INAUGURAL-DISSERTATION

zur
Erlangung der Doktorwürde

der
Naturwissenschaftlich-Mathematischen
Gesamtfakultät

der
Ruprecht-Karls-Universität
Heidelberg

vorgelegt von
Dipl.-Phys. Marc Schneberger
aus Bad Sobernheim

Tag der mündlichen Prüfung: 15.01.2003

Spezifikation und Einsatz eines Stereokamerasystems zur videobasierten Patientenpositionierung in der Präzisionsstrahlentherapie

Gutachter: Prof. Dr. Wolfgang Schlegel
Prof. Dr. Josef Bille

Zusammenfassung

Spezifikation und Einsatz eines Stereokamerasystems zur videobasierten Patientenpositionierung in der Präzisionsstrahlentherapie

Zur stereotaktischen und intensitätsmodulierten Strahlentherapie von Tumoren ist eine präzise Patientenpositionierung – aufgrund steilerer Gradienten der Dosisverteilung – essenziell. Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der Implementierung eines hochpräzisen, flexiblen Stereokamerasystems zur Detektion von patientenfesten, kugelförmigen Markierungen zur videobasierten Patientenpositionierung.

Hierzu berechnen wir 3D Positionen dieser Markierungen, die durch ein mathematisches Kameramodell – unter Berücksichtigung der radialen und tangentialen Linsenverzeichnung – beschrieben werden. Um die gewünschte Präzision zu erreichen, wurde ein neues Kalibrierphantom entwickelt und konstruiert. Es erlaubt eine geometrische Vor-Ort Kamerakalibrierung, was sehr vielseitige Anwendungen ermöglicht. Die Parameter, die im Kameramodell verwendet werden, stammen aus diesem Kalibrierverfahren. Zusätzlich erleichtert das Phantom eine regelmäßige Qualitätssicherung (QA) des Kamerasystems, da für den medizinischen Anwendungsfall die tägliche Einsatzfähigkeit gewährleistet und auch überprüfbar sein muss.

Für den klinischen Einsatz des Stereokamerasystems werden zwei Anwendungen betrachtet. Einerseits steht die automatisierte Patientenpositionierung am Bestrahlungsgerät zur Diskussion. Andererseits wird eine vorbereitende Studie zur Echtzeitüberwachung der Patientenbewegung während der Bestrahlung präsentiert.

Abstract

Specification and Use of a Stereo Camera System for video-based Patient Positioning in Precision Radiotherapy

In treating tumor patients with stereotactic and intensity modulated radiotherapy, precise patient positioning is essential due to the steep gradients of dose distribution. This work presents the implementation of an accurate and flexible stereo camera system detecting patient-fixed spherical markers for video-based patient positioning.

For this, we compute 3D marker coordinates in space, which are described by a mathematical camera model that considers radial and tangential lens distortion. To achieve the desired precision, a new calibration phantom was designed, developed, and constructed. It allows an on site geometrical camera calibration which enables a wide range of applications. The parameters used in the camera model are determined during this calibration procedure. In addition the phantom facilitates regular quality assurance (QA) routines of the camera system which is necessary to ensure daily operational integrity in clinical application.

The use of the stereo camera system in clinical practice is considered for two applications. Firstly, automatic patient positioning in the treatment room is discussed, and secondly a preliminary study to monitor online movement of patients during irradiation is presented.

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung **1**

1.1 Einführung in die Strahlentherapie 1

1.2 Videobasierte Patientenpositionierung 2

1.3 Kommerzielle Lösungen 3

1.4 Ziel dieser Arbeit 5

2 Material und Methoden **7**

2.1 Grundlagen der Patientenpositionierung 8

2.1.1 Die Strahlentherapiekette 8

2.1.2 Techniken der Patientenimmobilisierung 8

2.1.2.1 Methoden für kranielle Läsionen 9

2.1.2.2 Methoden für extrakranielle Läsionen 10

2.1.3 Positionierung am Bestrahlungsgerät 10

2.2 Zielpunktlokalisierung 12

2.2.1 Stereotaktische Patientenpositionierung 13

2.2.2 Definition von Zielvolumen und Sicherheitssäume 13

2.2.3 Auswirkungen von Fehlpositionierungen 16

2.3 Das Stereokamerasystem 16

2.3.1 Hardware 17

2.3.1.1 CCD-Kameras und Framegrabber 18

2.3.1.2 Infrarotbeleuchtung 18

2.3.1.3 Objektive und Filter 18

2.3.1.4 Reproduzierbare Kamerahalterung 20

2.3.2 Software 21

2.3.2.1 Segmentierung 22

2.3.2.2 Bildhintergrund 23
2.3.2.3 Schwerpunktalgorithmus 23
2.4 Kameramodelle 24
2.4.1 Koordinatensysteme und Eulersche Winkel 25
2.4.2 Lochkameramodell 27
2.4.3 RTDC-Kameramodell 30
2.5 Kalibrierung des Stereokamerasystems 35
2.5.1 Abschätzung von Startwerten 36
2.5.2 Nichtlineare Optimierung 41
2.6 Aufnahmeobjekte 42
2.6.1 Kreise 42
2.6.2 Retroreflektierende Kugeln 43
2.6.3 CT-Marker 43
2.7 Kalibrierphantome 44
2.7.1 Sandwichphantom 45
2.7.2 Plattenphantom 46
2.7.3 3D-Messmaschine 46
2.7.4 GRC-Phantom 47
2.7.4.1 GRC-Phantom zur Kalibrierung 48
2.7.4.2 GRC-Phantom zur Referenzierung 49
2.7.4.3 GRC-Phantom zur Qualitätssicherung 50
2.8 Mathematische Methoden 50
2.8.1 Triangulation 51
2.8.2 Epipolargeometrie 52
2.9 Referenzierung des Stereokamerasystems 54

3 Ergebnisse **57**
3.1 Größe des kalibrierten Gebietes versus Systemgenauigkeit 58
3.1.1 Zusammenfassung der Kalibrierung 58
3.2 Beispiel einer Referenzierung 60
3.3 Qualitätssicherung des Stereokamerasystems 63
3.4 Positionsübertrag vom Planungs-CT zum Bestrahlungsgerät 64
3.4.1 Entwickelte Komponenten 65

3.4.2 Datengewinnung im CT 66
3.4.3 Repositionierung am Bestrahlungsgerät 67
3.4.4 Zusammenfassung des Positionsübertrags 68
3.5 Praktischer Einsatz des Stereokamerasystems 70
3.5.1 Automatische Positionierung am Bestrahlungsgerät 70
3.5.2 Echtzeitüberwachung während der Bestrahlung 71

4 Diskussion und Ausblicke 75

5 Zusammenfassung 79

A Maximales Kalibriergebiet 81

B Verkleinertes Kalibriergebiet 93

Abbildungsverzeichnis 105

Tabellenverzeichnis 111

Literaturverzeichnis 113

Danksagung 119

Glossar 121

Abkürzungsverzeichnis

CCD	Charge-coupled Device, Bildsensor der Kamera
CT	Computertomographie
CTP	Computer To Plate
DKFZ	Deutsches Krebsforschungszentrum Heidelberg
DLT	Direct Linear Transformation
DRB	Dynamic Reference Bases
GRC	Geometric Reference and Calibration
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements
IMRT	Intensitätsmodulierte Strahlentherapie
IR	Infrarot
KS	Koordinatensystem
MRT	Magnetresonanztomographie
NDI	Northern Digital Inc.
PEEK	Polyetheretherketon
PPSU	Patient Positioning Sensor Unit
QA	Quality Assurance
RMS	Root Mean Square
ROI	Region Of Interest
RTDC	Radial and Tangential Distortion Consideration
u- und v-Koordinaten	Pixelkoordinaten auf dem Bildsensor

Kapitel 1

Einleitung

1.1 Einführung in die Strahlentherapie

Bösartige Neubildungen (Krebs) sind nach den Erkrankungen des Kreislaufsystems die zweithäufigste Todesursache in Deutschland. Im Jahre 2000 starben ungefähr 110.000 Männer und 100.000 Frauen an Krebs, die Zahl der jährlichen Neuerkrankungen belaufen sich auf etwa 340.000 Menschen.

Die immer noch häufigste Todesursache – Erkrankungen des Kreislaufsystems – geht seit Jahren durch die verbesserte medizinische Versorgung stark zurück. Vergleicht man die Abnahmen beider Sterblichkeiten, könnte in 15-20 Jahren ein Wechsel zwischen den zwei häufigsten Todesursachen stattfinden (siehe Abb. 1.1) [Bec98].

Bei der Behandlung von Krebs gibt es hauptsächlich drei Therapiemöglichkeiten: den chirurgischen Eingriff, die Strahlentherapie und die Chemotherapie. Die Strahlentherapie kann alleine oder in Verbindung mit den anderen Therapien zum Einsatz kommen. Sie dient einer heilenden oder schmerzlindernden Behandlung bösartiger, aber auch gutartiger Tumoren und wird bei über 50 Prozent der Krebspatienten eingesetzt (siehe [Sch01a]). Das Ziel der Strahlentherapie ist die maximale Schädigung des Tumorgewebes (sog. Zielvolumen) bei gleichzeitig maximaler Schonung des umgebenden (gesunden) Gewebes.

Man unterteilt die Strahlenbehandlung in die Brachy- und die Teletherapie. Bei der Brachytherapie werden Kurzreichweitenstrahler direkt im oder in der Nähe des bösartigen Gewebes im Körper platziert. Bei der Teletherapie werden die Strahlen von einer externen Quelle produziert oder abgestrahlt, die dann in den Körper eindringen. Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich ausschließlich mit der Teletherapie.

Zur Erzeugung der Teilchen für die Teletherapie bedient man sich heute überwiegend den sogenannten Elektronenlinearbeschleunigern. Sie produzieren hochenergetische Elektronen, die entweder direkt zur Elektronentherapie verwendet oder auf ein Target zur Erzeugung von Photonen gelenkt werden. Dies geschieht in der sogenannten Gantry, die um eine horizontale Achse rotieren kann. Der Bestrahlungstisch hingegen rotiert um eine vertikale Achse und ist

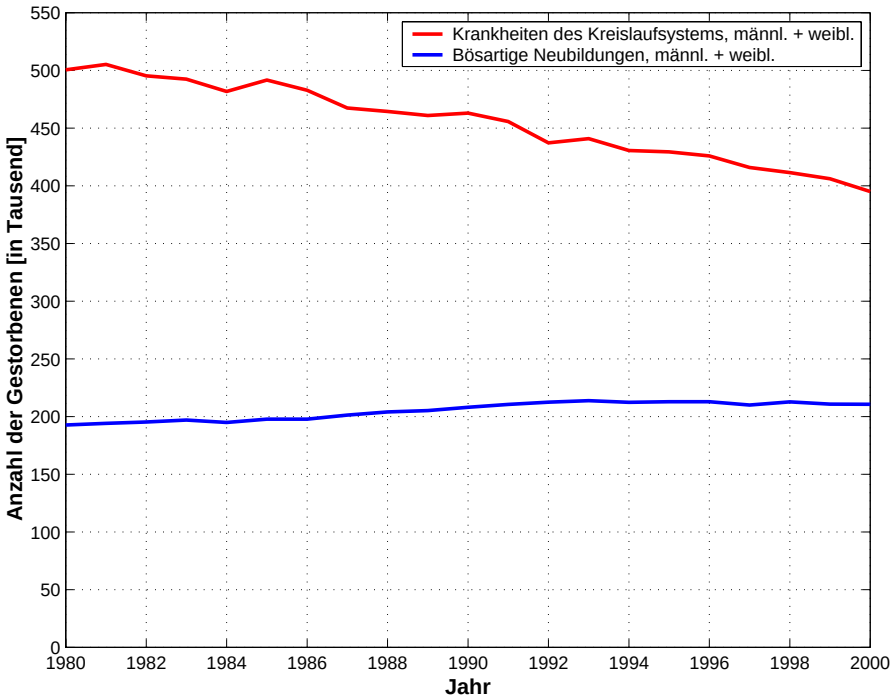

Abbildung 1.1: *Darstellung der zwei häufigsten Todesursachen in Deutschland in den Jahren 1980-2000 [Sta02]*

zusätzlich in alle drei Raumrichtungen verschiebbar (siehe Abb. 1.2). Er dient der Positionierung vor jeder Bestrahlung, der sogenannten Patientenrepositionierung. Die Repositionierung wird erforderlich, wenn die Strahlengesamtdosis in 20-30 Teildosen unterteilt und verabreicht wird. Man spricht hierbei von der fraktionierten Strahlentherapie (näheres hierzu findet man z.B. bei Richter et.al. [Ric02] und bei Sugahara et al. [Sug74]).

1.2 Videobasierte Patientenpositionierung

Die Motivation für diese Arbeit steckt in der Möglichkeit, die Patientenposition vor und während der Bestrahlung in Echtzeit und ohne Einsatz zusätzlicher radioaktiver Strahlung zu bestimmen.

Es wird in Zukunft immer wichtiger, quantitative Fehler der Patientenpositionierung anzugeben, zu veranschaulichen, zu korrigieren und zu dokumentieren. Die Fehlpositionierungen könnten wieder in die Bestrahlungsplanung mit aufgenommen werden, um so entscheidende Schritte in die Richtung der adaptiven Strahlentherapie zu gehen.

Unter der adaptiven Strahlentherapie versteht man die Anpassung eines ausgearbeiteten Bestrahlungsplanes (Festlegung der Gantrywinkel, Bestrahlungsdosis, etc.) unter Verwendung von Aufnahmen der aktuellen Situation durch bildgebende Verfahren (CT, etc.). Die Anpassung erfolgt patientenspezifisch und kann zwischen den einzelnen Bestrahlungsfraktionen

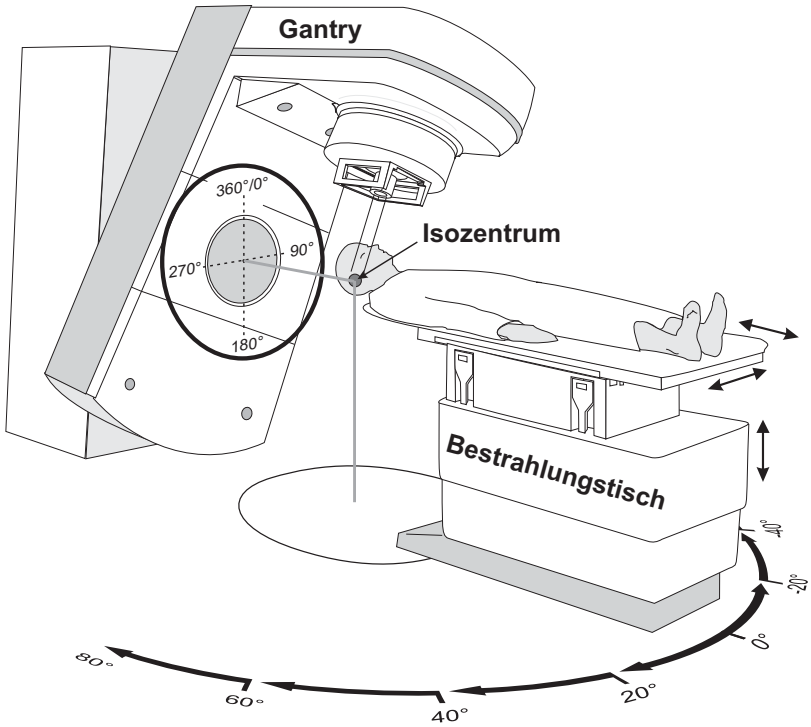

Abbildung 1.2: *Skizze einer Bestrahlungsanlage in der Strahlentherapie. Die vertikale Drehachse des Tisches und die horizontale Drehachse der Gantry schneiden sich im Isozentrum*

(interfraktionell), aber auch während der Fraktion (intrafraktionell) erfolgen.

In den erneut optimierten Plan fließen ausschließlich Positionsveränderungen des jeweiligen Patienten mit ein. Durch das Auffinden der optimalen Sicherheitssäume und der Bestrahlungsdosis kann eine optimale Modifizierung erfolgen.

1.3 Kommerzielle Lösungen

Für den medizinischen Anwendungsbereich gibt es verschiedene kommerzielle Videosysteme. Sie gliedern sich in reine Navigations-/Trackingsysteme und Komplettsysteme zur videobasierten Patientenpositionierung in der Strahlentherapie.

Navigations- und Trackingsysteme Die Berechnung von 3D-Objektpunkten bezüglich eines übergeordneten Koordinatensystems beschränkt sich nicht nur auf den medizinischen Bereich. Für moderne Messzwecke (Körperbewegungen, Filmanimationen, Automobilindustrie, etc.) können solche Systeme direkt aus der Industrie bezogen werden.

Ausnahmslos verwenden die Systeme die bewährte IR-Beleuchtung zur optimalen Szenenausleuchtung. Um die CCD-Kameras angeordnete IR-Dioden strahlen hierbei in Richtung der optischen Achse. Durch den Einsatz von retroreflektierenden, kugelförmigen Markierungen

Abbildung 1.3: *Stereokamerasystem POLARIS® (mit freundlicher Genehmigung von NDI (Northern Digital Inc.) Waterloo, Ontario/Canada)*

Abbildung 1.4: *ARTtrack 1: IR-Messkamera mit eingebauter Recheneinheit (mit freundlicher Genehmigung von Advanced Realtime Tracking GmbH, Herrsching, Deutschland)*

auf dem Objekt und Tageslichtsperrfiltern auf den Kameraobjektiven sind im Kamerabild nur diese Markierungen als Kreise sichtbar.

Einer der wichtigsten Anbieter von Stereokamerasystemen ist die Firma NDI Waterloo, Ontario/Canada. Sie bietet die Produkte OPTOTRAK® und POLARIS® zur Stereovision an. Besonders das POLARIS®-Gerät (siehe Abb. 1.3) findet ein breites Anwendungsfeld in der Medizin. Es kann über eine serielle Schnittstelle direkt mit dem Computer verbunden werden, registriert dabei maximal 6 Markierungen und stellt deren 3D-Koordinaten dem Computer zur Weiterverarbeitung zur Verfügung. Diverse Zweitfirmen (z.B. Traxtal, Texas/USA [Tra02], Aesculap, Tuttlingen/Deutschland [Aes02]) verwenden dieses System und entwickeln Zusatzgeräte in Form von DRBs. Diese Erweiterungen spannen durch feste Markierungspositionen ein Koordinatensystem auf, die beispielsweise die Instrumentenführung bzw. Objektbewegung in eine 3D-Bewegung im Raum transformiert. Solche erweiterten Systeme finden z.B. ihren Einsatz in der Neurochirurgie oder Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie [Mar97].

Ein Mehrfachkamerasystem wird beispielsweise von der Firma Advanced Realtime Tracking GmbH [Adv02] vertrieben. Das Kamerasystem zur Stereovision setzt sich aus mindestens zwei Kameras zusammen. Um Verdeckungen von Markierungen zu vermeiden und zur Erhöhung der Genauigkeit, kann das System auf einen Verbund von mehreren Kameras ausgeweitet werden. Hierzu sind einzelne Bausteine in verschiedenen Ecken eines Raumes platziert. Jede Einheit (siehe Abb. 1.4) enthält neben Kamera und IR-Blitz eine Recheneinheit, die über Ethernet nur die aufgezeichneten CCD-Koordinaten der retroreflektierenden Markierungen an einen Zentralrechner weiterleitet. Hier stehen zur Weiterverarbeitung die 3D-Koordinaten zur Verfügung. Tabelle 1.1 gibt einen Überblick der Systemgenauigkeiten. Es ist darauf zu achten, dass nicht alle Einzelheiten in die Tabelle eingearbeitet werden. Speziell die Angabe der Preisspanne ist nur als Anhaltspunkt gedacht. Die Kosten der NDI-Systeme sind abhängig von deren Konfiguration. Bei der Advanced Realtime Tracking GmbH beeinflusst die Zahl der

Tabelle 1.1: *Systemgenauigkeit von kommerziellen Kamerasystemen*

Handelsname	3D-Genauigkeit $[mm]$	Maximalfehler $[mm]$	Preisspanne EUR
OPTOTRAK®	$0,1 - 0,5$		50.000 – 65.000
POLARIS®	$0,35$ RMS		19.000 – 28.000
ARTtrack 1	$0,25$	$0,90$	31.500 – 52.500

Messkameras den Betrag. Das OPTOTRAK®-System hat das größte Messvolumen. Bedingt durch die Tiefe ist die Angabe der 3D-Genauigkeit nicht auf einen Zahlenwert zu begrenzen.

Videobasiertes Komplettsystem zur Patientenpositionierung Auf dem Markt existiert ein Komplettsystem, das eine Lösung zur videobasierten Patientenpositionierung in der Strahlentherapie anbietet. Es stammt von der Firma BrainLAB (Heimstetten/Deutschland) mit dem Handelsnamen ExacTrac®.

Dieses System verwendet patientenfeste Markierungen, die gleichzeitig im CT und in dem Stereokamerasystem sichtbar sind. ExacTrac® ermittelt aus den CT-Schichtdaten automatisch eine Position der Markierungen zu einem Bezugskoordinatensystem, das für gewöhnlich im Schritt der Bestrahlungsplanung eingeführt wird. Der Ursprung dieses Koordinatensystems ist nach Konvention das Isozentrum der Bestrahlungsanlage. Somit stehen 3D-Absolutkoordinaten aus dem CT für die spätere videobasierte Patientenpositionierung am Bestrahlungsgerät zur Verfügung. Die Angabe einer Systemgenauigkeit dieses Komplettsystems wurde in Kalibrierungsprozeduren ermittelt und beläuft sich auf $(0,2 \pm 0,1)\,mm$ in alle drei Raumrichtungen [Car99]. Die Gesamtkosten des Systems belaufen sich auf $\approx$ EUR 100.000.

1.4 Ziel dieser Arbeit

Ziel dieser Arbeit ist die Evaluierung, Implementierung und Weiterentwicklung eines in der Abteilung Medizinische Physik am DKFZ Heidelberg entwickelten Stereokamerasystems zur videobasierten Patientenpositionierung für den alltäglichen Gebrauch in der Strahlentherapie.

Im Falle der Bildaufnahmetechnik wurde das interne System PPSU [Lap99], als Grundlage verwendet, da schon erste klinische Kenntnisse vorlagen. Dieses System beschränkt sich aber auf die Positioniermöglichkeit von Patienten mit Kopf- und Halstumoren.

Die automatische Positionierung des Patienten am Bestrahlungsgerät wird im Rahmen dieser Arbeit durch Markierungen auf der Körperoberfläche des Patienten realisiert. Die Sollposition dieser ortsfesten Markierungen wird im zuvor durchgeführten Schritt der Bestrahlungsplanung direkt an der CT-Anlage bestimmt.

Die im Rahmen der Zielsetzung gesetzten Schwerpunkte umfassen:

- Spezifikation und Auswahl von elektro-optischen Systemkomponenten (CCD-Kameras, Bildeinzugskarte, Kameraobjektive),
- Implementierung und Test eines stabilen, hochpräzisen Stereokamerasystems zum mobilen Einsatz und zur Festinstallation am Bestrahlungsgerät,
- Entwicklung eines ortsunabhängigen Kalibrierverfahrens für das optische Stereosystem,
- Entwicklung von Markierungen für die Patientenoberfläche,
- Einsatz zur Repositionierung von Patienten am Bestrahlungsgerät (als passiver Schritt vor der routinemäßigen Positionierung).

Kapitel 2

Material und Methoden

Das im Rahmen dieser Arbeit systematisch weiterentwickelte Kamerasystem dient zur videobasierten Patientenpositionierung in der Strahlentherapie von Tumoren.

Abschnitt 2.1 zeigt die zum allgemeinen Verständnis notwendigen Schritte in der Strahlentherapiebehandlung sowie die Grundlagen der Patientenpositionierung und Immobilisationstechniken, wie sie am DKFZ Heidelberg eingesetzt werden.

Abschnitt 2.2 beschäftigt sich mit der Definition der Zielpunktlokalisierung, das heißt der Positionsbestimmung des Tumors im Körper. Hier speziell mit dem Einsatz der Stereotaxie zur Bestimmung von stereotaktischen Koordinaten zur Patientenpositionierung. Zusätzlich wird der Begriff des Zielvolumens anhand der Empfehlungen der ICRU behandelt und die verschiedenen Sicherheitssäume zur Kompensation von Unsicherheiten bei der Lagerung, Bestrahlungsplanung und Strahlenapplikation erklärt.

Im darauf folgenden Abschnitt 2.3 wird das Stereokamerasystem mit seinen Hardwarekomponenten und den grundsätzlichen Softwareeigenschaften diskutiert. Die Software berechnet für die eingesetzten kugelförmigen Markierungen charakteristische Punkte – die Schwerpunkte der 2D-Bildkoordinaten – in beiden Kameras. Diese Koordinaten werden mit der Einführung eines mathematischen Kameramodells in Abschnitt 2.4 verwendet, um aus diesen Informationen Raumkoordinaten zu bestimmen. Das mathematische Kameramodell beschreibt somit eine Abbildung von Raumkoordinaten zu 2D-Bildkoordinaten.

Die erforderlichen Parameter für dieses Modell liefert die sogenannte Kamerakalibrierung (siehe Abschnitt 2.5). Deren Zuverlässigkeit hängt wiederum von der Genauigkeit der Aufnahmeobjekte (siehe Abschnitt 2.6) und den Kalibrierphantomen (Abschnitt 2.7) ab.

Im letzten Abschnitt 2.8 werden die mathematischen Methoden diskutiert, die notwendig sind, um die aufgenommen CCD-Koordinaten eines Objektpunktes – sichtbar in beiden Kameras – letztlich in 3D-Koordinaten eines Raumpunktes umzurechnen. Zum einen verwendet man die Methode der windschiefen Geraden, zum anderen zur Korrelation von mehreren Objektpunkten in beiden Kameras (Korrespondenzsuche) die Epipolargeometrie.

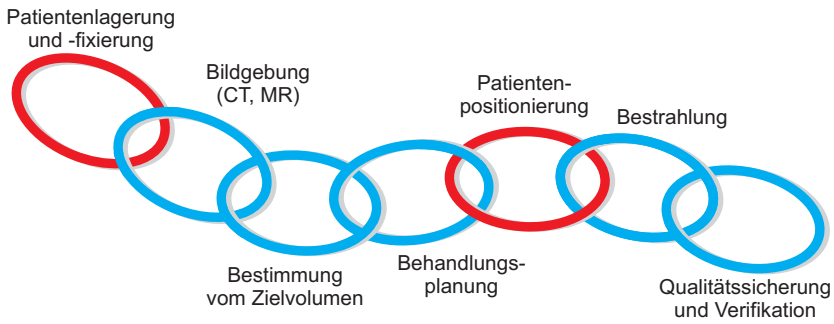

Abbildung 2.1: *Die Strahlentherapiekette gliedert die Reihenfolge der einzelnen Schritte bei der Strahlenbehandlung von Tumoren (aus [Sch01b])*

2.1 Grundlagen der Patientenpositionierung

2.1.1 Die Strahlentherapiekette

Die Strahlentherapiekette (siehe Abb. 2.1) gliedert die Vorgehensweise in der Behandlung von Krebspatienten bei der Teletherapie. Die Patientenlagerung und -positionierung spielt eine wichtige Rolle in dieser Kette. Sie stellt die Reproduzierbarkeit der Patientenposition am Bestrahlungsgerät sicher.

Das Gesamtergebnis der Therapie kann nur so gut sein wie das schwächste Glied der Kette. In den letzten Jahren wurden Erfolge speziell auf dem Gebiet der Strahlenapplikation durch die intensitätsmodulierte Strahlentherapie (IMRT) erzielt [Web00].

Durch diese Bestrahlungstechnik wird eine besonders tumorkonforme Dosisverteilung mit steileren Dosisgradienten erreicht, was wiederum höhere Ansprüche an die Genauigkeit der Patientenpositionierung stellt, um die IMRT maximal zu unterstützen.

2.1.2 Techniken der Patientenimmobilisierung

Die Lagerungstechniken dienen nicht nur der Fixierung und Immobilisierung von Patienten oder der zu bestrahlenden Region, sondern auch zur absoluten, reproduzierbaren Positionierung des Patienten am Bestrahlungsgerät. Dieser Abschnitt beschäftigt sich mit den Techniken der Patientenimmobilisierung, aufgeteilt in die Methoden der kranielle und extrakranielle Läsionen.

Der Unterschied zwischen beiden Gebieten ist auf der einen Seite die sehr starre Anordnung zwischen Gehirn und den umgebenden Schädelknochen, was eine geometrisch eindeutige Beziehung ergibt. Auf der anderen Seite steht die hohe Beweglichkeit im Rumpfbereich zwischen der Körperoberfläche und den inneren Organen und somit auch den Tumoren.

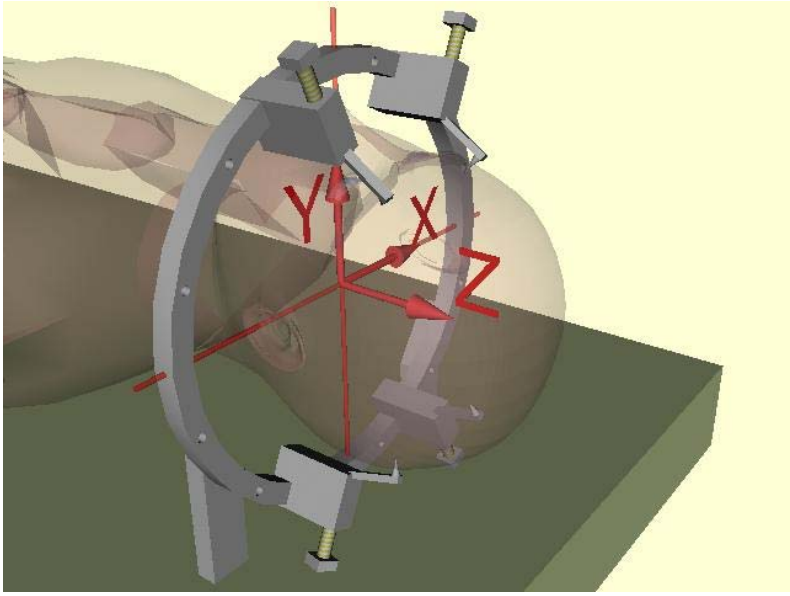

Abbildung 2.2: *Invasive Fixierung an einem ortsfesten Grundring nach Riechert und Mundinger (aus [Sch01b])*

2.1.2.1 Methoden für kranielle Läsionen

Im Kopf- und Halsbereich unterscheidet man Fixierungsmöglichkeiten, die invasiv bzw. nicht-invasiv angebracht werden.

Beim invasiven Verfahren wird ein ortsfester, den Patienten umschließenden Grundring nach Riechert und Mundinger [Rie55] am Schädel des Patienten mit Schrauben befestigt (siehe Abb. 2.2). Diese mit spitzen Dornen versehenen Schrauben werden an vier Stellen unter örtlicher Betäubung bis zum Schädelknochen vorgedreht. Somit wird eine hohe Stabilität erreicht. Die Schwankungen mit diesem Ring-Schädel-System liegen unter einem Millimeter. Mit dem Grundring werden nur Einzeitbestrahlungen durchgeführt, wobei einmalig eine hohe Strahlendosis verabreicht wird. Für die Immobilisierung bei der fraktionierten Strahlentherapie im Kopf- und Halsbereich gibt es sogenannte Maskensysteme, die individuell dem Patienten angepasst sind (siehe Abb. 2.3). Sie stellen eine feste Korrelation zwischen Tischauflage und Schädel her und definieren somit eine eindeutige Raumposition des Tumors. Die Maske besteht aus einem thermoplastischen Kunststoffgewebe und wird in Bahnen – ähnlich wie ein Verband – um den Patientenkopf gewickelt. Nach dem Aushärten des Materials werden seitlich Scharniere angebracht, die es dem Patienten erlauben, die Maske immer wieder auf- und abzusetzen. Durch die begrenzte Spannung beim Wickeln sind Bewegungen des Tumors im Schädel relativ zur bekannten Raumposition der Maske von 2 bis 8 mm möglich [Ham96, Hes95]. Dennoch ist die Rückenlage des Patienten und die Verwendung von Masken die am besten zu reproduzierende Position bei der fraktionierten Strahlentherapie von kraniellen Tumoren [Ben99].

Abbildung 2.3: *Nicht-Invasive Kopffixierung für den Einsatz in der fraktionierten Strahlentherapie*

2.1.2.2 Methoden für extrakranielle Läsionen

Im Körperstamm (Rumpf) ist die Immobilisierung viel aufwendiger als im kraniellen Bereich, da neben der Translation und der Rotation auch die Verdrehung des Patienten möglich ist. Auch der Einfluss der normalen Atembewegung, der Füllzustände von Darm und Blase und die Peristaltik dürfen keineswegs vernachlässigt werden. Die Verschiebungen in diesen Bereichen können im Millimeter- bis Zentimeterbereich liegen.

Aus diesen Gründen greift man bei der Immobilisierung auf großflächige Systeme wie Torsos und Vakuummatratzen zurück. Der sogenannte Torso entspricht der Maske im Kopf- und Halsbereich und wird dementsprechend für jeden Patienten getrennt hergestellt (siehe Abb. 2.4). In der Vakuummatratze befinden sich kleine Styroporkügelchen, die bei einem Unterdruck im Innern zu einem festen Verbund werden und so eine robuste, unverformbare äußere Kontur des Patienten nachbilden. Diese Matratzen können bei beliebig vielen Patienten verwendet werden, da ihre Einsatzfähigkeit nur von ihrer Lebensdauer abhängig ist (siehe Abb. 2.5).

2.1.3 Positionierung am Bestrahlungsgerät

Einer Bestrahlung geht in der Regel eine Therapiesimulation voraus. Hierbei werden zwei unterschiedliche Ansätze verfolgt. Entweder wird in einem Simulatorraum – der vom geometrischen Aufbau her identisch mit dem Bestrahlungsraum ist – die Bestrahlung nachgeahmt

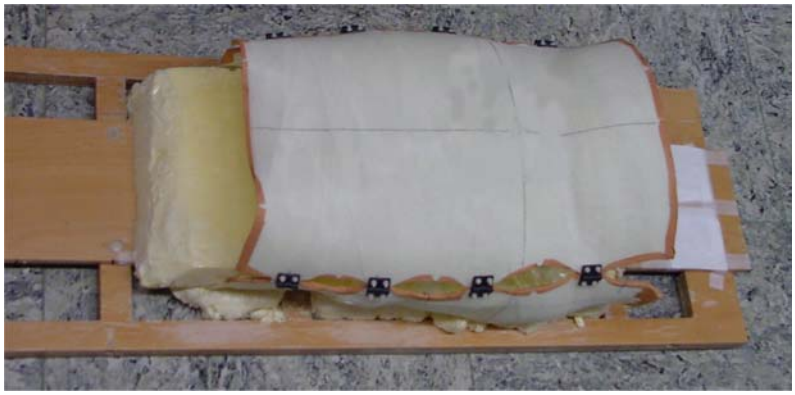

Abbildung 2.4: *Patientenspezifischer Torso aus thermoplastischen Bandagen zur Ganzkörperimmobilisierung*

Abbildung 2.5: *Formbare Vakuummatratze zur Ganzkörperimmobilisierung*

oder es wird eine virtuelle Therapiesimulation durchgeführt.

Bei der virtuellen Simulation werden die Einstrahlrichtungen und Feldformen definiert. Die Einstellung für die Bestrahlung wird stereotaktisch (siehe Abschnitt 2.2.1) durchgeführt. Die aufgebrachten Markierungen auf den Immobilisierungshilfen dienen der späteren Positionierung im Bestrahlungsraum, wobei der Patient bei jedem Bestrahlungstermin der fraktionierten Therapie neu immobilisiert und repositioniert wird.

Der geometrische Bezug im Bestrahlungsraum ist durch Wand- und Deckenlaser gegeben, die ein orthogonales Koordinatensystem aufspannen (siehe Abb. 2.6). Das standardisierte Raumkoordinatensystem hat im Ursprung das sogenannte Isozentrum (siehe Abb. 1.2), das auch Rotationspunkt der Gantry und des Bestrahlungstisches ist.

Grundsätzlich verbessert sich die Setup-Reproduzierbarkeit bei der Verwendung von Immobilisierungseinheiten, wie sie in Abschnitt 2.1.2 vorgestellt werden. Eine weitere Verbesserung sind Markierungen für die Raumlaser, die weit entfernt vom Isozentrum auf der Immobilisierung aufgebracht sind [Ben99].

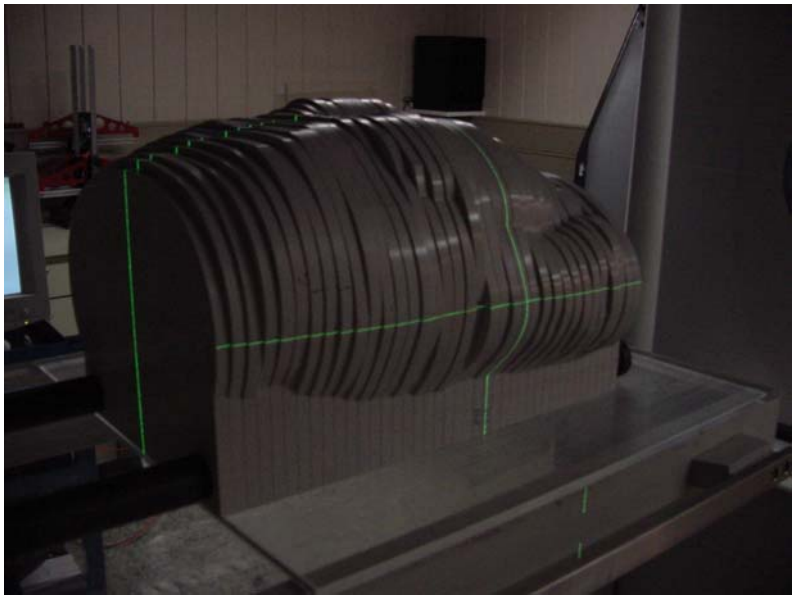

Abbildung 2.6: *Phantom am Bestrahlungsgerät zur Verdeutlichung der Laserlinien, die zur Positionierung des Patienten am Bestrahlungsgerät dienen*

In der Regel verwendet man in der Strahlentherapie ein rechtshändiges Koordinatensystem, wobei die positive x-Achse die rechts-nach-links Richtung des Patienten kennzeichnet. Die y-Achse repräsentiert die Längsachse, mit der positiven Richtung in Kopfrichtung. Die positive z-Achse beschreibt die posterior/anterior Richtung des Patienten (siehe Abb. 2.2). Das Koordinatensystem dient somit der Beschreibung von Punkten im Raum [Ben99].

2.2 Zielpunktlokalisierung

Das grundsätzliche Ziel der Patientenpositionierung ist die exakte Positionierung des zuvor berechneten Zielpunktes im Isozentrum des Bestrahlungsgerätes. Die Bestimmung dieses Punktes kann direkt oder indirekt erfolgen [Sch01d].

Direkte Bestimmung Die direkte Ermittlung wird durch das CT realisiert. Nachteilig ist die zusätzliche Strahlendosis, die notwendig ist, um Aufnahmen vom Körperinneren zu erhalten. Abhilfe könnten hier nur bildgebende Verfahren schaffen, die auf Röntgenstrahlen verzichten, wie z.B. MRT und Ultraschall. Das Resultat der direkten Bestimmung sind räumliche Koordinaten, die mit bekannten Methoden in sogenannte stereotaktische Koordinaten umgerechnet werden (siehe Abschnitt 2.2.1).

Aufnahmen der internen Struktur, die man zur Bestrahlungsplanung verwendet, werden durch die 3D-Bildgebung mit CT-Schichtaufnahmen realisiert.

Die direkte Ermittlung bezieht sich aber auch auf das tägliche Auffinden des Zielpunktes bei der fraktionierten Strahlentherapie am Bestrahlungsgerät. Interne (invasive) Markierungen,

die direkt am oder im Tumorvolumen angebracht werden, könnten dies unterstützen, solange ihre Verschiebung bezüglich des Zielpunktes klein ist.

Indirekte Bestimmung Bei der indirekten Bestimmung lokalisiert man externe Referenzpunkte – z.B. auf der Körperoberfläche – außerhalb des Tumorvolumens, mit denen die Position des Zielpunktes berechnet wird. Hierbei spielen speziell im Bereich des Rumpfes Organ- und Tumorverschiebungen eine große Rolle, die bis zu mehreren Zentimetern betragen. Die auf der Haut aufgebrachten Markierungen können verschmieren oder sich verschieben. Ohne regelmäßige Verifikationsaufnahmen kann dies bei der fraktionierten Strahlentherapie Ungenauigkeiten hervorrufen [Ben99]. Deswegen geht man heute vielerorts dazu über, eine Tätowierung oder Henna [Wur01] aufzubringen, um die Sichtbarkeit während der laufenden fraktionierten Therapie zu gewährleisten.

Bezüglich der erreichbaren Genauigkeit sind grundsätzlich direkte Methoden vorzuziehen.

2.2.1 Stereotaktische Patientenpositionierung

Die Stereotaxie hat ihren Ursprung in der Neurochirurgie. Leksell [Lek51, Lek87] übertrug den Grundgedanken auf die Strahlenchirurgie und ersetzte die neurochirurgischen Instrumente durch Röntgenstrahlen. Diese Methode (Gamma Knife) wird heute für hochdosierte Einzeitbestrahlungen im Kopf- und Halsbereich verwendet.

Der Einsatz der Stereotaxie in der Strahlentherapie beruht auf der Verwendung eines patientenfesten Koordinatensystems während der Bildaufnahme (z.B. am Computertomographen) und später beim Setup am Bestrahlungsgerät.

Die Anwendung der stereotaktischen Methode kann somit in drei Bereiche unterteilt werden [Sch01d]:

- Nach der Patientenimmobilisierung und der maximalen Reduzierung von Organverschiebungen, wird ein sogenanntes stereotaktisches Lokalisationssystem am Grundring angebracht. Durch definiert verlaufende Fäden in den Lokalizern können die CT-Daten in der Planungssoftware als Raumkoordinaten ausgedrückt werden (siehe Abb. 2.7),
- nach der Bildgebung wird der Zielpunkt – heute überwiegend von der Planungssoftware – berechnet, der später sehr genau im Isozentrum des Bestrahlungsgerätes liegen muss,
- beim Setup am Bestrahlungsgerät wird ein sogenanntes stereotaktisches Zielsystem am Grundring angebracht um den Patienten mit den zuvor berechneten 3D-Koordinaten des Zielpunktes zu repositionieren (siehe Abb. 2.8).

2.2.2 Definition von Zielvolumen und Sicherheitssäume

Da die Genauigkeit der Strahlentherapie abhängig ist von verschiedenen Faktoren, ist es unmöglich, alle Ursachen von (maschinen- und/oder patientenbezogenen) Ungenauigkeiten

Abbildung 2.7: *CT-Bildgebung für die Therapieplanung: das stereotaktische Lokalisationssystem am Grundring liefert in den Bilddaten Markierungen, die eine 3D-Zuordnung des Zielvolumens zulassen (aus [Sch01b])*

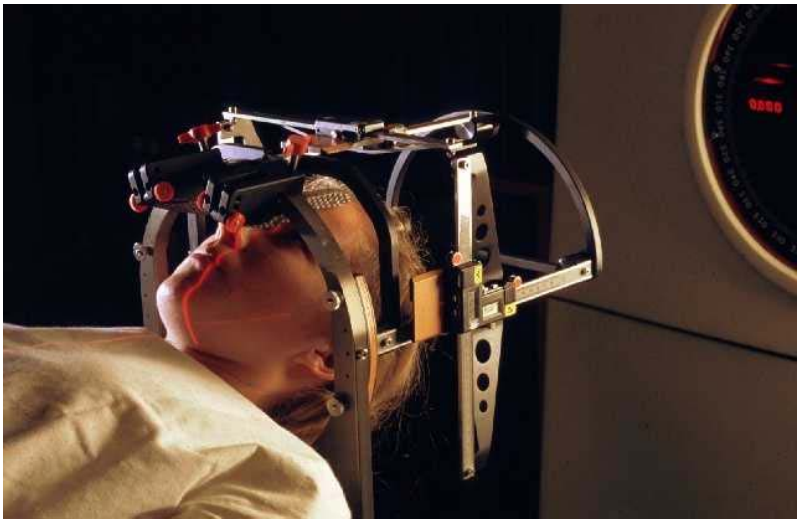

Abbildung 2.8: *Stereotaktische Patientenpositionierung am Bestrahlungsgerät: das Zielsystem ist am Grundring angebracht und erlaubt eine 3D-Ausrichtung des Patienten anhand der Raumlaser (aus [Sch01b])*

zu beseitigen. Aus diesem Grund wurden Anstrengungen unternommen, die Herkunft dieser Ungenauigkeiten zu verstehen und ihre Einflüsse beurteilen zu können. Es entstand eine Empfehlung der ICRU, die sich mit der Minimierung dieser Effekte beschäftigt und hierfür verschiedene Sicherheitssäume des Zielvolumens definiert [ICR93]:

- Makroskopisches Tumorvolumen, GTV (Gross Tumor Volume),
- Klinisches Zielvolumen, CTV (Clinical Target Volume),
- Planungszielvolumen, PTV (Planning Target Volume).

GTV Das GTV ist die tast- und sichtbare Ausdehnung der bösartigen Neubildung. Es bezieht nicht nur den in den bildgebenden Verfahren (CT, MRT, etc.) ermittelten Tumorbereich ein, sondern auch z.B. betroffene Lymphknoten.

CTV Das CTV kennzeichnet das GTV und mikroskopische Ausläufer des Tumors, die zusätzlich entfernt werden müssen, aber nicht mit den diagnostischen Techniken erkennbar sind. Somit beinhaltet das CTV das rein anatomische Tumorvolumen, das bestrahlt werden muss, um eine lokale Kontrolle über den Tumor zu bekommen. Die lokale Tumorkontrolle umschreibt das Vorhaben, die bösartige Neubildung im Wachstum zu stoppen und zu verkleinern.

PTV Eine rein geometrische Erweiterung des CTV ist das Planungszielvolumen PTV. Es wird notwendig, um geometrische Ungenauigkeiten wie Organverschiebung, Patientenpositionierung, aber auch Ungenauigkeiten in der Dosisapplikation mit einzuschließen. Bei jeder neuen Positionierung der fraktionierten Therapie am Bestrahlungsgerät muss sich das CTV im PTV befinden.

Der grundsätzliche Unterschied zwischen CTV und PTV sind die unterschiedlich definierten Koordinatensysteme. Während das CTV in Koordinaten der Bildgebung – z.B. der CT-Aufnahmen – angegeben ist, bezieht sich das PTV auf das Raumkoordinatensystem und somit auf ein zu bestrahlendes Volumen im Bestrahlungsraum.

Die maximale Ausdehnung des PTV, um in jeder Situation das CTV einzuschließen, kann zur Überdosierung von gesundem Gewebe führen. Oder es werden strahlensensitiven Organen zu hohe Strahlendosen verabreicht. Durch diese möglichen massiven Nebenwirkungen wurde eine weitere Größe von der ICRU definiert, die sogenannten Risikoorgane OAR (Organs at Risk). OARs sind Organe, die eine signifikante Antwort in Form von Nebenwirkungen auf eine Überdosierung aufweisen. Sie können durch ihre Nähe zu dem PTV die Bestrahlungsplanung drastisch beeinflussen, da sie nicht dessen maximale Ausbreitung erlauben (siehe Abb. 2.9).

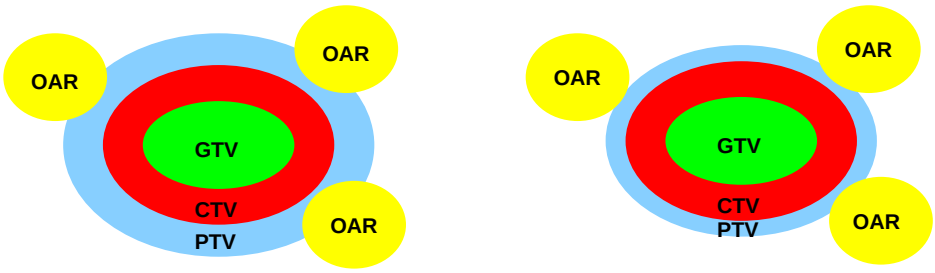

Abbildung 2.9: *Einfluss der Existenz von Risikoorganen (OARs) auf die Ausdehnung des Planungszielvolumens (PTV). Links: das PTV hat eine große Überlappung mit den OARs. Rechts: Eine Verkleinerung des PTV bewirkt eine geringere Überdeckung mit den OARs*

2.2.3 Auswirkungen von Fehlpositionierungen

Die genaue Reproduzierung der Patientenposition am Bestrahlungsgerät ist fundamental für eine erfolgreiche Strahlenbehandlung. Eine Fehlpositionierung würde eine Überdosierung im gesunden Gewebe und eine gleichzeitige Unterdosierung im Zielvolumen verursachen. Dies beruht auf der Verschiebung des zu bestrahlenden Volumens im Körper gegenüber dem berechneten Bestrahlungsvolumen im Raum [Xin00].

Wegen der Unterdosierung im Zielvolumen besteht die Gefahr einer Rezidivbildung, das heißt das erneute Ausbrechen eines gleichartigen Tumors am selben Ort nach der Strahlentherapie.

Das einmalige bis zweimalige Verfehlen von Tumorabschnitten während einer Fraktion kann die Tumorkontrollrate bereits verringern. Auch das versehentliche Bestrahlen einer OAR-Region kann die Erkrankungsrate erhöhen. Goitein und Busse [Goi75] untersuchten den theoretischen Effekt einer Unterdosierung, verursacht durch zufällige Immobilisationsfehler. Sie fanden, dass ein Anstieg der Tumorkontrollwahrscheinlichkeit von 12 Prozent bei guter Immobilisierung möglich ist (bei Untersuchungen im Supraglottis-Bereich).

2.3 Das Stereokamerasystem

Mit einem System bestehend aus zwei Kameras, die eine identische Szenerie beobachten, können 3D-Koordinaten von Objekten bezüglich eines vorgegebenen Koordinatensystems bestimmt werden [Jäh93, AA71]. Da die aufzunehmenden Objekte durch Abschattungen verdeckt sein können, kommen mehrere Kameras zum Einsatz, die aus verschiedenen Winkeln Aufnahmen machen. In dieser Arbeit werden nur zwei Bildaufnehmer verwendet, die fest auf einem Balken montiert und so auch leicht und unkompliziert zu transportieren sind (siehe Abb. 2.10 und 2.11). Für die Bildaufnahme sind Kameras mit Objektiven, Kabel und Bildeinzugskarten (Framegrabber) notwendig. Zur unkomplizierteren digitalen Verarbeitung wurde in früheren Arbeiten die Beleuchtung und Detektion der Objekte optimiert [Men93, Lap99]. Deshalb werden retroreflektierende Materialien als Objekte, Infrarotlicht und Tageslichtsperrfilter an den Kameraobjektiven verwendet.

Abbildung 2.10: *Das Stereokamerasystem für den mobilen Einsatz*

Abbildung 2.11: *Festinstalliertes Stereokamerasystem am Linearbeschleuniger des DKFZ Heidelberg*

Die nachgeschalteten Bildverarbeitungsroutinen ermitteln aus den Kameraaufnahmen CCD-Koordinaten der detektierten Objekte.

2.3.1 Hardware

Die Hardware umfasst alle elektro-optischen Komponenten des Stereokamerasystems. Hier wurde überwiegend auf kommerziell erhältliche Produkte zurückgegriffen. Außerdem wurde darauf geachtet, von Beginn an Bauteile mit einer hohen Eigengenauigkeit und einer hohen

Zuverlässigkeit einzusetzen. Ansonsten könnte das Komplettsystem Fehler enthalten, die nur schwer erklärbar bzw. schlecht reproduzierbar und somit nicht vermeidbar sind.

2.3.1.1 CCD-Kameras und Framegrabber

Die verwendeten analogen CCD-Kameras – der Firma Compulog GmbH, Böblingen, Deutschland – haben eine Bildaufnehmergröße von 756×581 Pixel. Im Regelbetrieb bei der Stereoaufnahme werden aber nur 512×512 Pixel verwendet. Bei der eingesetzten Kamera entspricht dies einer Größe von $(5,632 \times 5,632)\, mm^2$. Eine hochauflösende Kamera mit z.B. 1.024×1.024 Pixel oder sogar 2.048×2.048 Pixel wurde nicht in Betracht gezogen, da die Verarbeitung der Mehrdaten eine Echtzeitfähigkeit des Systems in Frage stellt. Als Echtzeit bezeichnet man hier eine Bildaufnahmefrequenz von 25 Bildern pro Sekunde und die Datenverarbeitung mithilfe des Computers im Bereich von wenigen Millisekunden. Als Framegrabber dient das Modell PicPort-Stereo H4S der Firma Leutron Vision GmbH, Konstanz, Deutschland. Es hat eine Videoauflösung von maximal 2.048×2.048 Pixel und benötigt für zwei Kameras zur synchronisierten Bildaufnahme nur eine Bildeinzugskarte. Ein weiterer Vorteil ist die Verfügbarkeit der Treiber unter dem Betriebssystem Linux.

Der Analog-Digital-Konverter im Framegrabber digitalisiert die ankommenden analogen Kameradaten. Man spricht von einer Rasterung des Bildes auf eine zweidimensionale Bildmatrix [Jäh93]. Somit werden die Kameradaten in einer 8-Bit-Grauwertcodierung für den Computer lesbar gemacht. Hier verdeutlicht sich die enorme Datenmenge. Bei einer Kameraauflösung von 512×512 Pixel und einer Grauwertaufteilung von $0 - 255$ (8-Bit Codierung) hat jedes Pixel eine Größe von $1\, Byte$. Dies bedeutet, dass pro Kamera und pro Sekunde $6.553.600\, Byte$ anfallen. Bei einer hochauflösenden Kamera ergibt sich leicht die doppelte Datenmenge. Wie man eine Datenmengenreduzierung realisiert, wird in Abschnitt 2.3.2 diskutiert.

2.3.1.2 Infrarotbeleuchtung

Die gute Ausleuchtung der Szene ist für eine effektive Bildverarbeitung unerlässlich. Sie steht vor der eigentlichen Bildaufnahme und legt den Grundstein für ein optimales Ergebnis in Verbindung mit dem Bildauswerteverfahren [Jäh93].

Es kommen IR-Dioden mit einer Wellenlänge von $\lambda = (880 \pm 20)\, nm$ zum Einsatz, wobei die IR-Dioden kreisförmig um die Kamera angebracht sind (siehe Abb. 2.12 und 2.13). Dies begründet sich in der reflektierten Lichtintensität, die maximal ist, wenn zwischen Lichtquelle und Bildaufnehmer ein Winkel von $0°$ ist.

2.3.1.3 Objektive und Filter

Als Objektive kommen Linsen der Firma Schneider, Bad Kreuznach, zum Einsatz. Diese sind speziell für den Wellenlängenbereich von $400\, nm$ bis $1.000\, nm$ korrigiert und besitzen nur

Abbildung 2.12: *Infrarotbeleuchtung des Stereokamerasystems. Die roten Dioden zeigen ihre Funktionsfähigkeit*

Abbildung 2.13: *CCD-Kamera, Infrarotdiodenring, Objektiv und Tageslichtsperrfilter eines Bildaufnehmers*

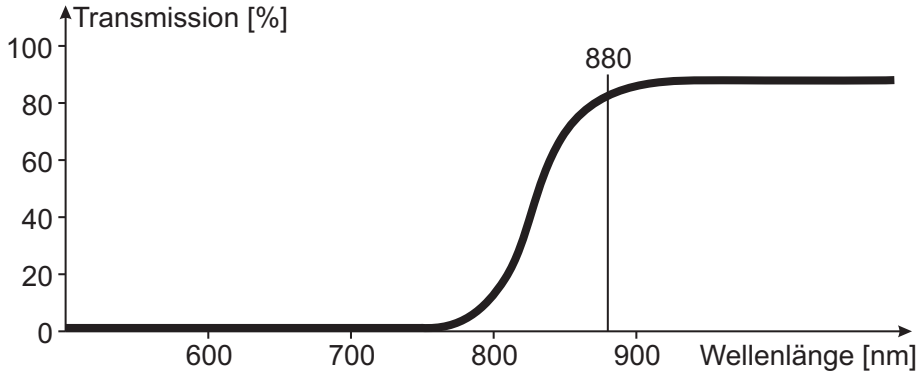

Abbildung 2.14: *Transmissionsgrad des Tageslichtsperrfilters mit eingezeichneter Wellenlänge der verwendeten IR-Dioden*

minimale geometrische Verzeichnungen sowie eine optimierte Beleuchtungsverteilung [Jos02].

Die Brennweite von $23\,mm$ ist speziell auf das Problem der Positionsbestimmung in einem Abstand von ungefähr $3\,m$ und einem Volumen von $(500 \times 500 \times 600)\,mm^3$ zugeschnitten. Durch die Verwendung von anderen Objektivbrennweiten ist die Optimierung des Stereokamerasystems auf weitere Anwendungen möglich.

Die Tageslichtsperrfilter, die auf die Objektive gesteckt werden, sollen im günstigsten Fall nur die Wellenlänge der verwendeten IR-Dioden passieren lassen. Abbildung 2.14 zeigt, dass die Wellenlängen des sichtbaren Bereiches im Spektrum durch den verwendeten Filter gut geblockt werden. Probleme treten hierbei nur mit dem IR-Bereich des Tageslichtspektrums auf. Dessen Transmission wird durch die Verwendung dieses Filters nicht verhindert. Da die Einsatzbereiche des Stereokamerasystems für gewöhnlich nur Räume mit künstlicher Beleuchtung sind, muss diesem Punkt keine große Beachtung geschenkt werden. Der Gebrauch des mobilen Stereokamerasystems in Räumen mit Tageslicht kann dadurch sichergestellt werden, dass das System die Aufnahmen nicht direkt gegen das einfallende Licht macht.

Abbildung 2.15: *Reproduzierbare Kamerahalterung mit definierten Winkeleinstellungen in der Horizontalen und der Vertikalen*

2.3.1.4 Reproduzierbare Kamerahalterung

Durch den großen Abstand zwischen Objekt und Kameras von ca. $3\,m$ würde auch die minimalste Verschiebung der Kameras auf dem Balken zu großen Fehlern im Millimeterbereich bei der Bestimmung von 3D-Koordinaten führen.

Aus diesem Grund wurden beide Kameras zu Beginn fest mit dem Balken verschraubt. Dies wiederum schränkt die Flexibilität eines Stereokamerasystems zu mobilen Einsatzzwecken ein. Es musste immer die Situation, das heißt die Position der Objekte, den Kameras angepasst werden, um in deren Überlappungsbereich zu liegen. Denn nur hier ist die Stereovision, die Berechnung von 3D-Koordinaten von Objekten, möglich. Die Anpassung führte zu unnatürlichen und verfälschten Bildaufnahmen. Auch ist es nicht immer möglich, das optische System auf einen zuvor definierten Abstand zu den Objekten zu bringen. Ist dies bei unflexiblen Systemen dennoch der Fall, liegen die Messungen schnell außerhalb eines zuvor kalibrierten Gebietes. Dies kann eine Reduzierung der Genauigkeit zur Folge haben.

Durch die im Rahmen dieser Arbeit implementierten Kamerahalterungen sind diverse Einstellungen der Kamerawinkel in der Horizontalen und Vertikalen möglich (siehe Abb. 2.15). Dies erlaubt eine Mehrfachkalibrierung des Stereokamerasystems auf unterschiedlich überlappende Sichtgebiete beider Kameras (siehe Abb. 2.16). Die Kamerawinkel sind mit einer hohen Reproduzierbarkeit einstellbar. Somit ändert sich bei diversen Einstellungen nur die Position der Kameras zueinander. Zu jeder Einstellung liegt nach der Mehrfachkalibrierung für die Software eine Kalibrierungsdatei vor.

Die Genauigkeit der diversen Volumina ist hierbei nur vom Fokus und der Blendeneinstel-

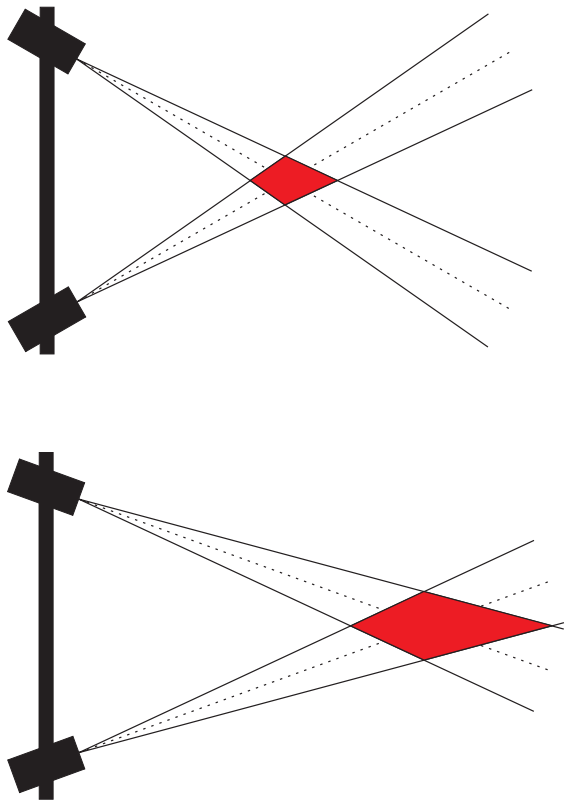

Abbildung 2.16: *Durch definierte Winkeleinstellungen der Kameras kann das optimale Volumen eingestellt werden*

lung der Objektive abhängig. Im Gegensatz zu den verschiedenen Winkeleinstellungen der Kameras dürfen diese nicht modifiziert werden. Deren Veränderung hätte eine neue Mehrfachkalibrierung zur Folge.

2.3.2 Software

Die Software beinhaltet Methoden der Digitalen Bildverarbeitung. Diese bestimmen letztlich aus den Kameradaten die Raumpositionen der retroreflektierenden Markierungen.

Der erste Schritt ist die Reduzierung der Datenmenge. Da nicht alle Pixelinformationen benötigt werden, sondern nur die Grauwerte der Pixel, die auch zu möglichen Objekten gehören, werden nach dem Abtasten aller Pixel zur weiteren Berechnung lediglich wenige ROIs genauer betrachtet (Segmentierung des Bildes). Diese Gebiete haben eine feste Größe, die abhängig ist von der Dimension des detektierten Objektes. Bei dem spezifizierten Stereokamerasystem besitzen diese grundsätzlich eine Ausdehnung von 20×20 Pixel.

Auch die Grauwerte der Pixel in den ROIs werden nicht abgespeichert. Sie werden lediglich für die Berechnung eines charakteristischen Punktes des entsprechend abgebildeten Objektes herangezogen. Der kennzeichnende Punkt ist in diesem Fall der Mittelpunkt des Kreises,

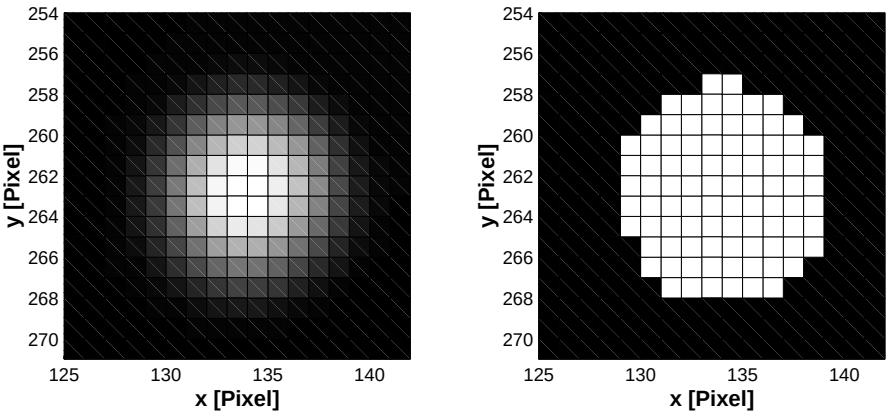

Abbildung 2.17: *Links: Grauwertbild eines Kreises. Rechts: Binärbild eines Kreises mit einem Schwellenwert von* 30

der als Schwerpunkt bestimmt werden kann. Es werden demnach Schwerpunktkoordinaten in u- und v-Richtung des CCD-Chips berechnet (siehe Abschnitt 2.3.2.3).

2.3.2.1 Segmentierung

Um Objekte schnell und einfach detektieren zu können, müssen sie sich aus der Umgebung hervorheben. Dies bedeutet, sie müssen entweder die hellsten oder die dunkelsten Punkte im Kamerabild sein [Sho94]. Durch die Verwendung von IR-Licht und retroreflektierenden Objekten wird dies realisiert (siehe Abschnitt 2.3.1 und 2.6).

Neben der elektro-optischen Optimierung müssen die möglichen Objekte auch softwaremäßig vom Hintergrund hervorgehoben werden. Man spricht von der Binarisierung des Grauwertbildes. Es erfolgt eine Segmentierung von einem Grauwertbild zu einem Binärbild. Der Transformation macht die Berechnung eines Schwellenwertes notwendig. Unterhalb dieses Wertes werden alle Pixelgrauwerte auf den Wert Null, oberhalb auf Eins gesetzt (siehe Abb. 2.17). Der Schwellenwert kann entweder statisch oder dynamisch angegeben werden. Beim Einsatz des Stereokamerasystems unter Laborbedingungen, das heißt in einem abgedunkelten Raum, kann ein statischer Wert von 30 angenommen werden. Der Pixelgrauwert im Hintergrund weist hier einen Grauwertdurchschnitt von ca. 22 auf.

Eine dynamische Berechnung des Schwellenwertes im Gesamtbild wird beispielsweise durch die Unterteilung des Kamerabildes in kleine Bereiche [Wah84] und die Bestimmung von lokalen Durchschnittsgrauwerten mit dem arithmetischen Mittelwert erreicht. Unabhängig von der eigentlichen Lage der Objekte.

Ist ein mögliches Objekt – egal ob mit statischen oder dynamischen Methoden – aufgespürt, können die seitlichen Begrenzungen (oberer, unterer, linker und rechter Rand) angegeben werden. Nun wird für jedes Objekt separat ein lokaler Schwellenwert g_{local} berechnet [Hil99]. Man bestimmt zuerst ein arithmetisches Mittel g_{mean} aller Pixel n und deren Grauwerte g_i

in den begrenzten Objekten:

$$g_{mean} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^{n} g_i \,. \tag{2.1}$$

Der eigentliche lokale Schwellenwert berechnet sich aus dem arithmetischen Mittel zwischen g_{light} ($\forall\, g_i > g_{mean}$) und g_{dark} ($\forall\, g_i \leq g_{mean}$):

$$g_{local} = \frac{1}{2} g_{light} + \frac{1}{2} g_{dark} = \frac{1}{2 \cdot n_{light}} \sum_{i=1}^{n_{light}} g_{i,light} + \frac{1}{2 \cdot n_{dark}} \sum_{i=1}^{n_{dark}} g_{i,dark} \,. \tag{2.2}$$

Mit dem Wert g_{local} und einer Binarisierung kann nun das Objekt in der ROI sauber vom Hintergrund getrennt werden.

2.3.2.2 Bildhintergrund

Vor der Angabe der Schwerpunkte muss das Pixelrauschen diskutiert werden. Jedes digitalisierte Bild enthält einen Rauschanteil. Es handelt sich hierbei um alle negativen Effekte der elektro-optischen Verarbeitung, wie Bildausleuchtung, Bildaufnahme, Datenweitergabe über Kabel, Digitalisierung, etc. [Bey93, Sho93, Sho94].

Das Rauschen kann nicht unterdrückt werden, aber es ist möglich, einen Pixeloffset anzugeben, der diese störenden Einflüsse nahezu eliminiert [Sho94]. Hierzu wird ein Rechteck um das gefundene Objekt gelegt, dass zwei Bedingungen erfüllen muss:

- das Rechteck muss so weit vom Objekt entfernt sein, dass alle auf dem Rechteck befindlichen Pixel zum Hintergrund gehören,
- das Rechteck muss zentriert um das Objekt liegen.

In der Regel können die schon bekannten seitlichen Begrenzungen des Objektes im Kamerabild als Rechteck verwendet werden, da sie bereits u- und v-Koordinaten enthalten.

Nun wird der maximale Grauwert auf diesem Rechteck bestimmt und als Offset von allen in der ROI befindlichen Pixelgrauwerten abgezogen (siehe Abb. 2.18).

2.3.2.3 Schwerpunktalgorithmus

Die um den Offset verkleinerten Pixelgrauwerte können nun zur Schwerpunktberechnung (angegeben in u- und v-Koordinaten) herangezogen werden. Es existieren verschiedene Schwerpunktalgorithmen [Val94, Wes90, Sho94, Zho90, Bra94, Tri89]. In dieser Arbeit wird der sogenannte Weighted-Centroid Algorithmus verwendet. Er berücksichtigt zusätzlich – neben den Daten aus dem Binärbild – einen Wichtungsfaktor w_{ij} (die einzelnen Pixelgrauwerte). Dadurch sind Pixel im Objektzentrum stärker zur Schwerpunktberechnung einbezogen als am Objektrand liegende [Won86]:

$$M = \sum_{i=1}^{n} \sum_{j=1}^{m} g_{ij} \cdot w_{ij} \,, \tag{2.3}$$

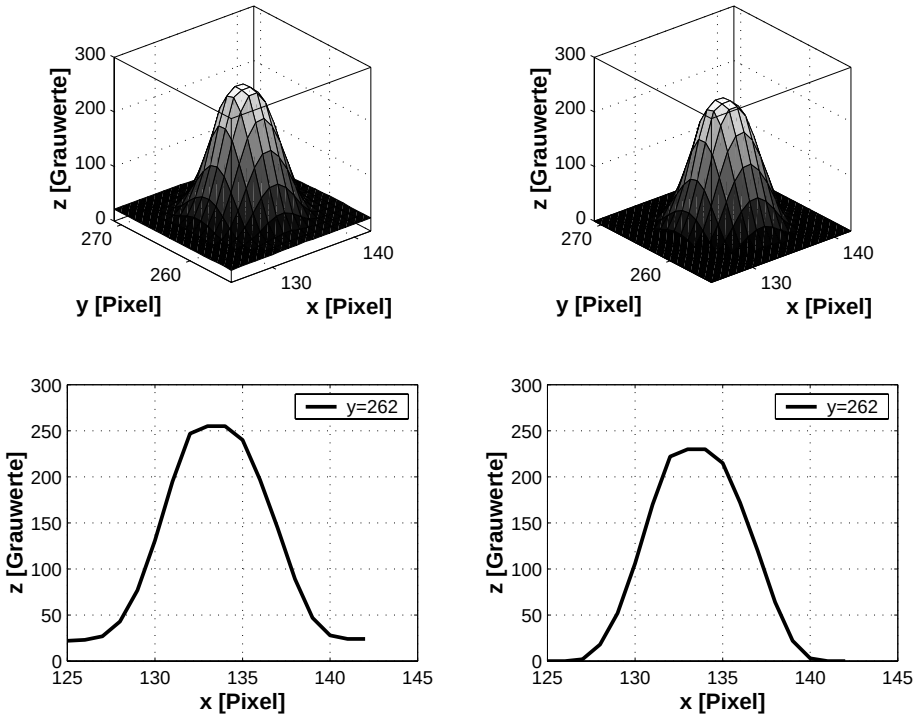

Abbildung 2.18: *Veranschaulichung des Offsets zur Eliminierung des Rauschens der Bildaufnahme.Links: Objekt ohne, Rechts: mit Subtraktion des Offsets*

$$u = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^{n} \sum_{j=1}^{m} j \cdot g_{ij} \cdot w_{ij} \,, \tag{2.4}$$

$$v = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^{n} \sum_{j=1}^{m} i \cdot g_{ij} \cdot w_{ij} \,. \tag{2.5}$$

Es gilt zusätzlich mit Gleichung 2.2:

$$\begin{aligned} g_{ij} &= 0 \quad \forall \quad g_{ij} \leq g_{local} \\ g_{ij} &= 1 \quad \forall \quad g_{ij} > g_{local} \,. \end{aligned} \tag{2.6}$$

2.4 Kameramodelle

Im vorangegangenen Abschnitt wird die Berechnung von Objektschwerpunkten im Kamerabild vorgestellt. Der folgende Teil der Arbeit beschäftigt sich mit der Definition von mathematischen Kameramodellen.

Ein Kameramodell beschreibt die Abbildung von 3D-Koordinaten der Szenerie auf 2D-Koordinaten der Kamerabilder. Die Parameter des mathematischen Kameramodells, die in die Berechnung der 3D-Koordinaten einfließen, sind das Ergebnis einer Kamerakalibrierung, die in Abschnitt 2.5 diskutiert wird.

Durch die Definition unterschiedlicher Koordinatensysteme werden 2D-Koordinaten eines Objektes in beiden Kamerabildern wiederum durch Methoden der Linearen Algebra in Raumkoordinaten umgerechnet (siehe Abschnitt 2.8.1).

Bei der folgenden Diskussion sollen zwei Kameramodelle vorgestellt werden: das Lochkameramodell und das RTDC-Kameramodell.

Die Lochkamera ist die einfachste Kamera und berücksichtigt keine Fehler der Abbildung auf dem CCD-Chip. Sie dient als Grundlage des RTDC-Kameramodells. Letzteres berücksichtigt zusätzlich die radiale und tangentiale Verzeichnung der Objektive, was eine Verbesserung der Messergebnisse bis zu einer Zehnerpotenz liefert. Dies bedeutet, die Genauigkeitsangabe von 3D-Koordinaten steigt vom Millimeterbereich in den Zehntelmillimeterbereich.

2.4.1 Koordinatensysteme und Eulersche Winkel

Zu Beginn sollen die verwendeten Koordinatensysteme in Zusammenhang gebracht werden:

- das Objektkoordinatensystem,
- das Bildkoordinatensystem und
- das Kamerakoordinatensystem.

Die Raumpositionen von Objekten können in zwei unterschiedlichen Koordinatensystemen angegeben werden. In dem Objekt-KS (auch Welt-KS genannt) mit den Achsen x, y und z, aber auch im Kamera-KS mit den Achsen x', y' und z'. Die z'-Achse ist hierbei nach allgemeiner Konvention identisch mit der optischen Achse des Kamera-KS [Jäh93].

Eine Koordinatentransformation beschreibt den Wechsel vom Objekt-KS zum Kamera-KS. Hierzu müssen zwei Rechenoperationen ausgeführt werden: die Translation und die Rotation des Objekt-KS.

Die Translation wird durch einen Translationsvektor $\vec{t}$ oder $\vec{t}'$ dargestellt, abhängig von der Bedeutung, ob die Lage des Kamera-KS im Objekt-KS oder die Lage des Objekt-KS im Kamera-KS gemeint ist.

Jede Rotation in einem Raum kann mit drei Winkeln, den sogenannten Eulerschen Winkeln, durchgeführt werden. Die Definition der Eulerschen Winkel, die die Reihenfolge der Rotationen um die drei Raumachsen enthält, ist nicht eindeutig. In dieser Arbeit wird mit den Eulerschen Winkeln zuerst um die x-, dann um die y'- und letztendlich um die z''-Achse gedreht (siehe Abb. 2.19). Die drei Drehtensoren der Rotation haben die Form [Wei98]:

$$D_\omega = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\omega_x & -\sin\omega_x \\ 0 & \sin\omega_x & \cos\omega_x \end{pmatrix}, \tag{2.7}$$

$$D_\varphi = \begin{pmatrix} \cos\varphi_y & 0 & \sin\varphi_y \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\varphi_y & 0 & \cos\varphi_y \end{pmatrix}, \tag{2.8}$$

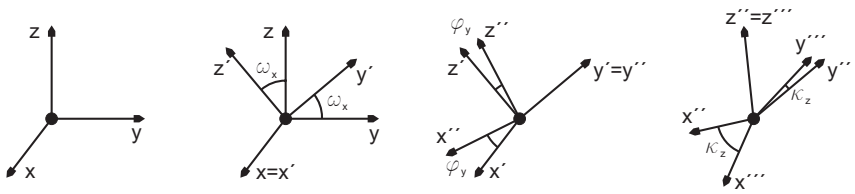

Abbildung 2.19: *Rotation des Koordinatensystems mit den Eulerschen Winkeln*

$$D_\kappa = \begin{pmatrix} \cos\kappa_z & -\sin\kappa_z & 0 \\ \sin\kappa_z & \cos\kappa_z & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} . \tag{2.9}$$

Die Verkettung der Eulerschen Drehmatrizen wird durch die Matrizenmultiplikation hergestellt. Da zuletzt um die z-Achse gedreht wird, steht diese bei der Multiplikation an erster Stelle:

$$D = D_{\kappa_z} D_{\varphi_y} D_{\omega_x} . \tag{2.10}$$

Für die Rotation im Uhrzeigersinn (in mathematisch negativer Richtung) ergibt sich:

$$D^- = \begin{pmatrix} d_{11}^- & d_{12}^- & d_{13}^- \\ d_{21}^- & d_{22}^- & d_{23}^- \\ d_{31}^- & d_{32}^- & d_{33}^- \end{pmatrix} \tag{2.11}$$

mit

$$\begin{aligned} d_{11}^- &= \cos\varphi_y \cos\kappa_z \\ d_{12}^- &= \sin\omega_x \sin\varphi_y \cos\kappa_z - \cos\omega_x \sin\kappa_z \\ d_{13}^- &= \cos\omega_x \sin\varphi_y \cos\kappa_z + \sin\omega_x \sin\kappa_z \\ d_{21}^- &= \cos\varphi_y \sin\kappa_z \\ d_{22}^- &= \sin\omega_x \sin\varphi_y \sin\kappa_z + \cos\omega_x \cos\kappa_z \\ d_{23}^- &= \cos\omega_x \sin\varphi_y \sin\kappa_z - \sin\omega_x \cos\kappa_z \\ d_{31}^- &= -\sin\varphi_y \\ d_{32}^- &= \sin\omega_x \cos\varphi_y \\ d_{33}^- &= \cos\omega_x \cos\varphi_y \end{aligned} \tag{2.12}$$

und für die Rotation gegen den Uhrzeigersinn (in mathematisch positiver Richtung):

$$D^+ = \begin{pmatrix} d_{11}^+ & d_{12}^+ & d_{13}^+ \\ d_{21}^+ & d_{22}^+ & d_{23}^+ \\ d_{31}^+ & d_{32}^+ & d_{33}^+ \end{pmatrix} \tag{2.13}$$

mit

$$
\begin{aligned}
d_{11}^{+} &= \cos\varphi_y \cos\kappa_z \\
d_{12}^{+} &= \sin\omega_x \sin\varphi_y \cos\kappa_z + \cos\omega_x \sin\kappa_z \\
d_{13}^{+} &= -\cos\omega_x \sin\varphi_y \cos\kappa_z + \sin\omega_x \sin\kappa_z \\
d_{21}^{+} &= -\cos\varphi_y \sin\kappa_z \\
d_{22}^{+} &= -\sin\omega_x \sin\varphi_y \sin\kappa_z + \cos\omega_x \cos\kappa_z \\
d_{23}^{+} &= \cos\omega_x \sin\varphi_y \sin\kappa_z + \sin\omega_x \cos\kappa_z \\
d_{31}^{+} &= \sin\varphi_y \\
d_{32}^{+} &= -\sin\omega_x \cos\varphi_y \\
d_{33}^{+} &= \cos\omega_x \cos\varphi_y \,.
\end{aligned}
\tag{2.14}
$$

Zwischen D^- und D^+ kann man leicht umrechnen, wenn man sich überlegt, dass der Unterschied zwischen einer Drehung im und gegen den Uhrzeigersinn lediglich im Vorzeichen des Winkels sichtbar wird. Der Cosinus eines negativen Winkels ist: $\cos(-x) = \cos x$. Hingegen ist der Sinus eines negativen Winkels: $\sin(-x) = -\sin x$.

Die Rotation und Translation ergeben je drei unabhängige Parameter, die den Wechsel vom Objekt- in das Kamera-KS beschreiben [Jäh93].

Das Bild-KS ist der CCD-Chip der Kamera. Hier erscheinen die 3D-Objekte des Objekt-KS in 2D. Es gilt nun eine Verbindung zwischen dem Kamera-KS und dem Bild-KS zu finden.

2.4.2 Lochkameramodell

Das Lochkamera- oder Pinhole-Modell besagt, dass jeder Punkt im Objekt-KS mit einer Ursprungsgeraden aus dem Kamera-KS verbunden ist. Diese Verbindungsgerade (auch Lichtstrahl genannt) schneidet das Bild-KS, das heißt der Objektpunkt wird in das Bild-KS projiziert. Das Lochkameramodell berücksichtigt keine Linsenverzeichnung oder sphärische Aberation. Es stellt somit eine sogenannte ideale Kamera dar.

Beginnen wir mit dem in Abschnitt 2.4.1 vorgestellten Wechsel vom Objekt-KS zum Kamera-KS. Ein beliebiger Punkt $\vec{p_i} = [x_i, y_i, z_i]^T$ im Objekt-KS wird über die Gleichung

$$\vec{p_i}' = M(\vec{p_i} - \vec{t}) \tag{2.15}$$

oder

$$
\begin{pmatrix} x_i' \\ y_i' \\ z_i' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_i - x_0 \\ y_i - y_0 \\ z_i - z_0 \end{pmatrix} \tag{2.16}
$$

in den Punkt $\vec{p_i}' = [x_i', y_i', z_i']^T$ im Kamera-KS überführt. $\vec{t}$ beschreibt die Lage des Kamera-KS im Objekt-KS. Es erfolgt zuerst die Translation, dann die Rotation gegen den Uhrzeigersinn mit der Drehmatrix M.

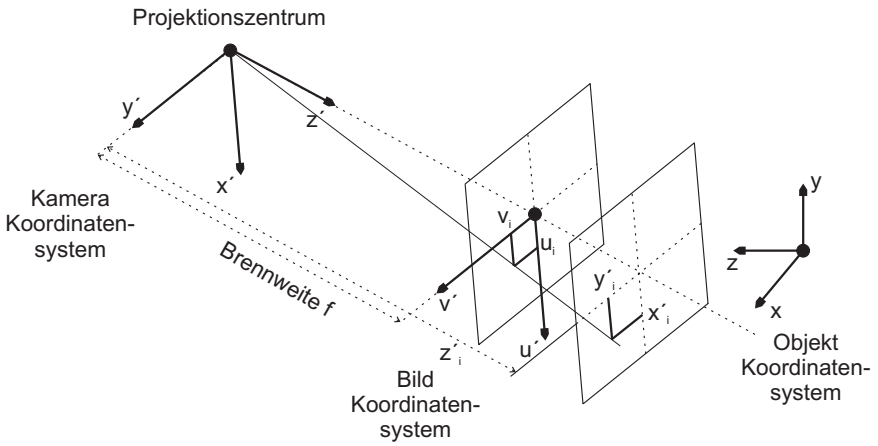

Abbildung 2.20: *Anwendung des Strahlensatzes auf das Lochkameramodell*

Die Elemente der Drehmatrix sind aus diesem Grund identisch mit denen der Gleichung 2.14:

$$\begin{aligned}
m_{11} &= \cos\varphi_y \cos\kappa_z \\
m_{12} &= \sin\omega_x \sin\varphi_y \cos\kappa_z + \cos\omega_x \sin\kappa_z \\
m_{13} &= -\cos\omega_x \sin\varphi_y \cos\kappa_z + \sin\omega_x \sin\kappa_z \\
m_{21} &= -\cos\varphi_y \sin\kappa_z \\
m_{22} &= -\sin\omega_x \sin\varphi_y \sin\kappa_z + \cos\omega_x \cos\kappa_z \\
m_{23} &= \cos\omega_x \sin\varphi_y \sin\kappa_z + \sin\omega_x \cos\kappa_z \\
m_{31} &= \sin\varphi_y \\
m_{32} &= -\sin\omega_x \cos\varphi_y \\
m_{33} &= \cos\omega_x \cos\varphi_y \,.
\end{aligned} \tag{2.17}$$

Da sich alle Verbindungsgeraden im Ursprung des Kamera-KS – dem sogenannten Projektionszentrum – schneiden, kann man hier den Strahlensatz der Zentralprojektion anwenden. Das Verhältnis zwischen der u_i'-Koordinate des Bild-KS und der Brennweite f muss gleich dem Verhältnis zwischen der x_i' und z_i' sein (siehe Abb. 2.20):

$$\frac{u_i'}{f} = \frac{x_i'}{z_i'}\,, \quad \frac{v_i'}{f} = \frac{y_i'}{z_i'}\,. \tag{2.18}$$

Das bedeutet, man kann den Punkt $\vec{p_i}' = [x_i', y_i', z_i']^T$ aus dem Kamera-KS mit der Gleichung der perspektivischen Projektion

$$\vec{q_i}' = \begin{pmatrix} u_i' \\ v_i' \end{pmatrix} = \frac{f}{z_i'} \begin{pmatrix} x_i' \\ y_i' \end{pmatrix} \tag{2.19}$$

in den Punkt $\vec{q_i}' = [u_i', v_i']^T$ umrechnen.

Dieser Sachverhalt wird bei dem erweiterten Modell (RTDC-Kameramodell) als Voraussetzung angenommen.

Tabelle 2.1: *Variablen und Ausdrücke zur Herleitung des RTDC-Kameramodells*

Parameter	KS	Einheit	Erklärung
Projektions-zentrum	Kamera	mm	Ursprung mit $x'_i = y'_i = z'_i = 0$
Hauptpunkt	Bild	$Pixel$	Ursprung des Bild-KS
$\vec{p_i} = [x_i, y_i, z_i]^T$	Objekt	mm	beliebiger Objektpunkt
$\vec{p_i}' = [x'_i, y'_i, z'_i]^T$	Kamera	mm	Darstellung von $\vec{p_i}$
R	Objekt		3×3 Rotationsmatrix
$\vec{t}' = [x'_i, y'_i, z'_i]^T$	Kamera	mm	Ursprung Objekt-KS bezügl. des Kamera-KS
ω_x, φ_y und κ_z	Kamera	$^\circ$	Euler-Winkel
f	Kamera	mm	Brennweite des Objektivs
D_u		$\frac{Pixel}{mm}$	kameraspez. Koeff. in horiz. Richtung
D_v		$\frac{Pixel}{mm}$	kameraspez. Koeff. in vertik. Richtung
s_u		1	Skalierungsfaktor
$\vec{q_i}' = [u'_i, v'_i]^T$	Bild	mm	verzeichnungsfreie Bildpunkte bezügl. Hauptpunkt
$\vec{q_i} = [u_i, v_i]^T$	Bild	$Pixel$	verzeichnungsfreie Bildpunkte bezügl. der linken oberen Ecke des CCD-Chips
k_1		mm^{-2}	Koeff. der radialen Verzeichnung
k_2		mm^{-4}	Koeff. der radialen Verzeichnung
p_1		mm^{-1}	Koeff. der tangentialen Verzeichnung
p_2		mm^{-1}	Koeff. der tangentialen Verzeichnung
$\vec{\widetilde{q}_i}' = [\widetilde{u}'_i, \widetilde{v}'_i]^T$	Bild	mm	verzeichnete Bildpunkte bezügl. Hauptpunkt
$\vec{\widetilde{q}_i} = [\widetilde{u}_i, \widetilde{v}_i]^T$	Bild	$Pixel$	verzeichnete Bildpunkte bezügl. der linken oberen Ecke des CCD-Chips
a_1		mm^{-2}	inverser Parameter
a_2		mm^{-4}	inverser Parameter
a_3		mm^{-1}	inverser Parameter
a_4		mm^{-1}	inverser Parameter
a_5		mm^{-4}	inverser Parameter
a_6		mm^{-3}	inverser Parameter
a_7		mm^{-3}	inverser Parameter
a_8		mm^{-2}	inverser Parameter

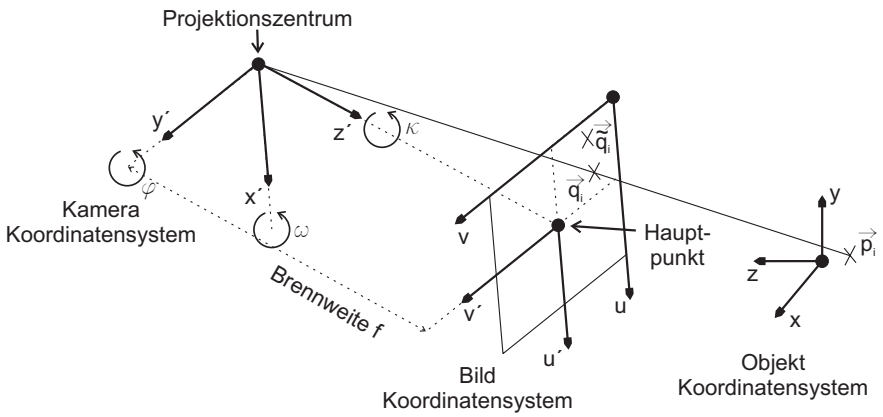

Abbildung 2.21: *Darstellung der Koordinatensysteme und Berücksichtigung der Verzeichnung (dargestellt durch $\vec{\tilde{q}}_i'$) des RTDC-Kameramodells*

2.4.3 RTDC-Kameramodell

Das RTDC-Kameramodell benutzt die Grundlagen des Lochkameramodells. Zusätzlich bezieht es die bildverfälschende radiale und tangentiale Verzeichnung der Objektive mit ein. Tabelle 2.1 gibt einen Überblick der verwendeten Variablen zur Herleitung des Kameramodells. Der Übertrag eines Punktes $\vec{p_i} = [x_i, y_i, z_i]^T$ vom Objekt-KS in das Kamera-KS und den Punkt $\vec{p_i}' = [x_i', y_i', z_i']^T$ wird im Vergleich zum Lochkameramodell abweichend definiert. Es erfolgt zuerst die Rotation, dann die Translation:

$$\vec{p_i}' = R\vec{p_i} + \vec{t}' \tag{2.20}$$

oder

$$\begin{pmatrix} x_i' \\ y_i' \\ z_i' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} x_0' \\ y_0' \\ z_0' \end{pmatrix} . \tag{2.21}$$

Der Translationsvektor $\vec{t}'$ beschreibt im RTDC-Kameramodell die Lage des Objekt-KS (dessen Ursprung) im Kamera-KS. R ist wiederum eine 3×3 Rotationsmatrix mit den Elementen (siehe Gleichung 2.12):

$$\begin{aligned}
r_{11} &= \cos\varphi_y \cos\kappa_z \\
r_{12} &= \sin\omega_x \sin\varphi_y \cos\kappa_z - \cos\omega_x \sin\kappa_z \\
r_{13} &= \cos\omega_x \sin\varphi_y \cos\kappa_z + \sin\omega_x \sin\kappa_z \\
r_{21} &= \cos\varphi_y \sin\kappa_z \\
r_{22} &= \sin\omega_x \sin\varphi_y \sin\kappa_z + \cos\omega_x \cos\kappa_z \\
r_{23} &= \cos\omega_x \sin\varphi_y \sin\kappa_z - \sin\omega_x \cos\kappa_z \\
r_{31} &= -\sin\varphi_y \\
r_{32} &= \sin\omega_x \cos\varphi_y \\
r_{33} &= \cos\omega_x \cos\varphi_y \,.
\end{aligned} \tag{2.22}$$

Mit der perspektivischen Projektion (siehe Gleichung 2.19) erhält man die Bildkoordinaten $\vec{q_i}' = [u_i', v_i']^T$ in der Einheit *Pixel*. Da die Einheit der Punkte $\vec{p_i}$ und $\vec{p_i}'$ *mm* ist, müssen die

Pixelkoordinaten in Millimeterkoordinaten umgerechnet werden. Hierfür wird in das Bild-KS ein zweites KS eingeführt, das den Ursprung – nach Konvention der Digitalen Bildverarbeitung – in der linken oberen Ecke des CCD-Chips hat und die Einheit mm führt (siehe Abb. 2.21). Der Metrikwechsel von $Pixel$- in mm-Koordinaten wird durch die kameraspezifischen Koeffizienten D_u und D_v mit der Einheit $\frac{Pixel}{mm}$ erreicht:

$$D_u = \frac{\text{CCD-Pixel in horiz.Richtung}}{\text{eff. Chipgröße in horiz. Richtung}} = \frac{512\,Pixel}{5,632\,mm} \tag{2.23}$$

und

$$D_v = \frac{\text{CCD-Pixel in vertik. Richtung}}{\text{eff. Chipgröße in vertik. Richtung}} = \frac{512\,Pixel}{5,632\,mm}\,. \tag{2.24}$$

Eine Verschiebung des Ursprungs im Bild-KS in die linke obere Ecke des CCD-Chips kann nun beschrieben werden als

$$\vec{q_i} = \begin{pmatrix} u_i \\ v_i \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} D_u s_u u_i' \\ D_v v_i' \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} u_0 \\ v_0 \end{pmatrix}, \tag{2.25}$$

mit dem Hauptpunkt $[u_0, v_0]^T$ als Ursprung des Bild-KS. Diese Umwandlung bedeutet gleichzeitig den Übertrag von $\vec{q_i}' = [u_i', v_i']^T$ in $\vec{q_i} = [u_i, v_i]^T$.

Der Parameter s_u ist ein Skalierungsfaktor, der mögliche Unterschiede im Seitenverhältnis zwischen u_i und v_i einbezieht.

Das RTDC-Kameramodell berücksichtigt speziell die radiale und die tangentiale Linsenverzeichnung. Man kann auch einen komplizierten Verband von Linsensystemen betrachten, was zusätzliche Abbildungsfehler wie chromatische Aberration, sphärische Aberration, Astigmatismus und Coma beinhalten könnte. Zu viele Parameter in einem solchen Modell können zu numerischen Instabilitäten führen [Hei96, Hei97]. Aus diesem Grund beschränkt sich das RTDC-Modell nur auf die Linsenverzeichnung.

Die Ausdrücke für die radiale und tangentiale Verzeichnung im Bild-KS kann approximiert werden mit [Sla80]:

$$\begin{pmatrix} \Delta u_i^{(r)} \\ \Delta v_i^{(r)} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} u_i'(k_1 r_i^2 + k_2 r_i^4 + ...) \\ v_i'(k_1 r_i^2 + k_2 r_i^4 + ...) \end{pmatrix} \tag{2.26}$$

bzw.

$$\begin{pmatrix} \Delta u_i^{(t)} \\ \Delta v_i^{(t)} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 2p_1 u_i' v_i' + p_2(r_i^2 + 2{u_i'}^2) \\ p_1(r_i^2 + 2{v_i'}^2) + 2p_2 u_i' v_i' \end{pmatrix}. \tag{2.27}$$

Die Parameter k_1 und k_2 sind die Koeffizienten der radialen, p_1 und p_2 die Koeffizienten der tangentialen Verzeichnung. r_i steht für

$$r_i = \sqrt{{u_i'}^2 + {v_i'}^2}\,. \tag{2.28}$$

Abbildung 2.22 zeigt die Einflüsse der Koeffizienten auf ein unverzeichnetes Punktmuster. In der weiteren Herleitung werden die im Kamerabild detektierten $Pixel$- und mm-Koordinaten u_i', v_i' und u_i, v_i, die verzeichnet sind, mit einer Tilde (˜) gekennzeichnet.

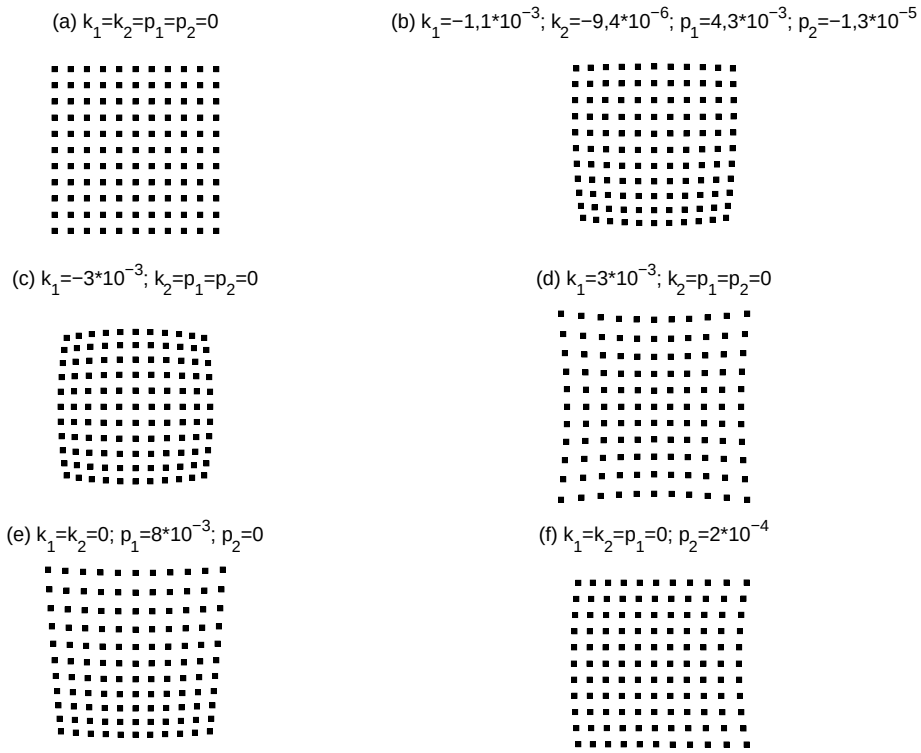

Abbildung 2.22: *Einfluss der Koeffizienten auf ein unverzeichnetes Punktmuster: (a) Referenzbild, (b) radiale und tangentiale Verzeichnung, (c) radiale Verzeichnung (sog. Tonnenverzeichnung), (d) radiale Verzeichnung (sog. Kissenverzeichnung), (e) und (f) tangentiale Verzeichnung*

Die Gleichung 2.25 ändert sich zu:

$$\vec{\tilde{q}}_i = \begin{pmatrix} \tilde{u}_i \\ \tilde{v}_i \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} D_u s_u \tilde{u}'_i \\ D_v \tilde{v}'_i \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} u_0 \\ v_0 \end{pmatrix} . \tag{2.29}$$

Die Gleichung 2.19 bekommt zusätzlich die angesprochenen Verzeichnungsterme:

$$\vec{\tilde{q}}_i{}' = \begin{pmatrix} \tilde{u}'_i \\ \tilde{v}'_i \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} u'_i + \Delta u_i^{(r)} + \Delta u_i^{(t)} \\ v'_i + \Delta v_i^{(r)} + \Delta v_i^{(t)} \end{pmatrix} . \tag{2.30}$$

Dies bedeutet, die verzeichneten Koordinaten $[\tilde{u}'_i, \tilde{v}'_i]^T$ können als eine Summe der unverzeichneten Koordinaten und Terme der radialen und tangentialen Verzeichnung dargestellt werden.

Das Ziel ist, die unverzeichneten Koordinaten in Termen der verzeichneten auszudrücken, das heißt $[\tilde{u}'_i, \tilde{v}'_i]^T \longrightarrow [u'_i, v'_i]^T$. Dies begründet sich in der Verwendung von unverzeichneten Koordinaten im Kameramodell. Heikkilä und Silvén simulierten dieses inverse Problem mit dem Ausdruck

$$\begin{pmatrix} u'_i \\ v'_i \end{pmatrix} = \frac{1}{G} \begin{pmatrix} \tilde{u}'_i + \tilde{u}'_i(a_1 r_i^2 + a_2 r_i^4) + 2a_3 \tilde{u}'_i \tilde{v}'_i + a_4(r_i^2 + 2\tilde{u}'^2_i) \\ \tilde{v}'_i + \tilde{v}'_i(a_1 r_i^2 + a_2 r_i^4) + a_3(r_i^2 + 2\tilde{v}'^2_i) + 2a_4 \tilde{u}'_i \tilde{v}'_i \end{pmatrix} \tag{2.31}$$

mit

$$G = (a_5 r_i^2 + a_6 \widetilde{u}_i' + a_7 \widetilde{v}_i' + a_8) r_i^2 + 1\,, \tag{2.32}$$

$$r = \sqrt{\widetilde{u}_i'^2 + \widetilde{v}_i'^2}\,, \tag{2.33}$$

$$\widetilde{u}_i' = \frac{\widetilde{u}_i - u_0}{D_u s_u}\,, \tag{2.34}$$

$$\widetilde{v}_i' = \frac{\widetilde{v}_i - v_0}{D_v}\,. \tag{2.35}$$

Durch Einsetzen der Gleichung 2.26, 2.27 und 2.30 in 2.29 folgt die Definition

$$\begin{pmatrix} \widetilde{u}_i \\ \widetilde{v}_i \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} D_u s_u (u_i' + u_i'(k_1 r_i^2 + k_2 r_i^4) + 2p_1 u_i' v_i' + p_2(r_i^2 + 2u_i'^2)) \\ D_v (v_i' + v_i'(k_1 r_i^2 + k_2 r_i^4) + p_1(r_i^2 + 2v_i'^2) + 2p_2 u_i' v_i') \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} u_0 \\ v_0 \end{pmatrix}. \tag{2.36}$$

Durch den Vergleich des impliziten inversen Modells der Gleichung 2.31 mit Gleichung 2.36 fallen Koeffizienten auf, die den Parametern der radialen (k_1, k_2) und tangentialen (p_1, p_2) Verzeichnung ähneln. Diese werden inverse Parameter genannt und durch a_1 bis a_8 dargestellt [Hei97].

Für die Berechnung von a_1 bis a_8 wird eine Least-Square Methode verwendet. Zur Vorgabe gehört ein beliebiges Gitter von unverzeichneten Millimeterkoordinaten (u_i', v_i'). Mit den Werten für u_0, v_0, D_u, s_u, D_v, k_1, k_2, p_1 und p_2 (alle bekannt aus der Kalibrierung) werden die daraus resultierenden verzeichneten Millimeterkoordinaten ($\widetilde{u}_i'$, $\widetilde{v}_i'$) mit der Gleichung 2.30 berechnet. Die Kalibrierungsroutine wird in Abschnitt 2.5 diskutiert.

Die Start- und Endwerte, des um den Faktor $1,1$ vergrößerten Gitters, werden durch die Gleichungen

$$\begin{aligned} u_{start} &= -\frac{u_0}{D_u s_u} \cdot 1,1\,, \\ u_{ende} &= (5,632 - \frac{u_0}{D_u s_u}) \cdot 1,1\,, \\ v_{start} &= -\frac{v_0}{D_v} \cdot 1,1\,, \\ v_{ende} &= (5,632 - \frac{v_0}{D_v}) \cdot 1,1 \end{aligned} \tag{2.37}$$

angegeben. Der Wert $5,632\,mm$ gibt die Breite und Höhe des CCD-Chips der Kameras bei $512\,Pixeln$ wieder. Die Gittererweiterung wird eingeführt, um zusätzlich gute Ergebnisse an den Randregionen des CCD-Chip sicherzustellen. Die Schrittweite des Gitters liegt bei $40\,Pixel \times 40\,Pixel$ liegt.

Zur Bestimmung der Parameter werden zunächst folgende Gleichungen definiert [Hei97]:

$$\vec{u_i} = [-\widetilde{u}_i' r_i^2, -\widetilde{u}_i' r_i^4, -2\widetilde{u}_i' \widetilde{v}_i', -(r_i^2 + 2\widetilde{u}_i'^2), u_i' r_i^4, u_i' \widetilde{u}_i' r_i^2, u_i' \widetilde{v}_i' r_i^2, u_i' r_i^2]^T\,, \tag{2.38}$$

$$\vec{v_i} = [-\widetilde{v}_i' r_i^2, -\widetilde{v}_i' r_i^4, -(r_i^2 + 2\widetilde{v}_i'^2), -2\widetilde{u}_i' \widetilde{v}_i', v_i' r_i^4, v_i' \widetilde{u}_i' r_i^2, v_i' \widetilde{v}_i' r_i^2, v_i' r_i^2]^T\,, \tag{2.39}$$

$$T = [\vec{u_1}, \vec{v_1}, ..., \vec{u_i}, \vec{v_i}, ..., \vec{u_N}, \vec{v_N}]^T\,, \tag{2.40}$$

$$\vec{a} = [a_1, a_2, a_3, a_4, a_5, a_6, a_7, a_8]^T \,, \tag{2.41}$$

$$\vec{e} = [\widetilde{u}'_1 - u'_1, \widetilde{v}'_1 - v'_1, ..., \widetilde{u}'_i - u'_i, \widetilde{v}'_i - v'_i, ..., \widetilde{u}'_N - u'_N, \widetilde{v}'_N - v'_N]^T \,. \tag{2.42}$$

Mit den Gleichungen 2.31 und 2.32 erhält man die Beziehung:

$$\vec{e} = T\vec{a} \,. \tag{2.43}$$

Um die Werte für a_1 bis a_8 zu extrahieren, wird die sogenannte Moore-Penrose Inverse Matrix oder Pseudoinverse verwendet. Sie gibt für den Vektor $\vec{a}$ in der Gleichung 2.43 eine Least-Square Schätzung an. Mit der Matrix T, der Pseudoinversen T^+ und den Vektoren $\vec{e}$ und $\vec{a}$ ergibt sich die Gleichung [Wei98]:

$$\begin{aligned} \vec{a} &= -(T^T T)^{-1} T^T \vec{e} \\ &= T^+ \vec{e} \,. \end{aligned} \tag{2.44}$$

Mit den ermittelten Werten von a_1 bis a_8 aus dieser Formel und der Gleichung 2.31 können nun verzeichnete in unverzeichnete Millimeterkoordinaten transformiert werden.

Um abschließend aus den 2D-Bildkoordinaten beider Kameras die gewünschte 3D-Koordinate zu berechnen, verwenden wir den Ausdruck (siehe Gleichung 2.25):

$$\begin{pmatrix} x'_i \\ y'_i \\ z'_i \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} u'_i \\ v'_i \\ f \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{u_i - u_0}{D_u s_u} \\ \frac{v_i - u_0}{D_v} \\ f \end{pmatrix} \,. \tag{2.45}$$

Die fehlende Transformation des Punktes $\vec{p_i}' = [x'_i, y'_i, z'_i]^T$ vom Kamera-KS in den Punkt $\vec{p_i} = [x_i, y_i, z_i]^T$ im Objekt-KS wird dargestellt durch:

$$\vec{p_i} = R^{-1}(\vec{p_i}' - \vec{t}') \,. \tag{2.46}$$

Da die Matrix R eine Rotationsmatrix ist, gilt $R^{-1} = R^T$ und $det(R) = 1$. Die Elemente der inversen Matrix R^{-1} lauten demnach:

$$\begin{aligned} r_{11}^{-1} &= r_{11} = \cos\varphi_y \cos\kappa_z \\ r_{12}^{-1} &= r_{21} = \cos\varphi_y \sin\kappa_z \\ r_{13}^{-1} &= r_{31} = -\sin\varphi_y \\ r_{21}^{-1} &= r_{12} = \sin\omega_x \sin\varphi_y \cos\kappa_z - \cos\omega_x \sin\kappa_z \\ r_{22}^{-1} &= r_{22} = \sin\omega_x \sin\varphi_y \sin\kappa_z + \cos\omega_x \cos\kappa_z \\ r_{23}^{-1} &= r_{32} = \sin\omega_x \cos\varphi_y \\ r_{31}^{-1} &= r_{13} = \cos\omega_x \sin\varphi_y \cos\kappa_z + \sin\omega_x \sin\kappa_z \\ r_{32}^{-1} &= r_{23} = \cos\omega_x \sin\varphi_y \sin\kappa_z - \sin\omega_x \cos\kappa_z \\ r_{33}^{-1} &= r_{33} = \cos\omega_x \cos\varphi_y \,. \end{aligned} \tag{2.47}$$

Um eine Geradengleichung des Lichtstrahls angeben zu können, benötigt man einen Geradenaufpunkt und einen Richtungsvektor. In jeder Kamera sind zwei Punkte bekannt, die hierfür

Tabelle 2.2: *Intrinsische Kameraparameter des RTDC-Kameramodells*

Parameter	Einheit	Erklärung
s_u	1	Skalierungsfaktor
f	mm	Brennweite
u_0	$Pixel$	Hauptpunkt (u-Koordinate)
v_0	$Pixel$	Hauptpunkt (v-Koordinate)
k_1	mm^{-2}	Koeff. der radialen Verzeichnung
k_2	mm^{-4}	Koeff. der radialen Verzeichnung
p_1	mm^{-1}	Koeff. der tangentialen Verzeichnung
p_2	mm^{-1}	Koeff. der tangentialen Verzeichnung

verwendet werden. Die Lage des Projektionszentrums, das heißt der Mittelpunkt des Kamera-KS (sprich $\vec{p_i}' = [x_i', y_i', z_i']^T = [0, 0, 0]^T$), und die Position des Bildpunktes bezüglich des Kamera-KS.

Für die Position des Projektionszentrums ergibt sich:

$$\vec{p_i} = R^{-1}(\vec{p_i}' - \vec{t}') = R^{-1} \begin{pmatrix} -x_0' \\ -y_0' \\ -z_0' \end{pmatrix} . \tag{2.48}$$

Die Position des Bildpunktes berechnet sich auch mit Gleichung 2.46, mit dem Unterschied, dass die Koordinaten u_i' und v_i' nach Gleichung 2.45 für $\vec{p_i}'$ eingesetzt werden.

Nun ist der resultierende Raumpunkt, dessen Position bezüglich des Objekt-KS als Ergebnis stehen soll, noch nicht berechnet. Hier werden Methoden der Triangulation verwendet. Dies wird in Abschnitt 2.8.1 diskutiert.

2.5 Kalibrierung des Stereokamerasystems

In diesem Abschnitt wird die Kalibrierungsprozedur diskutiert. Die für das mathematische Kameramodell notwendigen Kameraparameter – unterteilt in intrinsische und extrinsische – werden durch eine Kalibrierung für jeden Bildaufnehmer separat ermittelt (siehe Tabelle 2.2 und 2.3). Die Genauigkeit des Stereokamerasystems hängt entscheidend von der Genauigkeit der Kalibrierung [Hei97, God94] und der Genauigkeit des Kalibrierphantoms [Tsa87] ab. Die intrinsischen Parameter beschreiben die geometrischen und optischen Eigenschaften, während die extrinsischen die Position der Kameras und ihre Orientierung in einem übergeordneten Raumkoordinatensystem wiedergeben. Eingangsdaten sind Dateien mit n Zeilen $\times$ 5 Spalten (eine für jede Kamera), die Zeilen geben die Anzahl der detektierten Objekte auf dem Kalibrierphantom (siehe Abschnitt 2.7) wieder. Die fünf Spalten setzen sich aus den x-, y- und z-Koordinaten der Raumpositionen, sowie aus den u- und v-Koordinaten der von

Tabelle 2.3: *Extrinsische Kameraparameter des RTDC-Kameramodells*

Parameter	Einheit	Erklärung
x_0	mm	Lage des Objekt-KS bezüglich des Kamera-KS
y_0	mm	Lage des Objekt-KS bezüglich des Kamera-KS
y_0	mm	Lage des Objekt-KS bezüglich des Kamera-KS
ω_x	$^\circ$	Eulerwinkel bezüglich der x-Achse
φ_y	$^\circ$	Eulerwinkel bezüglich der y-Achse
κ_z	$^\circ$	Eulerwinkel bezüglich der z-Achse

den Kalibrierphantomen vorgegebenen Objekten zusammen. Heikkilä implementierte diese Schritte in der MATLAB-Software [Hei02] und stellte somit die Schnittstelle zwischen Eingangsdaten und Ausgabedateien her. Letztere enthalten – für jede Kamera separat – die intrinsischen und extrinsischen Kameraparameter.

Nach der Abschätzung von geeigneten Startwerten mit dem Linearen Kameramodell (Abschnitt 2.5.1) erfolgt die nachgeschaltete Optimierung mit der iterativen Levenberg-Marquardt Methode (Abschnitt 2.5.2).

2.5.1 Abschätzung von Startwerten

Die Startwerte der extrinsischen und intrinsischen Kameraparameter kommen aus einer Abschätzung mithilfe des linearen Kameramodells, das homogene Koordinaten verwendet. Im linearen oder DLT Modell wird eine 3×4 Transformationsmatrix A zum Übertrag des Punktes $\vec{p_i} = [x_i, y_i, z_i]^T$ im Objekt-KS in den Punkt $\vec{q_i} = [u_i, v_i]^T$ in Bildkoordinaten verwendet [Mel94]:

$$\vec{q_i} = A\vec{p_i} \tag{2.49}$$

oder

$$\begin{pmatrix} w_i u_i \\ w_i v_i \\ w_i \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} & a_{14} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} & a_{24} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} & a_{34} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \\ 1 \end{pmatrix} . \tag{2.50}$$

Das lineare Modell ist eine Erweiterung des Lochkameramodells. Die Ergänzung enthält eine Verschiebung des Bildursprungs und eine lineare Verzeichnung. Diese wird durch eine Skalierungsdifferenz und eine Abweichung der Orthogonalität der Bildachsen verursacht.

Die Bestimmung der Matrix A erfolgt aus bekannten Werten (siehe Tab. 2.4) der extrinsischen und intrinsischen Kameraparameter:

$$A = \lambda V^{-1} B^{-1} F M T = \lambda G M T = A' T \tag{2.51}$$

Tabelle 2.4: *Parameter zur Umrechnung vom Lochkameramodell in das Lineare Modell*

Parameter	Erklärung
λ	Skalierungsfaktor, beinflusst nur w_i in Gleichung 2.50
u_0, v_0	Hauptpunkt im Bild-KS
b_1, b_2	Koeffizienten zur Berücksichtigung einer Verschiebung des Bildursprungs und einer linearen Verzeichnung
f	Brennweite
m_{11} - m_{33}	Matrixelemente von M, siehe Gleichung 2.16
x_0, y_0, z_0	Translationsvektor, siehe Gleichung 2.16

oder

$$\begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} & a_{14} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} & a_{24} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} & a_{34} \end{pmatrix} = \lambda \begin{pmatrix} 1 & 0 & -u_0 \\ 0 & 1 & -v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} 1+b_1 & b_2 & 0 \\ b_2 & 1-b_1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} f & 0 & 0 \\ 0 & f & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & -x_0 \\ 0 & 1 & 0 & -y_0 \\ 0 & 0 & 1 & -z_0 \end{pmatrix} . \tag{2.52}$$

Durch die Einführung der Matrix $A' = \lambda GM$ und des Vektors $-\vec{t} = [-x_0, -y_0, -z_0]^T$ kann die Matrix A zerlegt werden: die Matrix A' beinhaltet die ersten drei Spalten von A, das Produkt $(A' - \vec{t})$ die vierte Spalte von A. Somit lässt sich der Vektor $\vec{t}$ (der Translationsvektor) durch

$$\vec{t} = - \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} a_{14} \\ a_{24} \\ a_{34} \end{pmatrix} \tag{2.53}$$

bestimmen. Die Matrix $G = V^{-1}B^{-1}F$, die nur die intrinsischen Kameraparameter enthält, kann mit $\xi = (1 - b_1^2 - b_2^2)^{-1}$ als

$$\begin{pmatrix} g_{11} & g_{12} & g_{13} \\ g_{21} & g_{22} & g_{23} \\ g_{31} & g_{32} & g_{33} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} (1-b_1)f\xi & -b_2 f\xi & u_0 \\ -b_2 f\xi & (1-b_1)f\xi & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \tag{2.54}$$

beschrieben werden. Die Bedingungen lauten: $g_{31} = g_{32} = 0$, $g_{33} = 1$ und $g_{12} = g_{21}$. Durch weitere Annahmen ($b_1^2 - b_2^2 < 1$ und $f > 0$) ergeben sich zusätzliche Voraussetzungen: $g_{11} > 0$ und $g_{22} > 0$.

Bei der Kalibrierung muss der umgekehrte Weg gegangen werden. Es sind keine Parameter nach Tab. 2.4 bekannt, dafür kann die Matrix A aus den Eingabedateien konstruiert werden. Löst man die dritte Zeile im Gleichungssystem 2.50 nach w_i auf und setzt das Ergebnis in die ersten beiden Zeilen ein, dann trägt jeder Punkt der Eingabedatei bzw. jeder Objektpunkt des Kalibrierphantoms zwei Zeilen zum folgenden Gleichungssystem bei:

$$\begin{pmatrix} \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ x_i & y_i & z_i & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -x_iu_i & -y_iu_i & -z_iu_i & -u_i \\ 0 & 0 & 0 & 0 & x_i & y_i & z_i & 1 & -x_iv_i & -y_iv_i & -z_iv_i & -v_i \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a_{11} \\ a_{12} \\ a_{13} \\ a_{14} \\ a_{21} \\ a_{22} \\ a_{23} \\ a_{24} \\ a_{31} \\ a_{32} \\ a_{33} \\ a_{34} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \vdots \\ 0 \\ 0 \\ \vdots \end{pmatrix}. \tag{2.55}$$

Um dennoch eine Lösung dieser singulären Matrix zu erarbeiten, muss eine Einschränkung erfolgen. Abdel-Azis und Karara [AA71] führten $a_{34} = 1$ ein. Somit kann Gleichung 2.55 als

$$L\vec{a}\,' = \vec{l} \tag{2.56}$$

oder

$$\begin{pmatrix} \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ x_i & y_i & z_i & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -x_iu_i & -y_iu_i & -z_iu_i \\ 0 & 0 & 0 & 0 & x_i & y_i & z_i & 1 & -x_iv_i & -y_iv_i & -z_iv_i \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a_{11} \\ a_{12} \\ a_{13} \\ a_{14} \\ a_{21} \\ a_{22} \\ a_{23} \\ a_{24} \\ a_{31} \\ a_{32} \\ a_{33} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \vdots \\ u_i \\ v_i \\ \vdots \end{pmatrix} \tag{2.57}$$

geschrieben werden. Der Lösungsansatz für diese Art Gleichungen wurde bereits in Abschnitt 2.4.3 mit Gleichung 2.44 vorgestellt. Die Pseudoinverse L^+ der Matrix L gibt für den Vektor $\vec{a}\,'$ eine Least-Square Schätzung:

$$\begin{aligned} \vec{a}\,' &= -(L^TL)^{-1}L^T\vec{l} \\ &= L^+\vec{l}. \end{aligned} \tag{2.58}$$

Das Ergebnis zusammen mit $a_{34} = 1$ führt zu den Komponenten des Vektors $\vec{a}$ und somit zu der gesuchten Matrix A.

Um nun von A auf Schätzwerte der extrinsischen und intrinsischen Parameter zu kommen, stellt Melen [Mel94] einen Fünf-Schritt Algorithmus vor. Ausgangspunkt ist die Formel $A' = \lambda GM$ (siehe Gleichung 2.51).

Schritt 1: Berechnung des Skalierungsfaktors λ Aufgrund der Form von G (siehe Gleichung 2.54) setzt sich die dritte Zeile von A aus dem Produkt von λ und der dritten Zeile von M zusammen. Da M eine Rotationsmatrix ist, haben ihre Zeilenvektoren die Länge 1. Bei der Division durch λ wird deutlich, dass $|\lambda|$ gerade die Länge des dritten Zeilenvektors von A' sein muss:

$$|\lambda| = \sqrt{a_{31}^2 + a_{32}^2 + a_{33}^2}\,. \tag{2.59}$$

Schritt 2: Vorarbeiten zur Berechnung von $\frac{1}{\lambda}A' = A''$ Wiederum spielt die Matrix G eine wichtige Rolle. Sie erinnert an eine obere Dreiecksmatrix (alle Elemente unterhalb der Diagonalen sind Null). Aus diesem Grund wird die QR-Faktorisierung verwendet. Sie macht die Berechnung der reellen Matrix A'' in Form eines Produktes zwischen der oberen Dreiecksmatrix R und einer orthogonalen Matrix Q möglich:

$$A'' = RQ = \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ 0 & r_{22} & r_{23} \\ 0 & 0 & \pm 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} q_{11} & q_{12} & q_{13} \\ q_{21} & q_{22} & q_{23} \\ q_{31} & q_{32} & q_{33} \end{pmatrix}. \tag{2.60}$$

Schritt 3: Vorzeichenwechsel der Elemente von R ***ermöglichen*** Da die nicht eindeutigen Lösungen der QR-Faktorisierung nur im Vorzeichen variieren und die Diagonalelemente von G positiv sind, muss R noch mit einer Matrix J multipliziert werden. Die Diagonalmatrix J hat die Elemente ± 1, abhängig von dem Ergebnis der Signumfunktion mit r_{11}, r_{22} und r_{33}: $R' = RJ$.

Schritt 4: Berechnung von S Da G nur annähernd eine obere Dreiecksmatrix ist, muss nun eine Orthogonalmatrix S gefunden werden, mit $G = R'S$. Aufgrund der notwendigen Orthogonalität muss S eine Rotationsmatrix sein:

$$S = \begin{pmatrix} s_{11} & s_{12} & s_{13} \\ s_{21} & s_{22} & s_{23} \\ s_{31} & s_{32} & s_{33} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\theta & \sin\theta & 0 \\ -\sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}. \tag{2.61}$$

Mit der Bedingung $g_{12} = g_{21}$ (siehe Gleichung 2.54) ergibt sich für $\tan\theta$:

$$\tan\theta = -\frac{r'_{12}}{r'_{11} + r'_{22}}\,. \tag{2.62}$$

Um einen Vorzeichenwechsel der Diagonalelemente von G zu verhindern, wird für θ das Intervall von $-\frac{\pi}{2}$ bis $\frac{\pi}{2}$ gewählt. Die Matrix S hat als Ergebnis die Elemente (mit $\zeta = (1 + \tan^2\theta)^{-\frac{1}{2}}$):

$$S = \begin{pmatrix} \zeta & \zeta\tan\theta & 0 \\ -\zeta\tan\theta & \zeta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} . \tag{2.63}$$

Schritt 5: Bestimmung des Vorzeichens von λ und der Matrix M Mit der bisherigen Berechnung kann das Ergebnis als

$$\begin{aligned} A' &= |\lambda| RJSS^{-1}J^{-1}Q = |\lambda| GM' , \\ G &= RJS , \\ M' &= S^{-1}J^{-1}Q \end{aligned} \tag{2.64}$$

formuliert werden. Um den Fall $\det M = -1$ auszuschließen und das Vorzeichen für $|\lambda|$ zu ermitteln, wird die Determinante $\det M'$ verwendet:

$$\begin{aligned} \lambda &= \det M' \, |\lambda| , \\ M &= \det M' \, M' . \end{aligned} \tag{2.65}$$

Mithilfe der Gleichungen 2.54, 2.23 und 2.24 folgen die Ergebnisse

$$\begin{aligned} b_1 &= -\frac{g_{11} - g_{22}}{g_{11} + g_{22}} , \\ b_2 &= -\frac{2g_{12}}{g_{11} + g_{22}} , \\ f &= \frac{2g_{11}g_{22} - g_{12}^2}{g_{11} + g_{22}} , \\ u_0 &= g_{13}D_u , \\ v_0 &= g_{23}D_v \end{aligned} \tag{2.66}$$

für die intrinsischen Kameraparameter. Die Startwerte der extrinsischen Parameter für die im folgenden Abschnitt diskutierte nichtlineare Optimierung ergeben sich aus dem Translationsvektor $\vec{t}$ und den Winkel aus der bekannten Matrix M (siehe Gleichung 2.17).

Durch die unterschiedlichen Definitionen des Loch- und RTDC-Kameramodells erfahren die Kameraparameter noch eine Modifikation (siehe Abschnitt 2.4):

$$\begin{aligned} \vec{t}\,' &= M\vec{t}, \\ \omega_x, \varphi_y, \kappa_z &\rightarrow -\omega_x, -\varphi_y, -\kappa_z . \end{aligned} \tag{2.67}$$

Im Lochkameramodell beschreibt der Translationsvektor $\vec{t} = [x_0, y_0, z_0]^T$ die Lage des Kamera-KS im Objekt-KS. Bei der Definition des RTDC-Kameramodells definiert der Vektor

$\vec{t}' = [x_0', y_0', z_0']^T$ die Lage des Objekt-KS im Kamera-KS. Auch die Rotation erfolgt in beiden Kameramodellen gegenläufig. Während im Lochkameramodell gegen den Uhrzeigersinn gedreht wird, verwendet das RTDC-Modell die Rotation im Uhrzeigersinn. Durch Gleichung 2.67 wird dies berücksichtigt.

2.5.2 Nichtlineare Optimierung

Die im vorangegangenen Abschnitt diskutierte lineare Kalibrierungsmethode nach Melen hat den Nachteil, dass keine Parameter der radialen oder tangentialen Linsenverzeichnung integriert sind. Bei der hohen Fertigungsgenauigkeit der heutigen Bildaufnehmer können gleichzeitig die Parameter b_1 und b_2 (siehe Tab. 2.4) gleich Null gesetzt werden. Ein weiterer Punkt, warum eine nichtlineare Optimierung notwendig wird, ist das Rauschen, mit dem jede Bildaufnahme belastet ist. Nach der Entfernung von systematischen Fehlern, sind weitere Ungenauigkeiten als Rauschen interpretierbar, die einer Gaußverteilung folgen [Hei97, Hei00].

Ziel ist es, den mittleren quadratischen Fehler $\vec{\epsilon}^T\vec{\epsilon}$ zu minimieren ($\nabla(\vec{\epsilon}^T\vec{\epsilon}) = 0$) und somit 14 optimale Kameraparameter zu erhalten.

$\vec{\epsilon}$ ist die Differenz zwischen den aufgezeichneten Pixelkoordinaten von Objektpunkten auf dem Kalibrierphantom $(u_{k,obj}, v_{k,obj})$ und den synthetisch berechneten Pixelkoordinaten mit dem Modell $(u_{k,synth}, v_{k,synth})$ [Sch01c]:

$$res = \vec{\epsilon}^T\vec{\epsilon} = \sum_{k=1}^{n}(u_{k,obj} - u_{k,synth})^2 + \sum_{k=1}^{n}(v_{k,obj} - v_{k,synth})^2 \;\rightarrow\; \text{Minimum}\,. \tag{2.68}$$

Synthetische Pixelkoordinaten Mit bekannten Raumkoordinaten, die das Kalibrierphantom vorgibt, sowie den intrinsischen und extrinsischen Kameraparametern, können verzeichnete Pixelkoordinaten künstlich berechnet werden. Mit Gleichung 2.21 erfolgt zuerst der Übertrag von Koordinaten $\vec{p_i}$ im Objekt-KS in Koordinaten $\vec{p_i}'$ im Kamera-KS. Die perspektivische Projektion in Gleichung 2.19 liefert anschließend mit Gleichung 2.30 die verzeichneten Millimeterkoordinaten auf dem CCD-Chip. Die Umrechnung in verzeichnete Pixelkoordinaten mit Gleichung 2.29 macht einen direkten Vergleich mit den aufgenommenen, ebenfalls verzeichneten, Pixelkoordinaten möglich.

Für die Berechnung nach Gleichung 2.68 zur Least-Square Schätzung der nichtlinearen Parameter hat die iterative Levenberg-Marquardt Methode [Mar63] die schnellste Konvergenz gezeigt [Hei97]. Um das Minimum zu erreichen, verwendet die Methode eine Kombination aus dem langsamen, aber sicheren Gradientenverfahren und dem schnellen Gauß-Newton Verfahren. Die Abschätzung von Startwerten nach Abschnitt 2.5.1 ist essenziell, da die Iteration andernfalls gegen ein lokales Minimum konvergieren könnte und die bestimmten Kameraparameter fehlerhaft sein können.

Die Iterationsformel ist gegeben durch

$$\vec{a}_{i+1} = \vec{a}_i + \Delta\vec{a}_i \tag{2.69}$$

und [Pre92]

$$\Delta\vec{a}_i = (\lambda_i I + J_i^T J_i)^{-1}(-J_i^T \vec{\epsilon}(\vec{a}_i)) \tag{2.70}$$

mit

$$J_i = \frac{\partial \vec{\epsilon}_J}{\partial \vec{a}_J}\,. \tag{2.71}$$

$\vec{a}_i$ ist die Iterierte, J_i die Jacobi-Matrix mit der partiellen Ableitung der Funktion und λ_i ein Skalar. λ_i kontrolliert hierbei die Größenordnung und die Richtung von $\Delta\vec{a}_i$. Wenn die Iterierte $\vec{a}_i$ nahe an der Lösung ist, sollte λ_i klein (oder Null) gewählt werden, um die schnelle Konvergenz des Gauß-Newton Verfahrens zu bekommen.

Vorbereitung zur Iteration Für $i = 0$ wird der Vektor $\vec{a}_0$ in folgender Form eingesetzt:

$$\vec{a}_0 = [f, s_u, u_0, v_0, k_1, k_2, p_1, p_2, x_0, y_0, z_0, \omega_x, \varphi_y, \kappa_z]^T\,. \tag{2.72}$$

Neben den Abschätzungen der Parameter aus Abschnitt 2.5.1 bekommen die noch unbekannten Parameter s_u, k_1, k_2, p_1, p_2 zu Beginn folgende Startwerte zugewiesen: $s_u = 1$ und $k_1 = k_2 = p_1 = p_2 = 0$. (siehe auch Tab. 2.1).

Als Optimierungsergebnis stehen acht intrinsische und sechs extrinsische Kameraparameter zur Verfügung, mit denen nun beliebige Raumkoordinaten der Aufnahmeobjekte berechnet werden können.

2.6 Aufnahmeobjekte

In dieser Arbeit wird für die optische Bildaufnahme mit dem Stereokamerasystem zwischen kreis- und kugelförmigen Aufnahmeobjekten unterschieden. Sie bestehen aus retroreflektierendem Material. Diese Art von Markierungen nennt man auch passive Objekte, die ohne Komplikationen an Gegenständen angebracht werden können. Aktive Objekte – in der Regel Dioden – hingegen benötigen eine eigenständige Stromversorgung, jedoch wird eine höhere Genauigkeit erreicht [Kha00].

Als drittes Aufnahmeobjekt dient der CT-Marker, der im Rahmen dieser Arbeit entwickelt wurde. Er stellt die Korrelation zwischen der Bildaufnahme vor der Bestrahlungsplanung und der späteren videobasierten Positionierung am Bestrahlungsgerät her.

2.6.1 Kreise

Für die kreisförmigen Markierungen werden hochreflektierende Folien der Firma 3M verwendet. Scotchlite 3M wird aus winzigen Glasperlen gefertigt [3M-02], die einen Durchmesser im Bereich von 100 bis 500 Mikrometern besitzen.

Die Kreise müssen exakt aus der Folie herausgeschnitten werden, da eine Gesamtsystemgenauigkeit von $< 0.5\,mm$ angestrebt wird. Die Gebilde sind im Kamerabild als Kreise – wenn

sie nahe an der optischen Achse liegen – oder als Ellipsen zu sehen. Im Bild sind die 2D-Abbildungen nur dann gut zu erkennen, wenn sie nahezu parallel zum CCD-Chip stehen. Dieser Effekt macht Kreise – für Messzwecke im Rahmen dieser Arbeit – unbrauchbar. Für die Kamerakalibrierung werden sie dennoch einbezogen, da es sich um zeitunkritische und stationäre Kameraaufnahmen handelt.

2.6.2 Retroreflektierende Kugeln

Im Gegensatz zu Kreisen erzeugen Kugeln im 2D-Kamerabild bei beliebigem Kamerawinkel runde Bilder. Die Berechnung eines Schwerpunktes in zwei Raumrichtungen fällt aus diesem Grund einfacher aus.

Im Rahmen dieser Arbeit werden die kommerziell erhältlichen, retroreflektierenden Kugeln der Firma NDI Canada [Nor02] verwendet, die sogenannten Disposable reflective Spheres. Sie haben einen Durchmesser von $11,5\,mm$ und eine Innenbohrung mit dem Durchmesser von $3\,mm$. Über einen Adapter sind sie nahezu überall aufsteckbar.

Selbstentwickelte kugelförmige Marker waren nicht ausreichend homogen mit retroreflektierender Farbe beschichtet. Scotchlite bietet zwar verschiedene Produkte auf diesem Gebiet an, das Problem beim Auftragen dieser Farbe mit einem Pinsel sind jedoch wulstartige Stellen, die auch im Kamerabild sichtbar werden. Beim Auftragen der Farbe in einer professionellen Lackierwerkstatt hatten die in der Farbe enthaltenen Glasperlen (siehe Abschnitt 2.6.1) eine Verstopfung der Düsen und somit eine inhomogene Beschichtung zur Folge. Studien der Firma Traxtal Technologies in Bellaire, Texas/USA, zeigen ferner einen großen Effekt auf die Genauigkeit der Messergebnisse aufgrund nicht-uniformer Kugeln [Tra02].

Erst bei der Verwendung der NDI Kugeln konnten die Objektunsicherheiten und somit auch das entstehende Bild auf dem CCD-Chip entscheidend positiv beeinflusst werden.

2.6.3 CT-Marker

Durch die 3D-Bildgebung am Computertomographen (CT) werden die notwendigen Referenzkoordinaten – speziell für die Kugeln – bereitgestellt. Die für die Messung verwendeten NDI Kugeln sind aber im CT-Bild nicht gut sichtbar, da sie aus Kunststoff bestehen und – ein viel wichtigerer Punkt – einen Durchmesser von über $10\,mm$ haben. Die Standardschichtdicke bei CT-Aufnahmen liegt aber bei $3\,mm$. Dies bedeutet, die Kugeln wären in vier bis fünf Schichten sichtbar. Ein besserer Weg ist die Verwendung von gut sichtbaren und kleinen Stahlkugeln [Boe02].

Im Rahmen dieser Arbeit wurden aus diesem Grund sogenannte CT-Marker entwickelt (siehe Abb. 2.23), die eine Stahlkugel mit einem Durchmesser von $2\,mm$ enthalten. Die Position der Mittelpunkte der Stahlkugel und der NDI Kugel sind hierbei identisch.

Abbildung 2.23: *CT-Marker mit integrierter Stahlkugel zur Detektion von Referenzkoordinaten während den CT-Aufnahmen*

2.7 Kalibrierphantome

Zur Kamerakalibrierung, das heißt zur Bestimmung der Parameter für das mathematische Kameramodell, müssen beiden Kameras exakte Raumkoordinaten zur Verfügung gestellt werden. Hierzu werden definierte Objekte an die entsprechende Position gebracht und jede Kamera bestimmt die dazugehörenden 2D-Bildkoordinaten. Dies bedeutet ebenfalls, dass den Kameras ein Raumkoordinatensystem mit einem festen Ursprung vorgegeben wird.

Die Verschiebung eines Objektes an eine zuvor definierte Position ist nur mit einer industriellen 3D-Messmaschine möglich (siehe Abschnitt 2.7.3). Eine hohe Genauigkeit der vorzugebenden Punkte lässt sich auch mit Platten erreichen. Diese haben entweder bereits ein Muster aufgebracht oder weisen Steckmöglichkeiten auf, um 3D-Koordinaten vorzugeben. Im Folgenden wird die 3D-Messmaschine aus Konsistenzgründen ebenfalls als Kalibrierphantom bezeichnet.

3D-Kalibrierphantome sind für Präzisionskalibrierungen eher ungeeignet, da sich die Objekte sehr stark gegenseitig verdecken. Sogenannte Plattenphantome können 2D eine sehr hohe Genauigkeit (im Bereich von Zehntelmillimetern) aufweisen. Hierbei liegen alle Objekte in einer Ebene. Man spricht auch von koplanaren Phantomen. Die dritte Raumkoordinate wird z.B. mit einer hochpräzisen Universalfräsmaschine realisiert, wie sie in jeder größeren Mechanikwerkstatt zur Verfügung steht. Hierbei wird das koplanare Phantom senkrecht fixiert und dann definiert in der Tiefe verschoben.

Die Einschränkungen dieses Verfahrens sind:

- die Kalibrierung ist nur an der Universalfräsmaschine möglich,
- es ist nur ein fester Abstand zwischen den Kameras und dem vorgegebenen – sogenannten kalibrierten – Gebiet möglich.

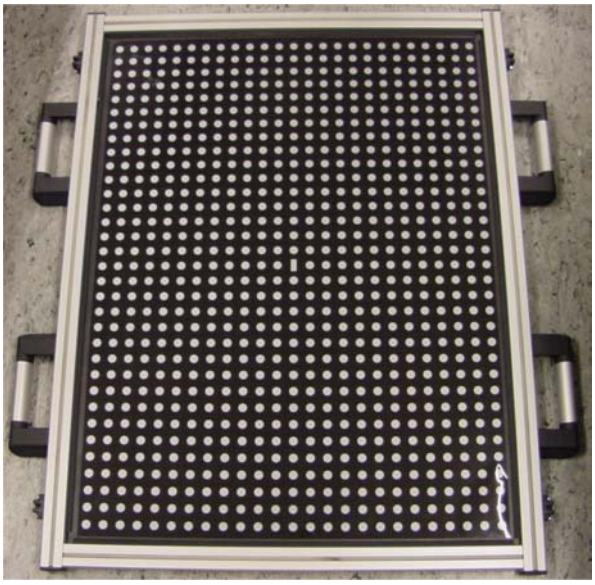

Abbildung 2.24: *Das koplanare Sandwichphantom mit* 825 *kreisförmigen Objekten*

Im Rahmen dieser Arbeit werden Lösungen für beide Limitierungen vorgestellt. Letzteres wird mit der Verwendung winkelreproduzierbarer Kamerahalterungen gelöst, die es erlauben, das Stereokamerasystem auf verschiedene Entfernungen zu kalibrieren und immer wieder zwischen den Kameraorientierungen zu wechseln (siehe Abschnitt 2.3.1.4). Das Wichtigste hierbei ist, dass nur die Orientierung, nicht aber z.B. die Fokus- oder die Blendeneinstellung des Kamerasystems verändert werden darf.

Zusätzlich wurde im Rahmen dieser Arbeit ein Kalibrierphantom entwickelt, das eine hochgenaue Kalibrierung direkt am Ort der Messung erlaubt. Das sogenannte GRC-Phantom kann neben der geometrischen Kalibrierung auch zur Referenzierung und zur Qualitätssicherung des Stereokamerasystems verwendet werden.

2.7.1 Sandwichphantom

Das Sandwichphantom [Kuh00] beruht auf der Verwendung kreisförmiger Objekten, wie sie in Abschnitt 2.6.1 vorgestellt werden. Um das umständliche und sehr ungenaue Ausschneiden kreisförmiger Objekten aus der Reflexfolie zu vermeiden, wird ein grafischer Film auf die Folie geklebt. Auf diesem Film, der mit der CTP-Technik hergestellt wird, ist das eigentliche Muster des Phantoms aufgebracht. Es besteht aus transparenten 25×33 Kreisen (in x- bzw. y-Richtung). Somit kommen von der Reflexfolie nur diese Kreise zum Vorschein. Der Durchmesser der Objekte liegt bei $15,0\,mm$, der Abstand der Mittelpunkte bei $30,0\,mm$ (siehe Abb. 2.24). Die Position mit den Raumkoordinaten $x = y = 0$ befindet sich im Zentrum des Sandwichphantoms. Durch den Verfahrweg von $650\,mm$ der Universalfräsmaschine (in z-Richtung) und den 825 transparenten Kreisen ergibt sich ein kalibriertes Gebiet mit dem Volumen von $(720 \times 960 \times 650)\,mm^3$ $(V = B \times H \times T)$.

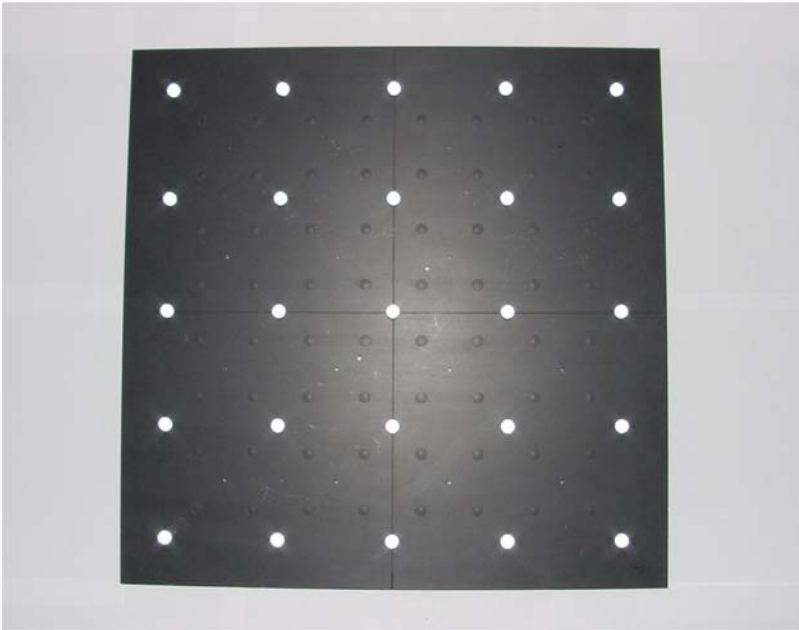

Abbildung 2.25: *Das Plattenphantom mit* 25 *Markierungen zur Kalibrierung des Stereokamerasystems*

2.7.2 Plattenphantom

Im Gegensatz zum Sandwichphantom verwendet das Plattenphantom zur Kalibrierung die kugelförmigen Markierungen, die auch später zur Messung verwendet werden. Diese kann man mittels eines Verlängerungsstiftes auf die Aluminiumplatte aufstecken.

Es wird insgesamt eine Fläche von $(400 \times 400)\,mm^2$ vorgegeben. Die 25 adaptierten Markierungen sind jeweils $100\,mm$ voneinander entfernt. Die Kugeln decken somit ein 2D-Koordinatensystem von $x = -200\,mm$ bis $x = +200\,mm$ bzw. $y = -200\,mm$ bis $y = +200\,mm$ ab.

Zur Kalibrierung wird das Plattenphantom senkrecht auf der Universalfräsmaschine befestigt und mit dieser definiert verschoben, um die dritte Raumrichtung (die Tiefe) zu erhalten. Auch hier ist zur Kalibrierung eine Universalfräsmaschine notwendig, die in z-Richtung den Verfahrweg von $650\,mm$ einbringt.

2.7.3 3D-Messmaschine

Die Vorgabe von Raumkoordinaten durch ein System, dessen Eigengenauigkeit weitaus besser ist als die des optischen Systems, kann nur durch eine 3D-Messmaschine realisiert werden. Bei den bisher vorgestellten Phantomen wurden die x- und y-Koordinaten von Objekten durch ein Muster vorgegeben. Die Genauigkeit der Kalibrierung ist bei Plattenphantomen abhängig von der Fertigungspräzision des Musters oder der Genauigkeit der Bohrungen.

Bei einer 3D-Messmaschine wird nur eine Markierung verwendet, die hochpräzise in

Abbildung 2.26: *Kalibrierung des Stereokamerasystems mit einer industriellen 3D-Messmaschine (mit freundlicher Genehmigung von ZettMess, Sankt Augustin, Deutschland). Oben links: die Vergrößerung des Messkopfes mit der angebrachten Kugel*

einem vorgegebenen 3D-Datenwürfel verschoben wird (siehe Abb. 2.26). Somit ist die Genauigkeit des gesamten Kalibrierungsvorganges nur abhängig von der Genauigkeit der 3D-Messmaschine. Dieser Wert liegt bei dem verwendeten Gerät der Firma ZettMess in Sankt Augustin unter $0,01\,mm$. Das kalibrierte Gebiet hat die Größe von $(400 \times 400 \times 350)\,mm^3$ $(V = B \times H \times T)$. Eine solche Kalibrierung ist sehr aufwändig und kostenintensiv. Kommerzielle Hersteller verwenden eine solche Methode zur Kalibrierung der Stereokamerasystems.

Im Rahmen dieser Arbeit wurden Messungen mit einer 3D-Messmaschine durchgeführt, um eine maximale Systemgenauigkeit zu ermitteln. Diese Werte dienen auch dazu, das im folgenden Abschnitt diskutierte GRC-Phantom zu entwickeln.

2.7.4 GRC-Phantom

Im Rahmen dieser Arbeit entstand das sogenannte GRC-Phantom. Es vereinigt drei Anwendungsgebiete, die in den folgenden Abschnitten diskutiert werden:

- die geometrische Kamerakalibrierung,
- die Referenzierung auf ein bestehendes Raumkoordinatensystem und
- die Qualitätssicherung des Stereokamerasystems.

Mit dem GRC-Phantom (siehe Abb. 2.27) ist man nicht mehr auf eine Kalibrierung an einer stationären Universalfräsmaschine angewiesen, sondern kann sie an jedem beliebigen Ort durchführen. Zur Kalibrierung werden auch hier die kugelförmigen Markierungen verwendet, die später zur Messung eingesetzt werden.

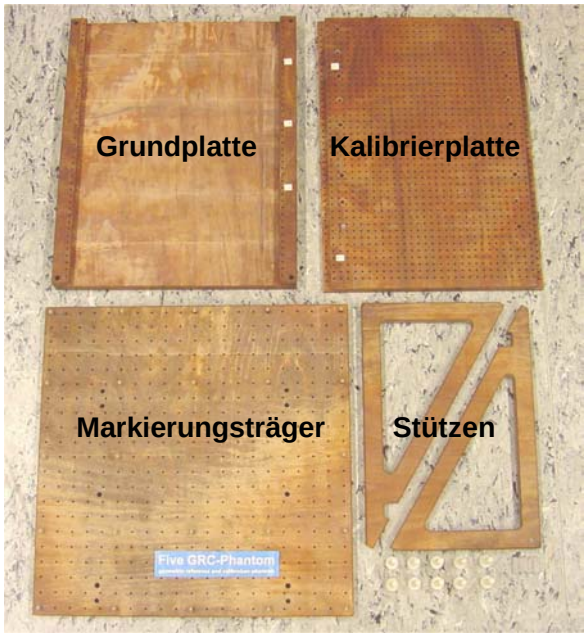

Abbildung 2.27: *Das im Rahmen dieser Arbeit entwickelte GRC-Phantom*

2.7.4.1 GRC-Phantom zur Kalibrierung

Grundvoraussetzung bei der Kalibrierung mit dem GRC-Phantom ist eine stabile Unterlage. Es ist unbedingt darauf zu achten, dass das Phantom auf dieser Unterlage nicht verrutschen kann, da die dritte Raumkoordinate – die Tiefe z – allein durch die Verschiebung der Grundplatte in ihrer Führung bestimmt wird. Die beiden anderen Raumachsen werden durch den senkrecht stehenden Markierungsträger und den darauf aufgesteckten, retroreflektierenden Markierungen vorgegeben.

Zur Ausrichtung des Phantoms an örtliche Gegebenheiten (z.B. Raumkoordinatensysteme) sind an allen vier Ecken der Bodenplatte Justierschrauben angebracht, die unabhängig voneinander in der Höhe verstellt werden können. Um eine Ausrichtung speziell an einem durch Laserlinien vorgegebenen Koordinatensystem durchzuführen, sind auf der Bodenplatte, auf dem Markierungsträger und auf den Ecken beider Platten Vertiefungen in das Material gefräst.

Vor der Befestigung des GRC-Phantoms an der Unterlage sollte der Nullpunkt des Phantoms sich auch im Nullpunkt des späteren Messvolumens befinden (siehe Abb. 2.28, 2.29 und 2.30). Der Ursprung für die Koordinaten $x = y = 0$ liegt im Zentrum des Markierungsträgers. Durch die Voreinstellung des Phantoms kann den Kameras ein 3D-Datenwürfel von $(400 \times 400 \times 400)\,mm^3$ ($B \times H \times T$, das heißt x-, y- und z-Achse) vorgegeben werden.

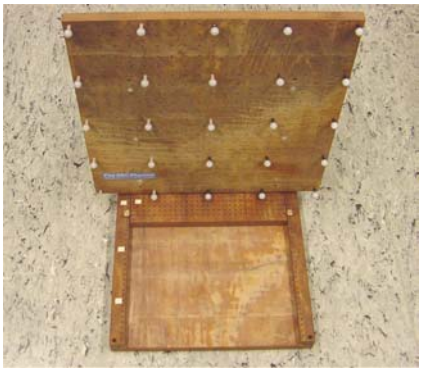

Abbildung 2.28: *GRC-Phantom: Kalibrierposition* $z = -200\,mm$

Abbildung 2.29: *GRC-Phantom: Kalibrierposition* $z = 0\,mm$

Abbildung 2.30: *GRC-Phantom: Kalibrierposition* $z = 200\,mm$

2.7.4.2 GRC-Phantom zur Referenzierung

Nach der Kamerakalibrierung liegt für beide Kameras automatisch ein Raum-KS mit den Achsen in x-, y- und z-Richtung vor. Mit dem mobilen Stereokamerasystem kann danach an jedem beliebigen Ort eine Bestimmung von absoluten Koordinaten bezüglich dieses Koordinatensystems erfolgen.

Die Angabe von Absolutraumkoordinaten zu einem vorgegebenen Koordinatensystem (z.B. im Bestrahlungsraum) ist allein durch die Kalibrierung (wenn sie an einem anderen Ort gemacht wird) nicht durchführbar. Hier kommt die Referenzierung eines neuen Koordinatensystems auf ein bestehendes zum Tragen.

Durch die Ausrichtung des GRC-Phantoms und die Vorgabe von Eckpunkten des neuen Koordinatensystems mit aufgesteckten kugelförmigen Markierungen können den Kameras die neuen Basisvektoren vorgegeben werden (siehe Abb. 2.31).

Abbildung 2.31: *GRC-Phantom zur Referenzierung: Ausrichtung des Stereokamerasystems an einem ortsfesten Koordinatensystem*

2.7.4.3 GRC-Phantom zur Qualitätssicherung

Mit dem GRC-Phantom ist zusätzlich die Qualitätssicherung, das heißt die Überwachung der Genauigkeit des Stereokamerasystems, möglich. Idealerweise werden beide Kameras in eine Box integriert, die verhindert, dass sich durch äußere Einflüsse weder Position beider Kameras zueinander, noch die Fokus- und Blendeneinstellung verändern. Denn nur durch deren Veränderung kommt es zu Ungenauigkeit in der Bestimmung der Raumkoordinaten.

Bei den im Rahmen dieser Arbeit verwendeten Balken und der Kamerahalterung ist keine Box vorgesehen, um eine flexible Handhabung zu gewährleisten.

Durch den Aufbau des GRC-Phantoms nach Abbildung 2.32 wird die Qualitätssicherung des festinstallierten Systems durchgeführt. Hierzu werden zuvor definierte Raumpositionen im kalibrierten Gebiet mit den kugelförmigen Markierungen vorgegeben und mit den Werten der 3D-Bestimmung durch das optische System verglichen. Treten nun Fehler auf, die eine definierte Schwelle überschreiten, haben sich entweder die intrinsischen oder extrinsischen Kameraparameter geändert, was eine Systemneukalibrierung erforderlich macht. Hierbei ist es nebensächlich, welche Art von Parameter betroffen ist, da eine Neukalibrierung alle neu bestimmt.

2.8 Mathematische Methoden

Nach der Bestimmung von 3D-Koordinaten von Projektionszentren und Bildpunkten mithilfe des mathematischen Kameramodells (siehe Abschnitt 2.4.3) kann nun die Objektpositionen

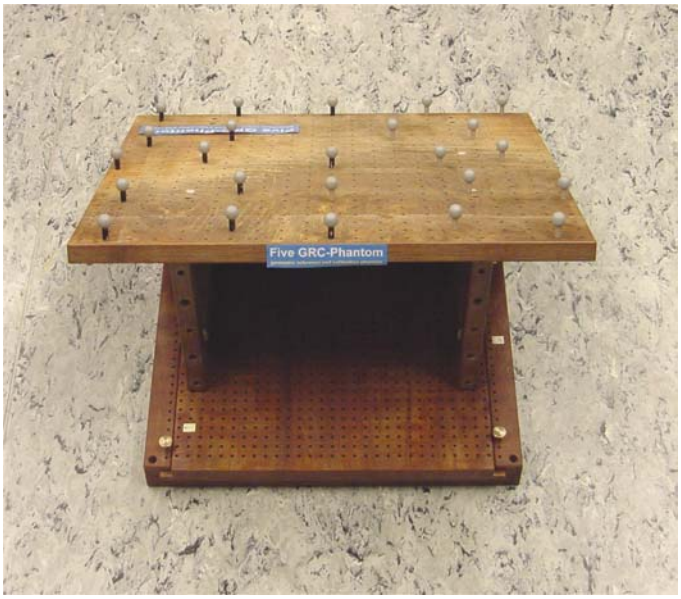

Abbildung 2.32: *Aufau des GRC-Phantoms zur Qualitätssicherung*

im Raum angegeben werden. Ist mehr als ein Objekt in den Kameras sichtbar, ist die Zuordnung der Punkte im rechten und linken Kamerabild, das sogenannte Stereomatching, mit der Epipolargeometrie lösbar.

2.8.1 Triangulation

Zur Berechnung der Position des Objektpunktes wird die Methode der Triangulation, das heißt der Schnittpunkt der beiden Kamerasehstrahlen in der Tiefe, verwendet.

Hierbei liegen die Aufpunkte $\vec{s}_1$ und $\vec{s}_2$ der Geraden – der linken und rechten Kamera – in den Projektionszentren. Sie sind für eine feste Kameraposition durch die Kamerakalibrierung gegeben (siehe Abschnitt 2.5). Die Richtungsvektoren $\vec{t}_1$ und $\vec{t}_2$ ergeben sich aus dem Aufpunkt und der Projektion des Objektpunktes in das Bildkoordinatensystem. Für die Geradengleichungen gilt:

$$G_1 : \ \vec{p}_1 = \vec{s}_1 + \lambda_1 \vec{t}_1 \tag{2.73}$$

und

$$G_2 : \ \vec{p}_2 = \vec{s}_2 + \lambda_2 \vec{t}_2 \, . \tag{2.74}$$

Da sich die Geraden in der Regel nicht schneiden, muss der kleinste Abstand zwischen den zwei windschiefen Geraden berechnet werden:

$$d = \frac{\left|(\vec{t}_1 \times \vec{t}_2) \cdot (\vec{s}_1 - \vec{s}_2)\right|}{\left|\vec{t}_1 \times \vec{t}_2\right|} \, . \tag{2.75}$$

Nun betrachtet man den geschlossenen Streckenzug mit der Summe 0 der beiden Geraden und des Vektorproduktes $\vec{t}_1 \times \vec{t}_2$ [Mer93]

$$\vec{s}_1 + \lambda_1 \vec{t}_1 - (\vec{s}_2 + \lambda_2 \vec{t}_2) + \lambda_3 (\vec{t}_1 \times \vec{t}_2) = 0 \tag{2.76}$$

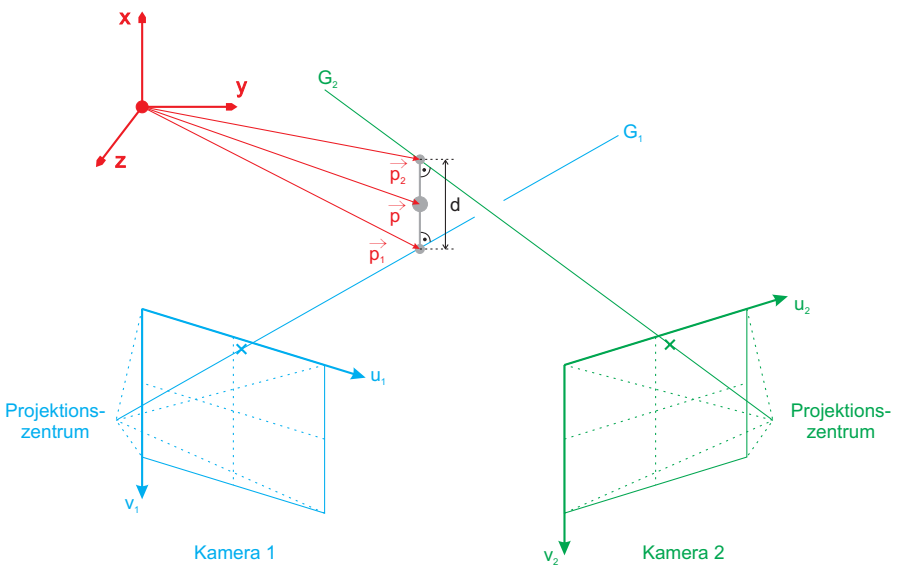

Abbildung 2.33: *Zur Berechnung des Punktes mit den beiden windschiefen Sehstrahlen G1 und G2*

oder in der Matrixschreibweise

$$\begin{pmatrix} (\vec{t}_1)_x & -(\vec{t}_2)_x & (\vec{t}_1)_y(\vec{t}_2)_z - (\vec{t}_1)_z(\vec{t}_2)_y \\ (\vec{t}_1)_y & -(\vec{t}_2)_y & (\vec{t}_1)_z(\vec{t}_2)_x - (\vec{t}_1)_x(\vec{t}_2)_z \\ (\vec{t}_1)_z & -(\vec{t}_2)_z & (\vec{t}_1)_x(\vec{t}_2)_y - (\vec{t}_1)_y(\vec{t}_2)_x \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \lambda_1 \\ \lambda_2 \\ \lambda_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} (\vec{s}_2)_x - (\vec{s}_1)_x \\ (\vec{s}_2)_y - (\vec{s}_1)_y \\ (\vec{s}_2)_z - (\vec{s}_1)_z \end{pmatrix} . \tag{2.77}$$

Das lineare Gleichungssystem hat eine eindeutige Lösung. Nach Bestimmung der Parameterwerte λ_1 und λ_2 kann der Schnittpunkt der Sehstrahlen G_1 und G_2 mit dem Verbindungsvektor und somit die Position des Objektpunktes berechnet werden (siehe Abb. 2.33):

$$\vec{p} = \vec{p}_1 + \frac{1}{2}(\vec{p}_2 - \vec{p}_1) . \tag{2.78}$$

2.8.2 Epipolargeometrie

Sind in beiden Kamerabildern mehrere Objektpunkte zu sehen oder wird ein diffuses Lichtmuster mit unzählig möglichen Objektpunkten auf eine Oberfläche projiziert, so ist die Zuordnung zwischen den detektierten Objektpunkten im linken und rechten Kamerabild nicht mehr trivial. Hier bedient man sich der Methode der Epipolargeometrie, die sich die Projektion der Sehstrahlen der linken Kamera in das Bild-KS der rechten Kamera und umgekehrt zu Nutze macht.

Die Epipolarebene (siehe Abb. 2.34) wird durch die Basislinie (Verbindung zwischen beiden Projektionszentren) und einem Bildpunkt im Bild-KS der Kamera 1 vorgegeben. Der Schnittpunkt der Basislinie mit der Bildebene wird Epipol genannt. Die durch Epipole und

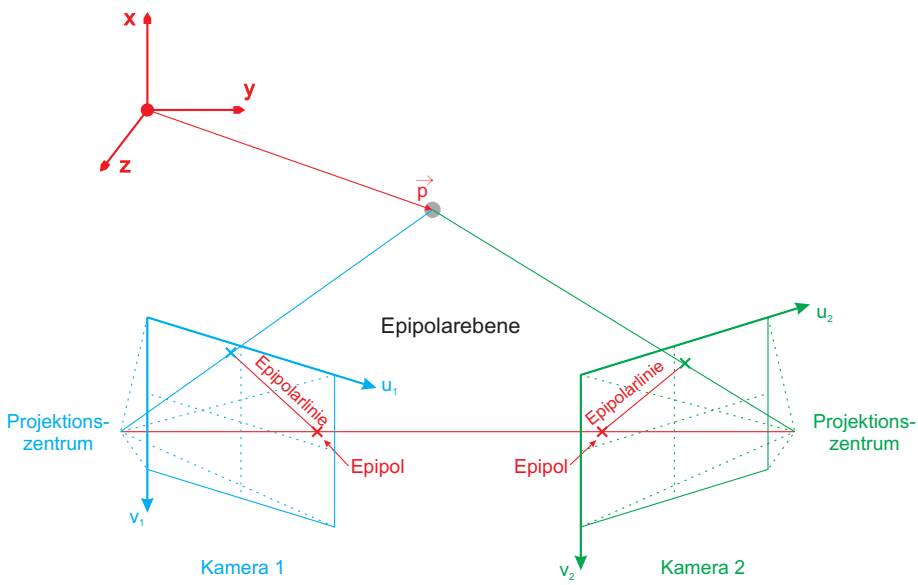

Abbildung 2.34: *Auffinden der korrespondierenden Objekte in beiden Kameras durch die Epipolargeometrie*

Bildpunkte definierten Geraden in den Bildebenen heißen Epipolarlinien. Der zum Bildpunkt in Kamera 1 korrespondierende Bildpunkt in Kamera 2 muss somit auf dieser Geraden liegen (Epipolarbedingung). Mit dieser Vorgabe wird die Korrespondenzsuche im kompletten Kamerabild 2 auf nur diese Linie beschränkt. Durch zwei Matrizen findet die Epipolargeometrie ihre algebraische Darstellung: die Essenzielle und die Fundamentale Matrix [Fau96, Zha96]. Während die Essenzielle Matrix E die korrespondierenden Punkte eines kalibrierten Kamerasystems auffindet, ist für den unkalibrierten Fall die Fundamentale Matrix F notwendig. Aus diesem Grund beschränkt sich diese Arbeit auf die Darstellung der Matrix E. Diese enthält die aus der Kalibrierung bekannten Werte für die Rotation und die Translation (extrinsische Parameter).

In Abschnitt 2.4.3 wird der Übertrag eines Punktes $\vec{p} = [x, y, z]^T$ vom Objekt-KS in das Kamera-KS 1 und den Punkt $\vec{p_1}' = [x_1', y_1', z_1']^T$ bzw. in das Kamera-KS 2 und den Punkt $\vec{p_2}' = [x_2', y_2', z_2']^T$ beschrieben:

$$\begin{aligned} \vec{p_1}' &= R_1\,\vec{p} + \vec{t_1}'\,, \\ \vec{p_2}' &= R_2\,\vec{p} + \vec{t_2}'\,. \end{aligned} \tag{2.79}$$

Es folgt die Berechnung der Rotationsmatrix $R_{1\to 2}$ und des Translationsvektors $\vec{t}'_{1\to 2}$, die eine Rotation und eine Translation des Kamera-KS 1 in das Kamera-KS 2 beschreiben. Sie werden für die Aufstellung der Essenziellen Matrix E benötigt.

Durch die Umstellung der Gleichung 2.79 folgt:

$$\begin{aligned} \vec{p_2}' &= R_2\,(R_1^{-1}\,(\vec{p_1}' - \vec{t_1}')) + \vec{t_2}' \\ &= R_2 R_1^{-1}\,\vec{p_1}' + (\vec{t_2}' - R_2 R_1^{-1} \vec{t_1}') \\ &= R_{1\to 2}\,\vec{p_1}' + \vec{t}'_{1\to 2}\,. \end{aligned} \tag{2.80}$$

Nach dem Vektorprodukt mit $\vec{t}'_{1\to 2}$ und dem Skalarprodukt mit $\vec{p_2}'$ auf beiden Seiten der Gleichung ergibt sich:

$$\vec{p_2}'\,(\vec{t}'_{1\to 2} \times \vec{p_2}') = 0 = \vec{p_2}'\,(\vec{t}'_{1\to 2} \times (R_{1\to 2}\,\vec{p_1}'))\,. \tag{2.81}$$

Zur Definition der Essentiellen Matrix E wird die schiefsymmetrische Matrix T mit

$$T = \begin{pmatrix} 0 & -(t'_{1\to 2})_z & (t'_{1\to 2})_y \\ (t'_{1\to 2})_z & 0 & -(t'_{1\to 2})_x \\ -(t'_{1\to 2})_y & (t'_{1\to 2})_x & 0 \end{pmatrix} = -T^T \tag{2.82}$$

eingeführt. T enthält nur die Komponenten des Vektors $\vec{t}'_{1\to 2}$. Durch Einsetzen von $E = TR_{1\to 2}$ erhält man nun die Gleichungen:

$$\begin{aligned} \vec{p_2}'\,(\vec{t}'_{1\to 2} \times (R_{1\to 2}\,\vec{p_1}')) &= 0\,, \\ \vec{p_2}'^{\,T}\,(TR_{1\to 2}\,\vec{p_1}') &= 0\,, \\ \vec{p_2}'^{\,T}\,E\,\vec{p_1}' &= 0\,. \end{aligned} \tag{2.83}$$

Die Essentielle Matrix E verknüpft somit die in Kamerakoordinaten formulierten korrespondierenden Punkte $\vec{p_1}'$ in Kamera 1 und $\vec{p_2}'$ in Kamera 2 auf direktem Wege.

2.9 Referenzierung des Stereokamerasystems

Neben der Kalibrierung der Kameras, die in Abschnitt 2.5 diskutiert wird, muss auch die Möglichkeit bestehen, das Stereokamerasystem auf ein vorhandenes Raumkoordinatensystem zu referenzieren.

Während der Kamerakalibrierung wird beiden Kameras ein Koordinatensystem vorgegeben, das es erlaubt, Absolutkoordinaten der Aufnahmeobjekte bezüglich des Koordinatenursprungs anzugeben. Dies kann nur funktionieren, wenn das Stereokamerasystem vor der Kalibrierung fest montiert und die Kameraposition nicht mehr verändert wird. Soll das Messsystem aber auch mobil sein, an anderen Orten Messungen von Absolutkoordinaten machen, so muss dem System vor Ort ein weiteres KS vorgegeben werden können.

Die 3D-Punktbestimmung würde weiterhin im Kalibrierungskoordinatensystem erfolgen, jedoch mit einer zusätzlichen Umrechnung in die neuen Raumkoordinaten. Hierzu muss beachtet werden, dass das neue Koordinatensystem nicht nur eine Translation, sondern auch eine Rotation bezüglich des Kalibrierungs-KSs aufweisen kann.

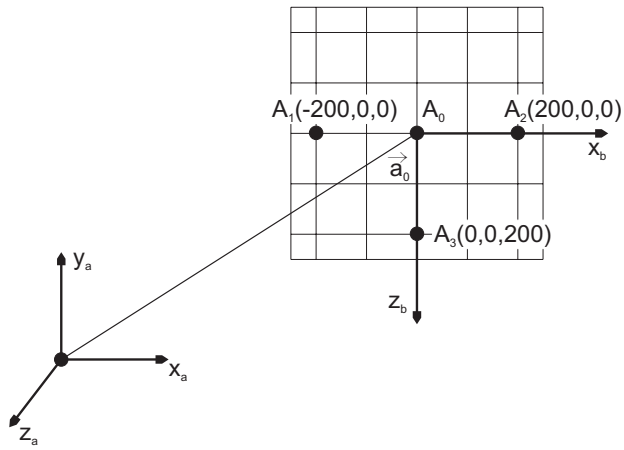

Abbildung 2.35: *Skizze des GRC-Phantoms zur Referenzierung des Stereokamerasystems auf ein neues Koordinatensystem*

Zur Referenzierung am Bestrahlungsgerät wird das GRC-Phantom verwendet (siehe Abschnitt 2.7.4). Es werden drei retroreflektierende Markierungen A_1, A_2 und A_3 angebracht, die ein Koordinatensystem vorgeben (siehe Abb. 2.35). Die Koordinaten des neuen Ursprungs A_0 werden mit Methoden der Linearen Algebra (Lotfußpunkt von Punkt und Gerade) berechnet [Mer93]. A_0 mit dem Vektor $\vec{a}_0$ liegt auf dem Schnittpunkt der Verbindungsgeraden von A_1 und A_2 bzw. A_3 und A_0. Dies bedeutet, es existiert eine Geradengleichung mit dem Parameterwert λ_0, so dass

$$\vec{a}_0 = \vec{a}_1 + \lambda_0(\vec{a}_2 - \vec{a}_1)\,. \tag{2.84}$$

Die Lotfußbedingung liefert zusätzlich die Gleichung $(\vec{a}_2 - \vec{a}_1)(\vec{a}_0 - \vec{a}_3) = 0$ und nach Umstellung erhält man

$$\vec{a}_0(\vec{a}_2 - \vec{a}_1) = \vec{a}_3(\vec{a}_2 - \vec{a}_1)\,. \tag{2.85}$$

Durch Multiplikation der Formel 2.84 mit $(\vec{a}_2 - \vec{a}_1)$ und Gleichsetzen mit 2.85 ergibt sich die Lösung für λ_0 und somit die Koordinaten des Ursprungs $\vec{a}_0$:

$$\lambda_0 = \frac{(\vec{a}_2 - \vec{a}_1)(\vec{a}_3 - \vec{a}_1)}{(\vec{a}_2 - \vec{a}_1)^2}\,. \tag{2.86}$$

Wie oben bereits erwähnt, sind die Koordinatensysteme, die einerseits vom Kalibrierphantom und andererseits vom Referenzierphantom aufgespannt werden, gegeneinander verschoben und verdreht. Dies erfordert eine Berücksichtigung in Form einer Transformation und einer Rotation der Koordinatensysteme. Die Transformation wird als Vektoraddition einbezogen. Nachdem die Koordinaten des neuen Ursprungs $\vec{a}_0$ berechnet wurden, gilt (siehe Abb. 2.36):

$$\vec{b}_i = \vec{a}_i - \vec{a}_0\,. \tag{2.87}$$

Die Drehung eines kartesischen KSs kann mit den Winkeln zwischen den alten $(\vec{e}_1, \vec{e}_2, \vec{e}_3)$ und neuen $(\vec{e}\,'_1, \vec{e}\,'_2, \vec{e}\,'_3)$ Basisvektoren beschrieben werden. Hierzu sind alle Winkel untereinander

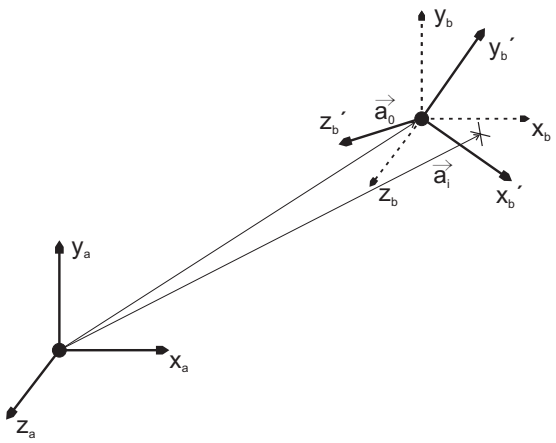

Abbildung 2.36: *Skizze der Translation und Rotation eines kartesischen Koordinatensystems*

auszurechnen und in die Transformationsmatrix D einzusetzen [Bro89]:

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} d_{11} & d_{12} & d_{13} \\ d_{21} & d_{22} & d_{23} \\ d_{31} & d_{32} & d_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \tag{2.88}$$

mit

$$d_{ik} = \cos \alpha_{ik} \tag{2.89}$$

und

$$0 \leq \alpha_{ik} \leq \pi (i, k = 1, 2, 3)\,, \tag{2.90}$$

wobei α_{ik} der Winkel zwischen den Richtungsvektoren von $\vec{e}'_i$ und $\vec{e}_k$ ist. Die Koordinaten x', y' und z' bezeichnen nun die Position des Punktes x, y und z im neuen Koordinatensystem.

Kapitel 3

Ergebnisse

Für die praktische Implementierung des in Kapitel 2 beschriebenen Systems als mobile Version und als Festinstallation im Bestrahlungsraum, sind im Rahmen dieser Arbeit folgende Fragen zu klären:

- Wie genau muss eine Kalibrierung sein, um mit dem verwendeten Kameramodell bzw. der Kalibrierungsroutine die bestmöglichen Ergebnisse zu erzielen?
- Welches Kalibrierphantom ist hierzu notwendig?
- Ist es grundsätzlich möglich, den Übertrag von 3D-Daten aus dem Planungs-CT zum Bestrahlungsgerät zu realisieren?
- Wie hoch ist das Potenzial des Stereokamerasystems zur automatisierten Repositionierung und zur Überwachung während der Bestrahlung?

Abschnitt 3.1 konzentriert sich auf die Bedeutung der Kalibrierung unter Verwendung verschiedener Kalibrierphantome.

Im darauf folgenden Abschnitt 3.2 wird ein Beispiel für eine Referenzierung gegeben, die eine 3D-Absolutkoordinatenausgabe des bereits kalibrierten Stereokamerasystems zu einem ortsfesten Raumkoordinatensystem sicherstellt.

Um das Stereokamerasystem im medizinischen Umfeld einsetzen zu können, müssen Methoden für eine Qualitätssicherung erarbeitet werden, denn Die tägliche Einsatzfähigkeit und permanente Funktionsfähigkeit muss nicht nur gewährleistet, sondern auch überprüfbar sein. In Abschnitt 3.3 wird hierfür ein Ansatz vorgestellt.

Die letzten beiden Abschnitte beschäftigen sich mit dem praktischen Einsatz des Stereokamerasystems zur videobasierten Patientenpositionierung.. Die vorgestellten und im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Komponenten erlauben nicht nur eine Positionierung und Überwachung am Bestrahlungsgerät, sondern auch die automatisierte Positionierung anhand von CT-Daten.

3.1 Größe des kalibrierten Gebietes versus Systemgenauigkeit

Die Kalibrierung hat entscheidenden Einfluss auf die Systemgenauigkeit des Stereokamerasystems. Es ist nicht nur die mathematische Bestimmung der intrinsischen und extrinsischen Kameraparameter von Bedeutung, sondern auch die Wahl des Kalibrierphantoms.

Zur Bestimmung der Systemgenauigkeit werden alle vier bereits vorgestellten Kalibrierphantome aus Abschnitt 2.7 herangezogen.

Die praktische Bestimmung einer Systemgenauigkeit setzt zuerst Aufnahmen von Kalibrierschichten voraus, die von der linken und rechten Kamera (Kamera 1 bzw. 2) simultan aufgezeichnet werden. Die einzelnen Kalibrierschichten sind jeweils $50\,mm$ voneinander in der Tiefe entfernt. Nach der Ermittlung der Kameraparameter – wie in Abschnitt 2.5 beschrieben – ist die Aufzeichnung der Messschichten und die nachfolgende Berechnung der Systemgenauigkeit möglich.

Das Ergebnis stellt die Abweichung von den gemessenen zu den vorgegebenen Raumkoordinaten dar (d.h. die Bestimmung von Absolutkoordinaten). Der Fehler ist die Länge des Abstandsvektors (dev) beider 3D-Werte ($\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} dev_i$), was auch in der Industrie bei der Angabe von Systemgenauigkeiten verwendet wird. Zusätzlich ist ein RMS ($\sqrt{\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} {dev_i}^2}$) der Abweichungen und ein Maximalfehler ($dev_i \rightarrow$ Maximum) angegeben. Der Maximalfehler ist für den Anwender ein weiteres Indiz für die Zuverlässigkeit.

Ein weiterer Punkt berücksichtigt die Größe des kalibrierten Gebietes. Es stellt sich die Frage, welche Aussagekraft Messergebnisse außerhalb der kalibrierten Region haben. Notwendig wird dies, wenn eine Objektvermessung ein größeres Volumen einnimmt, als in der Kalibrierung berücksichtigt.

Aus diesem Grund ist die Auswertung in zwei Teile gegliedert. Teil A bedient sich aller möglichen Kalibrierschichten im Messvolumen, Teil B beschränkt sich auf Kalibrierschichten mit $z = -100,\ -50,\ 0,\ 50,\ 100\,mm$.

Anhang A und B beinhaltet diverse Grafiken für das maximale (Teil A) bzw. verkleinerte (Teil B) Kalibriergebiet und jedes Kalibrierphantom. Diese zeigen die verschiedenen Kalibrier- und Messschichten, die Differenz $\vec{\epsilon}$ jedes Messpunktes nach Gleichung 2.68 und die Abweichungen der Punkte gegliedert in x-, y- und z-Koordinaten.

Dabei wird das Plattenphantom zur Auswertung der Messwerte von Plattenphantom1 und Plattenphantom2 unterteilt. Der Grund hierfür liegt in der Einbeziehung der winkelreproduzierbaren Kamerahalterung. Es soll ein Überblick gegeben werden, wie sich die Genauigkeit bei flexiblen Abständen zwischen Stereokamerasystem und Messvolumen verhält.

3.1.1 Zusammenfassung der Kalibrierung

Tabelle 3.1 gibt einen Überblick über die Entfernungen zwischen Kamerasystem und kalibrierten Regionen inklusive der Ausdehnungen der Messvolumina. Des Weiteren ist es wichtig, wie viele Kalibrierpunkte für eine gute Kalibrierung ausreichend sind. Aus diesem Grund

Tabelle 3.1: *Entfernungen und Messvolumina der eingesetzten Kalibrierphantome*

Phantom	Entfernung $[m]$	Breite (x) $[mm]$	Höhe (y) $[mm]$	Tiefe (z) $[mm]$	Volumen $[m^3]$
Sandwich	≈ 3	750	960	650	$0,47$
Platten1	≈ 2	400	400	650	$0,10$
Platten2	≈ 4	400	400	650	$0,10$
3D-Messmaschine	$\approx 2,5$	400	400	400	$0,06$
GRC	$\approx 2,5$	400	400	400	$0,06$

Tabelle 3.2: *Anzahl der Objektpunkte zur Kalibrierung und zur Messung*

Phantom	Kamera	Kalibrierung A	Kalibrierung B	Messung A	Messung B
Sandwich	1	7.975	2.828	37.303	37.303
	2	7.887	2.934	37.591	37.591
Platten1	1	324	119	1.215	1.419
	2	307	118	1.145	1.295
Platten2	1	336	120	1.248	1.464
	2	336	120	1.248	1.464
3D-Messmaschine	1	647	405	1.940	1.940
	2	647	405	1.940	1.940
GRC	1	216	120	768	864
	2	216	120	768	864

sind in Tabelle 3.2 die Summen aller verwendeten Objektpunkte aufgelistet. Die Differenzen in Kamera 1 und Kamera 2 resultieren aus Objekten, die beispielsweise Kamera 1 noch detektieren kann, aber Kamera 2 bereits aus ihrem Sichtfeld verloren hat und umgekehrt. Im folgenden Teil der Versuchsauswertung berechnen wir die Systemgenauigkeit nach den oben genannten Formeln. Um die möglicherweise nach außen schlechter werdenden Ergebnisse besser zu erkennen, teilen wir das Kalibriergebiet in verschiede Zonen ein, die von der Tiefe (z) abhängen:

- Zone 1: $-100\,mm < z < 100\,mm$,
- Zone 2: $-150\,mm < z \leq -100\,mm$, $100\,mm \leq z < 150\,mm$,
- Zone 3: $z \leq -150\,mm$, $z \geq 150\,mm$.

Die in definierte Zonen unterteilten Endergebnisse sind in Tabelle 3.4 zusammengestellt. Eine Systemgenauigkeit für das komplette Gebiet ist in Tabelle 3.3 zusamengefasst. Neben

Tabelle 3.3: *Systemgenauigkeiten des Stereokamerasystems mit unterschiedlichen Kalibrierphantomen*

Phantom	Teil	Objekte	Messfehler [mm]	RMS [mm]	Maximalfehler [mm]
Sandwich	A	34.646	$0,220$	$0,254$	$1,602$
	B	34.646	$0,277$	$0,316$	$1,262$
Platten1	A	1.116	$0,259$	$0,288$	$4,886$
	B	1.295	$0,294$	$0,384$	$4,586$
Platten2	A	1.248	$0,561$	$0,688$	$2,714$
	B	1.464	$0,596$	$0,727$	$2,716$
3D-Messmaschine	A	1.940	$0,309$	$0,368$	$1,251$
	B	1.940	$0,308$	$0,367$	$1,336$
GRC	A	768	$0,320$	$0,369$	$0,994$
	B	864	$0,344$	$0,399$	$1,224$

der Anzahl der korrelierten Objekte für den 3D-Fall, sind der Messfehler, ein RMS und ein Maximalfehler angegeben. Die Menge der korrelierten Objekte kann von den in Tabelle 3.2 angegebenen Werten abweichen, da sie auch hier in den Kamerabildern unterschiedlich sichtbar sein können. Eine weitere Aussage über die Systemgenauigkeit kann durch die Verwendung von Relativkoordinaten erfolgen. Zu dieser Bestimmung werden folgende Kalibrierphantome eingesetzt: Plattenphantom1, 3D-Messmaschine und das GRC-Phantom. Der direkte Vergleich wird möglich, da alle drei die identischen Winkeleinstellungen der Kameras besitzen. Zur Überprüfung der jeweiligen Genauigkeit werden nur die Messwerte der 3D-Messmaschine eingesetzt, da der Messmaschinenfehler vernachlässigbar ist. Daraus folgt, dass für jeden der drei Sätze an Kameraparametern jeweils die Messpunkte der 3D-Messmaschine in die Berechnung einfließen. Dies ist möglich, da die CCD-Koordinaten der Messpunkte bei allen drei Versuchen identisch bleiben.

Durch die unterschiedlichen Koordinatensysteme, die jedes Phantom während der Kalibrierung aufspannt, erfolgt diese Auswertung anhand von Relativkoordinaten. Dies bedeutet, dass ein Raumpunkt im Messvolumen als imaginärer Nullpunkt definiert wird. Der Messfehler zwischen den bestimmten und realen Abständen aller Messpunkte zu diesem Nullpunkt zeigt die Güte der verschiedenen Kalibrierungen (siehe Tab. 3.5).

3.2 Beispiel einer Referenzierung

Ziel der Referenzierung ist es, die Koordinaten von aktuellen Markierungen im alten Koordinatensystem mit dem Kameramodell zu berechnen, aber in neuen Raumkoordinaten anzugeben.

Tabelle 3.4: *Zonenabhängige Systemgenauigkeiten des Stereokamerasystems in Abhängigkeit der Kalibrierphantome*

Phantom	Zone	Teil	Messfehler [mm]	RMS [mm]	Maximalfehler [mm]
Sandwich	1	A	$0,207$	$0,239$	$0,986$
	1	B	$0,193$	$0,220$	$0,878$
	2	A	$0,210$	$0,244$	$1,379$
	2	B	$0,235$	$0,262$	$1,262$
	3	A	$0,231$	$0,266$	$1,602$
	3	B	$0,342$	$0,376$	$1,224$
Platten1	1	A	$0,259$	$0,288$	$0,649$
	1	B	$0,219$	$0,255$	$0,617$
	2	A	$0,280$	$0,314$	$0,629$
	2	B	$0,255$	$0,292$	$0,613$
	3	A	$0,322$	$0,454$	$4,886$
	3	B	$0,323$	$0,435$	$4,586$
Platten2	1	A	$0,552$	$0,679$	$2,469$
	1	B	$0,572$	$0,708$	$2,530$
	2	A	$0,630$	$0,763$	$2,714$
	2	B	$0,651$	$0,793$	$2,716$
	3	A	$0,546$	$0,669$	$2,677$
	3	B	$0,594$	$0,720$	$2,622$
3D-Messmaschine	1	A	$0,291$	$0,343$	$1,141$
	1	B	$0,287$	$0,340$	$1,139$
	2	A	$0,314$	$0,379$	$1,006$
	2	B	$0,313$	$0,377$	$0,959$
	3	A	$0,320$	$0,380$	$1,251$
	3	B	$0,322$	$0,381$	$1,336$
GRC	1	A	$0,311$	$0,357$	$0,964$
	1	B	$0,317$	$0,366$	$1,078$
	2	A	$0,329$	$0,378$	$0,979$
	2	B	$0,354$	$0,409$	$1,224$
	3	A	$0,330$	$0,385$	$0,994$
	3	B	$0,373$	$0,435$	$1,112$

Tabelle 3.5: *Verwendung von Relativkoordinaten zur Genauigkeitsbestimmung*

Phantom	Objekte	Messfehler	RMS [mm]	Maximalfehler [mm] [mm]
Platten1	1.940	$0,347$	$0,444$	$1,577$
3D-Messmaschine	1.940	$0,162$	$0,220$	$0,992$
GRC	1.940	$0,203$	$0,269$	$1,169$

Tabelle 3.6: *Position der Orientierungspunkte des neuen Koordinatensystems*

Punkt	Soll-Koordinaten [mm]	3D-Kamera Koordinaten [mm]
A_1	$\begin{pmatrix} -200 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} -124,425 \\ 59,325 \\ 24,521 \end{pmatrix}$
A_2	$\begin{pmatrix} 100 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 175,226 \\ 57,581 \\ 27,597 \end{pmatrix}$
A_3	$\begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 200 \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 73,230 \\ 58,932 \\ 226,229 \end{pmatrix}$

Zuerst wird die Position der Orientierungspunkte A_1, A_2 und A_3 des neuen Koordinatensystems mit dem Stereokamerasystem bestimmt (siehe Tab. 3.6). Es folgt die Berechnung des neuen Ursprungs A_0 mittels der Gleichungen 2.84 und 2.86:

$$\vec{a}_0 = \begin{pmatrix} 75,275 \\ 58,163 \\ 26,571 \end{pmatrix} . \tag{3.1}$$

Bisher liegen lediglich Orientierungspunkte in der $x-$ und $z-$Ebene vor, während die $y-$Achse noch nicht berücksichtigt wurde. Dies ist aber notwendig, um die Transformationsmatrix D nach Gleichung 2.88 zu bestimmen.

Ein Vektor $\vec{a}_4$, der im Punkt A_0 beginnt und die $y-$Achse vorgibt, kann mit dem Vektor-

produkt aus den Vektoren $(-\vec{a}_0 + \vec{a}_3)$ und $(-\vec{a}_0 + \vec{a}_2)$ berechnet werden:

$$\begin{aligned}\vec{a}_4 &= \begin{pmatrix} (-\vec{a}_0 + \vec{a}_3)_y(-\vec{a}_0 + \vec{a}_2)_z - (-\vec{a}_0 + \vec{a}_3)_z(-\vec{a}_0 + \vec{a}_2)_y \\ (-\vec{a}_0 + \vec{a}_3)_z(-\vec{a}_0 + \vec{a}_2)_x - (-\vec{a}_0 + \vec{a}_3)_x(-\vec{a}_0 + \vec{a}_2)_z \\ (-\vec{a}_0 + \vec{a}_3)_x(-\vec{a}_0 + \vec{a}_2)_y - (-\vec{a}_0 + \vec{a}_3)_y(-\vec{a}_0 + \vec{a}_2)_x \end{pmatrix} \\ &= \begin{pmatrix} 116,921 \\ 19957,998 \\ -75,653 \end{pmatrix}. \end{aligned} \tag{3.2}$$

Zur Bestimmung der Transformationsmatrix D werden die Basisvektoren des alten KSs $(200, 0, 0)$, $(0, 200, 0)$ und $(0, 0, 200)$ und die des neuen KSs $(-\vec{a}_0+\vec{a}_2)$, $(\vec{a}_4)$ und $(-\vec{a}_0+\vec{a}_3)$ in Einheitsvektoren umgewandelt und ergeben mit den Gleichungen 2.89 und 2.90 die Matrix:

$$D = \begin{pmatrix} 0,99993 & -0,00582 & 0,01027 \\ 0,00586 & 0,99998 & -0,00379 \\ -0,01024 & 0,00385 & 0,99994 \end{pmatrix}. \tag{3.3}$$

Die Position eines Punktes $\vec{b}_i$ im neuen KS kann nun wie folgt bestimmt werden:

$$\vec{b}_i = \begin{pmatrix} 0,99993 & -0,00582 & 0,01027 \\ 0,00586 & 0,99998 & -0,00379 \\ -0,01024 & 0,00385 & 0,99994 \end{pmatrix} (\vec{a}_i - \vec{a}_0). \tag{3.4}$$

3.3 Qualitätssicherung des Stereokamerasystems

Bei einem möglichen Einsatz des Stereokamerasystems in der Klinikroutine sind QA-Prozeduren notwendig. Diese müssen sicherstellen, dass es nicht zu Angaben falscher Koordinaten kommt, die die Positionierung negativ beeinflussen und womöglich eine fehlerhafte Bestrahlung zur Folge hätten.

Folgende Hardwaredefekte können die Genauigkeit beeinflussen:

- Lageveränderungen der Kameras,
- Pixeldefekte durch Strahlung im Raum,
- Ausfall der IR-Beleuchtung.

Die Lageveränderung der Kameras, d.h. die Veränderung der Rotation und der Translation der Kameras zum Raumkoordinatensystem, könnte durch eine feste Box vermieden werden. Außerdem wäre ein optimaler Schutz für die IR-Diodenringe, Objektive und Filter gewährleistet. Bei einer festen Installation einer solchen Box an der Decke des Bestrahlungsraumes kann eine Lageveränderung der Kameras ausgeschlossen werden.

Der Einfluss der Strahlung auf die Funktionsfähigkeit der CCD-Kameras konnte nicht abschließend geklärt werden. Man kann nur vermuten, dass Pixeldefekte auftreten, da diese

auch bei den Überwachungskameras des Bestrahlungsraumes zu sehen sind. Im schlechtesten Fall müssten die CCD-Chips der Kameras regelmäßig – vielleicht im Jahresrhythmus – getauscht werden.

Ein Ausfall der Beleuchtung stellt ein entscheidendes Problem dar. Diese wurde in der Abteilung Medizinische Physik am DKFZ Heidelberg in den vergangenen Jahren so entwickelt, dass eine maximal homogene Ausleuchtung der Szenerie erfolgt. Ist dies gestört, hat das Effekte auf die Genauigkeit der Schwerpunktbestimmung der retroreflektierenden Markierungen. Aus diesem Grund wurden in vorangegangenen Institutsarbeiten die IR-Ring in acht Bäume unterteilt, deren Funktionsfähigkeit jeweils durch eine sichtbare Diode angezeigt wird (siehe Abschnitt 2.3.1.2). Die Kontrolle dieser Dioden ist bei der täglichen Inbetriebnahme des Stereokamerasystems zu überprüfen. Diese Aufgabe könnte durch den Einsatz von elektronischen Bauteilen automatisch vorgenommen und vom Computer parallel zur Bildaufnahme kontrolliert werden.

Zur täglichen Kontrollsequenz sollte hauptsächlich die Überprüfung von definierten 3D-Koordinaten gehören. Diese Koordinaten werden von den am GRC-Phantom befestigten kugelförmigen Markierungen vorgegeben. In der QA-Stellung des Phantoms wird dies am Raum-KS, aufgespannt durch die Raumlaser, ausgerichtet und die aktuellen Positionen der Markierungen vom Computer berechnet. Liegen diese Ergebnisse innerhalb eines Toleranzbereichs, kann das System verwendet werden. Sollten die Werte den Gebrauch nicht zulassen, kann dieses nur an Hardwaredefekten (wie oben beschrieben) liegen. Hier sei hauptsächlich die Lageveränderung der Kameras angesprochen. Hat sich die Lage der Kameras trotz fester Box sichtbar verändert, so ist eine Neukalibrierung des Systems unvermeidbar.

In der Praxis (siehe Abb. 3.1) konnten die 3D-Koordinaten der Markierungen mit einer Genauigkeit von $(0,29 \pm 0,28)\,mm$ am Bestrahlungsgerät mit den Raumlasern ausgerichtet werden (Mittelwert $\pm$ RMS). Die Toleranzschwelle sollte somit bei $0,30\,mm$ liegen. Unterhalb dieses Wertes kann das Stereokamerasystem sofort zu Messzwecken verwendet werden. Liegt der Wert darüber, ist eine Neuausrichtung und Wiederholung der Messung bzw. eine Neukalibrierung notwendig.

3.4 Positionsübertrag vom Planungs-CT zum Bestrahlungsgerät

Die Verfügbarkeit eines Stereokamerasystems im Bestrahlungsraum erlaubt das tägliche Wiederauffinden von Referenzpositionen körperfester Markierungen. Das eigentliche Ziel ist, die Repositionierung bekannter Positionen aus dem Planungs-CT, das zu Beginn der Therapiekette steht. Gleichzeitig bedeutet dies den Wechsel von Relativkoordinaten zu Absolutkoordinaten. Der Ansatz der hier verfolgt wird, ist die Repositionierung von den bereits vorgestellten retroreflektierenden Markierungen mithilfe des Stereokamerasystems. Diese werden auf der Körperoberfläche idealerweise immer an der selben Position sein. Um dies zu gewährleisten, wurden im Rahmen dieser Arbeit verschiedene Komponenten entwickelt, die die Adaption

Abbildung 3.1: *GRC-Phantom in der QA-Stellung am Bestrahlungsgerät*

diverser Marker an eine definierte Position an der Körperoberfläche zulassen. Für den generellen Nachweis der Korrelation zwischen 3D-CT-Daten und Raumkoordinaten der Markierungen wird ein unverformbares Phantom verwendet. Dieses Phantom darf nicht mit einem Kamerakalibrierphantom verwechselt werden. Die Versuche richten sich nach dem Ablauf der stereotaktischen Positionierung, wie er in Abschnitt 2.2.1 vermittelt wird.

3.4.1 Entwickelte Komponenten

Zu den notwendigen Komponenten, die das Auffinden der Markierungen in CT-Bildern bzw. in den Kamerabildern möglich machen, gehören:

- Hautadapter,
- Verlängerungsstifte,
- CT-Marker (siehe auch Abschnitt 2.6.3).

Das Fertigungsmaterial aller Teile ist PEEK. Es zeichnet sich durch eine Dauergebrauchstemperatur von über $250°C$ aus, d.h. es kann problemlos sterilisiert werden. Zusätzlich hat es eine hohe Biegefestigkeit, eine hohe Steifigkeit und eine sehr gute Strahlenbeständigkeit. Die kreisförmigen Hautadapter haben einen Durchmesser von $30\,mm$, eine Dicke von $2\,mm$ und eine Einsteckmöglichkeit mit dem Durchmesser von $3\,mm$ im Zentrum. Diese Löcher werden auch zum täglichen Aufbringen der Markierungen auf der Körperoberfläche verwendet. Mit der Einfädel-Methode (siehe Abb. 3.2 und 3.3) wird hierzu ein Stab auf eine zuvor aufgebrachte Hautmarkierung gesetzt. Es folgt die Befestigung des Hautadapters mit einem an seiner Hautseite angebrachten Klebestück. Danach kann der Verlängerungsstift mit dem CT-Marker

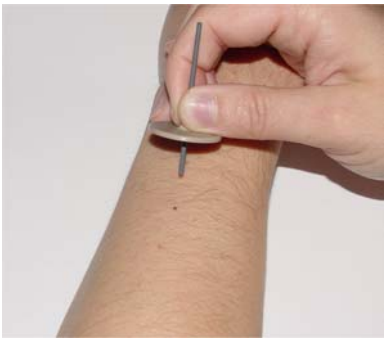

Abbildung 3.2: *Schritt 1: Aufsetzen des Stabes auf eine Hautmarkierung*

Abbildung 3.3: *Schritt 2: Andrücken des Hautadapters*

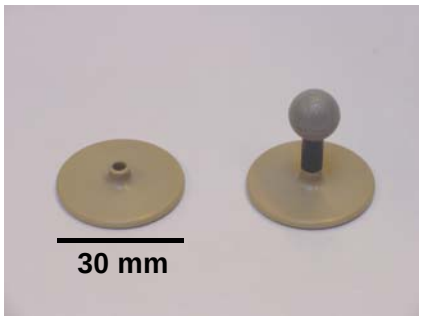

Abbildung 3.4: *Links: Hautadapter. Rechts: adaptierte Markierung*

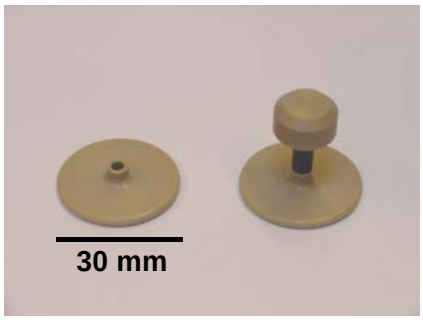

Abbildung 3.5: *Links: Hautadapter. Rechts: adaptierter CT-Marker*

für CT-Aufnahmen oder mit einer retroreflektierenden Markierung aufgesteckt werden (siehe Abb. 3.4 und 3.5). Die Verlängerungsstifte ermöglichen einen Abstand zwischen Hautoberfläche und Kugelmittelpunkt von $19\,mm$. Eine Ungenauigkeit aufgrund dieses Hebels konnte nicht nachgewiesen werden. Er erlaubt die Anbringung der Markierungen am Patienten, so dass beide Bildaufnehmer bis zu einer bestimmten Position die Markierungen detektieren können. Es gestaltet sich als sehr schwierig, die Reproduzierbarkeit des täglichen Aufklebens der Hautadapter zu ermitteln. Man muss damit rechnen, dass sich die aufgetragenen Punkte verschieben und es durch Gewichtsabnahme oder -zunahme zusätzlich zu Veränderungen der Position kommt. Dieser Teil wird aber im Rahmen dieser Themenkomplex nicht vertieft.

3.4.2 Datengewinnung im CT

Zur Bestimmung von Koordinaten der CT-Marker in den CT-Schichtaufnahmen wird das Lokalisationssystem für die Ganzkörperstereotaxie des DKFZ verwendet. Der Nullpunkt des Stereotaxiesystems (st) mit den Koordinaten $x_{st} = y_{st} = z_{st} = 0$ befindet sich im Zentrum des sogenannten Zielbogens (siehe Abb. 3.6). In der Planungssoftware wird anschließend eine manuelle Bestimmung der Stahlkugelmittelpunkte anhand der CT-Schichtaufnahmen durchgeführt (siehe Abb. 3.7).

Abbildung 3.6: *Phantom mit adaptierten CT-Markern, der blaue Zielbogen und das daran befestigte Ganzkörperstereotaxiesystem*

Die Werte der x_{st}- und y_{st}-Koordinaten weisen hierbei einen sehr kleinen Fehler mit maximal $0,5\,mm$. Die z_{st}-Achse, d.h. die Tiefe, ist mit einem größeren Fehler belastet, da die Schichtaufnahmen eine Dicke von $3\,mm$ haben und Objekte in der Schicht verschmiert werden. Als z_{st}-Koordinate wird der arithmetische Mittelwert der z_{st}-Position aus verschiedenen Schichten verwendet, in der die Kugel sichtbar ist. Hierbei liegt der Fehler bei maximal $2,5\,mm$. Ergebnis sind die stereotaktischen Koordinaten aller Stahlkugeln, die in den Bestrahlungsraum übertragen werden (siehe Tab. 3.7).

3.4.3 Repositionierung am Bestrahlungsgerät

Die stereotaktischen Koordinaten des Zielpunktes stehen aus der Therapieplanung zur Verfügung. Diese werden mithilfe des Zielsystems in das Isozentrum des Bestrahlungsraumes (br) mit den Koordinaten $x_{br} = y_{br} = z_{br} = 0$ gebracht (siehe Abb. 3.8). Der stereotaktische Zielpunkt (zp) dieses Experimentes wird beliebig gewählt. Seine Koordinaten sind

$$\vec{p}_{st,zp} = \begin{pmatrix} -38,4 \\ 25,6 \\ 210,7 \end{pmatrix} . \tag{3.5}$$

Dieser Vektor muss noch von den stereotaktischen Koordinaten der Marker aus Tabelle 3.7 abgezogen werden, um die Bestrahlungsraumkoordinaten auf Grundlage der CT-Aufnahmen zu erhalten. Die vom Stereokamerasystem ermittelten 3D-Koordinaten sind in Tabelle 3.8 zusammengefasst. Die Nummerierung der Kugeln ist in Abbildung 3.9 visualisiert.

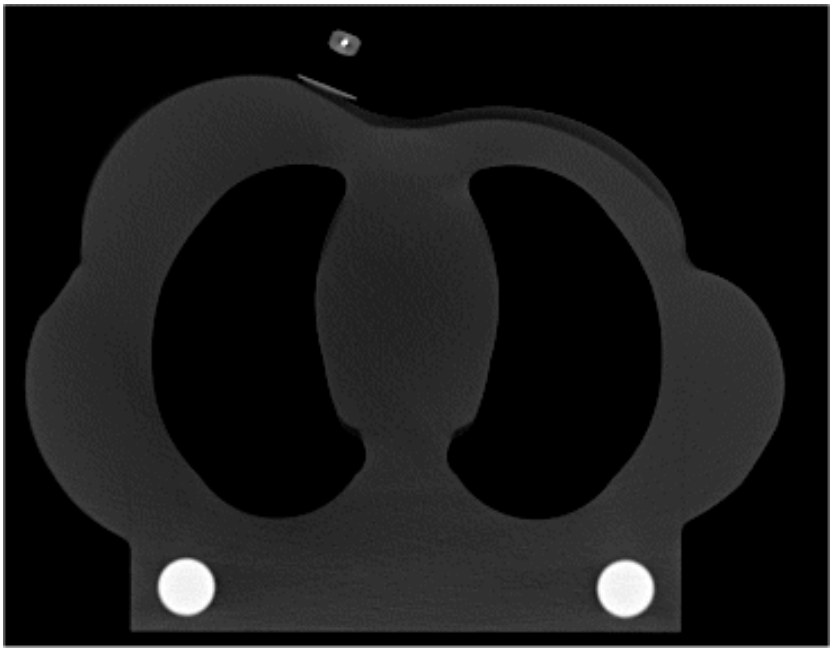

Abbildung 3.7: *CT-Schicht mit sichtbarem Hautadapter und CT-Marker*

Tabelle 3.7: *Stereotaktische 3D-Koordinaten der CT-Marker auf dem Phantom*

Kugel	x_{st}-Koordinate $[mm]$	y_{st}-Koordinate $[mm]$	z_{st}-Koordinate $[mm]$
1	$34,45$	$126,97$	$320,58$
2	$-5,04$	$135,67$	$260,23$
3	$-75,98$	$149,24$	$169,66$
4	$128,78$	$97,71$	$298,48$
5	$110,38$	$119,80$	$146,10$
6	$160,02$	$56,09$	$236,58$
7	$9,23$	$122,31$	$94,60$
8	$-161,15$	$41,83$	$310,94$
9	$-163,87$	$63,00$	$169,38$
10	$-178,84$	$38,30$	$48,84$

3.4.4 Zusammenfassung des Positionsübertrags

Der Positionsübertrag von CT-Schichtaufnahmen in den Bestrahlungsraum soll die grundsätzliche Anwendbarkeit des Komplettsystems mit Absolutkoordinaten veranschaulichen.

Abbildung 3.8: *Phantom mit adaptierten NDI Kugeln, Zielbogen und dem daran befestigten Zielsystem*

Tabelle 3.8: *Raumkoordinaten der NDI-Kugeln auf dem Phantom*

Kugel	x-Koordinate $[mm]$	y-Koordinate $[mm]$	z-Koordinate $[mm]$
1	$73,37$	$102,07$	$109,96$
2	$33,52$	$110,85$	$48,61$
3	$-37,58$	$123,85$	$-41,78$
4	$167,53$	$73,21$	$86,52$
5	$148,76$	$94,34$	$-65,22$
6	$198,49$	$31,20$	$23,76$
7	$47,00$	$97,41$	$-115,46$
8	$-122,76$	$18,93$	$95,17$
9	$-125,89$	$37,81$	$-41,18$
10	$-140,83$	$12,51$	$-162,95$

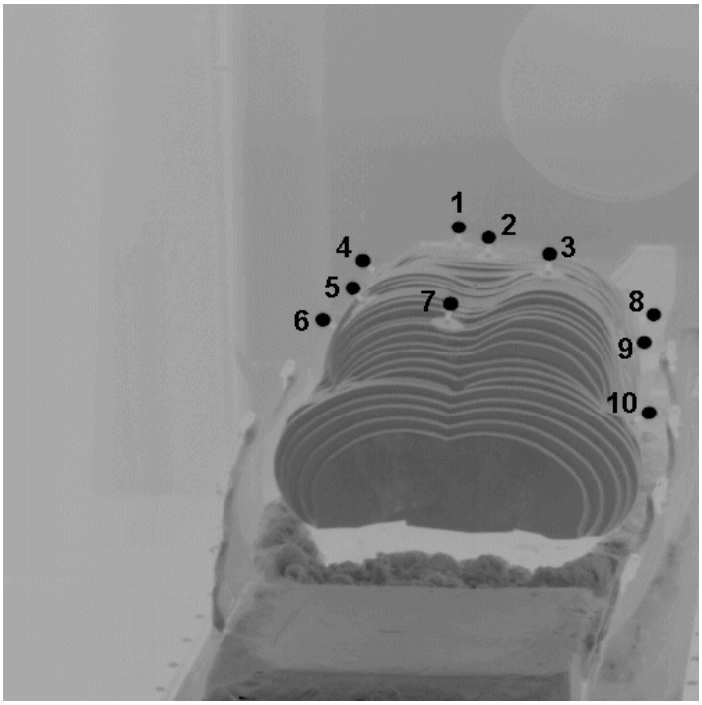

Abbildung 3.9: *Falschfarbenbild der rechten Kamera zur Nummerierung der Markierungen während der Phantomvermessung*

In Tabelle 3.9 sind die Abweichungen der 3D-Koordinaten zwischen CT und Stereokamerasystem aufgelistet. Kugel 8 hatte keine große Auflagefläche auf dem Scheibenphantom und knickte aus diesem Grund zwischen den Messungen um. Es ist zu beachten, dass die Markierungen wegen des starren Phantoms örtlich fest sind. Eine Atembewegung wird hier nicht berücksichtigt.

3.5 Praktischer Einsatz des Stereokamerasystems

Das Stereokamerasystem wird im Rahmen dieser Arbeit nur in einem passiven Modus im Bestrahlungsraum verwendet. Dies bedeutet, die eigentliche Bestrahlung und der routinemäßige Ablauf wird keineswegs gestört oder negativ beeinflusst. Im Folgenden wird der mögliche Einsatz eines Stereokamerasystems zur Patientenpositionierung und -überwachung nicht nur simuliert, sondern auch praktisch am Patienten durchgeführt. Hierbei wird nicht mit Absolutkoordinaten (wie in Abschnitt 3.4) gearbeitet, sondern mit einer Referenzposition der Markierungen im Bestrahlungsraum von der herkömmlichen Erstpositionierung.

3.5.1 Automatische Positionierung am Bestrahlungsgerät

Zur täglichen Positionierung in der fraktionierten Strahlentherapie wird der hier untersuchte Patient in einem Torso immobilisiert. Die Raumkoordinaten der drei Markierungen sind aus

Tabelle 3.9: *Abweichungen der 3D-Koordinaten zwischen CT und Stereokamerasystem*

Kugel	Δx $[mm]$	Δy $[mm]$	Δz $[mm]$	Abstandsvektor $[mm]$
1	$0,52$	$0,70$	$0,08$	$0,88$
2	$0,16$	$0,78$	$-0,92$	$1,22$
3	$0,00$	$0,21$	$-0,74$	$0,77$
4	$0,36$	$1,10$	$-1,26$	$1,71$
5	$-0,02$	$0,14$	$-0,62$	$0,63$
6	$0,07$	$0,71$	$-2,12$	$2,23$
7	$-0,63$	$0,71$	$0,65$	$1,15$
8	$-0,01$	$2,71$	$-5,06$	$5,74$
9	$-0,42$	$0,41$	$0,15$	$0,61$
10	$-0,39$	$-0,18$	$-1,08$	$1,17$

der Erstpositionierung bekannt (siehe Abb. 3.10). In diesem Abschnitt wird das selbstständige Anfahren des Zielpunktes, der im Isozentrum liegen muss, diskutiert. Da eine Bestrahlungsanlage ein komplexes Gerät ist, das strengen Auflagen unterliegt, kann der Tisch nicht direkt angesteuert werden. Dies macht eine manuelle Tischbedienung notwendig.

Zur Überprüfung der manuellen Positionierung wurden zum einen ausschließlich die Angaben der 3D-Markierungskoordinaten des Kamerasystems und zum anderen die Raumlaser verwendet. Bei der Positionierung mit den Kameras liegt der Fehlervektor bei $(0,15 \pm 0,10)\,mm$. Die Messungen der herkömmlichen Laserpositionierung ergeben – mithilfe der Kameras – den Fehlervektor von $(0,29 \pm 0,29)\,mm$ (Mittelwert $\pm$ RMS). Das Ergebnis bezieht sich ausschließlich auf die Repositionierung des Torsos und nicht auf die Repositionierung des Tumors.

3.5.2 Echtzeitüberwachung während der Bestrahlung

Die Verwendung körperfester retroreflektierender Kugeln und einem Stereokamerasystem eröffnen die Möglichkeit, auch während der Bestrahlung die Verschiebungen der Körperoberfläche aufzunehmen. Auf die Position des Tumors kann aber nicht zurückgeschlossen werden. Die Konsequenzen einer detektierten Verschiebung der Markierungen sind nicht Gegenstand dieser Arbeit, da diese Auswirkungen sehr komplexer Natur sind und zurzeit noch keine Lösung vorliegt.

Die hier vorgestellten Daten wurden während der Einzeitbestrahlung eines Patienten mit einem Lungentumor aufgezeichnet, der in einer Vakuummatratze immobilisiert war. Abbildung 3.11 zeigt die Markerkonfiguration. Die Ergebnisse der Markerbewegungen (Abb. 3.12)

Abbildung 3.10: *Falschfarbenbild der rechten Kamera zur Nummerierung der Markierungen bei der automatisierten Positionierung*

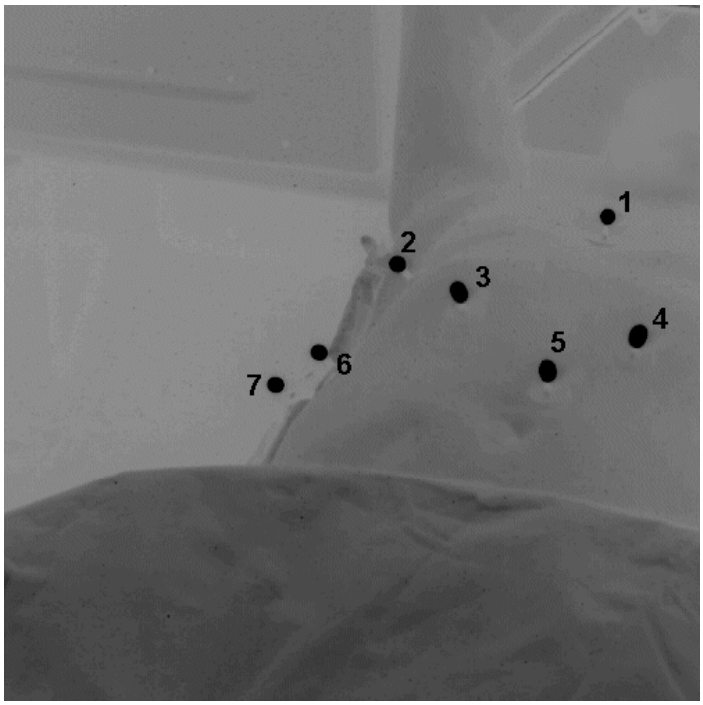

Abbildung 3.11: *Falschfarbenbild der rechten Kamera zur Nummerierung der Markierungen bei der Echtzeitüberwachung*

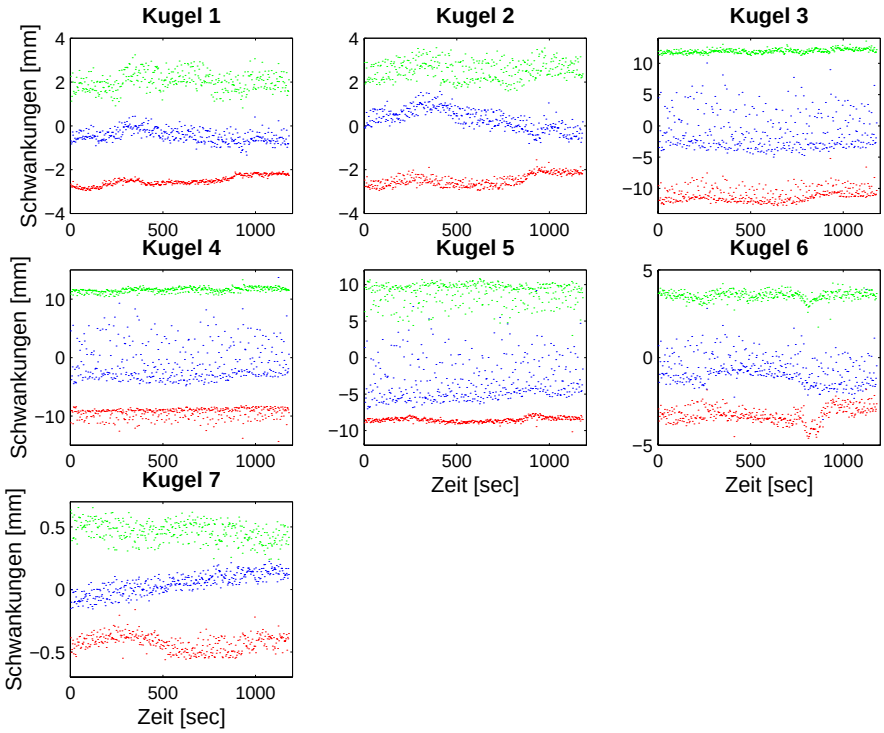

Abbildung 3.12: *Zeitliche Bewegung der sieben Kugeln: x-Achse (rot), y-Achse (blau), z-Achse (grün)*

spiegeln überwiegend die Atembewegung des Patienten wieder. Aber auch andere Einflüsse, wie unterschiedliches Anspannen von Muskeln und Verdrehungen, können die Markerbewegungen erklären. Die x-Achse zeigt aus Sicht des liegenden Patienten nach rechts in der Horizontalen, die y-Achse in der Vertikalen nach oben und die z-Achse in Kopfrichtung in der Horizontalen. Kugel 7 ist als einzige nicht auf dem Körper, sondern außen an der Vakuummatratze angebracht. Das Objekt zeigt aus diesem Grund die geringsten Veränderungen der Koordinaten gegen die Zeit. Die kamerasystembedingten Schwankungen sind deutlich in der Dicke der Kurven der Kugel 7 zu sehen. Ab 300 *sec* wird die Atmung insgesamt flacher, zu sehen an der Verkleinerung der y-Koordinaten. Kugel 6 zeigt zwischen 700 *sec* und 900 *sec* in der x-Koordinate starke Schwankungen, dies lässt auf eine veränderte Armhaltung schließen. Nach diesem Ereignis zeigen die Kugeln 1, 2, 3 und 6 eine vergrößerte x-Position, was einer – vom Patienten aus gesehenen – Verschiebung nach rechts gleich kommt. Solche Interpretationen sind sehr komplex und sollen im Rahmen dieser Arbeit nur das Potenzial der videobasierten Patientenüberwachung während der Bestrahlung veranschaulichen.

Kapitel 4

Diskussion und Ausblicke

Das Ziel dieser Arbeit liegt in der Implementierung eines hochpräzisen Stereokamerasystems zur Vermessung von kugelförmigen Objekten und der damit möglichen videobasierten Patientenpositionierung.

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Kamerakalibrierung, der Vergleich zwischen Eigenentwicklungen und kommerziellen Systemen auf diesem Gebiet und die möglichen Einsatzgebiete des Stereokamerasystems diskutiert.

Kalibrierung des Stereokamerasystems Die Güte der Kamerakalibrierung ist essenziell für hochpräzise 3D-Messwerte. Unter hochpräzise versteht man einen Messfehler kleiner als $0,5\,mm$. In Abschnitt 3.1 sind verschiedene Kalibrierphantome in die Experimente integriert worden. Die Resultate unter Verwendung der 3D-Messmaschine zeigen das eigentliche Potenzial des Stereoakamerasystems. Diese Werte dienen hauptsächlich zum Vergleich mit anderen Phantomen.

Die Systemgenauigkeit mit einer Sandwichphantom-Kalibrierung zeigt eine höhere Genauigkeit als mit einer 3D-Messmaschinen-Kalibrierung. Dies kann durch die Form der detektierten Objekte erklärt werden. Die Kreise haben einen $\approx 5\,mm$ größeren Durchmesser und sind weniger abhängig von der Reflexion des IR-Lichtes. Bei den verwendeten NDI Kugeln hat eine schlechte Reflexion, aufgrund der 3D-Form, größere Effekte auf die Schwerpunktbestimmung. Bei Messungen mit NDI Kugeln versagte die Kalibrierung mit dem Sandwichphantom. Ein kompensierender Faktor, der den Ausgleich zwischen Kreisen für die Kalibrierung und Kugeln für die Messung herstellt, konnte nicht ermittelt werden.

Ein Problem, dass ausschließlich bei dem Sandwichphantom, Plattenphantom1 und Plattenphantom2 auftritt, ist die Form der Differenz $\vec{\epsilon}$ in der v-Koordinate (siehe insbesondere Abschnitt A). Der Grund für diesen Verlauf liegt in der Befestigung der Phantome auf der Universalfräsmaschine. Eine Fixierung erfolgte aus Platzgründen nur an einer Seite und resultierte in einer nicht exakt senkrechten Ausrichtung. Diese wäre nur mit viel Aufwand und zusätzlichen Bauteilen lösbar. Durch die grafische Darstellung von $\vec{\epsilon}$ wird dies erst plausibel.

Das im Rahmen dieser Arbeit entwickelte und konstruierte GRC-Phantom weist nur bedingt bei Messungen diese Form auf. Bei einem weiten Auszug der Kalibrierplatte aus der Grundplatte (siehe Abb. 2.27), sind solche Fehler zu erkennen. Die Güte des GRC-Phantoms wird bei den Messungen mit Relativkoordinaten (siehe Tab. 3.5) ersichtlich. Trotz der manuellen Verschiebung in der Tiefe (z-Richtung) kann eine hohe Genauigkeit erreicht werden. Der größte Vorteil des GRC-Phantoms ist die ortsunabhängige Kalibrierungsprozedur.

Die Einteilung der Messwerte in verschiedene Zonen (abhängig von der Tiefe z) zeigen bei allen Abweichungen, sobald das kalibrierte Gebiet verlassen wird, ausgenommen hiervon ist die Kalibrierung mit der 3D-Messmaschine. Aus diesem Grund ist es sinnvoll, bei einer GRC-Phantom-Kalibrierung innerhalb des kalibrierten Gebietes die Messungen durchzuführen.

Eine weitere untersuchte Größe betrifft die winkelreproduzierbaren Kamerahalterungen (Plattenphantom1 und 2). Die Resultate vermitteln eine Verschlechterung bei den Messwerten bei Plattenphantom2, wenn die Fokus- und Blendeneinstellung auf den Arbeitsabstand des Plattenphantoms1 optimiert sind. Hier zeigt sich, dass ein Kompromiss zwischen Flexibilität und Genauigkeit gefunden werden muss.

Zusammenfassend ist das GRC-Phantom weniger genau als die 3D-Messmaschine, was sich inbesondere in der Form von $\vec{\epsilon}$ darstellt. Durch die hohe Genauigkeit und Flexibilität mit einer Vor-Ort-Kalibrierung des GRC-Phantoms kann auf die Verwendung einer 3D-Messmaschine verzichtet werden.

Stereokamerasystem: Eigenentwicklung versus kommerzielle Systeme Die Motivation, eine Eigenentwicklung eines Stereokamerasystems voran zu treiben, liegt in dem spezifischen Wissen des Systems begründet. Bei kommerziell erhältlichen Geräten wird eine Absolutgenauigkeit, vielleicht noch ein Maximalfehler als Spezifikation angegeben. Die Beantwortung der Fragen nach dem Verhalten des Systems, besonders in Randgebieten des Überlappungsbereiches beider Kameras, sowie nach einer schnellen, herstellerunabhängigen Implementierung in vorhandene Hardware, gestaltet sich oft als schwierig.

Ein Hersteller solcher Systeme ist selbstverständlich darauf angewiesen, dass ein Massenprodukt zur Verfügung steht. Auf kundenspezifische Wünsche kann in der Regel nicht eingegangen werden. Andererseits bringt dies auch Vorteile, was eine einfache Zertifizierung des Systems anbelangt. Grundsätzlich ist zu beachten, dass in der Erforschung und Entwicklung neuer Techniken an Forschungsinstituten nicht schon im voraus ideenbegrenzende Systeme eingesetzt werden. Neben diesen Aspekten ist auch die Finanzierung in Betracht zu ziehen. Die kommerziellen Systeme sind um einiges kostenintensiver, beinhalten dann aber auch ein vollständiges Produkt. Dagegen erfordert eine Eigenentwicklung zusätzlich Know-How und Fertigungsgeschick. Die Beschaffungskosten des in dieser Arbeit vorgestellten Systems, belaufen sich auf $\approx$ EUR 6.000.

Komplettsystem zur Patientenpositionierung in der Strahlentherapie: Eigenentwicklung versus kommerzielle Systeme Ein Komplettsystem beinhaltet hier die Detektion von patientenfesten Markierungen am CT-Gerät und den Übertrag dieser 3D-Daten in

den Bestrahlungsraum zur automatisierten Patientenpositionierung. Bei kommerziellen Systemen kommt alles aus einer Hand, was die Installation eines Stereokamerasystems im Bestrahlungsraum und die zugehörige Software anbelangt. Bei einer Eigenentwicklung können zusätzlich redundante Algorithmen integriert werden, die eine weitere Überwachung der Systemgenauigkeit ermöglichen. Soete et al. [Soe02] verwendeten beispielsweise das ExacTrac®-System von BrainLAB (Heimstetten/Deutschland) zur automatischen Positionierung am Bestrahlungsgerät. In 116 von 553 Fraktionen konnte das System die Marker nicht korrekt detektieren, was eine manuelle Positionierung notwendig machte. Warum eine eindeutige Zuordnung nicht möglich war, ist ohne systemspezifisches Wissen nicht eindeutig zu beantworten. Zu erwähnen ist, dass dieser Fehler mit der Rev.2 des ExacTrac®-Systems laut Hersteller behoben wurde.

Bei einer Eigenentwicklung hingegen, können die begrenzenden Faktoren durch separate Messungen ausfindig gemacht werden. Die Erklärung könnte sein, dass die Position der Markierungen am CT-Gerät nur eine Momentaufnahme während eines Atemzyklus darstellt. Am Bestrahlungsgerät muss aber die Korrelation der zuvor bestimmten 3D-Koordinaten unter normalen Atembewegungen realisiert werden. Kommt hier zusätzlich eine minimale Verdrehung des Patienten und eine Verschiebung der Markierungen hinzu, gestaltet sich eine Korrelation der Markierungen als sehr schwierig. Ein möglicher Lösungsansatz könnte sein, dass einige Atemzyklen schon während der CT-Aufnahmen aufgezeichnet werden. So erreicht man eine günstigere Ausgangsposition bei der Korrelation der Positionen. Im Rahmen dieser Arbeit wird dieser Ansatz nicht weiterverfolgt.

Einsatz des Stereokamerasystems in der Strahlentherapie Die Ergebnisse in Kapitel 3 zeigen das Potenzial des Stereokamerasystems zur videobasierten Patientenpositionierung. Neben der automatisierten Positionierung anhand von Absolutkoordinaten ist auch die Vertiefung der Echtzeitüberwachung während der Bestrahlung angestrebt. Zur automatisierten Positionierung sind im nächsten Schritt Integrationsmaßnahmen notwendig, um den Bestrahlungstisch automatisch bewegen zu können. Dies erfordert, wegen der Komplexität der kompletten Bestrahlungsanlage, industrielle Partner, die die videobasierte Steuerung des Tisches in die Anlage integrieren. Eine Echtzeitüberwachung des Patienten erfordert erweiterte Ortskenntnisse der internen Strukturen. Dies ist eine sehr komplexe Aufgabe, da sich die Organe nicht nur verschieben, sondern auch in ihrer Form verändern können. Zum weiteren erfolgreichen Einsatz des Stereokamerasystems ist es unabdingbar, eine Korrelation zwischen äußeren Konturen, der Patientenoberfläche und Organbewegungen herzustellen. Dies soll mit einer Machbarkeitsstudie gestartet werden.

Einsatz des Stereokamerasystems außerhalb der Strahlentherapie Die Anwendung des im Rahmen dieser Arbeit weiterentwickelten Stereokamerasystems begrenzt sich nicht nur auf die Strahlentherapie bzw. die videobasierte Patientenpositionierung am Bestrahlungsgerät. Durch das Anbringen der retroreflektierenden Markierungen an zu verfolgenden Objekten, können an beliebigen Orten Messungen durchgeführt werden. Realisiert wird dies

durch die Bereitstellung eines mobilen Stereokamerasystems (siehe Abb. 2.10). Limitierende Faktoren sind hierbei:

- Beleuchtungseinflüsse durch das Sonnenlicht,
- Positionsveränderungen des Stereokamerasystems während der Messungen,
- Einfluss der Außentemperatur auf die Systemgenauigkeit.

Die störenden Einflüsse durch Anteile des Sonnenlichtes, die wegen ihrer Wellenlänge den Tageslichtsperrfilter passieren (siehe Abb. 2.13), können nur bedingt ignoriert werden. Bei Messungen mit direkter Beteiligung des Sonnenlichtes (Oberlicht, Gegenlicht) muss der Raum zuvor abgedunkelt werden. Eine andere Möglichkeit wäre, die interne CCD-Kamerablende sehr weit zu schließen und leistungsstärkere IR-Dioden zur Szenenausleuchtung zu verwenden.

Zur positionsstabilen Messung mit dem Stereokamerasystem wird ein kommerzielles Kamerastativ verwendet. Während des Messvorganges trägt auch eine versehentliche Berührung des Kamerastatives maßgeblich zu Falschangaben der Objektpositionen bei. Insbesondere, wenn das Stereokamerasystem vor Ort auf ein vorhandenes Koordinatensystem referenziert wird.

Der Einfluss der Temperatur auf die 3D-Messgenauigkeit wurde im Rahmen dieser Arbeit nicht untersucht. Es steht außer Frage, dass dieser vorhanden ist. Nur bei sehr aufwenigen kommerziellen Systemen wird diesbezüglich Rechnung getragen. Man verwendet eine Kombination aus mechanischen Kompensatoren und die sogenannte Online-Kalibrierung. Letzteres bedeutet, dass zur Bestimmung von 3D-Objektkoordinaten, neben der Bildaufnahme simulatan eine Kalibrierung durchgeführt wird. Dies sind sehr komplexe Rechnungsschritte, die auch eine Echtzeitfähigkeit (d.h. 25 Bilder pro Sekunde) des Systems in Frage stellen.

Kapitel 5

Zusammenfassung

In den letzten Jahren wurden in der Strahlenbehandlung von Krebspatienten große Fortschritte bei der Strahlenapplikation durch verbesserte Bestrahlungstechniken erzielt. Um die Stärken der tumorkonformeren Dosisverteilung – mit steileren Dosisgradienten – besser auszunutzen, ist auch eine Zunahme der Genauigkeit in der Patientenpositionierung notwendig.

Aus diesem Grund wird am DKFZ Heidelberg, in der Abteilung Medizinische Physik, die Idee der videobasierten Patientenpositionierung verfolgt. Der Vorteil einer solchen Technik ist das berührungslose Vermessen der Körperoberfläche ohne Verwendung zusätzlicher, radioaktiver Strahlung.

Grundlage der Einheit bilden zwei CCD-Kameras, als sogenanntes Stereokamerasystem und Infrarotlicht zur optimalen Szenenausleuchtung. Hiermit werden kugelförmige, retroreflektierende Markierungen mit einem Durchmesser von $\approx 10\,mm$ detektiert.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde das in der Abteilung Medizinische Physik entwickelte optische System, gezielt vom Funktionsmuster zum Prototypen weiterentwickelt. Die Hardwarekomponenten des Systems (CCD-Kameras, Bildeinzugskarte) sind kommerziell erhältliche Bauteile, die eine hohe Eigengenauigkeit und Zuverlässigkeit aufweisen. Die Abbildung von Raumkoordinaten auf 2D-Bildkoordinaten des Bildsensors, wird durch ein mathematisches Kameramodell beschrieben. Die entsprechenden Kameraparameter des Modells stammen aus einer Kalibrierungsroutine. Hierbei werden durch ein Kalibrierphantom vorgegebene 3D-Objektkoordinaten und die zugehörigen Pixelkoordinaten zur Berechnung der Parameter verwendet.

Neben dem Einsatzbereich direkt am Bestrahlungsgerät wird auch eine mobile Version des Stereokamerasystems vorgehalten. Mit ihr können Messungen an beliebigen Orten durchgeführt werden. Dies hat sich bei verschiedenen Anwendungen (CT, MRT und Operationssaal) bereits unter Beweis gestellt.

Die Flexibilität spielt in der Entwicklung des Stereokamerasystems eine sehr große Rolle. Einerseits soll die Einheit hochpräzise Raumkoordinaten angeben, andererseits soll es sich auf die Messsituation vor Ort einstellen können. Realisiert wird dies durch die, im Rahmen

der Arbeit durchgeführte, Konstruktion eines Kalibrierphantoms. Hiermit ist eine genaue geometrische Kamerakalibrierung am Ort der Messung möglich.

Durch intensive Forschungs- und Entwicklungsarbeit konnte die Kamerakalibrierung erheblich verbessert werden. Die Angabegenauigkeit (Messfehler $\pm$ RMS) einer Position der kugelförmigen Markierung liegt bei $(0,309 \pm 0,368)\,mm$ (Maximalfehler: $1,251\,mm$). Dies ist vergleichbar mit kommerziellen Systemen. Das Messvolumen beträgt $(400 \times 400 \times 400)\,mm^3$ mit einem Kamera-Objekte-Abstand von $\approx 3\,m$. Es ist begrenzt durch die Größe des Phantoms.

Zusätzlich werden Einzelteile vorgestellt, die es erlauben, einen direkten Positionsübertrag vom Planungs-CT zum Bestrahlungsgerät zu realisieren. Hierzu gibt es für beide Orte sogenannte Hautmarker, die mit einer Klebestelle auf der Haut des Patienten oder der Immobilisierungshilfe befestigt werden. Ein aufgesteckter Verlängerungsstift erlaubt das Anbringen von entwickelten CT-Markern (während der CT-Aufnahme) oder von kommerziell erhältlichen Markierungen zur optischen 3D-Bestimmung.

Mit dieser Technik ist man in der Lage im Bestrahlungsraum mit Absolutkoordinaten der CT-Marker zu arbeiten. Diese sind aus der Therapieplanung bekannt. Der Übertrag der 3D-Koordinaten in den Bestrahlungsraum ist, trotz der CT-Schichtdicke von $3\,mm$ bei Messungen, mit einem rigiden Phantom mit einem Messfehler und einem RMS von $(1,15 \pm 1,26)\,mm$ belastet. Dies ermöglicht die automatische Patientenpositionierung am Bestrahlungsgerät ausschließlich mithilfe der 3D-Koordinaten aus den CT-Schichtbildern.

Das Stereokamerasystem muss in klinischen Studien und unter Klinikbedingungen die erweiterten Möglichkeiten der videobasierten Patientenpositionierung unter Beweis stellen. Die durchgeführten Messungen zeigen das große Potenzial des Kamerasystems zur Integration in die Klinikroutine.

Anhang A

Maximales Kalibriergebiet

In diesem Kapitel werden die – mit einem maximalen Kalibriergebiet erzeugten – Messergebnisse aus Abschnitt 3.1 visualisiert. Für jedes Kalibrierphantom werden Grafiken angeboten, die wie folgt unterteilt sind:

- Darstellung der betrachteten, kalibrierten Gebiete (mit Kalibrierschichten und Messschichten),
- Aufspaltung und Illustrierung des Abstandsvektors (dev) (siehe Seite 58) zwischen Real- und Messkoordinaten,
- Differenzen $\vec{\epsilon}$ zwischen den aufgezeichneten CCD-Pixelkoordinaten und den synthetischen Pixelkoordinaten nach Gleichung 2.68. Diese sind unterteilt in Kamera 1 und 2 sowie in u- und v-Richtung. Zur Verdeutlichung der Kalibrierungsroutine wird zusätzlich zwischen den Kameraparametern nach der Abschätzung und nach der nichtlinearen Optimierung unterschieden (siehe Abschnitt 2.5.1 und 2.5.2).

Die Abszisse dieser Abbildungen spiegelt die Position des Wertes in der Eingangsdatei wieder. Der Startpunkt ist die Anhalteposition mit dem kleinsten z-Wert. In dieser Schicht werden dann alle x- und y-Positionen bearbeitet, bevor eine weitere Anhalteposition und somit ein größerer z-Wert betrachtet wird.

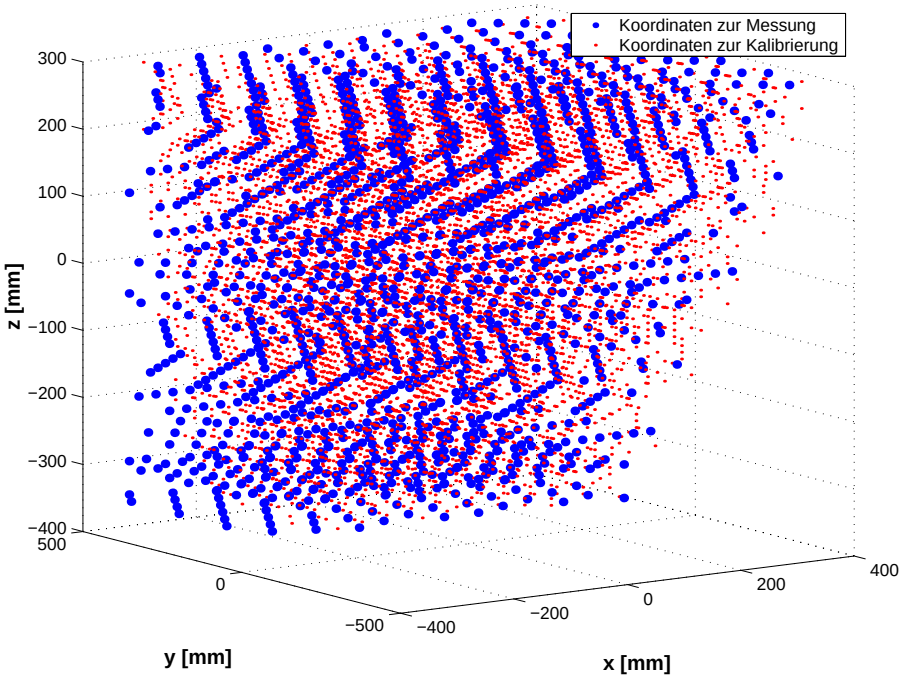

Abbildung A.1: *Sandwichphantom: 3D Visualisierung der Messpunkte mit maximalem Kalibriergebiet*

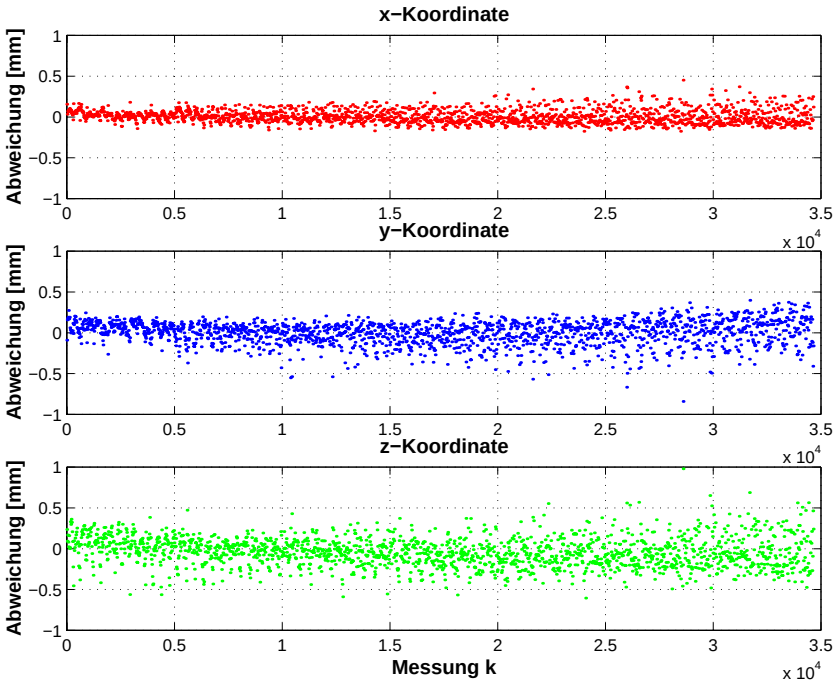

Abbildung A.2: *Sandwichphantom: Abweichungen zwischen 3D Real- und Messkoordinaten bei maximalem Kalibriergebiet*

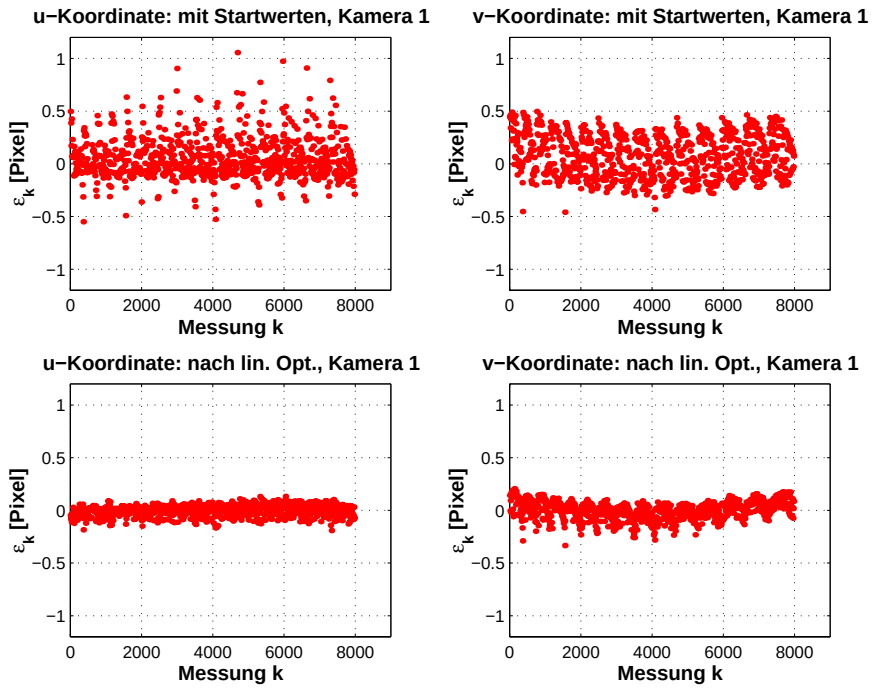

Abbildung A.3: *Sandwichphantom (Kam 1): ϵ_k bei maximalem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen*

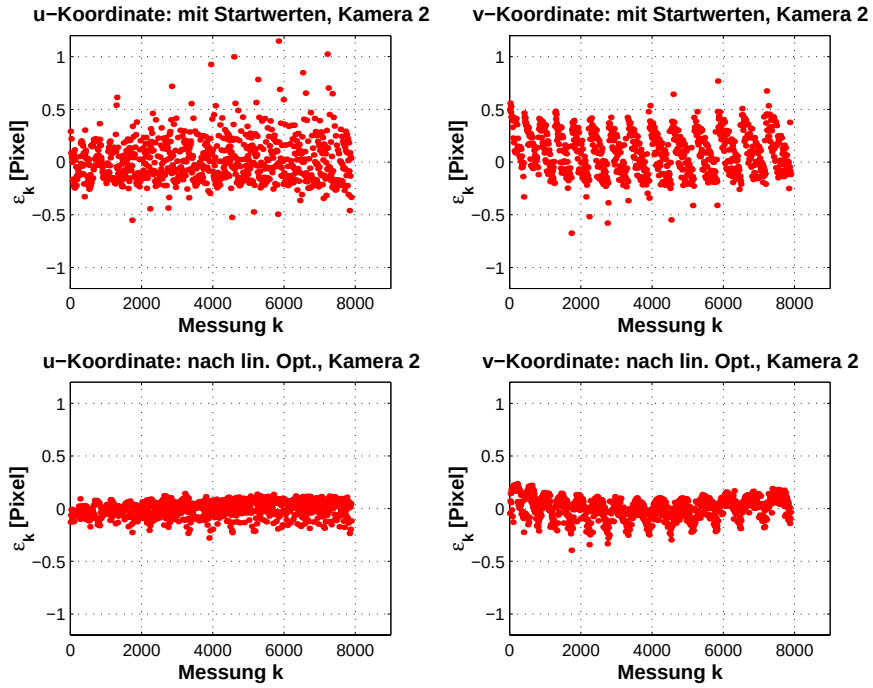

Abbildung A.4: *Sandwichphantom (Kam 2): ϵ_k bei maximalem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen*

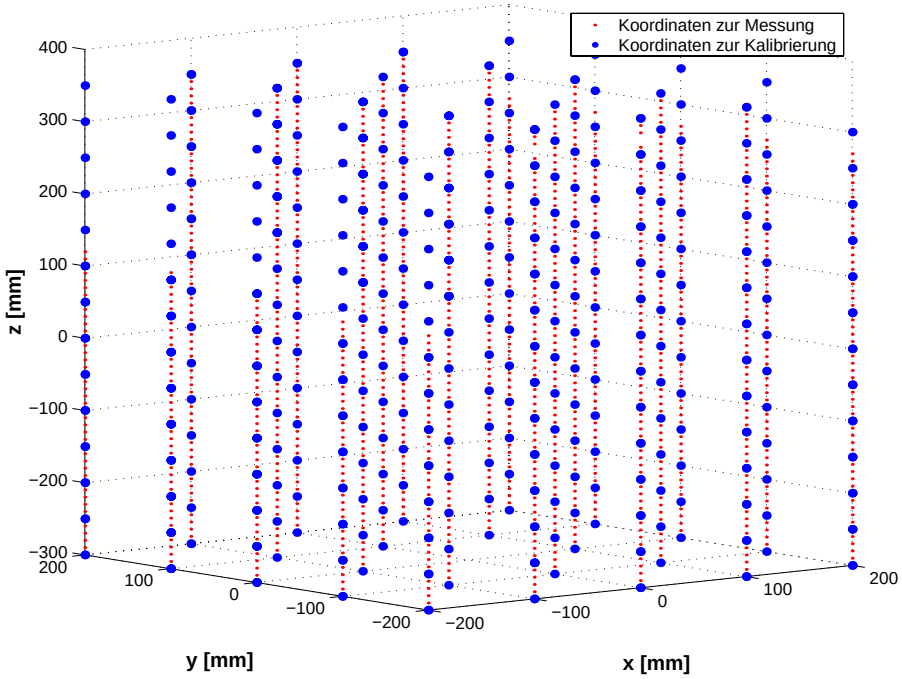

Abbildung A.5: *Plattenphantom1: 3D Visualisierung der Messpunkte mit maximalem Kalibriergebiet*

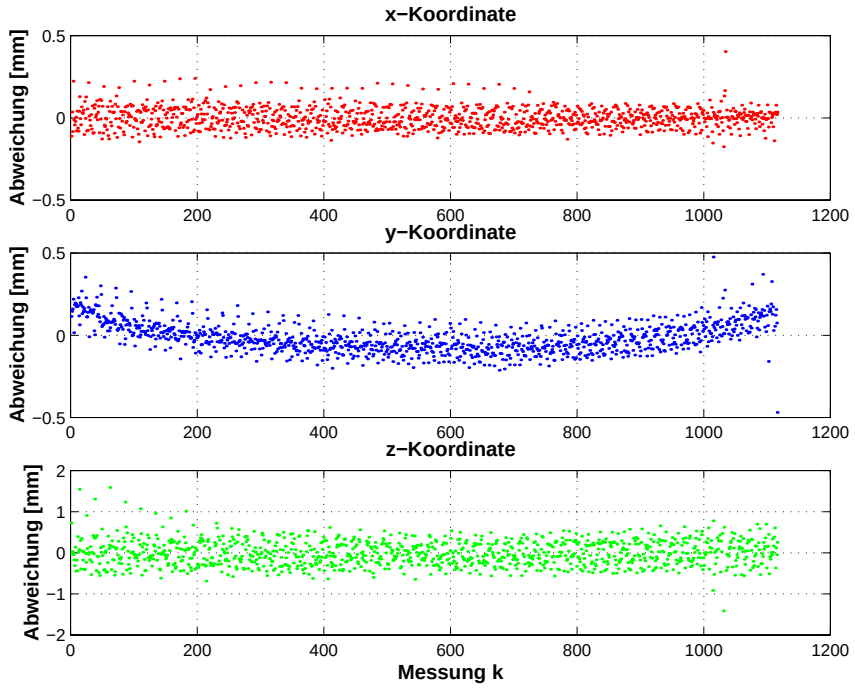

Abbildung A.6: *Plattenphantom1: Abweichungen zwischen 3D Real- und Messkoordinaten bei maximalem Kalibriergebiet*

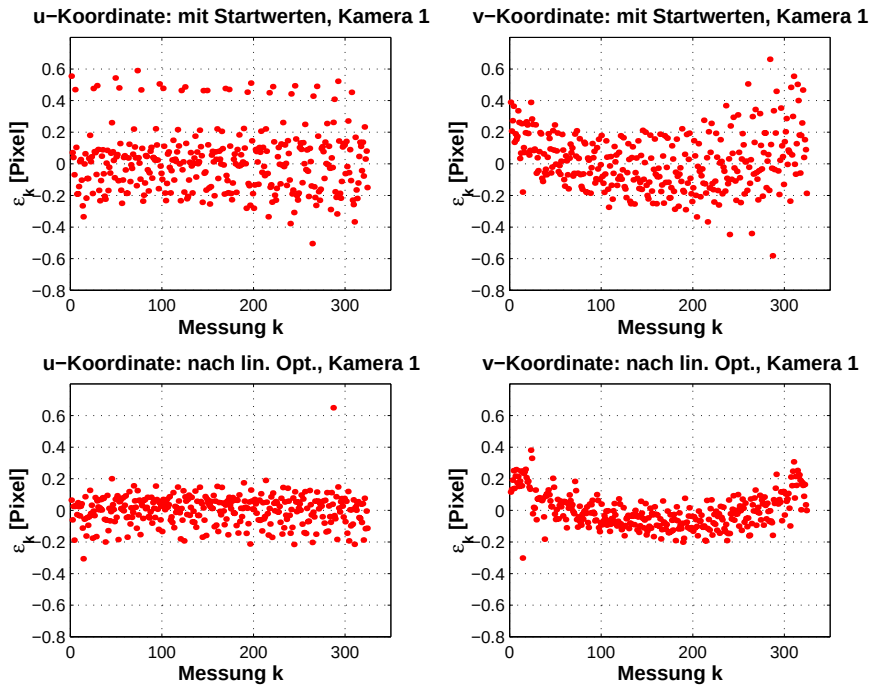

Abbildung A.7: *Plattenphantom1 (Kam 1): ϵ_k bei maximalem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen*

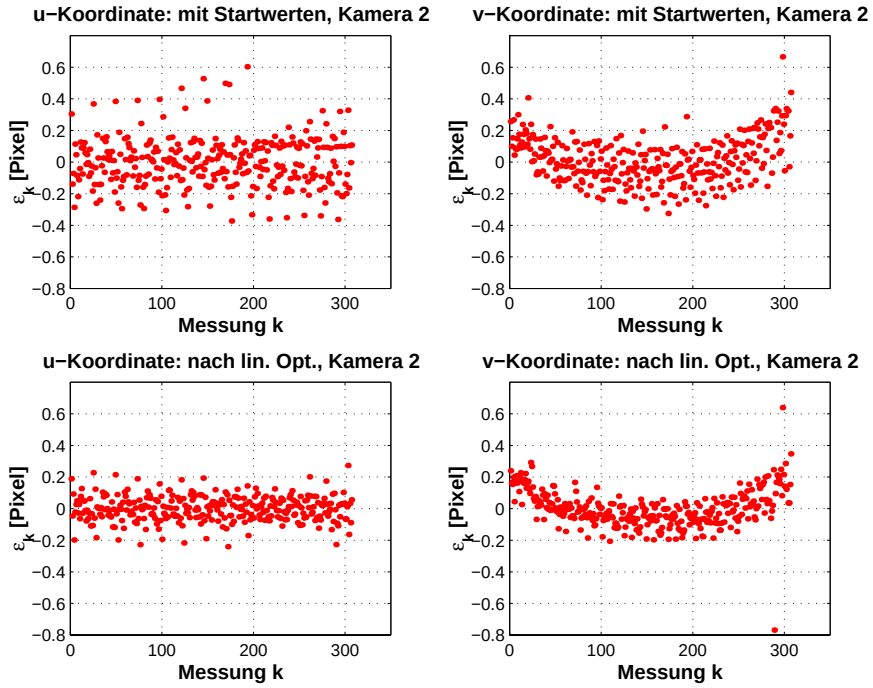

Abbildung A.8: *Plattenphantom1 (Kam 2): ϵ_k bei maximalem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen*

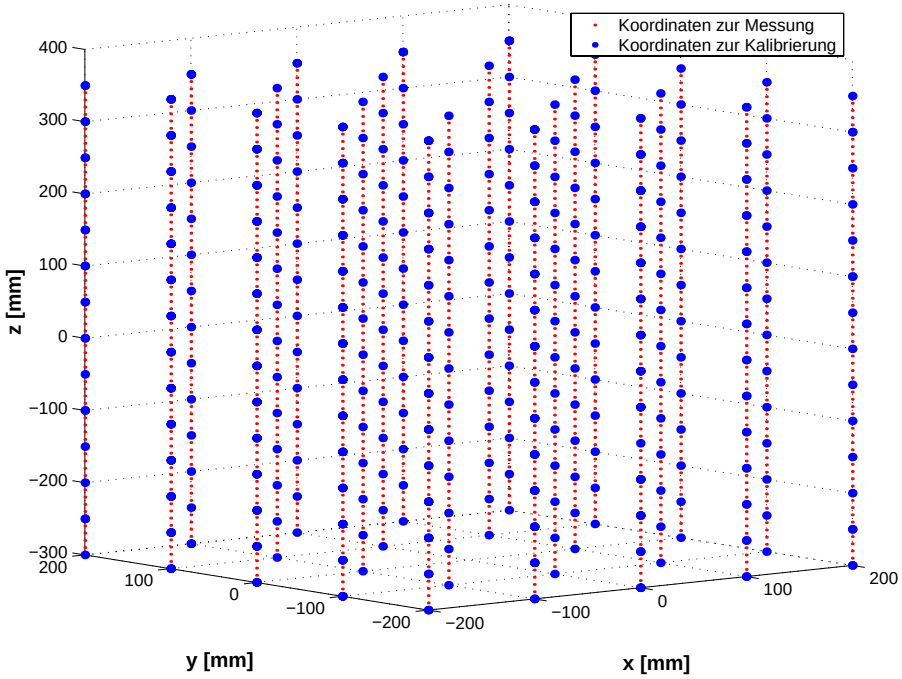

Abbildung A.9: *Plattenphantom2: 3D Visualisierung der Messpunkte mit maximalem Kalibriergebiet*

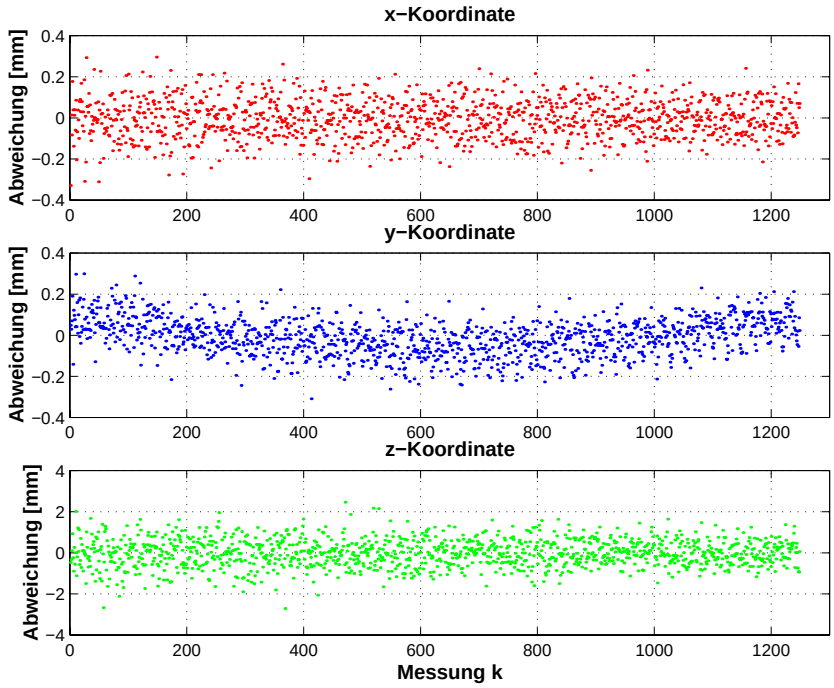

Abbildung A.10: *Plattenphantom2: Abweichungen zwischen 3D Real- und Messkoordinaten bei maximalem Kalibriergebiet*

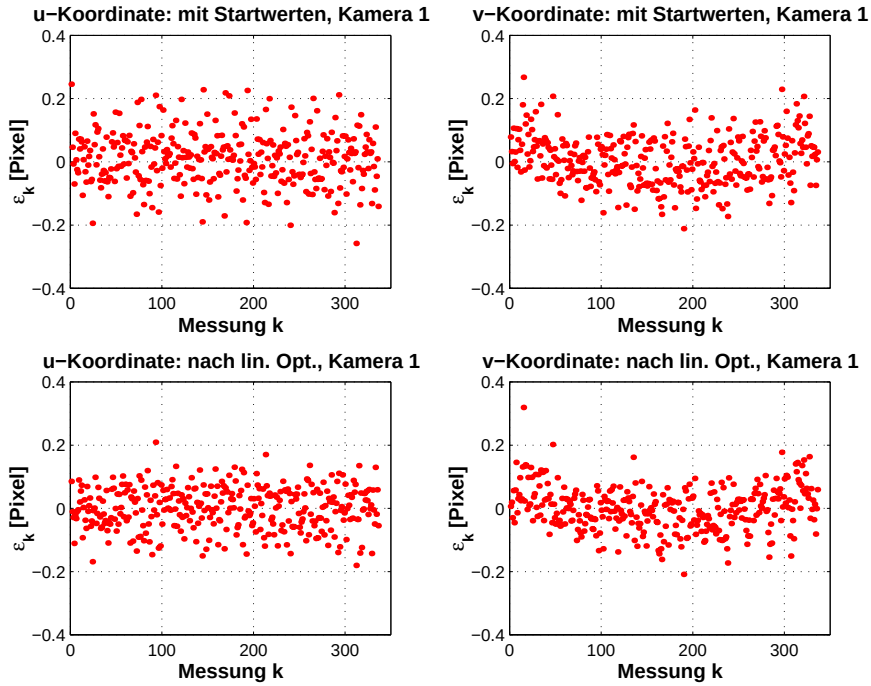

Abbildung A.11: *Plattenphantom2 (Kam 1): ϵ_k bei maximalem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen*

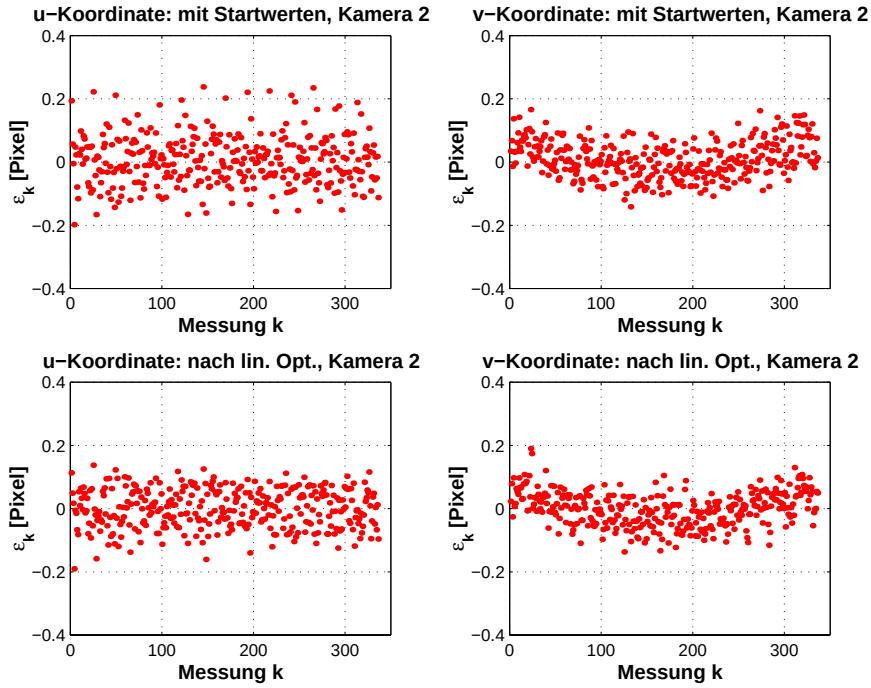

Abbildung A.12: *Plattenphantom2 (Kam 2): ϵ_k bei maximalem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen*

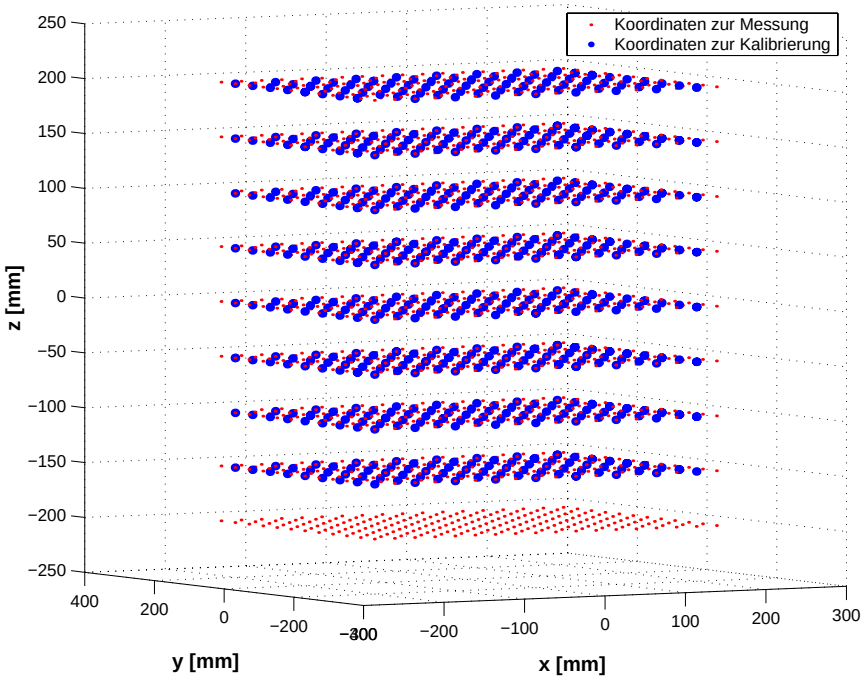

Abbildung A.13: *3D Messmaschine: 3D Visualisierung der Messpunkte mit maximalem Kalibriergebiet*

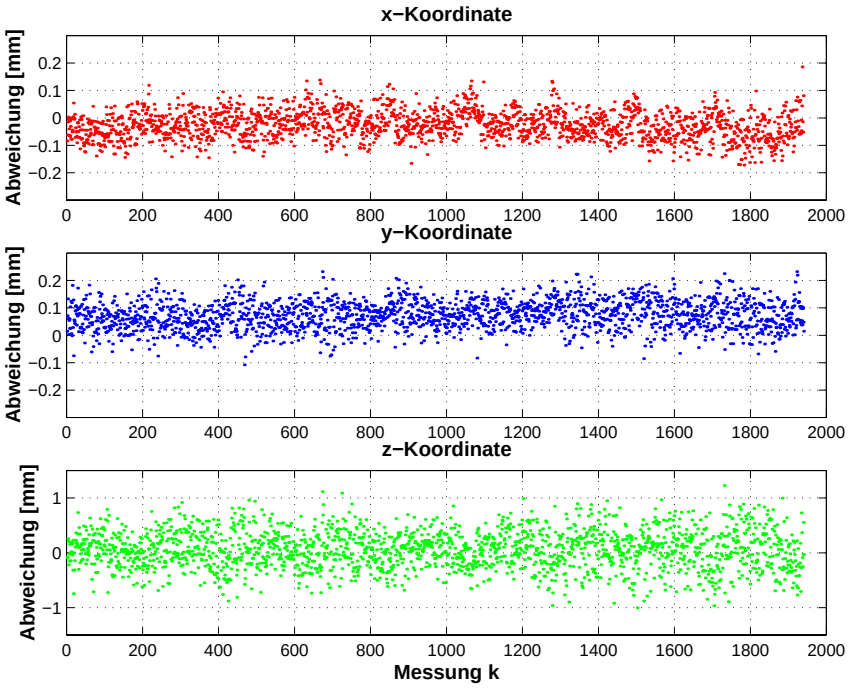

Abbildung A.14: *3D Messmaschine: Abweichungen zwischen 3D Real- und Messkoordinaten bei maximalem Kalibriergebiet*

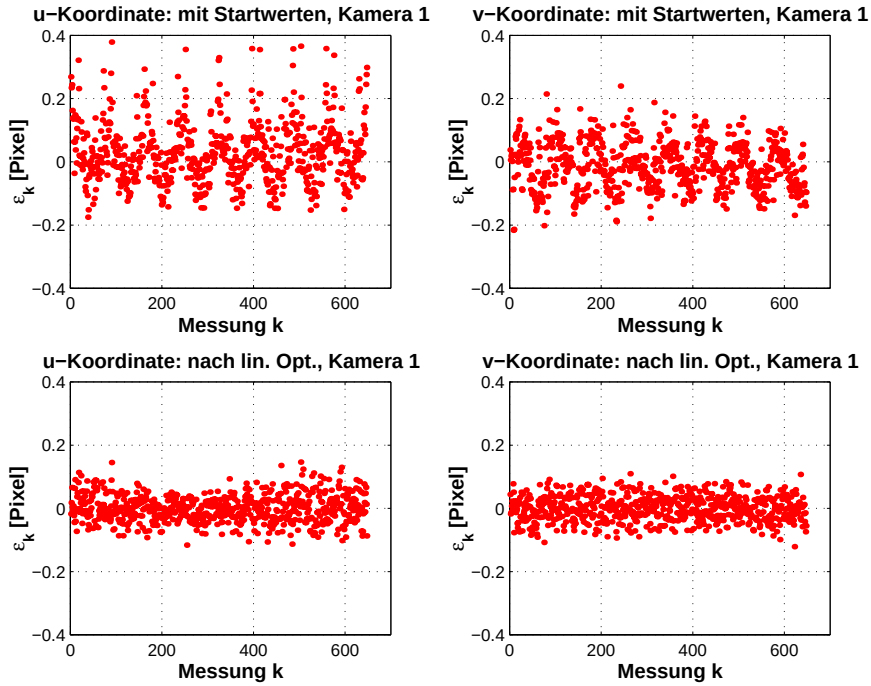

Abbildung A.15: *3D Messmaschine (Kam 1): ϵ_k bei maximalem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen*

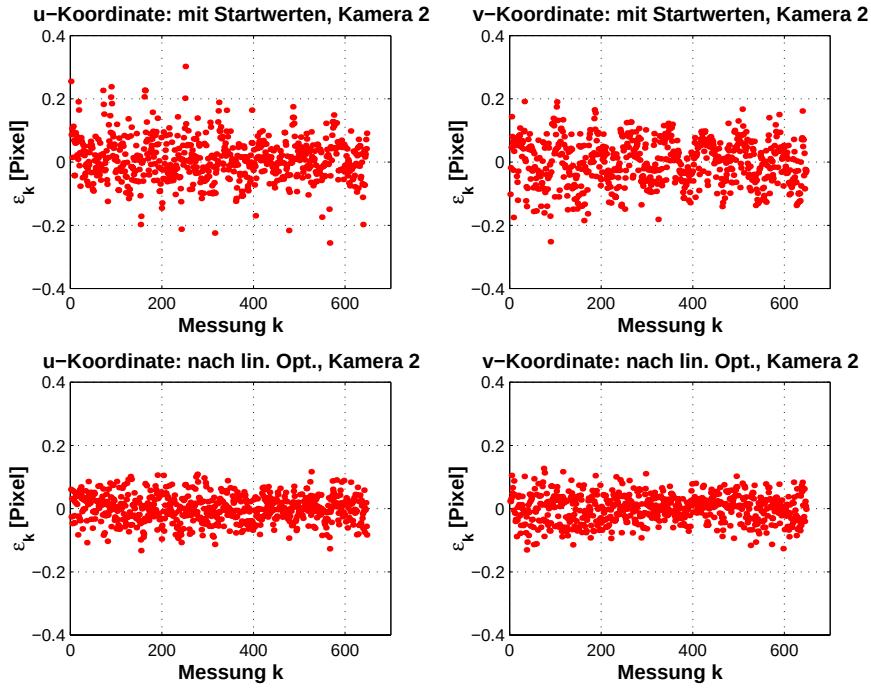

Abbildung A.16: *3D Messmaschine (Kam 2): ϵ_k bei maximalem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen*

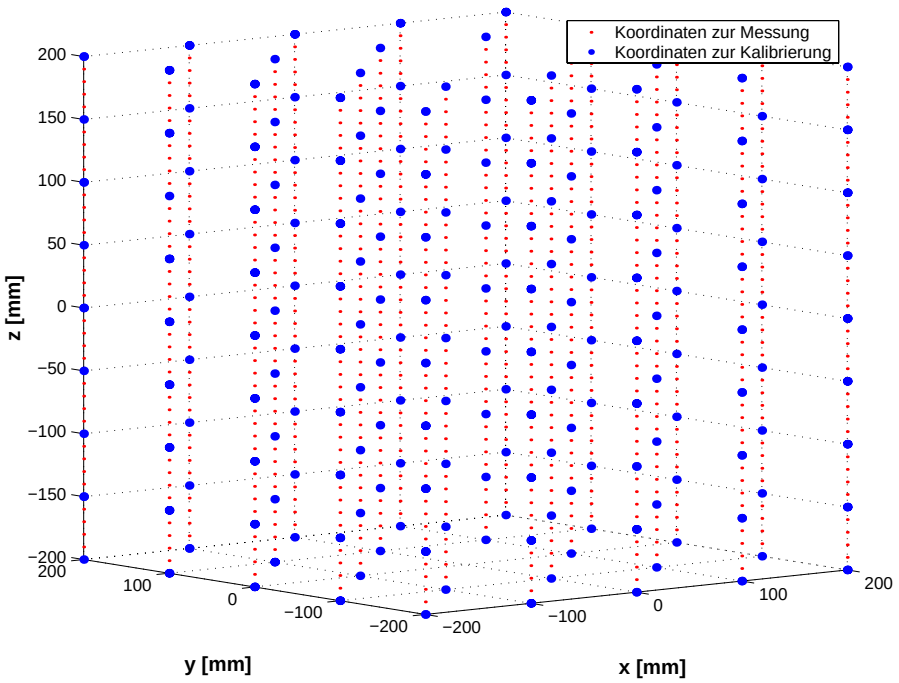

Abbildung A.17: *GRC-Phantom: 3D Visualisierung der Messpunkte mit maximalem Kalibriergebiet*

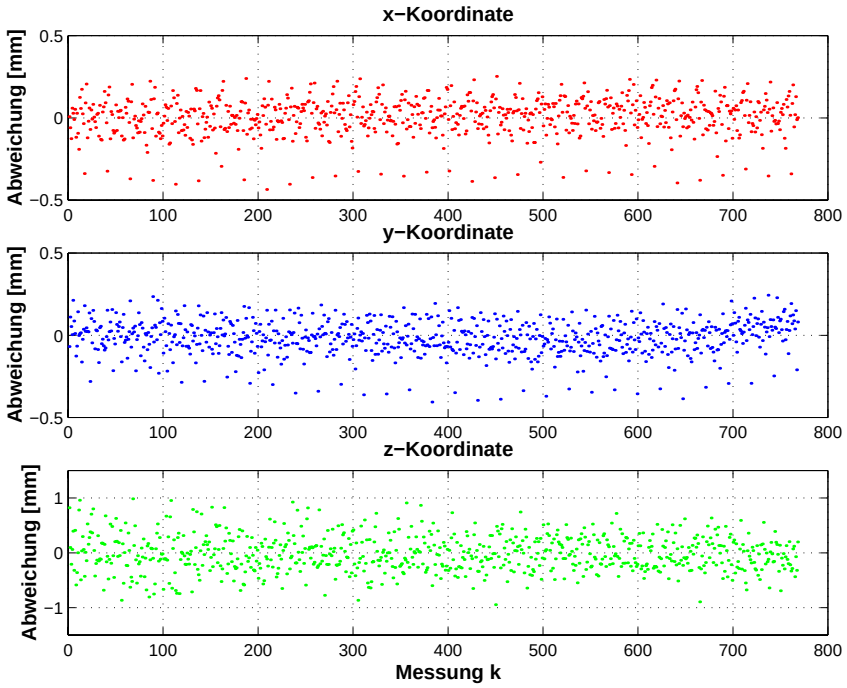

Abbildung A.18: *GRC-Phantom: Abweichungen zwischen 3D Real- und Messkoordinaten bei maximalem Kalibriergebiet*

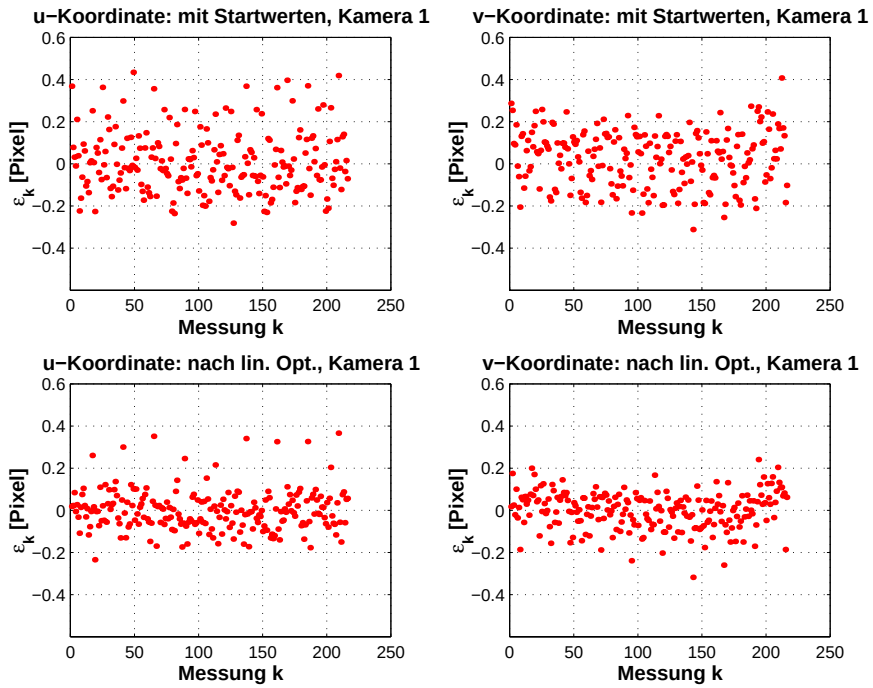

Abbildung A.19: *GRC-Phantom (Kam 1): ϵ_k bei maximalem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen*

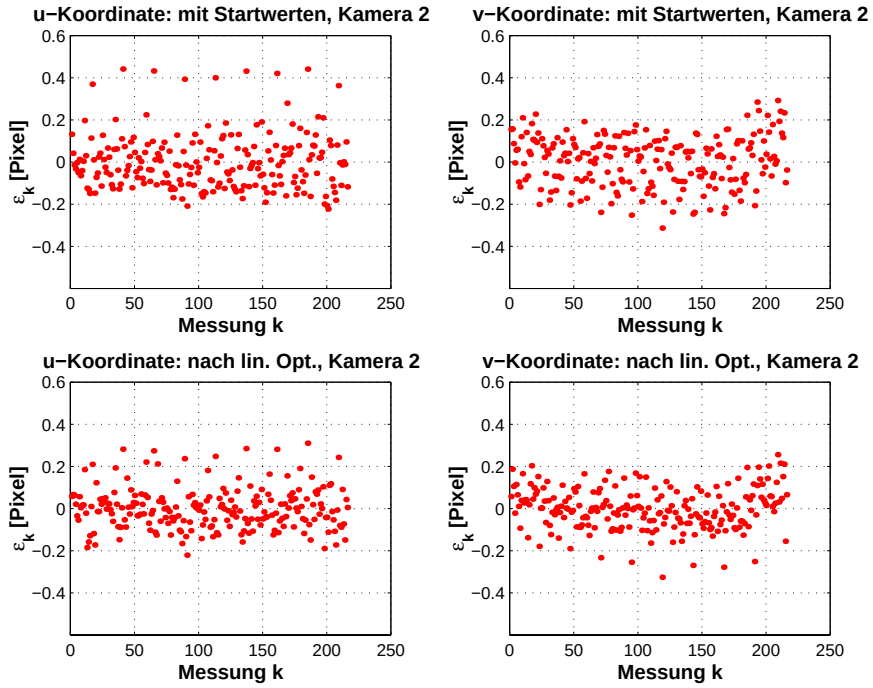

Abbildung A.20: *GRC-Phantom (Kam 2): ϵ_k bei maximalem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen*

Anhang B

Verkleinertes Kalibriergebiet

In diesem Kapitel werden die – mit einem verkleinerten Kalibriergebiet erzeugten – Messergebnisse aus Abschnitt 3.1 visualisiert. Für jedes Kalibrierphantom werden Grafiken angeboten, die wie folgt unterteilt sind:

- Darstellung der betrachteten, kalibrierten Gebiete (mit Kalibrierschichten und Messschichten),
- Aufspaltung und Illustrierung des Abstandsvektors (dev) (siehe Seite 58) zwischen Real- und Messkoordinaten,
- Differenzen $\vec{\epsilon}$ zwischen den aufgezeichneten CCD-Pixelkoordinaten und den synthetischen Pixelkoordinaten nach Gleichung 2.68. Diese sind unterteilt in Kamera 1 und 2 sowie in u- und v-Richtung. Zur Verdeutlichung der Kalibrierungsroutine wird zusätzlich zwischen den Kameraparametern nach der Abschätzung und nach der nichtlinearen Optimierung unterschieden (siehe Abschnitt 2.5.1 und 2.5.2).

Die Abszisse dieser Abbildungen spiegelt die Position des Wertes in der Eingangsdatei wieder. Der Startpunkt ist die Anhalteposition mit dem kleinsten z-Wert. In dieser Schicht werden dann alle x- und y-Positionen bearbeitet, bevor eine weitere Anhalteposition und somit ein größerer z-Wert betrachtet wird.

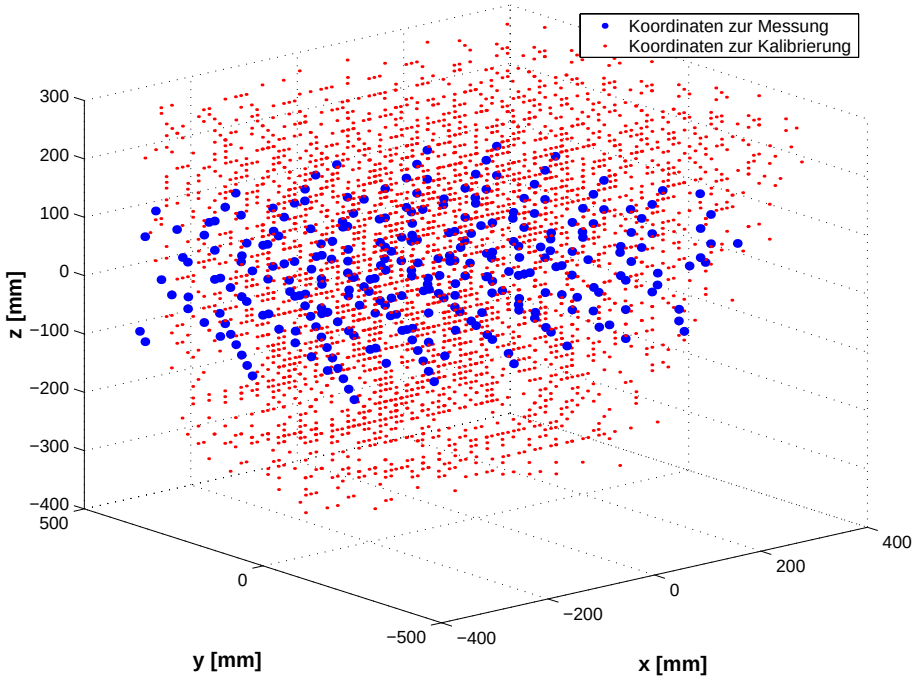

Abbildung B.1: *Sandwichphantom: 3D Visualisierung der Messpunkte mit verkleinertem Kalibriergebiet*

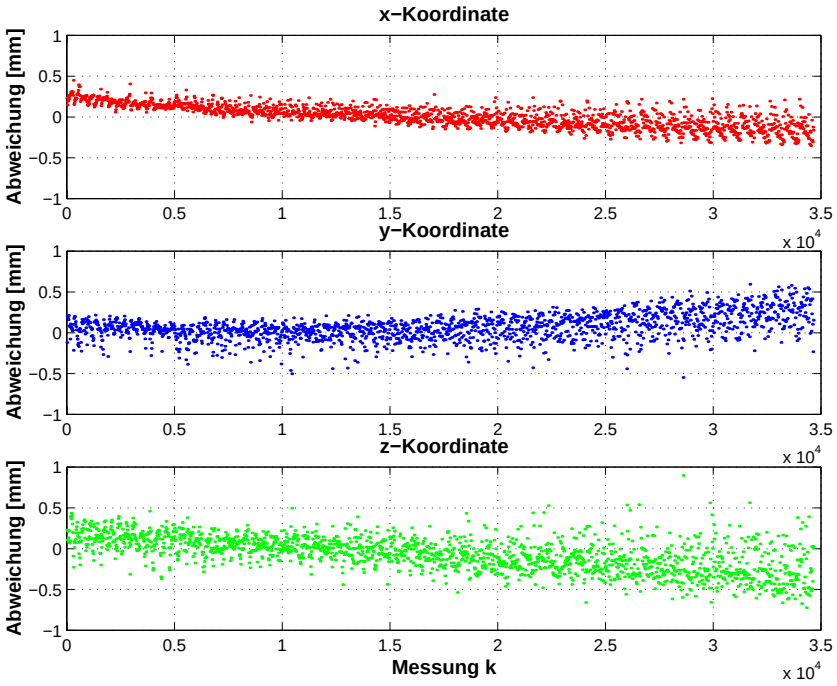

Abbildung B.2: *Sandwichphantom: Abweichungen zwischen 3D Real- und Messkoordinaten bei verkleinertem Kalibriergebiet*

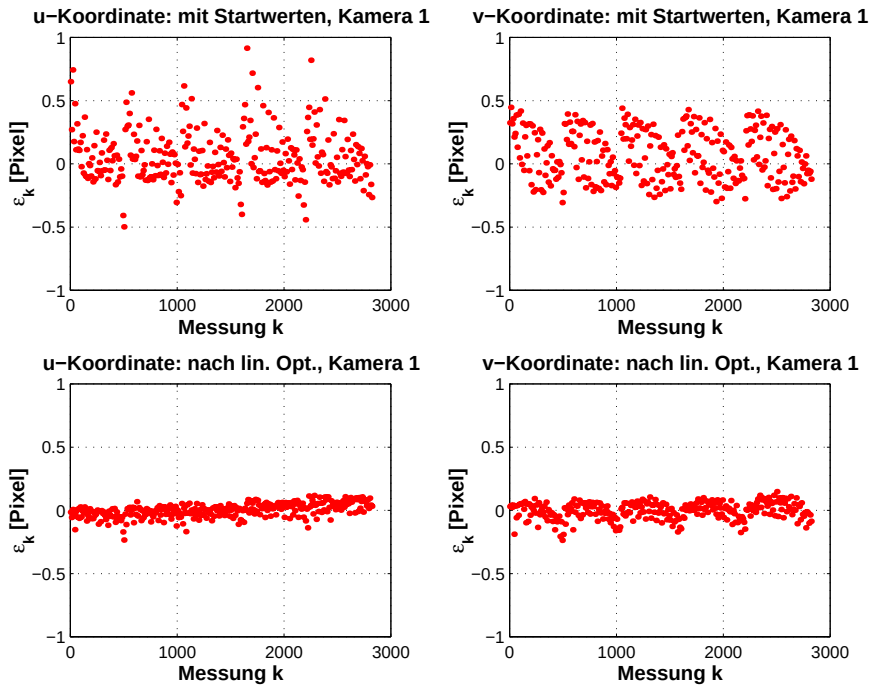

Abbildung B.3: *Sandwichphantom (Kam 1): ϵ_k bei verkleinertem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen*

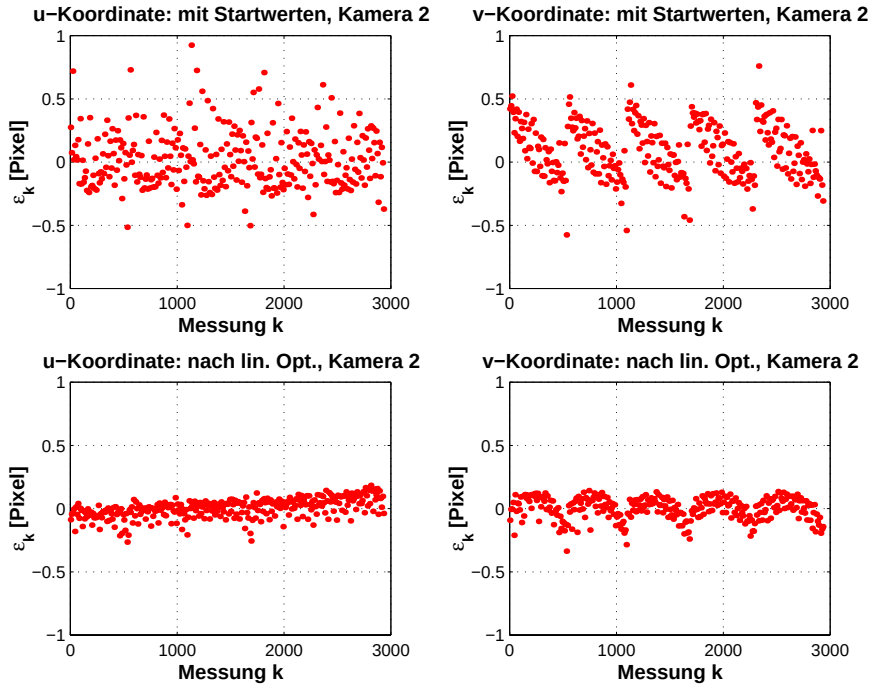

Abbildung B.4: *Sandwichphantom (Kam 2): ϵ_k bei verkleinertem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen*

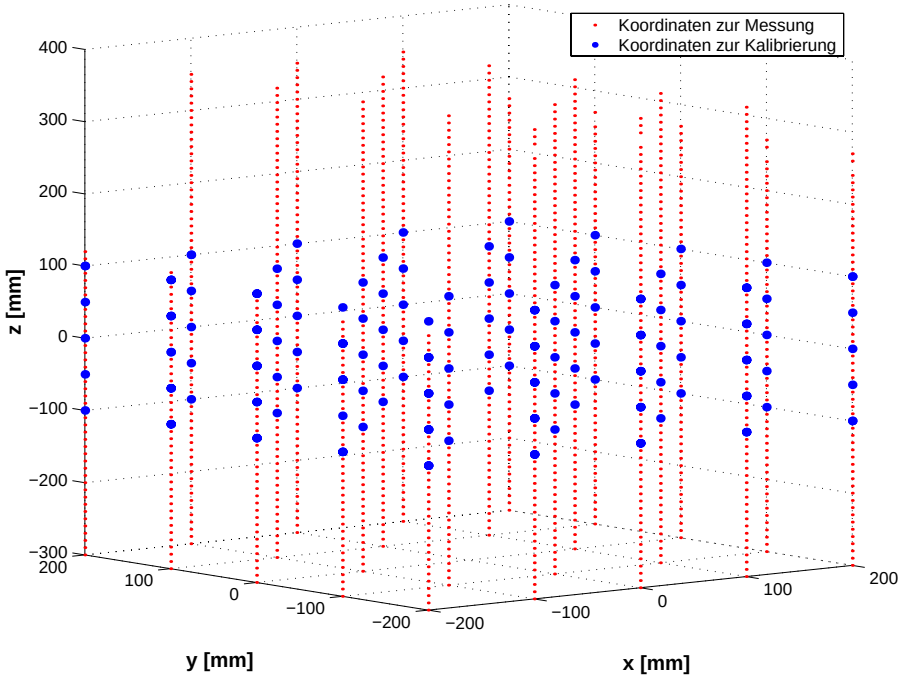

Abbildung B.5: *Plattenphantom1: 3D Visualisierung der Messpunkte mit verkleinertem Kalibriergebiet*

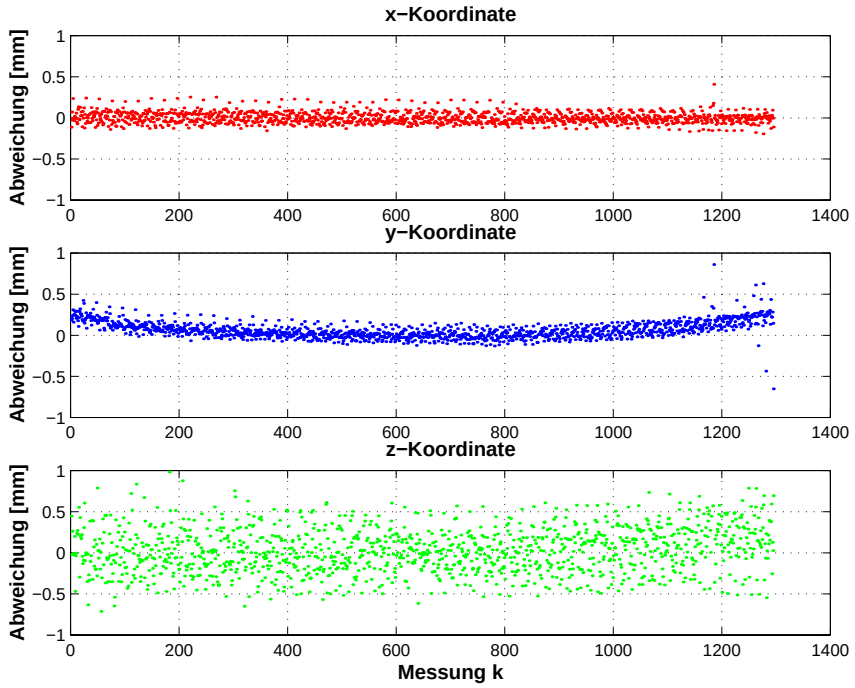

Abbildung B.6: *Plattenphantom1: Abweichungen zwischen 3D Real- und Messkoordinaten bei verkleinertem Kalibriergebiet*

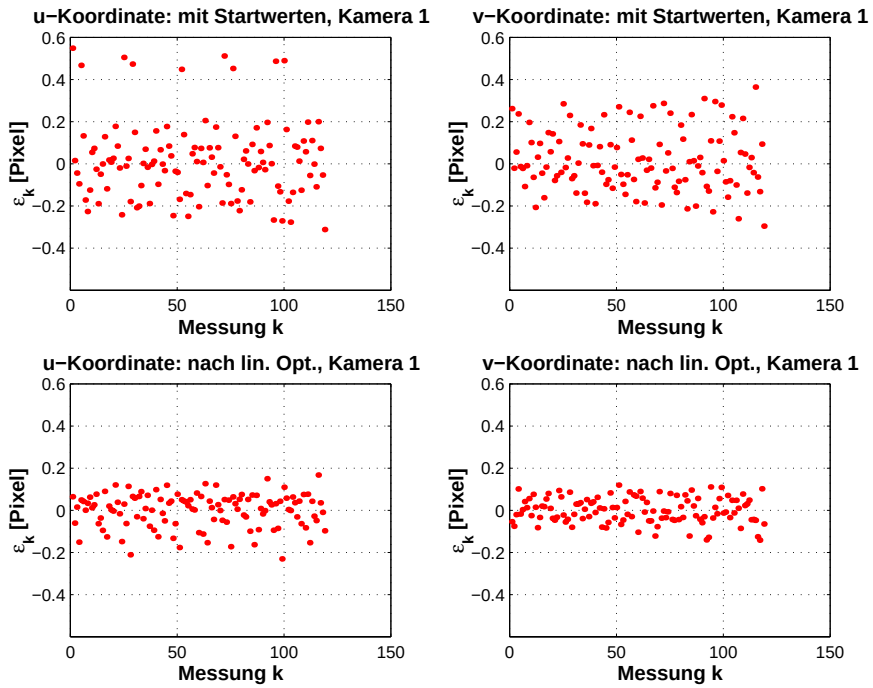

Abbildung B.7: *Plattenphantom1 (Kam 1): ϵ_k bei verkleinertem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen*

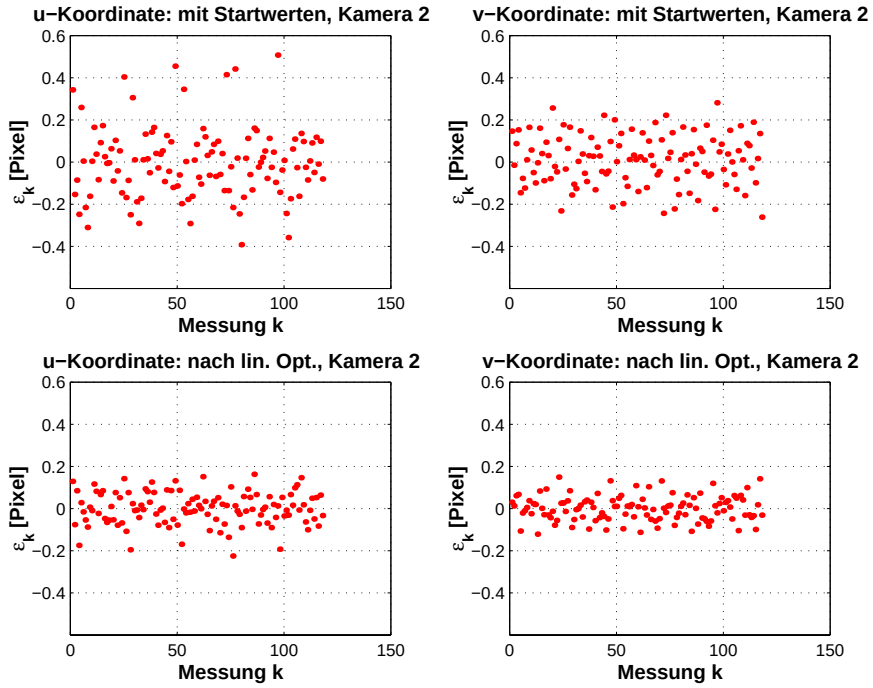

Abbildung B.8: *Plattenphantom1 (Kam 2): ϵ_k bei verkleinertem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen*

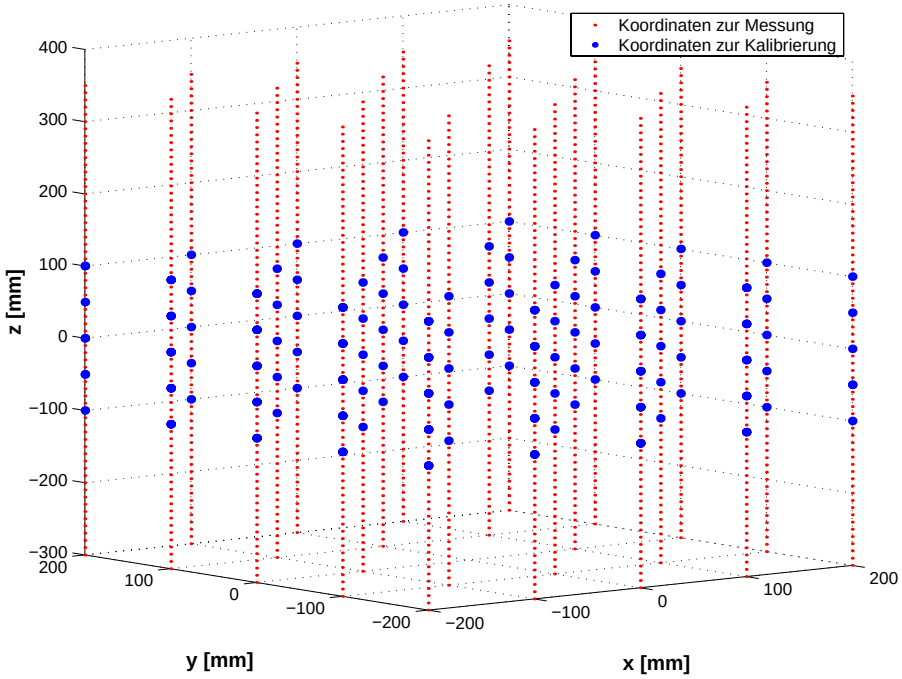

Abbildung B.9: *Plattenphantom2: 3D Visualisierung der Messpunkte mit verkleinertem Kalibriergebiet*

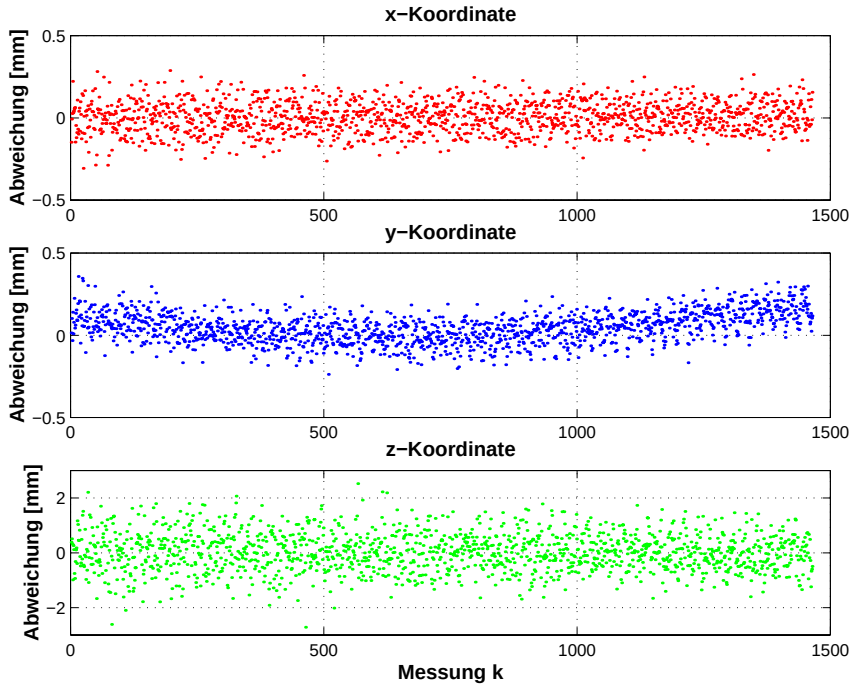

Abbildung B.10: *Plattenphantom2: Abweichungen zwischen 3D Real- und Messkoordinaten bei verkleinertem Kalibriergebiet*

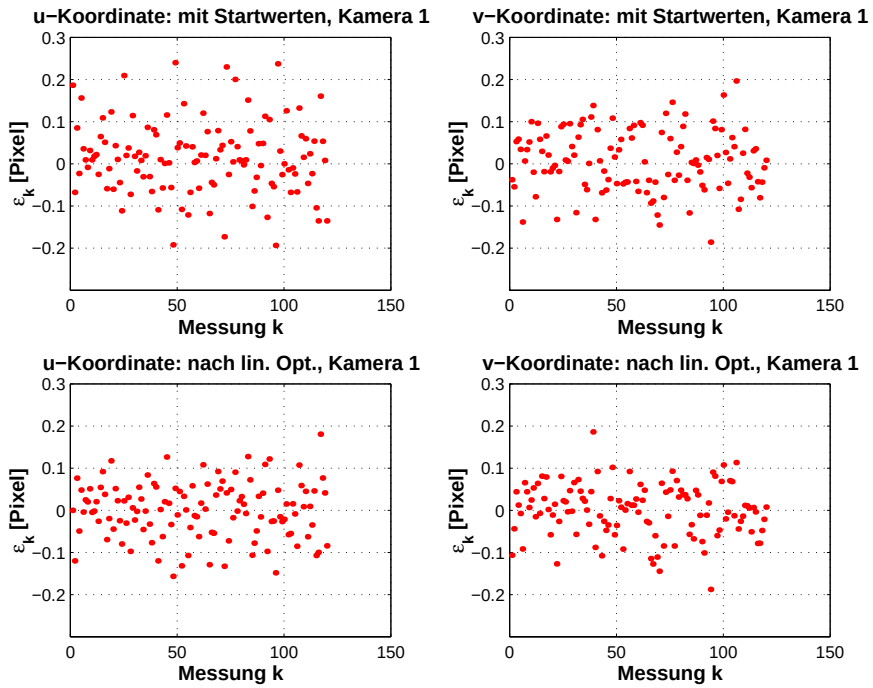

Abbildung B.11: *Plattenphantom2 (Kam 1): ϵ_k bei verkleinertem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen*

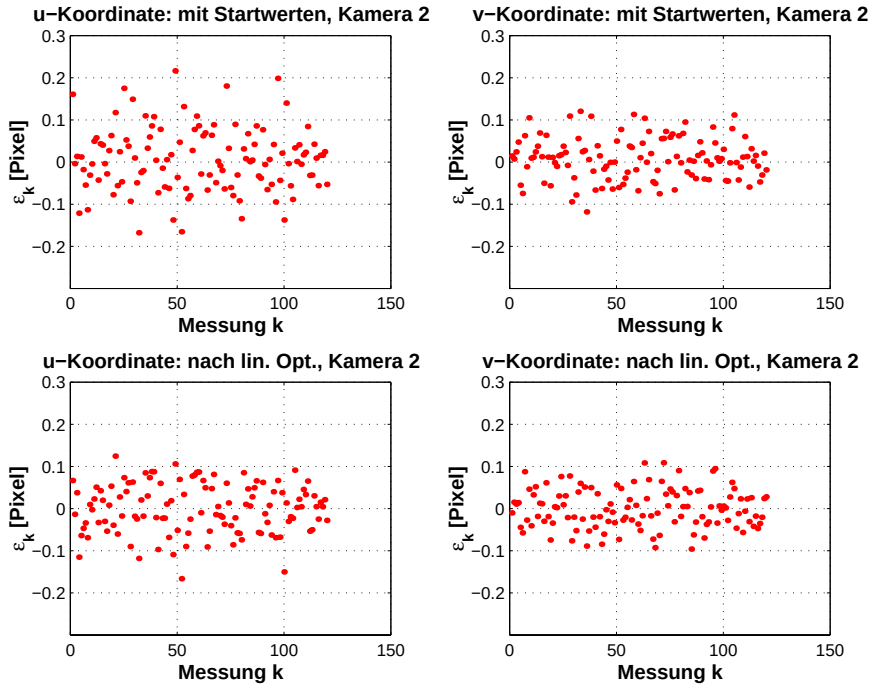

Abbildung B.12: *Plattenphantom2 (Kam 2): ϵ_k bei verkleinertem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen*

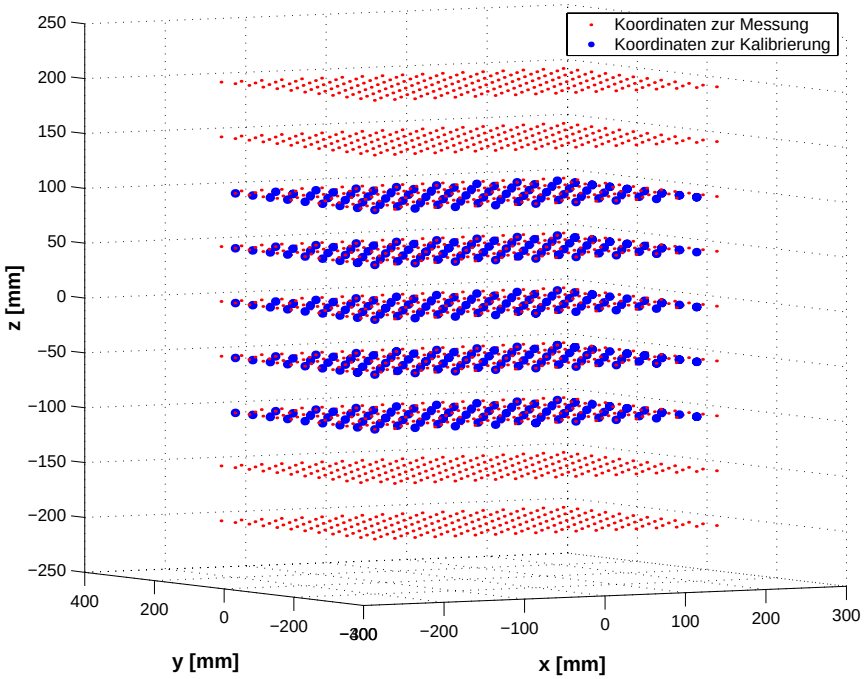

Abbildung B.13: *3D Messmaschine: 3D Visualisierung der Messpunkte mit verkleinertem Kalibriergebiet*

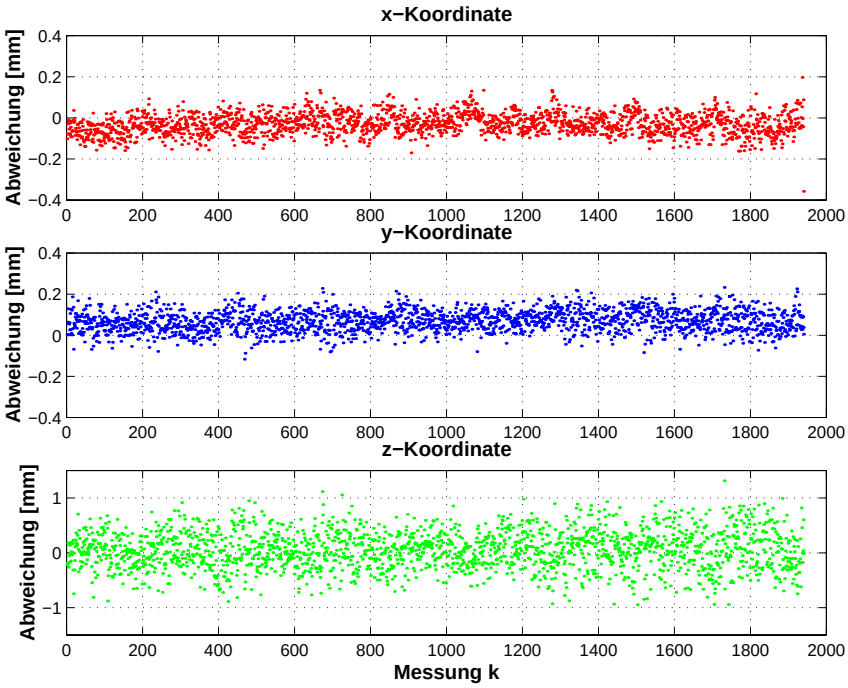

Abbildung B.14: *3D Messmaschine: Abweichungen zwischen 3D Real- und Messkoordinaten bei verkleinertem Kalibriergebiet*

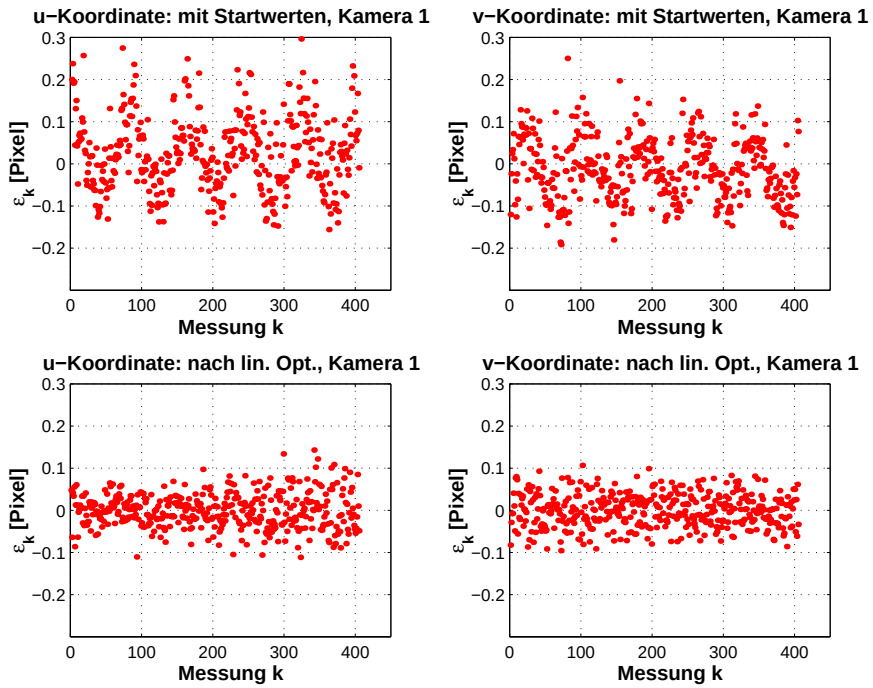

Abbildung B.15: *3D Messmaschine (Kam 1): ϵ_k bei verkleinertem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen*

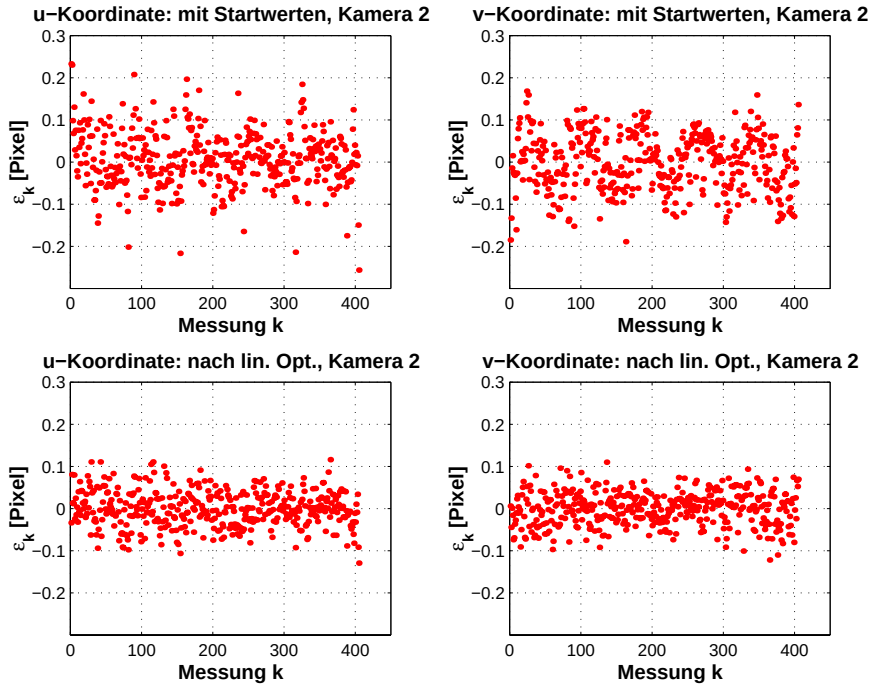

Abbildung B.16: *3D Messmaschine (Kam 2): ϵ_k bei verkleinertem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen*

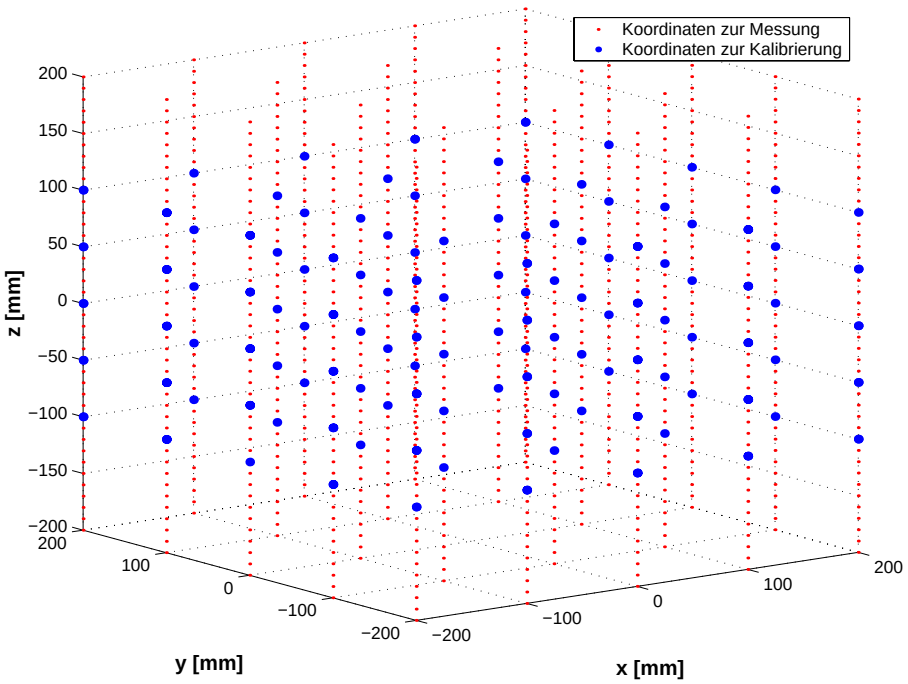

Abbildung B.17: *GRC-Phantom: 3D Visualisierung der Messpunkte mit verkleinertem Kalibriergebiet*

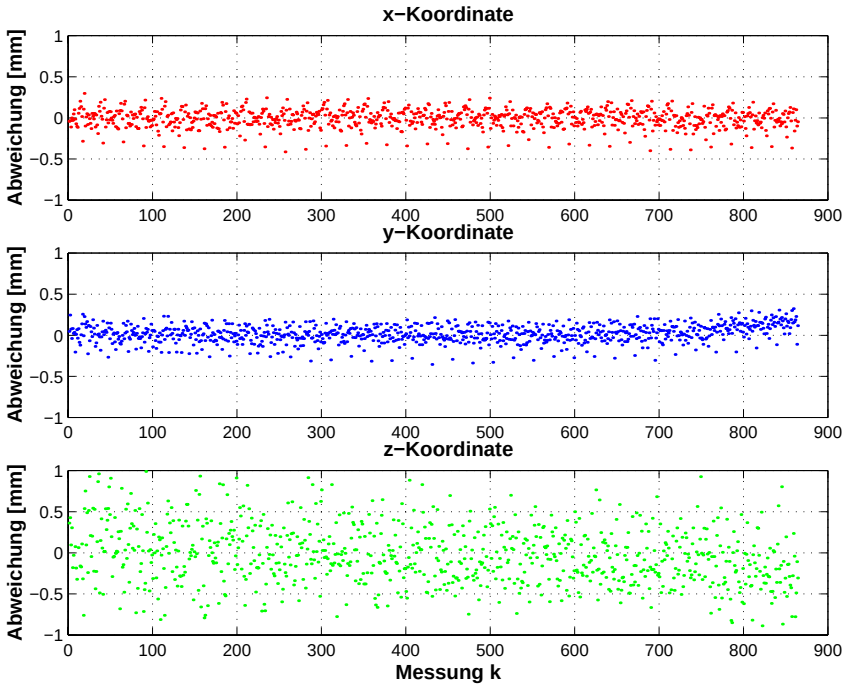

Abbildung B.18: *GRC-Phantom: Abweichungen zwischen 3D Real- und Messkoordinaten bei verkleinertem Kalibriergebiet*

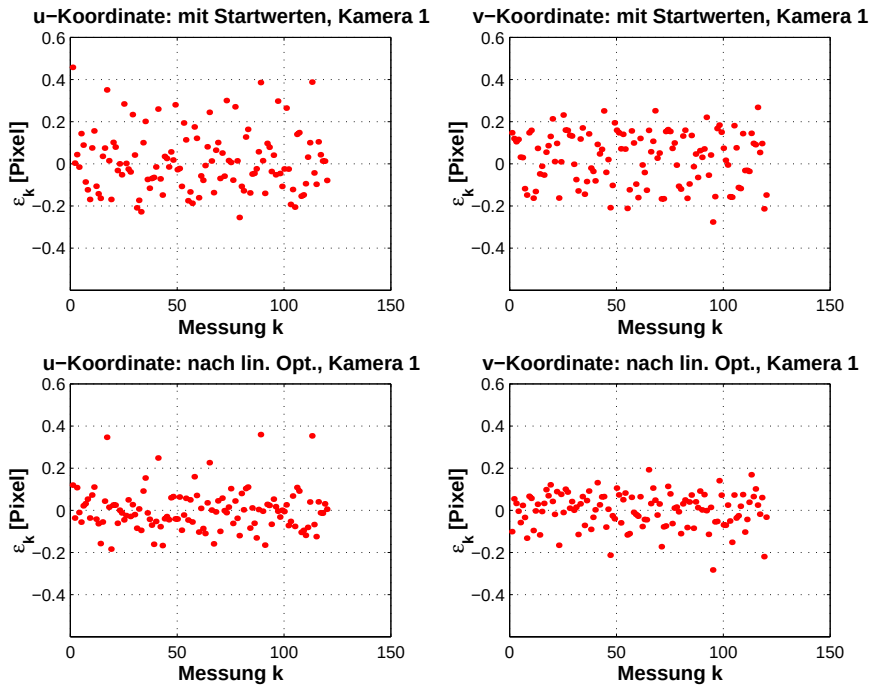

Abbildung B.19: *GRC-Phantom (Kam 1): ϵ_k bei verkleinertem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen*

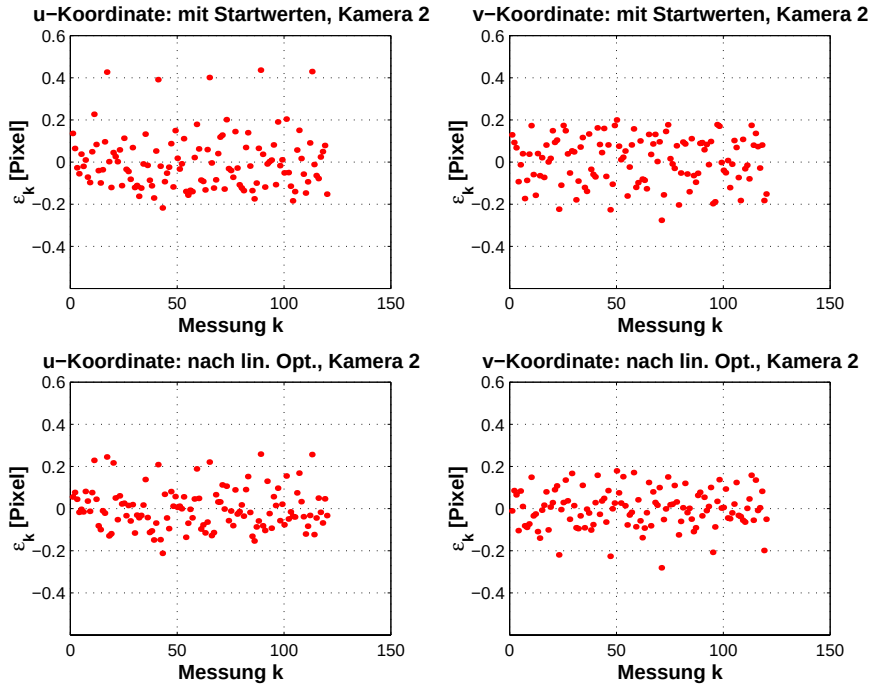

Abbildung B.20: *GRC-Phantom (Kam 2): ϵ_k bei verkleinertem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen*

Abbildungsverzeichnis

1.1 Darstellung der zwei häufigsten Todesursachen in Deutschland in den Jahren 1980-2000 [Sta02] 2

1.2 Skizze einer Bestrahlungsanlage in der Strahlentherapie. Die vertikale Drehachse des Tisches und die horizontale Drehachse der Gantry schneiden sich im Isozentrum 3

1.3 Stereokamerasystem POLARIS® (mit freundlicher Genehmigung von NDI (Northern Digital Inc.) Waterloo, Ontario/Canada) 4

1.4 ARTtrack 1: IR-Messkamera mit eingebauter Recheneinheit (mit freundlicher Genehmigung von Advanced Realtime Tracking GmbH, Herrsching, Deutschland) 4

2.1 Die Strahlentherapiekette gliedert die Reihenfolge der einzelnen Schritte bei der Strahlenbehandlung von Tumoren (aus [Sch01b]) 8

2.2 Invasive Fixierung an einem ortsfesten Grundring nach Riechert und Mundinger (aus [Sch01b]) 9

2.3 Nicht-Invasive Kopffixierung für den Einsatz in der fraktionierten Strahlentherapie 10

2.4 Patientenspezifischer Torso aus thermoplastischen Bandagen zur Ganzkörperimmobilisierung 11

2.5 Formbare Vakuummatratze zur Ganzkörperimmobilisierung 11

2.6 Phantom am Bestrahlungsgerät zur Verdeutlichung der Laserlinien, die zur Positionierung des Patienten am Bestrahlungsgerät dienen 12

2.7 CT-Bildgebung für die Therapieplanung: das stereotaktische Lokalisationssystem am Grundring liefert in den Bilddaten Markierungen, die eine 3D-Zuordnung des Zielvolumens zulassen (aus [Sch01b]) 14

2.8 Stereotaktische Patientenpositionierung am Bestrahlungsgerät: das Zielsystem ist am Grundring angebracht und erlaubt eine 3D-Ausrichtung des Patienten anhand der Raumlaser (aus [Sch01b]) 14

2.9 Einfluss der Existenz von Risikoorganen (OARs) auf die Ausdehnung des Planungszielvolumens (PTV). Links: das PTV hat eine große Überlappung mit den OARs. Rechts: Eine Verkleinerung des PTV bewirkt eine geringere Überdeckung mit den OARs 16

2.10 Das Stereokamerasystem für den mobilen Einsatz 17

2.11 Festinstalliertes Stereokamerasystem am Linearbeschleuniger des DKFZ Heidelberg 17

2.12 Infrarotbeleuchtung des Stereokamerasystems. Die roten Dioden zeigen ihre Funktionsfähigkeit 19

2.13 CCD-Kamera, Infrarotdiodenring, Objektiv und Tageslichtsperrfilter eines Bildaufnehmers 19

2.14 Transmissionsgrad des Tageslichtsperrfilters mit eingezeichneter Wellenlänge der verwendeten IR-Dioden 19

2.15 Reproduzierbare Kamerahalterung mit definierten Winkeleinstellungen in der Horizontalen und der Vertikalen 20

2.16 Durch definierte Winkeleinstellungen der Kameras kann das optimale Volumen eingestellt werden 21

2.17 Links: Grauwertbild eines Kreises. Rechts: Binärbild eines Kreises mit einem Schwellenwert von 30 22

2.18 Veranschaulichung des Offsets zur Eliminierung des Rauschens der Bildaufnahme.Links: Objekt ohne, Rechts: mit Subtraktion des Offsets 24

2.19 Rotation des Koordinatensystems mit den Eulerschen Winkeln 26

2.20 Anwendung des Strahlensatzes auf das Lochkameramodell 28

2.21 Darstellung der Koordinatensysteme und Berücksichtigung der Verzeichnung (dargestellt durch $\vec{\tilde{q}}_i'$) des RTDC-Kameramodells 30

2.22 Einfluss der Koeffizienten auf ein unverzeichnetes Punktmuster: (a) Referenzbild, (b) radiale und tangentiale Verzeichnung, (c) radiale Verzeichnung (sog. Tonnenverzeichnung), (d) radiale Verzeichnung (sog. Kissenverzeichnung), (e) und (f) tangentiale Verzeichnung 32

2.23 CT-Marker mit integrierter Stahlkugel zur Detektion von Referenzkoordinaten während den CT-Aufnahmen 44

2.24 Das koplanare Sandwichphantom mit 825 kreisförmigen Objekten 45

2.25 Das Plattenphantom mit 25 Markierungen zur Kalibrierung des Stereokamerasystems 46

2.26 Kalibrierung des Stereokamerasystems mit einer industriellen 3D-Messmaschine (mit freundlicher Genehmigung von ZettMess, Sankt Augustin, Deutschland). Oben links: die Vergrößerung des Messkopfes mit der angebrachten Kugel . . 47

2.27 Das im Rahmen dieser Arbeit entwickelte GRC-Phantom 48
2.28 GRC-Phantom: Kalibrierposition $z = -200\,mm$ 49
2.29 GRC-Phantom: Kalibrierposition $z = 0\,mm$ 49
2.30 GRC-Phantom: Kalibrierposition $z = 200\,mm$ 49
2.31 GRC-Phantom zur Referenzierung: Ausrichtung des Stereokamerasystems an einem ortsfesten Koordinatensystem 50
2.32 Aufau des GRC-Phantoms zur Qualitätssicherung 51
2.33 Zur Berechnung des Punktes mit den beiden windschiefen Sehstrahlen G1 und G2 52
2.34 Auffinden der korrespondierenden Objekte in beiden Kameras durch die Epipolargeometrie 53
2.35 Skizze des GRC-Phantoms zur Referenzierung des Stereokamerasystems auf ein neues Koordinatensystem 55
2.36 Skizze der Translation und Rotation eines kartesischen Koordinatensystems . 56

3.1 GRC-Phantom in der QA-Stellung am Bestrahlungsgerät 65
3.2 Schritt 1: Aufsetzen des Stabes auf eine Hautmarkierung 66
3.3 Schritt 2: Andrücken des Hautadapters 66
3.4 Links: Hautadapter. Rechts: adaptierte Markierung 66
3.5 Links: Hautadapter. Rechts: adaptierter CT-Marker 66
3.6 Phantom mit adaptierten CT-Markern, der blaue Zielbogen und das daran befestigte Ganzkörperstereotaxiesystem 67
3.7 CT-Schicht mit sichtbarem Hautadapter und CT-Marker 68
3.8 Phantom mit adaptierten NDI Kugeln, Zielbogen und dem daran befestigten Zielsystem 69
3.9 Falschfarbenbild der rechten Kamera zur Nummerierung der Markierungen während der Phantomvermessung 70
3.10 Falschfarbenbild der rechten Kamera zur Nummerierung der Markierungen bei der automatisierten Positionierung 72
3.11 Falschfarbenbild der rechten Kamera zur Nummerierung der Markierungen bei der Echtzeitüberwachung 72
3.12 Zeitliche Bewegung der sieben Kugeln: x-Achse (rot), y-Achse (blau), z-Achse (grün) 73

A.1 Sandwichphantom: 3D Visualisierung der Messpunkte mit maximalem Kalibriergebiet 82

A.2 Sandwichphantom: Abweichungen zwischen 3D Real- und Messkoordinaten bei maximalem Kalibriergebiet 82

A.3 Sandwichphantom (Kam 1): ϵ_k bei maximalem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen 83

A.4 Sandwichphantom (Kam 2): ϵ_k bei maximalem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen 83

A.5 Plattenphantom1: 3D Visualisierung der Messpunkte mit maximalem Kalibriergebiet 84

A.6 Plattenphantom1: Abweichungen zwischen 3D Real- und Messkoordinaten bei maximalem Kalibriergebiet 84

A.7 Plattenphantom1 (Kam 1): ϵ_k bei maximalem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen 85

A.8 Plattenphantom1 (Kam 2): ϵ_k bei maximalem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen 85

A.9 Plattenphantom2: 3D Visualisierung der Messpunkte mit maximalem Kalibriergebiet 86

A.10 Plattenphantom2: Abweichungen zwischen 3D Real- und Messkoordinaten bei maximalem Kalibriergebiet 86

A.11 Plattenphantom2 (Kam 1): ϵ_k bei maximalem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen 87

A.12 Plattenphantom2 (Kam 2): ϵ_k bei maximalem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen 87

A.13 3D Messmaschine: 3D Visualisierung der Messpunkte mit maximalem Kalibriergebiet 88

A.14 3D Messmaschine: Abweichungen zwischen 3D Real- und Messkoordinaten bei maximalem Kalibriergebiet 88

A.15 3D Messmaschine (Kam 1): ϵ_k bei maximalem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen 89

A.16 3D Messmaschine (Kam 2): ϵ_k bei maximalem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen 89

A.17 GRC-Phantom: 3D Visualisierung der Messpunkte mit maximalem Kalibriergebiet 90

A.18 GRC-Phantom: Abweichungen zwischen 3D Real- und Messkoordinaten bei maximalem Kalibriergebiet 90

A.19 GRC-Phantom (Kam 1): ϵ_k bei maximalem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen 91

A.20 GRC-Phantom (Kam 2): ϵ_k bei maximalem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen 91

B.1 Sandwichphantom: 3D Visualisierung der Messpunkte mit verkleinertem Kalibriergebiet 94

B.2 Sandwichphantom: Abweichungen zwischen 3D Real- und Messkoordinaten bei verkleinertem Kalibriergebiet 94

B.3 Sandwichphantom (Kam 1): ϵ_k bei verkleinertem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen 95

B.4 Sandwichphantom (Kam 2): ϵ_k bei verkleinertem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen 95

B.5 Plattenphantom1: 3D Visualisierung der Messpunkte mit verkleinertem Kalibriergebiet 96

B.6 Plattenphantom1: Abweichungen zwischen 3D Real- und Messkoordinaten bei verkleinertem Kalibriergebiet 96

B.7 Plattenphantom1 (Kam 1): ϵ_k bei verkleinertem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen 97

B.8 Plattenphantom1 (Kam 2): ϵ_k bei verkleinertem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen 97

B.9 Plattenphantom2: 3D Visualisierung der Messpunkte mit verkleinertem Kalibriergebiet 98

B.10 Plattenphantom2: Abweichungen zwischen 3D Real- und Messkoordinaten bei verkleinertem Kalibriergebiet 98

B.11 Plattenphantom2 (Kam 1): ϵ_k bei verkleinertem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen 99

B.12 Plattenphantom2 (Kam 2): ϵ_k bei verkleinertem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen 99

B.13 3D Messmaschine: 3D Visualisierung der Messpunkte mit verkleinertem Kalibriergebiet 100

B.14 3D Messmaschine: Abweichungen zwischen 3D Real- und Messkoordinaten bei verkleinertem Kalibriergebiet 100

B.15 3D Messmaschine (Kam 1): ϵ_k bei verkleinertem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen 101

B.16 3D Messmaschine (Kam 2): ϵ_k bei verkleinertem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen 101

B.17 GRC-Phantom: 3D Visualisierung der Messpunkte mit verkleinertem Kalibriergebiet 102

B.18 GRC-Phantom: Abweichungen zwischen 3D Real- und Messkoordinaten bei verkleinertem Kalibriergebiet 102

B.19 GRC-Phantom (Kam 1): ϵ_k bei verkleinertem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen 103

B.20 GRC-Phantom (Kam 2): ϵ_k bei verkleinertem Kalibriergebiet in Abhängigkeit der Kameraparameter und Koordinatenachsen 103

Tabellenverzeichnis

1.1 Systemgenauigkeit von kommerziellen Kamerasystemen 5

2.1 Variablen und Ausdrücke zur Herleitung des RTDC-Kameramodells 29

2.2 Intrinsische Kameraparameter des RTDC-Kameramodells 35

2.3 Extrinsische Kameraparameter des RTDC-Kameramodells 36

2.4 Parameter zur Umrechnung vom Lochkameramodell in das Lineare Modell . . 37

3.1 Entfernungen und Messvolumina der eingesetzten Kalibrierphantome 59

3.2 Anzahl der Objektpunkte zur Kalibrierung und zur Messung 59

3.3 Systemgenauigkeiten des Stereokamerasystems mit unterschiedlichen Kalibrierphantomen 60

3.4 Zonenabhängige Systemgenauigkeiten des Stereokamerasystems in Abhängigkeit der Kalibrierphantome 61

3.5 Verwendung von Relativkoordinaten zur Genauigkeitsbestimmung 62

3.6 Position der Orientierungspunkte des neuen Koordinatensystems 62

3.7 Stereotaktische 3D-Koordinaten der CT-Marker auf dem Phantom 68

3.8 Raumkoordinaten der NDI-Kugeln auf dem Phantom 69

3.9 Abweichungen der 3D-Koordinaten zwischen CT und Stereokamerasystem . . 71

Literaturverzeichnis

[3M-02] 3M-Deutschland GmbH: *Internetpräsentation www.scotchlite.de*, Neuss, 2002.

[AA71] Abdel-Aziz, Y. und H. M. Karara: Direct Linear Transformation From Comparator Coordinates Into Object Space Coordinates In Close-range Photogrammetry, *Proceedings of ASP Symposium on Close-range Photogrammetry* (1971), 1–18.

[Adv02] Advanced Realtime Tracking GmbH: *Internetpräsentation www.ar-tracking.de*, Herrsching, Deutschland, 2002.

[Aes02] Aesculap AG Co.KG: *Internetpräsentation www.aesculap.de*, Tuttlingen, Deutschland, 2002.

[Bar98] Bartsch, G. und H. Schäfer: The Beginner's small purpose Guide to HM I, Techn. Ber., http://www.fto.de/fthp/hschaefer/hm1, 1998.

[Bec98] Becker, N. und L. Wahrendorf: *Krebsatlas der Bundesrepublik Deutschland 1981-1990*, Springer Verlag, Heidelberg, 3. Aufl., 1998.

[Ben99] Bentel, G. C.: *Patient Positioning and Immobilization in Radiation Oncology*, MacGraw-Hill, New York, 1999.

[Bey93] Beyer, H.: Determination of Radiometric and Geometric Characteristics of Frame Grabbers, *SPIE Videometrics II* (1993), 93–103.

[Boe02] Boese, J.: *Persönliche Mitteilungen*, Abteilung Biophysik und Medizinische Strahlenphysik, Deutsches Krebsforschungszentrum Heidelberg, 2002.

[Bra94] Brand, P. und R. Mohr: Accuracy In Image Measure, *SPIE Videometrics III* **Vol. 2350** (1994), 218–228.

[Bro89] Bronstein, I. N. und K. A. Semendjajew: *Taschenbuch der Mathematik*, BSB B. G. Teubner Verlagsgesellschaft, Leipzig (u.a.), 24. Aufl., 1989.

[Car99] Cardinale, R. M., S. H. Benedict, E. A. Bump, B. D. Kavanagh und R. Mohan: Automated Target Positioning for Extracranial Radiosurgery, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Pys.* **Vol. 45** (1999), 206.

[Eic87] Eicheler, H.-J. und H. Gobrecht: *Lehrbuch der Experimentalphysik - Optik*, Bd. Vol. 3, Walter de Gruyter, Berlin, 8. Aufl., 1987.

[Fau87] Faugeras, O. D. und G. Toscani: Camera Calibration for 3D Computer Vision, *IEEE* (1987), 240–247.

[Fau96] Faugeras, O. D.: *Three-Dimensional Computer Vision*, The MIT Press, Cambridge, Massachusetts, London, England, 2. Aufl., 1996.

[Fry94] Fryer, J. G., T. A. Clarke und J. Chen: Lens Distortion for simple C-mount Lenses, *International Archives of Photogrammetry and Remote Sensing* **Vol. 30** (1994), 97–101.

[Ger93] Gerthsen, C. und H. Vogel: *Physik - Ein Lehrbuch zum Gebrauch neben Vorlesungen*, Springer-Verlag, Berlin (u.a), 17. Aufl., 1993.

[God94] Godding, R.: Geometrische Kalibrierung und Orientierung digitaler Bildaufnahmesysteme, Techn. Ber., Institut für Photogrammetrie und Bildverarbeitung, 1994.

[Goi75] Goitein, M. und J. Busse: Immobilization Error: Some theoretical Considerations, *Radiology* **Vol. 117** (1975), 407.

[Gol01] Goldstein, H., C. P. Poole und J. L. Safko: *Classical Mechanics*, Addison Wesley, 3. Aufl., 2001.

[Had02] Hadley, S. W.: *Video-based Patient Positioning for External Beam Radiation Therpay*, Dissertation, Faculty of the Division of the Biological Sciences and The Pritzker School of Medicine, Chicago, Illinois, 2002.

[Ham96] Hamilton, R. J., F. Kuchnir und C. Pelizzari: Repositioning Accuracy of a Noninvasive Head Fixation System for Stereotactic Radiotherapy, *Medical Physics* **Vol. 23** (1996), 1909–1917.

[Hei96] Heikkilä, J. und O. Silvén: Calibration procedure for short focal length off-the-shelf CCD cameras, *IEEE Proceedings of ICRP '96* (1996), 166–170.

[Hei97] Heikkilä, J. und O. Silvén: A Four-Step Camera Calibration Procedure With Implicit Image Correction, *IEEE* (1997), 1106–1112.

[Hei00] Heikkilä, J.: Geometric Camera Calibration using circular Control Points, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* **Vol. 22** (2000), 1066–1077.

[Hei02] Heikkilä, J.: *Homepage www.ee.oulu.fi/ jth/*, Department of Electrical Engineering, University of Oulu/Finnland, 2002.

[Her00] van Herk, M., P. Remeijer, C. Rasch und J. V. Lebesque: The Probability of Correct Target Dosage: Dose-Population Histograms for Deriving Treatment Margins in Radiotherpay, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Pys.* **Vol. 47** (2000), 1121–1135.

[Hes95] Hess, C., R. Kortmann, R. Jany und M. Bamberg: Accuracy of Field Alignment in Radiotherapy of Head and Neck Cancer utilizing individualized Face Mask Immobilisation: a retrospective Analysis of Clinical Practice, *Radiotherapy and Oncology* **Vol. 34** (1995), 69–70.

[Hil94] Hildebrandt, H., Hg.: *Sonderausgabe Pschyrembel Klinisches Wörterbuch*, Nikol Verlagsgesellschaft mbH, Hamburg, 257. Aufl., 1994.

[Hil99] Hilsebecher, J.: *Methoden zur Kalibrierung von Electronic Portal Imaging Systemen*, Doktorarbeit, Fakultät für Physik und Astronomie, Universität Heidelberg, 1999.

[Hir01] Hirschmüller, H.: Improvements in Real-Time Correlation-Based Stereo Vision, *Proceedings of IEEE Workshop on Stereo and Multi-Baseline Vision, Kauai, Hawaii* (2001), 141–148.

[ICR93] ICRU: Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy: Report No.50, Techn. Ber., International Commission on Radiation Units and Measurements, 1993.

[Jäh93] Jähne, B.: *Digitale Bildverarbeitung*, Springer Verlag, Heidelberg, 3. Aufl., 1993.

[Jos02] Jos. Schneider Optische Werke GmbH: *Datenblatt Xenoplan 1.4/23mm*, Bad Kreuznach, 2002.

[Kha00] Khadem, R., C. C. Yeh, M. Sadeghi-Tehrani, M. R. Bax, J. A. Johnson, J. N. Welch, E. P. Wilkinson und R. Shahidi: Comparative Tracking Error Analysis of Five Different Optical Tracking Systems, *Computer Aided Surgery* **Vol. 5** (2000), 98–107.

[Kuh00] Kuhr, G.: *Ein optisches Mess-System zur Patientenpositionierung in der Präzisionsstrahlentherapie von Tumoren*, Doktorarbeit, Fakultät für Physik und Astronomie, Universität Heidelberg, 2000.

[Lap99] Lappe, C.: *Spezifikation und Implementierung eines videobasierten Systems zur Patientenpositionierung in der Präzisionsstrahlentherapie*, Doktorarbeit, Medizinische Fakultät der Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg, 1999.

[Lek51] Leksell, L.: The Stereotactic Method and Radiosurgery of the Brain, *Acta Chir. Scandinav.* **Vol. 213** (1951), 316–319.

[Lek87] Leksell, L.: Stereotactic Radiosurgery - Present Status and Future Trends, *Neurological Research* **Vol. 9** (1987), 60–68.

[Luo96] Luong, Q.-T. und O. D. Faugeras: The Fundamental Matrix: Theory, Algorithms, and Stability Analysis, *Int. J. of Computer Vision* **Vol. 17** (1996), 43–76.

[Mar63] Marquardt, D. W.: An Algorithm for Least-Squares Estimation of Nonlinear Parameters, *J. Soc. Indust. Apll. Math.* **Vol. 11** (1963), 431–441.

[Mar97] Marmulla, R., M. Hilbert und H. Niederdellmann: *In: Computer Assisted Radiology and Surgery, H. U. Lemke (ed.)*, Kap. Immanent Precision og mechanical, infrared and Laser-guided Navigation Systems for CAS, S. 863–865, Elsevier Publ., Amsterdam, 1997.

[Mel94] Melen, T.: *Geometrical Modelling and Calibration of Video Cameras for Underwater Navigation*, Dissertation, Norges tekniske hogsole, Institut for teknisk kybernetikk, 1994.

[Men93] Menke, M.: *Optische Erfassung und biophysikalische Bewertung von Patientenbewegungen und -fehlpositionierungen in der fraktionierten Strahlentherapie*, Doktorarbeit, Fakultät für Physik und Astronomie, Universität Heidelberg, 1993.

[Mer93] Merziger, G. und T. Wirth: *Repititorium der Höheren Mathematik*, Binomi Verlag, 2. Aufl., 1993.

[Nor02] Northern Digital: *Internetpräsentation www.ndigital.com*, Waterloo, Ontario/Kanada, 2002.

[Per96] Perez, J.-P.: *Optik*, Spektrum Akademischer Verlag GmbH, Heidelberg (u.a), 3. Aufl., 1996.

[Pre92] Press, W. H., S. A. Teukolsky und W. T. Vetterling: *Numerical Recepies in C*, Cambridge University Press, 2. Aufl., 1992.

[Ric02] Richter, E. und T. Feyerabend: *Grundlagen der Strahlentherapie*, Springer Verlag, 2. Aufl., 2002.

[Rie55] Riechert, T. und F. Mundinger: Beschreibung und Anwendung eines Zielgerätes für stereotaktische Hirnoperationen (II. Modell), *Acta Neurochirurg.* **Vol. 3** (1955), 308–337.

[Sch95] Schwachulla, W., H. Kahnt und B. Röser: *Meyers Lexikon in drei Bänden*, Bibliographisches Institut und F.A. Brockhaus AG, Mannheim, 1995.

[Sch00] Schneberger, M.: *Implementierung und Test eines videobasierten 3D-Messsystems zur Patientenpositionierung in der Präzisionsstrahlentherapie*, Diplomarbeit, Fakultät für Physik und Astronomie, Universität Heidelberg, 2000.

[Sch01a] Schlegel, W.: *In: 3D Conformal Radiation Therapy: Multimedia Introduction to Methods and Techniques, W. Schlegel and A. Mahr (ed.)*, Kap. Introduction, Springer Verlag, Heidelberg, 2001.

[Sch01b] Schlegel, W. und A. Mahr: *3D Conformal Radiation Therapy: Multimedia Introduction to Methods and Techniques*, Springer Verlag, Heidelberg, 2001.

[Sch01c] Schmidt, J., I. Scholz und H. Niemann: Placing Arbitrary Objects in a Real Scene Using a Color Cube for Pose Estimation, *Pattern Recognition, 23rd DAGM Symposium, Lecture Notes in Computer Science 2191* (2001), 421–428.

[Sch01d] Schneberger, M., M. Ebert, B. Groh und G. Kuhr: *In: 3D Conformal Radiation Therapy: Multimedia Introduction to Methods and Techniques, W. Schlegel and A. Mahr (ed.)*, Kap. Patient Positioning, Springer Verlag, Heidelberg, 2001.

[Shi93] Shih, S.-W., Y.-P. Hung und W.-S. Lin: Accurate Linear Technique For Camera Calibration Considering Lens Distortion By Solving An Eigenvalue Problem, *Optical Engineering* **Vol. 32** (1993), 138–149.

[Shi95] Shih, S.-W., Y.-P. Hung und W.-S. Lin: When Should We Consider Lens Distortion In Camera Calibration, *Pattern Recognition Society* **Vol. 28** (1995), 447–467.

[Sho93] Shortis, M. R., W. L. Snow und B. A. Childers: The Influence of Storage Media on the Accuracy and Repeatability of Photogrammetric Measurements using CCD Cameras, *SPIE Videometrics II* **Vol. 2067** (1993), 80–92.

[Sho94] Shortis, M. R., T. A. Clarke und T. Short: A Comparison Of Some Techniques For The Subpixel Location Of Discrete Target Images, *SPIE Videometrics III* **Vol. 2350** (1994), 239–250.

[Sla80] Slama, C. C.: *Manual of Photogrammetry*, American Society Of Photogrammetry, Falls Church, Virginia, 4. Aufl., 1980.

[Soe02] Soete, G., J. van de Steene, D. Verellen, V. Vinh-Hung, D. van den Berge, D. Michielsen, F. Keuppens, P. de Roover und G. Storme: Initial Clinical Experience with infrared-reflecting Skin Markers in the Positioning of Patients Treated by Conformal Radiotherapy for Prostate Cancer, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Pys.* **Vol. 52** (2002), 694–698.

[Sta02] Statistisches Bundesamt Deutschland: *Gesundheitswesen - Häufigste Todesursachen, Homepage www.destatis.de*, Bonn, Wiesbaden/Deutschland, 2002.

[Sug74] Sugahara, T., L. Revesz und O. C. A. Scott: Fraction Size in Radiobiology and Radiotherapy, *Urban und Schwarzenberg* **Vol. 23** (1974), 1909–1917.

[Tra02] Traxtal Technologies: *Internetpräsentation www.traxtal.com*, Bellaire, Texas/USA, 2002.

[Tri89] Trinder, J. C.: Precision Of Digital Target Location, *Photogrammetric Engineering And Remote Sensing* **Vol. 55** (1989), 883–886.

[Tru98] Trucco, E. und A. Verri: *Introductory Techniques for 3-D Computer Vision*, Prentice Hall, 1998.

[Tsa87] Tsai, R. Y.: A versatile Camera Calibration Technique for high-accuracy 3D Machine Vision Metrology using off-the-shelf TV Cameras and Lenses, *IEEE* **Vol. RA-3** (1987), 323–344.

[Val94] Valkenburg, R. J., A. M. McIvor und P. W. Power: An Evaluation Of Subpixel Feature Localisation Methods For Precision Measurement, *SPIE Videometrics III* **Vol. 2350** (1994), 229–238.

[Wah84] Wahl, F. M.: *Digitale Bildsignalverarbeitung*, Springer-Verlag, Berlin (u.a.), 1984.

[Web00] Webb, S.: *Intensity-Modulated Radiation Therapy*, IOP Publishing Ltd., 2. Aufl., 2000.

[Wei93] Wei, G.-Q. und S. D. Ma: A Complete Two-plane Camera Calibration Method And Experimental Comparisons, *IEEE* (1993), 439–445.

[Wei98] Weisstein, E. W.: *The CRC Concise Encyclopedia of Mathematics*, CRC Press, Boca Raton, Florida, USA, 1998.

[Wes90] West, G. A. W. und T. A. Clarke: A Survey And Examination Of Subpixel Measurement Techniques, *SPIE Close-Range Photogrammetry Meets Machine Vision* **Vol. 1395** (1990), 456–463.

[Won86] Wong, K. W. und H. Wei-Hsin: Close-Range Mapping with a solid state Camera, *Photogrammetric Engineering And Remote Sensing* **Vol. 52** (1986), 67–74.

[Wur01] Wurstbauer, K., F. Sedlmayer und H. D. Kogelnik: Skin Markings in External Radiotherapy by Temporary Tattooing with Henna: Improvement of Accuracy and Increased Patient Comfort, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Pys.* **Vol. 50** (2001), 179–181.

[Xin00] Xing, L., Z. Lin, S. S. Donaldson, Q. T. Le, D. Tate, D. R. Goffinet, S. Wolden, L. Ma und A. L. Boyer: Dosimetric Effects of Patient Displacement and Collimator and Gantry Angle Misalignment on Intensity Modulated Radiation Therapy, *Radiotherapy and Oncology* **Vol. 56** (2000), 97–108.

[Yan97] Yan, D., F. Vicini, J. Wong und A. Martinez: Adaptive Radiation Therapy, *Phys. Med. Biol.* **Vol. 42** (1997), 123–132.

[Yan98] Yan, D., D. J. E. Ziaja, J. Wong, D. Brabbins, F. Vicini und A. Martinez: The Use of Adaptive Radiation Therapy to Reduce Setup Error: A Prospective Clinical Study, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Pys.* **Vol. 41** (1998), 715–720.

[Zha96] Zhang, Z. und G. Xu: *Epipolar Geometry in Stereo, Motion and Object Recognition*, Kluwer Academic Publisher, The Netherlands, 1996.

[Zho90] Zhou, H. B.: Object Points Detection In A Photogrammetric Test Field, *SPIE Close-Range Photogrammetry Meets Machine Vision* **Vol. 1395** (1990), 1227–1233.

Danksagung

Die vorliegende Arbeit entstand am Deutschen Krebsforschungszentrum in Heidelberg in der Abteilung Medizinische Physik des Forschungsschwerpunktes Radiologische Diagnostik und Therapie.

Mein Dank gilt zunächst Herrn Prof. Dr. W. Schlegel für die Betreuung und Begutachtung meiner Arbeit. Ebenfalls für die Überlassung einer interessanten, interdisziplinären Thematik und der Möglichkeit, sie zu bearbeiten.

Herrn Prof. Dr. J. Bille danke ich für die Bereitschaft, die Betreuung und Begutachtung meiner Arbeit zu übernehmen.

Bei Herrn Dipl.-Inform. Med. T. Liebler möchte ich mich für die gute Teamarbeit und den großen Fortschritt des Projektes FIVE (Fast Integrated Videobased Environment) bedanken.

Ein besonderer Dank gilt den Mitarbeitern der Mechanikwerkstatt des Forschungsschwerpunktes: Herrn H. Rühle, Herrn D. Bucher, Herrn J. Cieslok, Herrn S. Luksch, Herrn V. Stamm und Herrn W. Stroh. Ohne die exakte Fertigung von – teilweise abenteuerlichen Gegenständen – wäre die Arbeit in diesem Umfang nicht denkbar. Hervorheben möchte ich Herrn Dipl.-Ing. (FH) G. Echner, der durch seine Diskussionsbereitschaft und sein Fachwissen wesentlich zum Gelingen aller mechanischer Bauteile beigetragen hat.

Bei den Mitgliedern der Abteilung Medizinische Physik und der Klinischen Kooperationseinheit Strahlentherapeutische Onkologie bedanke ich mich für die vielen kooperativen Gespräche und die sehr angenehme Arbeitsatmosphäre.

Ebenso danke ich meinem Bruder, Herrn Dipl.-Ing. J. Schneberger, der mit Rat und Tat bei der Erstellung der Abbildungen mitgewirkt hat. Auch geht ein Dankeschön an Herrn Dipl.-Ing. T. Apostel, Herrn Dr. W. Bangerth, Herrn Dr. K. Borkenstein, Herrn Dr. K.-H. Grosser, Herrn Dipl.-Phys. R. Hofmann, Frau Dipl.-Inform. Med. A. Höss, Frau C. Kneidl, Herrn O. Kneidl und Herrn Dipl.-Ing. W. Korb für interessante, wissenschaftliche Gespräche und das fleißige Korrekturlesen.

Aus tiefstem Herzen bedanke ich mich bei meiner Ehefrau Pamela, die mich während der letzten drei Jahren immer tatkräftig unterstützt hat und selbst große Opfer bringen musste. Danke.

Last but not least möchte ich meinen Eltern danken, die mir diese Ausbildung überhaupt erst ermöglicht haben.

Glossar

anterior (lat.) vordere.

Bestrahlungsfraktion, Fraktionierung Zerlegung eines Prozesses in mehrere Teilabschnitte; in der fraktionierten Strahlentherapie wird die Gesamtdosis in mehreren Teildosen appliziert.

Bildeinzugskarte Siehe Framegrabber.

CCD (engl.) Charge-coupled Device (ladungsgekoppelte Bauelemente). Wandelt Photonen in elektrische Signale um.

CCD-Koordinaten 2D-Koordinaten auf dem Bildsensor. Nach Konvention der Digitalen Bildverarbeitung befindet sich der Punkt mit den Koordinaten $u = v = 0$ in der linken oberen Ecke des Bildsensors (CCD-Chips).

CT-Marker Im Rahmen dieser Arbeiter entwickelte Komponente. Durch ihre Positionsbestimmung im CT kann eine Absolutpositionierung des Patienten im Bestrahlungsraum erfolgen.

CTP (engl.) Computer To Plate, mithilfe eines Lasers und einer Emulsion wird ein sehr genaues Muster, Text oder Grafik erstellt und später in einer Druckmaschine verwendet. Hier wurde es für die Herstellung des Kalibriermusters eingesetzt.

Einzeitbestrahlung Die Strahlendosis wird einmalig dem Patienten verabreicht (Ggs.: fraktionierte Strahlentherapie).

extrinsisch Siehe *Kameraparameter*.

Fraktion Siehe *Bestrahlungsfraktion*.

Framegrabber PC-Steckkarte. Sie digitalisiert die analogen Kameradaten in einen maschinenlesbaren Code.

Gantry Kopf der Bestrahlungsanlage. Ist 360° um das *Isozentrum* in einer horizontalen Achse drehbar (siehe Abb. 1.2).

Immobilisierung (med.) Ruhigstellung von Gliedern oder Gelenken während der Bestrahlung.

intrinsisch Siehe *Kameraparameter*.

invasiv (med.) eindringend.

Isozentrum Schnittpunkt der vertikalen Drehachse des Tisches und der horizontalen Drehachse der *Gantry*. Gleichzeitig Ursprung des Raumkoordinatensystems im Bestrahlungsraum (siehe Abb. 1.2).

Kalibrierphantom Gibt durch ein exakt aufgebrachtes Muster oder exakt aufgesteckte kugelförmige Markierungen Raumkoordinaten vor. Diese 3D-Werte und die aufgezeichneten *CCD-Koordinaten* jeder Kamera ermöglichen die Berechnung der *Kameraparameter*.

Kalibriertes Gebiet 3D-Region, die während des Kalibrierungsschrittes vom *Kalibrierphantom* abgedeckt wird. Die vom Phantom vorgegebenen Raumkoordinaten tragen zur Berechnung der *Kameraparameter* bei.

Kameraparameter Gliedern sich in extrinsische (lat.-fr.-engl.: von außen her) und intrinsische (lat.-fr.-engl.: von innen her) Parameter. Die extrinsischen Kameraparameter geben die Position der Kameras und ihre Orientierung in einem übergeordneten Raumkoordinatensystem wieder. Die intrinsischen Kameraparameter beschreiben die geometrischen und optischen Eigenschaften der Kameras.

kraniell (griech.) Schädel, zum Kopf gehörend.

Läsion (lat.) allgemeine Bezeichnung für Verletzung oder Störung der Funktion eines Organs oder eines Körpergliedes.

Lokalizer/Lokalisationssystem Mechanische Bauteile zur Vorgabe eines Koordinatensystems in den CT-Schichtaufnahmen. Sie ermöglichen die Transformation der 2D-CT-Schichtaufnahmen in stereotaktische 3D-CT-Koordinaten.

Peristaltik (griech.) das wellenförmige Sichzusammenziehen der glatten Muskulatur in den Wänden von Hohlorganen (z. B. Magen-Darm-Kanal, Harnleiter) wodurch der Inhalt transportiert oder durchmischt wird.

Phantom Siehe *Kalibrierphantom*.

Pixeloffset Gibt einen Ausgleich in Form eines Grauwertes an. Dieser Grauwert beinhaltet in der Regel alle störenden Einflüsse (Pixelrauschen, etc.).

posterior (lat.) hintere.

retroreflektierend retro = (lat.) Vorsilbe mit der Bedeutung rückwärts. Beide Kameras detektieren in der Regel nur das von den IR-Dioden ausgestrahlte und von den kugelförmigen Markierungen reflektierte Licht.

Rezidivbildung, Tumorrezidiv Das Wiederauftreten eines histologisch gleichartigen Tumors am gleichen Ort oder im gleichen Organ nach vorausgegangener radikaler Behandlung.

RTDC-Kameramodell Kameramodell, das die radiale und tangentiale Linsenverzeichnung berücksichtigt und im Rahmen dieser Arbeit verwendet wird.

Setup Vorbereitungsschritt zur Bestrahlung und Positionierung des Patienten am Bestrahlungsgerät.

Sicherheitssaum Einen den Tumor umgrenzenden Rand, der dessen Verschiebung im Gewebe zur Bestrahlung berücksichtigt (entspricht einer Empfehlung der ICRU).

Stereotaxie (med.) durch ein kleines Bohrloch in der Schädeldecke punktförmig genaues Berühren eines bestimmten Gebietes im Gehirn.

Supraglottis supra = (lat.) oberhalb, glottis = (gr.) das aus den beiden Stimmlippen (Stimmbändern) bestehende Stimmorgan im Kehlkopf.

Torso (griech.-ital.) unvollendete oder unvollständig erhaltene Statue, meist nur der Rumpf. Eine Immobilisierungstechnik im Rumpfbereich.

Tumorkontrollwahrscheinlichkeit Die Wahrscheinlichkeit die bösartige Neubildung im Wachstum zu stoppen und zu verkleinern.

Verfahrweg Bei der Kamerakalibrierung wird eine Universalfräsmaschine aus einer Mechanikwerkstatt eingesetzt. Deren horizontaler Verfahrweg wird als dritte Raumkoordinate (z-Richtung) zur Erstellung des 3D-Datenwürfels verwendet.

Zielsystem Dient zum Übertrag der stereotaktischen 3D-Koordinaten des Zielpunktes (bekannt aus der Bestrahlungsplanungssoftware) in das Isozentrum des Bestrahlungsgerätes.

Zielvolumen Bezeichnung für das zu bestrahlende Gewebevolumen im Patienten, das eine möglichst homogene Strahlendosis erhalten soll.

Zielpunkt Diese stereotaktische 3D-Koordinate wird im Schritt der Bestrahlungsplanung errechnet und mit dem *Zielsystem* im *Isozentrum* des Bestrahlungsraumes platziert.