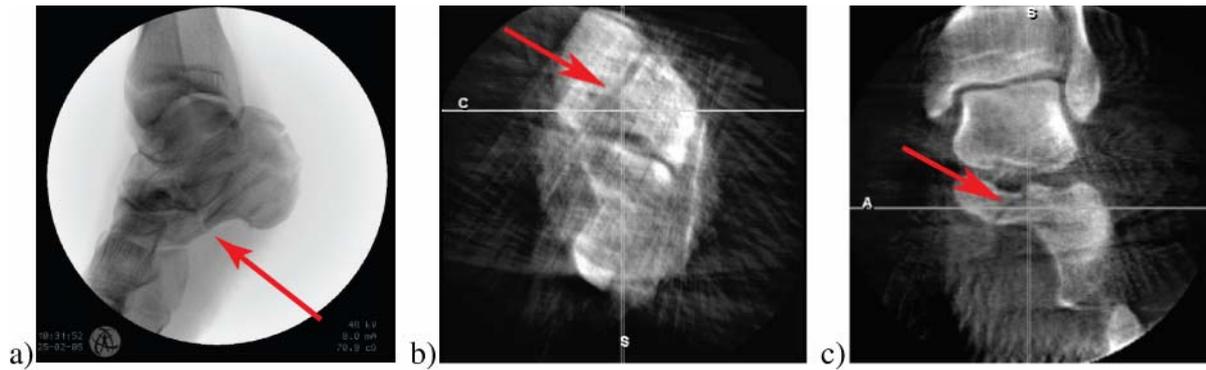


Bild 9-11: Präoperative Aufnahme einer Calcaneus-Fraktur, a) Projektionsröntgenbild in lateraler Ausrichtung, die genaue Lage der Fraktur ist nur schwer zu erkennen. b) und c) Rekonstruktion aus 68 Projektionsbildern; b) axialer Schnitt c) coronaler Schnitt. (Alle Bilder © MiMed, 2006)

Der Frakturspalt wurde in Bild 9-11 durch Pfeile markiert. Es ist zu erkennen, dass im Röntgenprojektionsbild (Bild 9-11a) der genaue Frakturverlauf nur schwer zu lokalisieren ist. Die durchgeführte Volumenrekonstruktion erlaubt eine wesentlich bessere Lokalisierung. Besonders in der coronalen Schnittebene (Bild 9-11c) kann der Frakturspalt deutlich erkannt werden. Aufgrund der präoperativen Untersuchung der Fraktur wurde für die operative Therapie ein Osteosynthese-System gewählt, das aus einer Stahlplatte und 11 Stahlschrauben besteht. Nach der operativen Versorgung der Fraktur wurde zur Kontrolle der korrekten Lage der repositionierten Fragmente und der Lage der Schrauben eine weitere dreidimensionale Bildaufnahme durchgeführt, bevor der Situs wieder geschlossen wurde. Eventuelle Fehlpositionierungen hätten so noch korrigiert werden können. In Bild 9-12 sind die erzeugten Daten der postoperativen Bildaufnahme dargestellt.

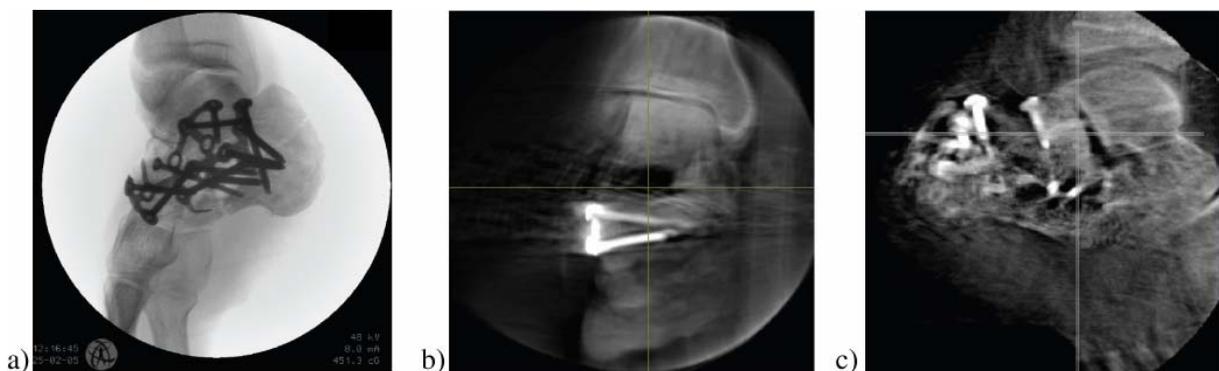


Bild 9-12: Osteosynthese einer Calcaneus-Fraktur mit Stahlplatte und 11 Knochenschrauben aus Stahl. a) Röntgenprojektionsbild b) coronaler Schnitt einer Rekonstruktion aus 68 Röntgenprojektionen, c) sagitaler Schnitt. (Alle Bilder © MiMed, 2006)

Im Projektionsröntgenbild (Bild 9-12a) kann die korrekte Lage der Schrauben nur sehr schwer verifiziert werden. Die dreidimensionale Rekonstruktion wird natürlich wie auch beim CT stark durch das eingebrachte Metall gestört. Trotz der vorhandenen Artefakte können aber die Schrauben und ihr Sitz im Knochen in den Schnittbildern gut erkannt werden. In der sagittalen Ebene fallen in diesem speziellen Fall die Artefakte am stärksten aus, da die Osteosynthese-Platte sich genau in dieser Ebene befindet und dadurch die davor bzw. dahinter liegenden Schichten besonders stark stört.

9.4 Diskussion der Ergebnisse

Ziel der zuvor beschriebenen Experimente war, die Leistungsfähigkeit des Systems zu zeigen. Mit den technischen Experimenten sollte die erreichbare Genauigkeit bzw. Ortsauflösung der dreidimensionalen Rekonstruktion mit dem System bestimmt werden. Die klinische Relevanz des Systems sollte anhand einiger exemplarisch durchgeführter Eingriffe gezeigt werden.

Ortsauflösung und geometrische Abbildungsgenauigkeit

Anhand des Bohrlochphantoms konnte eine maximale Ortsauflösung von etwa 6 lp/cm nachgewiesen werden, was einer Strukturgröße von etwa 0,8 mm entspricht. Bei der gegebenen Auflösung des Rekonstruktionsvolumens von 0,5 mm³ liegt das im zu erwartenden Bereich. Allerdings lässt sich die durch eine Erhöhung der Auflösung des Rekonstruktionsvolumens die Ortsauflösung des Systems nur bedingt verbessern. Eine ganze Reihe von Fehlern wirken sich auf die Rekonstruktionsqualität aus. Die gesamte Fehlerkette der dreidimensionalen Bildaufnahme setzt sich aus den folgenden Parametern zusammen:

- E_{Img-2D} – Fehler der zweidimensionalen Bildgebung. Dazu gehören die Fehler, die bei der Wandlung der Röntgenquanten im Bildverstärker entstehen. Dabei entstehen geometrische Abbildungsfehler bei der Wandlung der Röntgenquanten in die Elektronen und schließlich in die Photonen durch nicht optimale homogene elektrische Felder bei der Beschleunigung und Fokussierung der Elektronen im BV. Hinzu kommt der Einfluss externer Magnetfelder, insbesondere des Erdmagnetfeldes. Bei der Digitalisierung der Photonen mit der im BV integrierten CCD-Kamera kommt es zu weiteren geometrischen Verzerrungen und zu Quantisierungsfehlern bei der Digitalisierung. Das verwendete C-Bogensystem arbeitet mit nur 8-Bit Grauwertauflösung der Röntgenprojektionsbilder. In der internen Bildverarbeitungskette kommen weitere Linearisierungsfehler hinzu.
- E_{XR} – beinhaltet alle Fehler, die durch unerwünschte Streueffekte im durchstrahlten Material entstehen, Aufhärtungseigenschaften der Röntgenstrahlung im Gewebe sowie das polychromatische Spektrum der Röntgenstrahlung.
- E_{Geo-XR} – fasst die geometrischen Fehler bei der Modellierung des Strahlenverlaufs der Bildgebungseinheit zusammen. Dazu gehören die Fehler bei der Bestimmung der Position der Röntgenquelle, der Position und Orientierung der Bildebene sowie die räumliche Ausdehnung des Brennflecks der Röntgenquelle.
- E_{Iso} – bezeichnet die Fehler bei der Vermessung der Bildgebungseinheit während der isozentrischen Positionierung. Dazu gehören die Messfehler der internen Sensoren, Schlupf bei der Ankopplung der Sensoren an die einzelnen Achsen, Lagerspiel und Ungenauigkeiten der kinematischen Modellierung bzw. der Kalibrierung durch nicht erfasste Verwindungen und Kräfte, die auf die Mechanik wirken.
- E_{Scan} – ist der Fehler, der durch die unzureichende Abdeckung des Rekonstruktionsvolumens durch Projektionen entsteht. Dazu gehört einerseits die Anzahl der in die Rekonstruktion einfließenden Röntgenbilder und andererseits noch deutlich stärker der Fehler, der durch den begrenzten Rotationsbereich von nur 135° entsteht.
- E_{Img-3D} – ist der Fehler des Rekonstruktionsalgorithmus, der durch Rundungsfehler, Idealisierung bei der Modellierung der Vorwärts- und Rückprojektion sowie Grafikkarten interner Optimierungen entsteht.
- E_{Aufl} – ist schließlich der sowohl durch die begrenzte Detektorauflösung als auch durch die begrenzte Auflösung des Rekonstruktionsvolumens induzierte Fehler bei der

dreidimensionalen Bildgebung. Der Bildverstärker besitzt eine Pixelgröße von ca. 0,37 mm mit einer Ortsauflösung von 12 lp/cm. Das Rekonstruktionsvolumen hat eine Auflösung von 0,5 mm³.

Der Gesamtfehler lässt sich als Summe der genannten einzelnen Fehlerkomponenten ausdrücken:

$$E_{Gesamt} = E_{Img-2D} + E_{XR} + E_{Geo-XR} + E_{Iso} + E_{Scan} + E_{Img-3D} + E_{Aufl} \quad (9-4)$$

Im Experiment konnte der Zusammenhang zwischen der Anzahl der aufgenommenen Röntgenprojektionsbilder und der Ortsauflösung gezeigt werden. Es ist festzustellen, dass der Unterschied zwischen einer isozentrischen Aufnahme mit 136 Projektionsbildern nur geringfügig besser ist als die mit 68 Röntgenprojektionen durchgeführte. Darunter nimmt die Ortsauflösung merklich ab, wenn auch das Rauschen minimiert wird. Da die Strahlenbelastung des Patienten direkt proportional zur Anzahl der aufgenommenen Röntgenbilder ist, zeigt sich hier der Sinn des interaktiven Systemkonzepts mit paralleler zur Bildaufnahme durchgeführter Rekonstruktion und Echtzeit-Visualisierung der Ergebnisdaten. Der Chirurg bestimmt selbst die im speziellen Fall notwendige Ortsauflösung und kann diese durch zusätzliches Hinzufügen von Röntgenbildern erhöhen.

Bei der Abbildung geometrischer Objekte zeigt sich deutlich die größte Begrenzung des Systems. Da keine mechanischen Manipulationen an der Orbitalbewegung, also der C-Achse des Systems, vorgenommen wurden, ist die Rotationsbewegung auf 135° begrenzt. Dadurch kommt es zu deutlichen Artefakten, die insbesondere bei der Abbildung zylindrischer Strukturen deutlich werden. Trotzdem können Strukturen geometrisch mit einer Genauigkeit vermessen werden, die in der Größenordnung der Ortsauflösung liegen. Dieser Fehler kann wie in Kapitel 5.3.3 gezeigt durch die Integration einer weiteren Rotationsebene vermindert werden. Allerdings wird man es nach bisherigem Kenntnisstand nicht schaffen diese Artefakte vollständig zu vermeiden, solange man nicht einen Rotationswinkel von 180° zur Verfügung hat.

Klinischer Nutzen

Trotz der genannten Einschränkungen kann anhand der gezeigten Untersuchungen in klinischer Umgebung der Nutzen des Systems eindeutig abgelesen werden. Bei einer Vielzahl intraoperativer Fragestellungen kann das System zusätzliche Informationen bereitstellen. Anhand der Untersuchungen an der Wirbelsäule wurde gezeigt, dass auch mit der relativ geringen Anzahl von 39 Röntgenprojektionen diagnostische Informationen gewonnen werden können.

Metallische Implantate wirken sich wie bei allen röntgenstrahlenbasierten medizinischen dreidimensionalen bildgebenden Systemen negativ auf die Bildqualität aus. Durch den hohen Dichteunterschied zum umliegenden Gewebe kommt es zu Überstrahlungsartefakten. Bei den Experimenten wurden bewusst Implantate (Schrauben bzw. Osteosyntheseplatten) aus Stahl gewählt, da diese deutlich stärkere Artefakte erzeugen als Implantate aus Titan. Trotz der Artefakte konnten in allen Fällen die gewünschten diagnostischen Informationen den Daten entnommen werden.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass es möglich ist, mit einem nicht isozentrischen Standard C-Bogen dreidimensionale Volumenrekonstruktionen durch geringfügige Erweiterungen durchzuführen. Dabei ist es nicht notwendig, die Mechanik des

C-Bogens neu zu konstruieren, sondern lediglich durch Steuerungstechnik zu erweitern. Die erzielten Ergebnisse genügen den Anforderungen vieler chirurgischer Fragestellungen und stellen einen echten Mehrwert gegenüber den Röntgenprojektionen dar.

10 Zusammenfassung und Ausblick

Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein neuartiges Konzept entwickelt, mit dem es möglich ist mit einem intraoperativen, nicht isozentrischen Standard C-Bogen Volumendaten ähnlich einem Computertomographen intraoperativ zu generieren. Dabei wurde der neue Ansatz der variablen Isozentrik verfolgt. Hierdurch ist es nicht mehr nötig, bildgebendes System und Patient exakt zueinander auszurichten, vielmehr passt sich das System variabel an die Lage des Patienten an. Dadurch kann der intraoperative Workflow benutzerfreundlicher gestaltet werden.

Das System wurde so ausgelegt, dass es mit wenig Aufwand an vorhandenen Standard C-Bögen nachgerüstet werden kann. Dabei wird nicht wie bei den aus dem Stand der Technik bekannten Verfahren die Mechanik des C-Bogens an die notwendigen Bedingungen der isozentrischen Bildaufnahme angepasst, sondern die vorhandene Mechanik lediglich um Sensoren, Aktuatoren sowie einem Steuerungssystem erweitert, um die isozentrische Bewegung durchzuführen. Durch eine einmalig durchzuführende Kalibrierung kann die Genauigkeit der durch die kinematische Modellierung vorgegebenen Positions- und Lagevermessung der Bildgebungseinheit auf eine für die dreidimensionale Rekonstruktion ausreichende Genauigkeit erhöht werden. Für die sichere Bedienung der isozentrischen Steuerung wurde eine interaktive Mensch-Maschine-Schnittstelle realisiert. Dabei folgt die motorisierte Mechanik der durch den Benutzer initiierten Bewegung der rotatorischen C-Achse. So wird die Bewegung vom Benutzer kontrolliert ausgeführt. Er kann jederzeit die Bewegung stoppen, wodurch automatisch auch die motorisierten Achsen stoppen. Optional kann anschließend die gesamte Bewegung des Systems voll automatisch inklusive der Bildaufnahme ausgeführt werden.

Alle Erweiterungen der Mechanik wurden so ausgelegt, dass die gesamte Standardfunktionalität des Systems nicht beeinträchtigt wird. Die isozentrische, dreidimensionale Volumenaufnahme stellt so eine echte Zusatzfunktionalität dar, ohne dass die vorhandene Funktionalität in irgendeiner Weise beeinträchtigt wird. Zur Ausführung einer isozentrischen Bildaufnahme sind keine weiteren vorbereitenden Schritte notwendig, sie kann jeder Zeit auch unvorbereitet durchgeführt werden. Dies ist gerade bei nicht vorhersehbaren Komplikationen während der Operation sinnvoll, denn bei vielen Standardeingriffen ist im Normalfall die klassische intraoperative Röntgenprojektion ausreichend, die 3D Funktionalität kann im Zweifel aber jederzeit mit herangezogen werden.

Alle Verfahren, insbesondere das des Rekonstruktionsalgorithmus, wurde so realisiert, dass die best mögliche Bildqualität bei den durch die Standardmechanik gegebenen Einschränkungen erzeugt wird. Der hierbei verwendete algebraische Rekonstruktionsalgorithmus wurde wegen des hohen Rechenaufwands in das Streamprozessormodell überführt. Durch diesen Ansatz ist es möglich, den Algorithmus auf einer konventionellen Konsumer-Grafikkarte auszuführen. Dadurch konnte die Ausführung des Algorithmus etwa um den Faktor 80 gegenüber der Berechnung auf einem PC beschleunigt werden. Der bekannte SART-Algorithmus wurde um ein neuartiges Zugriffsschema erweitert, wodurch es erstmalig möglich, ist eine algebraische Rekonstruktion parallel zur Bildaufnahme durchzuführen. Bereits nach drei Sekunden Rechenzeit liegt das aktuelle Rekonstruktionsvolumen vor. Dadurch kann der Chirurg bereits während der Bildaufnahme die bisher erreichte Bildqualität abschätzen und bei Erreichen der für die jeweiligen Fragestellung notwendigen Qualität die Bildaufnahme beenden. So kann die Strahlendosis für den Patienten auf das notwendige Minimum reduziert werden.

Eine weitere Besonderheit des realisierten Systems ist die Bedienbarkeit aller Funktionen aus dem sterilen OP-Umfeld. Insbesondere für die Bedienung der komplexen multiplanaren Schnittdarstellung und der Volumenvisualisierung ist dies wichtig, um keinen zusätzlichen Stress zwischen sterilen und nicht sterilen OP-Personal aufkommen zu lassen. Aus diesem Grund wurde ein spezielles steril verpackbares Bedienpult für sämtliche Visualisierungsfunktionen entwickelt. Mit diesem Bedienpult kann der Chirurg selber alle Visualisierungsparameter einstellen.

Das in dieser Arbeit vorgestellte System zur isozentrischen Steuerung wurde von der Firma Ziehm Imaging GmbH in mehrere C-Bögen integriert und als Medizinprodukt unter dem Namen Vario3D zugelassen [Tita und Lueth (2004b); Hörndler und Munkert (2004)]. Etwa sechzig Systeme sind seit ca. 1 ½ Jahren in der klinischen Routine in europäischen Kliniken in der Traumatologie, Neurochirurgie und Orthopädie im Einsatz. Weiterhin wurde die isozentrische Steuerung von Ziehm Imaging in zwei weitere Produktreihen integriert. Die eine verfügt über einen gepulsten Röntgengenerator, wodurch die isozentrische Bildaufnahme während einer kontinuierlichen Bewegung durchgeführt werden kann und die Strahlenbelastung durch die kurze Pulsdauer auf ein siebentel reduziert werden konnte. Die andere Produktreihe verfügt über einen digitalen Flachbilddetektor mit einer Auflösung von 1024^2 Pixeln. Durch die höhere Auflösung und die verzerrungsfreie Abbildung der Röntgenprojektionsdaten kann eine deutlich höhere Bildqualität und Ortsauflösung erreicht werden.

Die vorgestellte zur Bildaufnahme parallele Rekonstruktion mit Echtzeit Visualisierung und sterilem 3D-Bedienpult ist zurzeit in der klinischen Evaluierung in der Neurochirurgie des Klinikums Rechts der Isar (TU München) und in der Neurochirurgie des Universitätsklinikums Leipzig. Es sollen Untersuchungen zur Handhabbarkeit und Strahlendosis durchgeführt werden.

Auf Basis der hier vorgestellten neuartigen Verfahren können weitere Verbesserungen bzw. Erweiterungen an dem System vorgenommen werden.

Erweiterte Isozentrik: Um die durch den begrenzten Rotationswinkel der C-Achse limitierte Bildqualität zu verbessern, können weitere Achsen in die isozentrische Steuerung aufgenommen werden. Dadurch kann die isozentrische Bewegung von einer kreis- oder ellipsenförmigen Bewegung auf eine isozentrische Bewegung auf einer Kugeloberfläche erweitert werden. Die Steuerungssoftware sowie die Systemschnittstellen des Systems sind für die Erweiterung bereits vorgesehen. Mit einer Erweiterung der Steuerung lassen sich so die sogenannten Wobbelbewegungen der Bildaufnahmeeinheit ausführen. Dadurch kann die Menge der von einander unabhängigen Durchleuchtungsrichtungen deutlich erhöht werden und so die Bildqualität wie in Kapitel 5.3.3 gezeigt erheblich verbessert werden.

Messung externer Kräfte: Bei der Verwendung des vorgestellten Kalibrierverfahrens können nur statische Deformationen der C-Bogenmechanik erfasst werden. Durch die Integration zusätzlicher Sensoren wie Dehnmessstreifen an Achsen, die durch externe Krafteinflüsse leicht deformiert werden können, könnten die daraus resultierenden Fehlpositionierungen der Röntgenbildgebungseinheit abgeleitet werden. Dadurch könnte die Volumenrekonstruktion mit genaueren Daten arbeiten und so exaktere Rekonstruktionsergebnisse liefern.

Direkte Kopplung zur Navigation: Neben der beschriebenen Bilddatenschnittstelle im DICOM Format sind weitere direkte Kopplungen zwischen der Bildgebung und der Navigation möglich. Einerseits kann wie bei anderen Systemen die Bildaufnahmeeinheit durch

Anbringen von zusätzlichen Trackern direkt vom Navigationssystem vermessen werden und so die Registrierung der Bilddaten erfolgen. Nachteil dieser Verfahren ist, dass die verwendeten Navigationssysteme einen relativ großen Arbeitsraum benötigen, um die Bildaufnahmeeinheit gemeinsam mit dem Patienten erfassen zu können. Neuere Navigationssysteme verwenden Navigationskameras mit einem deutlich kleineren Arbeitsraum, der dafür aber wesentlich genauer vermessen werden kann. Eine Möglichkeit bei diesen Systemen die Registrierung der 3D-Bilddaten automatisch auszuführen ist in Bild10-1 am Beispiel der Registrierung eines Wirbelkörpers dargestellt.

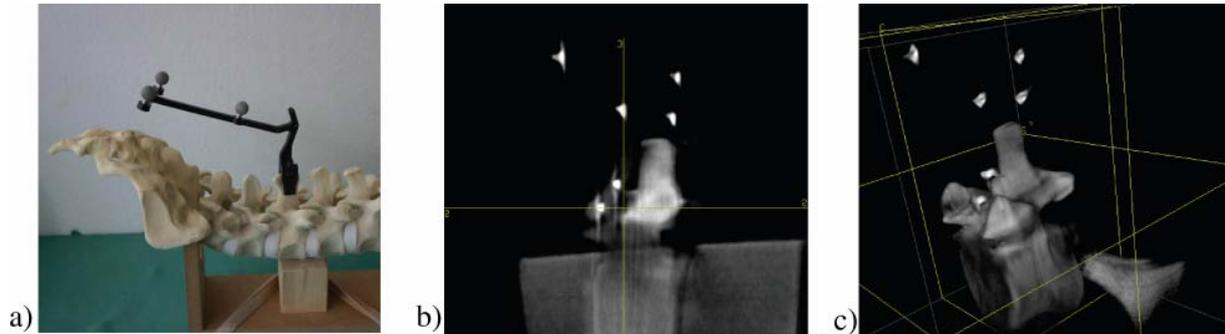


Bild10-1: Röntgenkompatible Wirbelklemme zur automatischen Registrierung der Rekonstruktionsdaten. a) Die Wirbelklemme aus Peek beinhaltet 6 Titanmarken. b) Schnittdarstellung der Wirbelklemme durch die geringe Röntgenabsorption des Peekmaterials der Klemme wird die Rekonstruktion kaum gestört, Die 6 Titanmarken bilden sich deutlich ab. c) Volumendarstellung eines einzelnen Wirbelkörpers mit montierter Wirbelklemme. (Alle Bilder MiMed, 2006)

An einem Tracker ist eine Wirbelklemme fest montiert. Die Wirbelklemme wurde aus dem Peek, einem Kunststoff mit geringer Röntgenabsorption gefertigt, so entstehen keine Artefakte in der dreidimensionalen Rekonstruktion. In den Kunststoffkörper der Wirbelklemme sind sechs Titanmarken an exakt bekannter Lage eingearbeitet. Die Lage dieser Marken kann mit Hilfe eines automatischen Registrieralgorithmus nach Schermeier *et al.* (2002) in eine Patientenkoordinatensystem überführt werden.

11 Literatur

- Aarnink, R. & Rasche, V. (2006): "Mobile C-arm systems", MEDICAMUNDI 50[1] , 19-25, Netherlands, Philips Medical Systems Nederland B.V.
- Acosta, F. L., Jr., Thompson, T. L., Campbell, S., Weinstein, P. R., & Ames, C. P. (2005): "Use of intraoperative isocentric C-arm 3D fluoroscopy for sextant percutaneous pedicle screw placement: case report and review of the literature", *Spine J.*, vol. 5, no. 3, pp. 339-343.
- Andersen, A. H. (1989): "Algebraic Reconstruction in CT from Limited Views", *Trans.Medical Imaging*, vol. 8, no. 1, pp. 50-55.
- Andersen, A. H. & Kak, A. C. (1984): "Simultaneous algebraic reconstruction technique (SART): a superior implementation of the art algorithm", *Ultrason.Imaging*, vol. 6, no. 1, pp. 81-94.
- Badea, C. & Gordon, R. (2004): "Experiments with the nonlinear and chaotic behaviour of the multiplicative algebraic reconstruction technique (MART) algorithm for computed tomography", *Phys.Med.Biol.*, vol. 49, no. 8, pp. 1455-1474.
- Bale, R. J., Lottersberger, C., Vogele, M., Prassl, A., Czermak, B., Dessl, A., Sweeney, R. A., Waldenberger, P., & Jaschke, W. (2002): "A novel vacuum device for extremity immobilisation during digital angiography: preliminary clinical experiences", *Eur.Radiol.*, vol. 12, no. 12, pp. 2890-2894.
- Binder, N., Matthäus, L., Burgkart, R., & Schweikard, A. (2005): "A robotic C-arm fluoroscope", *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, vol. 1, no. 3, pp. 108-116.
- Brack, Ch., Götte, H., Gossé, F., Moctezuma, J., Roth, M., & Schweikard, A. (1996): "Towards Accurate X-Ray-Camera Calibration", in *Proc.Int.Symp.Computer Assisted Radiology (CAR)*, Computer-Assisted Robotic Surgery, pp. 721-728.
- Breakaway Imaging, L. (2006): "O-arm 1000 Imaging System Technical Data Sheet",
- Briem, D., Linhart, W., Lehmann, W., Begemann, P. G., Adam, G., Schumacher, U., Cullinane, D. M., Rueger, J. M., & Windolf, J. (2006): "Computer-assisted screw insertion into the first sacral vertebra using a three-dimensional image intensifier: results of a controlled experimental investigation", *Eur.Spine J.*, vol. 15, no. 6, pp. 757-763.
- Buzug, T. M. (2004): *"Einführung in die Computertomographie: Mathematisch-physikalische Grundlagen der Bildrekonstruktion"*, Springer-Verlag, Berlin-Heidelberg.
- Byrne, C. L. (1997): "Convergent Block-Iterative Algorithms for Image Reconstruction from Inconsistent Data", *IEEE Transactions on Image Processing*, vol. 6, no. 9, pp. 1296-1304.

- Carelsen, B., Bakker, N. H., Boon, S. N., Fokkens, W. J., Freling, N. J. M., & Noordhoek, N. (2004): "Mobile 3D rotational X-ray: comparison with CT in sinus surgery", *MEDICAMUNDI* 48[3], 4-10, Netherlands, Philips Medical Systems Nederland B.V.
- Chakraborty, D. P. (1987): "Image intensifier distortion correction", *Med.Phys.*, vol. 14, no. 2, pp. 249-252.
- Chlewicki, B., Badea, C., & Pallikarakis, N. (2001): "Cone Based 3D Reconstruction: A FDK - SART Comparison for limited number of Projections", in *Proceedings of MEDICON 2001*, MEDICON 2001.
- Craig, J. J. (2005): "*Introduction to Robotics: Mechanics and Control*", Third Edition, Prentice Hall.
- Dehler, J., Ströbel, J. (2001): "*Mobile chirurgische Röntgendiagnostikeinrichtung mit einem C-Bogen*", DE 10153 787B4, Ziehm Imaging GmbH, (Patent).
- Dobbins, J. T. & Godfrey, D. J. (2003): "Digital x-ray tomosynthesis: current state of the art and clinical potential", *Physics in medicine & biology*, vol. 48, no. 19, p. R65-R106.
- Dössel, O. (2000): "*Bildgebende verfahren in der Medizin - Von der Technik zur medizinischen Anwendung*", Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York.
- Elbakri, I. A. & Fessler, J. A. (2002): "Statistical image reconstruction for polyenergetic X-ray computed tomography", *IEEE Trans.Med.Imaging*, vol. 21, no. 2, pp. 89-99.
- Euler, E., Heining, S., Fischer, T., Pfeifer, K. J., & Mutschler, W. (2002): "Erste klinische Erfahrungen mit dem SIREMOBIL Iso-C3D", *electromedica* 70[1], 64-67, Erlangen, Siemens AG.
- Euler, E., Wirth, S., Pfeifer, K. J., Mutschler, W., & Hebecker, A. (2000): "3D-Bildgebung mit einem mobilen isozentrischen C-Bogen", *electromedica* 68[2], 122-126, Erlangen, Siemens AG.
- Fahrig, R., Fox, A. J., Lownie, S., & Holdsworth, D. W. (1997): "Use of a C-arm system to generate true three-dimensional computed rotational angiograms: preliminary in vitro and in vivo results", *AJNR Am.J.Neuroradiol.*, vol. 18, no. 8, pp. 1507-1514.
- Fahrig, R. & Holdsworth, D. W. (2000): "Three-dimensional computed tomographic reconstruction using a C-arm mounted XR11: image-based correction of gantry motion nonidealities", *Med.Phys.*, vol. 27, no. 1, pp. 30-38.
- Feldkamp, L. A., Davis, L. C., & Kress, J. W. (1984): "Practical cone-beam algorithm", *J.Opt.Soc.Am.*, vol. 1, no. 6, pp. 612-619.
- Fernando, R. (2004): "*GPU-Gems programming techniques, tips, and tricks for programming real-time graphics*", Addison-Wesley Professional.
- Fernando, R. & Kilgrad, M. J. (2003): "*The Cg Tutorial - The Definitive Guide to Programmable Real-Time Graphics*", AddisonWesley.
- Flinzberg, S., Schmelzle, R., Schulze, D., Rother, U., & Heiland, M. (2003): "[3-dimensional imaging possibilities of thhe mid-face area using digital volume tomography based on a

- daver study of angle stable osteosynthesis]", *Mund Kiefer Gesichtschir.*, vol. 7, no. 5, pp. 289-293.
- Flynn, M. J. (1995): "*Computer Architecture: Pipelined and Parallel Processor Design*", Jones and Bartlett Publishers, Inc., Boston.
- Fogel, G. R., Toohey, J. S., Neidre, A., & Brantigan, J. W. (2006): "Outcomes of L1-L2 posterior lumbar interbody fusion with the Lumbar I/F cage and the variable screw placement system: reporting unexpected poor fusion results at L1-L2", *Spine J.*, vol. 6, no. 4, pp. 421-427.
- Gebhard, F., Kraus, M., Schneider, E., Arand, M., Kinzl, L., Hebecker, A., & Batz, L. (2003): "[Radiation dosage in orthopedics -- a comparison of computer-assisted procedures]", *Unfallchirurg*, vol. 106, no. 6, pp. 492-497.
- Goddard, I. & Trepanier, M. (2002): "Adjunction processors in embedded medical imaging systems", in *Proceedings of SPIE*, vol. 4681, K. M. Seong, ed., Medical Imaging 2002 Visualization, Image Guided Procedures and Display, pp. 483-491.
- Godfrey, M. D. & Hendry, D. F. (1993): "*The Computer as von Neumann Planned It*", 1, IEEE Press.
- Gordon, B. M., Abenaim, D., & Neumann, L. (1992): "*X-ray tomography apparatus with lateral movement compensation*", US5109397, Analogic Corporation, (Patent).
- Gordon, B. M., Johnson, R. B., Izrailit, I., Weedon, H., & Abraham, D. (1994): "*APPARATUS FOR TRANSFERRING DATA TO AND FROM A MOVING DEVICE*", EP0737370A4, Analogic Corporation, (Patent).
- Gordon, R., Bender, R., & Herman, G. T. (1970): "Algebraic reconstruction techniques (ART) for three-dimensional electron microscopy and x-ray photography", *J.Theor.Biol.*, vol. 29, no. 3, pp. 471-481.
- Grant, D. G. (1972): "Tomosynthesis: a three-dimensional radiographic imaging technique", *IEEE Trans.Biomed.Eng.*, vol. 19, pp. 20-28.
- Grass, M., Koppe, R., Klotz, E., Proksa, R., Kuhn, M. H., Aerts, H., Op de Beek J., & Kemkers, R. (1999): "Three-dimensional reconstruction of high contrast objects using C-arm image intensifier projection data", *Comput.Med.Imaging Graph.*, vol. 23, no. 6, pp. 311-321.
- Graumann, R. (1997): "*Roentgenaufnahmeeinrichtung zur 3D-Bildgebung*", DE19746092C2, Siemens AG, (Patent).
- Graumann, R. & Kusch, J. (2000): "*Verfahrbares Röntgengerät und Verfahren zur Bestimmung von Projektionsgeometrien*", DE10003524B4, Siemens AG, (Patent).
- Gregerson, E. A., Grant, R. K., & Johnson, N. (2002): "*Breakable gantry apparatus for multidimensional x-ray based imaging*", US6940941, Breakaway Imaging, LLC, (Patent).
- Gregerson, E. A., Grant, R. K., & Johnson, N. (2003): "*Cantilevered gantry apparatus for x-ray imaging*", US7001045, Breakaway Imaging, LLC, (Patent).

- Gremban, K. D., Thorpe, C. E., & Kanade, T. (1988): "Geometric camera calibration using systems of linear equations", in *Robotics and Automation, 1988.Proceedings., 1988 IEEE International Conference on*, vol. 1, IEEE Press, IEEE International Conference on Robotics and Automation 1988, pp. 562-567.
- Guan, H. & Gordon, R. (1994): "A projection access order for speedy convergence of ART: a multilevel scheme for computed tomography", *Phys.Med.Biol.*, vol. 39, pp. 1005-1022.
- Heiland, M., Schmelzle, R., Hebecker, A., & Schulze, D. (2004): "Intraoperative 3D imaging of the facial skeleton using the SIREMOBIL Iso-C3D", *Dentomaxillofac.Radiol.*, vol. 33, no. 2, pp. 130-132.
- Heiland, M., Schulze, D., Adam, G., & Schmelzle, R. (2003): "3D-imaging of the facial skeleton with an isocentric mobile C-arm system (Siremobil Iso-C3D)", *Dentomaxillofac.Radiol.*, vol. 32, no. 1, pp. 21-25.
- Heiland, M., Schulze, D., Blake, F., & Schmelzle, R. (2005): "Intraoperative imaging of zygomaticomaxillary complex fractures using a 3D C-arm system", *Int.J.Oral Maxillofac.Surg.*, vol. 34, no. 4, pp. 369-375.
- Herman, G. T. & Meyer, L. B. (1993): "Algebraic reconstruction can be made computationally efficient", *IEEE Trans.Med.Imaging*, vol. 12, no. 3, pp. 600-609.
- Hoelzle, F., Klein, M., Schwerdtner, O., Lueth, T., Albrecht, J., Hosten, N., Felix, R., & Bier, J. (2001): "Intraoperative computed tomography with the mobile CT Tomoscan M during surgical treatment of orbital fractures", *Int.J.Oral Maxillofac.Surg.*, vol. 30, no. 1, pp. 26-31.
- Holler, W. (2006): "*Erweiterung der algebraischen Rekonstruktion (ART) auf der Grafikkarte*", Diplomarbeit an der Technischen Universität München.
- Hörndler, K. & Munkert, A. (2004): "Dreidimensionale, mobile Bildgebung im Zeitalter von Prozess- und Qualitätsoptimierung", *Bayern Innovative 2/2004*, 36-39
- Hott, J. S., Papadopoulos, S. M., Theodore, N., Dickman, C. A., & Sonntag, V. K. (2004): "Intraoperative Iso-C C-arm navigation in cervical spinal surgery: review of the first 52 cases", *Spine*, vol. 29, no. 24, pp. 2856-2860.
- Hsieh, J. (2003): "*Computer Tomography - Principles, Design, Artifacts and Recent Advances*", SPIE - The Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers.
- Huck, J. C. & Flynn, M. J. (1989): "*Analyzing Computer Architectures*", IEEE Computer Society Press, Washington, D.C.
- Huth, S. (2005): "*Röntgentomographie auf Basis der Algebraischen Rekonstruktions-Technik (ART) unter Nutzung der Grafikkartenhardware*", Diplomarbeit an der Technischen Universität Berlin.
- Ikitis, M., Kiss, J., Lefohn, A., & Hansen, C. (2004): "Volume Rendering Techniques," in *GPU Gems: Programming Techniques, Tips and Tricks for Real-Time Graphics*, Addison Wesley.

- Kachelriess, M., Knaup, M., & Kalender, W. A. (2004): "Extended parallel backprojection for standard three-dimensional and phase-correlated four-dimensional axial and spiral cone-beam CT with arbitrary cone-angle, and 100% dose usage", *Med.Phys.*, vol. 31, no. 6, pp. 1623-1641.
- Kaczmarz, S. (1937): "Angenährte Auflösung von Systemen linearer Gleichungen", *Bull.Acad.Pol.Sci.Lett.A.*, vol. 6, no. 8-A, pp. 355-357.
- Kak, A. C. & Slaney, M. (1988): "*Principles of Computerized Tomographic Imaging*", SIAM Press.
- Kalender, W. A. (2006): "*Computertomographie Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität und Anwendungen*", Publics Corporate Publishing, Erlangen.
- Kalender, W. A. (1995): "Thin-section three-dimensional spiral CT: Is isotropic imaging possible?", *Radiology*, vol. 197, pp. 578-580.
- Kawikitwittha, S., Pintavirooj, C., Tosranon, P., Kiriratnikom, T., & Anuntaseree, S. (2004): "3D Modeling from Radiograph with Conebeam Geometry", in *TENCON 2004*, vol. A, 2004 IEEE Region 10 Conference, pp. 399-402.
- Kendoff, D., Hufner, T., Citak, M., Geerling, J., Mossinger, E., Bastian, L., & Krettek, C. (2005): "Navigated Iso-C3D-based percutaneous osteoid osteoma resection: a preliminary clinical report", *Comput.Aided Surg.*, vol. 10, no. 3, pp. 157-163.
- Kiss, J., Lefohn, A., & Fout, N. (2005): "Deferred Filtering: Rendering from Difficult Data Formats," in *GPU Gems 2: Programming Techniques for High-Performance Graphics and General-Purpose Computation*, M. Pharr, ed., Addison Wesley.
- Koppe, R., Klotz, E., & Op de Beek J. (2001): "Digital TomoSynthesis (DTS) on a Rotating C-arm System", in *Computer Assisted Radiology and Surgery*, Elsevier Science B.V., CARS 2001 Computer Assisted Radiology and Surgery, p. 1103.
- Kotsianos, D., Rock, C., Euler, E., Wirth, S., Linsenmaier, U., Brandl, R., Mutschler, W., & Pfeifer, K. J. (2001): "[3-D imaging with a mobile surgical image enhancement equipment (ISO-C-3D). Initial examples of fracture diagnosis of peripheral joints in comparison with spiral CT and conventional radiography]", *Unfallchirurg*, vol. 104, no. 9, pp. 834-838.
- Kotsianos, D., Rock, C., Wirth, S., Linsenmaier, U., Brandl, R., Fischer, T., Euler, E., Mutschler, W., Pfeifer, K. J., & Reiser, M. (2002): "[Detection of tibial condylar fractures using 3D imaging with a mobile image amplifier (Siemens ISO-C-3D): Comparison with plain films and spiral CT]", *Rofo*, vol. 174, no. 1, pp. 82-87.
- Kotsianos, D., Wirth, S., Fischer, T., Euler, E., Rock, C., Linsenmaier, U., Pfeifer, K. J., & Reiser, M. (2004): "3D imaging with an isocentric mobile C-arm comparison of image quality with spiral CT", *Eur.Radiol.*, vol. 14, no. 9, pp. 1590-1595.
- Koulechov, K., Tita, R., & Lueth, T. C. (2005): "Freie Isozentrik und 3D-Rekonstruktion mit einem Standard C-Bogen.", *atp - Automatisierungstechnische Praxis*, vol. 5/2005, pp. 51-60.

- Laurent, C., Peyrin, F., Girerd, C., & Chassery, J.-M. (1996): "Parallel performances of three 3D reconstruction methods on MIMD computers: Feldkamp, Block ART and SIRT algorithms", in *Conference Record of IEEE Nuclear Science Symposium 1996*, vol. 3, IEEE Nuclear Science Symposium, pp. 1762-1766.
- Liu, R. R., Rudin, S., & Bednarek, D. R. (1999): "Super-global distortion correction for a rotational C-arm x-ray image intensifier", *Med.Phys.*, vol. 26, no. 9, pp. 1802-1810.
- Lueth, T. C., Albrecht, J., & Hein, A. (1999a): "Noise and Position Accuracy of a Mobile Computertomograph TomoScan-M", in *Computer Assisted Radiology and Surgery, CARS'99*.
- Lueth, T. C. & Bier, J. (2006): "Neue Technologien in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie," in *Handbuch PdZ*, H. H. Horch, ed., Urban und Fischer.
- Lueth, T. C., Hein, A., Szymanski, D., & Schermeier, O. (2002): "Navigiertes 3D Röntgen für die Implantatplanung", Jahrestagung der CURAC 2002.
- Lueth, T. C., Stien, M., Albrecht, J., Heissler, E., Menneking, H., & Bier, J. (1999b): "OrthodontArm: A Navigation Arm for Orthodontic Surgery", in *Computer Assisted Radiology and Surgery, CARS'99*.
- Lütjens, J., Koppe, R., Klotz, E., Grass, M., & Rasche, V. (2002): "3D X-ray imaging of human bones using a mobile C-arm", in *Computer Assisted Radiology and Surgery*, Elsevier Science B.V., CARS 2002 Computer Assisted Radiology and Surgery, p. 1016.
- Lütjens, J. & Rasche, V. (2003): "*C-Arm X-Ray Apparatus having means of Calibration*", US7125165, Koninklijke Philips Electronics N.V., (Patent).
- McKenna, G. W. (1994): "*X-Ray Tomography System with Gantry Pivot and Translation Control*", USRE36,415, Analogic Corporation, (Patent).
- Merloz, P., Tonetti, J., Pittet, L., Coulomb, M., Lavalley, S., & Sautot, P. (1998): "Pedicule screw placement using image guided techniques", *Clin.Orthop.Relat Res.* no. 354, pp. 39-48.
- Mueller, K. & Xu, F. (2006): "Practical Considerations for GPU-Accelerated CT", ISBI 2006 International Symposium on Biomedical Imaging.
- Mueller, K. & Yagel, R. (1999): "On the use of graphical hardware to accelerate algebraic reconstruction methods", vol. 3659, 62, SPIE Medical Imaging Conference.
- Mueller, K., Yagel, R., & Cornhill, J. F. (1997): "The Weighted Distance Scheme: A Globally Optimizing Projection Ordering Method for ART", *Trans.Medical Imaging*, vol. 16, no. 2, pp. 223-230.
- Navab, N. (1997): "*C-arm calibration method for 3D reconstruction*", US6049582, Siemens Corporate Research, Inc, (Patent).
- Navab, N. & Bani-Hashemi, A. (1995): "*Calibration apparatus for X-Ray Geometry*", US5835563, Siemens Corporate Research, Inc, (Patent).

- Navab, N., Bani-Hashemi, A., Nadar, M., Wiesent, K., Durlak, P., Brunner, T., Barth, K., & Graumann, R. (1998): "3D Reconstruction from Projection Matrices in a C-Arm Based 3D-Angiography System", in *Proceedings of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, vol. 1496, MICCAI 1998, pp. 119-129.
- NDI (2004): "Optotrak Certus System Guide Revision 1.1.", Ontario, Canada, Northern Digital Inc.
- NEMA (1993): "Standards Publications PS3.x - Digital Imaging in Communications and Medicine", Part 1-13, Washington, DC, NEMA.
- Nikolay, S. (2003): "*An FPGA-based 3D Backprojector*", Dissertation an der Universität des Saarlands.
- Okuda, S., Miyauchi, A., Oda, T., Haku, T., Yamamoto, T., & Iwasaki, M. (2006): "Surgical complications of posterior lumbar interbody fusion with total facetectomy in 251 patients", *J.Neurosurg.Spine*, vol. 4, no. 4, pp. 304-309.
- Olson, T. & Jaffe, J. S. (1990): "An Explanation of the Effects of Squashing in Limited Angle Tomography", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 9, no. 3, pp. 242-246.
- Paul, R. P. (1981): "*Robots Manipulators: Mathematics, Programming and Control*", The MIT Press series in artificial intelligence, Cambridge, Massachusetts and London.
- Person, T. M. (2001): "Three-dimensional tomosynthetic image restoration for brachytherapy source localization", *Medical Physics*, vol. 28, no. 8, p. 1812.
- Pharr, M. (2005): "*GPU Gems 2: Programming Techniques for High-Performance Graphics and General-Purpose Computation*", Addison-Wesley Professional.
- Ramachandran, G. N. & Lakshminarayanan, A. V. (1971): "Three Dimensional reconstruction from radiographs and electron micrographs", in *Proc.Nat.Acd. Sci.*, vol. 68, pp. 2236-2240.
- Richter, M., Geerling, J., Zech, S., Goesling, T., & Krettek, C. (2005): "Intraoperative three-dimensional imaging with a motorized mobile C-arm (SIREMOBIL ISO-C-3D) in foot and ankle trauma care: a preliminary report", *J.Orthop.Trauma*, vol. 19, no. 4, pp. 259-266.
- Rock, C., Kotsianos, D., Linsenmaier, U., Fischer, T., Brandl, R., Vill, F., Wirth, S., Kaltschmidt, R., Euler, E., Pfeifer, K. J., & Reiser, M. (2002): "[Studies on image quality, high contrast resolution and dose for the axial skeleton and limbs with a new, dedicated CT system (ISO-C-3 D)]", *Rofo*, vol. 174, no. 2, pp. 170-176.
- Rock, C., Linsenmaier, U., Brandl, R., Kotsianos, D., Wirth, S., Kaltschmidt, R., Euler, E., Mutschler, W., & Pfeifer, K. J. (2001): "[Introduction of a new mobile C-arm/CT combination equipment (ISO-C-3D). Initial results of 3-D sectional imaging]", *Unfallchirurg*, vol. 104, no. 9, pp. 827-833.
- Rost, R. J. (2006): "*OpenGL Shading Language*", 2nd Edition, Addison-Wesley Professional.

- Rougee, A., Picard, C., Ponchut, C., & Troussel, Y. (1993): "Geometrical calibration of X-ray imaging chains for three-dimensional reconstruction", *Comput.Med.Imaging Graph.*, vol. 17, no. 4-5, pp. 295-300.
- Rougee, A., Picard, C., Saint-Felix, D., Troussel, Y., Moll, T., & Amiel, M. (1994): "Three-dimensional coronary arteriography", *Int.J.Card Imaging*, vol. 10, no. 1, pp. 67-70.
- Rubberdt, A., Feil, R., Stengel, D., Spranger, N., Mutze, S., Wich, M., & Ekkernkamp, A. (2006): "[The clinical use of the ISO-C(3D) imaging system in calcaneus fracture surgery]", *Unfallchirurg*, vol. 109, no. 2, pp. 112-118.
- Sadowsky, O., Ramamurthi, K., Ellingsen, L. M., Chintalapani, G., Prince, J. L., & Taylor, R. H. (2006): "Atlas-Assisted Tomography: Registration of deformable Atlas to compensate for limited-angle Cone-Beam Trajectory", in *Conference Record of ISBI 2006*, 3rd IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: Macro to Nano, pp. 1244-1247.
- Schermeier, O., Lueth, T., Glagau, J., Szymanski, D., Tita, R., Hildebrand, D., Klein, M., Nelson, K., & Bier, J. (2002): "Automatic patient registration in computer assisted maxillofacial surgery", *Stud.Health Technol.Inform.*, vol. 85, pp. 461-467.
- Schmidhuber, H. (2005): "*Dosiermittlung und Beurteilung der Bildqualität beim Einsatz des ISO-C-3D am Hüftgelenk und an der Lendenwirbelsäule im Vergleich zur Spiral-CT*", Dissertation an der Institut für Klinische Radiologie der Universität München.
- Schomberg, H. (2001): "Complete Source Trajectories for C-Arm Systems and a Method for Coping with Truncated Cone-Beam Projections", 3D-2001 The Sixth International Meeting on Fully Three-Dimensional Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine.
- Schröer, K. (1998): "*Handbook on Robot Performance Testing and Calibration. Improvement of Robot Industrial Standardisation*", Fraunhofer IRB Verlag.
- Segal, M., Korobkin, M., van Widenfelt, R., Foran, J., & Haerberli, P. E. (1992): "Fast Shadows and lightning effects using texture mapping", in *Proceedings of SIGGRAPH'92*, International Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques, pp. 249-252.
- Shepp, L. A. & Logan, B. F. (1974): "The Fourier Reconstruction of a Head Section", *IEEE Transactions on Nuclear Science*, vol. 21.
- Shreiner, D., Woo, M., & Neider, J. (2005): "*OpenGL Programming Guide. The Official Guide to Learning OpenGL*", 5th Edition, Addison Wesley.
- Soimu, D., Badea, C., & Pallikarakis, N. (2003): "A novel approach for distortion correction for X-ray image intensifiers", *Comput.Med.Imaging Graph.*, vol. 27, no. 1, pp. 79-85.
- Stockle, U., König, B., Schaffler, A., Zschoernack, T., & Haas, N. P. (2006): "[Clinical experience with the Siremobil Iso-C(3D) imaging system in pelvic surgery]", *Unfallchirurg*, vol. 109, no. 1, pp. 30-40.

- Stopp, S. (2004): "Bestimmung der kinematischen Eigenschaften, Optimierung und Validierung eines isozentrischen C-Bogens", Diplomarbeit an der Technischen Universität Berlin.
- Sumanaweera, T. & Lui, D. (2005): "Medical Image Reconstruction with the FFT," in *GPU-Gems 2 - Programming Techniques for High-Performace Graphics and General-Purpose Computations*, Addison Wesley.
- Szymanski, D. (2005): "Ein CT-freies Navigationssystem für die dentale Implantologie", Dissertation an der Technische Universität Berlin, in Fortschritt-Berichte VDI, Reihe 17 (260).
- Szymanski, D., Schauer, D., Jahnz, T., & Lueth, T. (2004): "Ein Tubusadapter zur Navigation eines dentalen Roentgeneraetes", in *Bildverarbeitung fuer die Medizin*, BVM2004, pp. 254-258.
- Tanabe, K. (1971): "Projection Method of solving a singular System", *Numer.Math*, vol. 17, pp. 203-214.
- Thomale, U. W., Kneissler, M., Hein, A., Maetzig, M., Kroppenstedt, S. N., Lueth, T., & Woiciechowsky, C. (2005): "A spine frame for intra-operative fixation to increase accuracy in spinal navigation and robotics", *Comput.Aided Surg.*, vol. 10, no. 3, pp. 151-155.
- Tita, R. (2003): "Ein interaktiv steuerbarer, motorisierter C-Bogen für chirurgische Eingriffe", Diplomarbeit an der Technischen Universität Berlin.
- Tita, R., Holler, W., Huth, S., & Lueth, T. (2006): "Near Real Time Tomographic 3D Reconstruction with the use of the PC Graphics Accelerator", in *Proceedings of the IEEE International Conference on Multisensor Fusion and Integration for Intelligent Systems*, IEEE Press, MFI 2006, pp. 279-284.
- Tita, R., Huth, S., & Lueth, T. C. (2005a): "3D-Reconstruction using PC Graphics Accelerator for the use with free isocentric C-Arms", in *Proceedings Computer Assisted Radiology and Surgery*, CARS'05, p. 1285.
- Tita, R., Huth, S., & Lueth, T. C. (2005b): "Acceleration of the Backprojection in Algebraic 3D-Rekonstruktion using standard pc graphics Hardware", in *Comput.Aided Surgery Around the Head 3rd Interantional Symposium Proceedings*, CAS-H 2005, p. 10.
- Tita, R., Koulechov, K., Stopp, S., & Lueth, T. (2004a): "Ein Standard C-Bogen für die freie Isozentrik und 3-D-Rekonstruktion", in *Tagungsband Automed 2004*, Automed 2004, pp. 37-38.
- Tita, R., Koulechov, K., Stopp, S., & Lueth, T. C. (2005c): "Intraoperative 3D-Röntgenbildgebung auf Basis eines Standard C-Bogens," in *Fertigungs- und Medizintechnik: Gemeinsame Lösungsansätze*, C. Brecher et al., eds., VDI Verlag, Düsseldorf, pp. 17-36.
- Tita, R. & Lueth, T. C. (2004b): "Vario3D - neuer isozentrischer C-Bogen für die Chirurgie", *Futur*, vol. 2/2004, pp. 30-31.

- Tita, R. & Lueth, T. C. (2004c): "Ein interaktiv-steuerbarer, isozentrischer C-Bogen zur intraoperativen 3D-Bildgebung", in *VDI Berichte*, vol. 1841, VDI Verlag, Robotik 2004, pp. 777-779.
- Turbell, H. (2002): "*Cone-Beam Reconstruction using Filtered Backprojektion*", Dissertation an der Institute of Technology, Linköpings Universitet, in Linköpings Studies in Science and Technology, 672.
- Tuy, H. K. (1983): "An inversion formular for cone-beam reconstruction", *SIAM J.Appl.Math.*, vol. 43, no. 3, pp. 546-552.
- Ungpinitpong, P., Ngamanekrat, S., Pintavirooj, C., & Sangworasilp, M. (2003): "SART: An Approach to improve 3D Visualisation from Limited Views of X-Ray Radiographs", World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering .
- Valton, S., Peyrin, F., & Sappey-Marinier, D. (2006): "A comparative study of three tomographic reconstruction methods in cone beam off-centered circular geometry", 3rd IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: Macro to Nano, pp. 1228-1231.
- van Dijke, M. C. (1992): "*Iterative methods in image reconstruction*", Dissertation an der Rijksuniversiteit Utrecht.
- Wich, M., Spranger, N., & Ekkernkamp, A. (2004): "[Intraoperative imaging with the ISO C(3D)]", *Chirurg*, vol. 75, no. 10, pp. 982-987.
- Wiesent, K., Barth, K., Navab, N., Durlak, P., Brunner, T., Schuetze, O., & Seissler, W. (2000): "Enhanced 3-D-reconstruction algorithm for C-arm systems suitable for interventional procedures", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 19, no. 5, pp. 391-403.
- Wirth, S., Euler, E., Linsenmaier, U., Heining, S. M., Kotsianos, D., Pfeifer, K. J., Mutschler, W., & Reiser, M. (2004): "C-arm-based mobile computed tomography: a comparison with established imaging on the basis of simulated treatments of talus neck fractures in a cadaveric study", *Comput.Aided Surg.*, vol. 9, no. 1-2, pp. 27-38.
- Xiangyang, T. & Ning, R. (2000): "An efficient cone beam filtered back-projection (CB-FBP) reconstruction algorithm for a circle-plus-two-arc orbit", in *Conference Record of IEEE Nuclear Science Symposium 2000*, vol. 2, IEEE Nuclear Science Symposium 2000, pp. 15-126-15/130.
- Xu, F. & Mueller, K. (2004): "Ultra-Fast 3D Filtered Backprojection on Commodity Graphics Hardware", ISBI 2004 - IEEE Interantional Symposion in Biomedical Imaging.
- Xu, F. & Mueller, K. (2005): "Accelerating Popular Tomographic Reconstruction Algorithms On Commodity PC Graphics Hardware", *IEEE Transactions on Nuclear Science*, vol. 52, no. 3, pp. 654-663.
- Zahng, Y., Chan, H.-P., Sahiner, B., Wei, J., Goodsitt, M. M., Hadjiiski, L. M., Ge, J., & Zhou, C. (2006): "A comparative study of limited-angle cone-beam reconstruction methods for breast tomosynthesis", *Medical Physics*, vol. 33, no. 10, pp. 3781-3795.
- Zeng, L. & Gullberg, G. T. (2000): "Unmatched projector/backprojector pairs in an iterative reconstruction algorithms", *Trans.Medical Imaging*, vol. 19, no. 5, pp. 548-555

12 Anhang

12.1 Notation

Tabelle 12-1: Verwendete Notationen.

Darstellung	Notation	Bedeutung
homogenen 4x4 Matrizen	${}^{BKS}\mathbf{T}_{ZKS}$	Transformation vom Koordinatensystem <i>BKS</i> nach Koordinatensystem <i>ZKS</i>
3x3 Rotationsmatrizen	${}^{BKS}\mathbf{R}_{ZKS}$	Rotation vom Koordinatensystem <i>BKS</i> nach Koordinatensystem <i>ZKS</i>
Vektor	${}^{BKS}\mathbf{p}_{ZKS}$	Vektor von Punkt <i>BKS</i> nach <i>ZKS</i>
<i>x</i> -Achse einer homogenen 4x4 Matrix	${}^{BKS}\mathbf{x}_{ZKS}$	<i>x</i> -Achse des <i>ZKS</i> im Koordinaten des <i>BKS</i>
<i>y</i> -Achse einer homogenen 4x4 Matrix	${}^{BKS}\mathbf{y}_{ZKS}$	<i>y</i> -Achse des <i>ZKS</i> im Koordinaten des <i>BKS</i>
<i>z</i> -Achse einer homogenen 4x4 Matrix	${}^{BKS}\mathbf{z}_{ZKS}$	<i>z</i> -Achse de <i>ZKS</i> in Koordinaten des <i>BKS</i>

12.2 Shepp-Logan Head Phantoms

Das 3D-Shepp-Logon Head Phantom ist ein standardisiertes, analytisches Röntgenphantom, das zum Vergleich unterschiedlicher Rekonstruktionsalgorithmen verwendet wird [Kak und Slaney (1988)]. Das 3D-Shepp-Logan Phantom ist durch zehn Ellipsoide mit variierenden Dichtewerten wie in Tabelle 5-1 definiert. Dabei ist das 3D-Shepp-Logan Head Phantom der Dichteverteilung des menschlichen Kopfes nachempfunden, wobei das äußerste Ellipsoid *a* den höchsten Dichtewert τ besitzt und somit zusammen mit dem Ellipsoid *b*, welches das Innere des Kopfes bildet, den Schädel darstellt. Innerhalb des äußeren Ellipsoiden *b* befinden sich acht weitere kontrastarme Ellipsoide mit unterschiedlicher Größe bzw. Dichte. Bild 12-1 zeigt eine drei dimensionale Darstellung des 3D-Shepp-Logan Phantoms, wobei Ellipsoid *e* und *f* sowie Ellipsoid *i* durch den Anschnitt zu sehen sind. Da das 3D-Shepp-Logan Head Phantom im Bereich von $[-1, 1]$ entlang der drei Hauptachsen (*x*, *y*, *z*) definiert ist, ergibt sich eine maximale Größe von 2 mm entlang der drei Achsen.

Aus den gegebenen Ellipsoiden lassen sich wie in Kak und Slaney (1988) beschrieben analytische Projektionsbilder berechnen, die frei von Verzerrungen oder nicht lineare Grauwertverläufe sind. Um ein Projektionsbild zu erzeugen, ist für jeden Pixel *i* des Bildes *p* der Grauwert $g(i)$ zu berechnen. Die Lage des gewünschten Bildes wird durch ${}^{BASE}\mathbf{T}_{IMA}$ und die Position der Quelle wird durch ${}^{BASE}\mathbf{p}_{src}$ festgelegt. Gegeben sind weiterhin die *N* Ellipsoide mit ihrer räumlichen Lage ${}^{BASE}\mathbf{T}_{ELI}$ und ihrem Dichtewert τ_j mit $j = 1..N$.

Tabelle 12-2: Parameter der zehn Ellipsoide des 3D-Shepp-Logan Head Phantoms nach Kak und Slaney (1988).

Ellipsoid	Koordinaten (x, y, z)	Achslänge (A, B, C)	Rotation β	Dichte τ
a	(0, 0, 0)	(0.69, 0.92, 0.9)	0	2.0
b	(0, 0, 0)	(0.6624, 0.874, 0.88)	0	1.02
c	(-0.22, 0, -0.25)	(0.41, 0.16, 0.21)	108	1.0
d	(0.22, 0, -0.25)	(0.31, 0.11, 0.22)	72	1.0
e	(0, 0.1, -0.25)	(0.046, 0.046, 0.046)	0	1.03
f	(0, 0.2, -0.25)	(0.046, 0.046, 0.046)	0	1.04
g	(-0.8, -0.65, -0.25)	(0.046, 0.023, 0.02)	0	1.03
h	(0.06, -0.65, -0.25)	(0.046, 0.023, 0.02)	90	1.03
i	(0.06, 0.105, 0.625)	(0.56, 0.04, 0.1)	90	1.0
j	(0, 0.1, -0.625)	(0.056, 0.056, 0.1)	0	1.04

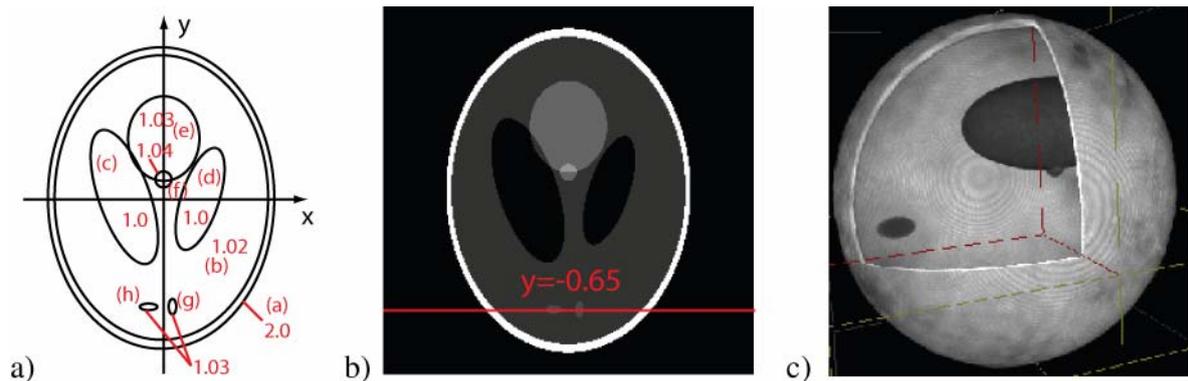


Bild 12-1: a) Schnitt durch das Shepp-Logan Phantom bei $z = -0,25$. Acht von zehn Ellipsoiden sind sichtbar. b) Grauwertdarstellung derselben Schicht mit einer Scanline bei $y = -0,65$. c) Dreidimensionale Darstellung der Rekonstruktion aus 70 Projektionsbildern. (Alle Bilder © MiMed, 2006)

Für jeden Pixel i mit den Koordinaten (x, y) wird die Position ${}^{BASE}\mathbf{p}_i$ bestimmt.

$${}^{BASE}\mathbf{p}_i = {}^{BASE}\mathbf{T}_{IMA} \cdot \begin{pmatrix} r_x \cdot (x + .5) \\ r_y \cdot (y + .5) \\ 0 \end{pmatrix} \text{ mit } r_x, r_y = \text{Größe eines Pixels in } mm \quad (12-1)$$

Im Koordinatensystem eines Ellipsoids sind ${}^{ELI}\mathbf{p}_i$ und ${}^{ELI}\mathbf{p}_{src}$

$${}^{ELI}\mathbf{p}_i = {}^{ELI}\mathbf{T}_{BASE} \cdot {}^{BASE}\mathbf{p}_i \text{ und } {}^{ELI}\mathbf{p}_{src} = {}^{ELI}\mathbf{T}_{BASE} \cdot {}^{BASE}\mathbf{p}_{src} \quad (12-2)$$

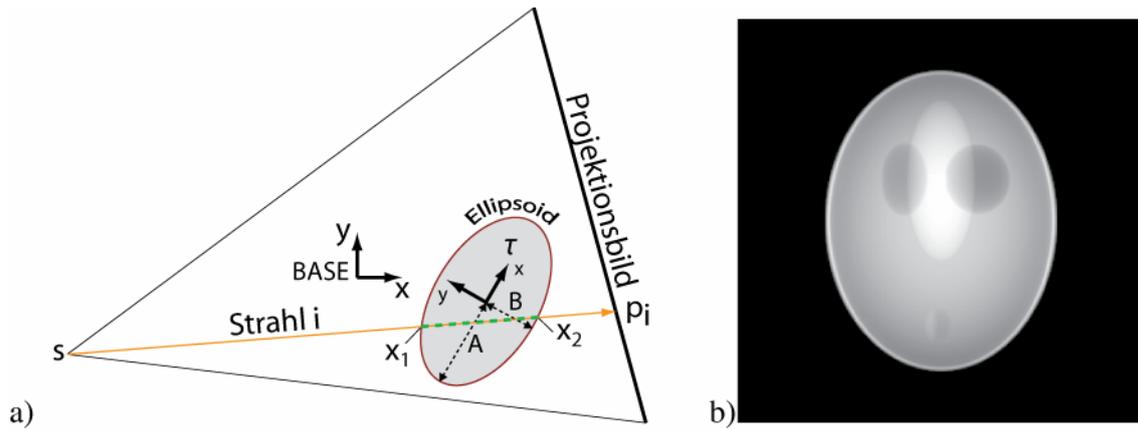


Bild 12-2: a) Analytische Berechnung eines Projektionsbildes, Der Grauwert eines Pixels von p_i ist die Länge des Strahls im Ellipsoiden multipliziert mit dem Dichtewert τ . b) Beispiel eines analytisch berechneten Projektionsbildes des Shepp-Logan Phantoms (Alle Bilder © MiMed, 2006)

Der Grauwert $g(i)$ wird über die Länge des geschnittenen Ellipsoidsegments wie folgt bestimmt. Der Strahl

$$\mathbf{x} = {}^{ELI} \mathbf{p}_{SRC} + t \cdot ({}^{ELI} \mathbf{p}_i - {}^{ELI} \mathbf{p}_{SRC}) \text{ mit } t > 0 \quad (12-3)$$

wird in Parameterform geschrieben:

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} s_x \\ s_y \\ s_z \end{pmatrix} + t \cdot \begin{pmatrix} p_x - s_x \\ p_y - s_y \\ p_z - s_z \end{pmatrix} \text{ mit } {}^{ELI} \mathbf{p}_i = \begin{pmatrix} p_x \\ p_y \\ p_z \end{pmatrix}, {}^{ELI} \mathbf{p}_{SRC} = \begin{pmatrix} s_x \\ s_y \\ s_z \end{pmatrix} \quad (12-4)$$

Ein im Ursprung zentriertes Ellipsoid mit den Hauptachsen A , B und C ist durch

$$\frac{x^2}{A^2} + \frac{y^2}{B^2} + \frac{z^2}{C^2} = 1 \quad (12-5)$$

definiert. Durch Einsetzen von (12-4) in (12-5) und Auflösen nach t erhält man eine quadratische Gleichung der Form

$$q_1 \cdot t^2 + q_2 \cdot t + q_3 = 0 \quad (12-6)$$

Mit den Lösungen der Gleichung (12-6)

$$t_{1,2} = \frac{-q_2 \pm \sqrt{q_2^2 - 4 \cdot q_1 \cdot q_3}}{2 \cdot q_1} \quad (12-7)$$

werden die beiden Schnittpunkte $\mathbf{x}_1 = \mathbf{p}_{SRC} + t_1 \cdot (\mathbf{p}_i - \mathbf{p}_{SRC})$ und $\mathbf{x}_2 = \mathbf{p}_{SRC} + t_2 \cdot (\mathbf{p}_i - \mathbf{p}_{SRC})$ bestimmt. Aus der Länge $|\mathbf{x}_1 - \mathbf{x}_2|$ des geschnittenen Segments und dem d_j Dichtewert des Ellipsoids j wird schließlich der Grauwert $g(i)$ des Pixels i über alle Ellipsoide aufsummiert.

$$g(i) = \sum_{j=1}^N \tau_j \cdot |\mathbf{x}_1^{(j)} - \mathbf{x}_2^{(j)}| \quad (12-8)$$