



TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN
Institut für Photogrammetrie und Kartographie
Fachgebiet Photogrammetrie und Fernerkundung

Bildgestützte 3D-Vermessung von Patienten zur Positionierung für die radiologische Krebstherapie

Boris Peter Selby

Dissertation

2012

TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN
Institut für Photogrammetrie und Kartographie
Fachgebiet Photogrammetrie und Fernerkundung

Bildgestützte 3D-Vermessung von Patienten zur Positionierung für die radiologische Krebstherapie

Boris Peter Selby

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Bauingenieur- und Vermessungswesen
der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.)

genehmigten Dissertation.

Vorsitzende: Univ.-Prof. Dr.-Ing. habil. Th. Wunderlich

Prüfer der Dissertation:

1. Univ.-Prof. Dr.-Ing. U. Stilla
2. Univ.-Prof. Dr.-Ing. J. Hornegger, Friedrich-
Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg
3. Univ.-Prof. Dr. G. Sakas,
Technische Universität Darmstadt

Die Dissertation wurde am 05.07.2012 bei der Technischen Universität München eingereicht
und durch die Fakultät für Bauingenieur- und Vermessungswesen am 21.01.2013
angenommen.

Kurzfassung

In den letzten Jahren konnten bedeutende technologische Fortschritte bei der strahlentherapeutischen Tumorbehandlung gemacht werden. Das noch relativ junge Gebiet der Partikelbestrahlung setzt sich, seitdem 1990 die erste klinische Einrichtung den Betrieb aufgenommen hat, immer mehr als überlegene Behandlungstechnik durch. Dies liegt daran, dass die Vorteile, der gegenüber der herkömmlichen Behandlung wesentlich zielgenaueren Dosisapplikation, die Nachteile des höheren Aufwandes bei weitem überwiegen. So kann Tumorgewebe gezielter behandelt werden, während umliegendes Gewebe weniger in Mitleidenschaft gezogen wird. Patienten können allerdings nur von der höheren Genauigkeit profitieren, wenn es gelingt, ihre Lage in der Bestrahlungsanlage exakt zu bestimmen und sie relativ zum Behandlungsstrahl so zu positionieren, dass die Strahlendosis genau auf den Tumor abgegeben wird.

Deshalb ist es Ziel dieser Arbeit, automatische Verfahren zu entwickeln, die ein hohes Maß an Genauigkeit und Zuverlässigkeit bei der röntgenbasierten Lagemessung gewährleisten. Da die Verfahren in unterschiedlichen Anlagen und für verschiedene Körperregionen einsetzbar sein sollen, wird Wert auf Vielseitigkeit und Toleranz gegenüber Störeinflüssen, wie etwa nichtoptimaler Bildqualität gelegt. Neben einem auf direktem Bildvergleich und einem auf Rückwärtsprojektion basierenden Ansatz zur 2D-3D Registrierung, wird ein neues, gemischtes Verfahren vorgestellt, welches eine höhere Zuverlässigkeit bieten soll. Durch Einsatz einer radiometrischen Registrierung simulierter Röntgenbilder wird das Verfahren weiter verbessert. Über die Registrierungsverfahren hinaus wird ein neues Ähnlichkeitsmaß für den Bildvergleich vorgestellt, das ebenfalls dazu dient, die Zuverlässigkeit gegenüber anderen existierenden Maßen zu verbessern.

Da neben der Lagemessung, die Kalibrierung der verwendeten Röntgenkamerasysteme für die erreichbare Genauigkeit von entscheidender Rolle ist, wird ein Algorithmus zur automatischen Kalibrierung vorgeschlagen, der die Detektion von Kalibriermarkern in Röntgenbildern beinhaltet und die Schätzung stochastischer Fehler im Gauß-Helmert Modell erlaubt. Die Kamerakalibrierungen für einzelne Ansichten werden in ein Gesamtmodell für die rotierbare Bestrahlungsanlage eingebettet, das die Bewegungsbahnen der Kamerakomponenten nähert und Rückschlüsse auf die Kameraparameter und ihre zufälligen Fehler bei beliebigen Anlageneinstellungen ermöglicht. Darüber hinaus wird gezeigt, welchen Einfluss zufällige Fehler verschiedener Systemkomponenten auf die gemessene Patientenlage haben. Unsicherheiten des Messsystems werden für in Betrieb befindliche Anlagen ermittelt und können z. B. dazu verwendet werden, bei der Bestrahlungsplanung die Sicherheitsabstände der Tumordefinition anzupassen. Schließlich wird erstmals ein Ansatz vorgestellt, der eine Selbstdiagnose des Messsystems ermöglicht. Basierend auf einem an ein Hidden Markov Modell angelehntes Konzept, werden Beobachtungen der Zwischenergebnisse einzelner Systemkomponenten verwendet, um eine Gesamtdiagnose zu erstellen und Rückschlüsse auf wahrscheinliche Fehlerursachen zu erlauben.

Zur Evaluierung der Methoden werden Phantomdaten und klinische Daten verschiedener Partikeltherapiezentren verwendet. Die vorgestellten Registrierungsmethoden werden untereinander und mit anderen existierenden Verfahren nach gängigen Kennzahlen verglichen. Die Erstellung markerbasierter Goldstandards erlaubt die Genauigkeit zu quantifizieren.

Mit der neuen Registrierungsmethode kann eine Verringerung der Fehlerrate bei der Lagemessung an klinischen Daten erzielt werden. Das vorgeschlagene Ähnlichkeitsmaß zeigt sich im Vergleich zu zahlreichen anderen Maßen als sehr robust bei der Registrierung von Röntgenbildern und dürfte auch für den Einsatz in anderen Registrierungsanwendungen geeignet sein. Mit der Methode zur geometrischen Kalibrierung kann, zusammen mit einer Fehlerfortpflanzung für andere beteiligte Systemkomponenten, eine Bestimmung der zu erwartenden Fehler bei der Lagemessung und Positionierung des Patienten durchgeführt werden. Der Selbstdiagnoseansatz ist in der Lage, Fehlmessungen der Patientenlage zuverlässig als solche zu erkennen. Zudem erlaubt er, Fehlmessungen auf ihre Ursache zurückzuführen.

Abstract

In the last few years great technological advances could be accomplished in radiotherapeutic treatment of tumours. The relatively new field of particle irradiation is more and more established as a superior treatment technology, since the first clinical facility went operational in 1990. This is because the benefits of much more accurate dose delivery with respect to conventional treatment outweigh the disadvantages of the higher expense by far. It allows tumour tissue to be treated more targeted, whilst surrounding tissue is spared. However, patients can only benefit from the higher accuracy, if it is possible to determine their exact location in the treatment machine and align them so that the radiation dose is delivered precisely onto the tumour.

Therefore, the objective of this work is to develop automated methods that ensure a high degree of accuracy and reliability in x-ray-guided patient alignment measurement. Since the methods shall be utilized in different treatment systems and for different regions of the body, they are required to be versatile as well as tolerant with respect to non-optimal image quality. In addition to an approach that is based on direct image comparison and a backward-projection approach for 2D-3D registration, a new, combined method is presented, which is intended to provide improved reliability. By using a radiometric registration of simulated X-ray images, the method is further improved. Besides the registration procedure, a novel similarity measure for image comparison is presented, which serves to improve the reliability over other existing measures.

Besides the alignment measurement, the calibration of the X-ray camera systems used plays a crucial role for the achievable accuracy. Hence, an automatic calibration method is proposed, which includes the detection of calibration markers in X-ray images and allows estimating the influence of stochastic errors in a Gauß-Helmert Model. The calibrations for single viewing angles are integrated into a model for the rotating treatment device. Estimating the path of the motion of camera components allows determining the camera parameters and their random errors at arbitrary device settings. Furthermore, the influence of stochastic errors of different system components on the measured patient alignment is evaluated. Uncertainties of the measurement system are determined for operational treatment devices and can be used e.g. to adjust the safety margins for the tumour definition in the treatment planning process. For the first time, an approach is presented, that allows self-diagnosis of the measurement system. Based on a concept similar to a Hidden Markov model, observations of the intermediate results of individual system components are used to perform a whole-system diagnosis and to provide conclusions on probable error causes.

For evaluation of the presented methods, both phantom and clinical data from different particle therapy centres are used. Common metrics are used to compare the presented registration methods with each other and with other existing approaches. Marker-based gold standards allow quantifying the achievable accuracy.

With the new registration method, reduction of the error rate of the patient alignment measurement can be achieved for clinical data. It is shown, that the proposed similarity measure is very robust in comparison to many other measures for registration of X-ray images. It should also be suitable for use in other image registration applications. The method of geometric calibration and the proposed error propagation for other involved system components allow determining the errors to be expected from alignment measurement and patient positioning. The approach for self-diagnosis is able to reliably detect erroneous measurements of the patient alignment. Furthermore, it is able to trace back a faulty measurement to its cause.

Inhaltsverzeichnis

KURZFASSUNG	3
ABSTRACT	4
INHALTSVERZEICHNIS.....	5
1 EINLEITUNG.....	9
1.1 MOTIVATION FÜR DIE BILDGESTÜTZTE PATIENTENAUSRICHTUNG	9
1.2 ABLAUF VON THERAPIEPLANUNG UND PATIENTENAUSRICHTUNG	10
1.3 BILDGEBENDE VERFAHREN ZUR LAGEMESSUNG.....	12
1.3.1 <i>Oberflächenbasierte Lagemessung</i>	13
1.3.2 <i>Lagemessung mit tomographischen Verfahren</i>	13
1.3.3 <i>Röntgenbasierte Lagemessung</i>	15
1.4 RÖNTGENBASIERTE LAGEMESSUNG IN DER PARTIKELTHERAPIE	16
1.5 ZIELSETZUNGEN DIESER ARBEIT.....	17
1.6 ÜBERSICHT	19
2 GRUNDLAGEN	21
2.1 AUSGLEICHUNG IM GAUß-HELMERT MODELL	21
2.1.1 <i>Funktionales Modell</i>	21
2.1.2 <i>Stochastisches Modell</i>	22
2.2 RÖNTGENBILDGEBUNG UND SIMULATION VON BILDERN	22
2.2.1 <i>Röntgenbildgebung</i>	22
2.2.2 <i>Simulation von Röntgenbildern</i>	24
2.3 REGISTRIERUNG.....	26
2.3.1 <i>Ähnlichkeitsmaße</i>	26
2.3.2 <i>Geometrische Transformationsmodelle</i>	26
2.3.3 <i>Nichtlineare Optimierungsverfahren</i>	27
2.4 INTERPOLATION VON BILDDATEN	29
2.5 HIDDEN MARKOV MODELLE	29
3 GEOMETRIE UND KALIBRIERUNG	31
3.1 STAND DER FORSCHUNG	31
3.1.1 <i>Markerdetektion</i>	31
3.1.2 <i>Kamerakalibrierung</i>	32
3.2 KAMERAMODELL UND KALIBRIERKÖRPER.....	33
3.2.1 <i>Geometrisches Modell der Flachbild-Röntgenkamera</i>	33
3.2.2 <i>Verzeichnung und Anisotropie</i>	34
3.2.3 <i>Kalibrierkörper</i>	35
3.3 AUTOMATISCHE KALIBRIERUNG AUS EINER ANSICHT	36
3.3.1 <i>Kugeldetektion</i>	36
3.3.2 <i>Bestimmung der Kameraparameter</i>	38
3.3.3 <i>Konvertierung in ein geeigneteres Kameramodell</i>	41
3.4 OPTIONALE BÜNDELBLOCKAUSGLEICHUNG FÜR MEHRERE ANSICHTEN	41
3.5 ANLAGENKALIBRIERUNG.....	42
3.5.1 <i>Funktionales Modell der Anlage</i>	43
3.5.2 <i>Stochastisches Modell der Anlage</i>	45
3.6 VERWENDUNG VON KALIBRIERWERTEN	45
3.6.1 <i>Kameraparameter bei beliebigen Gantrywinkeln</i>	45
3.6.2 <i>Mittelung zwischen Kalibrierwerten unterschiedlicher Drehrichtungen</i>	46
4 VERFAHREN ZUR LAGEMESSUNG	47
4.1 STAND DER FORSCHUNG	47
4.1.1 <i>Ähnlichkeitsmaße für den Bildvergleich</i>	47
4.1.2 <i>Geometrische Transformationsmodelle</i>	49
4.1.3 <i>2D-3D Registrierung zur Lagemessung</i>	50

4.1.4	<i>Simulation von Röntgenbildern</i>	51
4.2	LOKALE RANGKORRELATION ALS ÄHNLICHKEITSMAB	52
4.2.1	<i>Das Korrelationsmaß</i>	53
4.2.2	<i>Lokale Begrenzung</i>	54
4.2.3	<i>Gewichtung von Intensitäten</i>	56
4.2.4	<i>Erweiterung auf den Gaußschen Maßstabsraum</i>	57
4.3	2D-3D REGISTRIERUNG ZUR LAGEMESSUNG	58
4.3.1	<i>Verfahren I: Vorwärtsprojektion der Referenzdaten bei simulierter Patientelage</i>	58
4.3.2	<i>Verfahren II: 2D-Registrierung und Rückprojektion</i>	59
4.3.3	<i>Verfahren III: Gemischtes Verfahren mit Reduktion gleichzeitiger Freiheitsgrade</i>	61
4.4	RÖNTGENSIMULATION UND AUTOMATISCHE RADIOMETRIEADAPTION	64
4.4.1	<i>Raytracing</i>	64
4.4.2	<i>Simulation der Röntgenradiometrie</i>	65
4.4.3	<i>Automatische Anpassung der simulierten Röntgenenergie</i>	68
5	FEHLERFORTPFLANZUNG UND SELBSTDIAGNOSE	71
5.1	STAND DER FORSCHUNG	71
5.1.1	<i>Genauigkeiten und Fehlerfortpflanzung bei der Lagemessung</i>	71
5.1.2	<i>Selbstdiagnose</i>	71
5.2	GENAUIGKEITEN UND FEHLERFORTPFLANZUNG BEI DER LAGEMESSUNG	72
5.2.1	<i>Genauigkeit der Referenzdaten</i>	73
5.2.2	<i>Genauigkeit der aufgenommenen Istposition</i>	74
5.2.3	<i>Unsicherheiten der Kamerakalibrierung</i>	75
5.2.4	<i>Unsicherheit der Lagemessung</i>	76
5.2.5	<i>Unsicherheit der Repositionierung</i>	80
5.3	SELBSTDIAGNOSE	80
5.3.1	<i>Diagnose für die Bestrahlungsanlage</i>	80
5.3.2	<i>Diagnose für den Verstoß gegen die Epipolargeometrie</i>	81
5.3.3	<i>Diagnose anhand redundanter Registrierungsergebnisse</i>	82
5.3.4	<i>Diagnose anhand großer Lageabweichungen</i>	83
5.3.5	<i>Diagnose für das Gesamtsystem</i>	83
6	UNTERSUCHUNGSMATERIAL	89
6.1	BESTRAHLUNGSANLAGEN	89
6.2	RÖNTGENSYSTEME	90
6.3	KALIBRIERKÖRPER	90
6.3.1	<i>Der Kalibrierkörper zur ersten Evaluierung der Röntgenbildqualität</i>	90
6.3.2	<i>Der Körper zur Geometriekalibrierung</i>	91
6.4	ANATOMISCHE DATENSÄTZE ZUR LAGEMESSUNG	92
6.4.1	<i>Erzeugung von Goldstandard-Datensätzen für die Lagemessung</i>	94
6.4.2	<i>CT-Datensätze mit verschiedener Schichtabständen</i>	95
6.4.3	<i>Daten mit simuliertem Bildrauschen</i>	95
7	EXPERIMENTE UND ERGEBNISSE	97
7.1	GEOMETRIE UND KALIBRIERUNG	97
7.1.1	<i>Verzeichnungsfreiheit der Röntgenaufnahmen</i>	97
7.1.2	<i>Relative Genauigkeit der Kalibrierkugelanordnung</i>	97
7.1.3	<i>Detektion von Kalibrierkugeln</i>	97
7.1.4	<i>Kamerakalibrierung aus einer einzelnen Aufnahmerichtung</i>	98
7.1.5	<i>Kamerakalibrierungen für mehrere Ansichten</i>	101
7.1.6	<i>Kalibrierung an Fallbeispielen</i>	102
7.1.7	<i>Lagemessung mit und ohne Kalibrierung</i>	105
7.2	LAGEMESSUNG	106
7.2.1	<i>Untersuchungsmethode und Kennzahlen</i>	106
7.2.2	<i>Evaluierung von Ähnlichkeitsmaßen</i>	107
7.2.3	<i>Die Verfahren I bis III zur Lagemessung</i>	111
7.2.4	<i>Einfluss der Bilddaten</i>	114
7.2.5	<i>Lagemessung und Radiometrie</i>	117

7.2.6	<i>Weitere Untersuchungen zu Lagefehlern, Genauigkeiten und Präzision</i>	120
7.3	THEORETISCHE GENAUIGKEITEN DES LAGEMESSSYSTEMS	123
7.3.1	<i>Unsicherheiten der Sollposition</i>	123
7.3.2	<i>Unsicherheiten der Istposition</i>	123
7.3.3	<i>Fehler der verwendeten Kameramodelle</i>	124
7.3.4	<i>Genauigkeit der relativen Lage</i>	125
7.3.5	<i>Absolutfehler und Genauigkeit der Repositionierung</i>	131
7.4	SELBSTDIAGNOSE	132
7.4.1	<i>Erfolgswahrscheinlichkeiten für die Bestrahlungsanlagen und Kameras</i>	132
7.4.2	<i>Verstoß gegen die Epipolargeometrie</i>	132
7.4.3	<i>Redundante Registrierungsergebnisse</i>	133
7.4.4	<i>Diagnose für das Gesamtsystem</i>	134
8	DISKUSSION	139
8.1	GEOMETRISCHE KALIBRIERUNG	139
8.1.1	<i>Kameramodell</i>	139
8.1.2	<i>Kalibrierkörper</i>	139
8.1.3	<i>Kamerakalibrierung</i>	140
8.1.4	<i>Anlagenkalibrierung</i>	142
8.2	LAGEMESSUNG	143
8.2.1	<i>Vergleich von Ähnlichkeitsmaßen</i>	143
8.2.2	<i>LMRC Varianten</i>	144
8.2.3	<i>Verfahren zur Lagemessung</i>	145
8.2.4	<i>Einfluss von Bilddaten</i>	146
8.2.5	<i>Röntgenradiometrie</i>	147
8.3	THEORETISCHE GENAUIGKEITEN DES LAGEMESSSYSTEMS	148
8.3.1	<i>Einzelne Fehlerquellen</i>	149
8.3.2	<i>Lagefehler</i>	149
8.3.3	<i>Optimale Kamerakonfiguration</i>	151
8.3.4	<i>Sicherheitsabstände</i>	152
8.4	SELBSTDIAGNOSE	152
8.4.1	<i>Die einzelnen Auswertungsschritte</i>	152
8.4.2	<i>Auswertung des Gesamtmodells im Hidden Markov Modell</i>	154
9	ZUSAMMENFASSUNG UND AUSBLICK	157
9.1	ZUSAMMENFASSUNG	157
9.1.1	<i>Geometrische Kalibrierung</i>	157
9.1.2	<i>Lagemessung</i>	158
9.1.3	<i>Fehlerfortpflanzung und Genauigkeiten</i>	160
9.1.4	<i>Selbstdiagnose</i>	160
9.2	AUSBLICK	161
9.2.1	<i>Geometrische Kalibrierung</i>	161
9.2.2	<i>Lagemessung</i>	161
9.2.3	<i>Fehlerfortpflanzung und Selbstdiagnose</i>	163
	LITERATURVERZEICHNIS	165
	ABKÜRZUNGEN	177
	WICHTIGE FORMELZEICHEN	179
	LEBENS LAUF	181

1 Einleitung

1.1 Motivation für die bildgestützte Patientenausrichtung

Ziel der Krebstherapie ist es, erkranktes Gewebe möglichst vollständig zu entfernen, ohne gesundes Gewebe zu schädigen. Wegen ihres nicht invasiven Charakters nimmt in der Onkologie die externe Strahlentherapie eine wichtige Rolle ein. Dabei wird ionisierende Strahlung auf das Tumorgewebe appliziert, um es abzutöten. Da Ungenauigkeiten dazu führen können, dass Teile des erkrankten Gewebes nicht ausreichend bestrahlt werden, wird ein zusätzlich zu bestrahlender Sicherheitsbereich um das Tumorgewebe definiert. Je größer dieser ist, desto mehr gesundes Gewebe wird in Mitleidenschaft gezogen.

Zwei Entwicklungen haben in jüngster Zeit dazu beigetragen, die Bestrahlung gesunden Gewebes zu minimieren und in diesem Kontext die Genauigkeit der Patientenausrichtung zu einem Schlüsselfaktor für die Qualität einer Behandlung werden zu lassen. So wurde die konventionelle Therapie mit Röntgenstrahlen durch die IMRT (*IntensitätsModulierte RadioTherapie*) so weiterentwickelt, dass die zielgenaue Dosisabgabe heute hauptsächlich durch Genauigkeitsgrenzen bei der Patientenausrichtung limitiert ist [Warlick, 2008].

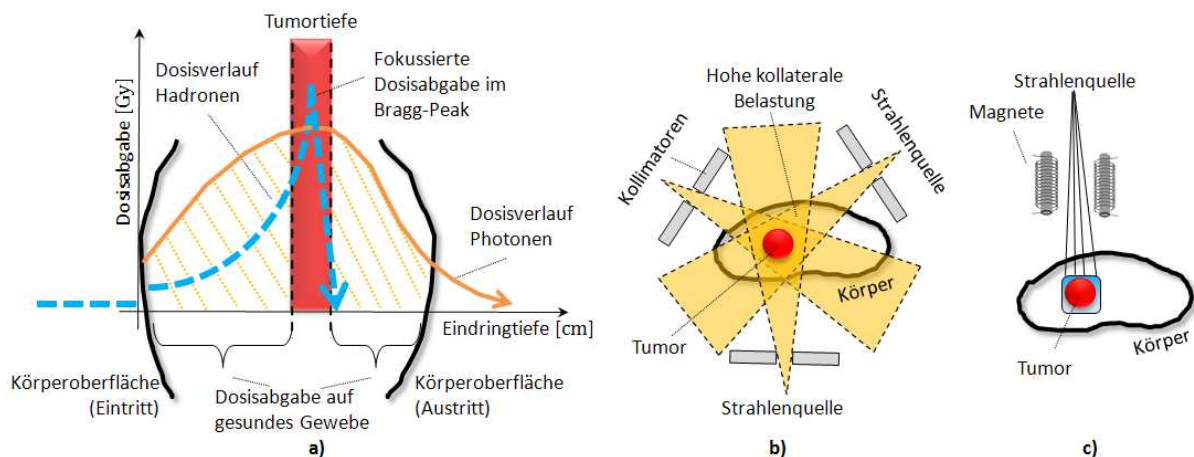


Abb. 1.1: Vergleich von Bestrahlungsmodalitäten: **a)** Besser fokussierte Dosisabgabe in der Tiefe von Partikel- gegenüber elektromagnetischer Strahlung; **b)** Überlagerung mehrerer Strahlkegel zur Dosisfokussierung bei der elektromagn. Bestrahlung; **c)** fokussierte Bestrahlung mit Partikeln.

Vor allem spielt aber seit einigen Jahren die Behandlung mit hochenergetischer Partikelstrahlung eine immer wichtigere Rolle. Bereits 1946 wurde die Bestrahlung mit Protonen durch Wilson [1946] als Verbesserung zur herkömmlichen Behandlung vorgeschlagen. Der grundsätzliche Vorteil der Partikelstrahlung ist, dass wesentlich höhere Bestrahlungsgenauigkeiten erreicht werden können [Levin et al., 2005], da sich der Ort der Dosisabgabe über den Bragg-Peak auch längs zur Strahlrichtung steuern lässt. So steigt die Dosisabgabe auf das Gewebe nach Eintritt in den Körper erst nur langsam an, um dann, wie in Abb. 1.1a dargestellt, in einer (durch die Partikelenergie) definierbaren Tiefe abgegeben zu werden, während bei der herkömmlichen Bestrahlung eine Fokussierung der Dosis nur durch Überlagerung mehrerer Strahlpyramiden, mit wesentlich stärkerer Belastung umliegender Gewebe, erreicht wird (Abb. 1.1b). Seit 1990 mit dem *Loma Linda Medical Center* die erste klinische Einrichtung den Betrieb mit Protonenstrahlung aufgenommen hat [Suit & Chu, 2008], ist bis 2010 die Anzahl auf 28 Einrichtungen weltweit, mit über 78,000 Patienten gestiegen [Jermann, 2010]. Die erst heute langsam aufkommende Protonen Scanning Beam Technik (die erste klinische Einrichtung in den USA hat 2008 am *M. D. Anderson Cancer Center* in Texas den Betrieb aufgenommen) ermöglicht die punktgenaue Behandlung von Tumoren unter Minimierung schädlicher Sekundärstrahlung [Hall, 2006; Greco & Wolden, 2007]. Dabei wird, wie in Abb. 1.1c skizziert, ein Strahl geladener Teilchen so durch Mag-

nete gelenkt, dass das Tumorgewebe dreidimensional abgetastet wird. Um von der Möglichkeit dieser exakten Dosisapplikation mit Genauigkeiten zwischen etwa 0.1 mm bis 0.5 mm [Kim et al., 2009; Matsuda et al., 2009] zu profitieren, müssen Patienten exakt in der Bestrahlungsanlage, wie es in der Therapieplanung festgelegt wurde ausgerichtet werden, wobei für den Behandlungserfolg vor allem die translatorische Genauigkeit entscheidend ist.

Früher wurde die Patientenausrichtung noch über fest im Behandlungsraum installierte Laser und Markierungen auf der Haut durchgeführt. Um höhere Genauigkeiten zu erreichen, werden heute jedoch oft bildgebende Verfahren verwendet, welche einen Vergleich von Bildern des Patienten vor oder während der Behandlung, mit Bildern in der geplanten Sollposition erlauben [Dawson & Sharpe, 2006]. Bei der bildgeführten Radiotherapie, auch IGRT (*Image Guided RadioTherapy*), können zahlreiche Methoden der medizinischen Bildgebung eingesetzt werden, um die Patientenausrichtung zu überprüfen und auf Basis der Bilddaten zu korrigieren.

1.2 Ablauf von Therapieplanung und Patientenausrichtung

Nachdem eine Therapie durch externe Bestrahlung verordnet wurde, sind mehrere Schritte notwendig, bevor die erste Behandlungssitzung stattfindet. Zunächst wird ein 3D-Model des relevanten Körperabschnitts in Form einer Röntgen-CT (*ComputerTomographie*) erstellt. In den CT-Daten werden durch Konturierung das erkrankte Gewebe und zu schützende Organe definiert. Wenn nicht alle relevanten Gewebe sichtbar sind, können weitere bildgebende Verfahren herangezogen werden. Konturen werden dann in MR/MRT (*MagnetResonanzTomographie*) oder PET- (*PositronenEmissionsTomographie*) Aufnahmen definiert und auf die CT-Daten übertragen. Insbesondere wird der zu bestrahlende Bereich, das PTV (*Planning Target Volume*), festgelegt. Während der Therapieplanung werden die zur Durchführung der Behandlung notwendigen Parameter definiert. Dazu gehören Position und Orientierung des erkrankten Gewebes und der Strahlenquelle sowie die Größe des Strahlenfeldes und die Bestrahlungsstärke. Anhand der durch die CT-Aufnahme gegebenen Röntgenabsorptionswerte kann die effektive Strahlendosis genähert werden, die bei der Behandlung auf eine Körperregion abgegeben wird. Die Bestrahlungsparameter werden so optimiert, dass die Strahlendosis im Tumor maximal und in umliegendem Gewebe minimal wird. Außerdem wird die Position des Isozentrums in den CT-Daten festgelegt. Dieses definiert eine Referenzposition für den Tumor, welche in einen festen Koordinatenursprung im Behandlungsraum (physikalisch dem Ort der maximalen Dosisabgabe) gebracht werden soll. Das Ergebnis ist der Bestrahlungsplan, welcher in der Regel im für medizinische Datenverarbeitung vorgesehenen DICOM-Format (*Digital Imaging and COmmunications in Medicine*) vorliegt. Die zwei wichtigsten Schritte bei der Vorbereitung auf eine Behandlung, die Aufnahme der Planungs-CT und die Therapieplanung, sind in Abb. 1.2a im Kontext der für die Behandlung notwendigen Arbeitsschritte dargestellt. Sie müssen pro Behandlung einmal durchgeführt werden.

Bevor die eigentliche Behandlung stattfinden kann, wird der Patient in der Bestrahlungsanlage entsprechend der bei der Planung festgelegten Parameter vorpositioniert. Dies geschieht über eine Lagerungsvorrichtung, eine fahrbare Liege oder ein Stuhl, auf welche der Patient fixiert ist. Bei der bildgestützten Radiotherapie wird die geometrische Transformation zwischen Ist- und Sollposition des Patienten anhand von Bilddaten bestimmt. Wenn nötig, wird der Patient umpositioniert und seine Lage anhand neuer Bilder wiederholt überprüft. Abhängig von der Tumorerkrankung, kann sich die Behandlung in viele einzelne Behandlungseinheiten gliedern und über mehrere Wochen erstrecken. So kann eine typische Therapie mit Protonenstrahlen im Kopf & Hals Bereich eine Behandlungsdauer von bis zu acht Wochen mit fünf wöchentlichen Fraktionen erfordern [Jermann & Baroke, 2008]. Vor jeder Fraktion sollte die Patientenlage geprüft werden. Die bei der Ausrichtung des Patienten durchzuführenden Arbeitsschritte sind in Abb. 1.2b zusammengefasst.

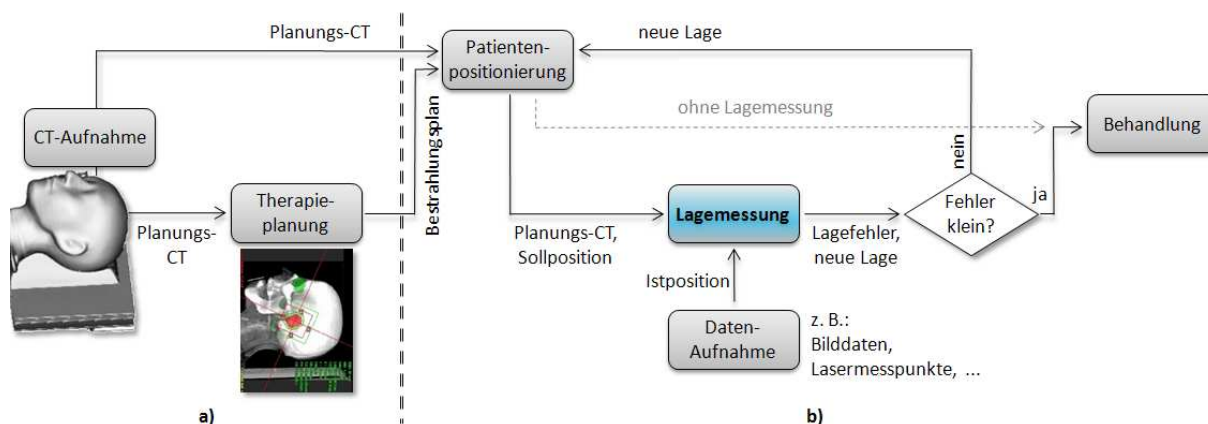


Abb. 1.2: Die einzelnen zur Präzisionsbestrahlung notwendigen Schritte: **a)** CT-Aufnahme und Planung außerhalb des Behandlungsraumes und **b)** Patientenausrichtung und Lagemessung mit der in der Bestrahlungsanlage aufgenommenen Istposition.

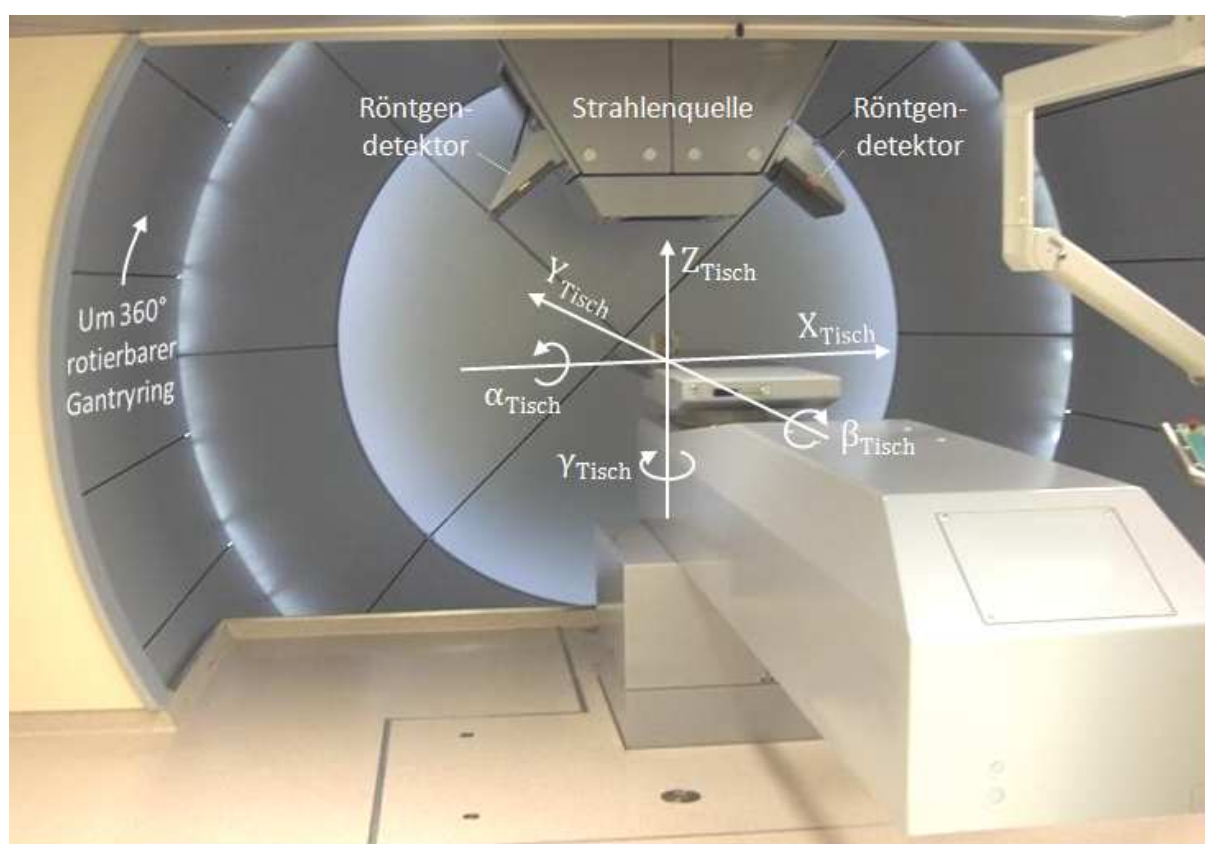


Abb. 1.3: Fotografie eines Gantrysystems, das mit zwei Röntgensystemen und einer in 6 DOF fahrbaren Liege ausgerüstet ist. Eingezeichnet sind Richtungen möglicher Verschiebungen und Rotationen der Liege.

Für die Hochpräzisionsbestrahlung werden meist Vorrichtungen verwendet, die es erlauben den Patienten in sechs Freiheitsgraden (auch DOF für *Degrees Of Freedom*) zum Isozentrum auszurichten. Die für die Partikeltherapie verwendeten Bestrahlungsanlagen sind Feststrahl- und Gantry-behandlungsplätze. Während Feststrahlräume keine Modifikation der Position der Strahlenquelle oder des Aufnahmewinkels des Röntgensystems für die Lagemessung erlauben, kann in einer Gantry beides eingestellt werden, um den Patienten aus verschiedenen Winkeln zu bestrahlen. Als Mischform gibt es noch Schrägstrahlplätze mit begrenzten Einstellungsmöglichkeiten [Tsoi & Flanz, 2008]. Abb. 1.3 zeigt ein Beispiel für einen Gantrybestrahlungsplatz, der mit zwei Röntgensystemen zur Lagemessung

ausgerüstet ist. Die darin befindliche Patientenliege lässt sich in drei Richtungen verfahren und kann um drei Achsen rotiert werden.

1.3 Bildgebende Verfahren zur Lagemessung

Um die Ausrichtung des Patienten zu ermitteln, werden vor der Behandlung aufgenommene Bilddaten der aktuellen Patientenlage mit vorher aufgenommenen Referenzdaten verglichen (vgl. Abb. 1.2a). Dafür können unterschiedliche bildgebende Verfahren zum Einsatz kommen. Da die zur Bestrahlungsplanung notwendige Simulation der Dosisverteilung nur mit den Planungs-CT-Daten durchgeführt werden kann, steht diese immer als Referenz für die Sollposition zur Verfügung.

Die erste erfolgreiche CT-Rekonstruktion geht auf Godfrey Hounsfield zurück, welcher 1973 seine Methode zur computergestützten Schichtbildberechnung aus Röntgenbildern verschiedener Aufnahmewinkel vorstellte [Hounsfield, 1973]. Heute wird vornehmlich die im Jahre 1989 eingeführte Aufnahmetechnik der Spiral-CT verwendet [Kalender, 2006]. Ein Beispiel für ein Spiral-CT-Gerät ist in Abb. 1.4a abgebildet. Bei konstantem Vorschub des Patiententisches, rotieren eine oder mehrere Reihen von Röntgendektoren und die auf der gegenüberliegenden Seite befindliche Röntgenquelle mit hoher Geschwindigkeit um den liegenden Patienten (Abb. 1.4b). Bezogen auf den Patienten führt das Röntgensystem eine spiralförmige Bewegung aus. So können Röntgenabsorptionen von dem relevanten Körperbereich, also dem Gebiet um einen Tumor, aufgezeichnet werden. Der bekannteste Algorithmus zur Rekonstruktion eines 3D-Volumens aus diesen als Sinogram vorliegenden Rohdaten ist die gefilterte Rückprojektion [Buzug, 2008]. Das Ergebnis sind W Schnittbilder des aufgenommenen Körperausschnittes, meist in axialer Richtung zum Patienten. Einige dieser Schnittbilder und deren Lage sind in Abb. 1.4c exemplarisch dargestellt. Sie bilden den 3D-Datensatz eines Körperausschnittes, repräsentiert durch W Schichten, orthogonal zur Scanrichtung, meist mit $U \times V = 512 \times 512$ Pixelelementen. Der Datensatz kann als $U \times V \times W$ Matrix aus Volumenelementen (*Voxeln*) aufgefasst werden, deren Intensitätswerte proportional zu den Röntgenabsorptionskoeffizienten des aufgenommenen Gewebes sind.

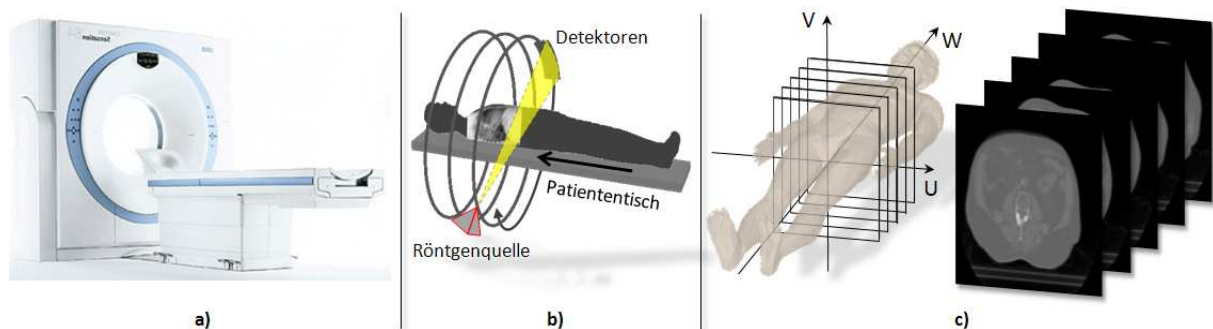


Abb. 1.4: Die Spiral-CT und ihre Funktionsweise: **a)** Modernes CT-Gerät; **b)** Rotation des Röntgensystems um den Patienten, unter langsamem Vorschub; **c)** Schnittbilder in axialer Richtung und rekonstruierte Schichten des aufgenommenen Körperbereichs, welche dem CT-Volumen entsprechen.

Heute können Computertomographien über große Körperabschnitte (z. B. Kopf und Thorax) mit isotropen räumlichen Abbildungsgenauigkeiten von unter einem Millimeter aufgenommen werden [Kalender, 2006]. Dabei können Schichten mit Abständen von 0.5 mm und weniger rekonstruiert werden. Oft wird jedoch mit größeren Schichtabständen vorlieb genommen, um die Strahlenbelastung für den Patienten zu reduzieren. Die Quantisierung der aufgenommenen Röntgenabsorptionskoeffizienten umfasst meist um 2^{10} bis 2^{16} Abstufungen. Um Vor- und Nachteile unterschiedlicher bildgebender Verfahren zur Ermittlung der Istlage des Patienten abwägen zu können und zu zeigen, welches Verfahren sich am besten zur hochgenauen Lagemessung in einer Bestrahlungsanlage eignet, werden im Folgenden heute gängige Ansätze erläutert.

1.3.1 Oberflächenbasierte Lagemessung

Eine einfache Methode der Lagemessung ist die Verwendung von Kamerasystemen für sichtbares oder infrarotes Licht. Oft werden leicht in den Bildern detektierbare Marker verwendet, welche auf der Haut des Patienten angebracht werden. Soll- und Istposition des Patienten können entweder beide mit Kamerasystemen [Rogus et al., 1999] oder mit einer CT und einem Kamerasystem aufgenommen werden [Baroni et al., 2007]. In beiden Fällen wird die Patientenlage durch Vergleich der in den Aufnahmen sichtbaren Marker genähert. Beispielsweise wurde ein am DKFZ (*Deutsches KrebsForschungs Zentrum*) in Heidelberg eingesetztes optisches Messsystem für den Einsatz in der Patientenausrichtung erweitert [Lappe, 1999; Schneberger, 2003]. Für die Referenzaufnahme werden an gekennzeichneten Stellen Metallkugeln auf die Haut des Patienten geklebt, welche aufgrund ihrer hohen Röntgenabsorption gut in den Daten der Planungs-CT lokalisierbar sind. Vor der Behandlung werden an denselben Stellen reflektierende Marker angebracht, die mit einem optischen Stereokamerasystem aufgenommen werden. Um gute Detektierbarkeit in den Bildern zu gewährleisten, wird der relevante Bereich während der Aufnahme infrarot ausgeleuchtet. Durch Vergleich der Markerpositionen wird die Position des Patienten ermittelt. Gupta et al. [2007] messen für ein System mit stereoskopisch angeordneten Infrarotkameras zur 6 DOF Lagebestimmung Genauigkeiten im Millimeterbereich.

Alternativ kann die Patientenlage direkt aus der Erfassung der Körperoberfläche ermittelt werden. Dazu wird ein Lichtpunkt- oder Streifenmuster auf die Haut des Patienten projiziert [Krengli et al., 2009; Cerviniño et al., 2010] und durch ein Stereokamerasystem erfasst. Dies erlaubt die Rekonstruktion der Topologie der Patientenoberfläche. Die geometrische Registrierung zu der aus den Planungs-CT-Daten gewonnenen Oberflächenkontur ergibt den aktuellen Lagefehler des Patienten. Auch Time-Of-Flight Kamerasysteme, bei denen für jeden Bildpunkt Tiefeninformation durch Messung der Laufzeit eines Lichtpulses gewonnen wird, können heute zur Oberflächenerfassung und Lagemessung verwendet werden [Schaller et al., 2009].

Die optische, oberflächenbasierte Lagemessung hat den Vorteil, dass der Patient bei der Bildgebung nicht durch ionisierende Strahlung belastet wird. Die Verfahren lassen sich ohne großen technischen Aufwand und zu geringen Kosten implementieren. Außerdem erlauben Kamerasysteme die Bilder der aktuellen Patientenlage im Bruchteil einer Sekunde zu erfassen. Problematisch ist, dass sich die Lagemessung ausschließlich auf die Körperoberfläche bezieht. So zeigt ein Vergleich zwischen auf der Körperoberfläche und auf Knochenpositionen basierter Lagemessung, dass zwischen den Messmethoden Unterschiede von ± 2.3 mm (Lungenbereich) und ± 1.7 mm (Kopf & Hals Bereich) Standardabweichung auftreten [Ploeger et al., 2003]. Dies zeigt, dass die oberflächenbasierte Lagemessung allenfalls zur groben Vorpositionierung des Patienten verwendet werden kann.

1.3.2 Lagemessung mit tomographischen Verfahren

Die Istposition eines Patienten kann auch durch ein Schnittbildverfahren aufgenommen werden, wodurch sich die Möglichkeit zur Lagemessung unter Berücksichtigung von außen nicht sichtbarer Anatomie bietet. Im Folgenden werden die wesentlichen tomographischen Verfahren mit ihren Vor- und Nachteilen beschrieben.

Ultraschalltomographie: Im Echo-Impuls-Verfahren wird ein Schallimpuls in den Patienten gesendet, welcher an Gewebeübergängen, je nach Gewebeart, unterschiedlich stark reflektiert wird. Aus der Signallaufzeit der reflektierten Signale kann auf die Tiefe von Gewebeschichten geschlossen werden. Bei der B-Mode Sonographie (von *Brightness-Mode*, da Amplituden als Intensitätswerte interpretiert werden) werden Schallquelle und -sensor über den Patienten geschwenkt und das Gewebe in einer Schnittebene senkrecht zur Körperoberfläche abgebildet. Dadurch erhält man ein zweidimensionales Bild, in dem die vertikale Bildachse der Eindringtiefe, die horizontale Bildachse der Schwenkrichtung und die Helligkeitswerte den Amplituden der reflektierten Signale entsprechen. Schwenkbewegungen in eine weitere Richtung oder flächige Schallsonden ermöglichen die Erstellung dreidimensionaler Gewebeabbildungen. Eine Registrierung mit den Planungs-CT-Daten kann

markerbasiert, mit automatisch detektierten Markerpositionen in Ultraschall- und CT-Daten erfolgen. Bei Versuchen an Phantomen werden mittlere Genauigkeiten von 0.5 mm bei der Markerdetektion in 3D-Ultraschalldaten erreicht [Schreiner et al., 1998]. Es gibt auch Ansätze für die automatische, grauwertbasierte Registrierung zu CT-Aufnahmen. In Untersuchungen an 25 Patienten konnten 76% der Datensätze automatisch registriert werden, die erzielte Genauigkeit ist jedoch mit $\sigma = \pm 9.0$ mm gering [Wein et al., 2008].

Ein Vorteil der ultraschallbasierten Lagemessung ist, dass sie relativ kostengünstig ist. Darüber hinaus werden Patienten durch die Sonographie keiner ionisierenden Strahlung, wie etwa beim Röntgen, ausgesetzt. Mit sonographischen Verfahren können Weichteile gut abgebildet werden. Sie eignen sich daher zur Lagemessung für die Prostatabestrahlung [Engelsman et al., 2008]. Leider sind die bei der sonographischen Lagemessung erreichbaren Genauigkeiten gering. So stellen Scarbrough et al. [2006] den Vergleich mit röntgenbasierter Lagemessung an und stellen fest, dass beim Ultraschall ca. 9 mm breite Sicherheitsabstände um Tumore benötigt werden, gegenüber 3 mm beim Röntgen. Ein Grund für die geringe Genauigkeit ist die mit der Eindringtiefe abnehmende axiale Ortsauflösung sonographischer Bilder. Auch können Bereiche hinter Knochen oder Gaseinschlüssen kaum abgebildet werden. Die Registrierung mit CT-Daten ist nur begrenzt möglich, da beide Verfahren unterschiedliche Gewebe abbilden. Während in der CT dichte Materialien wie Knochen gut abgebildet werden, können diese vom Ultraschall kaum durchdrungen werden und schatten dahinter liegende Bereiche ab. Eines der größten Probleme bei der sonographischen Lagemessung ist aber die schlechte Reproduzierbarkeit der Bilder, denn die Bildqualität hängt weitgehend von der Erfahrung des Therapeuten ab. Die Schallsonde muss in direktem Kontakt zum Körper des Patienten stehen und die Aufnahmen ändern sich mit dem Druck der Schallsonde auf die Körperoberfläche und der Sondenposition.

Röntgen-CT: Zur Lagemessung kann eine weitere CT-Aufnahme, die Positionierungs-CT, verwendet werden. Diese wird entweder außerhalb [Weber et al., 2009] oder direkt in der Bestrahlungsanlage aufgenommen [Kaiser & Sust, 2010; Jaffray et al., 1999]. Bei zweiter wird aufgrund der Aufnahmegeometrie auch von einer Kegelstrahl-CT (oder CBCT für *Cone Beam CT*) gesprochen. Statt den Patienten mit Zeilensensoren spiralförmig zu umkreisen, wird ein breiterer Flachbilddetektor verwendet. Die Lagedifferenz zwischen Positionierungs- und Planungs-CT-Daten kann durch manuelle, markerbasierte [Langen et al., 2005; Yaniv, 2010] oder vollautomatische, intensitätsbasierte Registrierung [Thilman et al., 2006] der beiden CTs miteinander ermittelt werden. An einem Schädelphantom zeigen Oldham et al. [2005], dass mit automatischer Registrierung Genauigkeiten von unter einem Millimeter erreicht werden können.

Neben den Knochen sind auch in den Positionierungs-CT-Daten Gewebe bedingt erkennbar [Tward et al., 2007]. Die automatische Registrierung mit der Referenzaufnahme ist besonders einfach, da sich die Bilddaten aufgrund des gleichen Aufnahmeverfahrens sehr ähnlich sind. Die CT-CT basierte Lagekorrektur ist aber in vielerlei Hinsicht problematisch. So kann sich die Lage des Patienten während der mehrminütigen Aufnahme-prozedur in der Bestrahlungsanlage oder bei seinem Transport von einem CT-Gerät in die Bestrahlungsanlage ändern und die bei der CT-CT Registrierung erreichbare Genauigkeit zunichte machen. Ein weiteres Problem stellt die erhöhte Strahlenbelastung des Patienten durch zusätzliche CT-Aufnahmen dar. Untersuchungen legen nahe, dass eine einzige Abdominal-CT-Aufnahme bei ca. 10 mGy Röntgendosis, das Risiko eines (20-jährigen, männlichen) Patienten im Laufe seines Lebens an Krebs zu erkranken um durchschnittlich ca. 0.7‰ erhöht [Hall & Brenner, 2008]. Zum Vergleich: eine Röntgenaufnahme im Thoraxbereich verursacht ca. 0.15 mGy. Bei Behandlungen, die in mehreren Fraktionen durchgeführt werden, kann die Patientenlage deshalb nicht jedes Mal mit einer CT vermessen werden. Stattdessen wird die CT-CT basierte Messung, wenn überhaupt, nur bei der ersten Sitzung durchgeführt und an folgenden Behandlungstagen z. B. auf röntgenbasierte Lagemessung zurückgegriffen.

Magnetresonanztomographie: Wikler et al. [2009] schlagen alternativ die Verwendung einer MRT-Aufnahme vor. Mit der MRT entsteht zwar keine Strahlenbelastung, jedoch lässt sie sich bisher

nur außerhalb der Bestrahlungsanlage aufnehmen, was wieder zu Lageänderungen beim Transport des Patienten führen kann. Für Linearbeschleunigeranlagen werden heute erste Versuche unternommen, MRT-Magnete in die Bestrahlungsanlage zu integrieren [Freeman, 2010]. Bei Anlagen für die Partikelbestrahlung ist dies aus technischen Gründen bisher nicht möglich. Weitere Probleme sind die relativ langen Aufnahmezeiten (ca. 30 Minuten im Kopfbereich) und mögliche geometrische Verzerrungen z. B. durch Inhomogenität des verwendeten Magnetfeldes.

Positronenemissionstomographie: Als letztes tomographisches Verfahren sei die PET-Aufnahme genannt, welche die Verteilung eines injizierten Radionuklids im Körper abbildet. Diese Verteilung kann stark von der in den Planungs-CT-Daten abgebildeten Anatomie abweichen. Lange Aufnahmedauern, von typischerweise ca. 15 Minuten, machen die PET für die Patientenausrichtung wenig geeignet. Die Strahlenbelastung durch das gegebene Radionuklid ist dabei mit der einer CT-Aufnahme vergleichbar [Hellwig et al., 2010].

In Abb. 1.5 sind Beispiele für Schnittbilder der genannten tomographischen Verfahren dargestellt. Neben dem Schnittbild der 3D-Ultraschallaufnahme eines Fetus, sind Schnitte eines CT-, MRT- und PET-Volumens im Kopfbereich eines Tumorpatienten zu sehen. Karger et al. [2003] untersuchen die theoretische Abbildungsgenauigkeit der Verfahren CT, MRT und PET anhand mehrerer Aufnahmegereäte ($1 \times$ CT, $2 \times$ MR, $2 \times$ PET) durch Verifikation von fünf Markerpositionen in Aufnahmen eines Prüfkörpers. Dabei liegt die geometrische Genauigkeit bei der CT im Submillimeterbereich (0.4 ± 0.2 mm), während bei MRT (0.7 ± 0.2 mm bzw. 1.4 ± 0.5 mm) und PET (1.1 ± 0.5 mm bzw. 2.4 ± 0.3 mm) Fehler von einem Millimeter überschritten werden.

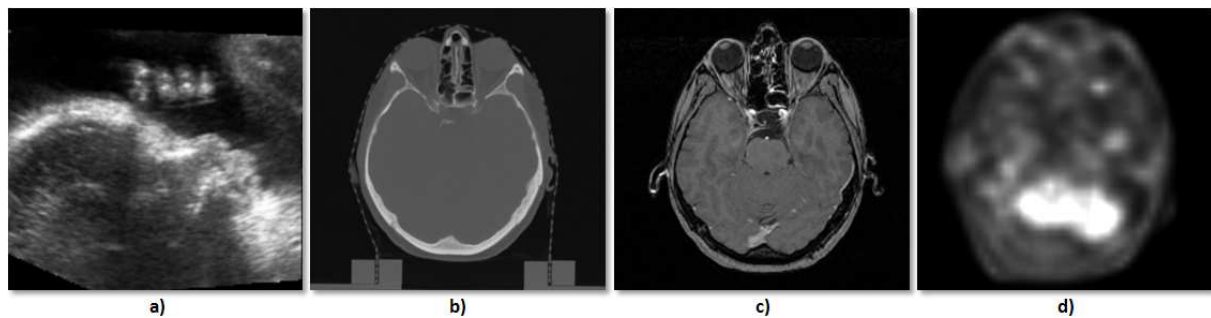


Abb. 1.5: Schnittbilder unterschiedlicher tomographischer Modalitäten: **a)** 3D-Ultraschallschicht mit Kopf und Hand eines menschlichen Fetus sowie **b)** Röntgen-CT, **c)** Magnetresonanztomographie (MRT) und **d)** Positronenemissionstomographie (PET) im Kopfbereich eines Tumorpatienten.

1.3.3 Röntgenbasierte Lagemessung

Röntgenbilder können innerhalb weniger Sekunden mit dem Patienten in Behandlungsposition aufgenommen werden und seine Anatomie hochgenau abbilden. Da sie wesentlich geringer mit Strahlung belasten als z. B. eine CT, eignen sie sich auch zur wiederholten Messung der Patientenlage. Die Bildgebung kann auf unterschiedliche Weise erfolgen.

Bildgebung mit dem Behandlungsstrahl: In den Linearbeschleunigern der konventionellen Radiotherapie werden noch meist EPIDs (*Electronic Portal Imaging Device*) eingesetzt. In der MV-Bildgebung (*MegaVolt-Bildgebung*) werden Bilder mit dem Behandlungsstrahl als Strahlenquelle unter Verwendung von Spektren sehr hoher maximaler Photonenenergien, typischerweise Röntgen- oder Gammastrahlung im MV-Bereich, aufgenommen. Die Bildqualität der Aufnahmen ist relativ schlecht, vor allem da aufgrund der hohen Strahlenergie nur noch geringe Unterschiede im Absorptionsvermögen der Körpergewebe bestehen und so der Bildkontrast gering ist [Reinstein et al., 1987]. Auch die Rasterung heute verfügbarer EPIDs ist relativ gering. Typisch sind z. B. 512×480 Pixel. Da sich EPIDs in Partikelbestrahlungseinrichtungen nicht einsetzen lassen, gibt es Bestrebungen geladene Partikel zur Bildgebung zu nutzen. Die klinische Machbarkeit ist jedoch noch nicht geklärt [Talamonti et al., 2010].

Röntgen mit Flachbilddetektoren: Bei der KV-Bildgebung (*KiloVolt-Bildgebung*) im niedrigeren Energiebereich von ca. 40 keV bis 200 keV werden heute vor allem digitale Festkörperdetektoren eingesetzt, welche kontrastreichere Bilder in hoher Rasterung (z. B. 2304×3200 Pixel) aufnehmen. Beides wirkt sich positiv auf die Verwendbarkeit zur Messung der Patientenlage aus. So lassen Willis et al. [2009] in einer Phantomstudie mehrere Spezialisten manuelle Lagemessungen auf Basis von MV- und KV-Bildern des Schädelbereichs durchführen. Die maximalen Fehler liegen bei 3 mm (Megavolt-) und 1 mm (Kilovolt-Bildgebung). Zu ähnlichen Ergebnissen kommen auch Devereux et al. [2010].

Abschließend lässt sich sagen, dass beim heutigen Stand der Technik die Röntgenbildgebung mit Flachbilddetektoren das Verfahren ist, mit welchem sich bei relativ geringer Strahlenbelastung und kurzen Aufnahmezeiten (weniger als 1 s pro Bild), mit markerloser Registrierung noch hohe Messgenauigkeiten realisieren lassen. So zeigen Wurm et al. [2008], dass sich in einem Linearbeschleunigersystem mit stereoskopisch angeordneten Flachbilddetektoren (jedoch unter Zuhilfenahme infrarotbasierter Vorpositionierung), die Patientenlage im Schädelbereich mit Translationsgenauigkeiten von unter 0.5 mm messen lässt.

1.4 Röntgenbasierte Lagemessung in der Partikeltherapie

Existierende automatische Verfahren zur röntgenbasierten Lagemessung werden vor allem für die Patientenausrichtung in Linearbeschleunigersystemen eingesetzt. Der Einsatz in Partikelbestrahlungsanlagen wird durch mehrere Faktoren erschwert. So ist, speziell für in Gantryanlagen installierte Röntgensysteme, die Aufnahme- und damit der Blickwinkel auf den abzubildenden Körperbereich nicht fest definiert. Dieser Umstand verhindert bei der Lagemessung eine Orientierung an bekannten anatomischen Strukturen und kann die Bildqualität beeinträchtigen. Beispielsweise können Röntgenbilder aus einer lateralen Ansicht des Beckens einen sehr niedrigen Kontrast bei sehr hohem Rauschanteil aufweisen, da beim Röntgen viel Körpergewebe durchdrungen werden muss. Auch bewirken die in Gantryanlagen oft großen Abstände zwischen Röntgenquelle und -detektor (oft ca. 3 m gegenüber etwa halb so großen Abständen bei Linearbeschleunigern) eine Abnahme der Bildqualität. Die Radiometrie der Röntgenbilder kann stark variieren, da die Röntgenparameter an den aufzunehmenden Körperbereich und die Aufnahme- und damit der Blickwinkel angepasst werden müssen. Weiterhin ist in der Regel kein zusätzliches bildgebendes Verfahren zur Vorpositionierung, wie etwa das Infrarotbasierte System bei Wurm et al. [2008] verfügbar, weswegen mit größeren initialen Fehlern zu rechnen ist.

Die genannten Faktoren wirken sich negativ auf die Zuverlässigkeit eines automatischen Lagemesssystems aus. Für die Partikeltherapie werden deshalb meist Verfahren eingesetzt, die sich an in den Röntgenbildern sichtbaren, manuell zu selektierenden Markern orientieren [Engelsman et al., 2008]. Diese haben freilich den Nachteil, dass in einem invasiven Eingriff künstliche Marker in den Patienten implantiert werden müssen (bei Verwendung oberflächlicher Marker bezieht sich die Lagemessung wiederum nur auf die Körperoberfläche). Auch die Verwendung sogenannter natürlicher Landmarken, wie etwa Knochenkanten, ist nicht für jede Körperregion und alle Aufnahme- und damit der Blickwinkel möglich und erfordert darüber hinaus eine manuelle Markierung dieser Strukturen in den Bildern.

Während für andere Anwendungsgebiete oft bereits Verfahren zur Selbstdiagnose und Fehlerfindung existieren [Hinz & Baumgartner, 2002; Elhadeif & Nayak, 2012], erfolgt die Verifikation der mit Röntgenbildern gemessenen Patientenlage heute visuell, indem die Bilder des Patienten in Istposition mit den Planungs-CT-Daten verglichen werden. Die Beurteilung der Lagemessung hängt dabei maßgeblich vom Bediener des Messsystems ab und kann, je nach Qualität der Röntgenbilder, nur schwer durchzuführen sein. Oft ist eine Korrektur der Patientenposition mit anschließender Wiederholung der Röntgenaufnahmen notwendig, was eine Mehrbelastung des Patienten durch Röntgenstrahlung zur Folge hat. Ferner ist es kaum möglich auf diese Weise von einer Fehlmessung auf die dafür verantwortliche Systemkomponente zu schließen und notfalls korrigierend einzugreifen.

Die wesentliche Motivation statt der konventionellen Strahlentherapie eine Partikeltherapie durchzuführen ist, dass von dieser besonders hohe Bestrahlungsgenauigkeiten erwartet werden. Obwohl den Patienten hohe Lagegenauigkeiten gerade bei der Partikeltherapie zugute kommen, gibt es keine theoretischen Untersuchungen zur insgesamt mit der bildgestützten Lagemessung in den Bestrahlungsanlagen erreichbaren Positionierungsgenauigkeit. Existierende Arbeiten beschränken sich auf die empirische Untersuchung einzelner für die Patientenausrichtung relevanter Systemkomponenten [Karger et al., 2003; Selby et al., 2008c; Devereux et al., 2010]. Dabei würde eine Abschätzung der erreichbaren Genauigkeit auch dabei helfen, die bei der Bestrahlungsplanung um einen Tumor zu definierenden Sicherheitsabstände zu optimieren.

1.5 Zielsetzungen dieser Arbeit

In dieser Arbeit sollen automatische Verfahren zur röntgenbasierten Lagemessung für die Verifikation und Korrektur der Patientenlage in Partikelbestrahlungsanlagen entwickelt werden. Da Gantrybestrahlungssysteme am vielseitigsten einsetzbar sind, soll der Fokus dieser Arbeit auf diesen Anlagen liegen. Die entwickelten Ansätze sollen jedoch nicht auf bestimmte Anlagengeometrien beschränkt und damit vielseitig einsetzbar sein. Die Lagemessung soll ohne die Klassifikation anatomischer Strukturen, wie etwa Knochen, auskommen, sodass sie für verschiedene Körperregionen durchführbar ist. Da die Lagemessung unter klinischen Bedingungen eingesetzt werden soll, muss sie auch mit Röntgenbildern von geringer Bildqualität zuverlässig durchgeführt werden können. Es ist darauf zu achten, dass die Patientenlage auch mit zu erwartenden initialen Fehllagen von mehreren Millimetern ermittelbar ist. Es ist davon auszugehen, dass eine hohe Messgenauigkeit nur möglich ist, wenn die Geometrie der zur Aufnahme verwendeten Röntgensysteme genau bekannt ist. Daher ist eine entsprechende Kalibrierung der Röntgenkameras durchzuführen.

Um die Verifikation der gemessenen Patientenlage zu ermöglichen, sollen Methoden zur Selbstdiagnose des Systems erarbeitet werden, die es erstmals erlauben, probabilistische Aussagen über Erfolg oder Misserfolg der Lagemessung in einer bestimmten Behandlungssituation zu machen. Außerdem soll die Selbstdiagnose Rückschlüsse auf möglicherweise fehlerhafte Systemkomponenten zulassen. Um die mit dem System erreichbare Genauigkeit einschätzen zu können, soll der Einfluss zufälliger Fehler der involvierten Systemkomponenten bestimmt werden. Im Einzelnen werden folgende Ziele angestrebt:

- Systematische geometrische Abweichungen der Anlagengeometrie sollen mit Hilfe von Kalibrierkörpern automatisch bestimmt und bei der Lagemessung zur Erhöhung der Genauigkeit berücksichtigt werden. Es ist darauf zu achten, dass das Kalibrierverfahren die Fortpflanzung zufälliger Fehler erlaubt, damit der Einfluss der Fehler auf die Genauigkeit der Patientenlage bestimmt werden kann.
- Es sollen robuste Verfahren zur intensitätsbasierten Lagemessung unter Berücksichtigung variierender radiometrischer Einflussfaktoren entwickelt werden. Auch bei relativ großen initialen Fehllagen des Patienten und geringer Bildqualität soll die Lagemessung noch möglich sein.
- Zur Schätzung des Einflusses auf die Genauigkeit der Patientenlage sollen relevante Eigenschaften von Anlagengeometrie, Bildaufnahme und automatischer Lagemessung modelliert werden. Eine entsprechende Fehlerfortpflanzung soll ermöglichen, die in einer Anlage erreichbare Messgenauigkeit zu bestimmen und als Entscheidungshilfe bei der Festlegung von Sicherheitsabständen um Tumore, während der Therapieplanung dienen.
- Verfahren der internen Evaluierung sollen prüfen, ob eine vorgebbare Lagegenauigkeit gewährleistet werden kann. Fehlerhafte Messungen der Patientenlage oder gegebenenfalls die Notwendigkeit zur Neukalibrierung einer Anlage bei ungenauer Kalibrierung sollen im Rahmen der Selbstdiagnose automatisch erkannt werden können.

Es wird erwartet, dass durch eine zuverlässige, automatisierte Anlagenkalibrierung und Lagemessung, eine geringe Anzahl an Röntgenbildern für die Ausrichtung von Patienten benötigt wird. Während heute zusätzliche Aufnahmen zur Verifikation der Patientenlage benötigt werden (bei stereoskopischen Systemen insgesamt mindestens vier Aufnahmen), sollte es möglich sein, die Lagemessung und Verifikation mit nur zwei Aufnahmen durchzuführen. Dadurch werden der Patient geschont sowie Zeit und Kosten gespart. Hohe Genauigkeiten bei der Lagemessung sowie eine automatische Fehlererkennung sollen verhindern, dass Patienten in schlecht eingestellten Anlagen behandelt werden.

1.6 Übersicht

Diese Arbeit gliedert sich in insgesamt neun Kapitel:

Kapitel 1 enthält die Einleitung. Es gibt einen Überblick über bildgebende Verfahren zur Lagemessung, erklärt die Motivation zu dieser Arbeit und nennt ihre Zielsetzungen.

In Kapitel 2 werden zunächst Grundlagen zur Ausgleichsrechnung erörtert, welche erlaubt die geometrische Kalibrierung von Röntgenkameras mit einer Schätzung zufälliger Fehler durchzuführen. Dann werden die Grundlagen zur Röntgenbildgebung und Simulation von Röntgenbildern sowie zur Bildregistrierung für die Lagemessung erörtert. Ferner wird eine kurze Einführung zu Hidden Markov Modellen gegeben, die sich dazu eignen ein Modell der Systemkomponenten für die Selbstdiagnose zu erstellen.

In Kapitel 3 wird die Methodik zur automatischen Geometriekalibrierung von Röntgensystemen in einer Bestrahlungsanlage behandelt. Für das Verfahren werden die Röntgenshatten von Kalibriermarkern unter Berücksichtigung des Bildgebungsprozesses modelliert und gezeigt, wie deren Positionen mit Markern in echten Röntgenbildern verglichen werden können. Es wird ein Verfahren zur Kamerakalibrierung vorgestellt, welches auf dem Gauß-Helmert Modell zur Minimierung der Fehlerquadrate beruht. Bereits an dieser Stelle werden Möglichkeiten vorgestellt, Fehler der Kameraparameter mit Hilfe eines stochastischen Modells des Kalibriervorganges zu schätzen. Des Weiteren wird gezeigt, wie die Kalibrierung an einzelnen, diskreten Kalibrierstellen auf Kameraparameter für beliebige Behandlungssituationen in Gantrybestrahlungsanlagen übertragen und die resultierenden Ungenauigkeiten bestimmt werden können. Dabei wird die Geometrie von Gantrybestrahlungsanlagen berücksichtigt.

In Kapitel 4 werden neue Methoden zur Lagemessung entwickelt. Mit dem Ziel, Daten der Soll- und Istposition des Patienten auch im Beisein von röntgentypischen Bildstörungen registrieren zu können, wird ein neues Bildvergleichsmaß vorgestellt. Ferner werden drei Verfahren zur bildbasierten Lagemessung in sechs Freiheitsgraden erörtert. Eines der Verfahren wird speziell entwickelt, um die Zahl der rechenintensiven Simulationen von Röntgenbildern aus den CT-Daten für die Registrierung zu minimieren. Schließlich werden verschiedene Möglichkeiten zur Simulation der Röntgenradiometrie aufgezeigt sowie ein neues Verfahren vorgestellt, welches erlaubt, die simulierte Röntgenradiometrie während der Bildregistrierung an zuvor aufgenommene Bilder anzupassen.

In Kapitel 5 werden mögliche Fehlerquellen und Wege zur Selbstdiagnose für das System behandelt. Zur Bestimmung der Ungenauigkeit der gemessenen Patientenlage wird eine Methode zur Fehlerfortpflanzung für die für die Lagemessung relevanten Komponenten und Verfahren aufgezeigt. Es werden zudem Methoden vorgestellt, die es ermöglichen einzelne Komponenten des Systems auf Fehler zu untersuchen. Diese Ergebnisse werden in einem Hidden Markov Modell des Systems zusammengefasst und ausgewertet, um im Rahmen der Selbstdiagnose probabilistische Aussagen zum Anlagenzustand zu machen.

In Kapitel 6 werden die Bestrahlungsanlagen, Phantome und Datensätze vorgestellt, welche in den folgenden empirischen Untersuchungen Verwendung finden. Ferner wird gezeigt, wie Goldstandard-Daten für den Vergleich von Messverfahren erstellt wurden.

Kapitel 7 enthält die Beschreibung von Experimenten zur Evaluierung und zum Vergleich der in dieser Arbeit vorgestellten Verfahren. Auch die entsprechenden Ergebnisse der durchgeführten Versuche werden in diesem Kapitel dargestellt.

In Kapitel 8 werden Versuchsergebnisse erläutert, diskutiert und mit Ergebnissen aus der Literatur verglichen. Außerdem wird auf die klinische Einsetzbarkeit der behandelten Verfahren eingegangen.

In Kapitel 9 werden abschließend die behandelten Verfahren und wichtigsten Untersuchungsergebnisse zusammengefasst. Ferner wird ein Ausblick auf mögliche Weiterentwicklungen und noch zu erforschende Sachverhalte gegeben.

2 Grundlagen

In diesem Kapitel wird die Ausgleichung im Gauß-Helmert Modell beschrieben, welche bei der Kamerakalibrierung Anwendung findet. Ferner werden der Bildgebungsprozess beim Röntgen und Grundlagen für die Röntgensimulation behandelt, da im Rahmen der Lagemessung die Simulation von Röntgenbildern aus CT-Daten erfolgt. Schließlich werden Grundlagen der Bildregistrierung zum Messen des Unterschiedes zwischen Ist- und Solllage eines Patienten erklärt und Hidden Markov Modelle, ein solches wird zur Selbstdiagnose verwendet, einleitend erläutert.

2.1 Ausgleichung im Gauß-Helmert Modell

Zur einfacheren Ausgleichung nach Kleinsten Fehlerquadraten, der Ausgleichung im Gauß-Markov Modell, wird für jede fehlerbehaftete Messgröße (= *Beobachtung*), eine Beobachtungsgleichung aufgestellt, welche allein von den gesuchten Größen (= *Unbekannte*) abhängen darf [Kupferer, 2004a]. Die Gleichungen des Modells müssen entsprechend formuliert und gegebenenfalls zusätzliche Gleichungen hinzugefügt werden. Alternativ kann das GH-Modell (*Gauß-Helmert Modell*), auch bedingte Ausgleichung mit Unbekannten bzw. Allgemeinfeld der Ausgleichungsrechnung, verwendet werden. Für ihr funktionales Modell müssen die Bedingungsgleichungen lediglich linear unabhängig voneinander sein [Niemeier, 2002]. Im Folgenden wird das direkt verwendbare GH-Modell verwendet, das im Rahmen dieser Arbeit so realisiert wurde, dass sich Ausgleichungsprobleme, ausgehend von Beobachtungen, Unbekannten, Bedingungsgleichungen und stochastischem Modell, allgemein lösen lassen. Es sei noch angemerkt, dass sich mit der Ausgleichung im Gauß-Markov Modell – nach entsprechender Umformung – äquivalente Ergebnisse erzielen lassen.

2.1.1 Funktionales Modell

Das funktionale Modell für eine Problemstellung besteht aus g unabhängigen Bedingungsgleichungen der Form $F(\hat{b}, \hat{x}) = 0$, wobei \hat{b} und \hat{x} die Vektoren der ausgeglichenen Beobachtungen und Unbekannten sind. Sie resultieren durch Anbringen entsprechender Korrekturen v und Δx an gemessene Werte b bzw. genäherte Werte x° nach $\hat{b} = b + v$ und $\hat{x} = x^\circ + \Delta x$. Mit n Beobachtungen und u Unbekannten ist die Redundanz r des Systems durch $r = g - u$ bestimmt. Gemäß der Methode der Kleinsten Quadrate gilt es eine Zielfunktion

$$\Omega(\hat{b}, \hat{x}) = v^T \mathbf{Q}_{bb}^{-1} v - 2k^T F(\hat{b}, \hat{x}) = \min \quad \text{Gl. 2-1}$$

zu minimieren, wobei \mathbf{Q}_{bb} die Gewichtskoeffizientenmatrix der Beobachtungen aus dem stochastischen Modell und k Lagrange Multiplikatoren für die bedingte Minimierung darstellen. Werden aus den partiellen Ableitungen der Bedingungsgleichungen nach den Beobachtungen und Unbekannten an Stellen b und x° die Jacobi-Matrizen \mathbf{B} und \mathbf{A} aufgestellt, lassen sich die Funktionen F in (lokal) linearisierter Form schreiben als:

$$F(\hat{b}, \hat{x}) = \mathbf{B}v + \mathbf{A}\Delta x + F(b, x^\circ) = 0 \quad \text{Gl. 2-2}$$

Die Minimierung der Zielfunktion erfolgt indem die Nullstellen der partiellen Ableitungen $\partial\Omega/\partial v = 0$, $\partial\Omega/\partial k = 0$ und $\partial\Omega/\partial\Delta x = 0$ ermittelt werden. Definiert man den verbleibenden Fehler beim Auswerten der Bedingungsgleichungen als Widerspruchsvektor $w = F(b, x^\circ)$, so kann mit Normalgleichungsmatrix $\mathbf{N} = \mathbf{A}^T (\mathbf{B}\mathbf{Q}_{bb}\mathbf{B}^T)^{-1} \mathbf{A}$ nach den Verbesserungen für die Unbekannten Δx gelöst werden [Lenzmann & Lenzmann, 2004]:

$$\begin{bmatrix} k \\ \Delta x \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{B}\mathbf{Q}_{bb}\mathbf{B}^T & \mathbf{A} \\ \mathbf{A}^T & \mathbf{0}_{u \times u} \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} -w \\ 0_{u \times 1} \end{bmatrix} \Rightarrow \Delta x = -\mathbf{N}^{-1} \mathbf{A}^T (\mathbf{B}\mathbf{Q}_{bb}\mathbf{B}^T)^{-1} w \quad \text{Gl. 2-3}$$

Die zugehörigen Verbesserungen der Beobachtungen erhält man mit $v = \mathbf{Q}_{bb}\mathbf{B}^T k$. Ist das funktionale Modell nicht linear, müssen gewöhnlich mehrere Iterationen der Ausgleichung mit schrittweiser Verbesserung von Beobachtungen und Unbekannten durchgeführt werden. Ein mögliches Abbruchkriterium ist ein kleiner Widerspruchsvektor, z. B. $w^T w \leq \epsilon$, oder eine maximale Anzahl von Iterationen (vor allem im Falle ausbleibender Konvergenz).

Es gibt Kontroversen wie nichtlineare GH-Modelle auszuwerten seien, nämlich ob die Linearisierung der Beobachtungen, wie in DIN 18709-4 [1998] gefordert, ab der ersten Iteration an der Stelle der ursprünglichen Beobachtungen b (*genähertes Modell*) oder aber an der Stelle der verbesserten Beobachtungen $b + v$ durchgeführt werden soll (*strenges Modell*). Gegen die erste Variante spricht, dass das genäherte Modell nur in Ausnahmen widerspruchsfreie Bedingungsgleichungen liefert [Lenzmann & Lenzmann, 2004; 2005; Neitzel & Petrović, 2008]. Gegen Variante zwei spricht, dass Beobachtungen im strengen Modell successive angepasst werden, sodass ab der ersten Iteration, vor allem beim Auftreten großer Verbesserungen, nicht mehr die optimale Lösung für das ursprüngliche Problem gesucht wird [Kupferer, 2004b].

2.1.2 Stochastisches Modell

Für das stochastische Modell wird die Kovarianzmatrix \mathbf{C}_{bb} der Beobachtungen aus den a priori zu erwartenden Fehlern der Größen aufgestellt. Ein Varianzfaktor σ_0^2 wird festgelegt, um den Bezug zwischen \mathbf{C}_{bb} und Gewichtskoeffizientenmatrix \mathbf{Q}_{bb} herzustellen (Gewichtsmatrix ist $\mathbf{P} = \mathbf{Q}^{-1}$). Er skaliert die Gewichtung der Ausgangsgrößen [Niemeier, 2002] nach $\mathbf{Q}_{bb} = \sigma_0^{-2} \mathbf{C}_{bb}$. Aus den Verbesserungen können nach jeder Ausgleichungsiteration der Varianzfaktor $\hat{\sigma}_0^2 = \hat{v}^T \mathbf{Q}_{bb}^{-1} \hat{v} / r$ und die Varianzen der ausgeglichenen Beobachtungen und Unbekannten geschätzt werden:

A posteriori Varianzen der Beobachtungen und Unbekannten

$$\hat{\mathbf{C}}_{bb} = \hat{\sigma}_0^2 \mathbf{Q}_{bb}$$

$$\mathbf{C}_{\hat{x}\hat{x}} = \hat{\sigma}_0^2 \mathbf{Q}_{\hat{x}\hat{x}} = \hat{\sigma}_0^2 \mathbf{N}^{-1}$$

Gewichtskoeffizienten der Korrelaten und Verbesserungen

$$\mathbf{Q}_{\hat{k}\hat{k}} = (\mathbf{B}\mathbf{Q}_{bb}\mathbf{B}^T)^{-1} - (\mathbf{B}\mathbf{Q}_{bb}\mathbf{B}^T)^{-1} \mathbf{A}\mathbf{Q}_{\hat{x}\hat{x}}\mathbf{A}^T (\mathbf{B}\mathbf{Q}_{bb}\mathbf{B}^T)^{-1}$$

Gl. 2-4

$$\mathbf{Q}_{\hat{v}\hat{v}} = \mathbf{Q}_{bb}\mathbf{B}^T \mathbf{Q}_{\hat{k}\hat{k}} \mathbf{B}\mathbf{Q}_{bb}$$

Varianzen der verbesserten Beobachtungen

$$\mathbf{C}_{\hat{b}\hat{b}} = \hat{\sigma}_0^2 (\mathbf{Q}_{bb} - \mathbf{Q}_{\hat{v}\hat{v}})$$

In einer Folgeiteration der Ausgleichung werden im strengen GH-Modell die Varianzen der verbesserten Beobachtungen verwendet.

2.2 Röntgenbildung und Simulation von Bildern

2.2.1 Röntgenbildung

Die Röntgenbildung lässt sich als dreiteiliger Prozess beschreiben. Er besteht aus der Erzeugung der Röntgenstrahlung in der Röntgenröhre, der Interaktion der Photonen mit Materie auf dem Weg zum Detektor sowie ihrer Detektion durch Umwandlung in elektrische Impulse. Diese drei Komponenten sind in Abb. 2.1a dargestellt und werden im Folgenden genauer beschrieben.

Strahlerzeugung

Röntgenstrahlung wird in einer Vakuumröhre erzeugt, wenn ein Elektronenstrahl auf den Anodenteller trifft. Die Anode wird von einem Hochspannungsgenerator (HV- oder *High-Voltage*-Generator) mit einer Spannung bis (hier) maximal 150 kV versorgt. Wird das Elektron eines inneren Orbitals eines Anodenatoms herausgelöst, entstehen Lücken, die von äußeren Elektronen aufgefüllt werden. Die beim Entfernen des Elektrons freiwerdende Energie entspricht der Energiedifferenz zwischen äußerem

und innerem Elektron und wird in Form von *charakteristischer Röntgenstrahlung* frei. Ihre Wellenlänge ist charakteristisch für das Anodenmaterial. Werden Elektronen des Kathodenstrahls im elektrischen Feld eines Atomkerns hingegen abgelenkt und verlangsamt, wird ihre Energiedifferenz in Form von *Röntgenbremsstrahlung* frei. Die Anzahl der Photonen charakteristischer Strahlung ist gering im Vergleich zur Bremsstrahlung, welche ein kontinuierliches Spektrum an Wellenlängen besitzt [Buzug, 2008]. Aus der maximalen Energie E_{MAX} , die ein Elektron bei seiner völligen Auslöschung abgeben kann, ergibt sich nach dem Duane-Hunt Gesetz die Grenzwellenlänge des Bremspektrums mit Vakuumlichtgeschwindigkeit c_0 , Planckschem Wirkungsquantum h , Elementarladung e und Kathodenspannung U_{KATH} :

$$\lambda_{MIN} = c_0 h E_{MAX}^{-1} = c_0 h (e U_{KATH})^{-1} \quad \text{Gl. 2-5}$$

Die Grenzwellenlänge gibt die kürzeste im Röntgenspektrum vorkommende Wellenlänge an. Die völlige Umwandlung eines Elektrons in Strahlung ist jedoch selten. Meist erfolgt die Ablenkung der Flugbahn. Aus der Verteilung der Ablenkungswinkel folgt das Bremspektrum, welches, überlagert mit dem charakteristischen Spektrum einer Molybdän-Anode, in Abb. 2.1b dargestellt ist. Ein Kollimator vor der Röntgenröhre kann starke Streuung verhindern. Ein Filter, oft aus Aluminium, wird eingesetzt um, die theoretisch beliebig hohen Wellenlängen des Spektrums abzuschneiden und das damit verbundene *Beam-Hardening* zu reduzieren, bei welchem, wie in Abb. 2.1c skizziert, weiter hinten liegende Materialien nur noch von kurzwelligem Strahlen durchleuchtet werden und so scheinbar geringere Absorption besitzen. Ferner kommt es durch Schrägstellung der Anode gegenüber der Kathode (oft ca. 17°) zum *Heel-Effekt*. Er hat oft eine ungleichmäßige Detektorbelichtung mit Vignettierung des Bildes zur Folge, da kathodenseitig mehr Photonen abgegeben werden, als anodenseitig.

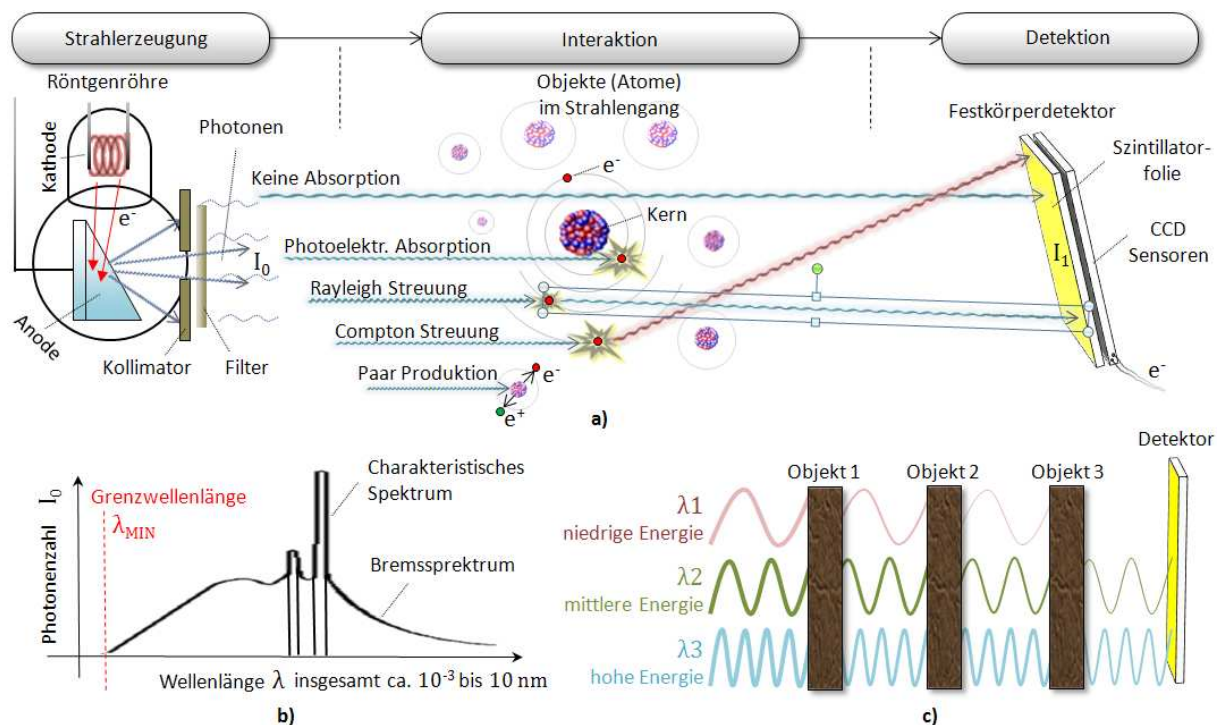


Abb. 2.1: Röntgenbildgebung: **a)** Strahlerzeugung, -interaktion und -detektion; **b)** charakteristisches Spektrum (hier Molybdän-Anode) und Bremspektrum; **c)** Beam-Hardening durch Herausfiltern niedriger Frequenzen – Objekt 3 wird nur noch von kurzwelligem Photonen durchdrungen.

Photonen-Materie Interaktion

Durch Interaktionen mit Material im Strahlengang nimmt die ursprüngliche Zahl der Photonen I_0 via Absorption und Streuung ab. Finden keine Interaktion statt, trifft ein Photon auf den Detektor und trägt zur Bildschwärzung bei. Folgende Wechselwirkungen, die in Abb. 2.1a im Schritt *Interaktion* skizziert sind, sind für die Bildgebung maßgeblich:

Photoelektrische Absorption: Die Energie eines Photons wird vollkommen im Zusammenstoß mit dem Elektron einer inneren Atomschale in Bewegungsenergie umgewandelt.

Rayleigh Streuung: Das Photon behält seine Energie, es wird lediglich durch ein Elektron oder den Atomkern, meist in kleinem Winkel abgelenkt.

Compton Streuung: Das Photon verliert Energie an ein Elektron und wird abgelenkt, je stärker der Energieverlust ist, desto größer ist der Ablenkungswinkel. Sie spielt für die Bildgebung erst ab ca. 150 keV eine Rolle [Johns & Cunningham, 1983].

Paar Produktion: Ein Photon wird in ein Elektron und ein Positron umgewandelt. Dies findet erst ab 1.02 MeV statt [Seibert & Boone, 2005] und ist hier für die Bildgebung unbedeutend.

Die material- und energieabhängige Abschwächung auf dem Weg η durch ein Objekt kann durch das Lambert-Beersche Linienintegral [Beer, 1852] (als Spezialfall der Strahlungstransportgleichung) genähert werden. I_1 entspricht dabei der durch einen Körper mit Absorptionskoeffizienten $\mu_E(\eta)$ reduzierten Photonenintensität:

$$I_1 = I_0 \exp\left(-\int \mu_E(\eta) d\eta\right) \quad \text{Gl. 2-6}$$

μ ist von Photonenenergie E_{PH} und vom Material am Ort η des durchstrahlten Körpers abhängig.

Röntgendetektion und -darstellung

Es lässt sich zeigen, dass die Zahl der am Detektor registrierten Photonen Bernoulli-verteilt ist. Bei sehr vielen Ausgangsphotonen ($I_0 \rightarrow \infty$) und kleiner Wahrscheinlichkeit ($P \rightarrow 0$) eines Photons am Detektor anzukommen, entspricht die diskrete Wahrscheinlichkeitsfunktion der auf ein Sensorelement eintreffenden Photonenzahl I_1 der Poisson-Verteilung [Buzug, 2008]. Einige Detektoren wandeln einfallende Röntgenphotonen erst in sichtbares Licht um, andere konvertieren sie direkt in elektrische Signale. Bei allen Festkörperdetektoren ist das ausgehende Signal eine lineare Funktion der Photonenintensität. Es wird meist auf einen Bereich zwischen 2^{12} und 2^{16} Graustufen quantisiert. Bevor die Bilder zur Verfügung stehen, werden sie oft einer digitalen Korrektur unterzogen. Als defekt markierte Pixel werden durch Nachbarpixel ersetzt oder interpoliert (*Pixelfehler Korrektur*), und ein Nullbild ohne Strahlung wird subtrahiert (*Offset Korrektur*). Ferner wird eine Normalisierung (*Gain Korrektur*), auf eine bei einer bestimmten Strahlung angenommenen Stärke des elektrischen Signals, vorgenommen [Moy & Bosset, 1999].

Bei der Darstellung digitaler Röntgenbilder (DR, *Digital Radiography*) ist es üblich, Bereiche mit hoher Photonenzahl dunkler und stark abgeschattete Bereiche heller darzustellen. Für die im Rahmen dieser Arbeit verwendeten Bilder wird diese Darstellungsweise gewählt, womit hellere Bildbereiche meist stark abschwächende Knochenstrukturen darstellen. In einigen medizinischen Anwendungen wird, in Anlehnung an analoge Röntgenfilme, die dazu inverse Darstellung verwendet.

2.2.2 Simulation von Röntgenbildern

Viele Verfahren simulieren aus 3D-Daten Bilder, die sich mit vorhandenem 2D-Bildmaterial vergleichen lassen, etwa für Anwendungen der Fernerkundung [Domik, 1984], ebenso wie für die medizinische 2D-3D Registrierung [Selby et al., 2007c; Birkfellner et al., 2008].

Rendering-Verfahren zur Simulation von Röntgenbildern

Ein aus Tomographiedaten, meist Röntgen-CT-Daten, berechnetes Röntgenbild wird DRR (*Digitally Reconstructed Radiograph*) genannt. Rendering-Verfahren können nach Objektraumverfahren und Bildraumverfahren eingeteilt werden. Bei den Objektraumverfahren wird durch Vorwärtsprojektion, der Einfluss von Voxeln auf das Bild betrachtet, während bei den Bildraumverfahren im Rahmen einer Rückwärtsprojektion ermittelt wird, wie die Bildpunkte des Ergebnisbildes entstehen. Gängige Rendering-Verfahren sind:

Volume Splatting [Westover, 1990; Müller & Yagel, 1996]: In diesem Objektraumverfahren wird der Einfluss jedes einzelnen Voxels auf das Ergebnisbild betrachtet. Dies kann helfen, das Rendering zu beschleunigen, da auf im Speicher nebeneinander abgelegte Voxelwerte zugegriffen werden kann, was optimiertes Nachladen in den Prozessorcachel ermöglicht. Der Einsatz bei zentralperspektivisch projizierten Daten aber ist problematisch. Geometrisch korrekte Interpolation ist kaum möglich. Außerdem können im Ergebnisbild zwischen benachbarten Voxelprojektionen Lücken entstehen.

Shear-Warp Rendering [Drebin et al., 1988; Lacroute & Levoy, 1994; Weese et al., 1999]: Die CT-Daten werden bei diesem Bildraumverfahren einer Scherung unterzogen, sodass eine Seitenfläche des Datenkubus parallel zur Bildebene (= Röntgendetektor) liegt. Für die perspektivische Projektion muss noch eine Verzerrung des Volumens durchgeführt werden, welche die Daten in Abhängigkeit von der Entfernung zum Projektionszentrum skaliert. Strahlen durch das Volumen verlaufen nun entlang der Voxel, was schnelle Speicherzugriffe ermöglicht. Wesentlicher Nachteil der Methode ist, dass für jede Projektion aus einem anderen Blickwinkel auf das Volumen eine aufwändige Vorverarbeitung durchgeführt werden muss.

Raytracing [Amanatides & Woo, 1987; Levoy, 1990]: Für jeden Bildpunkt wird ein Strahl durch die CT-Daten verfolgt. Dies entspricht einer Radon Transformation [Radon, 1917] über eine Funktion (dem CT-Volumen) mit drei Parametern. Zum Rendern von Röntgenbildern werden dabei die Linienintegrale entlang simulierter Röntgenstrahlen gebildet. Die Intensität eines Bildpunktes wird z. B. mit der Lambert-Beerschen Gleichung (Gl. 2-6) genähert. Das Raytracing gehört zu den Bildraumverfahren. Es ist berechnungsaufwendig, aber es lassen sich qualitativ hochwertige Bilder erzeugen, da die tatsächlichen Photonenbahnen durch den aufgenommenen Körper nachgebildet werden. Die beim Shear-Warp Rendering notwendige Vorverarbeitung entfällt.

Interpretation der Voxelwerte einer CT-Aufnahme

Entscheidend für die Radiometrie eines simulierten Röntgenbildes ist, wie Voxel der CT-Aufnahme interpretiert werden. Aus den Voxelwerten v_x der Bildmatrix sind Hounsfield Werte (auch CT-Zahlen) ct_x eines aufgenommenen Materials bestimmbar. Dazu sind im DICOM-Dateiformat für jede CT-Aufnahme Werte m, b einer linearen Funktion von v_x gegeben [DICOM 3, 2008; Selby, 2002]:

$$ct_x = f(v_x) = mv_x + b \quad | \text{ in [HU] Einheiten} \quad \text{Gl. 2-7}$$

CT-Zahlen entsprechen den Absorptionskoeffizienten μ_x der Materialien x , normiert auf die Röntgenabsorptionen von Luft und Wasser, welche mit $ct_{Luft} = -1000$ HU und $ct_{H_2O} = 0$ definiert wurden [Hounsfield, 1973]. Ihre Einheit ist die Hounsfield Einheit HU (**Hounsfield Unit**). Hounsfield Bereiche einiger im menschlichen Körper vorkommender Materialien sind in Abb. 2.2 dargestellt.



Abb. 2.2: Interpretation der Voxelwerte einer CT-Aufnahme; Hounsfield Bereiche für unterschiedliche Materialien.

CT-Geräte werden zur Erzeugung korrekter Hounsfield Werte mit Hilfe von Kalibrierkörpern eingestellt. Die Absorption μ_x eines bekannten Materials wird mit Röntgenintensität I_0 an der Röntgenquelle und Intensität I_1 , gemessen am Detektor [Hounsfield, 1973], ausgehend vom Lambert-

Beerschen Gesetz (Gl. 2-6) durch $\mu_x = \ln(I_0/I_1)$ genähert. Die normierte CT-Zahl für ein aufgenommenes Material x ist definiert durch [Huizenga & Storchi, 1985]:

$$ct_x = \frac{\mu_x - \mu_{H2O}}{\mu_{H2O}} \cdot 1000 \text{ HU} \quad \text{Gl. 2-8}$$

2.3 Registrierung

Unter Registrierung versteht man, Daten räumlich oder zeitlich in Übereinstimmung zu bringen. Bei Bilddaten steht das Referenzbild fest, während das Objektbild einer Transformation unterzogen wird, die es dem Referenzbild angleichen soll. Je nach Dimensionenzahl der Eingangsdaten spricht man von 2D-2D, 3D-3D oder 2D-3D Registrierung. Eine allgemeine Klassifizierung wird z. B. in Maintz & Viergever [1998] vorgenommen. Werden Röntgenbilder und CT-Daten zur Lagemessung miteinander registriert, handelt es sich dabei um eine 2D-3D Registrierung.

2.3.1 Ähnlichkeitsmaße

Mit entscheidend für die Qualität eines Registrierungsverfahrens ist, welches Ähnlichkeitsmaß (SM, *Similarity Measure*) zum Bildvergleich verwendet wird. Es sollte maximal werden, wenn die Inhalte von Referenz- und (transformiertem) Objektbild an korrespondierenden Positionen möglichst gut übereinstimmen. Seine Maximierung soll zur optimalen Registrierung zwischen den Bildern führen. Lokale Maxima der Ähnlichkeitsfunktion sind potentiell problematisch für die Optimierung. Wichtige Kriterien bei der Entwicklung eines Ähnlichkeitsmaßes für Röntgenbilder und CT-Daten sind:

- In Referenz- und Objektbild abgebildete Objekte können sich unterscheiden. So können sich bei der Aufnahme eines der Bilder Fixierungsvorrichtungen im Strahlengang befinden, oder der Patient kann auf unterschiedlichen Tischen gelagert sein. Ein Maß soll trotzdem maximal werden, wenn sich korrespondierende Bildinhalte an übereinstimmenden Positionen befinden;
- Radiometrische Unterschiede zwischen den Bildern dürfen bei der geometrischen Registrierung nicht allzu sehr ins Gewicht fallen (für eine radiometrische Registrierung hingegen schon);
- Sind die Bilder nicht korrekt registriert, sollte das Maß in Richtung korrekter Transformation zunehmen, da sonst das Finden der optimalen Transformation durch einen Optimierungsalgorithmus erschwert wird (gilt insb. für Gradientenverfahren). Es sollten möglichst wenige lokale Extrema im Funktionsverkauf über den Bildtransformationen vorkommen;
- Wenn die tatsächliche Transformation eines Körpers nicht durch das Transformationsmodell der Registrierung dargestellt werden kann, sollte das Ähnlichkeitsmaß zumindest für die optimale, noch realisierbare Transformation maximal werden. Ansonsten kann z. B. ein Körper, welcher eine – wenn auch geringe – nichtrigide Transformation durchgeführt hat (was sich bei klinischen Bildern, z. B. wegen Organbewegungen, kaum vermeiden lässt), nicht mehr registriert werden.

2.3.2 Geometrische Transformationsmodelle

Geometrische Transformationsmodelle für die Registrierung können in globale und lokale unterteilt werden. Zu den *globalen* gehört auch die rigide Transformation. Bei dieser können im \mathbb{R}^3 drei Rotationen und Translationen durchgeführt werden. Ein Ort P wird mit Rotations- und Translationskomponenten r bzw. t unter Verwendung homogener Koordinaten auf P' abgebildet:

$$P' = T_{RIGIDE} * P = \left[\begin{array}{ccc|c} & & & \\ & r_{3 \times 3} & & t_{3 \times 1} \\ \hline & 0 & 0 & 0 \\ & & & 1 \end{array} \right] \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix} \quad \text{Gl. 2-9}$$

Statt sechs, werden mit einer affinen 3D-Transformation insgesamt zwölf Freiheitsgrade durch zusätzliche Berücksichtigung von je drei möglichen Skalierungen und Scherungen in das Modell

aufgenommen. Die projektive 3D-Transformation erlaubt insgesamt 15 Freiheitsgrade. Die bisherigen Modelle lassen sich je durch eine 4×4 Transformationsmatrix darstellen. Komplexere globale Transformationsmodelle, etwa zur Modellierung von Verzerrungen, können durch Polynome zweiten oder höheren Grades beschrieben werden.

Mit *lokalen* Modellen können lokal begrenzte Transformationen unterschiedlicher Bildteile besser modelliert werden. So können etwa Bewegungen oder Deformationen einzelner Organe beschrieben werden. Um lokale Transformationen durchzuführen, können Kontrollpunkte im Bild definiert werden (z. B. zufällig oder auf einem regulären Gitter), welche unterschiedlich transformiert werden (vgl. Abschnitt 5.3.3). Für Bilddaten zwischen Kontrollpunkten wird die Transformation durch Interpolation umliegender Kontrollpunkte bestimmt. Die Anzahl der Freiheitsgrade der Transformation hängt von der Zahl der Kontrollpunkte ab. Häufig werden lokale Transformationsmodelle als elastisches Modell realisiert, in welchem ein Energieterm formuliert wird, um eine Kostenfunktion für die Deformation zu minimieren und gleichzeitig die Bildähnlichkeit zu maximieren. Maintz & Viergever [1998] fassen in einer Übersicht einige zur Registrierung medizinischer Bilddaten verwendete Modelle zusammen. Holden [2008] gibt einen erweiterten Überblick über verschiedene Modelle, speziell für die nichtrigide Bildregistrierung.

2.3.3 Nichtlineare Optimierungsverfahren

Da sich die Bildähnlichkeit meist nur über nichtlineare Funktionen ausdrücken lässt, werden nichtlineare Optimierungsverfahren zur Maximierung eingesetzt. Bei der globalen, nichtlinearen Optimierung soll in einem gegebenen Suchraum freier Parameter x die globale Extremstelle einer Zielfunktion $\Omega(x)$ gefunden werden. Unter Vorzeichenänderung der Zielfunktion sind Minimierung und Maximierung äquivalent. Hier spielen nur Optimierungen im Raum reeller Zahlen eine Rolle. Für n Freiheitsgrade ist der maximale Suchraum $x \in \mathbb{R}^n$. Kein Verfahren kann das Finden des globalen Extremums einer beliebigen Funktion garantieren, ohne den gesamten Suchraum zu evaluieren, was in der Praxis meist unmöglich ist. Eine Einteilung der Verfahren kann nach *Gradientenbasierten* und *Nicht-Gradientenbasierten Methoden* erfolgen:

Gradientenbasierte Methoden sind die *Newton-Raphson Methode* zum Finden von Nullstellen, das *Gauß-Newton Verfahren* zur Minimierung nach Kleinsten Fehlerquadraten sowie seine Erweiterung, der *Levenberg-Marquardt Algorithmus* [Moré, 1977] und verschiedene andere Gradientenabstiegsverfahren. Gewöhnlich konvergieren Gradientenverfahren schnell in Richtung des nächsten lokalen Extremums und sind daher anfällig gegenüber lokalen Extremstellen. Darüber hinaus erfordern sie Differenzierbarkeit der Zielfunktion, was oft prinzipiell oder aufgrund des Rechenaufwandes nicht möglich ist. So hängt die Zielfunktion bei der Bildregistrierung meist von den Bildintensitäten ab und lässt sich, zumindest nicht ohne erheblichen Rechenaufwand, kaum differenzieren. Methoden ohne Gradientenberechnung sind z. B. folgende:

Der Bergsteigeralgorithmus funktioniert ähnlich wie das Gradientenabstiegsverfahren, jedoch werden keine Gradienten berechnet, sondern immer Schritte in Richtung des nächst besseren Nachbarn vorgenommen. Um zur Extremstelle zu gelangen sind meist viele Iterationen notwendig. Ihre Zahl hängt stark von der Wahl der Schrittgröße ab. Der Bergsteigeralgorithmus wird z. B. von Studholme et al. [1997] für die 3D-3D Registrierung eingesetzt.

Das Verfahren nach Powell ist zunächst die Verbesserung einer Optimierungsstrategie, bei der für eine Funktion $\min_{\mathbb{R}^n}(\Omega(x_1, x_2, \dots, x_n))$ jeweils Bewegungen in Richtung eines der Freiheitsgrade durchgeführt werden, bis keine Optimierung mehr möglich ist (also zunächst $\min(x_1)$ gefunden ist). Dann wird beim nächsten Parameter fortgefahren und $\min(x_2)$ gesucht. Ist man bei x_n angelangt, wird wieder bei x_1 gestartet. Das Verfahren konvergiert langsam, da wie in Abb. 2.3a (links) gezeigt, in einem Zick-Zack Kurs gesucht wird. Deshalb wurde es durch Powell modifiziert, sodass nur in den ersten Iterationen Parameter für Parameter vorgegangen wird. Danach wird ein Richtungsvektor \vec{v} aus den bisherigen Bewegungen ermittelt und entlang diesem nach dem Minimum $\min_{\lambda}(\Omega(x + \lambda\vec{v}))$ gesucht (Abb. 2.3a, rechts). Die Richtung wird geändert, wenn nicht weiter minimiert werden kann.

Das Verfahren ist zusammen mit Brents Methode [Brent, 1973], welche die Suche entlang einer Geraden beschleunigt, sehr effizient. Es wird z. B. von Zöllei et al. [2001] bei der Registrierung eingesetzt. Bom et al. [2011] vergleichen Powells Methode mit anderen Optimierern für die Bildregistrierung und befinden das Verfahren als gut geeignet. Bei Birkfellner et al. [2003] hingegen zeigt sich Powells Methode als unzuverlässig, da bei der Registrierung oft lokale Extrema gefunden werden. Rohlfing et al. [2005] vergleichen das Verfahren mit dem Bergsteigeralgorithmus und finden, dass dieser globale Extremstellen zuverlässiger finden kann.

Das Nelder-Mead Simplex Verfahren [Nelder & Mead, 1965], auch DHS (*DownHill Simplex*), für die Optimierung in n Dimensionen, basiert auf einem Körper, dem Simplex, der mit $n + 1$ Punkten zu je n Koordinaten, Permutationen der freien Parameter, im Suchraum aufgespannt wird. Die Zielfunktion wird an allen Punkten ausgewertet. Ausgehend vom schlechtest bewerteten Punkt wird der Reihe nach, bis eine Verbesserung eintritt, eine Spiegelung, Expansion oder einfache Kontraktion durchgeführt, sodass sich ein neuer Simplex ergibt. Wird keine Verbesserung erreicht, findet eine totale Kontraktion statt. Dadurch wandert der Körper durch den Suchraum und nähert sich einem globalen Optimum. Die Optimierungsschritte werden in Abb. 2.3b gezeigt. Eine Beschreibung der möglichen Implementierung findet sich in Press et al. [1992]. Der DHS ist robust, auch wenn kleinere Störungen in der Zielfunktion vorkommen. Dies liegt daran, dass er nicht Funktionswerte selbst, sondern deren Ränge untereinander verwendet, um zu bestimmen, in welche Richtung die freien Parameter im nächsten Schritt geändert werden [Barton & Ivey, 1991] (dies gilt auch für Powells Methode, jedoch nur ohne Brents Erweiterung). Im direkten Vergleich von Powells Methode zum DHS zeigen Bernon et al. [2001] für die Bildregistrierung, dass DHS zuverlässiger zum globalen Optimum konvergiert.

Die Simulierte Abkühlung versucht, das allen Optimierern inhärente Problem der Konvergenz zu lokalen Extrema abzumildern. Dazu wird ein an einen physikalischen Abkühlvorgang angelehntes Verfahren für die Optimierung vorgeschlagen [Kirkpatrick et al., 1983]. Die Grundidee ist, die Optimierung so durchzuführen, dass sich bisher gefundene Parametersätze wieder verschlechtern können. Dadurch kann sich der Algorithmus theoretisch wieder aus lokalen Extremstellen heraus bewegen. Mit der Zeit verringert sich die Wahrscheinlichkeit (Abkühlung) einer Verschlechterung, sodass der Algorithmus in ein Optimum konvergiert. Zwei Probleme des Algorithmus sind, dass er mitunter viele Schritte der Funktionsauswertung benötigt und bei gleichen Startwerten, abhängig von zufälligen Schritten, unterschiedliche Optima liefern kann.

Golden Section Search (GSS) ist ein Verfahren für die Minimierung unimodaler Zielfunktionen in einer Dimension [Kiefer, 1953]. Es sei das Minimum von Ω , wie in Abb. 2.3c, zwischen zwei initialen Parameterwerten x_1, x_2 eingeschlossen. Stichprobe x_3 zeigt, dass das Minimum tatsächlich zwischen x_1 und x_2 liegen muss, da ihr Funktionswert kleiner als der bei x_1 oder x_2 ist und eine unimodale Zielfunktion angenommen wird. Es kann nun entweder in Intervall $[x_1, x_3]$ oder $[x_3, x_2]$ liegen. Die nächste Stichprobe x_4 wird im größeren beider Intervalle genommen. Mit ihrem Funktionswert wird bestimmt, in welchem der Intervalle das Minimum liegen muss – hier in $[x_3, x_2]$, da $\Omega(x_4) < \Omega(x_3)$ ist. Durch eine Stichprobe x_5 wird $[x_3, x_2]$ weiter zu $[x_3, x_4]$ verkleinert usw. Letztlich wird das Intervall mit dem Minimum immer enger. Der Name des Verfahrens stammt vom optimalen Größenverhältnis zwischen zu untersuchenden Intervallen, welches dem Goldenen Schnitt $\varphi \approx 1.6$ entspricht. Falls die Zielfunktion dies erlaubt, kann mit der Methode der parabolischen Interpolation nach Brent [1973] die notwendige Stichprobenzahl reduziert werden. Dabei wird, wenn möglich, ein parabolischer Verlauf von Ω um das Minimum herum unterstellt. Die Parabel wird aus den drei besten Stichproben genähert. Die nächste Stichprobe wird an der Stelle ihres Scheitels, dem voraussichtlichen Extremum, ausgewertet.

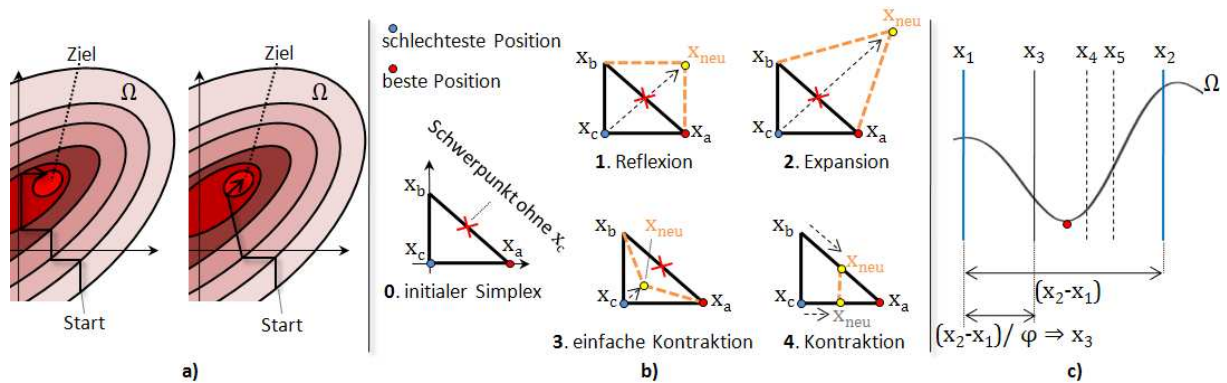


Abb. 2.3: Algorithmen zur nichtlinearen Optimierung: **a)** Entlang einer Achse im 2D-Suchraum (links) und Verbesserung nach Powell (rechts); **b)** Bewegungen des DHS in zwei Dimensionen; x_a = beste, x_b = zweitbeste, x_c = schlechteste Position; **c)** Golden Section Search mit initialen Werten x_1, x_2 und Stichproben in der Folge x_3, x_4, x_5 (darunter: Seitenverhältnis φ).

2.4 Interpolation von Bilddaten

Bei einer Interpolation geht es darum, kontinuierliche Werte mit möglichst kleinem Fehler aus diskreten Daten x zu generieren. In der Bildverarbeitung liegen die diskreten Daten meist in einem regulären Gitter im 2D oder 3D vor. An den diskreten Stellen liegen Grauwerte bzw. chromatische Werte vor, durch welche die interpolierende Funktion $f(x)$ verlaufen soll. Im Rahmen dieser Arbeit müssen an zwei Stellen Interpolationen von Bilddaten vorgenommen werden, nämlich bei der Röntgensimulation, wenn Absorptionswerte entlang eines simulierten Röntgenstrahls durch das diskrete CT-Voxelraaster aufsummiert werden und bei der Berechnung des Ähnlichkeitsmaßes für den Bildvergleich. Hier wird auf korrespondierende Bildpunkte des Referenz- und des transformierten Objektbildes zugegriffen. Pixel aus dem Referenzbildraaster liegen dabei meist nicht genau über Pixeln des transformierten Bildes, sodass beim Lesen korrespondierender Intensitätswerte interpoliert werden muss.

Thévenaz et al. [2000] vergleichen verschiedene Klassen von Interpolationsfunktionen. Darunter B-Splines [Schönberg, 1946], verschiedene Überlagerungen gewichteter B-Splines [Schaum, 1993] oder auf der *sinc*-Funktion basierende Interpolationen. Es wird gezeigt, dass die B-Spline basierten Methoden unter dem Kriterium kleiner Interpolationsfehler bei niedrigem Berechnungsaufwand am besten abschneiden. Die bekanntesten Interpolationsfunktionen basieren auf B-Splines β^k der Ordnung k , wie etwa Nearest-Neighbor β^0 , lineare β^1 oder kubische B-Spline Interpolation β^3 . Bei Nearest-Neighbor verläuft der Funktionswert einer Interpolation diskreter Daten $f_{NN}(x)$ nicht stetig. Dieses Problem wird bereits durch die lineare Interpolation $f_{LIN}(x)$ gelöst, bei der jedoch die Ableitung nicht stetig verläuft. Abhilfe verschaffen Interpolationen höherer Ordnung.

2.5 Hidden Markov Modelle

HMMs (*Hidden Markov Modell*), beschrieben durch Baum & Petrie [1966], sind zweistufige stochastische Prozesse (als einfache Form eines Bayesschen Netzes), in welchen Zustände mit bestimmten Wahrscheinlichkeiten in Folgezustände übergehen. Sie bilden eine Erweiterung zu Markov-Ketten in dem Sinne, dass die Zustände nicht notwendigerweise direkt beobachtbar sind, aber mit einer bestimmten Wahrscheinlichkeit beobachtbare Ausgaben machen. Im Rahmen einer Selbstdiagnose wird in Abschnitt 5.3 ein HMM verwendet, um Zustände relevanter Systemkomponenten zu modellieren. Hier sollen kurz die Grundlagen zu HMMs beschrieben werden, wobei weitgehend die von Rabiner & Juang [1986] benutzte Notation verwendet wird:

Ein Modell $\lambda(Q, V, \mathbf{A}, \mathbf{B}, \pi)$ kann sich zu jedem Zeitpunkt in einem von N möglichen Zuständen der Menge $Q = \{q_1, \dots, q_N\}$ befinden. Ein Zustand q_i kann mit Wahrscheinlichkeit b_{ik} eine beobachtbare Ausgabe v_k machen. Die Menge der M möglichen Beobachtungen des Modells ist $V =$

$\{v_1, \dots, v_M\}$, auch Alphabet V der Größe M . Durch die Matrix $\mathbf{A}_{N \times N} = a_{ij}$ werden alle möglichen Übergangswahrscheinlichkeiten von Zuständen q_i zu Folgezuständen q_j definiert. Die Matrix der Beobachtungswahrscheinlichkeiten $\mathbf{B}_{N \times M} = b_{ik}$ enthält die Wahrscheinlichkeit, dass Zustände q_i zu Beobachtungen v_k führen. Menge π_N entspricht initialen Wahrscheinlichkeiten, mit welchen sich das Modell anfangs in einem bestimmten Zustand befindet. Die Summe $\sum_j a_{ij}$ der von einem Zustand q_i ausgehenden Übergangswahrscheinlichkeiten muss 1 ergeben. Oft werden Modelle so aufgestellt, dass die Summe $\sum_k b_{ik}$ der Beobachtungswahrscheinlichkeiten des Zustandes ebenfalls 1 ergibt.

Nach T diskreten Schritten (es wird oft von Zeitschritten gesprochen, da sich HMMs für die Darstellung zeitlich dynamischer Systeme einsetzen lassen) liegt eine Beobachtungssequenz $O = \{O(1), O(2), \dots, O(T)\}$ vor, wobei ein Pfad der Zustände $I = \{I(1), I(2), \dots, I(T)\}$ durchlaufen wurde. $O(t)$ entspricht dabei einer Beobachtung $v \in V$ in der Beobachtungssequenz und $I(t)$ einem Zustand $q \in Q$ in der Zustandssequenz, je an der Stelle $t \leq T$. In Abb. 2.4 sind die relevanten Größen in einem Beispiel zusammengefasst und ein möglicher Pfad durch ein HMM dargestellt.

Den meisten HMMs liegen Markov-Ketten erster Ordnung zugrunde, d. h. der Zustand des Gesamtmodells hängt, ungeachtet seiner Vorgeschichte, nur davon ab, in welchem Zustand es sich momentan befindet. Mit HMMs können im Wesentlichen drei Probleme gelöst werden [Rabiner & Juang, 1986]:

- Berechnung der Wahrscheinlichkeit für eine gegebene Sequenz von Beobachtungen (Lösung mit *Vorwärts-Rückwärts Algorithmus*);
- Bestimmung der wahrscheinlichsten Sequenz von Zuständen, die zu einer gegebenen Beobachtungssequenz führt (effiziente Lösung mit dem *Viterbi Algorithmus* [Viterbi, 1967]);
- Einstellung der Modellparameter, um die Wahrscheinlichkeit für bestimmte Beobachtungen, d. h. Trainingsdaten, zu maximieren (Lösung mit dem *Baum-Welch Algorithmus*);

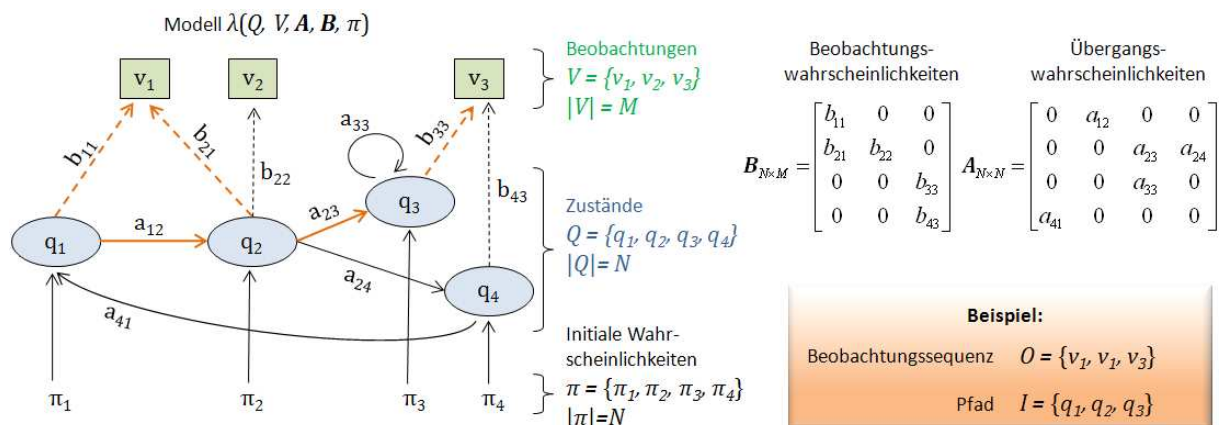


Abb. 2.4: Hidden Markov Modell: Das beispielhafte HMM λ besitzt vier Zustände und drei mögliche Beobachtungen. Bei einem möglichen Pfad I durch das Modell (orange) könnten die Beobachtungen der Sequenz O gemacht werden.

3 Geometrie und Kalibrierung

Für die Lagemessung müssen die geometrischen Parameter der bildgebenden Systeme bekannt sein. Im Folgenden wird ihre Kalibrierung behandelt. Auf die Röntgenradiometrie wird noch nicht eingegangen, sie wird später im Rahmen der Lagemessung berücksichtigt (Abschnitt 4.4). Da Gantryanlagen freie Einstellung des Gantrywinkels erlauben, wird die Kalibrierung jeder Röntgenkamera aus mehreren Aufnahmewinkeln durchgeführt. Für andere Anlagentypen kann sie äquivalent mit einer Teilmenge der möglichen Aufnahmewinkel durchgeführt werden. Die Kalibrierung soll folgende Voraussetzungen erfüllen:

- Kalibrierungen müssen bei verschiedenen Gantrywinkeln möglichst automatisch durchgeführt werden. Da die Blickrichtung einer Kamera auf den Kalibrierkörper stark variiert, soll kein ebener Körper verwendet werden, der eine bestimmte Ausrichtung der Kamera erfordert.
- Die Kalibrierung einer Kamera muss theoretisch mit einer einzelnen DR durchführbar sein, um gegebenenfalls Nachbesserung der Kameraparameter an einer einzelnen Kalibrierposition zu ermöglichen.
- Ausgehend von einem Satz von Gantrywinkeln, bei denen die Kalibrierung durchgeführt wurde, sollen Kameraparameter für andere Winkel mit minimalem Fehler genähert werden können.
- Zufällige Fehler des Kalibrierkörpers oder bei Detektion von Markerpositionen in der DR sollen in den Kalibrierprozess einbezogen und die Auswirkung auf die Kameraparameter bestimmt werden, um fehlerbehaftete Kameramodelle in den Gesamtfehler bei der Lagemessung integrieren zu können.

Nach einem Überblick über den aktuellen Stand der Forschung werden in Abschnitt 3.2 das verwendete Röntgensystem, dessen geometrische Eigenschaften und schließlich mögliche Körper zur geometrischen Kalibrierung beschrieben. In Abschnitt 3.3 wird eine Methode zur automatischen Kalibrierung vorgestellt, die sich zunächst auf die Kalibrierung bei einzelnen Gantrywinkeln beschränkt. Sie beinhaltet auch eine Methode zur Detektion von Kalibriermarkern in DRs. In 3.4 wird gezeigt, wie Kalibrierungen aus mehreren Ansichten als Bündelblockausgleichung durchgeführt werden können. In 3.5 wird schließlich gezeigt, wie die Kalibrierungen in ein Gesamtmodell integriert werden. Mit der erwarteten Bewegung der Bestrahlungsanlage werden die Auswirkungen zufälliger Fehler der Einzelkalibrierungen vermindert. Im letzten Abschnitt 3.6 dieses Kapitels wird gezeigt, wie aus den bei einigen Winkeln ermittelten Kameraparametern, in Behandlungssituationen bei beliebigem Gantrywinkel, ein Kameramodell mit minimalem Fehler ermittelt wird.

3.1 Stand der Forschung

3.1.1 Markerdetektion

Um die Abbildung kugelförmiger Marker in Röntgenbildern zu finden, schlagen Navab et al. [1996] eine Kantendetektion im gesamten Bild vor. Da die projizierten Kugeln aufgrund von Bildstörungen nicht immer geschlossene Konturen bilden, wird nach potentiellen Teilstücken gesucht, in welche Kreise eingepasst werden. Das Verfahren setzt eine aufwendige Bildvorverarbeitung voraus und benötigt eine hohe Anzahl von Markern (200 bis 300), um noch genug Positionen für eine Kalibrierung zu finden. Die Voraussetzungen für die Detektion sind jedoch schwieriger als im hiesigen Fall, da eine Online-Kalibrierung durchgeführt wird, bei der Marker von anatomischen Strukturen überlagert werden können. Selby [2005] stellt ebenfalls einen Algorithmus zur Detektion von Markern in Röntgenbildern vor. Dieser basiert auf Markierung von Zusammenhangskomponenten ähnlicher Grauwerte, ist jedoch gezielt auf die Detektion schwer zu modellierender Markerformen ausgelegt. Yaniv [2009; 2010] verwendet eine kantenbasierte Methode, in der die Kreisform eines projizierten Markers an zuvor segmentierte Kanten angepasst wird. Die Marker können allerdings nur innerhalb

einer kleinen, manuell definierten Bildregion gefunden werden. Zur Erhöhung der Zuverlässigkeit sind mehrere Bilder aus verschiedenen Aufnahmerichtungen notwendig, deren Segmentierungsergebnisse sich ergänzen. Werner et al. [2010] wenden ein templatebasiertes Verfahren an, um Marker in Schichten eines CT-Volumens zu finden. Die Templates bestehen allerdings aus Ausschnitten derselben Marker aus Daten einer weiteren Referenz-CT, welche hier für die Kalibrierung nicht zur Verfügung stehen.

Das Absorptionsverhalten für Kugelmarker aus homogenem Material kann relativ leicht modelliert werden. In dieser Arbeit wird deshalb ein Template Matching Verfahren vorgestellt, das die zu erwartende Abbildung eines Markers (ähnlich wie in Selby et al. [2008e]) jeweils mit seiner echten Röntgenprojektion in Deckung bringt. Die Grundlage zur Bestimmung eines geeigneten Templates wurde in Selby et al. [2010b] gelegt, wo der Röntgenshatten eines einfachen geometrischen Körpers als geschlossener mathematischer Ausdruck formuliert wird.

3.1.2 Kamerakalibrierung

Es existieren zahlreiche Publikationen zur Offline-Kalibrierung für optische Kameras [Ebner, 1976; Sobel, 1973; Gennery, 1979; Tsai, 1987; Malm & Heyden, 2006]. Für eine Röntgenkamera werden bei Brack et al. [1996] insgesamt 20 Kameraparameter (inklusive Verzeichnung) kalibriert. Der pyramidenförmige Kalibrierkörper erlaubt dies aber nur für bestimmte Ansichten. Yaniv et al. [1998] kalibrieren nach Kompensation der Bildverzerrung mit einem flachen Körper ein frei bewegliches Röntgenbildverstärkersystem unter Annahme eines Lochkameramodells und der mehrstufigen Methode nach Tsai [1987]. Statt, wie bei Tsai, einen ebenen Körper zu verwenden, wird ein Kalibrierkörper in drei Ebenen modelliert, der direkt am Bildverstärker (der Bildebene) befestigt wird. Dadurch können allerdings keine absoluten Koordinaten, sondern nur die relativen Ausrichtungen der Kamerakomponenten untereinander bestimmt werden.

Andere Ansätze verwenden zusätzliche Sensoren, etwa eine CCD Kamera [Mitschke & Navab, 2003], um die Geometrie eines Röntgensystems zu messen oder schlagen Selbstkalibrierung während der operationalen Phase mit [Navab et al., 1996; Cheriet & Meunier, 1999] oder ohne [Faugeras et al., 1992; Wein et al., 2011; Selby et al., 2011b] Hilfe von Referenzpunkten vor. Während der Behandlung stehen jedoch keine ortsfesten Referenzpositionen in einem der Kamera übergeordneten Koordinatensystem zur Verfügung, und markerlose Selbstkalibrierung liefert nur die relative Orientierung einer Kamera zum aufgenommenen Objekt. Es seien noch Mery et al. [2002] erwähnt, die, ähnlich wie Rougée et al. [1993], den quadratischen Fehler zwischen detektierten zu theoretischen Kalibrierpunkten in mehreren Bildern bestimmen. Der Fehler wird mittels Newton-Raphson Verfahren nach den freien Parametern eines Röntgensystems minimiert. Dem Ansatz fehlt aber der Schritt der stochastischen Modellierung zufälliger Fehler und der Fehlerfortpflanzung.

Bei keinem bisher genannten Verfahren werden quantitative Aussagen über die Auswirkung zufälliger Fehler auf die Kameraparameter gemacht. Dies wäre aber wünschenswert, denn fehlerbehaftete Parameter können einen starken Einfluss auf die Fehler bei der Lagemessung haben (wie z. B. in Selby et al. [2011b] gezeigt wurde). Brost et al. [2009] versuchen, den Einfluss von Kamerungenauigkeiten auf die Lokalisation von 3D-Punkten durch Simulation von Fehlern projizierter Punkte in den Bildebenen abzuschätzen. Die Ergebnisse sind nicht allgemeingültig und beziehen sich nur auf das zur Simulation herangezogene System und den spezifischen Kalibrierkörper. Eine Bestimmung der nach der Kalibrierung verbleibenden Fehler wird meist nur empirisch vorgenommen [Navab et al., 1996; Sun & Cooperstock, 2006; Cui & Ngan, 2010].

Gennery [2001] stellt einen Algorithmus vor, der eine Kleinste Quadrate Ausgleichung, unter Berücksichtigung initialer Messunsicherheiten von detektierten Punkten, zur Kalibrierung eines optischen Kamerasystems vornimmt. Dabei werden in mehreren Iterationen im Bild gemessene Punkte gelöscht oder wieder hinzugefügt, um den Einfluss von Ausreißern zu vermeiden. Eine Neudetektion von Punkten, ausgehend von verbesserten Kameraparametern wird nicht durchgeführt. Das Kameramodell basiert auf Richtungsvektoren, statt auf den Rotationen der Detektorebene, was dazu führt,

dass Zwangsbedingungen eingeführt werden müssen, die dafür sorgen, dass die Richtungsvektoren in etwa Einheitsvektoren bleiben. Cho et al. [2005] kalibrieren das rotierbare Röntgensystem einer Kegelstrahl-CT. Über die Einzelkamerakalibrierung hinaus werden Ellipsen für die Rotationsbahn der Kamera bestimmt. Die Berechnung der Kamera-/Ellipsenparameter wird allerdings ohne Verwendung eines stochastischen Modells durchgeführt.

In dieser Arbeit wird ein neuer Algorithmus zur automatischen Kalibrierung von Einzelkameras vorgeschlagen, der die Detektion von Kalibriermarkern in Röntgenbildern beinhaltet und die Schätzung und Fortpflanzung stochastischer Fehler im Gauß-Helmert Modell erlaubt. Schließlich wird die Einzelkamerakalibrierung in ein Gesamtmodell für die rotierbare Bestrahlungsanlage eingebettet, welches die Bewegungsbahnen der Kamerakomponenten nähert und Rückschlüsse auf die Kameraparameter und ihre Fehler bei beliebigen Anlageneinstellungen ermöglicht.

3.2 Kameramodell und Kalibrierkörper

Für die Bildgebung werden in dieser Arbeit digitale Flachbilddetektoren benutzt. Eine einzelne Röntgenkamera kann als System aus Röntgenquelle und -detektor beschrieben werden. Die Röntgenparameter Stromstärke, Spannung und Impulsdauer können von einem Computer aus am Hochspannungsgenerator eingestellt werden. Das entstandene Röntgenbild wird direkt an die Arbeitsstation für die Lagemessung gesendet.

3.2.1 Geometrisches Modell der Flachbild-Röntgenkamera

Geometrisch kann eine Röntgenkamera ähnlich wie eine Lochkamera modelliert werden, wobei sich das aufzunehmende Objekt jedoch zwischen Projektionszentrum O und der Detektorebene befindet. Zum Vergleich sind in Abb. 3.1 beide Modelle nebeneinander dargestellt. Projektionszentrum $O = (X_O \ Y_O \ Z_O)^T$ und Detektorursprung $M = (X_M \ Y_M \ Z_M)^T$ sind im ortsfesten Referenzkoordinatensystem F definiert. Sie legen die Position von Röntgenquelle und -detektor im Behandlungsraum fest. Der Ursprung des Röntgenbildes ist M .

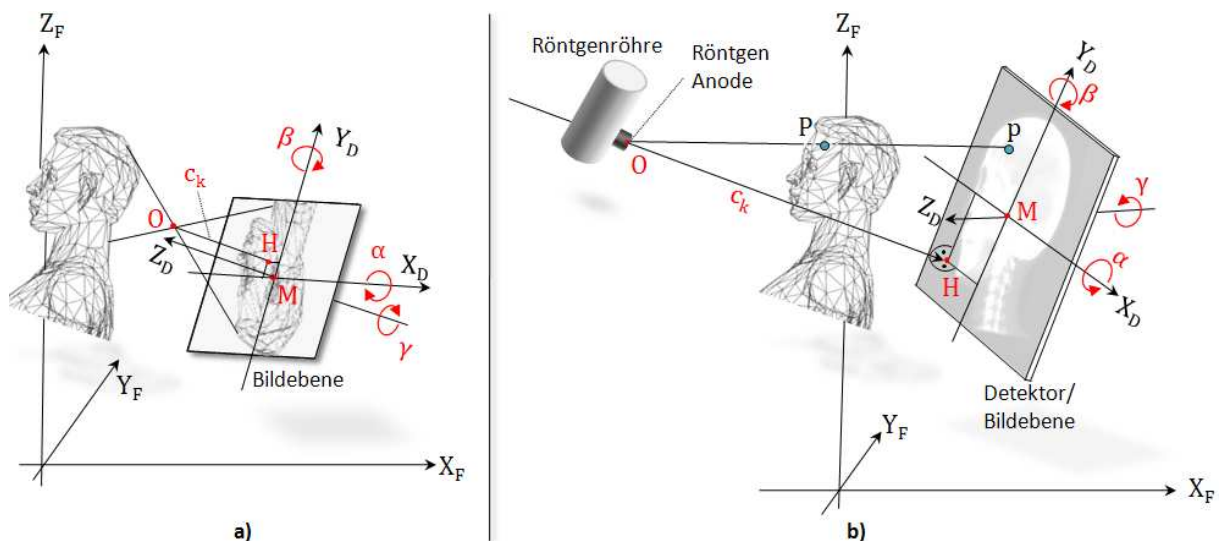


Abb. 3.1: Kameramodelle **a)** einer Lochkamera sowie **b)** eines Flachbilddetektorsystems. Projektionszentrum O entspricht der Röntgenanode. Der Röntgendetektor entspricht einer Ebene im Abstand der Kamerakonstante c_k von O . Die Bildebene hat den Ursprung M und den Bildhauptpunkt H . Ein Raumpunkt P trägt mit anderen Positionen entlang eines Strahls zur Bildung des Bildpunktes p bei.

Die Detektorebene kann in drei Winkeln $R = (\alpha, \beta, \gamma)$ um ihre Achsen gekippt werden, was durch die 3×3 Rotationsmatrix $\mathbf{R}_D = [r_{ij}]$ erfasst wird. Abstände Röntgenquelle-Detektor und Röntgenquelle-Koordinatenursprung (= Isozentrum) werden mit SID (*Source Image Distance*) bzw. SAD (*Source Axis Distance*) bezeichnet. Das Kameramodell (O, R, M) ist auf die physikalische Kamera bezogen, da es

ihre Geometrie in Bezug auf die tatsächlichen Positionen ihrer Komponenten beschreibt. Es eignet sich daher gut dazu, Lage und Fehlpositionierungen von Röhre und Detektor anzugeben. Der Bildhauptpunkt kann unter Verwendung homogener Koordinaten durch

$$\begin{pmatrix} H \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{R}_D^T & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{I} & -M \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{pmatrix} O \\ 1 \end{pmatrix} \quad \text{Gl. 3-1}$$

bestimmt werden. Seine Koordinaten X_H, Y_H sind in Bildkoordinaten definiert. Z_H entspricht hier dem Abstand $\overline{OH} = c_k$. Die Projektion eines Raumpunktes $P = (X \ Y \ Z)^T$ auf einen Bildpunkt $p = (x \ y)^T$ ergibt sich aus den Kollinearitätsgleichungen:

$$\begin{aligned} x &= X_H - Z_H \frac{r_{11}(X - X_O) + r_{21}(Y - Y_O) + r_{31}(Z - Z_O)}{r_{13}(X - X_O) + r_{23}(Y - Y_O) + r_{33}(Z - Z_O)} + \Delta v_x(x, y) \\ y &= Y_H - Z_H \frac{r_{12}(X - X_O) + r_{22}(Y - Y_O) + r_{32}(Z - Z_O)}{r_{13}(X - X_O) + r_{23}(Y - Y_O) + r_{33}(Z - Z_O)} + \Delta v_y(x, y) \end{aligned} \quad \text{Gl. 3-2}$$

Die Terme Δv können verwendet werden, um Verzerrungen in der Detektorebene zu modellieren. Werden Verzeichnungen außer Acht gelassen ($\Delta v = 0$), dann besitzt eine Röntgenkamera, genau wie eine Lochkamera, neun geometrische Freiheitsgrade, nämlich sechs Parameter O, R der *äußeren* Orientierung und drei Parameter H (inkl. $Z_H = c_k$) der *inneren* Orientierung. Um Projektionsmatrix \mathbf{P} zu bestimmen, wird zunächst die Kameramatrix \mathbf{K} der *internen* Kameraparameter aufgestellt,

$$\mathbf{K} = \begin{bmatrix} Z_H/s_x & Z_H \cot(\theta)/s_x & X_H \\ 0 & Z_H/s_y & Y_H \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Z_H & 0 & X_H \\ 0 & Z_H & Y_H \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad \text{Gl. 3-3}$$

wobei Winkel θ zwischen den Bildachsen hier 90° entspricht. Werden Koordinaten auf der Detektorebene metrisch, statt in Pixelkoordinaten angegeben, können die Maßstabsfaktoren mit $s_x = s_y = 1$ ignoriert werden. Dafür müssen die Pixelgrößen in Richtung der Bildachsen bekannt sein. Mit der äußeren Orientierung einer Kamera aus Rotationsmatrix \mathbf{R}_D und Projektionszentrum O folgt die 3×4 Projektionsmatrix, die einen Punkt X mit $x = \mathbf{P}X$ projiziert:

$$\mathbf{P}_{3 \times 4} = \mathbf{K}[\mathbf{I}|O] \begin{bmatrix} \mathbf{R}_D & O \\ 0 & 1 \end{bmatrix}_{4 \times 4} = \mathbf{K}[\mathbf{R}_D|O] \quad \text{Gl. 3-4}$$

3.2.2 Verzeichnung und Anisotropie

Bei vor allem früher gebräuchlicheren bildverstärkerbasierten Röntgensystemen muss die Verzeichnung durch die verwendete Linsenoptik des Bildverstärkers berücksichtigt werden [Brack et al., 1996; Yaniv et al., 1998]. Bei optischen Kameras kann die Verzeichnung mit Hilfe von Messpunkten in einer Ebene bestimmt werden [Kraus & Waldhäusl, 1997]. Zur Ermittlung der Verzeichnung in einem Röntgensystem kann äquivalent dazu ein ebener Prüfkörper verwendet werden. Da Flachbilddetektoren in die Detektorebene einfallende Photonen direkt in elektrische Impulse umwandeln, sind die zu erwarteten Verzeichnungen jedoch vernachlässigbar gering [Valais & Xydias, 2010]. Dies wird in Kapitel 7 experimentell bestätigt.

Sobald eine Röntgenaufnahme durchgeführt wurde, wird dafür gesorgt, dass die Pixel der Bilder isotrope Größen besitzen (das vereinfacht z. B. das Durchführen von Längen- und Winkelmessungen). Dazu werden die Pixelgrößen in Richtung der Bildachsen verwendet, welche entweder vom Hersteller angegeben sind oder aus den Abmessungen der Rezeptorfläche bestimmt werden können:

$$\text{Pixelgröße } x = \frac{\text{Rezeptorgröße } x}{\text{Pixel in } x \text{ Richtung}}; \quad \text{Pixelgröße } y = \frac{\text{Rezeptorgröße } y}{\text{Pixel in } y \text{ Richtung}} \quad \text{Gl. 3-5}$$

Es wird ein neues Bild mit isotropen Pixeln der Größe $\min(\text{Pixelgröße } x, \text{Pixelgröße } y)$ erzeugt. Die Pixel des anisotropen Originalbildes werden, entsprechend ihrer Position, in das neue Pixelraster übertragen (indirekte Transformation, bilineare Interpolation).

3.2.3 Kalibrierkörper

Zur Kamerakalibrierung sind oft ebene Körper mit einfach erkennbaren Mustern [Malm & Heyden, 2006], wie in Abb. 3.2a skizziert im Einsatz. In der optischen Nahbereichsphotogrammetrie werden auch Körper mit Markern verwendet, die in verschiedenen Höhen über einer Bodenplatte angeordnet sind und eine 3D-Konfiguration erlauben. Für Röntgensysteme finden verschiedene Arten von Körpern Anwendung. So bedienen sich Brack et al. [1996] und Roth et al. [1996] eines pyramidenförmigen Körpers mit Markern in mehreren Ebenen (Abb. 3.2b).

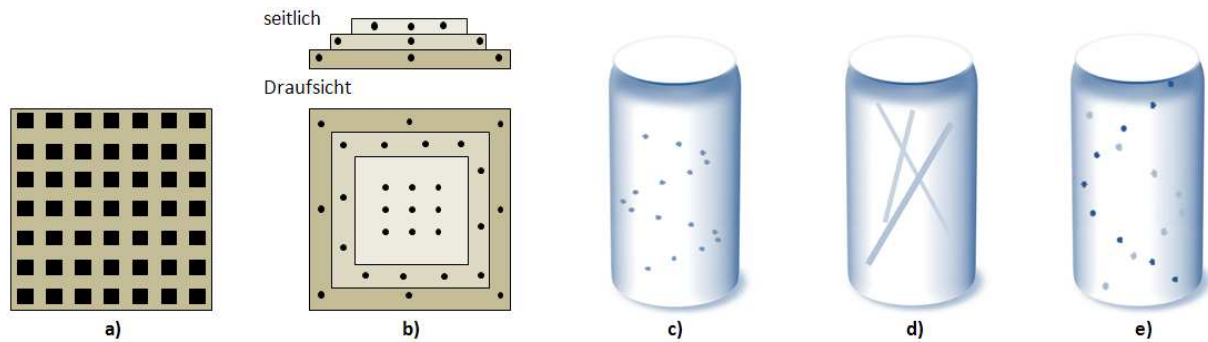


Abb. 3.2: Verschiedene Kalibrierkörper: a) Ebener Körper für die Kalibrierung in der optischen Nahbereichsphotogrammetrie; b) pyramidenförmiger Körper; c) Spiralkörper; d) Körper mit Stäben; e) Helixkörper.

Bei der Röntgenkalibrierung ist es aufgrund der Durchleuchtung grundsätzlich möglich, Kalibrierpunkte zu verwenden, die sich nicht auf der Oberfläche befinden, sondern im Kalibrierkörper verteilt sind. Wenn sich, wie in den hier behandelten Bestrahlungsanlagen, das Kamerasystem um eine feste Achse dreht, liegt es nahe, aufgrund der Achsensymmetrie einen zylindrischen Kalibrierkörper zu verwenden, bei dem die Zylinderachse in Richtung der Drehachse zeigt. Meist wird von der Verwendung zylindrischer Körper mit helixförmig angeordneten Markern berichtet [Rougée et al., 1993; Pouliot et al., 2005]. Die Marker sind meist zwecks hoher Röntgenabsorption aus Metall. Aufgrund ihrer einfachen Form in den Bildern und ihrer damit leichteren Detektierbarkeit, dürften kugelförmige Marker vorteilhaft sein. Für ein rotierendes Röntgenkamerasystem untersucht Claus [2006] welcher von drei zylindrischen Körpern am besten geeignet ist. Betrachtet werden dabei die in Abb. 3.2c-e gezeigten Körper, mit spiralförmig angeordneten Kugeln, mehreren Stäben sowie auf mehrere Helixbahnen verteilten Kugeln. Unter dem Gesichtspunkt der überdeckungsreichen Abbildung aus verschiedenen Aufnahmewinkeln fällt die Entscheidung zugunsten des Helixkörpers. Für die Kalibrierung in den hier behandelten Bestrahlungsanlagen werden dem Layout des Kalibrierkörpers folgende Kriterien zugrunde gelegt:

- Für hohe Röntgenabsorptionswerte wird Gold als Kugelmaterial gewählt. Eine möglichst hohe Kugelzahl stellt sicher, dass sich zufällige Fehler der Kugelpositionen oder Fehler durch Fehldetektion im Bild ausgleichen. Allerdings kann die Anzahl an Kugeln zur Vermeidung gegenseitiger Verdeckungen und aus Kostengründen nicht beliebig hoch gewählt werden.
- Der Radius der Helix soll so klein sein, dass alle Kugeln in allen Anlagen auf die Röntgendetektoren abgebildet werden können. Gleichzeitig soll der Radius möglichst groß sein, da von größeren Kalibrierkörpern höhere Genauigkeiten erwartet werden (vergleichbar mit der Anordnung der sogenannten Gruber Punkte). Ein Näherungswert kann einfach durch

$$\text{Radius} = \min_{k \in \mathbb{Z}^+} \left(\frac{b^{(k)}}{2f^{(k)}} \right) \quad | \quad \text{mit Vergrößerungsfaktor } f^{(k)} = \frac{SID^{(k)}}{SAD^{(k)}} \quad \text{Gl. 3-6}$$

ermittelt werden. k ist ein Index, der über alle Kameras in allen zu berücksichtigenden Bestrahlungsanlagen läuft. b ist die Breite des jeweiligen Detektors, senkrecht zur Achse des in der Anlage ausgerichteten Kalibrierkörpers.

- Der Körper soll eine zentrale Reihe von Kugeln entlang seiner Längsachse besitzen, die es erlaubt seine Ausrichtung visuell über Röntgenbilder zu verifizieren.

3.3 Automatische Kalibrierung aus einer Ansicht

Nachdem der Kalibrierkörper in Position gebracht wurde, wird ein Röntgenbild aufgenommen. Auf diesem sind die Röntgenshatten der Kalibrierkugeln abgebildet. Es folgen die Schritte zur automatischen Kalibrierung für eine Kamera bei beliebig eingestelltem Gantrywinkel:

3.3.1 Kugeldetektion

Zur automatischen Detektion von Markern eines Kalibrierkörpers in einem Röntgenbild bieten sich grundsätzlich zwei Vorgehensweisen an:

- a) Die Kugeln des Kalibrierkörpers werden rechnerisch projiziert und in ihrer Gesamtheit als starres Modell mit ihren Abbildungen im Röntgenbild registriert. Solange eine Mehrzahl von Kugeln im Bild Übereinstimmungen besitzen, fallen einzelne Kugelpositionen so nicht ins Gewicht. Mit einem RANSAC basierten Ansatz [Fischler & Bolles, 1981] könnte aus einer minimalen Anzahl von detektierbaren Kugeln die Positionierung des gesamten Modells bestimmt werden.
- b) Das Modell des Kalibrierkörpers wird vorerst nicht berücksichtigt. Im Bild wird nach einzelnen potentiellen Kugeln gesucht, die erst dann mit projizierten Modellkugeln im 2D oder (nach Rückprojektion) im 3D mit dem Kalibrierkörper verglichen werden. So haben Modellfehler keinen Einfluss auf die Kugeldetektion. Werden genügend Kugeln lokalisiert, könnten sogar mögliche Modellfehler aufgedeckt werden.

Es ist davon auszugehen, dass bei der Herstellung des Kalibrierkörpers einzelne Kugelpositionen nicht fehlerfrei realisiert werden können. Allerdings werden erfahrungsgemäß je nach Röntgeneinstellungen und Aufnahmewinkel auch nicht immer alle Kugeln deutlich erkennbar abgebildet (z. B. kann ein Kalibrierkörper konstruktionsbedingt Bildartefakte produzieren). Daher wird ein Kompromiss gewählt. Erst werden Kalibrierkugeln in der näheren Umgebung ihrer durch Projektion des Modells nur genäherten Positionen gesucht [Selby et al., 2007b; Selby et al., 2008c]. Basierend auf den detektierten Kugeln wird das Kameramodell verbessert, um dann in einer weiteren Iteration eine erneute Modellprojektion und Kugeldetektion durchzuführen.

Modellierung der Kalibrierkugeln

Die Abbildung eines Objektes im Röntgenbild wird simuliert, indem das Absorptionsverhalten gegenüber Röntgenstrahlung genähert und die von jedem simulierten Strahl durchquerte Strecke durch das Objekt bestimmt wird [Selby et al., 2010b]. Die zur Erstellung eines Modells für den Röntgenshatten einer Kugel relevanten geometrischen Größen sind zur Übersicht in Abb. 3.3a dargestellt. Der Weg eines Photons durch eine Kugel des Kalibrierkörpers sei von Länge η . Verläuft seine Bahn im Abstand $D \leq$ Kugelradius R_K vorbei an Kugelmittelpunkt K , entspricht der Weg durch die Kugel, unabhängig vom Einstrahlwinkel, der Länge einer Kreissehne $\eta(D) = 2(R_K^2 - D^2)^{1/2}$. Unter der Annahme, dass die Detektorebene nicht verkippt ist, werden Abstand und Kugelradius in entsprechend projizierten Größen d und r_K ausgedrückt (dass die Vereinfachung erlaubt ist, wird in Abschnitt 7.1.3 gezeigt). Mit Kamerakonstante c_k und dem Abstand c_{KU} zwischen Projektionszentrum und Kugelmittelpunkt folgt:

$$\eta(d) = 2 \frac{c_{KU}}{c_k} \sqrt{r_K^2 - d^2} \quad \text{Gl. 3-7}$$

Die Abschwächung von Röntgenstrahlen wird durch die Lambert-Beer Gleichung (Gl. 2-6) genähert. Statt dem Absorptionskoeffizienten $\mu_E(\eta)$ ist für ein bestimmtes Material meist nur ein Massenabschwächungskoeffizient m_E gegeben [Hubbell & Seltzer, 2009], welcher der materialabhängigen Abschwächung der Photonen pro Dichteeinheit des Materials entspricht. Der zugehörige Absorptions-

koeffizient für ein homogenes Material der Dichte ρ folgt aus $\mu_E = m_E \rho$. Im digitalen Röntgenbild werden Schatten von Objekten mit höherer Intensität dargestellt. Für die absorbierte Strahlung gilt dann mit initialer Strahlung I_0 und ankommender Strahlung I_1 nach Gl. 2-6:

$$I_{ABS} = I_0 - I = I_0(1 - \exp(-\eta m_E \rho)) \quad \text{Gl. 3-8}$$

Die absorbierte Intensität an der Stelle eines im Abstand d vom projizierten Kugelmittelpunkt in der Projektionsebene eintreffenden Strahls kann man nun nähern, indem Strecke $\eta(d)$ aus Gl. 3-7 eingesetzt wird. Zur weiteren Vereinfachung wird I_0 auf 1 normiert. Man erhält ein Modell für die relativ zur ursprünglichen Strahlung absorbierte Intensität:

$$I_{MOD}(d) = 1 - \exp\left(-2 \frac{c_{KU}}{c_k} m_E \rho \sqrt{r_K^2 - d^2}\right) \quad \text{Gl. 3-9}$$

Es wurde monochromatische Röntgenstrahlung angenommen, wobei aber eine Röntgenröhre ein kontinuierliches Spektrum unterschiedlicher Energien bis zum Maximum E_{MAX} erzeugt. Auch wurde die mögliche Absorption durch fremde Materialien im Strahlengang nicht berücksichtigt. Aufgrund der auch bei hohen Energien hohen Absorption des Kugelmaterials (Gold) gegenüber anderen Materialien in der Röntgenstrecke (Luft, Carbon-Tischplatte, Plexiglas/Keramik-Kalibrierkörper), sollte das Modell jedoch ausreichen. Eine detailliertere radiometrische Modellierung für ein einfaches Objekt wird in Selby et al. [2010b] erläutert.

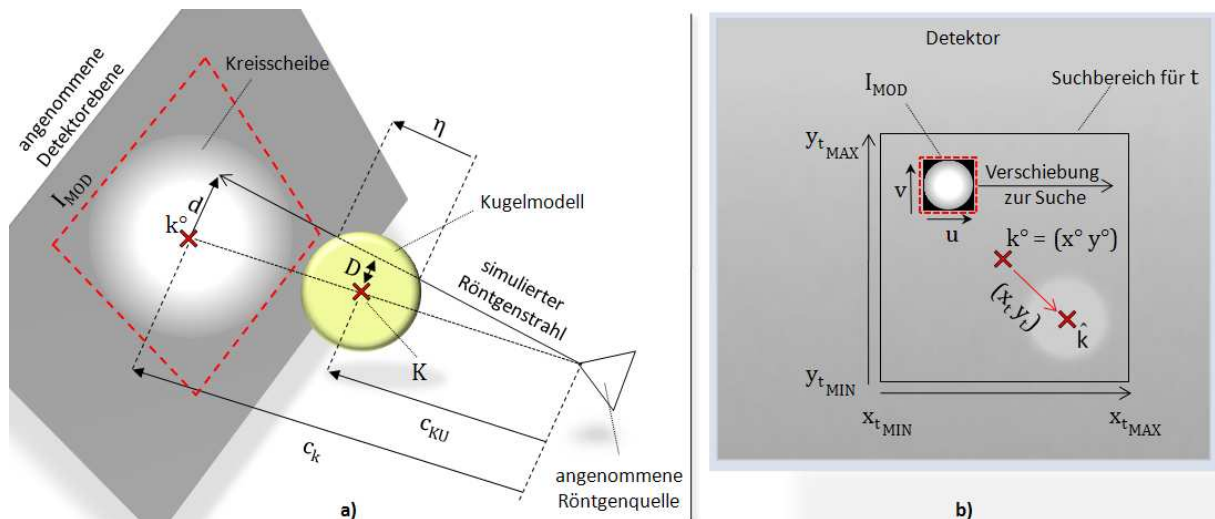


Abb. 3.3: Röntgenshatten einer Kugel und Suche im Röntgenbild: **a)** Das Modell einer Kugel wird auf den Röntgendetektor projiziert. Hellere Grauwerte bedeuten dabei eine stärkere Absorption der Photonen. **b)** Mit der erzeugten Schablone wird nach dem echten Röntgenshatten gesucht.

Template Matching

Der Mittelpunkt K_j einer Kugel j wird rechnerisch unter Verwendung genäherter Kameraparameter mit Projektionsmatrix \mathbf{P}^0 (Gl. 3-4) auf die Ebene des Röntgendetektors projiziert, sodass er auf $k_j^0 = (x^0 \ y^0)^T = \mathbf{P}^0 K_j$ abgebildet wird. Weicht das genäherte Kameramodell nicht zu stark von der realen Kamera ab, so wird der Röntgenshatten einer echten Kugel mit \hat{k}_j nahe k_j^0 abgebildet. Umliegende Pixel $k_j^0 + (u \ v)^T$ haben zu k_j^0 den Abstand $d = \sqrt{u^2 + v^2}$. Ihre Intensitäten werden gemäß Gl. 3-9 genähert mit:

$$I_{MOD}(u, v) = I_{MOD}(d) = 1 - \exp\left(-2 \frac{c_{KU}}{c_k} m_E \rho \sqrt{r_K^2 - (u^2 + v^2)}\right) \quad \text{Gl. 3-10}$$

Abb. 3.3b stellt die Suche nach der Position \hat{k}_j des echten Röntgenshatten, unter Verwendung der Schablone I_{MOD} , in der Umgebung der initial angenommenen Position k_j^0 dar. Diese wird mit einem

geeigneten Ähnlichkeitsmaß durchgeführt. Da durch Gl. 3-9 nur relative Intensitäten bestimmt werden, muss dieses Maß robust gegen lineare Grauwertabweichungen sein. Als Standardmethode für templatebasiertes Matching von Bilddaten wird oft die aus der Signalverarbeitung bekannte Normalisierte Kreuzkorrelation (NCC, *Normalized Cross Correlation*) verwendet [Duda & Hart, 1973; Gonzalez & Woods, 1992]. Wird diese an Stellen $(x^\circ + x_t, y^\circ + y_t)^T$ über einen Bereich von $-r_K \leq u \leq r_K$ und $-r_K \leq v \leq r_K$ (in Pixeln) ermittelt, ergibt sie:

$$NCC(x_t, y_t) = \sum_{u,v} \frac{(f(x^\circ + x_t + u, y^\circ + y_t + v) - \bar{f})(I_{MOD}(u, v) - \bar{I}_{MOD})}{\sigma_f \sigma_{I_{MOD}}} \quad \text{Gl. 3-11}$$

NCC misst den linearen Zusammenhang zwischen Bild f und Schablone I_{MOD} . I_{MOD} kann zur schnelleren Bestimmung von NCC vorberechnet werden. Laufvariablen u und v laufen sinnvollerweise über die Schablonengröße, also den Bildausschnitt der modellierten Kugelabbildung. \bar{I}_{MOD} und $\sigma_{I_{MOD}}$ sind leicht zu bestimmendes erstes und zweites Moment der Templateintensitäten. Die gemessene Position einer Kugelprojektion \hat{k}_j ist:

$$k_j = k_j^\circ + t_j = k_j^\circ + \arg \max_{t_j \in \mathbb{R}^2} NCC(x_{t_j}, y_{t_j}) \quad \text{mit } t_{MIN} \leq t_j \leq t_{MAX} \quad \text{Gl. 3-12}$$

Wird nur in der näheren Umgebung von k_j° gesucht, kann das Maximum durch Vergleich aller vorkommenden Pixel ohne Optimierungsalgorithmus gefunden werden. Mit einer höheren Interpolation als Nearest-Neighbor und Schrittweiten von $\Delta t \leq 0.5 \cdot \text{Pixelgröße}$ sollte Subpixelgenauigkeit möglich sein. Wird die Suche mehrmals mit schrittweiser Verbesserung der Startpositionen durchgeführt, kann der Suchbereich $[t_{MIN}, t_{MAX}]$ schrittweise verkleinert werden, um zu verhindern, dass nicht benachbarte Kugeln doppelt detektiert werden. Dabei wird er über die Anzahl der durchgeführten Iterationen linear auf etwas mehr als einen Kugeldurchmesser im Bild, reduziert.

3.3.2 Bestimmung der Kameraparameter

Die Kameraparameter werden bestimmt, indem die Abweichungen zwischen k und k° in Abhängigkeit von den Parametern der Projektion minimiert werden:

$$O, R, H = \arg \min_{O, R, H \in \mathbb{R}^9} \sum_j (k_j - k_j^\circ)^T (k_j - k_j^\circ) \quad \text{Gl. 3-13}$$

In Abb. 3.4 ist der iterative Algorithmus zur Fehlerminimierung durch Einstellung der neun Kameraparameter in drei Schritten dargestellt:

- Zu Beginn und nach jeder Iteration werden mit den genäherten/verbesserten Kameraparametern neue Näherungswerte k_j° der projizierten Kugelmitten bestimmt.
- In der Umgebung $[t_{MIN}, t_{MAX}]$ aller k_j° wird die Detektion der beobachtbaren Abbildungen k_j der echten Kugeln durchgeführt.
- Nach Minimierung der quadratischen Abstände durch Adaption der Kameraparameter wird mit verbesserten Parametern (und kleinerem $[t_{MIN}, t_{MAX}]$) bei a) fortgefahren oder, wenn sich die Kameraparameter nicht weiter ändern, das Ergebnis $(\hat{O}, \hat{R}, \hat{H})$ ausgegeben.

Offen ist bisher, wie die Minimierung (Gl. 3-13) durchgeführt wird. In Selby et al. [2007b; 2008c] wurde der Nelder-Mead Optimierer [Nelder & Mead, 1965] eingesetzt. Sein Vorteil ist, dass keine Linearisierung des funktionalen Zusammenhangs zwischen den Orten räumlicher und projizierter Kugeln durchgeführt werden muss. Ein Nachteil ist, dass keine direkte Aussage über die Genauigkeit der verbesserten Kameraparameter möglich ist. Alternativ kann – wie folgt – nach der Methode der Kleinsten Fehlerquadrate, z. B. im GH-Modell, minimiert werden.

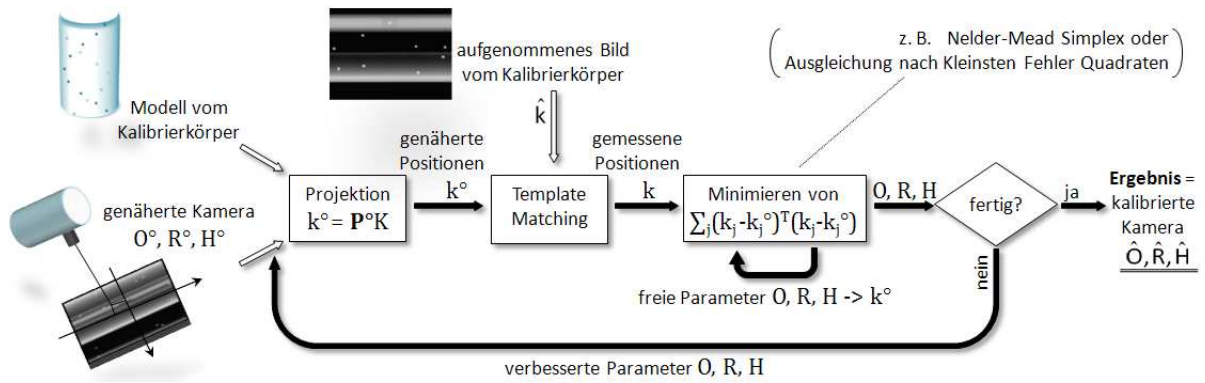


Abb. 3.4: Kalibrieralgorithmus für eine Kamera, mit Erzeugung von Näherungswerten k° für projizierte Kugeln, Template Matching und Abstandsminimierung zwischen beobachteten und genäherten Positionen.

Funktionales Modell der Einzelkamerakalibrierung

Bedingungsgleichungen zur Formulierung des Ausgleichsproblems kann man z. B. über die DLT (*Direkte Lineare Transformation*) erhalten. Mit ihr wird die Zentralprojektion auf lineare Gleichungen zurückgeführt, weshalb sie sich gut für die Minimierung nach Kleinsten Fehlerquadraten eignet. Die DLT birgt jedoch Nachteile [Kraus & Waldhäusl, 1996]. So berücksichtigt sie, da sie von der erweiterten Zentralprojektion mit 11 Parametern ausgeht, mehr Freiheitsgrade, als hier kalibriert werden sollen. Dabei werden unterschiedliche Maßstäbe sowie Nicht-Orthogonalität der Bildachsen einbezogen (vgl. Gl. 3-3). Sollen die genannten Parameter nicht verwendet werden, verliert die DLT den Vorteil der Linearität. Ferner kann die DLT numerisch instabil werden, wenn ein projizierter Punkt weit vom Ursprung des Referenzkoordinatensystems entfernt liegt [Kraus & Waldhäusl, 1996].

Alternativ können die Bedingungsgleichungen unmittelbar aus den Kollinearitätsgleichungen (Gl. 3-2, ohne Verzeichnungen Δv) aufgestellt werden. Dabei werden die näherungsweise bekannten Kameraparameter so angepasst, dass die Abstände zwischen rechnerischen den detektierten Projektionen minimal werden. Die Beobachtungen aus räumlichen Kugelkoordinaten (X, Y, Z) und projizierten Kugelkoordinaten (x, y) sowie die gesuchten Unbekannten für m Kugeln sind:

$$\begin{aligned} b_{5m} &= (X_1 Y_1 Z_1 \dots X_m Y_m Z_m x_1 y_1 \dots x_m y_m)^T \\ x_9 &= (X_0 Y_0 Z_0 \alpha \beta \gamma X_H Y_H Z_H)^T \end{aligned} \quad \text{Gl. 3-14}$$

Näherungswerte x° der Kameraparameter entsprechen der ungefähren geometrischen Anordnung der Kamera. Für jede verwendete Kalibrierkugel $j \leq m$ folgen aus Gl. 3-2 zwei Bedingungsgleichungen (der Übersicht halber im Nachfolgenden ohne Verbesserungen v formuliert):

$$\begin{aligned} f_{x_j}: X_H - Z_H \frac{r_{11}(X_j - X_0) + r_{21}(Y_j - Y_0) + r_{31}(Z_j - Z_0)}{r_{13}(X_j - X_0) + r_{23}(Y_j - Y_0) + r_{33}(Z_j - Z_0)} - x_j &= 0 \\ f_{y_j}: Y_H - Z_H \frac{r_{12}(X_j - X_0) + r_{22}(Y_j - Y_0) + r_{32}(Z_j - Z_0)}{r_{13}(X_j - X_0) + r_{23}(Y_j - Y_0) + r_{33}(Z_j - Z_0)} - y_j &= 0 \end{aligned} \quad \text{Gl. 3-15}$$

Die neun Rotationskomponenten r_{11} bis r_{33} entsprechen drei Freiheitsgraden der Detektorrotation und werden unter Einhaltung einer vorgegebenen Rotationsreihenfolge (hier γ - β - α) durch

$$\begin{aligned} \mathbf{R}_D &= [r_{kl}]_{3 \times 3} = \mathbf{R}_\alpha \mathbf{R}_\beta \mathbf{R}_\gamma = \\ &= \begin{bmatrix} \cos \beta \cos \gamma & -\cos \beta \sin \gamma & \sin \beta \\ \cos \alpha \sin \gamma + \sin \alpha \sin \beta \cos \gamma & \cos \alpha \cos \gamma - \sin \alpha \sin \beta \sin \gamma & -\sin \alpha \cos \beta \\ \sin \alpha \sin \gamma - \cos \alpha \sin \beta \cos \gamma & \sin \alpha \cos \gamma + \cos \alpha \sin \beta \sin \gamma & \cos \alpha \cos \beta \end{bmatrix} \end{aligned} \quad \text{Gl. 3-16}$$

substituiert. Insgesamt werden $g = 2m$ Bedingungsgleichungen mit $u = 9$ Unbekannten aufgestellt. Theoretisch müssen vier 2D-Punkte und eine zusätzliche 2D-Koordinate gemessen werden, um nach

den Kameraparametern mit Redundanz $r = 2m - 9$ zu lösen. Die Jacobi-Matrizen der partiellen Ableitungen nach b und x° sind:

$$\mathbf{B}_{2m \times 5m} = \begin{bmatrix} \partial f_{x_1} / \partial b \\ \partial f_{y_1} / \partial b \\ \vdots \\ \partial f_{x_m} / \partial b \\ \partial f_{y_m} / \partial b \end{bmatrix}; \quad \mathbf{A}_{2m \times 9} = \begin{bmatrix} \partial f_{x_1} / \partial x^\circ \\ \partial f_{y_1} / \partial x^\circ \\ \vdots \\ \partial f_{x_m} / \partial x^\circ \\ \partial f_{y_m} / \partial x^\circ \end{bmatrix} \quad \text{Gl. 3-17}$$

Gleichungen Gl. 3-15 sind übrigens an allen Stellen b und x differenzierbar, es sei denn, die jeweiligen Nenner werden Null. Dies ist nur dann der Fall, wenn ein 3D-Punkt K , wie in Abb. 3.5a gezeigt, auf der zum Detektor parallelen Ebene durch den Ursprung O liegt. Physikalisch unmöglich ist die Projektion von Punkten außerhalb der Strahlpyramide (Abb. 3.5b). Diese Kugelpositionen sollten bei der Kalibrierung ausgeschlossen werden.

Stochastisches Modell der Einzelkamerakalibrierung

Das stochastische a priori Modell wird aus erwarteten Beobachtungsfehlern aufgestellt. In Abb. 3.5c wird gezeigt, wie der Kalibrierkörper mittels Tachymeter auf dem Behandlungstisch ausgerichtet wird. Eine in Mitte des Körpers definierte Referenzposition soll dabei dem tatsächlich vom Behandlungstrahl fokussierten Punkt P_{DOSIS} entsprechen. Mögliche Fehler bei der Positionierung des Körpers werden vorerst nicht berücksichtigt (Abweichungen zwischen P_{DOSIS} und P_{ISO} werden in Abschnitt 5.2 behandelt). Stattdessen wird der Ursprung P_{ISO} der Anlage (und damit des Koordinatensystems F) als der Punkt festgelegt, an dem der Kalibrierkörper positioniert wurde.

Es seien σ_{x_j} , σ_{y_j} und σ_{z_j} konstruktionsbedingte Standardabweichungen einzelner Kugeln K_j in X-, Y- und Z-Achsenrichtung des Kalibrierkörpers. Fehler σ_{x_j} und σ_{y_j} der im Bild bestimmten Röntgenprojektionen folgen aus Ungenauigkeiten des Template Matching Verfahrens. Gewichtskoeffizient σ_0 wird auf 1 normiert und Kovarianzen werden erst mal mit 0 initialisiert. Somit gilt für die Gewichtskoeffizienten- bzw. Kovarianzmatrix der Beobachtungen:

$$\mathbf{Q}_{bb} = \mathbf{C}_{bb} = \text{diag} \left(\sigma_{x_1}^2, \sigma_{y_1}^2, \sigma_{z_1}^2, \dots, \sigma_{x_m}^2, \sigma_{y_m}^2, \sigma_{z_m}^2, \sigma_{x_1}^2, \sigma_{y_1}^2, \dots, \sigma_{x_m}^2, \sigma_{y_m}^2 \right) \quad \text{Gl. 3-18}$$

Die Kovarianzen $\mathbf{C}_{ORH} = \mathbf{C}_{\hat{x}\hat{x}}$ der ausgeglichenen Kameraparameter erhält man nach der letzten Iteration mit Gl. 2-4 aus dem GH-Modell.

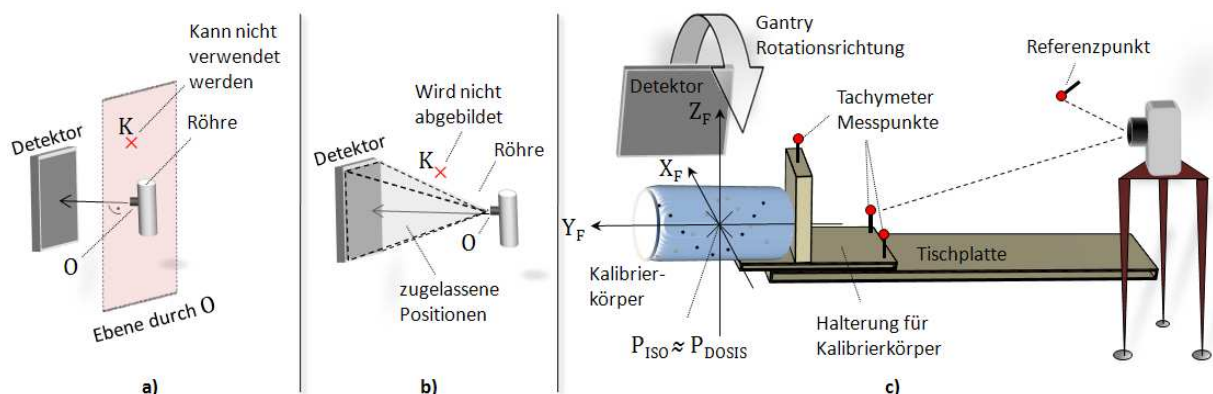


Abb. 3.5: Problematische Kugelpositionen und Ausrichtung eines Kalibrierkörpers: **a)** Bestimmte Positionen eignen sich rechnerisch oder **b)** physikalisch nicht zur Kalibrierung; **c)** ein Kalibrierkörper wird auf dem Patiententisch mittels Tachymeter ausgerichtet.

3.3.3 Konvertierung in ein geeigneteres Kameramodell

Ergebnis der Kalibrierung sind die neun Parameter Röhrenposition O , Kamerarotation R und Bildhauptpunkt H (inklusive der Kamerakonstanten). Bei der Beschreibung der Bewegung der Kamera-komponenten im Rahmen einer Kalibrierung aus mehreren Ansichten ist es handlicher, statt Bildhauptpunkt H , Detektorursprung M zu verwenden, der die physikalische Position des Detektors repräsentiert. Invertieren von Gl. 3-1 erlaubt es, das Kameramodell entsprechend anzupassen:

$$\begin{pmatrix} M \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} I & O \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R_D & O \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{pmatrix} -H \\ 1 \end{pmatrix} \quad \text{Gl. 3-19}$$

Um Kovarianzen C_{ORM} der ausgeglichenen Parameter verwenden zu können, wird die Gaußsche Fehlerfortpflanzung für Gl. 3-19 durchgeführt. Die Gleichung ist nach O , R und H differenzierbar, sodass die Kovarianzmatrix C_{ORM} des Kameramodells bestimmt werden kann:

$$C_{ORM} = A C_{ORH} A^T; \quad A_{9 \times 9} = \begin{bmatrix} \frac{\partial M}{\partial O} & \frac{\partial M}{\partial R} & \frac{\partial M}{\partial H} \end{bmatrix} \quad \text{Gl. 3-20}$$

3.4 Optionale Bündelblockausgleichung für mehrere Ansichten

Sollen eine oder mehrere Kameras aus mehreren Ansichten für eine Bestrahlungsanlage kalibriert werden, so liegt es nahe dies im Rahmen einer Bündelblockausgleichung zu tun. Diese soll optional sein, da nicht unbedingt Bilddaten für die Kalibrierung aus allen Ansichten (z. B. Nachkalibrierung aus einer Ansicht) vorliegen und es Situationen geben kann, in welchen für eine Ansicht ein anderer Kalibrierkörper (mit anderen zufälligen Kugelfehlern) oder ein anders orientierter Kalibrierkörper verwendet werden muss (z. B. bei Schrägstrahlanlagen, da der Körper schlecht längsseitig durchleuchtet werden kann). Im Folgenden wird gezeigt, wie die Einzelkamerakalibrierung optional zur Bündelblockausgleichung für mehrere Ansichten erweitert wird. Die m Kugeln des Kalibrierkörpers werden dabei als Vollpasspunkte angesehen.

Soll aus n Ansichten (auch mit verschiedenen Kameras) kalibriert werden, müssen Beobachtungsvektor und Varianzen um die aus den anderen Ansichten projizierten Kalibrierpunkte erweitert werden. Der Beobachtungsvektor mit den 3D-Kugelkoordinaten und den Koordinaten der in alle Ansichten projizierten Kugeln hat dann die Länge $3m + 2nm$; die Unbekannten entsprechen den Kameraparametern aller n Ansichten:

$$b_{(3m+2nm)} = ((X, Y, Z)_{1...m} \ (x, y)_{1...n, 1...m})^T; \quad C_{bb} = \text{diag} \left(\sigma_{(X,Y,Z)_{1...m}}^2, \sigma_{(x,y)_{1...n, 1...m}}^2 \right) \quad \text{Gl. 3-21}$$

$$x_{9n} = ((X_O, Y_O, Z_O, \alpha, \beta, \gamma, X_H, Y_H, Z_H)_{1...n})^T$$

Die Bedingungsgleichungen (Gl. 3-15) vervielfachen sich entsprechend um Faktor n , sodass für alle $i = 1 \dots n$ und $j = 1 \dots m$ gelten soll:

$$f_{x_{ij}: X_{H_i} - Z_{H_i}} \frac{r_{11_i}(X_j - X_{O_i}) + r_{21_i}(Y_j - Y_{O_i}) + r_{31_i}(Z_j - Z_{O_i})}{r_{13_i}(X_j - X_{O_i}) + r_{23_i}(Y_j - Y_{O_i}) + r_{33_i}(Z_j - Z_{O_i})} - x_{ij} = 0$$

$$f_{y_{ij}: Y_{H_i} - Z_{H_i}} \frac{r_{12_i}(X_j - X_{O_i}) + r_{22_i}(Y_j - Y_{O_i}) + r_{32_i}(Z_j - Z_{O_i})}{r_{13_i}(X_j - X_{O_i}) + r_{23_i}(Y_j - Y_{O_i}) + r_{33_i}(Z_j - Z_{O_i})} - y_{ij} = 0 \quad \text{Gl. 3-22}$$

Mit $g = 2nm$ Bedingungsgleichungen und $u = 9n$ Unbekannten entspricht die Redundanz nun $r = n(2m - 9)$, erhöht sich also um Faktor n gegenüber der Einzelkalibrierung. Dabei ist nach wie vor die gleiche Anzahl (neun) detektierter Kugelkoordinaten pro Bild notwendig. Der Hauptvorteil der Bündelblockausgleichung dürfte darin liegen, dass zufällige Fehler der 3D-Kugelkoordinaten für alle Kameraansichten gemeinsam berücksichtigt werden.

3.5 Anlagenkalibrierung

In Gantryanlagen sind die Röntgensysteme im rotierbaren Gantryring angebracht. In Abb. 3.6 wird ein 3D-Modell für eine beispielhafte Gantry mit zwei Röntgensystemen in zwei möglichen Winkelstellungen gezeigt. Alle Koordinaten, auch die der Kamerakomponenten, beziehen sich auf das bereits erwähnte und in DIN EN 61217 [2010] definierte Referenzkoordinatensystem F .

Für verschiedene Winkeleinstellungen, z. B. $\phi_d = 0^\circ, 45^\circ, 90^\circ, \dots, 270^\circ$, werden Bilder aufgenommen und die Kalibrieroutine für die Kamera(s) durchgeführt. Für eine Kamera und eine Rotationsrichtung d im bzw. gegen den Uhrzeigersinn, liegen also kalibrierte Parameter bei verschiedenen Winkeln $\phi_{d,i}$ vor. Wird die Gantry rotiert, dann sollten sich die Komponenten eines Kamerasystems auf einer definierten Bahn bewegen und es sollte möglich sein, von den an einigen Stellen kalibrierten Parametern auf andere auf der Bahn liegende Kameraparameter zu schließen. Einerseits würde dies erlauben, die Kameraausrichtung bei allen Gantryeinstellungen zu bestimmen, zum Anderen würden einzelne Fehlkalibrierungen durch besser kalibrierte Parametersätze ausgeglichen.

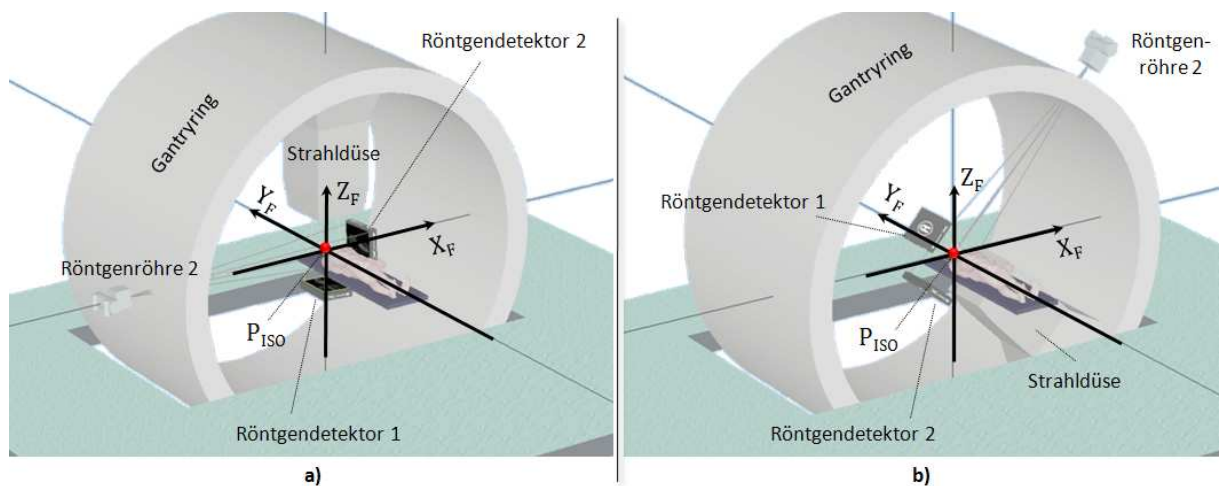


Abb. 3.6: 3D-Modell einer Gantry mit Röntgensystemen: a) Bei 0° und b) bei 135° Gantryrotation.

Folgende Annahmen werden zur Bewegung der Kamerakomponenten gemacht:

- Röhre und Detektor bewegen sich um eigene Rotationszentren $P_{RÖH}$, P_{DET} . Deren X - und Z -Koordinaten sollten identisch sein. Um dies zu prüfen, werden sie jedoch als voneinander unabhängig angenommen.
- Der Gantryring kann aufgrund seiner hohen Masse (je nach Typ bis über 100 t [Heeg et al., 2004; Trbojevic, 2010]) nicht als vollkommen rigide angenommen werden. Es ist davon auszugehen, dass er in Richtung Erdanziehungskraft (Z_F -Achse) gegenüber der idealen Kreisform deformiert ist, sodass eine elliptische Form vorliegt. Die Ellipse ist aufgrund des in Richtung $-Z_F$ wirkenden Kraftvektors nicht in der X - Z -Ebene (vgl. Abb. 3.6) rotiert.
- Die Gantry sollte sich idealerweise um eine Achse, parallel zu Y_F drehen. Ob sich die mehrere Meter durchmessende Konstruktion um eine genau ausgerichtete Achse dreht, ist jedoch zweifelhaft. Daher wird die mögliche Verkippung der Rotationsbahn um die X_F - und Z_F -Achse berücksichtigt.
- Detektorrotation β (Y_F -Achse) hängt vom Gantrywinkel ϕ und dem Winkel ϕ_{DET} ab, in welchem der Detektor in der Gantry montiert ist. Flachbettdetektoren (Gewicht hier ca. 7 kg) lassen sich fest im Gantryring anbringen, ihre Verkippung in Bezug auf das Gantrysystem sollte konstant sein.
- Die Kameraausrichtungen könnten sich, je nachdem, ob im oder gegen den Uhrzeigersinn kalibriert wurde, aufgrund Gewichtsverlagerungen unterscheiden.

Abb. 3.7 zeigt schematisch eine um Winkel ϕ rotierbare Gantry, die durch eine Gewichtskraft nach unten deformiert ist. Es werden Parameter der anzunehmenden Bahnellipsen für einen Röntgendetektor und eine Röntgenröhre in Bezug auf das F -System dargestellt. Auch eine mögliche Verkipfung der Ellipsen um Winkel α_{EL} und γ_{EL} wird berücksichtigt. Im Folgenden wird ein funktionales Modell vorgestellt, das die Kameraparameter in Abhängigkeit von der Gantryeinstellung beschreibt. Die Ausgleichung im GH-Modell wird für jede Drehrichtung unabhängig voneinander durchgeführt, da sich der Workflow der Anlagenkalibrierung in die klinische Routine integrieren muss und nicht davon ausgegangen werden kann, dass immer zwei Kameras gleichzeitig oder immer sowohl im als auch gegen den Uhrzeigersinn rotierend kalibriert wird. In Lösler & Nitschke [2010] wird für beliebige Ellipsen eine zweistufige Ausgleichung im Gauß-Markov Modell vorgeschlagen. Erst wird die Regressionsebene durch gegebene Punkte bestimmt, dann die Ellipse in der Ebene berechnet. Hier wird ein kompakteres, einstufiges funktionales Modell verwendet.

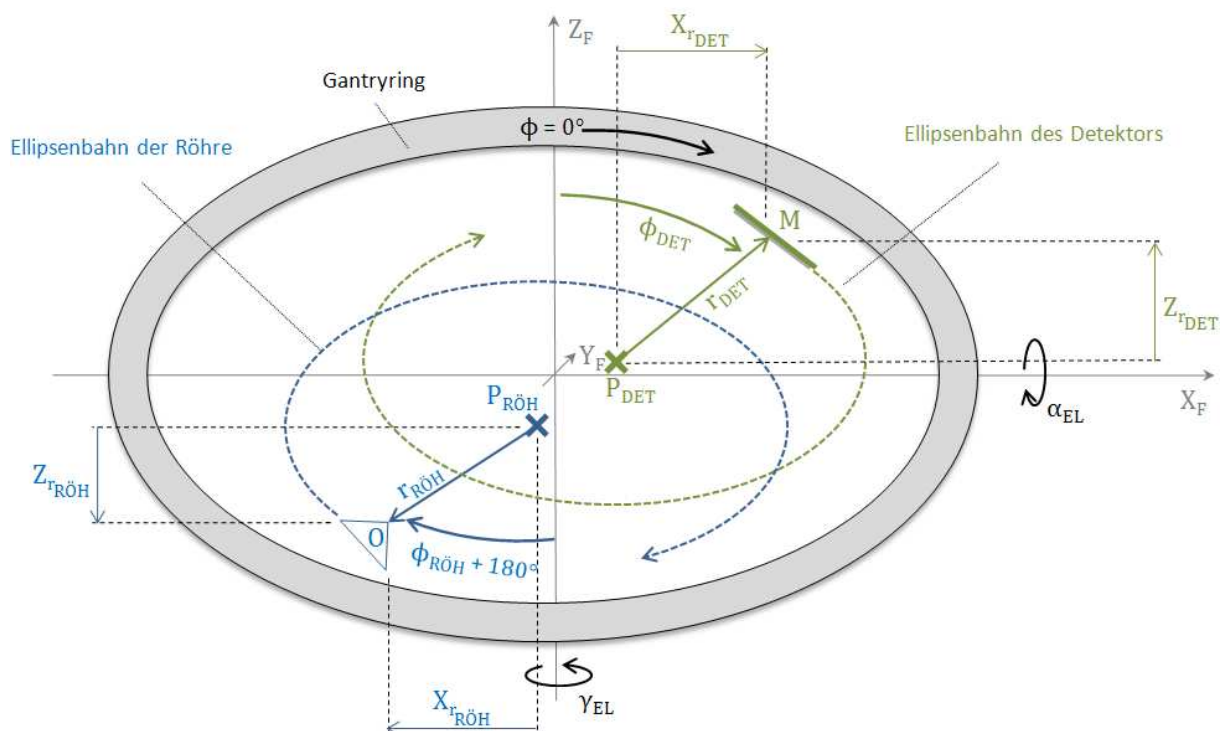


Abb. 3.7: Gantrymodell für die funktionale Beschreibung der Kamerabewegung (Blickrichtung in die Gantry hinein, nicht maßstabsgetreu).

3.5.1 Funktionales Modell der Anlage

Für die Kamera in einer Gantry seien Winkel $\phi_{RÖH}$ und ϕ_{DET} , mit welchen Detektor und Röhre relativ zur Gantry 0° -Stellung installiert sind, gegeben. Idealerweise beträgt $\phi_{RÖH} = \phi_{DET} + 180^\circ$ (Abb. 3.7). Für n Ansichten bei Gantrywinkeln ϕ_i (einer Rotationsrichtung) sind nach Bestimmung der Detektorposition mit Gl. 3-19 je neun ausgeglichene Parameter O_i , R_i , M_i bekannt. Daraus folgt der Beobachtungsvektor. Die drei Koordinaten der Drehzentren seien $P_{RÖH}$ und P_{DET} . Die Radien $r_{RÖH}$ und r_{DET} der Ellipsen sind Vektoren, je in X - und Z -Richtung des F -Systems. α_{EL} und γ_{EL} bestimmen die Verkipfung der Drehbahn um die X - und Z -Achse, und damit beider Ellipsen. Mit den Winkeln der verkippten Detektorebene α_{DET} , β_{DET} und γ_{DET} bilden diese Werte den Vektor der Unbekannten:

$$\begin{aligned} b_{2+10n} &= (\phi_{RÖH} \ \phi_{DET} \ \phi_1 \ O_1 \ R_1 \ M_1 \dots \ \phi_n \ O_n \ R_n \ M_n)^T \\ x_{15} &= (P_{RÖH} \ r_{RÖH} \ P_{DET} \ r_{DET} \ \alpha_{EL} \ \gamma_{EL} \ \alpha_{DET} \ \beta_{DET} \ \gamma_{DET})^T \end{aligned} \quad \text{Gl. 3-23}$$

Für Röhren- und Detektorkoordinaten auf den noch unrotierten Ellipsen gilt bei ϕ_i :

Röhre	Detektor	
$X'_{O_i} = X_{P_{RÖH}} + X_{r_{RÖH}} \sin(\phi_i + \phi_{RÖH})$	$X'_{M_i} = X_{P_{DET}} + X_{r_{DET}} \sin(\phi_i + \phi_{DET})$	Gl. 3-24
$Y'_{O_i} = Y_{P_{RÖH}}$	$Y'_{M_i} = Y_{P_{DET}}$	
$Z'_{O_i} = Z_{P_{RÖH}} + Z_{r_{RÖH}} \cos(\phi_i + \phi_{RÖH})$	$Z'_{M_i} = Z_{P_{DET}} + Z_{r_{DET}} \cos(\phi_i + \phi_{DET})$	

Nach Drehung um α_{EL} und γ_{EL} aus der Ebene ergeben sich sechs Bedingungsgleichungen, für welche die Ellipsenkoordinaten aus Gl. 3-24 substituiert werden:

Regressionsellipse der Röhre

$$\begin{aligned}
 f_{i1}: X_{O_i} - (X'_{O_i} \cos(\gamma_{EL}) - Y'_{O_i} \sin(\gamma_{EL})) &= 0 \\
 f_{i2}: Y_{O_i} - (X'_{O_i} \cos(\alpha_{EL}) \sin(\gamma_{EL}) + Y'_{O_i} \cos(\alpha_{EL}) \cos(\gamma_{EL}) - Z'_{O_i} \sin(\alpha_{EL})) &= 0 \\
 f_{i3}: Z_{O_i} - (X'_{O_i} \sin(\alpha_{EL}) \sin(\gamma_{EL}) + Y'_{O_i} \sin(\alpha_{EL}) \cos(\gamma_{EL}) + Z'_{O_i} \cos(\alpha_{EL})) &= 0
 \end{aligned}$$

Gl. 3-25

Regressionsellipse des Detektors

$$\begin{aligned}
 f_{i4}: X_{M_i} - (X'_{M_i} \cos(\gamma_{EL}) - Y'_{M_i} \sin(\gamma_{EL})) &= 0 \\
 f_{i5}: Y_{M_i} - (X'_{M_i} \cos(\alpha_{EL}) \sin(\gamma_{EL}) + Y'_{M_i} \cos(\alpha_{EL}) \cos(\gamma_{EL}) - Z'_{M_i} \sin(\alpha_{EL})) &= 0 \\
 f_{i6}: Z_{M_i} - (X'_{M_i} \sin(\alpha_{EL}) \sin(\gamma_{EL}) + Y'_{M_i} \sin(\alpha_{EL}) \cos(\gamma_{EL}) + Z'_{M_i} \cos(\alpha_{EL})) &= 0
 \end{aligned}$$

Die Detektorrotationen sollten im Koordinatensystem der Gantry konstant sein und ergeben als Matrix $\mathbf{R}_{DET} = \mathbf{R}_{\alpha_{DET}} \mathbf{R}_{\beta_{DET}} \mathbf{R}_{\gamma_{DET}}$. Aus der Kamerakalibrierung liegen für jede Ansicht Winkel α_i , β_i und γ_i im Raumkoordinatensystem F vor und ergeben $\mathbf{R}_i = \mathbf{R}_{\alpha_i} \mathbf{R}_{\beta_i} \mathbf{R}_{\gamma_i}$. \mathbf{R}_i wird vom Raumsystem ins System der Gantry transferiert und um ϕ_{DET} zurückgedreht. Wenn nun die Verbesserungen einer siebten Bedingungsgleichung

$$f_{i7}: \text{dist}(\mathbf{R}_{DET}, \mathbf{R}'_i) = 0 \quad \text{mit } \mathbf{R}'_i = \mathbf{R}_{\phi_i}^T \mathbf{R}_{\phi_{DET}}^T (\mathbf{R}_{\alpha_i} \mathbf{R}_{\beta_i} \mathbf{R}_{\gamma_i}) \quad \text{Gl. 3-26}$$

minimiert werden, können (mit $n \geq 3$ Ansichten) die unbekannt Detektorwinkel ausgeglichen werden. Die Abstandsbestimmung $\text{dist}(\dots)$ ist jedoch keineswegs trivial. Es gibt zahlreiche Metriken, räumliche Winkelabstände auszudrücken. Intuitiv liegt die Bestimmung der Euklidischen Distanz der Eulerwinkel nahe, also mit $d(\omega_1, \omega_2) = \text{mod}(\omega_2 - \omega_1, \pi)$:

$$\text{dist}_L = \sqrt{d(\alpha_{DET}, \alpha'_i)^2 + d(\beta_{DET}, \beta'_i)^2 + d(\gamma_{DET}, \gamma'_i)^2} \quad \text{Gl. 3-27}$$

Die Euklidische Distanz würde jedoch auch bei zwei identischen Rotationen, die z. B. durch die je drei Eulerwinkel $(\pi \ 0 \ 0)^T$ und $(0 \ \pi \ \pi)^T$ definiert sind, keineswegs 0 ergeben, da die räumliche Transformation durch verschiedene Einzelwinkel dargestellt werden kann. Ein weiteres Problem ist, dass Gl. 3-27 wegen des Modulo Operators nicht überall differenziert werden kann. Huynh [2009] diskutiert fünf weitere Maße aus der Literatur. Das hier verwendete Maß soll ohne Modulo oder Vergleichsoperatoren auskommen, differenzierbar sein und vorzugsweise keine Extraktion der Winkel aus Matrix \mathbf{R}'_i erfordern. Es wird daher ein auf der Abweichung von der Einheitsmatrix basierendes Maß von Larochelle et al. [2007] gewählt, das direkt mit der Frobenius-Norm $\|\dots\|_F$ aus den zwei Rotationsmatrizen bestimmbar ist:

$$f_{i7}: \text{dist}(\mathbf{R}_{DET}, \mathbf{R}'_i) = \|\mathbf{I} - \mathbf{R}_{DET} \mathbf{R}'_i{}^T\|_F = \sqrt{6 - 2 \cdot \text{spur}(\mathbf{R}_{DET} \mathbf{R}'_i{}^T)} \in [0, 2\sqrt{2}] \quad \text{Gl. 3-28}$$

Schließlich werden für jede Ansicht $g_i = 7$ Gleichungen f_{i1} bis f_{i7} aufgestellt. Mit den $u = 15$ Unbekannten ergibt dies eine Redundanz von $r = 7n - 15$. Die Designmatrizen folgen aus:

$$\mathbf{A}_{7n \times 15} = \left[\frac{\partial F_{1 \dots 7n}}{\partial x_{1 \dots 15}} \right]; \quad \mathbf{B}_{7n \times (2+10n)} = \left[\frac{\partial F_{1 \dots 7n}}{\partial b_{1 \dots 2+10n}} \right] \quad \text{Gl. 3-29}$$

$$O = R_{EL} \begin{pmatrix} X_{P_{RÖH}} + X_{r_{RÖH}} \sin(\Phi + \Phi_{RÖH}) \\ Y_{P_{RÖH}} \\ Z_{P_{RÖH}} + Z_{r_{RÖH}} \cos(\Phi + \Phi_{RÖH}) \end{pmatrix}; \quad M = R_{EL} \begin{pmatrix} X_{P_{DET}} + X_{r_{DET}} \sin(\Phi + \Phi_{DET}) \\ Y_{P_{DET}} \\ Z_{P_{DET}} + Z_{r_{DET}} \cos(\Phi + \Phi_{DET}) \end{pmatrix} \quad \text{Gl. 3-31}$$

3.6.2 Mittelung zwischen Kalibrierwerten unterschiedlicher Drehrichtungen

Da ein Zusammenhang zwischen in zwei Rotationsrichtungen kalibrierten Parametersätzen nicht bekannt ist, ist eine Mittelung naheliegend. Für z. B. O_{CW} und O_{CCW} ist die zu verwendende Röhrenposition dann $O = \frac{1}{2}(O_{CW} + O_{CCW})$. Da O_{CW} und O_{CCW} mit unterschiedlichen Fehlern behaftet sein können, wird der Mittelwert so gebildet, dass Parameter mit der größeren Varianz weniger ins Gewicht fallen, was wieder als Ausgleichung formuliert werden kann. Beobachtungen $b_{18} = (ORM_{CW} \quad ORM_{CCW})^T$ sind diesmal beide Sätze der Kameraparameter. Gesucht ist ein Satz für in beide Richtungen optimaler Parameter, der mit $x_9^\circ = \frac{1}{2}(ORM_{CW} + ORM_{CCW})$ genähert wird. Zwölf Bedingungsgleichungen für Röhren- und Detektorposition sorgen dafür, dass die ausgeglichenen Parameter die minimale Differenz zu den entsprechenden Kalibrierwerten haben. Die sechs Gleichungen der Detektorwinkel folgen aus der Winkeldistanz (Gl. 3-28):

Röhren-/Detektorposition:

$$\begin{aligned} f_{1,2,3}: (X, Y, Z)_O - (X, Y, Z)_{O_{CW}} &= 0; & f_{4,5,6}: (X, Y, Z)_O - (X, Y, Z)_{O_{CCW}} &= 0; \\ f_{7,8,9}: (X, Y, Z)_M - (X, Y, Z)_{M_{CW}} &= 0; & f_{10,11,12}: (X, Y, Z)_M - (X, Y, Z)_{M_{CCW}} &= 0; \end{aligned}$$

Detektorwinkel:

$$\begin{aligned} f_{13}: \sqrt{6 - 2 \cdot \text{spur}(R_Y R_{Y_{CW}}^T)} &= 0; & f_{14}: \sqrt{6 - 2 \cdot \text{spur}(R_Y R_{Y_{CCW}}^T)} &= 0; & \text{Gl. 3-32} \\ f_{15}: \sqrt{6 - 2 \cdot \text{spur}(R_{\beta\gamma} R_{\beta\gamma_{CW}}^T)} &= 0; & f_{16}: \sqrt{6 - 2 \cdot \text{spur}(R_{\beta\gamma} R_{\beta\gamma_{CCW}}^T)} &= 0; \\ f_{17}: \sqrt{6 - 2 \cdot \text{spur}(R_{\alpha\beta\gamma} R_{\alpha\beta\gamma_{CW}}^T)} &= 0; & f_{18}: \sqrt{6 - 2 \cdot \text{spur}(R_{\alpha\beta\gamma} R_{\alpha\beta\gamma_{CCW}}^T)} &= 0; \end{aligned}$$

Kovarianzmatrix C_{bb} des Modells mit Redundanz $r = 9$ wird aus den Varianzen von ORM_{CW} und ORM_{CCW} aufgestellt (sie ergeben sich aus der Fehlerfortpflanzung, die weiter unten in Gl. 5-4 formuliert wird). Vor Verwendung der ermittelten Kameraparameter bei der Lagemessung wird noch Bildhauptpunkt H bestimmt (Gl. 3-1).

4 Verfahren zur Lagemessung

In diesem Kapitel werden zur röntgenbasierten Lagemessung eingesetzte Verfahren erörtert. Dazu wird in Abschnitt 4.2 ein neues Maß für Bildvergleiche zur Registrierung von Röntgenbildern und DRRs vorgestellt. Es wird darauf geachtet, dass sich dieses trotz unvermeidbarer inhaltlicher und radiometrischer Unterschiede zwischen aufgenommenen und simulierten Bildern für die geometrische Registrierung eignet. In 4.3 werden Verfahren zur 6 DOF Lagemessung unter Verwendung von Röntgenbildern und CT-Daten beschrieben. Diese können von dem zuvor vorgestellten Ähnlichkeitsmaß Gebrauch machen. Im letzten Abschnitt 4.4 wird gezeigt, wie zur Lagemessung Röntgenbilder aus CT-Daten simuliert werden und eine Methode vorgestellt, deren Radiometrie bei der Simulation automatisch an echte Röntgenbilder anzupassen.

4.1 Stand der Forschung

4.1.1 Ähnlichkeitsmaße für den Bildvergleich

Im Rahmen der Bildregistrierung ist die Forschung heute vor allem auf Entwicklung geeigneter Ähnlichkeitsmaße fokussiert. In der Literatur wird eine Vielzahl von Maßen, speziell für die Registrierung medizinischer Bilddaten vorgeschlagen. Im Allgemeinen kann eine Unterscheidung merkmalsbasierter und intensitätsbasierter Maße vorgenommen werden.

Merkmalsbasierte Ähnlichkeitsmaße

Für merkmalsbasierte Maße werden Bildmerkmale extrahiert, welche dann zur Berechnung der Maßzahl verwendet werden. So können z. B. korrespondierende anatomische Strukturen [Liang et al., 1997; Gueziec et al., 1998] oder speziell Knochenkanten [Girouard et al., 1998] in den Bildern erkannt und miteinander in Deckung gebracht werden. In der Regel sind diese Verfahren auf die Erkennbarkeit bestimmter anatomischer Strukturen, wie segmentierbare Blutgefäße [Kita et al., 1998] oder den Einsatz an Bildern bestimmter Körperregionen, wie bei der semiautomatischen Selektion von Merkmalen in Röntgenbildern des Kopf- und Halsbereichs [Sharp et al., 2005], zugeschnitten. Andere Verfahren setzen künstliche, für die Registrierung am oder im Körper fixierte Markierungen voraus [Selby, 2005; Selby et al., 2007a]. Allen Verfahren ist gemeinsam, dass sie einen Vorverarbeitungsschritt zur Segmentierung von Merkmalen benötigen. Letztlich setzt der Einsatz merkmalsbasierter Methoden voraus, dass bestimmte korrespondierende Bildmerkmale, und seien es nur in etwa ähnlich konturierbare Anatomien in zwei Bildpaaren [Selby et al., 2011a], vorhanden sind, was die allgemeine Anwendbarkeit für medizinische Daten einschränkt.

Intensitätsbasierte Ähnlichkeitsmaße

Alternativ können intensitätsbasierte Maße verwendet werden. Sie kommen ohne vorherige Segmentierung aus und sind deshalb vielseitiger einsetzbar. Im direkten Vergleich durch McLaughlin et al. [2002] zwischen dem merkmalsbasierten von Kita et al. [1998] und dem intensitätsbasierten *Gradient Difference* Maß [Penney et al., 1998] wird empirisch gezeigt, dass die merkmalsorientierte Methode zuverlässiger, aber wesentlich ungenauer ist (Fehler von ca. 2.3 mm gegenüber 1.2 mm).

Intensitätsbasierte Methoden können danach diskriminiert werden, ob sie sich auf in den Bildern gefundene Gradienten oder direkt auf Pixelintensitäten beziehen. Eines der einfachsten Maße ist *Pearsons Korrelationskoeffizient* (auch *Normalisierte Kreuzkorrelation*, NCC) [Gonzalez & Woods, 1992], welcher schon beim Template Matching der Kalibrierung verwendet wurde (Gl. 3-11). Werden Referenzbild A und Objektbild B als Zufallsvariablen aufgefasst, kann die lineare Abhängigkeit zwischen ihnen auch mit statistischen Momenten ausgedrückt werden:

$$NCC = \rho_{AB} = \frac{cov(A, B)}{\sqrt{var(A)var(B)}} \quad \text{Gl. 4-1}$$

Für NCC wird vorausgesetzt, dass sich A und B nur durch globalen Kontrast und Intensität unterscheiden. Dies trifft z. B. für Bilder unterschiedlicher bildgebender Verfahren (auch *Modalitäten*) meist nicht zu. In den letzten Jahren wurden zahlreiche weitere Ansätze vorgeschlagen.

Ein weiteres Maß ist die auf der Shannon-Entropie der Bildhistogramme basierende *Mutual Information* (MI), welche etwa zeitgleich von Wells et al. [1996] und Maes et al. [1997] für die Registrierung von Bildern unterschiedlicher tomographischer Modalitäten vorgeschlagen wurde. Zur Berechnung werden Wahrscheinlichkeiten p_a und p_b für das Vorkommen von Intensitätswert a in Bild A und b in Bild B sowie die gemeinsame Wahrscheinlichkeit p_{ab} für das Vorkommen von a und b an korrespondierenden Pixel- bzw. Voxelpositionen herangezogen:

$$\begin{aligned} \text{Shannon-Entropie (hier für A):} \quad H(A) &= -\sum_a (p_a \log_2 p_a) \\ \text{gemeinsame Shannon-Entropie:} \quad H(A, B) &= -\sum_a \sum_b (p_{ab} \log_2 p_{ab}) \\ \text{Mutual Information:} \quad MI(A, B) &= H(A) + H(B) - H(A, B) \end{aligned} \quad \text{Gl. 4-2}$$

Das Grundprinzip der MI ist, dass Bilder als ähnlicher bewertet werden, wenn ihre gemeinsame Entropie klein ist. Dieses ist in Abb. 4.1 durch Darstellung von Verbundhistogrammen anhand verschiedener Beispiele für den Zusammenhang zwischen zwei Bildern skizziert.

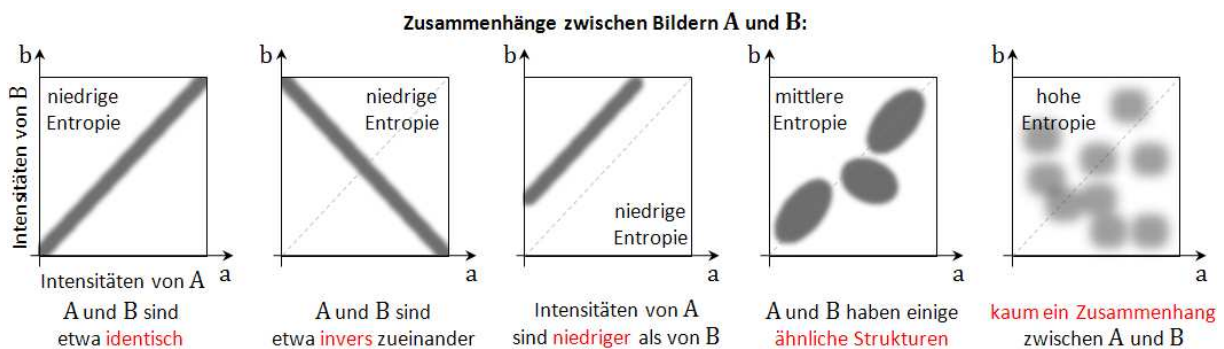


Abb. 4.1: Verbundhistogramme zur Bestimmung der gemeinsamen Entropie $H(A, B)$ für die MI Berechnung; die 2D-Histogramme enthalten Wahrscheinlichkeiten p_{ab} (hell: p_{ab} ist klein, dunkel: größer) für gemeinsame Grauwerte an korrespondierenden Bildstellen. p_a bzw. p_b ergeben sich aus den Randwahrscheinlichkeiten. Eine Diagonale nach rechts oben bedeutet identische Bilder.

Da sich MI oder ihre Varianten gut für die Registrierung von Bildern unterschiedlicher Modalitäten eignet, bei welchen der Zusammenhang korrespondierender Intensitäten nicht genau modelliert werden kann, wurde sie eines der gebräuchlichsten Maße in der Registrierung medizinischer Bilder [Pluim et al., 2003] und ein weit genutztes Standardmaß in der 2D-3D Registrierung [Kim et al., 2001; Russakoff et al., 2005; Salva & Wilson, 2007; Selby et al., 2008a; Aouadi & Sarry, 2008; Park et al., 2010].

Das Mutual Information Maß zeigt sich jedoch als nicht besonders zuverlässig beim Registrieren von DRRs zu Röntgenbildern in relativ niedriger Bildqualität und ist sehr sensitiv gegenüber Rauschen und Vignettierung der Bilder. Eine Verbesserung durch Berechnung der MI im Maßstabsraum wird z. B. von Kuijper [2004] vorgeschlagen. Um speziell Problemen mit (z. B. wegen des Heel-Effektes) vignettierten Röntgenbildern entgegen zu wirken, wurde in Selby et al. [2009] eine entsprechende Vorverarbeitung der Eingangsbilder vorgenommen. In einem Versuch zeigen Penney et al. [1998], dass MI für die Registrierung von DRs, vor allem in Gegenwart von Körpergewebe mit niedrigem Kontrast, oftmals ungeeignet ist. Dies deckt sich mit Ergebnissen in Clippe et al. [2003], welche berichten, dass MI erfolgreich an künstlichen Daten eingesetzt wird, jedoch bei realistischeren Bildern unzuverlässig ist. Ein weiterer Nachteil ist, dass MI nur eine statistische Aussagekraft besitzt, wenn ein hoher Anteil an Pixeln korrespondierende Intensitäten aufweist. Wird nur ein kleiner

Ausschnitt zweier Bilder betrachtet, in dem eine gegenüber der Pixelzahl große Zahl unterschiedlicher Intensitäten vorkommt, werden unter Umständen wenige Pixelpaare mit derselben Grauwertkombination (a, b) vorkommen. Die Entropien können dann sehr hoch sein, auch wenn die Bildinhalte gut übereinstimmen.

Um eine Verbesserung zu erzielen wurden alternative Maße entwickelt. So ist der *Robuste Korrelationskoeffizient* [Kim & Fessler, 2004] etwas toleranter gegenüber Bildstörungen, beruht aber auf einer Gewichtungsfunktion, die für ein spezielles Registrierungsproblem konfiguriert werden muss, um optimale Ergebnisse zu erzielen. Orchard [2008] schlägt ein Maß vor, das eine bestimmte Verteilung/Clusterung der Wahrscheinlichkeiten im Verbundhistogramm sucht. Auch dieses Maß muss für bestimmte Registrierungsprobleme konfiguriert und an spezifische Eigenschaften der verwendeten Bilddaten angepasst werden. Ein auf die Physik der Röntgenbildgebung zugeschnittenes Maß wird in Munbodh et al. [2009] präsentiert. Das Verfahren basiert auf der Maximum Likelihood Methode und maximiert die Wahrscheinlichkeit korrespondierender Intensitäten. Der am Röntgendetektor eintreffenden Photonenzahl wird eine Poisson-Verteilung unterstellt. Bei der Registrierung mit DRRs können aber keine Vorteile gegenüber MI gezeigt werden.

Ein unter dem Gesichtspunkt hoher Robustheit entwickeltes Maß ist die *Stochastic Rank Correlation* (SRC) [Birkfellner et al. 2009]. Der einzige funktionale Zusammenhang, der zwischen Intensitäten zweier Bilder an korrespondierenden Stellen gefordert wird, ist, dass sie durch eine beliebige monoton steigende oder fallende Funktion korreliert sind. SRC basiert auf der Rangkorrelation nach Spearman (auch *Spearman's Rho*). Zuerst werden alle betrachteten Pixel in A und B nach Intensitäten sortiert, um dann Pixelpaare korrespondierender Stellen über ihre Ränge rg zu vergleichen. SRC kann durch Pearsons Koeffizient der Ränge aller Grauwerte ausgedrückt werden:

$$\rho_{AB} = \frac{cov(rg_A, rg_B)}{\sqrt{var(rg_A)var(rg_B)}} \quad \text{Gl. 4-3}$$

Der Rang eines Pixels entspricht seinem Vorkommen in der sortierten Anordnung der Intensitäten. Der Ansatz erfordert, dass die Pixel der Bilder nach Intensitäten geordnet werden. Wegen des hohen rechnerischen Aufwands können bei Birkfellner et al. [2009] nur wenige Stichproben von Pixeln der Bilder betrachtet werden. Figl et al. [2010] schlagen einen Algorithmus mit verbesserter Performance vor, gehen dabei aber von einer stark reduzierten Bandbreite möglicher Grauwerte aus (2^8 statt heute beim Röntgen üblicher 2^{14} Grauwerte). Ein weiterer Nachteil ist, dass *Rho* von der Differenz zwischen den Intensitätsrängen abhängt. D. h. wenn etwa ein Teil der Ränge für Bild A gegenüber denen für B verschoben ist, hat die Verschiebung einen Einfluss auf das gesamte Ähnlichkeitsmaß. Dies kommt z. B. vor, wenn Inhalte eines Bildes im anderen Bild nicht vorkommen.

Gleichwohl handelt es sich bei der Rangkorrelation um einen vielversprechenden Ansatz, auch weil sie im Gegensatz zur MI die Möglichkeit bietet, die Korrelation bereits mit einer relativ geringen Anzahl von Pixeln zu bestimmen. Der Ansatz wird deshalb im Abschnitt 4.2 wieder aufgegriffen und gezeigt, wie eine Rangkorrelation, die sowohl einfacher zu berechnen als auch robust gegenüber Bildstörungen ist, entwickelt werden kann.

4.1.2 Geometrische Transformationsmodelle

Zur Registrierung medizinischer Röntgenbilder sind verschiedene Transformationsmodelle einsetzbar. Ein elastisches Modell wird z. B. von Behrenbruch et al. [2000] zur Registrierung von Mammographien zu MR-Aufnahmen eingesetzt. Schweikard et al. [2005] verwenden ein deformierbares Modell einer CT-Aufnahme zur Tumorverfolgung während der Atmung. Treten durch die Bildgebung keine Verzeichnungen auf und wird der aufgenommene Körper als starr angenommen, ist es sinnvoll das rigide Modell zu verwenden [Tomaževic, 2008]. Bei der Lagemessung wird dann davon ausgegangen, dass der Körper des Patienten nur Rotationen und Translationen unterworfen ist. Dies stimmt nur bedingt, da die menschliche Anatomie nichtrigide Transformationen zulässt (z. B. Organbewegung). Da aber für die Patientenausrichtung nur rigide Transformationen durchführbar sind [Yue

et al., 2006; Engelsman et al., 2008], müssen nichtrigide Modelle letztlich ohnehin auf eine rigide Transformation zurückgeführt werden.

Ein für die Lagemessung interessanter Ansatz ist die von van Kranen et al. [2010] und van Beek et al. [2010] verwendete lokale rigide Transformation. Anatomisch interessante Objekte (Halswirbel, bestimmte Schädelknochen, etc.) werden durch quaderförmige Bereiche in einer Kopf & Hals CT-Aufnahme begrenzt. Für alle Bereiche wird unabhängig je eine rigide 3D-3D Registrierung zu einer weiteren CT-Aufnahme durchgeführt. So wird für jede markierte Region eine eigene Transformation bestimmt. Für konkrete Behandlungssituationen bleibt freilich die Frage offen, welcher der Bereiche zur Ausrichtung des Patienten herangezogen werden soll. In einigen Registrierungsansätzen ist es auch möglich, vor der Registrierung eine zu berücksichtigende Region (ROI, *Region Of Interest*) in den Bilddaten zu definieren, die dann ausschließlich für die Registrierung verwendet wird (Selby et al. [2008b] erlauben z. B. ein beliebiges ROI-Polygon in Röntgenbildern). Einen anderen Ansatz schlagen Park et al. [2010] vor. Sie verwenden eine rigide Transformation für die Registrierung von CT-Aufnahmen zu Kegelstrahl-CT-Daten. Dabei soll speziell die Position der zu behandelnden Anatomie, statt umliegender, möglicherweise anders zu transformierender Gewebe bestimmt werden. Deshalb gewichten sie näher an der relevanten Anatomie liegende Voxel bei der Berechnung des Ähnlichkeitsmaßes (MI) stärker. Ein Nachteil ist, dass durch die Gewichtung das Registrierungsergebnis verfälscht werden kann. Angenommen, gerade im stark gewichteten Bereich der Daten korrelieren die zu registrierenden Pixel/Voxel wenig, z. B. aufgrund schlechten Bildkontrastes oder Bildrauschens, dann beeinflusst dieser Bereich das Registrierungsergebnis stärker, als gut korrelierende Strukturen. Nun befinden sich zu behandelnde Tumore aber oft nicht nahe gut sichtbarer Knochenstrukturen, sondern eher im weicheren Gewebe, welches weniger deutlich in Röntgenbildern abgebildet wird.

In dieser Arbeit wird das rigide Modell als globales Transformationsmodell verwendet. Es ist zwar möglich, wie in Selby et al. [2008b], benutzerdefinierte ROIs zu verwenden, hier wird jedoch das Ähnlichkeitsmaß für den Bildvergleich so entwickelt, dass nicht korrespondierende Bildteile bei der Ähnlichkeitsbestimmung einen möglichst geringen Einfluss auf das Maß besitzen.

4.1.3 2D-3D Registrierung zur Lagemessung

Die Bestimmung von Position und Orientierung eines Körpers aus 2D-Bildern kann z. B. erfolgen, indem Merkmale mindestens zweier Bilder aus den Bildebenen in den Raum zurückprojiziert werden. Dies ist das übliche Verfahren bei Verwendung optischer Bilder, denn die Rückprojektion lässt sich durch Finden korrespondierender Merkmale einfach durchführen. Bei Röntgenbildern ist das schwieriger. Aufgrund der Bildqualität lassen sich meist keine eindeutig identifizierbaren Merkmale finden. Ferner existieren keine korrespondierenden Bildpunkte, es sei denn, es werden künstliche Marker mit hoher Röntgenabsorption am aufgenommenen Körper angebracht. Bildpunkte entsprechen nämlich nicht einem bestimmten Ort auf der Körperoberfläche, sondern der Summe der Absorptionen entlang eines Strahls. Dennoch schlagen Tomaževic et al. [2006] ein auf inverser Projektion der Röntgenbilder (ähnlich der CT-Rekonstruktion) basierendes Verfahren vor. Der Vorteil ist, dass sich Lagevergleiche außer mit CT-Daten, auch mit Referenzdaten anderer tomographischer Modalitäten durchführen lassen. Die Registrierung ist jedoch recht unzuverlässig, wenn weniger als ca. fünf Bilder für die Rückprojektion zur Verfügung stehen.

In Fox et al. [2006] wird ein Verfahren evaluiert, das nur 2D-Information für die Lagemessung verwendet. Vorberechnete DRRs werden mit Röntgenbildern registriert. Mit dem rein auf zweidimensionaler Bildinformation basierenden Verfahren können jedoch nicht alle sechs Freiheitsgrade der räumlichen Lage bestimmt werden. Die Rotation um eine räumliche Achse lässt sich nicht ermitteln (siehe auch Abb. 4.8). Ein anderes Vorgehen ist, den räumlichen Datensatz unter Annahme einer genäherten Lage in die Ebene der Röntgenbilder zu projizieren. Dort können die Daten mit den 2D-Bildern verglichen werden. Durch iterative Änderung der angenommenen Patientenlage und Maximierung der Ähnlichkeit zwischen simulierten und echten Bildern kann die Patientenlage

bestimmt werden [Russakoff et al., 2005; Selby et al., 2008d]. Ein Problem des Verfahrens ist, dass während der Anpassung der simulierten an die aufgenommenen Bilder, in jeder Iteration mit Änderung der angenommenen Patientenlage die 3D-Daten zeitaufwändig neu auf die Bildebenen projiziert werden müssen. Russakoff et al. [2005] versuchen dieses Problem abzumildern, indem sie ein schnelleres Verfahren für das Rendering vorschlagen, welches die Projektion der 3D-Daten aber nur approximiert und so ein potentiell limitierender Faktor für die erzielbare Genauigkeit ist. Weiterhin dürfte die Wahrscheinlichkeit hoch sein, bei gleichzeitiger Maximierung des Ähnlichkeitsmaßes in allen 6 DOF, zu lokalen Extremstellen zu konvergieren und die optimale Registrierung nicht zu finden (vgl. Versuche in Abschnitt 7.2.3, Verfahren I).

Eine Strategie mit dem Ziel der Reduzierung von Renderingvorgängen ist, die Registrierung in 6 DOF durch eine 5 DOF Registrierung zu ersetzen und den fehlenden Freiheitsgrad durch eine zusätzliche 2D-2D Registrierung zu ermitteln, wie in der Machbarkeitsstudie von Birkfellner et al. [2003] vorgeschlagen wird. Im Ergebnis werden weniger Iterationen mit DRR Erzeugung benötigt. Die Anzahl der notwendigen Renderingschritte kann jedoch noch weiter reduziert werden, etwa dadurch, dass mit 2D-2D Registrierungen Transformationen in den Bildebenen ermittelt werden, die in den Raum zurück projiziert werden. Das Verfahren (Verfahren II) wird in den Patentschriften von Sakas et al. [2004; 2008] beschrieben. Das Problem eine konsistente, rigide 3D-Transformation aus Transformationen in der Ebene herzuleiten wurde schon von Rohlfing et al. [2005] und Sarrut & Clippe [2001] behandelt. Der in geschlossener Form darstellbare Ansatz von Rohlfing et al. eignet sich allerdings ausschließlich für orthogonal zueinander orientierte Kameras. Er setzt voraus, dass sich die Rotationskomponenten in einer Bildebene unabhängig von der Rotation in der anderen Ebene auf die räumliche Transformation auswirkt. In der allgemeineren Lösung von Sarrut & Clippe werden keine Annahmen zur Kameraausrichtung gemacht. Zufällig gewählte Punkte werden einer rigiden 3D-Transformation unterzogen und dann vorwärts auf die Bildebenen projiziert. Danach werden sie gemäß der Bildregistrierung in den Ebenen transformiert. Das Fehlerquadrat zwischen den Punkten in den Ebenen wird mit den sechs freien Parametern der rigiden Transformation minimiert. Der Algorithmus ist zwar allgemeingültig, erfordert jedoch eine Optimierung in 6 DOF, welche potentiell das Risiko lokaler Extremstellen beinhaltet.

In Abschnitt 7.2.3 werden drei mögliche Verfahren zur Lagemessung beschrieben. Das dritte Verfahren (Verfahren III) ist eine neue Methode, welche auf der Erweiterung der Verfahren I (basierend auf Vorwärtsprojektion) und II (Rückwärtsprojektion) beruht. Zur Rückprojektion von ebenen Transformationen in den Raum wird ebenfalls ein neuer Ansatz vorgestellt.

4.1.4 Simulation von Röntgenbildern

Ziel der Simulation von Röntgenbildern ist hier, neben dem Generieren visuell realistischer DRRs zur Beurteilung der Patientenlage, die Erzeugung von Bildern, die sich für den automatischen Vergleich mit echten Röntgenbildern zur Registrierung eignen. Im Rahmen dieser Arbeit wird, aufgrund der damit erzielbaren Bildqualität, ein Raytracing Verfahren verwendet. Da das Simulieren der Bilder durch Strahlverfolgung (Abb. 4.12) ein sehr rechenintensiver Arbeitsschritt ist, werden zahlreiche Verfahren zur Optimierung vorgeschlagen. So schlagen Russakoff et al. [2005] die Vorberechnung vieler einzelner Intensitätswerte aus verschiedenen Projektionsrichtungen vor, um später schnell DRRs für verschiedene Ansichten herleiten zu können. Andere Autoren erreichen Beschleunigungen, indem statt aller Voxel, im Rahmen einer Monte-Carlo Methode, nur eine relativ geringe Anzahl zufälliger Stichproben verwendet wird [Csebfalvi & Szirmay-Kalos, 2003; Li et al., 2006]. Die bisher genannten Methoden führen jedoch zu Einbußen bei der Bildqualität. In Sakas et al. [1995] wird die Beschleunigung eines Raytracing Verfahrens ohne Qualitätsverlust durch spezielle Speicheradressierung der Voxel erreicht, die der Prozesseinheit besseres Caching ermöglicht. Je nach Blickwinkel auf das Volumen kann ein Geschwindigkeitsgewinn von über 50% erzielt werden. Eine weitere Möglichkeit der Beschleunigung ohne Qualitätsverlust ermöglicht der Einsatz von GPU (*Graphics Processing Unit*) Hardware [Kubias, 2008; Balz & Stilla, 2009].

Zur Simulation der Röntgenradiometrie wird meist versucht, die Abschwächung von Photonen im Strahlengang zu nähern [Cai & Sakas, 1999; Newe et al., 2008]. Es gibt dafür einfache, aber performante Ansätze, etwa nur das größte Voxel entlang eines Strahls zu projizieren oder einen einfachen Durchschnitt zu bilden [Löbber, 2004]. In anderen Verfahren wird versucht, die Abschwächung Voxel für Voxel nachzubilden. Dabei wird in der Regel von monochromatischer Strahlung ausgegangen, da aus Performancegründen kaum das gesamte Spektrum an Photonenenergien simuliert werden kann. In Milickovic et al. [2000] wird das Verhältnis zwischen der Absorption durch Materialien und aufgenommenen CT-Zahlen für monoenergetische Strahlung experimentell geschätzt. Khamene et al. [2006] nutzen die Ergebnisse, um a priori eine Radiometrie-Kalibrierung zur DRR Erzeugung durchzuführen. Die Gültigkeit der Kalibrierung bleibt jedoch auf ein bestimmtes CT-Gerät und einen Satz ausgewählter Röntgeneinstellungen und Körperregionen beschränkt. Heine & Thomas [2008] schlagen eine Vorkalibrierung der Radiometrie speziell für die Mammographie vor.

Letztlich besteht die Herausforderung einer realistischen Simulation der Röntgenabsorption darin, eine Transferfunktion $\mu(ct_x, E)$ zu modellieren. Diese bildet die von einer Energie E abhängigen CT-Zahlen ct_x von Materialien x auf Absorptionswerte ab. Die Absorptionen werden dann entlang eines Strahles in geeigneter Weise akkumuliert. Hier soll keine radiometrische Kalibrierung a priori durchgeführt werden. Stattdessen wird in Abschnitt 4.4 versucht eine neue Möglichkeit für die allgemeingültige Simulation der Röntgenradiometrie vorzustellen, in der die Simulation eines Bildes an ein bereits aufgenommenes, echtes Röntgenbild angepasst wird. Ein Konzept hierfür wurde bereits in Selby et al. [2010a] als *Transfer Function Independent Registration* geliefert. In dem Ansatz wird eine Kleinste Quadrate Optimierung des radiometrischen Fehlers zwischen DRR und Röntgenbild durchgeführt. Das funktionale Modell ist der über die Lambert-Beer Gleichung (Gl. 2-6) modellierte Bildgebungsprozess. Die Fehler werden unter einer Nicht-Negativitäts-Bedingung für zu optimierende Absorptionswerte aus einem CT-Volumen mit dem Non-Negative Least-Squares Algorithmus von Lawson & Hanson [1974] minimiert. Durch die große Zahl freier Parameter (alle unterschiedlichen Absorptionswerte einer CT-Aufnahme) ist die Methode allerdings sehr rechenaufwändig. Ferner zeigte sich das Verfahren anfällig gegenüber Bildrauschen. DRR und DR mussten außerdem bereits gut geometrisch zueinander registriert sein, um brauchbare Ergebnisse zu erzielen.

Bereits mit Selby et al. [2008a] wurde eine weitere, effizientere Methode vorgeschlagen, die simulierte Radiometrie während der geometrischen Registrierung an die DR anzupassen. Die Grundidee hierbei ist, während der DRR Erzeugung alternative Bilder unter Annahme unterschiedlicher Photonenenergien zu erzeugen. Im Prinzip wird also ein multispektrales DRR erzeugt. Schließlich wird automatisch das am besten zum Röntgenbild passende DRR für die Registrierung gewählt (die Auswahl kann während der geometrischen Registrierung geändert werden). Ein Nachteil ist, dass nur ein limitierter Satz simulierter Bilder bei vorgegebenen, diskreten Röntgenenergien verwendet wird. In diesem Kapitel wird ein naheliegendes, auf diese Methode aufsetzendes Verfahren vorgestellt: Während der geometrischen Registrierung wird per Optimierung der Bildähnlichkeit die simulierte Photonenenergie als zusätzlicher freier Parameter bestimmt.

4.2 Lokale Rangkorrelation als Ähnlichkeitsmaß

Zuerst wird das neue Ähnlichkeitsmaß LMRC (*Local Multi-Resolution Rank Correlation*), mit der Zielsetzung hoher Robustheit in Gegenwart von Bildstörungen oder niedrigem Bildkontrast, erörtert. Es wurde entwickelt, da populäre Maße wie NCC oder MI zwar für die Registrierung von Phantomdaten, oft aber nicht zur Registrierung klinischer Daten unter realistischen Bedingungen ausreichen. Die Grundlagen zu dem neuen Maß liefert die Rangkorrelation, wobei das neue Maß noch weniger Annahmen über den funktionalen Zusammenhang zwischen den Intensitäten der Bilder macht, als dies z. B. bei Spearmans Rangkorrelation der Fall ist. Zudem wird versucht, die Anfälligkeit gegenüber lokal begrenzten Unterschieden zwischen den Bildern zu reduzieren und den Berechnungsaufwand

gering zu halten. Während bei vielen Maßen der Bereich berücksichtigter Grauwerte eingeschränkt wird (bei MI meist auf 2^8 wegen der Größe des gemeinsamen 2D-Histogramms), soll LMRC alle verfügbaren Intensitäten nutzen und damit eventuell notwendige Vorverarbeitungsschritte, wie automatische oder manuelle Kontrasteinstellung zur Wahl geeigneter Grauwertbereiche, überflüssig machen.

Abb. 4.2a stellt den sich überlagernden Bereich $A \cap B$ des Referenzbildes A (hier das Röntgenbild) und des Objektbildes B (das DRR) dar. Für die in ihm enthaltenen Bilddaten wird das Ähnlichkeitsmaß bestimmt. Das Objektbild kann transformiert sein (mit einer Transformation T und einem Originalbild B_{ORIG} folgt $B = T(B_{ORIG})$) oder auch nicht ($B = B_{ORIG}$), je nachdem, ob eine Registrierung oder eine einfache Ähnlichkeitsberechnung durchgeführt wird. Intensitätswerte des Objektbildes werden via Nearest-Neighbor oder bilinearer Interpolation bestimmt (Unterschiede im Ergebnis werden im Abschnitt 7.2.2 dargelegt). Interpolationen höherer Ordnung werden nicht verwendet, da die Kontinuität der Ableitung der Bildfunktion (z. B. bei kubischer B-Spline Interpolation) für die Bestimmung des Maßes und spätere Optimierung ohne Gradientenverfahren nicht notwendig ist. Beim Sampling von Intensitätswerten aus den Bildern wird immer vom jeweils feineren Bildraster (hier des DRs) ausgegangen, um im anderen Bild keine Pixel zu überspringen.

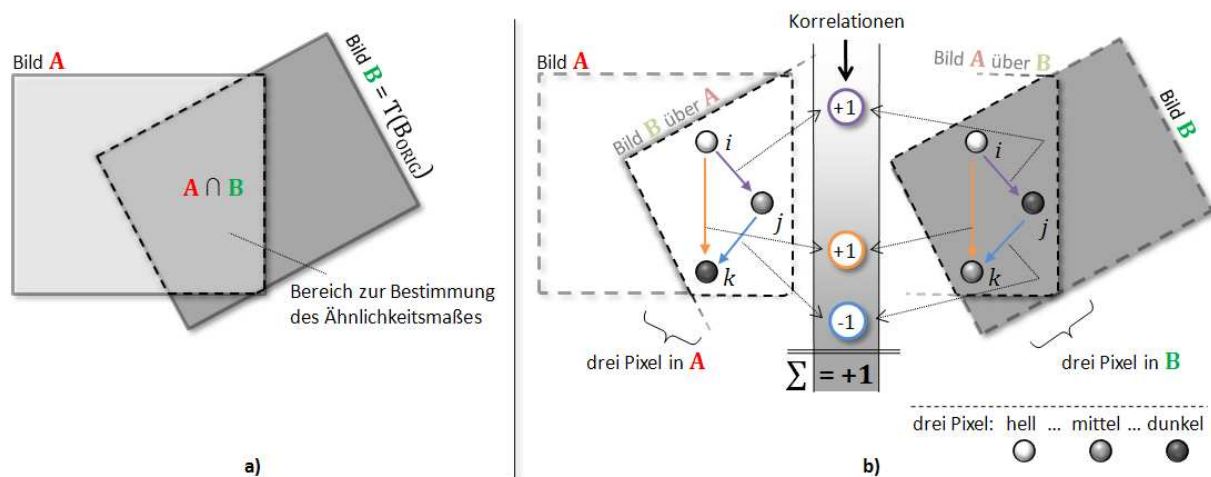


Abb. 4.2: Berechnung des Ähnlichkeitsmaßes zweier Bilder A und B : **a)** Zur Bestimmung des Maßes sind Pixel des sich überschneidenden Bereiches von A und des transformierten Bildes B ausschlaggebend; **b)** Beispiel für Vergleiche zwischen je drei Pixeln aus A und B an Positionen i , j und k ; die farbigen Pfeile deuten Vergleiche zwischen dunkleren und helleren Pixeln an, die in positiven (i, j) , (i, k) und negativen (j, k) Korrelationen resultieren, deren Summe hier $+1$ ergibt.

4.2.1 Das Korrelationsmaß

Um die Nachteile der auf Spearmans Maß basierten Methoden zu umgehen wird die Idee umgesetzt ein Maß zu entwickeln, welches auf der *Kendalls Tau* [Kendall, 1938] Rangkorrelation basiert. Kendalls Tau wird heute z. B. für das Ranken von Webseiten durch Suchmaschinen [Boldi et al., 2004] verwendet. Es macht nur minimale Annahmen über funktionale Zusammenhänge und ist in der Lage bereits mit einer kleinen Stichprobenzahl eine zuverlässige Korrelation zu ermitteln. Statt die Differenz zwischen Zahlenwerten oder deren Rängen auszuwerten, wird lediglich die relative Ordnung der betrachteten Objekte zueinander berücksichtigt.

Es sei $S_{ij} = \{a_i, a_j, b_i, b_j\}$ ein Satz zweier Stichproben von Intensitätswerten an zwei Positionen i bzw. j aus A und B im Überlagerungsbereich $A \cap B$. Dabei sind a_i und a_j Stichproben an Stellen i und j aus Bild A und b_i bzw. b_j Stichproben an den nach Transformation T korrespondierenden Stellen i und j aus Bild B . Die Funktionen $con(S_{ij})$ bzw. $dis(S_{ij})$ ergeben $+1$, falls Intensitätspaar (a_i, a_j) und (b_i, b_j) konkordant bzw. diskordant sind:

$$\begin{aligned} \text{con}(S_{ij}) &= \begin{cases} +1, & (a_i < a_j \wedge b_i < b_j) \vee (a_i > a_j \wedge b_i > b_j) \\ 0, & \text{andernfalls} \end{cases} \\ \text{dis}(S_{ij}) &= \begin{cases} +1, & (a_i < a_j \wedge b_i > b_j) \vee (a_i > a_j \wedge b_i < b_j) \\ 0, & \text{andernfalls} \end{cases} \end{aligned} \quad \text{Gl. 4-4}$$

Bei n möglichen Pixelpositionen i (bzw. j) im Bereich $A \cap B$, sind $N = n(n-1)/2$ unterschiedliche Stichprobenpaare S_{ij} möglich. Für alle unterschiedlichen S_{ij} können $\text{con}(S_{ij})/N$ und $\text{dis}(S_{ij})/N$ als relative Häufigkeiten gedeutet werden, mit welchen Pixelpaare (a_i, a_j) und (b_i, b_j) in gleicher bzw. entgegengesetzter relativer Ordnung ihrer Intensitäten vorliegen. Gleichungen Gl. 4-4 können zu einer einfach berechenbaren Funktion $\zeta(S_{ij})$ kombiniert werden, die -1 bei *negativer* Korrelation, 0 ohne Korrelation oder $+1$ bei *positiver* Korrelation liefert:

$$\zeta(S_{ij}) = \text{con}(S_{ij}) - \text{dis}(S_{ij}) = \text{sgn}((a_i - a_j)(b_i - b_j)) \in \{-1, 0, +1\} \quad \text{Gl. 4-5}$$

Mögliche Korrelationen so genannter *gebundener* Intensitätspaare ($a_i = a_j \wedge b_i = b_j$) werden hier vernachlässigt. Sie sind bei relativ großem radiometrischen Wertebereich ohnehin selten. Das Tau-Maß ergibt sich aus der Differenz der relativen Häufigkeiten für kon- und diskordante Paare:

$$\tau_{AB} = \frac{1}{N} \sum_i \sum_{j>i} \zeta(S_{ij}) \in [-1, +1] \quad \text{Gl. 4-6}$$

Der Index für Position j liegt dabei immer über dem in der ersten Summe verwendeten Index i , sodass mit $\forall i \forall j: i < j$ keine Doppelauswertungen (i, j) zu (j, i) durchgeführt werden. Der Wertebereich von τ reicht von -1 bis $+1$. Wie in Abb. 4.2b anhand von Stichproben an drei Positionen verdeutlicht, liegt eine positive Korrelation $\tau > 0$ vor, wenn die Mehrzahl der Intensitätsänderungen zwischen zwei Stellen in Bild A , eine Änderung der Intensität zwischen korrespondierenden Stellen in B , in die gleiche Richtung bedeuten.

4.2.2 Lokale Begrenzung

Wie bei anderen Maßen (z. B. NCC, MI, Spearmans Rho), können lokal begrenzte Grauwertabweichungen zwischen den Bildern den Bildvergleich insgesamt beeinflussen und zu falschen globalen Maxima führen. Dies kann durch die in Abb. 4.3a gezeigte Vignettierung (etwa durch den Heel-Effekt) oder Überlagerung von Arealen eines Bildes, wie durch Abbildung von Gerätschaften zur Patientenfixierung, vorkommen. Das Problem wird abgeschwächt indem das Maß nur auf lokal begrenzte Regionen angewandt wird. In Abb. 4.3b und -c wird anhand von vier Stichproben vergleichsweise dargestellt wie sich Störungen auswirken, wenn Korrelationen über das ganze Bild oder lokal begrenzt bestimmt werden. Die **Local Rank Correlation** (LRC) in einer $m \times m$ Nachbarschaft zentraler Pixelpositionen $c = (x \ y)^T$ kann durch

$$\begin{aligned} \text{LRC}_{m \times m}(A, B) &= W \sum_c \sum_i \sum_{j>i} w_{ij} \zeta(S_{ij}) \in [-1, +1] \\ c &= (x \ y)^T; \quad \forall c: \quad c \in A \cap B \\ i &= c + (s \ t)^T; \quad \forall s, t: \quad s, t \in [-\frac{1}{2}(m-1), +\frac{1}{2}(m-1)] \\ j &= c + (u \ v)^T; \quad \forall u, v: \quad u, v \in [-\frac{1}{2}(m-1), +\frac{1}{2}(m-1)] \\ \text{und } m &= 2k - 1; \quad k \in \mathbb{N}^+ \end{aligned} \quad \text{Gl. 4-7}$$

zwischen A und B bestimmt werden. i und j sind je Positionen der $m \times m$ Umgebung von c . Die Anzahl Vergleiche ζ_{ij} bei m^2 Positionen der Umgebung beträgt $N = m^2(m^2 - 1)/2$. w_{ij} stellen noch im nächsten Abschnitt zu spezifizierende Gewichte in Abhängigkeit der jeweiligen Pixel bei i und j dar, und $W = 1/(N \sum w_{ij})$ dient der Normalisierung auf einen Wertebereich $[-1, +1]$.

Es wird eine Modifikation des Maßes vorgenommen, die erlaubt, die Korrelation einzelner Nachbarschaften nur dann zu werten, wenn diese einen bestimmten Wert über- oder unterschreitet, d. h. wenn die Bereiche in einer $m \times m$ Umgebung sehr stark positiv bzw. negativ korrelieren. Dies kann über die Gewichtung und eine Schwelle t formuliert werden:

$$w_{ij} = \begin{cases} w_{ij}, & |\zeta(S_{ij})| > t \\ 0, & \text{andernfalls} \end{cases} \quad \text{Gl. 4-8}$$

In Abdi [2007] wird durch kombinatorische Überlegungen gezeigt, dass Kendalls Tau für n_τ Objekte unter der Nullhypothese, dass keine Korrelation vorliegt, mit Varianz

$$\sigma_\tau^2 = \frac{4n_\tau + 10}{9n_\tau^2 - 9n_\tau} \xrightarrow{\text{hier: } n_\tau=m^2} \sigma_\tau^2 = \frac{4m^2 + 10}{9m^4 - 9m^2} \quad \text{Gl. 4-9}$$

um Erwartungswert 0 normalverteilt ist. Bei z. B. $m = 3, 5$ oder 7 folgt $\sigma_{3 \times 3} \approx 0.266$, $\sigma_{5 \times 5} \approx 0.143$ bzw. $\sigma_{7 \times 7} \approx 0.099$. Schwellwert t wird hier so gewählt, dass nur Auswertungen von $m \times m$ Nachbarschaften in das Maß aufgenommen werden, welche die Nullhypothese mit einer relativ hohen Wahrscheinlichkeit von $p \geq 90\%$ ablehnen:

$$t = \left| T: \frac{1}{\sigma_\tau \sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\tau} \exp\left(\frac{-\tau^2}{2\sigma_\tau^2}\right) d\tau = \frac{1-p}{2} \right| \quad \text{Gl. 4-10}$$

Für eine 3×3 Nachbarschaft muss demnach $|\zeta(S_{ij})| \geq 3.94 (\approx 4)$ gelten, damit sie in die Bewertung eingeht (ob das Maß mit einer größeren Nachbarschaft verbessert werden kann, wird in Abschnitt 7.2.2 noch geprüft). Damit soll erreicht werden, dass Umgebungen, in denen nur eine geringe Korrelation zwischen den Bildern besteht (Abb. 4.3c), das Gesamtmaß nicht beeinträchtigen.

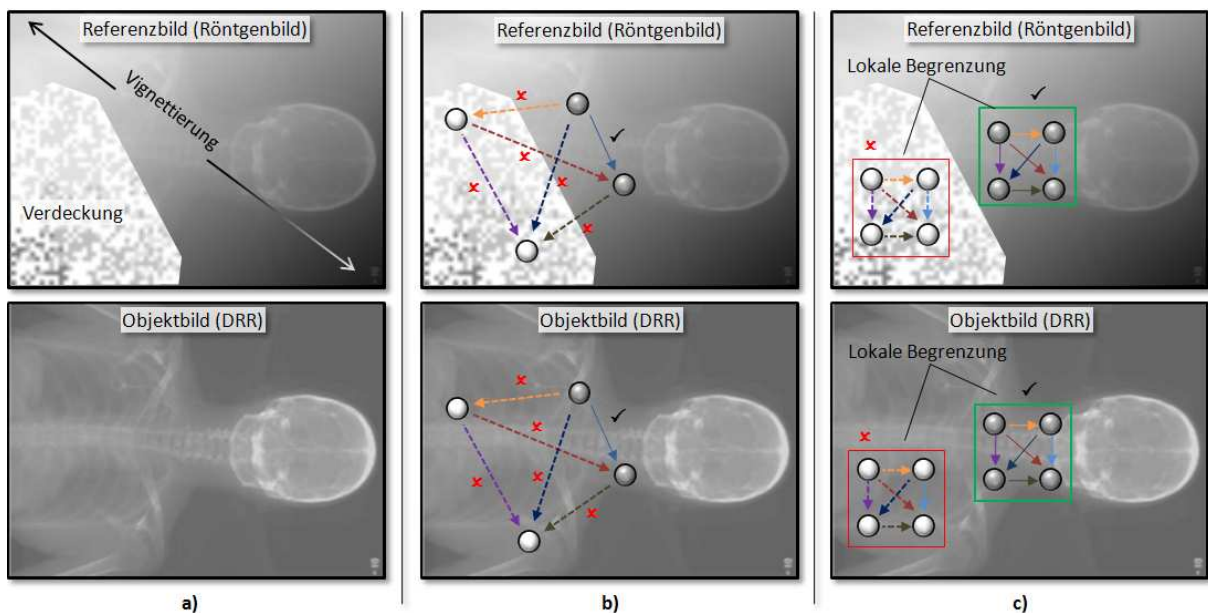


Abb. 4.3: Einflüsse auf das Korrelationsmaß und lokale Begrenzung: **a)** Störende Einflüsse im Referenzbild, wie Vignettierung und Verdeckung; **b)** Pixelvergleiche an vier Positionen bei der Bestimmung von τ ; nur der mit \checkmark markierte Vergleich liefert eine zuverlässige Korrelation zwischen Referenz- und Objektbild; **c)** Begrenzung der für den Vergleich verwendeten Positionen auf die nähere Nachbarschaft. Korrelationen im grün markierten Bereich können zuverlässig ermittelt werden.

Wird das ursprünglich durch Kendall [1938] vorgeschlagene τ -Maß bestimmt, so liegt die Berechnungskomplexität für n Pixelpositionen bei optimierter Berechnung nach Knight [1966] in der Ordnung $O(n \cdot \log(n))$. Mit Gl. 4-7 beträgt die Komplexität hingegen $O(nm^2(m^2 - 1)/2)$. Dies entspricht bei einer konstanten Maskengröße von z. B. $m = 3$ der linearen Komplexität $O(36n)$. Eine

Performanceverbesserung durch die lineare Berechnungskomplexität würde sich zwar erst bei ca. $n = 10^{16}$ Positionen bemerkbar machen, jedoch erfordert der hier vorgeschlagene Ansatz keinerlei Sortieralgorithmus oder sonstigen rechnerischen Overhead, wie etwa bei Knight.

4.2.3 Gewichtung von Intensitäten

Die für die Registrierung interessanten Strukturen wie Gewebe, Knochen etc. werden in Röntgenbildern heller dargestellt. Hier werden vom Detektor weniger Photonen gezählt. In dunkleren Regionen überwiegt hingegen Rauschen durch Pixelfehler oder durch Photonenstreuung. Die geringere Streuung der Intensitäten im oberen Helligkeitsbereich lässt sich mit der Poisson-Verteilung der auf ein CCD-Element eintreffenden Photonenzahl erklären. Die diskrete Wahrscheinlichkeitsfunktion mit Erwartungswert $n_{PH} \in \mathbb{N}_0^+$ für die Photonenzahl lautet:

$$pois(x|x = n_{PH}) = \frac{n_{PH}^x}{x!} e^{-n_{PH}} \quad \text{Gl. 4-11}$$

Die mit steigender Photonenzahl breiteren Verteilungsfunktionen sind in Abb. 4.4 dargestellt. Mit Zunahme der Streuung nimmt die Wahrscheinlichkeitsdichte am jeweiligen Erwartungswert n_{PH} ab. Ausgehend von großen Photonenzahlen kann die Poisson-Verteilung durch die Normalverteilung mit Erwartungswert $\mu = n_{PH}$ und Varianz $\sigma^2 = n_{PH}$ genähert werden. Das Maximum f_{MAX} der Normalverteilung wird durch Einsetzen des Erwartungswertes bestimmt:

$$\lim_{n_{PH} \rightarrow \infty} pois(x|x = n_{PH}) = gauss(x|x = n_{PH}) = \frac{1}{\sqrt{2\pi n_{PH}}} \exp\left(-\frac{(x - n_{PH})^2}{2n_{PH}}\right) \quad \text{Gl. 4-12}$$

$$f_{MAX}(n_{PH}) = \max_{x \in \mathbb{R}^+} gauss(x|x = n_{PH}) = gauss(n_{PH}, \sqrt{n_{PH}}) = \frac{1}{\sqrt{2\pi n_{PH}}}$$

Die Funktion f_{MAX} nähert, wie auch in Abb. 4.4 erkennbar, die Maxima der von der Pixelintensität abhängigen Wahrscheinlichkeitsfunktionen.

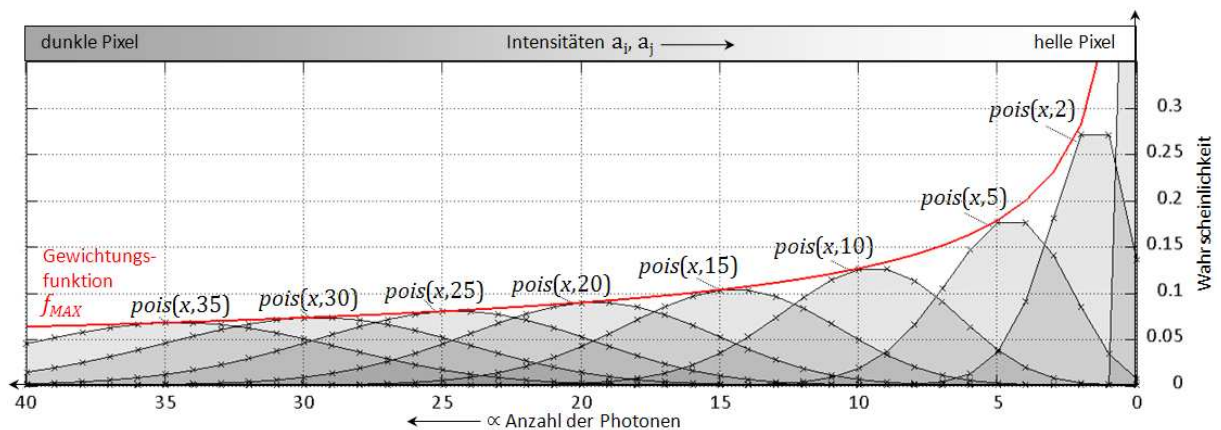


Abb. 4.4: Poisson-Verteilungen und Maxima: Die sechs diskreten (für die Darstellung interpolierten) Poisson-Verteilungen $f(x, n_{PH})$ zeigen abnehmende Varianz bei sinkender Photonenzahl. Gleichzeitig nimmt die Wahrscheinlichkeit um den Erwartungswert herum zu. Funktion f_{MAX} ist eine Näherung der Maxima der Wahrscheinlichkeitsfunktionen für $n_{PH} \rightarrow \infty$.

Werden Pixelintensitäten bei i und j in A und B miteinander verglichen, wird die Korrelation wie in Gl. 4-7 mit w_{ij} gewichtet. Die Gewichtung richtet sich nach den Wahrscheinlichkeitsdichten für die Photonenzahlen im Röntgenbild (hier Referenzbild A). Aus einer Intensität a folgt der Erwartungswert n_{PH} mit $n_{PH} = \kappa(1 - a)$. Für die Pixelintensität wird dabei lineare Abhängigkeit mit Faktor κ von der Photonenzahl unterstellt (was bei digitalen Flachbilddetektoren anzunehmen ist – vgl. Abschnitt 2.2.1). Die maximal mögliche Intensität wird auf 1 normiert, sodass für die Gewichtung beim Vergleich an Positionen i und j gilt:

$$w_{ij} = f_{MAX}(\kappa - \kappa a_i) \cdot f_{MAX}(\kappa - \kappa a_j) \propto \frac{1}{\sqrt{a_i a_j - a_i - a_j + 1}} \quad \text{Gl. 4-13}$$

Korrelationen, bei denen Pixel a_i und a_j potentiell weniger gestreute Intensitäten besitzen, wird mit w_{ij} höhere Aussagekraft zugebilligt. Für die Implementierung wird im Nenner von Gl. 4-13 noch +1 addiert, um bei maximalen Intensitäten Divisionen durch 0 zu vermeiden.

4.2.4 Erweiterung auf den Gaußschen Maßstabsraum

Der Nachteil relativ kleiner $m \times m$ Nachbarschaften ist, dass sie den Einzugsbereich des Ähnlichkeitsmaßes einschränken dürften. Wenn Strukturen eines Bildes weit entfernt von korrespondierenden Strukturen des anderen Bildes liegen, hat die tatsächliche Korrelation zwischen diesen keinen Einfluss auf das Maß. Das macht die iterative Maximierung durch Übereinanderverschieben der Bilder schwierig. Eine Verbesserung soll durch Berechnung der Bildkorrelationen im Maßstabsraum erzielt werden. Statt das Maß allein aus den Originalbildern zu bestimmen, wird es für verschiedene Versionen $A_t \in \{A_1, A_2, \dots, A_{t_{MAX}-1}, A_{t_{MAX}}\}$ und $B_t \in \{B_1, B_2, \dots, B_{t_{MAX}-1}, B_{t_{MAX}}\}$ berechnet, wobei $1 \leq t \leq t_{MAX}$ dem Maßstab entspricht. Mit jeder Stufe $t + 1$ werden die Bildseiten um $\frac{1}{2}$ skaliert. t läuft z. B. bei DRRs mit 512×512 Pixelraster der Originalbilder bis $t_{MAX} = 7$, sodass jede Bildseite ein Minimum von 8 Pixeln erreicht. So weitet sich der Einfluss der Pixel, für z. B. eine 5×5 Nachbarschaft, auf mehr als die halbe Bildfläche aus und der Einzugsbereich von LRC wird vergrößert. Abb. 4.5 zeigt ein Beispiel dafür.

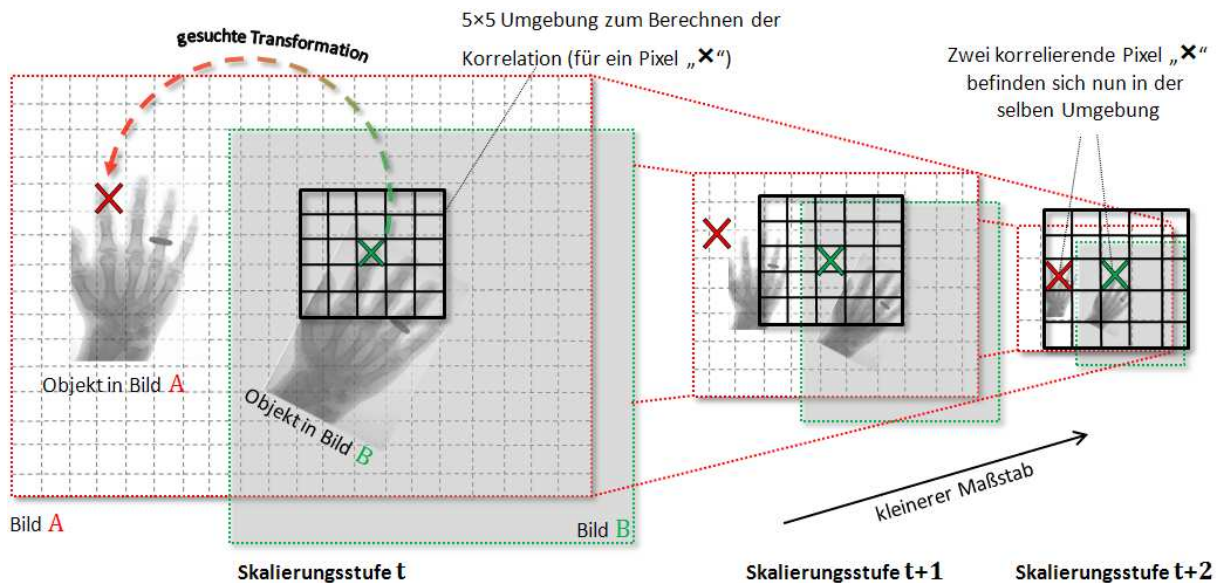


Abb. 4.5: Ähnlichkeitsmaß im Maßstabsraum: Der Einzugsbereich des Ähnlichkeitsmaßes wird durch Berechnung in verschiedenen Stufen der Auflösungspyramide erhöht.

Lokale Extremstellen der Ähnlichkeitsfunktion werden dabei automatisch geglättet, da hochfrequente Anteile der Bildfunktionen in kleineren Maßstäben eliminiert werden. Ein Bild kleineren Maßstabs $A_t = g_t \otimes A_1$ bzw. $B_t = g_t \otimes B_1$ wird durch Faltung mit einem Gauß-Filter g_t der Varianz $\sigma^2 = t - 1$ erzeugt. Ähnlichkeitsmaße LRC_t (Gl. 4-7) verschiedener Maßstäbe werden schließlich zur *Local Multi-Resolution Rank Correlation* LMRC kombiniert:

$$LMRC_{AB} = \frac{1}{t_{MAX}} \sum_t LRC_t(A_t, B_t) \in [-1, +1] \quad \text{Gl. 4-14}$$

4.3 2D-3D Registrierung zur Lagemessung

Die sechs Freiheitsgrade der Patientenlage aus drei Translationen und drei Rotationen wurden bereits in Abb. 1.3 angedeutet. Im Folgenden werden drei Verfahren zur Lagemessung vorgestellt, die sich bei der Verwendung geometrischer Freiheitsgrade bei der Registrierung unterscheiden.

4.3.1 Verfahren I: Vorwärtsprojektion der Referenzdaten bei simulierter Patientenlage

Das erste Verfahren [Selby et al., 2008d] berücksichtigt direkt alle 6 DOF der Patientenlage. Es ist in Abb. 4.6 dargestellt. Nachdem die Patientenlage in Schritt **1** mit den Planungsdaten initialisiert wurde, werden die CT-Daten in **2** auf die Bildebenen projiziert. Dann wird durch iterative Änderung der Lageparameter, unter wiederholter Projektion der Daten, die Ähnlichkeit zwischen DRRs und Röntgenbildern maximiert. Das Ergebnis (**3**) ist die gemessene Patientenlage in sechs Freiheitsgraden.

Algorithmus Verfahren I

-
- 1** Angenommene Patientenlage L_0 (6 DOF) initialisieren, z. B. aus Behandlungsplan; Iteration $i = 0$
 - 2** Projektion der CT-Daten auf (hier zwei) Bildebenen k unter Annahme der Patientenlage $L_i \rightarrow DRR^{(k)}$. Bei einer einzelnen Kamera reduziert sich die erzielbare Genauigkeit [Selby et al., 2008d]
 - 2.1** Berechnung der Ähnlichkeiten $SM^{(k)}$ zu den Röntgenbildern für Kameras k
 - 2.2** Kombination der Ähnlichkeitsmaße $SM^{(k)}$ zu einem Maß SM und Maximierung durch Änderung der freien Lageparameter L_i ; dabei wird auf eine Abbruchbedingung getestet und solange bei **2** mit Iteration $i := i + 1$ fortgefahren, bis die finale Lage bestimmt wurde
 - 3** Ergebnis: Lage L_i in sechs Freiheitsgraden
-

Abb. 4.6: Algorithmus für Verfahren I der 2D-3D Registrierung.

In dem Algorithmus werden in *Schritt 2.2* die Ähnlichkeitsmaße für die Bildpaare jeder Kamera zur Maximierung kombiniert. Khamene et al. [2006] schlagen vor, Bilder unterschiedlicher Kameras zu einem größeren Bild zusammenzufügen. Ein gemeinsamer Vergleich von Bildern mit potentiell unterschiedlicher Radiometrie kann jedoch problematisch sein. Einflüsse eines Bildes auf das Ähnlichkeitsmaß können sich so auf den Vergleich des anderen Bildes auswirken. Daher werden die Einzelmaße hier unabhängig bestimmt und durch $SM = \sum_k (SM^{(k)})^2$ zusammengeführt. Zur Maximierung in 6 DOF wird der Nelder-Mead Algorithmus verwendet. Der DHS wird auch in den nachfolgenden Verfahren **II** und **III** eingesetzt, wenn in mehr als einem Parameter optimiert wird. Der Wertebereich freier Parameter x (hier: $x = L_i$) der Zielfunktion Ω (hier: $\Omega = SM(L_i)$) wird durch

$$x = \arg \max_{x \in [a,b]} \Omega(x); [a, b] = \{x \in \mathbb{R}^n | a_i \leq x_i \leq b_i, i = 1, \dots, n\} \quad \text{Gl. 4-15}$$

für alle $n = 6$ Freiheitsgrade zwischen a_i und b_i eingeschränkt, um zu verhindern, dass sich Parameter innerhalb eines Optimierungsdurchlaufes bei Konvergenz zu einem lokalen Extremum sehr weit vom ursprünglichen Startwert fort bewegen. Dies würde lange Rechenzeiten bedeuten und verhindern, dass in Folgeiterationen (vor allem Verfahren **II** und **III**) doch noch das Optimum gefunden wird. Für die Translationen bzw. Rotationen der Patientenlage werden maximal ± 5 cm/ $\pm 5^\circ$ zugelassen – die Werte sind wesentlich größer, als eine angenommene initiale Fehllage von wenigen mm und die mechanisch maximal korrigierbare Rotation von ca. 2.5° . Im DHS kann die Beschränkung realisiert werden, indem bei Überschreiten der vorgegebenen Grenze für x , statt $\Omega(x)$ tatsächlich auszuwerten, ein schlechterer Funktionswert (bei Maximierung: $\Omega_{NEU} = \Omega_{MIN} - 1$) verwendet wird.

Ein Nachteil des Verfahrens **I** ist, dass für jeden Bildvergleich anhand der jeweils angenommenen Patientenlage neue DRRs berechnet werden, was zu langen Berechnungszeiten für die zu optimierende Patientenlage führen könnte. Ein Vorteil des Verfahrens wäre, dass – mit Abstrichen bei der erzielbaren Genauigkeit – auch für Systeme mit nur einer Kamera die Patientenlage in 6 DOF bestimmt werden kann, da keine inverse Projektion durchgeführt wird (vgl. Selby et al. [2008d]).

4.3.2 Verfahren II: 2D-Registrierung und Rückprojektion

Verfahren II ist für die schnelle Berechnung der Patientenlage konzipiert. Statt Bildvergleiche für ständig neue DRRs anzustellen, werden die Transformationen zwischen DR-DRR Paaren in den Bildebenen durch rigide 2D-Registrierungen mit je zwei Translationen und einer Rotation ermittelt. Der Algorithmus ist in Abb. 4.7 abgebildet. Nach der Initialisierung der Lage (Schritt 1) werden die CT-Daten wieder auf die Bildebenen projiziert (2). Nun werden in den Ebenen 2D-2D Registrierungen zu den Röntgenbildern durchgeführt (2.1.1 bis 2.1.3). Sind die Registrierungen abgeschlossen, wird die 3D-Transformation durch Rückprojektion ermittelt (2.2). In mehreren Iterationen (2.3) kann daraus die Patientenlage in 5 DOF bestimmt werden.

Algorithmus Verfahren II

- 1 Angenommene Patientenlage L_0 initialisieren; Iteration $i = 0$
- 2 Projektion der CT-Daten auf Bildebenen k unter Annahme der Patientenlage $L_i \rightarrow DRR_{ORIG}^{(k)}$
 - 2.1 Starten der 2D-2D Registrierungen in den Bildebenen aller Kameras k
 - 2.1.1 Überlagerung von transformiertem $DRR^{(k)} = T_{3DOF}^{(k)}(DRR_{ORIG}^{(k)})$ mit echtem Röntgenbild ($DR^{(k)}$); Transformationen = $\Delta x^{(k)}, \Delta y^{(k)}, \Delta \gamma^{(k)}$
 - 2.1.2 Berechnung von Ähnlichkeitsmaß $SM^{(k)}(DR^{(k)}, DRR^{(k)})$
 - 2.1.3 Maximierung von $SM^{(k)}$ mit über $T_{3DOF}^{(k)}$ durch Wiederholung bei 2.1.1
 - 2.2 Wenn beide 2D-2D Registrierungen abgeschlossen sind: Rückprojektion der Transformationen $T_{3DOF}^{(k)}$ zum Erhalten der räumlichen 5 DOF Lagedifferenz ΔL_{5DOF}
 - 2.3 Nächste Iteration $i := i + 1$ bei 2 mit neuer Lage $L_i = \Delta L_{5DOF} + L_{i-1}$ starten, bis sich ΔL_{5DOF} nicht mehr wesentlich ändert
- 3 Ergebnis: Patientenlage L_i , bestimmt in fünf räumlichen Freiheitsgraden

Abb. 4.7: Algorithmus für Verfahren II der 2D-3D Registrierung.

Das Problem der Maximierung von SM in 6 DOF reduziert sich auf ein 2×3 DOF Problem. Allerdings ist die Registrierung in der Bildebene nur eine Näherung der korrekten Transformation im Raum. Räumliche Transformationen können in den projizierten Bildern nicht immer als rigide 2D-Transformationen erkannt werden. Es ist daher nötig, mehrere Iterationen des Algorithmus durchzuführen, in welchen die DRRs mit aktualisierten Näherungen der Patientenlage erzeugt werden (Schritte 2 bis 2.3). Dies wird solange wiederholt, bis die durch Rückprojektion bestimmte Lageänderung ΔL_{5DOF} klein wird (hier: 0.05 mm und 0.05°). Es hat sich gezeigt, dass meist zwischen 5 und 10 Iterationen des Verfahrens ausreichen. So kann die Patientenlage mit einer kleinen Anzahl von Röntgensimulationen bestimmt werden.

Sollte eine der 2D-2D Registrierungen in ein lokales Maximum von $SM^{(k)}$ konvergieren, besteht die Möglichkeit, dass die lokale Extremstelle in der nächsten Iteration, bei Registrierung mit neuen DRRs wieder verlassen wird. Das sollte den Algorithmus gegenüber Verfahren I zuverlässiger machen. Wesentliches Problem des Verfahrens ist, dass es bei keiner Anordnung zweier Kameras möglich ist, aus den in den Bildebenen bestimmten Rotationen $\gamma^{(1)}$ und $\gamma^{(2)}$, Rotationen um alle drei Raumachsen zu bestimmen. Keine der in den Ebenen bestimmbar Rotationskomponenten gibt nach Rückprojektion Aufschluss über die in Abb. 4.8 dargestellte Rotation r_k , um die räumliche Achse, senkrecht zu den Hauptachsen der Kameras. Die Lagemessung ist daher nur in 5 DOF möglich. Für die meisten Röntgenkonfigurationen (z. B. in Gantryanlagen) entspricht die nicht berücksichtigte Rotationsachse etwa der Längsachse des Patienten (Y_{Tisch} -Achse). Viele Behandlungseinrichtungen erlauben die Korrektur dieser Rotation aus mechanischen Gründen ohnehin nicht [Allgower et al., 2007]. Verfahren II ist für diese Fälle ausreichend. Soll jedoch die Lage in 6 DOF ermittelt werden, kann das Verfahren als Vorregistrierung eingesetzt und danach das rechnerisch aufwändigere

Verfahren I zur Feinjustage aller sechs Freiheitsgrade durchgeführt werden [Selby et al., 2007c; Sakas et al., 2004; 2008].

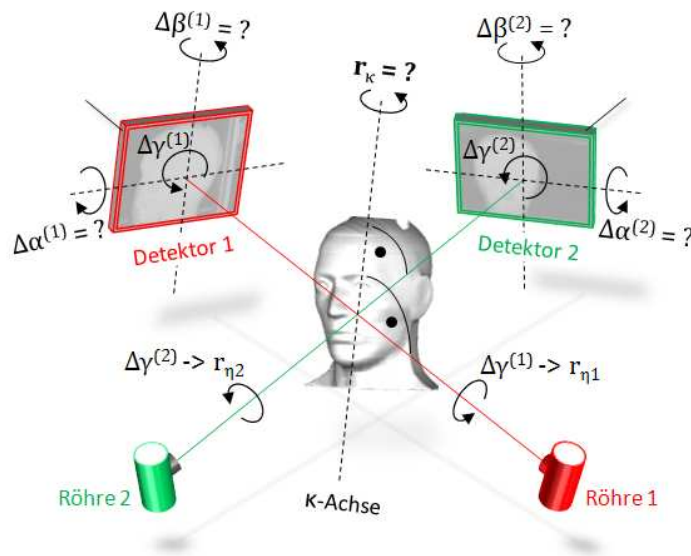


Abb. 4.8: Aus 2D-Registrierungen ermittelbare Rotationen: Rotationen $\Delta\gamma^{(1)}$ und $\Delta\gamma^{(2)}$ in den Ebenen erlauben lediglich die Bestimmung zweier Komponenten r_{η_1} und r_{η_2} der räumlichen Orientierung.

Rückprojektion von Transformationen in der Ebene

Hier wird eine Alternative zur Rückprojektion von Sarrut & Clippe [2001] bzw. Rohlfing et al. [2005] vorgestellt, die für allgemeine Stereogeometrien gültig ist und im Optimierungsschritt nur drei (statt sechs) freie Parameter benötigt. Transformationsfehler werden nicht in der Bildebene, sondern im Raum minimiert, also dort, wo sie sich auf die Patientenlage auswirken. Die drei wesentlichen Berechnungsschritte werden in Abb. 4.9 visualisiert.

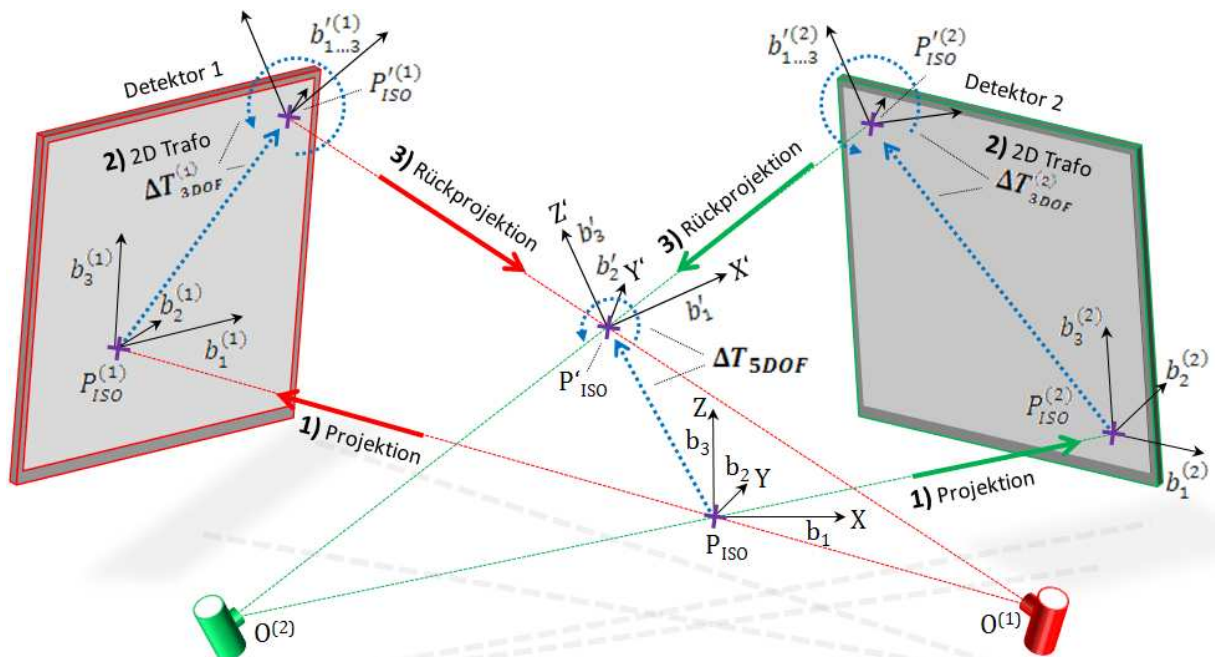


Abb. 4.9: Rückwärtsprojektion von ebenen Transformationen: (1) Projektion, (2) ebene Transformation und (3) inverse Projektion von P_{ISO} und Basisvektoren.

Zuerst werden die Endpunkte dreier homogener, orthogonaler Basisvektoren in $\mathbf{B} = [b_1, b_2, b_3]$ und Ursprung P_{ISO} des Weltkoordinatensystems auf die beiden Bildebenen k projiziert. Es folgen drei

Vektoren $\mathbf{B}^{(k)} = [b_{1...3}^{(k)}]$ sowie Punkte $P_{ISO}^{(k)}$ in den Ebenen, welche dann je um Transformationsmatrix $\Delta\mathbf{T}_{3DOF}^{(k)}$ in der Ebene transformiert werden, woraus $P'_{ISO}^{(k)}$ und $\mathbf{B}'^{(k)} = [b'_{1...3}^{(k)}]$ folgen. Die Werte werden invers projiziert. Korrespondenzen ergeben sich dabei zu $b'_{1}^{(1)} \leftrightarrow b'_{1}^{(2)}$, $b'_{2}^{(1)} \leftrightarrow b'_{2}^{(2)}$ usw.:

$$\begin{aligned} \left[\mathbf{B}^{(k)} \middle| P_{ISO}^{(k)} \right] &= \text{proj}^{(k)}([\mathbf{B} | P_{ISO}]); \quad k = 1, 2 \quad | \quad [\mathbf{B} | P_{ISO}] \text{ spaltenweise projizieren} \\ \left[\mathbf{B}'^{(k)} \middle| P'_{ISO}^{(k)} \right] &= \Delta\mathbf{T}_{3DOF}^{(k)} \cdot \left[\mathbf{B}^{(k)} \middle| P_{ISO}^{(k)} \right] \quad | \quad \text{Trafo in Ebenen} \\ \Delta\mathbf{T}_{5DOF} &= \left[\begin{array}{c|c} [r_{ij}] & t \\ \hline 0 & 1 \end{array} \right] = \text{proj}^{-1(k=1,2)} \left(\left[\mathbf{B}'^{(1)} \middle| P'_{ISO}^{(1)} \right], \left[\mathbf{B}'^{(2)} \middle| P'_{ISO}^{(2)} \right] \right) \quad | \\ &\text{Rückprojektion} \end{aligned} \quad \text{Gl. 4-16}$$

Rückprojizierte Basisvektoren $b'_{1...3}$ und Ursprung P'_{ISO} , welche die Spalten der 4×4 Matrix $\Delta\mathbf{T}_{5DOF}$ bilden, sind Rotations- und Translationskomponenten der räumlichen Transformation, d. h. der Änderung der zu messenden Patientenlage gegenüber der angenommenen Lage. Die Rückwärtsprojektion wird über die inversen Kollinearitätsgleichungen (Gl. 5-9) gelöst. Da in beiden Ebenen unabhängig registriert wird, kann die Epipolarometrie verletzt werden, wenn sich die Strahlen von den Kameraursprüngen O zu jeweils korrespondierenden Punkten in den Ebenen nicht schneiden. Dafür wird bei der Rückprojektion entsprechend der Ort des kleinsten Fehlers gewählt (vgl. Abschnitt 5.3.2).

Während Translationen direkt der vierten Spalte von $\Delta\mathbf{T}_{5DOF}$ entnommen werden können, kann es vorkommen, dass aufgrund von Ungenauigkeiten bei der ebenen Registrierung oder der Kamerakalibrierung nichtorthogonale Basisvektoren $[r_{ij}]$ im Ergebnis stehen. Gesucht wird darum die orthogonale 3×3 Matrix $\mathbf{R}_{\alpha\beta\gamma}$, für welche der Fehler gegenüber $[r_{ij}]$ möglichst gering wird. Die Näherung der Orthogonalmatrix [Björck & Bowie, 1971] erfolgt durch den Nelder-Mead Minimierer:

$$(\alpha, \beta, \gamma) = \arg \min_{(\alpha, \beta, \gamma) \in \mathbb{R}^3} \left(\text{spur}^2(\mathbf{R}_{\alpha\beta\gamma}^T \cdot [r_{ij}] - \mathbf{I}_{3 \times 3}) \right) \quad \text{Gl. 4-17}$$

4.3.3 Verfahren III: Gemischtes Verfahren mit Reduktion gleichzeitiger Freiheitsgrade

Im dritten Verfahren wird die Anzahl der bei jeder Iteration zu optimierenden Freiheitsgrade mit dem Ziel reduziert, weniger anfällig gegenüber lokalen Extremstellen zu sein und eine bessere Performance zu gewährleisten. Erst wird für jede Kamera eine Registrierung in der Bildebene, ähnlich wie in **II**, durchgeführt. Jedoch werden die zwei 3 DOF Registrierung aus **II**, um die ebenen Transformationen schneller und widerspruchsfrei bestimmen zu können, um einen redundanten Freiheitsgrad reduziert ($2 \times 2 + 1$ DOF statt 2×3 DOF). Die 6 DOF Registrierung wird auf 1 DOF reduziert, nämlich eine räumliche Rotation Δr_{κ} . Dies ist die Rotationskomponente, die bei der Optimierung der anderen 5 Freiheitsgrade bei der ebenen Registrierung noch nicht ermittelt werden konnte.

Weil die Registrierungen in den Ebenen auf noch nicht im sechsten Freiheitsgrad ausgerichteten Bildern basiert, wird das gesamte in Abb. 4.10 dargestellte Verfahren wiederholt, bis es konvergiert. Insgesamt wird der erste Teil (Iterationen i in der Abbildung) mit den ebenen Registrierungen durchgeführt, bis sich die Lage um weniger als $0.05 \text{ mm}/0.05^\circ$ ändert. Entsprechendes gilt für die Gesamtiterationen (Iterationen j). Da dies zu sehr vielen Iterationen und damit hohen Rechenzeiten führen könnte, wird die maximale Anzahl an Iterationen auf $i \leq \text{MaxIter}_{5DOF}$ bzw. $j \leq \text{MaxIter}_{6DOF}$ begrenzt. In den nächsten zwei Abschnitten werden die beiden notwendigen Registrierungsschritte erörtert.

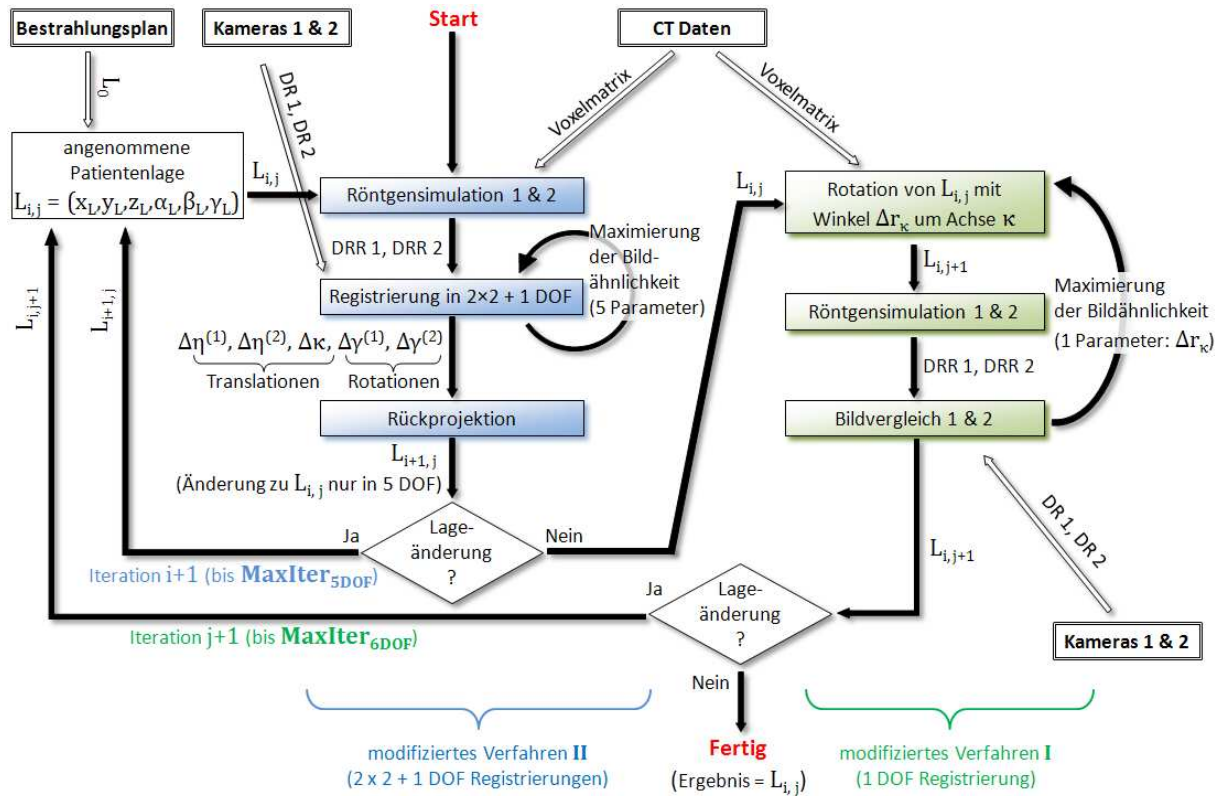


Abb. 4.10: Verfahren III zur Lagemessung: Das Verfahren besteht aus dem modifizierten Verfahren II, mit 2D-Registrierung und Rückwärtsprojektion, das in i Iterationen (links) und einem modifizierten Verfahren I, basierend auf Vorwärtsprojektion, das in j Iterationen durchlaufen wird (rechts).

2x2 + 1 DOF Registrierung mit Vorwärts- und Rückwärtsprojektion

Werden die ebenen Registrierungen – wie bei II – mit je drei Freiheitsgraden (2×3 DOF) durchgeführt, können 5 DOF einer räumlichen Transformation bestimmt werden. Es wird also ein redundanter Freiheitsgrad berücksichtigt. Wenn dafür gesorgt wird, dass bei den bisher unabhängigen 2D-Registrierungen die Epipolarbedingung eingehalten werden muss, sich also zwei Strahlen zu korrespondierenden Punkten immer in einem räumlichen Punkt schneiden, kann ein Freiheitsgrad eliminiert werden. Es folgt eine gemeinsame $2 \times 2 + 1$ DOF Registrierung mit je zwei unabhängigen sowie einem gemeinsamen Parameter:

Wird Raumpunkt P auf zwei Detektorebenen projiziert, schneiden sich, wie Abb. 4.11a zeigt, in P zwei Strahlen η_1 und η_2 zu den jeweiligen Detektoren. Die Epipolarlinie $\eta_2^{(1)}$ durch P entspricht der auf Ebene 1 projizierten Achse η_2 . Die räumliche Translation $\Delta\eta_2$ entlang η_2 bewirkt ausschließlich eine Verschiebung $\Delta\eta^{(1)}$ der Projektion auf Ebene 1 entlang $\eta_2^{(1)}$ und hat, bei rigidem Transformationsmodell, keinerlei Auswirkung auf Transformationen in Ebene 2. Das gleiche gilt umgekehrt für Translationen entlang $\Delta\eta_1$, die lediglich als Verschiebung im Bild von Detektor 2 messbar werden. $\Delta\eta^{(1)}$ und $\Delta\eta^{(2)}$ können also unabhängig voneinander bestimmt werden. Die Translation eines Objektes entlang eines Vektors κ , lotrecht zu η_1 und η_2 , führt hingegen immer zu gemeinsamen Verschiebungen $\Delta\kappa^{(1)}$ und $\Delta\kappa^{(2)}$ in den Bildebenen, die senkrecht zu den jeweiligen Epipolaren verlaufen. Ist $\Delta\kappa^{(1)}$ bekannt, so ist $\Delta\kappa^{(2)}$ dadurch festgelegt.

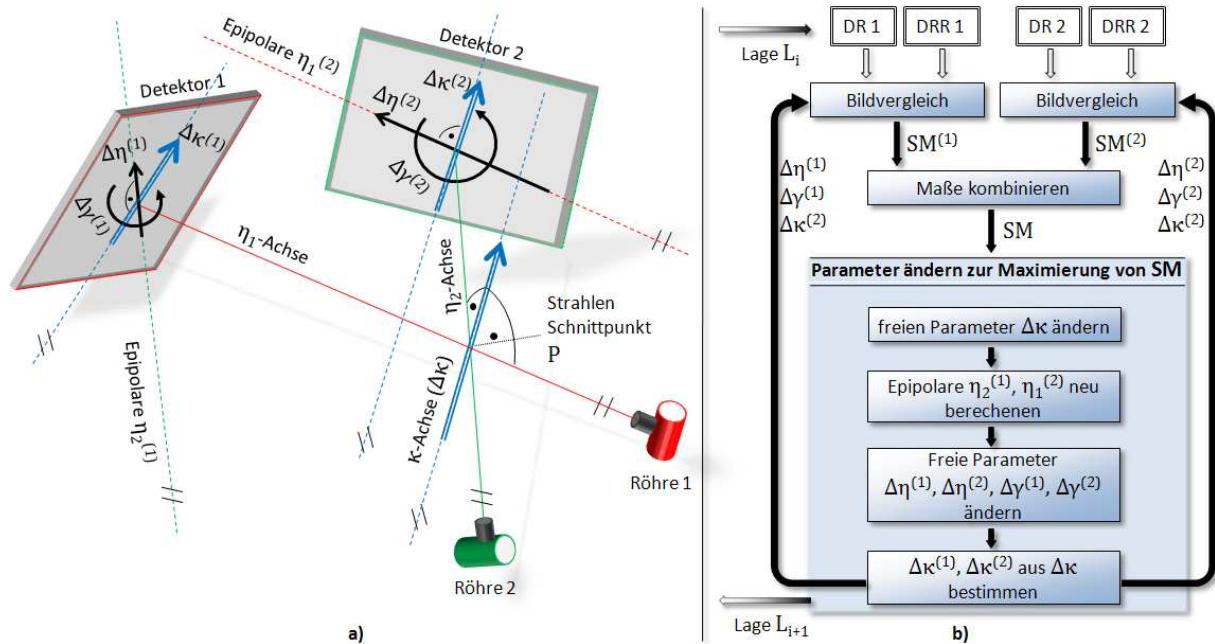


Abb. 4.11: Lagemessung durch Registrierung in den Bildebenen: **a)** Reduktion zweier unabhängiger Registrierungen um einen Freiheitsgrad; unabhängige, ebene Transformationen sind Verschiebungen $\Delta\eta^{(1)}$, $\Delta\eta^{(2)}$ und Rotationen $\Delta\gamma^{(1)}$, $\Delta\gamma^{(2)}$; voneinander abhängig sind $\Delta\kappa^{(1)}$ und $\Delta\kappa^{(2)}$; **b)** Maximierung der Bildähnlichkeit mit fünf freien Parametern, ohne Erzeugung neuer DRRs.

Nicht korrespondierende Werte $\Delta\kappa^{(1)}$ und $\Delta\kappa^{(2)}$ verletzen die Epipolargeometrie. Statt Transformationen entlang der Achsen zweier Bilder unabhängig voneinander zu bestimmen, werden Verschiebungen entlang den Epipolaren $\eta_2^{(1)}$, $\eta_1^{(2)}$ sowie die gemeinsame Translation entlang der auf die Bildebenen projizierten κ -Achse ($\Delta\kappa \rightarrow \Delta\kappa^{(1)}, \Delta\kappa^{(2)}$) bestimmt, wobei gilt:

$$\begin{aligned}
 \eta_2^{(1)} &= \text{proj}^{(1)}(\eta_2); & \eta_1^{(2)} &= \text{proj}^{(2)}(\eta_1) & | \text{ Epipolare bestimmen} \\
 \kappa &= \eta_1 \times \eta_2 & & & | \times = \text{Kreuzprodukt} \\
 \kappa^{(1)} &= \text{proj}^{(1)}(\kappa); & \kappa^{(2)} &= \text{proj}^{(2)}(\kappa) & | \text{ Projektionen von } \kappa
 \end{aligned}
 \tag{4.18}$$

Dabei muss berücksichtigt werden, dass eine Änderung der Objektposition in κ -Richtung eine Änderung der Epipolarlinien $\eta_2^{(1)}$, $\eta_1^{(2)}$ bedeutet, die entsprechend aktualisiert werden müssen. Aus dem ursprünglichen Satz sechs freier Parameter $\{\Delta x^{(1)}, \Delta y^{(1)}, \Delta\gamma^{(1)}, \Delta x^{(2)}, \Delta y^{(2)}, \Delta\gamma^{(2)}\}$ wird der reduzierte Satz $\{\Delta\eta^{(1)}, \Delta\eta^{(2)}, \Delta\kappa, \Delta\gamma^{(1)}, \Delta\gamma^{(2)}\}$. Die Objektposition wird bei dem Ansatz durch das projizierte Isozentrum repräsentiert. Der Algorithmus ist in Abb. 4.11b im Detail dargestellt. Die Bildpaare werden nicht mehr (wie in II) getrennt voneinander registriert. Transformationen $\Delta\kappa^{(1)}$ und $\Delta\kappa^{(2)}$ in den Ebenen sind über einen freien Parameter $\Delta\kappa$ miteinander gekoppelt. Ein weiterer Unterschied zu II ist, dass die Maximierung der kombinierten Ähnlichkeitsmaße statt der Einzelmaße der DR-DRR Paare durchgeführt wird.

1 DOF Registrierung mit Vorwärtsprojektion

Da durch Registrierungen in zwei Ebenen eine räumliche Rotation nicht bestimmt werden kann, ist ein weiterer Berechnungsschritt nötig (vgl. Abb. 4.10, rechts). Er entspricht prinzipiell Verfahren I, jedoch werden die 6 DOF auf die eine, nicht durch Rückprojektion bestimmbare Rotation (r_κ in Abb. 4.8) reduziert. Diese wird durch wiederholten Bildvergleich mit sich ändernden DRRs ermittelt. Das gemeinsame Ähnlichkeitsmaß wird über Rotation Δr_κ um die κ -Achse optimiert. Die anderen Lageparameter sind bereits aus dem vorherigen Registrierungsschritt bekannt. Transformationen der DRRs in den Bildebenen sind nicht notwendig:

$$\Delta r_k = \arg \max_{\Delta r_k \in \mathbb{R}} \left(SM \left(DRR_{ORIG}^{(1)}(\Delta r_k), DR^{(1)} \right)^2 + SM \left(DRR_{ORIG}^{(2)}(\Delta r_k), DR^{(2)} \right)^2 \right) \quad \text{Gl. 4-19}$$

Es bietet sich an, die speziell zur Optimierung in einem Parameter entwickelte Golden Section Search Methode [Kiefer, 1953] zu verwenden. Dabei könnte eine Verringerung der benötigten Optimierungsschritte durch Brents parabolische Interpolation des Funktionsverlaufes [Brent, 1973] möglich sein. Dies wäre vor allem wegen der rechenintensiven DRR-Erzeugung in jedem Schritt von Vorteil. Der Einsatz der Methode wird in Abschnitt 7.2.3 untersucht und zusätzlich mit der Verwendung des Downhill Simplex Algorithmus verglichen.

4.4 Röntgensimulation und automatische Radiometrieadaptation

Folgend werden Methoden erörtert, Röntgenbilder aus CT-Daten zu berechnen und eine energieabhängige Transferfunktion für die radiometrische Simulation zu bestimmen. Danach wird ein neues Verfahren zur automatischen Anpassung simulierter Röntgenenergie beschrieben, das ohne Kalibrierkörper während der Lagemessung durchgeführt werden kann.

4.4.1 Raytracing

Zum Raytracing wird eine virtuelle Bildebene mit festem Pixelraster (z. B. 512×512) definiert. Diese ist in Abb. 4.12 (links) zusammen mit den Kamerakomponenten und dem CT-Volumen dargestellt. Für alle Pixel der Ebene werden die Absorptionskoeffizienten entlang eines simulierten Röntgenstrahls summiert (Abb. 4.12, rechts). Die Summen werden im Pixelraster gespeichert. Schließlich wird das Bild aus der virtuellen Ebene auf die Größe der tatsächlichen Detektorebene skaliert. Die Größe des Pixelrasters beeinflusst Qualität und Geschwindigkeit der Simulation.

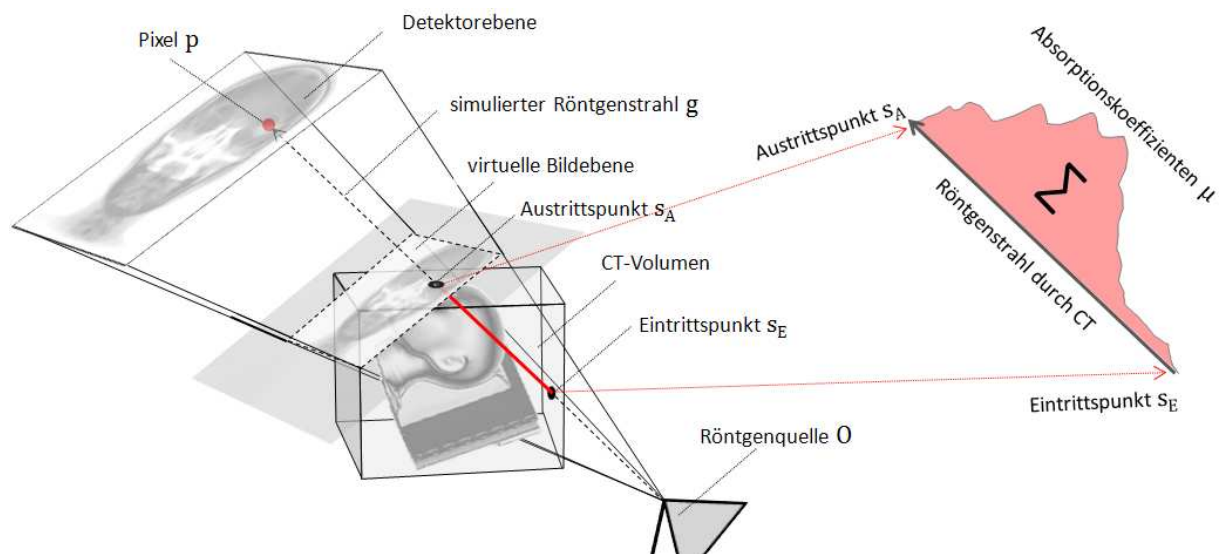


Abb. 4.12: Simulation von Röntgenbildern mittels Raytracing: Für alle Bildpunkte der virtuellen Bildebene werden Strahlen von der angenommenen Position der Röntgenquelle bestimmt. Bei der Strahlfolgerung werden die entsprechenden Absorptionskoeffizienten aufsummiert (rechts).

Die Anzahl der Schritte T_{MAX} von S_E nach S_A sollte so gewählt werden, dass durch die Schrittweite Δt kein Voxel ausgelassen wird. Δt kann der kleinsten Kantenlänge eines Voxels entsprechen, dann ist $T_{MAX} = |S_A - S_E|/\Delta t$. In Abb. 4.13 wird der Algorithmus für das Raytracing als Pseudocode dargestellt.

```

Raytracing
 $\mu(ct_x)$  = Transferfunktion für CT-Zahlen in Absorptionskoeffizienten
Für alle Pixel  $p_i(x,y)$  der virtuellen Bildebene:
 $g_i$  = Strahl von Röntgenquelle  $O$  zu  $p_i$ 
 $S_E, S_A$  = Ein-, Austrittspunkt von  $g_i$  in das CT-Volumen
 $T_{MAX}$  = Anzahl der Schritte von  $S_E$  nach  $S_A$ 
Absorption  $\mu_{SUM} = 0$ 
Für alle Schritte  $t < T_{MAX}$  mit Schrittweite  $\Delta t$ 
 $(u,v,w)$  = Position im CT-Volumen für Schritt  $t$  auf  $g_i$ 
Bestimme CT-Zahl  $ct_x(u,v,w)$  (ggf. mit Interpolation)
Bestimme Absorptionskoeffizienten  $\mu_t = \mu(ct_x)$ 
 $\mu_{SUM} = \mu_{SUM} + \mu_t$ 
Ende // über alle  $t < T_{MAX}$ 
Berücksichtige mit  $\mu_i = \mu_{SUM} * |S_A - S_E| / T_{MAX}$  die Streckenlänge  $\overline{S_E S_A}$ 
Normiere  $\mu_i$  auf den darzustellenden Grauwertbereich
Setze Pixel  $p_i(x,y) = \mu_i$ 
Ende // für alle Pixel
Skaliere das  $X \times Y$  Bild auf die Größe der Detektorebene
Ende // Raytracing

```

Abb. 4.13: Raytracing Algorithmus, dargestellt als Pseudocode.

In dem Algorithmus wird auf die Voxel des CT-Volumens zugegriffen. Da der durch die CT-Daten verlaufende Strahl nicht exakt auf den gerasterten Voxelwerten verläuft, muss $ct_x(u, v, w)$ aus den zu u, v und w nächsten Voxeln interpoliert werden. Die Nearest-Neighbor Interpolation $ct_x = f_{NN}(u, v, w)$ eignet sich hier aufgrund ihrer schnellen Berechenbarkeit. Ob sich der rechnerische Mehraufwand für eine trilineare Interpolation $ct_x = f_{LIN}(u, v, w)$ lohnt, wird in Abschnitt 7.2.4 untersucht.

Zur Optimierung der Speicherzugriffe wird das von Sakas et al. [1995] vorgeschlagene Verfahren eingesetzt. Statt Voxel des Volumens der Reihe nach im Speicher abzulegen, also etwa beginnend mit der vorderen linken, bis hin zur hinteren rechten Ecke des Volumenquaders, wird das Volumen in mehrere Würfel aufgeteilt. Bei Adressierung eines Voxels wird zuerst die Basisadresse des zugehörigen Subvolumens (ein Würfel) und dann die entsprechende Position in dem Würfel bestimmt. Dadurch liegen geometrisch nahe beisammen liegende Voxel auch im Speicher näher zusammen. Bei Speicherzugriffen können Nachbarn eines Voxels dadurch in den Prozessorcache geladen werden. Die Methode erhöht die Wahrscheinlichkeit dafür, dass bei der Strahlverfolgung im nächsten Schritt auf ein noch im Cache befindliches Volumelement zugegriffen wird. Die optimale Größe der Unterwürfel ist vom verwendeten Prozessor abhängig.

Eine GPU basierte Lösung wird hier nicht näher erläutert, kann aber in die behandelten Verfahren integriert werden. Statt auf GPU basierte Beschleunigung zu setzen, wird die Rechenlast auf mehrere Prozessorkerne verteilt. Da in der Lagemessung stereoskopische Röntgenbilder simuliert werden, ergibt sich eine natürliche Aufgabenteilung, in der je die Hälfte der Prozessoren für das Erzeugen einer Ansicht zuständig ist. Die virtuellen Bildebenen werden zudem in Bereiche aufgeteilt, die von den für sie zuständigen Prozessoren abgearbeitet werden. Einem gerade verfügbaren Prozessor wird immer der nächste, noch unbearbeitete Bereich zugewiesen.

4.4.2 Simulation der Röntgenradiometrie

Zur Simulation eines Röntgenbildes werden die funktionalen Zusammenhänge der drei Komponenten der Bildgebung, *Strahlerzeugung* $I_0 = f_{ERZ}(n_{EL})$, *Photon-Materie Wechselwirkung* $I_1 = f_{ABS}(I_0)$ und *Röntgendetektion* $g = f_{DET}(I_1)$ betrachtet (vgl. Abb. 2.1a). n_{EL} entspricht der Zahl an der Röntgenanode eintreffender Elektronen, die bei der Strahlerzeugung in I_0 Photonen umgewandelt werden. Die Photonenenergien sind nach dem Bremsspektrum verteilt. f_{ABS} gibt an, wie viele Photonen I_1 nach

Abschwächung von I_0 durch Material im Strahlengang zum Detektor gelangen. f_{DET} modelliert deren Umwandlung in elektrische Impulse und Grauwerte g am Detektor.

Strahlerzeugung

Kramers Regel [1923] erlaubt für ein Anodenmaterial mit Kernladungszahl Z_{AN} und Grenzwellenlänge λ_{MIN} den Koeffizienten c zu nähern, welcher der Wahrscheinlichkeit entspricht, mit der ein Photon der Wellenlänge λ_{PH} des Bremspektrums emittiert wird, wenn ein Elektron die Anode trifft:

$$c(\lambda_{PH}) = K \cdot Z_{AN} \frac{1}{\lambda_{PH}^2} \left(\frac{\lambda_{PH}}{\lambda_{MIN}} - 1 \right) \quad | \text{ Kramers Konstante } K = 9.2 \cdot 10^{-7} \text{ kV}^{-1} \quad \text{Gl. 4-20}$$

In Selby et al. [2010b] wird (mit Gl. 2-5) für Anodenstrom I_{AN} , Impulsdauer t und Kathodenspannung U_{KATH} die Anzahl I der mit Energie E_{PH} am Anodenteller emittierten Photonen bestimmt. Diese, bzw. die Gesamtzahl I_0 an Photonen, folgt mit Elementarladung e , Planckschem Wirkungsquantum h , Lichtgeschwindigkeit c_0 , Maximalenergie $E_{MAX} = e \cdot U_{KATH}$ und Elektronenzahl (bzw. Ladung) $n_{EL} = I_{AN} \cdot t$ zu:

$$\begin{aligned} I(E_{PH}) &= c(\lambda_{PH}) \cdot n_{EL} = K Z_{AN} h^{-2} c_0^{-2} I_{AN} t \cdot (E_{MAX} E_{PH} - E_{PH}^2) \\ I_0 &= \int_0^{E_{MAX}} I(E_{PH}) dE_{PH} \quad | = \text{Photonen des gesamten Bremspektrums} \end{aligned} \quad \text{Gl. 4-21}$$

Gl. 4-21 stellt eine Näherung dar. So wird nicht berücksichtigt, dass sich vor der Anode ein Filter befindet, ein charakteristisches Spektrum überlagert ist, oder Photonen unterschiedlicher Energie in verschiedene Richtungen abgestrahlt werden und die Röhre nicht verlassen. $I_0 = f_{ERZ}(n_{EL})$ lässt sich kaum realistisch bestimmen. Die Photonenzahl ist jedoch proportional zur Pixelintensität, und es wird hier einfach auf eine für Bildpunkte ohne Absorption maximale Intensität von $I_0 = 1$ normiert. Dies sorgt für die bestmögliche Ausnutzung des darstellbaren Grauwertbereichs mit möglichst hohem Kontrast, setzt aber voraus, dass das zum Bildvergleich verwendete Maß robust gegenüber globalen Intensitätsunterschieden zwischen echtem und simuliertem Bild ist. Die Absorption eines Photons durch Material müsste ferner für alle Energien des Bremspektrums bestimmt werden. Da die Simulation mehrerer Strahlen unterschiedlicher Energie für jedes Bildpixel aufwändig ist, wird, wie in Selby et al. [2010b] vorgeschlagen, durch eine konstante *effektive* Energie E_{EFF} substituiert.

E_{EFF} entspricht der Energie, bei der die meisten Photonen im Bremspektrum vorkommen und wird aus Gl. 4-21 ermittelt. So wird für alle I_0 Photonen die gleiche Energie $\frac{1}{2}E_{MAX}$ angenommen:

$$\begin{aligned} I(E_{PH}) &= k(E_{MAX} E_{PH} - E_{PH}^2) \quad | \text{ Vereinfachung mit } k := K Z_{AN} h^{-2} c_0^{-2} I_{AN} t \\ E_{EFF} &= \arg \max_{E_{PH} \in \mathbb{R}^+} I(E_{PH}) \quad | \text{ Energie bei maximaler Photonenzahl} \\ \frac{\partial I}{\partial E_{PH}} &= k(E_{MAX} - 2E_{PH}) = 0 \Rightarrow E_{EFF} = \frac{1}{2} E_{MAX} \quad | \text{ Ableiten und Nullsetzen} \end{aligned} \quad \text{Gl. 4-22}$$

Abschwächung durch Materie

Die photoelektrische Abschwächung folgt aus der Lambert-Beer Gleichung (Gl. 2-6). Dabei sei x_η ein Material an Position η zwischen Eintrittspunkt s_E und Austrittspunkt s_A eines Strahls (Abb. 4.12). $\mu(x, E)$ ist die material- und energieabhängige Absorption. Mit $E_{EFF} = \frac{1}{2}E_{MAX}$ folgt:

$$\begin{aligned} I_1 &= f_{ABS}(I_0) = \int_0^{E_{MAX}} I_0(E_{PH}) \exp\left(-\int_{s_E}^{s_A} \mu(x_\eta, E_{PH}) d\eta\right) dE_{PH} \approx \\ &\approx I_0 \exp\left(-\int_{s_E}^{s_A} \mu\left(x_\eta, \frac{1}{2} E_{MAX}\right) d\eta\right) \end{aligned} \quad \text{Gl. 4-23}$$

Beam-Hardening und Heel-Effekt werden hier nicht berücksichtigt. Um $\mu(x, E)$ für ein in den CT-Daten gegebenes Material x zu bestimmen, erscheinen zwei Methoden sinnvoll.

Methode A) Absorption direkt aus den CT-Daten

Bei der Rekonstruktion eines CT-Volumens werden die Hounsfield Werte gemäß Gl. 2-8 aus den gemessenen Absorptionen bestimmt. Umformung nach dem Absorptionskoeffizienten gibt:

$$\mu(x, E) = \frac{ct_x \cdot \mu(H_2O, E)}{1000 \text{ HU}} + \mu(H_2O, E) \quad \text{Gl. 4-24}$$

CT-Zahl ct_x kann nach Gl. 2-7 direkt aus einem Voxel bestimmt werden. Allerdings muss noch der Koeffizient $\mu(H_2O, E)$ für Wasser bekannt sein. Dafür stehen empirisch ermittelte Tabellen der Massenabschwächungskoeffizienten $m(x, E)$ verschiedener Materialien und Energien zur Verfügung [ICRU44, 1989; Hubbel & Seltzer, 2009], die mit Materialdichte ρ_x und $\mu = m \cdot \rho_x$ in Absorptionskoeffizienten μ konvertiert werden können. Der Massenabschwächungskoeffizient für Wasser bei gegebenem E wird linear aus den tabellarisch für diskrete Energiewerte zur Verfügung stehenden Koeffizienten interpoliert. So kann eine Transferfunktion, die alle vorkommenden CT-Zahlen (z. B. -2000 bis +5000 HU) in die entsprechenden Absorptionskoeffizienten überführt, für eine bestimmte Energie vorberechnet werden:

$$\forall ct_x: \mu(ct_x, E) = m(H_2O, E) \cdot \rho_{H_2O} \left(\frac{ct_x}{1000 \text{ HU}} + 1 \right) \quad \text{Gl. 4-25}$$

Methode B) Absorption mit Materialgewichtung

Alternativ können Abschwächungskoeffizienten aus den für verschiedene Materialien zur Verfügung stehenden Absorptionstabellen gelesen werden. Allerdings muss dann jeder CT-Zahl ein Material zugeordnet werden. Hounsfield Werte definieren zwar Materialien, sind jedoch nur Näherungen. Daher wird eine Gewichtung durchgeführt, die jeder CT-Zahl Gewichte w nach Materialzugehörigkeit zuordnet. Dabei wird je von einer Gauß-Verteilung um einen Erwartungswert für das Material ausgegangen. Abb. 4.14 zeigt diese für die sieben verwendeten Materialien, bei welchen darauf geachtet wurde, dass gemessene Massenabschwächungstabellen $m(x, E)$ aus ICRU44 [1989] zur Verfügung stehen. Die Erwartungswerte und Standardabweichungen ($\text{HU} \pm \sigma$) richten sich etwa nach den in Dowsett et al. [1998] angegebenen Hounsfield Definitionen.

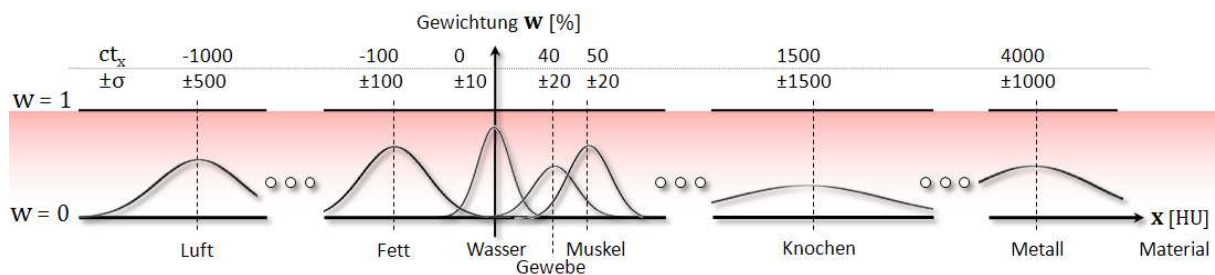


Abb. 4.14: Klassifikation von Materialien nach CT-Zahlen.

Transferfunktion $\mu(ct_x, E)$ wird bestimmt, indem für jedes Material die Massenabschwächung aus der entsprechenden Tabelle gelesen und nach Materialzugehörigkeiten mit w_x gewichtet wird:

$$\forall ct_x: \mu(ct_x, E) = \frac{1}{\sum_x w(ct_x)} \sum_x w(ct_x) m(x, E) \rho_x \quad \text{Gl. 4-26}$$

Detektion

Für Festkörperdetektoren ist f_{DET} , für die Umwandlung von Photonenzahlen in Grauwerte, linear und wird maßgeblich von Offset- β und Gainkorrektur α der Bildgeber beeinflusst [Moy & Bosset, 1999]. Wenn das Ähnlichkeitsmaß zum Bildvergleich unabhängig gegenüber linearen Grauwertänderungen ist, können $\alpha = I_{MAX} - I_{MIN}$ und $\beta = -\alpha I_{MIN}$ so gewählt werden, dass das DRR optimal auf einen für die Darstellung normierten Bereich $[0,1]$ abgebildet wird, der dann auf die gewünschte Grauwert-

auflösung skaliert wird. In Gl. 4-27 wird noch die Invertierung $1 - (\dots)$ für die übliche, invertierte Darstellung digitaler Röntgenbilder vorgenommen:

$$g = f_{DET}(I_1) = 1 - (\alpha I_1 + \beta) \quad | \quad \alpha = I_{MAX} - I_{MIN}; \beta = -\alpha I_{MIN} \quad \text{Gl. 4-27}$$

4.4.3 Automatische Anpassung der simulierten Röntgenenergie

In diesem Abschnitt wird ein Verfahren beschrieben, das die simulierte Röntgenenergie automatisch für die optimale Registrierung von DRRs zu Röntgenbildern anpassen soll. Die Idee hinter dem Verfahren ist, dass Röntgenbilder nicht physikalisch korrekt simuliert werden können aber echte Röntgenbilder zur Verfügung stehen, die bis auf die geometrische Transformation mit den simulierten Bildern übereinstimmen sollten. Die Energie wird während der Registrierung so angepasst, dass sich am Ende Referenz- und Objektbild nicht nur geometrisch, sondern auch radiometrisch ähnlicher werden. Dabei besteht die Hoffnung, dass von der verbesserten radiometrischen Simulation auch die geometrische Registrierung profitiert. Da die Anzahl der Photonen bei der Bildgebung lediglich die globale Bildintensität beeinflusst, wird nur ein freier Parameter, die Photonenenergie, optimiert. Pro Kamera wird ein zusätzlicher, von der geometrischen Registrierung unabhängiger Optimierungsschritt eingeführt, der in jeden der drei Ansätze zur Lagemessung integriert werden kann. Abb. 4.15 stellt den entsprechenden Algorithmus dar. Zusammen mit der angenommenen Patientenlage aus der geometrischen Registrierung, den CT-Daten und den Röntgenbildern, wird je Kamera k , unabhängig voneinander ein Ähnlichkeitsmaß für den freien Parameter $E^{(k)}$ maximiert:

$$E^{(k)} = \arg \max_{E^{(k)} \in \mathbb{R}} \left(SM \left(DR^{(k)}, DRR^{(k)}(E^{(k)}) \right) \right) \quad \text{Gl. 4-28}$$

Photonenenergie $E^{(k)}$ wird berücksichtigt, indem für die Röntgensimulation die entsprechende Transferfunktionen $\mu(ct_x, E^{(k)})$ je nach verwendeter Methode (**A** oder **B**), nach Gl. 4-25 oder Gl. 4-26 aufgebaut wird. Dabei wird die gesamte Grauwertauflösung der zugrundeliegenden CT-Daten berücksichtigt (meist 2^{12} Grauwerte). Die Maximierung in einem Freiheitsgrad könnte wieder mit Golden Section Search und parabolischer Interpolation durchgeführt werden. Alternativ könnte auch, aufgrund der geringen Zahl notwendiger Stichproben, ein fester Energiebereich mit festgelegter Schrittweite erschöpfend nach dem Maximum abgesucht werden, um Konvergenz in lokale Maxima zu vermeiden (Experimente dazu finden sich in Abschnitt 7.2.5).

Die unabhängige Berechnung für jede Kamera ist insofern sinnvoll, als dass die Röntgenparameter für die Aufnahmen unterschiedlich eingestellt werden können, z. B. um die Länge der Röntgenstrecke oder unterschiedlich lange Wege durch den Körper auszugleichen. Die Ergebnisse der Maximierungen, Photonenenergien $E^{(k)}$, werden in nachfolgenden Iterationen der Lagekorrektur verwendet, um angepasste DRRs zu erzeugen. Da die angenommenen Lage zumindest in den ersten Iterationen der Lagemessung nicht mit der Patientenlage übereinstimmt und so die Maximierung in Gl. 4-28 geometrisch schlecht zueinander passende Bilder verwendet, wird eine schrittweise Verbesserung erwartet, je weiter die geometrische Registrierung voranschreitet. Bezüglich des zu verwendeten Ähnlichkeitsmaßes ist zu prüfen, ob mit LMRC oder MI gute Ergebnisse erzielt werden können, da gerade einer der Vorteile dieser Maße ihre Unempfindlichkeit gegenüber radiometrischen Bildunterschieden ist. Es ist anzunehmen, dass sich eher ein für die multimodale Registrierung weniger geeignetes Maß, wie etwa NCC, aufgrund seiner Empfindlichkeit gegenüber radiometrischen Unterschieden, verwenden lässt.

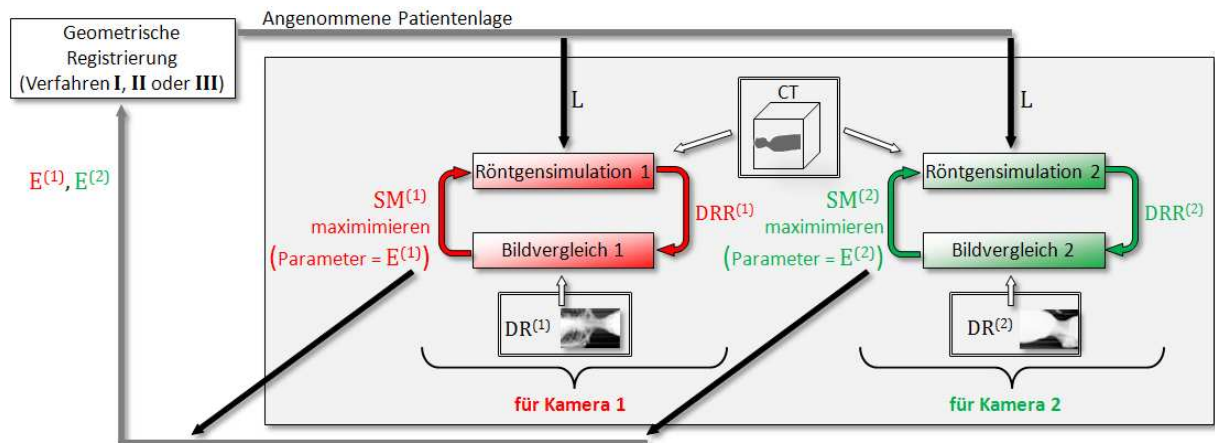


Abb. 4.15: Radiometrische Registrierung: Pro Kamera wird ein freier Parameter E optimiert, indem nach der Energie gesucht wird, für die DR und DRR am besten zueinander passen. Die radiometrische wird an die geometrische Registrierung angehängt und mit dieser in jeder Iterationen durchgeführt.

5 Fehlerfortpflanzung und Selbstdiagnose

Zuerst werden in Abschnitt 5.2 die Komponenten der Lagemessung betrachtet, die einen Einfluss auf die Positioniergenauigkeit des Patienten haben und gezeigt, wie die Auswirkung zufälliger Fehler auf die Messung bestimmt werden kann. Die Beurteilung der Korrektheit einer Lagemessung ist dem Anwender zwar durch visuelle Überprüfung der überlagerten DRs und DRRs möglich, soll aber um automatische Evaluierungsmethoden ergänzt werden. Es stellt sich die Frage, wie Ungenauigkeiten oder das Versagen der Messung in konkreten Situationen erkannt und gegebenenfalls Ursachen des Problems aufgezeigt werden können. Ein Ansatz zur Selbstdiagnose des Systems wird in 5.3 vorgestellt.

5.1 Stand der Forschung

5.1.1 Genauigkeiten und Fehlerfortpflanzung bei der Lagemessung

In verschiedenen empirischen Untersuchungen werden Genauigkeiten einzelner für die Lagemessung relevanter Faktoren bestimmt. Fox et al. [2006] ermitteln mit einem anatomischen Phantom den bei der Lagemessung (2D-2D Registrierung mit MI) mit Röntgenbildern in einem Linearbeschleunigersystem zu erwartenden Fehler (1.2 ± 0.38 mm für eine Achse). Andere Untersuchungen kommen bei manueller Registrierung von Röntgenbildern auf maximale Translationsfehler von ca. 1 mm [Willis et al., 2009] bzw. 2 mm [Devereux et al., 2010] entlang einer Raumachse. Yu et al. [2001] zeigen in einer Phantomstudie, dass sich unweit des Volumenzentrums einer CT-Aufnahme, Zielregionen mit geometrischer Genauigkeit von ca. einem Voxel definieren lassen (abhängig von der Auflösung 0.5 mm bis 1.5 mm). Karger et al. [2003] erzielen bei der Bestimmung der Koordinaten von fünf Markern in einer CT-Aufnahme (Voxeldiagonale = 3 mm) durchschnittliche 3D-Fehler von 0.4 ± 0.2 mm. Murphy [1999] beobachtet einen umgekehrt proportionalen Zusammenhang zwischen Voxelgröße und Registrierengenauigkeit. Dieser wird in der Untersuchung von [Fox et al., 2006] allerdings nicht bestätigt. Granfors [2003] wiederum gibt eine Anleitung zur Messung der MTF (*ModulationsTransferFunktion*) zur Bewertung der Abbildungsgenauigkeit von Röntgendetektoren unter idealisierten Aufnahmebedingungen und Wurm et al. [2008] versuchen experimentell die Positioniergenauigkeit in einem Linearbeschleuniger zu ermitteln. Arbeiten, in welchen der Versuch unternommen wird, die bei der Lagemessung auftretenden Ungenauigkeiten auf einzelne Komponenten zu erwartenden Fehlern herzuleiten, sind nicht bekannt. Eine Vorarbeit wird in Selby et al. [2008c] geleistet, wo unter Vorgabe von erwarteten Fehlern bei der Platzierung eines Kalibrierkörpers der Einfluss auf die Lagemessung in einem System mit orthogonalen Röntgenachsen bestimmt wird. Es wird auch gezeigt, dass die zu erwartenden Fehler mit kleinerem Winkel zwischen den Achsen größer werden.

5.1.2 Selbstdiagnose

Die Fähigkeit eines Systems, bewertende Aussagen über die eigene Funktionalität zu treffen, wird als Selbstdiagnose oder interne Evaluierung bezeichnet. Die Bedeutung dieser Fähigkeit für Systeme zur Informationsgewinnung aus Bilddaten wird in Förstner [1996] herausgestellt. Die meisten Ansätze zur Bewertung von Registrierungsmethoden für medizinische Daten setzen auf die externe Evaluierung durch eine übergeordnete Instanz [Tainter et al., 1995; Jannin et al., 2006; Skerl et al., 2006] und berücksichtigen nur einen kleinen Teil der für eine Lageerkennung notwendigen Komponenten, nämlich die Bildregistrierung. Dagegen werden nur wenige Vorschläge für Selbstdiagnoseansätze gemacht. In Hinz & Baumgartner [2002] etwa wird eine Selbstdiagnose für die Straßendetektion aus Luftbildern vorgeschlagen. Die Methode basiert darauf, einfache Bildmerkmale hierarchisch zu komplexeren Objekten zu kombinieren, die in einen semantischen Kontext eingeordnet werden. Einzelnen Merkmalen und Objekten werden Konfidenzwerte zugeordnet, die mit Hilfe von Ansätzen der Fuzzy-Theorie propagiert werden. Das Verfahren ist einsetzbar, wenn die Möglichkeit besteht, aus Bildern extrahierte Merkmale semantisch zu klassifizieren. Angewandt auf die Bestimmung der

Patientenlage würde es jedoch eine umfangreiche Segmentierung der Bilddaten sowie Identifikation bestimmter Strukturen, z. B. als Kante eines Knochens oder als Umrisslinie eines Organs etc. erfordern. Dies ist mit DRs, vor allem von nicht vorgegebenen Körperabschnitten aus beliebigen Aufnahmeorientierungen, kaum realisierbar. Andere Autoren, etwa Elhadeif & Nayak [2012], schlagen die Verwendung neuronaler Netze vor, um Systemfehler (hier im Rahmen von Multiprozessorsystemen) zu diagnostizieren.

Eines der Hauptprobleme interner Evaluierung bei der Lagemessung mit medizinischen Daten ist die Abwesenheit von Ground Truth Daten für die konkrete Behandlungssituation. Wu [2007] nimmt sich des Problems an, indem er die Ähnlichkeitsfunktion (Normalized Mutual Information) als Gütekriterium einer Bildregistrierung heranzieht, die mit Ähnlichkeitswerten aus Registrierungen von Referenzdaten verglichen wird (dabei soll lediglich die Bildregistrierung bewertet werden). Problematisch ist, dass Ähnlichkeitsmaße nicht nur von der Transformation zwischen Bildern, sondern auch von deren Inhalt abhängen. Ein weiterer Vorschlag [Wu & Murphy, 2010] basiert auf einem zweistufigen neuronalen Netz, das den Verlauf der MI während der Registrierung mit einem trainierten Referenzverlauf vergleicht. Die Verwendung neuronaler Netze hat aber bedeutende Nachteile. Wenn sich zu bewertende und Trainingsdaten stark unterscheiden, ist es fraglich, ob mit der Methode zuverlässige Aussagen möglich sind. Zudem ist es schwierig nachzuvollziehen, aus welchem Grund sich bestimmte Ergebnisse einstellen und über eine Klassifizierung hinausgehende, quantitative Aussagen zur Genauigkeit herzuleiten. Ein neuer Ansatz für die Selbstdiagnose einer röntgenbasierten Registrierung wurde in Selby et al. [2008f] gezeigt. Er basiert auf der Auswertung redundanter Registrierungsergebnisse und wird in ähnlicher Form als Teil der hier vorgenommenen Diagnose vorgeschlagen. Über die bloße Bewertung der Registrierung hinaus werden in Abschnitt 5.3 weitere Methoden zur Bewertung verschiedener Teilbereiche der Lagemessung vorgestellt und in ein Modell für die Diagnose im Gesamtsystem integriert.

Eine Möglichkeit ein (Gesamt-)System zu modellieren, das sich in einem von stochastischen Prozessen abhängigen Zustand befindet, ist das Hidden Markov Modell. Im Vergleich zu neuronalen Netzen sind HMMs einfach zu modellieren und zu erweitern. HMMs eignen sich z. B. zur Sprach- [Bamberg et al., 1990] oder Handschrifterkennung [Hu et al., 1996]. Seltener werden Möglichkeiten genannt, HMMs zur Fehlererkennung einzusetzen. Dies kann z. B. geschehen, indem mit Beobachtungen an Referenzdaten, die zu Fehlern führten, trainiert wird [Salfner, 2005; Tobon-Mejia et al., 2011; Muthumani & Thanamani, 2011]. Dazu wird meist der Baum-Welsh Algorithmus [Baum et al., 1970] eingesetzt, der die Wahrscheinlichkeit für eine vorgegebene Beobachtungssequenz durch Anpassung der Modellparameter maximiert. Der Algorithmus läuft aber leicht Gefahr, in lokale Maxima zu konvergieren [Al-ani, 2011]. Auch setzt die Verwendung von Trainingsdaten voraus, dass immer ähnliche Situationen auftreten, die dann erkannt werden sollen. In dieser Arbeit wird das HMM zur Diagnose ohne Training aus theoretischen Überlegungen heraus modelliert.

5.2 Genauigkeiten und Fehlerfortpflanzung bei der Lagemessung

Entscheidend für den Behandlungserfolg ist die Genauigkeit der Tumorpositionierung, die sich direkt in den Sicherheitsräumen für die Tumordefinition niederschlägt (vgl. Abschnitt 8.3.4) und bestimmt, wie viel gesundes Gewebe bei der Behandlung geschädigt wird. Hier konzentriert sich deshalb die Fehlerbetrachtung auf die Translationsfehler, bezogen auf den Ort der Bestrahlung. Im Folgenden wird auf potentielle Fehlerquellen bei der Patientenausrichtung eingegangen, vor allem aber auf das Röntgen, die Kamerakalibrierung sowie die Lageberechnung. Dabei wird deren Einfluss auf die Genauigkeit der Patientenlage untersucht. In Abb. 5.1 sind die wesentlichen Komponenten der Behandlung aufgeführt, die Einfluss auf die Positioniergenauigkeit und die Bestrahlung eines Tumors haben können. Der absolute Fehler der Lagemessung in Form von Kovarianzmatrix $\mathbf{C}_{LAGE_{ABS}}$ beinhaltet Translationsfehler σ_{x_L} , σ_{y_L} und σ_{z_L} entlang der Raumachsen des F -Systems der jeweiligen Achsen.

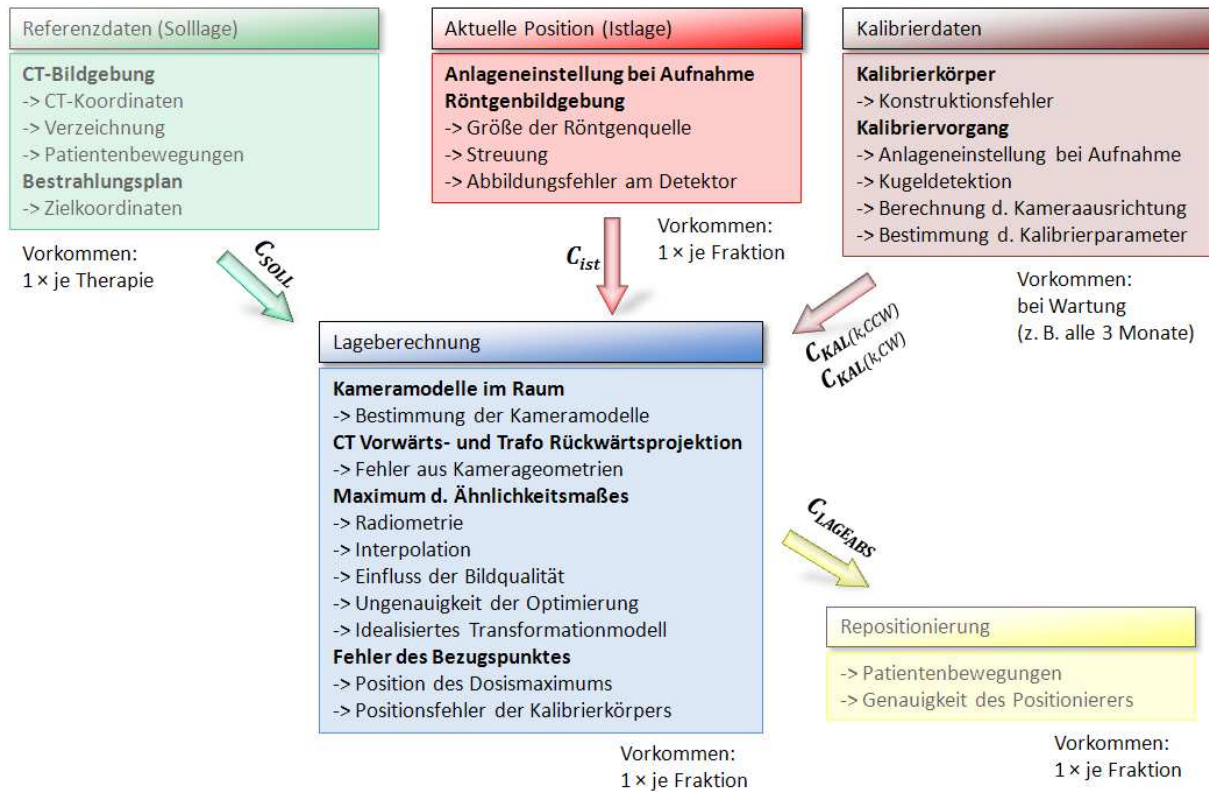


Abb. 5.1: Komponenten mit Auswirkung auf die Positioniergenauigkeit des Patienten. Blass (grün und gelb): Fehlerquellen, die nicht direkt Bestandteile der bildbasierten Lagemessung sind.

5.2.1 Genauigkeit der Referenzdaten

Die Referenzdaten bestimmen die Sollposition des Patienten durch den in der CT-Aufnahme abgebildeten Körperrausschnitt und die Koordinaten des Bestrahlungsziels im Behandlungsplan. Die geometrische Unsicherheit C_{SOLL} setzt sich aus zufälligen Fehlern mehrerer Einflussgrößen zusammen.

Unsicherheiten aus der CT-Bildgebung

Liegen bei Aufnahme der Referenz-CT-Daten bereits zufällige geometrische Fehler in Form von Unsicherheiten der Koordinaten, bei welchen Raumpunkte in Voxeln abgebildet werden vor, wirken sich diese auf die Genauigkeit der Lagemessung aus. Verzeichnungen können bei der Aufnahme mit modernen Spiral-CTs vernachlässigt werden [Kalender, 2006; Sauer, 2008]. Es sei $C_{CT} = \text{diag}(\sigma_{U_{CT}}^2, \sigma_{W_{CT}}^2, \sigma_{V_{CT}}^2)$ der Abbildungsfehler in U -, V - und W -Richtung des CT-Volumens. Dies entspricht Raumrichtungen X , Y und Z für auf dem Rücken liegende Patienten mit Kopf in Scanrichtung (vgl. Abb. 1.4c). Weitere Abbildungsfehler können durch Bewegungen des Patienten während der Aufnahme entstehen. Diese sollen zwar durch Fixierung z. B. in einer Vakuummatratze verhindert werden, sind aber nicht völlig auszuschließen. Die Bewegungen stellen meist keine rigiden Transformationen dar (Atem-, Gliedmaßenbewegung) und werden folgend nicht weiter berücksichtigt.

Unsicherheiten aus dem Bestrahlungsplan

Die Koordinaten des Bestrahlungsziels beziehen sich auf das Koordinatensystem des CT-Volumens. Ihre Kovarianzmatrix wird durch $C_{ZIEL} = \text{diag}(\sigma_{U_{ZIEL}}^2, \sigma_{W_{ZIEL}}^2, \sigma_{V_{ZIEL}}^2)$ angegeben. Abbildungsfehler und Fehler der Tumordefinition verhalten sich additiv, sodass unter Annahme, dass Fehler der Abbildung und der Zieldefinition unabhängig sind, für die Koordinaten der Sollposition nach Gaußscher Fehlerfortpflanzung gilt:

$$\begin{aligned}
 \mathbf{C}_{SOLL} = \mathbf{ACA}^T &= \begin{bmatrix} \mathbf{I}_{3 \times 3} & \mathbf{I}_{3 \times 3} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{C}_{CT} & \mathbf{0}_{3 \times 3} \\ \mathbf{0}_{3 \times 3} & \mathbf{C}_{ZIEL} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{I}_{3 \times 3} \\ \mathbf{I}_{3 \times 3} \end{bmatrix} \\
 &= \text{diag}(\sigma_{U_{CT}}^2 + \sigma_{U_{ZIEL}}^2, \sigma_{W_{CT}}^2 + \sigma_{W_{ZIEL}}^2, \sigma_{V_{CT}}^2 + \sigma_{V_{ZIEL}}^2)
 \end{aligned}
 \tag{Gl. 5-1}$$

5.2.2 Genauigkeit der aufgenommenen Istposition

Die Patienten-Istposition wird in einer Momentaufnahme durch Röntgenbilder festgehalten. Unsicherheiten \mathbf{C}_{ist} in den Bildebenen ergeben sich aus der Anlageneinstellung und der Bildgebung.

Unsicherheit der Anlageneinstellung

Bei der Anlageneinstellung ist die Position der Patientenliege nicht von Bedeutung, denn gerade die Patientenlage wird zum Zwecke der Korrektur gemessen. Gantrywinkelgenauigkeiten σ_ϕ wirken sich allerdings direkt auf die gemessene Patientenorientierung aus, da nicht zwischen Rotation des Patienten um die Gantryachse und Fehlrotation der Gantry unterschieden werden kann.

Unsicherheiten aus der Röntgenbildgebung

Die Abbildungsgenauigkeit bei der Röntgenbildgebung hängt u.a. von der Größe der Röntgenquelle ab. Diese wird durch die Fokussierung des Kathodenstrahls auf einen Punkt der Anode bestimmt. Tatsächlich gehen Röntgenstrahlen also nicht von einem einzelnen Punkt O , dem Projektionszentrum (vgl. Abb. 3.1), sondern einer Fläche auf der Röntgenanode aus. Die Fokusgröße F hängt vom verwendeten Kathodenstrom sowie invers von der Spannung ab. Sie verursacht eine Unschärfe des Röntgenbildes und, wie in Abb. 5.2a gezeigt, eine Penumbra am Rande abgebildeter Objekte, deren Größe f mit Abständen SID und SAD bestimmt werden kann:

$$\frac{f}{F} = \frac{SID - SAD}{SAD} \Rightarrow f = F \frac{SID - SAD}{SAD} \quad \left| \begin{array}{l} \text{typisch: } f = 0.2 \text{ mm bei } F = 0.6 \text{ mm} \\ \text{und } SID/SAD = 2000 \text{ mm}/1500 \text{ mm} \end{array} \right.
 \tag{Gl. 5-2}$$

Dabei kommt allerdings keine geometrische Transformation zustande, sondern eine mit dem Abstandsverhältnis $(SID - SAD)/SAD$ zunehmende Unschärfe. Zur Berechnung des tatsächlichen Abbildungsfehlers müssten weitere Abbildungseigenschaften betrachtet werden. So sind die anregenden Elektronen auf dem Anodenteller binomialverteilt (um O als Erwartungswert), was den Effekt der Anodengröße abschwächt. Hinzu kommen andere Effekte, wie die Photonenstreuung (Abschnitt 2.2.1), durch die das Bild an Kontrast und Schärfe verliert, oder der Heel-Effekt. Auch am Röntgendetektor können Abbildungsfehler entstehen, z. B. Unschärfe durch Mehrfachdetektion von Photonen durch benachbarte Sensorelemente.

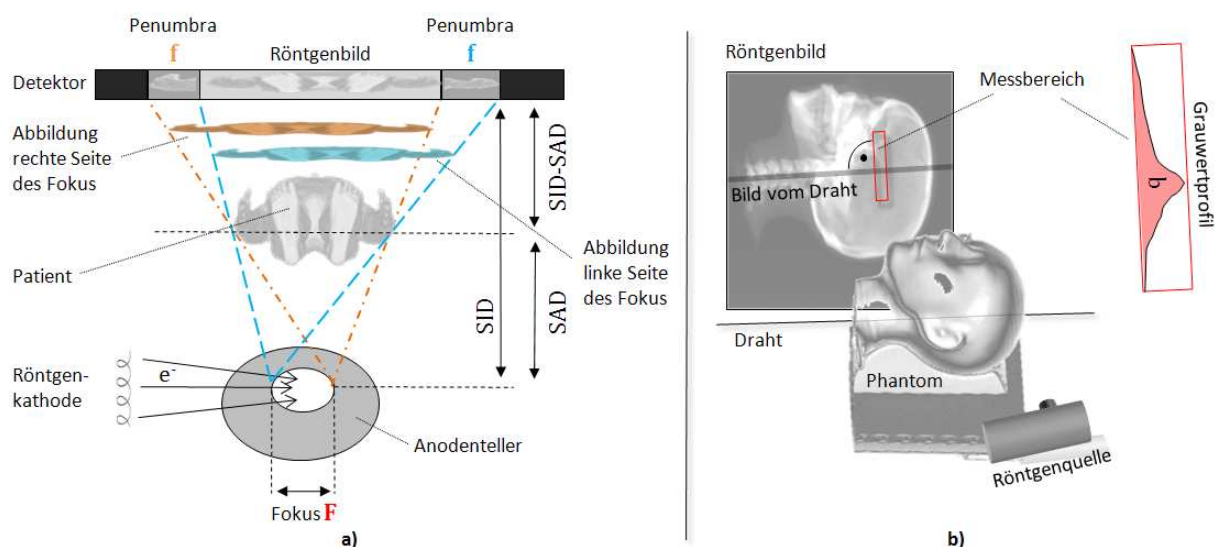


Abb. 5.2: Abbildungsgenauigkeit beim Röntgen: a) Fokusgröße und Penumbra; b) Konzept zur Messung der MTF unter realistischen Bedingungen.

Es ist daher kaum möglich, die Auswirkungen aller Effekte numerisch zu bestimmen. Der Gesamtfehler bei der Abbildung des Kontrastes eines Objektes zum Hintergrund, auf den entsprechenden Kontrast im Bild, kann jedoch empirisch ermittelt werden. Hierfür eignet sich die MTF, welche das Auflösungsvermögen durch Kontrastverhältnisse beschreibt. Die MTF kann z. B. gemessen werden, indem das Bild eines dünnen Drahtes aufgenommen wird [Granfors, 2003]. Der Grauwertverlauf senkrecht zum abgebildeten Draht ergibt ein Grauwertprofil b . Je schärfer und kontrastreicher das im Idealfall unendlich dünne Objekt abgebildet wird, desto geringer ist der Abbildungsfehler. Der ideale, fehlerfreie Grauwertverlauf sei b_0 . Er kann z. B. durch eine Rechtecksfunktion modelliert werden, deren Breite sich aus dem Drahtdurchmesser und der Skalierung SID/SAD bei der Projektion ergibt. Funktion lsf ist die Linienantwortfunktion (LSF, *Line Spread Funktion*), welche, gefaltet mit dem originalen Signal b_0 , die Abbildung auf b beschreibt. Die MTF entspricht der fouriertransformierten LSF [Krestel, 1990], also $MTF = F(lsf)$. Damit kann die MTF hergeleitet werden:

$$\begin{aligned}
 b &= b_0 \otimes lsf & | \otimes = \text{Faltung} \\
 F(b) &= F(b_0) \cdot F(lsf) & | \text{ im Fourierraum, Transformation } = F(\dots) \\
 MTF &= F(lsf) = \frac{F(b)}{F(b_0)}
 \end{aligned}
 \tag{Gl. 5-3}$$

Vordergrundpixel sind Pixel, auf welche das Ausgangssignal abgebildet wurde. Wenn Grauwertprofile in Pixeln gerastert vorliegen, entspricht die MTF dem Kontrastverhältnis zwischen Vorder- und Hintergrundpixeln über der Frequenz in Pixel^{-1} . Wird ihr Maximum auf 100% Kontrastverhältnis normiert, kann die Ortsauflösung bestimmt werden, bei welcher nach der Abbildung noch ein bestimmtes Kontrastverhältnis (z. B. 40% $\Rightarrow MTF_{0,4} = \dots \text{lp/Pixel}$) erhalten bleibt. Um den in einer Behandlungssituation zu erwartenden Abbildungsfehler zu nähern, kann anstatt b unter idealen Bedingungen zu messen eine Behandlung nachgestellt werden. Für die Messung wird z. B. an einem anatomischen Phantom ein Draht fixiert. Das Konzept wird in Abb. 5.2b sichtbar. Nach Bestimmung der MTF wird die Ortsauflösung bei einem bestimmten Grauwertverhältnis mit der Pixelgröße in eine metrische Einheit (lp/mm) konvertiert. Die zu erwartende geometrische Unsicherheit durch die Bildgebung kann nun mit $\sigma_{r\ddot{o}} \approx 0.5 \cdot MTF_c^{-1}$ in der Bildebene genähert werden. Sie entspricht, bei gegebenem Kontrastverhältnis c , der Strecke in der Bildebene, um welche eine abgebildete Linienstruktur verschoben werden kann, bevor sie in der Abbildung mit einer Nachbarlinie zusammenfällt. Der zufällige Fehler für die Abbildung der Istposition ist $\mathbf{C}_{ist} = \text{diag}(\sigma_{r\ddot{o}}^2, \sigma_{r\ddot{o}}^2)$.

5.2.3 Unsicherheiten der Kamerakalibrierung

Ergebnis der Kamerakalibrierung sind für jede Kamera k und jeden in Rotationsrichtung d verwendeten Gantrywinkel ϕ_i neun Kameraparameter sowie Kovarianzmatrix $\mathbf{C}_{ORM(k, \phi_i, d)}$. Im Falle einer Bündelblockausgleichung sind alle $\mathbf{C}_{ORM(k, \phi_i, d)}$ in den Varianzen $\mathbf{C}_{\hat{x}\hat{x}}$ der ausgeglichenen Unbekannten enthalten. $\mathbf{C}_{ORM(k, \phi_i, d)}$ pflanzen sich zusammen mit Unsicherheiten der Röhren- und Detektoraufhängung ($\sigma_{\phi_{R\ddot{O}H}}$ und $\sigma_{\phi_{DET}}$) sowie des für die Kalibrierung einer Ansicht jeweils angenommenen Gantrywinkels σ_{ϕ_i} auf die Anlagenkalibrierung fort (Gl. 3-30). Deren Ergebnis sind die Regressionsellipsen und Detektorwinkel α_{DET} , β_{DET} und γ_{DET} sowie deren Varianzen $\mathbf{C}_{KAL(k, d)}$ für zwei Kamerasysteme und Rotationsrichtungen. Die fehlerrelevanten Größen aus der Kalibrierung und deren Fortpflanzung sind in Abb. 5.3a zusammengefasst. Da die Regressionsellipsen relativ zur Kalibrierkörperposition bestimmt werden, sind noch keine Fehler von dessen Positionierung enthalten.

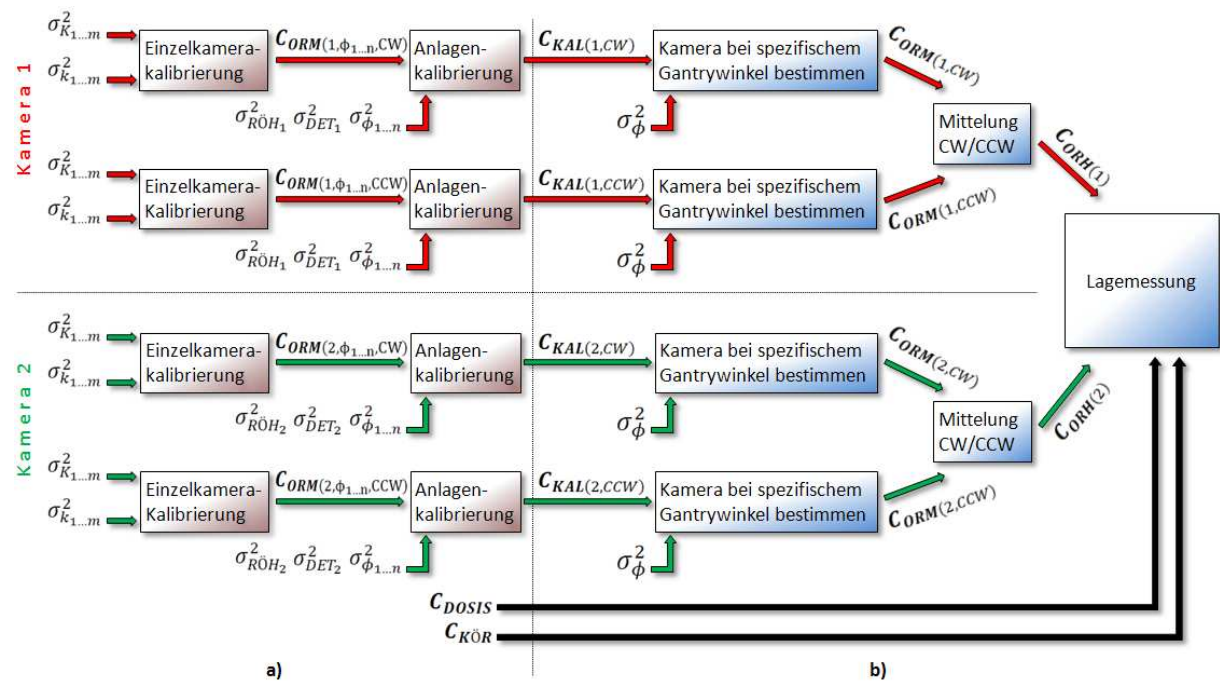


Abb. 5.3: Fehler der Kamerakalibrierungen und ihrer Verwendung: a) Während der Kalibrierung gehen Unsicherheiten der m Kalibrierkugeln ein. Mit Ergebnissen für n Gantrywinkel werden Regressionsellipsen bestimmt (Anlagenkalibrierung); b) im Behandlungsbetrieb wird das Kameramodell für einen Gantrywinkel bestimmt. Rotationen im und gegen den Uhrzeigersinn werden gemittelt.

5.2.4 Unsicherheit der Lagemessung

Für die Lagemessung werden durch Interpretation der Kalibrierdaten Kameramodelle beim eingestellten Gantrywinkel bestimmt. Dabei pflanzen sich die Fehler aus der Kalibrierung wie in Abb. 5.3b gezeigt auf die Lagemessung fort. Die fehlerbehafteten Kameraparameter (Fehler C_{ORH}) werden bei Vorwärtsprojektion der CT-Daten und Rückprojektion von Transformationen aus den Bildebenen verwendet. Ferner spielen Unsicherheiten C_{ist} der aufgenommenen Istposition und Unsicherheiten C_{smm} der Position des Maximums der Bildähnlichkeit beim DR-DRR Vergleich eine Rolle. Zuletzt werden Fehler C_{DOSIS} und $C_{K\ddot{O}R}$ berücksichtigt, die dadurch entstehen, dass die Lage relativ zu dem als Bestrahlungsisozentrum angenommenen Ort, nach welchem auch die Kamerasysteme ausgerichtet wurden, gemessen wird. Dieser muss nicht dem tatsächlichen Ort des Dosismaximums entsprechen (dies wird im Abschnitt *Unsicherheit des Bezugspunktes* noch erläutert, siehe auch Abb. 5.5). Das Konzept zur Ermittlung des Lagefehlers C_{LAGE} bzw. des absoluten Lagefehlers $C_{LAGE_{ABS}}$ wird in der Übersicht Abb. 5.4 dargestellt. In den folgenden Abschnitten wird gezeigt, wie die Unsicherheiten der Kameramodelle zustande kommen und dann auf die Fehlerfortpflanzung bei der Lagemessung eingegangen.

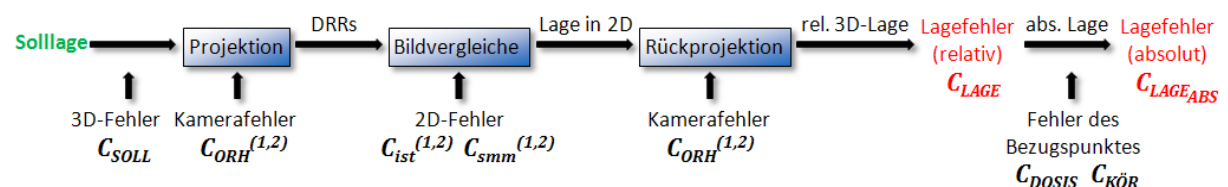


Abb. 5.4: Konzept zur Bestimmung des Lagefehlers: Die Solllage (mit C_{SOLL}) wird mit fehlerbehafteten Kameramodellen (C_{ORH}) projiziert. In den Bildebenen kommen 2D-Fehler (C_{ist} , C_{smm}) hinzu. Bei der Rückprojektion werden wieder fehlerbehaftete Kameramodelle verwendet. Fehler des Bezugspunktes für die Lagemessung werden durch C_{DOSIS} und $C_{K\ddot{O}R}$ berücksichtigt.

Fehlerfortpflanzung bei der Bestimmung der Kameramodelle

Ein Kameramodell bei Gantrywinkel ϕ wird zuerst für jede Rotationsrichtung einzeln aus den Ellipsenparametern bestimmt. In Abschnitt 3.6 wurde gezeigt, wie die neun Kameraparameter O , R und M aus den 15 Kalibrierwerten $KAL = (XYZ_{P_{R\ddot{O}H}}, XZ_{T_{R\ddot{O}H}}, XYZ_{P_{DET}}, XZ_{T_{DET}}, \alpha\gamma_{EL}, \alpha\beta\gamma_{DET})$ und den ausgeglichenen Beobachtungen der Anlagenkalibrierung $\phi_{R\ddot{O}H}$ und ϕ_{DET} bestimmt werden (vgl. Übersicht in Abb. 5.3b). Über Fehlerfortpflanzung erhält man für jeden Parametersatz $ORM(k, \phi, d)$:

$$\mathbf{C}_{ORM(k, \phi, d)} = \mathbf{A} \begin{bmatrix} \sigma_{\phi}^2 & & & & & & & & & & 0 \\ & \sigma_{\phi_{R\ddot{O}H}}^2 & & \sigma_{\phi_{R\ddot{O}H, DET}}^2 & & & & & & & \\ & & \sigma_{\phi_{R\ddot{O}H, DET}}^2 & & \sigma_{\phi_{DET}}^2 & & & & & & \\ & & & & & & & & & & \\ 0 & & & & & & & & & & \mathbf{C}_{KAL(k, d)}_{15 \times 15} \end{bmatrix} \mathbf{A}^T \quad \text{Gl. 5-4}$$

$$\mathbf{A}_{9 \times 18} = \begin{bmatrix} \frac{\partial O}{\partial \phi} & \frac{\partial O}{\partial \phi_{R\ddot{O}H}} & \frac{\partial O}{\partial \phi_{DET}} & \frac{\partial O}{\partial KAL(k, d)} \\ \frac{\partial R}{\partial \phi} & \frac{\partial R}{\partial \phi_{R\ddot{O}H}} & \frac{\partial R}{\partial \phi_{DET}} & \frac{\partial R}{\partial KAL(k, d)} \\ \frac{\partial M}{\partial \phi} & \frac{\partial M}{\partial \phi_{R\ddot{O}H}} & \frac{\partial M}{\partial \phi_{DET}} & \frac{\partial M}{\partial KAL(k, d)} \end{bmatrix}$$

Wie in Abschnitt 3.6.2 beschrieben, werden aus den Kameramodellen für zwei Rotationsrichtungen die Kameraparameter für die Lagemessung bestimmt (Gleichungen Gl. 3-32). Die Fehlerfortpflanzung wird im Rahmen der Ausgleichung mit a priori Varianzen $\mathbf{C}_{ORM(k, \phi, CW)}$ und $\mathbf{C}_{ORM(k, \phi, CCW)}$ aus Gl. 5-4 durchgeführt. Ergebnis für beide Rotationsrichtungen ist $\mathbf{C}_{ORM(k, \phi)}$. Für die Projektion wird das Kameramodell in Parametern O , R und H ausgedrückt und der Bildhauptpunkt gemäß Gl. 3-1 bestimmt. Die Kovarianzmatrix wird entsprechend konvertiert:

$$\mathbf{C}_{ORH(k, \phi)} = \mathbf{A} \begin{bmatrix} \sigma_O^2 & \sigma_{OR}^2 & \sigma_{OM}^2 \\ \sigma_{OR}^2 & \sigma_R^2 & \sigma_{RM}^2 \\ \sigma_{OM}^2 & \sigma_{RM}^2 & \sigma_M^2 \end{bmatrix}_{9 \times 9} \mathbf{A}^T; \quad \mathbf{A}_{9 \times 9} = \begin{bmatrix} \frac{\partial X_H}{\partial O} & \frac{\partial X_H}{\partial R} & \frac{\partial X_H}{\partial M} \\ \frac{\partial Y_H}{\partial O} & \frac{\partial Y_H}{\partial R} & \frac{\partial Y_H}{\partial M} \\ \frac{\partial Z_H}{\partial O} & \frac{\partial Z_H}{\partial R} & \frac{\partial Z_H}{\partial M} \end{bmatrix} \quad \text{Gl. 5-5}$$

Fehlerfortpflanzung bei Projektionen und Fehler in den Bildebenen

Sowohl bei der Vorwärtsprojektion zur DRR-Erzeugung als auch bei der inversen Projektion zum Berechnen der Patientenlage aus den 2D-Transformationen der maximalen Bildähnlichkeit muss mit fehlerbehafteten Kameraparametern umgegangen werden (vgl. Abb. 5.4).

Fehlerfortpflanzung bei der Vorwärtsprojektion

Die Fehlerfortpflanzung der Projektion von Bestrahlungsziel $P_{SOLL} = (X Y Z)^T$ mit Varianzen \mathbf{C}_{SOLL} auf Punkte $p_{soll}^{(1,2)}$ der zwei Bildebenen erfolgt durch Ableitung der Kollinearitätsgleichungen (Gl. 3-2) – blkdiag(...) entspricht hierbei der Blockdiagonalmatrix:

$$\mathbf{C}_{soll4 \times 4}^{(1,2)} = \mathbf{A} \cdot \text{blkdiag}(\mathbf{C}_{SOLL}, \mathbf{C}_{ORH(1, \phi)}, \mathbf{C}_{ORH(2, \phi)})_{21 \times 21} \cdot \mathbf{A}^T$$

$$\mathbf{A}_{4 \times 21} = \begin{bmatrix} \frac{\partial p_{soll(1)}}{\partial P_{SOLL}} & \frac{\partial p_{soll(1)}}{\partial ORH(1, \phi)} & 0 \\ \frac{\partial p_{soll(2)}}{\partial P_{SOLL}} & 0 & \frac{\partial p_{soll(2)}}{\partial ORH(2, \phi)} \end{bmatrix} \quad \text{Gl. 5-6}$$

Fehler in den Bildebenen

In den Bildebenen k kommen je die Fehler $\mathbf{C}_{ist(k)}$ der Abbildung der Patientenlage sowie $\mathbf{C}_{smm(k)}$ (smm für *Similarity Measure Maximum*) für die Position des gefundenen Ähnlichkeitsmaximums hin-

zu. Die Fehler sind additiv ($\Delta p_{lage} = \Delta p_{soll} + \Delta p_{ist} + \Delta p_{smm}$). Varianzen der projizierten Lagen können bestimmt werden mit:

$$\begin{aligned} \mathbf{C}_{lage^{(1,2)}} &= \mathbf{A} \cdot \text{blkdiag}(\mathbf{C}_{soll^{(1,2)}}, \mathbf{C}_{ist^{(1)}}, \mathbf{C}_{ist^{(2)}}, \mathbf{C}_{smm^{(1)}}, \mathbf{C}_{smm^{(2)}})_{12 \times 12} \cdot \mathbf{A}^T \\ \mathbf{A}_{4 \times 12} &= [\mathbf{I}_{4 \times 4} \quad \mathbf{I}_{4 \times 4} \quad \mathbf{I}_{4 \times 4}] \end{aligned} \quad \text{Gl. 5-7}$$

Die Unsicherheiten \mathbf{C}_{smm} des Ähnlichkeitsmaßes könnten sich vor allem aus folgenden Faktoren ergeben:

Radiometrie: Beim Bildvergleich könnte die nicht exakte Simulation der Röntgenradiometrie einen Einfluss auf geometrische Fehler der Registrierung haben. Dieser wird in Selby et al. [2010b] untersucht. Der Registrierfehler eines keilförmigen Körpers mit Dichte von Knochen wird mit $\sigma_{rad} \approx \pm 0.1$ mm in der Bildebene für den Unterschied von 100 kV realer zu 140 kV simulierter Kathodenspannung genähert. Der Einfachheit halber verwenden Selby et al. [2010b] den quadratischen Intensitätsunterschied als Ähnlichkeitsmaß. Bei einem komplexeren Maß, mehr als nur einem Objekt im Bild und geringerem radiometrischen Unterschied bei der Röntgensimulation – etwa durch radiometrische Registrierung – sollte σ_{rad} noch kleiner sein.

Interpolation: Es liegt nahe, bei der Registrierung mit NN-Interpolation einen Fehler von ± 0.5 Pixel des interpolierten Bildes anzunehmen. Von einem Bildpunkt mit Grauwert g ausgehend hat eine geometrische Transformation um ein halbes Pixel aufgrund der Nichtkontinuität der Interpolation keinen Einfluss auf den interpolierten Grauwert $f_{NN}(g)$. Bei linearer Interpolation ist diese geometrische Unsicherheit nicht ersichtlich, solange keine Ableitungen der Bildfunktion verwendet werden. Ansonsten würde auch hier ± 0.5 Pixel für die Ableitung gelten. Zumindest bei NN-Interpolation kann also $\sigma_{interpol} = \pm 0.5$ Pixel angenommen werden.

Genauigkeit der Optimierung: Der verwendete Optimierungsalgorithmus zur Registrierung kann eine gewisse Ungenauigkeit verursachen. Die entsprechenden Fehler hängen von dem Abbruchkriterium des verwendeten Algorithmus ab. Wird z. B. ein Nelder-Mead Optimierer beendet, sobald der Simplex Körper auf eine bestimmte Größe geschrumpft ist, hängt von dieser Größe die erreichbare Genauigkeit ab. Angenommen, bester und schlechtester Simplexpunkt liegen weniger als s Einheiten im Parameterraum voneinander entfernt, sodass die Optimierung beendet wird. Ohne das Abbruchkriterium hätte im nächsten Schritt eine neue, bessere Position in maximaler Entfernung von $2s$ (Expansionsschritt in Abb. 2.3b) gefunden werden können. Eine Näherung für die zu erwartende Ungenauigkeit könnte also $\sigma_{optim} \approx \pm 2s$ lauten. Wird Unabhängigkeit und Additivität einzelner translatorischer Abweichungen voneinander angenommen, kann \mathbf{C}_{smm} genähert werden durch:

$$\mathbf{C}_{smm} = \begin{bmatrix} \sigma_{x_{rad}}^2 & 0 \\ 0 & \sigma_{y_{rad}}^2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \sigma_{x_{interpol}}^2 & 0 \\ 0 & \sigma_{y_{interpol}}^2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \sigma_{x_{optim}}^2 & 0 \\ 0 & \sigma_{y_{optim}}^2 \end{bmatrix} \quad \text{Gl. 5-8}$$

Fehlerfortpflanzung bei der Rückprojektion

Die bereits mit $invProj^{(k)}$ verwendete inverse Projektion für eine Kamera k ergibt sich aus den inversen Kollinearitätsgleichungen:

$$\begin{aligned} X &= X_0 + (Z - Z_0) \frac{r_{11}(x - X_H) + r_{12}(y - Y_H) - r_{13}Z_H}{r_{31}(x - X_H) + r_{32}(y - Y_H) - r_{33}Z_H} \\ Y &= Y_0 + (Z - Z_0) \frac{r_{21}(x - X_H) + r_{22}(y - Y_H) - r_{23}Z_H}{r_{31}(x - X_H) + r_{32}(y - Y_H) - r_{33}Z_H} \end{aligned} \quad \text{Gl. 5-9}$$

Bei Verwendung eines einzelnen Bildpunktes bleibt die Z -Koordinate unbestimmt. Das Ergebnis repräsentiert eine Gerade $g^{(k)}: O^{(k)} + \lambda^{(k)} \overline{P^{(k)} O^{(k)}}$ vom projizierten Punkt $p^{(k)}$ durch Raumpunkt $P^{(k)}$ und Projektionszentrum $O^{(k)}$. Es seien Punkte $P^{(1)}$ und $P^{(2)}$ auf den Geraden gesucht, an

welchen sich $g^{(1)}$ und $g^{(2)}$ je am nächsten kommen (Abb. 5.6a). Die entsprechenden Positionen auf den Graden können durch Minimierung des Abstands d zwischen den Geraden bestimmt werden:

$$\lambda^{(1)}, \lambda^{(2)} = \arg \min_{(\lambda^{(1)}, \lambda^{(2)}) \in \mathbb{R}^2} (d^2); \quad d = \left(O^{(1)} + \lambda^{(1)} \overline{P^{(1)} O^{(1)}} - O^{(2)} - \lambda^{(2)} \overline{P^{(2)} O^{(2)}} \right) \quad \text{Gl. 5-10}$$

Die Minimierung kann in geschlossener Form dargestellt werden, indem die Nullstellen der partiellen Ableitungen bestimmt und nach λ aufgelöst wird. Die Koordinaten des rückprojizierten Punktes P , der besten Näherung zum Schnittpunkt der Geraden, werden als drei Gleichungen in Abhängigkeit der 2D-Koordinaten (enthalten in $P^{(1)}$ und $P^{(2)}$ durch Anwenden der inversen Kollinearitätsgleichungen) und der 18 Kameraparameter angegeben:

$$\frac{\partial(d^T d)}{\partial \lambda^{(1)}} = \frac{\partial(d^T d)}{\partial \lambda^{(2)}} = 0 \Rightarrow \lambda^{(1)}, \lambda^{(2)} \quad \text{Gl. 5-11}$$

$$P = (f_x \ f_y \ f_z)^T = \frac{1}{2} \left(O^{(1)} + \lambda^{(1)} \overline{P^{(1)} O^{(1)}} + O^{(2)} + \lambda^{(2)} \overline{P^{(2)} O^{(2)}} \right)$$

Ort P_{LAGE} wird aus den mit $C_{lage^{(1)}}$ und $C_{lage^{(2)}}$ (Gl. 5-7) behafteten 2D-Koordinaten $p_{lage^{(1)}}$ und $p_{lage^{(2)}}$ bestimmt. Drei Gleichungen $f_{X_{LAGE}}$, $f_{Y_{LAGE}}$ und $f_{Z_{LAGE}}$ (nach Gl. 5-11) stellen das funktionale Modell der Koordinaten dar, mit denen durch Ableitung nach den 2D-Positionen und Kameraparametern die Jacobi-Matrix $A_{3 \times 22}$ und damit die 3×3 Kovarianzmatrix C_{LAGE} des räumlichen Lagefehlers bestimmt werden können:

$$C_{LAGE} = A \cdot \text{blkdiag} \left(C_{lage^{(1,2)}}, C_{ORH(1,\phi)}, C_{ORH(2,\phi)} \right)_{22 \times 22} \cdot A^T$$

$$A_{3 \times 22} = \begin{bmatrix} \frac{\partial f_{X_{LAGE}}}{\partial P_{lage^{(1)}}} & \frac{\partial f_{X_{LAGE}}}{\partial P_{lage^{(2)}}} & \frac{\partial f_{X_{LAGE}}}{\partial O_{,R,H^{(1)}}} & \frac{\partial f_{X_{LAGE}}}{\partial O_{,R,H^{(2)}}} \\ \frac{\partial f_{Y_{LAGE}}}{\partial P_{lage^{(1)}}} & \frac{\partial f_{Y_{LAGE}}}{\partial P_{lage^{(2)}}} & \frac{\partial f_{Y_{LAGE}}}{\partial O_{,R,H^{(1)}}} & \frac{\partial f_{Y_{LAGE}}}{\partial O_{,R,H^{(2)}}} \\ \frac{\partial f_{Z_{LAGE}}}{\partial P_{lage^{(1)}}} & \frac{\partial f_{Z_{LAGE}}}{\partial P_{lage^{(2)}}} & \frac{\partial f_{Z_{LAGE}}}{\partial O_{,R,H^{(1)}}} & \frac{\partial f_{Z_{LAGE}}}{\partial O_{,R,H^{(2)}}} \end{bmatrix} \quad \text{Gl. 5-12}$$

Unsicherheit des Bezugspunktes

Die Kameraparameter sollen bei der Kalibrierung relativ zum als Isozentrum angenommenen Raumsprung P_{ISO} bestimmt werden. Genau genommen entspricht dieser aber einer Position $P_{KÖR}$, dem Ursprung der Kugelkoordinaten des Kalibrierkörpers. Die Abweichung sei $\Delta P_{KÖR}$ und entspricht dem Fehler bei Ausrichtung des Körpers vor der Kalibrierung. Ferner ist P_{ISO} die angenommene Position des Maximums der Dosisabgabe bei der Behandlung und weicht vom physikalischen Dosismaximum der Bestrahlungsanlage um ΔP_{DOSIS} ab. Der Sachverhalt ist in Abb. 5.5 skizziert.

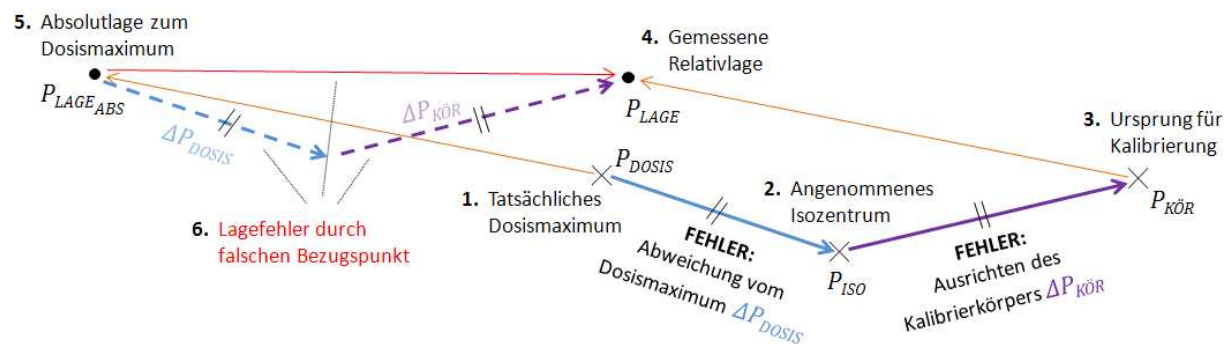


Abb. 5.5: Fehler der Absolutlage durch Abweichung des Bezugspunktes: Der Fehler des tatsächlichen Bezugspunktes ($P_{KÖR}$) setzt sich aus der Abweichung des Isozentrums vom Dosismaximum (ΔP_{DOSIS}) und der Kalibrierkörperposition vom Isozentrum ($\Delta P_{KÖR}$) zusammen.

Bei der Behandlung ist die Lage $P_{LAGE_{ABS}}$ relativ zum Dosismaximum, hier als Absolutlage bezeichnet, entscheidend. $P_{LAGE_{ABS}}$ ergibt sich aus der zum Bezugspunkt $P_{KÖR}$ gemessenen Lage mit $P_{LAGE_{ABS}} = P_{LAGE} - \Delta P_{KÖR} - \Delta P_{DOSIS}$. Für ihre Varianzen folgt damit:

$$\mathbf{C}_{LAGE_{ABS}} = \mathbf{A} \begin{bmatrix} \mathbf{C}_{LAGE} & & 0 \\ & \mathbf{C}_{KÖR} & \\ 0 & & \mathbf{C}_{DOSIS} \end{bmatrix} \mathbf{A}^T; \quad \mathbf{A}_{3 \times 9} = [\mathbf{I}_{3 \times 3} \quad -\mathbf{I}_{3 \times 3} \quad -\mathbf{I}_{3 \times 3}] \quad \text{Gl. 5-13}$$

5.2.5 Unsicherheit der Repositionierung

Der Vollständigkeit halber werden noch Unsicherheiten bei der Repositionierung des Patienten betrachtet, auf welche die Lagemessung keinen Einfluss hat. Nach der Messung wird der Patient bei entsprechend großer Abweichung zwischen Ist- und Sollage für die Bestrahlung repositioniert (hängt vom spezifischen Behandlungsfall ab, erfahrungsgemäß bei mehr als ca. 1 mm Abweichung). Dabei wirken sich Unsicherheiten \mathbf{C}_{POS} des Positionierers, ebenso wie Bewegungen des Patienten zwischen Lagemessung und Bestrahlung (Fehler \mathbf{C}_{PAT}) auf die Genauigkeit der Behandlung (Fehler $\mathbf{C}_{BESTRAHLUNG}$) aus:

$$\mathbf{C}_{BESTRAHLUNG} = [\mathbf{I}_{3 \times 3} \quad \mathbf{I}_{3 \times 3} \quad \mathbf{I}_{3 \times 3}] \begin{bmatrix} \mathbf{C}_{LAGE_{ABS}} & & 0 \\ & \mathbf{C}_{POS} & \\ 0 & & \mathbf{C}_{PAT} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{I}_{3 \times 3} \\ \mathbf{I}_{3 \times 3} \\ \mathbf{I}_{3 \times 3} \end{bmatrix} \quad \text{Gl. 5-14}$$

5.3 Selbstdiagnose

Im Folgenden werden Verfahren zur Diagnose einzelner Fehlerquellen beschrieben, die in die Selbstdiagnose für das Gesamtsystem integriert werden. Um sie zusammenführen zu können, müssen sie vergleichbare Werte liefern. Hier sollen alle Einzeldiagnosen eine Wahrscheinlichkeit dafür liefern, dass die betrachteten Werte mindestens eine bestimmte Genauigkeit einhalten.

5.3.1 Diagnose für die Bestrahlungsanlage

Varianzen der Lage \mathbf{C}_{LAGE} sind unabhängig vom Verlauf der Lagemessung für eine Anlage und eine bestimmte Gantrywinkeleinstellung bestimmbar. Unterstellt man für Koordinatenfehler im Raum die Normalverteilung, kann mit einer multivariaten Wahrscheinlichkeitsdichtefunktion (PDF, *Probability Density Function*) in $d = 3$ Dimensionen

$$gauss_d(r) = \frac{1}{\sqrt{(2\pi)^d \det(\mathbf{C}_{d \times d})}} \exp\left(-\frac{1}{2}(r - \mu)^T \mathbf{C}_{d \times d}^{-1} (r - \mu)\right) \quad \text{Gl. 5-15}$$

die Wahrscheinlichkeit $W_{ANL(\phi)}$, dass die Komponenten des Lagefehlers in einer Anlage bei Gantrywinkel ϕ , die Komponenten eines vorgegebenen Toleranzvektors $F_{ANL} = (X_F \ Y_F \ Z_F)^T$ nicht überschreiten, als Hypervolumen bestimmt werden:

$$W_{ANL(\phi)}(|r_{X,Y,Z}| \leq F_{ANL_{X,Y,Z}}) = \iiint_{-F_{ANL_{X,Y,Z}}^{+F_{ANL_{X,Y,Z}}} gauss_3(r) \, dr_X \, dr_Y \, dr_Z; \quad \mu = 0; \quad \mathbf{C} = \mathbf{C}_{LAGE} \quad \text{Gl. 5-16}$$

Alternativ könnte die Wahrscheinlichkeit des Unterschreitens der Euklidischen Gesamtlänge $|r| \leq |F_{ANL}|$ eines Fehlers bestimmt werden. Dazu müsste das Integral unter einer (mit drei DOF) Chi-verteilter PDF berechnet werden. Voraussetzung wäre aber die Unabhängigkeit der Koordinatenfehler voneinander, also eine reine Diagonalmatrix \mathbf{C}_{LAGE} .

Um zwischen Fehlern, die sich entweder auf Kamera 1 oder 2 beziehen unterscheiden zu können, werden zusätzlich die Varianzen der Kameraparameter getrennt ausgewertet. Hierzu werden Fehler-

vektor F_{KAM} und Referenzpunkt P_{ISO} in die jeweilige Bildebene k projiziert. Das ergibt Vektoren $f_{kam}^{(k)}$ und Orte $p_{iso}^{(k)}$. Für die Projektion von P_{ISO} wird die Fehlerfortpflanzung (Gl. 5-6 nur mit Kamerafehlern) durchgeführt, sodass die Varianzen $\mathbf{C}_{p_{iso}^{(k)}}$ der projizierten Punkte vorliegen. Nun kann wieder die Wahrscheinlichkeit für Fehler kleiner $f_{kam}^{(k)}$ bestimmt werden, diesmal mit Integralen über die zweidimensionale PDF. Daraus lässt sich ermitteln, für welches Kamerasystem unter gegebenen Aufnahmebedingungen mit höherer Wahrscheinlichkeit Fehler zu erwarten sind:

$$W_{KAM(k,\phi)}(|r_{x,y}| \leq f_{kam,x,y}^{(k)}) = \iint_{-f_{kam,x,y}^{(k)}}^{+f_{kam,x,y}^{(k)}} gauss_2(r) dr_x dr_y ; \mu = p_{iso}^{(k)} ; \mathbf{C} = \mathbf{C}_{p_{iso}^{(k)}} \quad \text{Gl. 5-17}$$

5.3.2 Diagnose für den Verstoß gegen die Epipolargeometrie

Theoretische Fehler aus der Kamerakalibrierung können klein sein, obwohl die Kameras nicht korrekt kalibriert sind. Dies ist z. B. der Fall, wenn nach Durchführung der Kalibrierung Komponenten einer Kamera, etwa durch mechanische Beeinträchtigung, deplatziert werden. In Selby et al. [2011b] wird vorgeschlagen, bei der Registrierung zusätzliche Freiheitsgrade für ausgewählte Kameraparameter zu berücksichtigen. Die Methode erlaubt Fehler aufzudecken, doch zusätzliche Freiheitsgrade (13 statt 6 DOF) erhöhen die Rechenzeit und die Gefahr in lokale Extrema der Ähnlichkeitsfunktion zu konvergieren. Hier wird eine Methode vorgeschlagen, die bei Abweichung zwischen tatsächlicher und angenommener Stereogeometrie einen möglicherweise damit einhergehenden Verstoß gegen die Epipolarbedingung erkennt. Bildverschiebungen entlang einer Epipolarlinie oder Rotationsfehler werden dabei nicht erkannt.

Werden in den Bildebenen unabhängige Registrierungen durchgeführt, können sich deren Ergebnisse gegenseitig widersprechen, sofern die Transformationen gegen die Epipolargeometrie verstoßen. Da nur bei Verfahren II der Lageermittlung unabhängige 2D-Translationen in den Ebenen ermittelt werden, werden für diesen Diagnoseschritt nochmals zwei ebene Registrierungen durchgeführt. Es reicht dabei aus, diese mit nur je einem Freiheitsgrad (Translationen $\Delta\kappa^{(1)}$, $\Delta\kappa^{(2)}$ senkrecht zu den Epipolarlinien) vorzunehmen. Das Bestrahlungszentrum P_{ISO} wird rechnerisch in die Ebenen projiziert und den Verschiebungen $\Delta\kappa^{(k)}$ unterzogen, sodass man transformierte Punkte $p'_{iso}^{(k)}$ erhält. Die Bestimmung eines rückprojizierten Punktes P'_{ISO} auf Geraden $g^{(k)}$ von den Röntgenquellen zu fehlerbehafteten korrespondierenden Punkten $p'_{iso}^{(k)}$ wurde schon in Gl. 5-11 gezeigt. Der räumliche Fehlervektor ΔEPI der beiden möglichen invers projizierten Punkte P'_{ISO} als Abweichung von der epipolargeometrisch korrekten Rückprojektion P'_{ISO} ist mit

$$\Delta EPI = P'_{ISO} - P'_{ISO}^{(1)} = - (P'_{ISO} - P'_{ISO}^{(2)}) \quad \text{Gl. 5-18}$$

bestimmbar und in Abb. 5.6a graphisch dargestellt.

Sein Erwartungswert entspricht dem gemessenen Fehlervektor. Varianzen \mathbf{C}_{EPI} ergeben sich aus den Fehlern in den Bildebenen (\mathbf{C}_{ist} und \mathbf{C}_{smm}) jeder Kamera durch Fehlerfortpflanzung mit partiellen Ableitungen von ΔEPI nach den vier 2D-Koordinaten $p'_{iso}^{(k)}$. Unter Annahme einer Normalverteilung der Komponenten von ΔEPI wird mit einer dreidimensionalen PDF (Gl. 5-15) die Wahrscheinlichkeit dafür bestimmt, dass der Verstoß gegen die Epipolarbedingung kleiner als vorgegebene Werte F_{EPI} ist:

$$W_{EPI}(|r_i| \leq F_{EPI_i}) = \iiint_{-F_{EPI_{X,Y,Z}}}^{+F_{EPI_{X,Y,Z}}} gauss_3(r) dr_x dr_y dr_z ; \mu = \Delta EPI ; \mathbf{C} = \mathbf{C}_{EPI} \quad \text{Gl. 5-19}$$

Eine geringe Wahrscheinlichkeit W_{EPI} kann auf ein schlecht kalibriertes Kamerasystem oder aber auch auf einen Fehler bei der Bildregistrierung zurückzuführen sein.

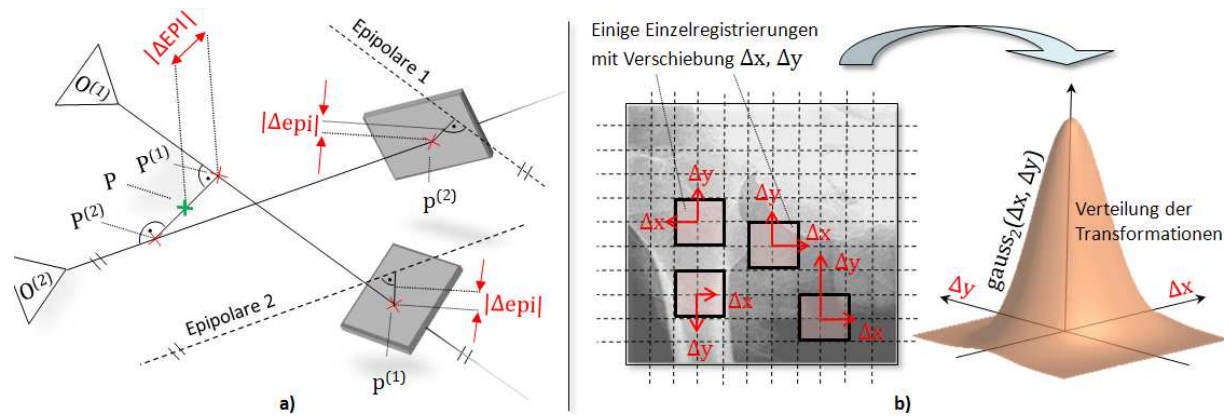


Abb. 5.6: Geometrie- und Registrierfehler: a) Verstoß gegen die Epipolareometrie mit Fehler ΔEPI ; b) DR-DRR Registrierung von mehreren Teilflächen zur Bestimmung von Translationen Δx , Δy (links) sowie Verteilung redundanter Registrierergebnisse (rechts).

5.3.3 Diagnose anhand redundanter Registrierungsergebnisse

In Selby et al. [2008f] werden Registrierungsergebnisse durch redundante Registrierungen überprüft, indem Transformationen für einzelne Teilflächen des Bildes bestimmt werden. Der Ansatz wird hier weiterverfolgt. Ein Röntgenbild und ein DRR werden miteinander registriert, wobei über das Objektbild (DRR), wie in Abb. 5.6b (links), ein reguläres Gitter gelegt wird, das es in n_{REG} Flächen unterteilt. Eine Teilfläche entspricht den vier an einen Gitterschnittpunkt angrenzenden Flächen. Die sich gegenseitig zu je 50% überlappenden Teilflächen werden einzeln zum Referenzbild registriert. Die Überlappung dient der Erhöhung der Pixelzahl in den Gebieten, damit die Einzelregistrierungen nicht aufgrund zu geringer Pixelzahl fehlschlagen. Bei der Wahl der Anzahl der Teilflächen muss abgewogen werden: Bei zu wenigen Flächen können die Registrierergebnisse nicht sinnvoll statistisch ausgewertet werden. Bei zu vielen Flächen wird die Pixelzahl pro Fläche so klein, dass Transformationen – je nach Ähnlichkeitsmaß – nicht mehr zuverlässig ermittelt werden könnten. Das verwendete Transformationsmodell ist lokal rigid.

Jede Registrierung wird mit zwei freien Parametern, den Verschiebungen Δx und Δy , durchgeführt. Rotationen in der Ebene werden aus Performancegründen (anders als bei Selby et al. [2008f]) nicht ermittelt. Da der Lagemessung ein rigides Transformationsmodell zugrunde liegt, sollten sich idealerweise n_{REG} identische Registrierungsergebnisse einstellen. Das Zwischenergebnis für die Auswertung in jeder Bildebene ist ein Vektorfeld $\mathbf{V}^{(k)}$ mit n_{REG} Translationsvektoren $t = (\Delta x \ \Delta y)^T$. Für die statistische Auswertung werden für jedes Vektorfeld Erwartungswerte $\mu_{\Delta x}$, $\mu_{\Delta y}$ sowie die 2×2 Kovarianzmatrix der Translationsvektoren bestimmt und eine Gauß-Verteilung angenommen (Abb. 5.6b, rechts):

$$\mu_{REG}^{(k)} = \begin{pmatrix} \mu_{\Delta x}^{(k)} \\ \mu_{\Delta y}^{(k)} \end{pmatrix} = \frac{1}{n_{REG}} \sum_{i=1}^{n_{REG}} \begin{pmatrix} \Delta x_i^{(k)} \\ \Delta y_i^{(k)} \end{pmatrix}$$

$$\mathbf{C}_{REG}^{(k)} = \frac{1}{n_{REG}} \sum_{i=1}^{n_{REG}} \begin{bmatrix} (\Delta x_i^{(k)} - \mu_{\Delta x}^{(k)})^2 & (\Delta x_i^{(k)} - \mu_{\Delta x}^{(k)}) (\Delta y_i^{(k)} - \mu_{\Delta y}^{(k)}) \\ (\Delta x_i^{(k)} - \mu_{\Delta x}^{(k)}) (\Delta y_i^{(k)} - \mu_{\Delta y}^{(k)}) & (\Delta y_i^{(k)} - \mu_{\Delta y}^{(k)})^2 \end{bmatrix} \quad \text{Gl. 5-20}$$

Der Vektor einer vorgegebenen räumlichen Fehlertoleranz F_{REG} wird in die Bildebenen projiziert und so die 2D-Toleranz $f_{reg}^{(k)}$ bestimmt. Für jede Bildebene wird dann mit μ_{REG} und \mathbf{C}_{REG} durch Integration von $-f_{reg}^{(k)}$ bis $+f_{reg}^{(k)}$ über $gauss_2$ (Gl. 5-15) die Wahrscheinlichkeit $W_{REG(k)}$ ermittelt, mit welcher die Fehlregistrierung für die gemessene Lage tolerierbar ist.

5.3.4 Diagnose anhand großer Lageabweichungen

Auch die Größe des Unterschiedes zwischen gemessener L und Sollage L_0 könnte eine Aussage darüber erlauben, ob die Messung erfolgreich war. So ist ein Versagen der Registrierung aufgrund des beschränkten Einzugsbereiches einer Messmethode bei großen Lagedifferenzen wahrscheinlicher. Je kleiner die Differenz $\Delta L = L - L_0$ also ist, desto wahrscheinlicher sollte es sein, dass die Messung korrekt erfolgte. Die Lageparameter aus ΔL könnten zu einem Abstandsmaß d , z. B. zum *mean Target Registration Error* (Abschnitt 7.2.1), vereint werden. An Referenzdaten könnten dann die Raten erfolgreicher Lagemessungen über Abständen d empirisch ermittelt werden, woraus in Behandlungssituationen eine entsprechende Erfolgswahrscheinlichkeit W_{ENTF} genähert wird. Die Erfolgsrate ist dabei von einem vorzugebenden Fehlerwert F_{ENTF} abhängig, ab welchem eine Lagemessung als Misserfolg gewertet wird. Einige mittlere Erfolgsraten über mehrere Datensätze sind für $F_{ENTF} = 2$ mm in Tab. 7.8 angegeben.

5.3.5 Diagnose für das Gesamtsystem

Im Folgenden werden die Wahrscheinlichkeiten der Korrektheit der behandelten Komponenten in ein Hidden Markov Modell des Gesamtsystems integriert. Die Zustände des Modells $\lambda(Q, V, \mathbf{A}, \mathbf{B}, \pi)$ werden danach ausgewählt, was das Modell leisten soll: Es soll Aussagen darüber machen, mit welcher Wahrscheinlichkeit der Fehler einer gemessenen Patientenlage unter einem tolerierbaren Wert liegt und welche Komponente des Systems wahrscheinlich für einen Fehler verantwortlich ist. Dabei geht es vor allem darum zu erfahren, ob vielleicht eine Kamera neu kalibriert werden soll oder ein Bild neu aufgenommen werden muss, weil die Registrierung auf Grundlage der verwendeten Daten gescheitert ist. Es wird eine kompakte Schreibweise für die Zustände verwendet, mit:

$$\begin{aligned} q_X &= \text{Der Fehler einer Komponente } X \text{ ist akzeptabel} \\ \underline{q}_X &= \text{Der Fehler einer Komponente } X \text{ ist } \mathbf{nicht} \text{ mehr akzeptabel} \end{aligned}$$

Ob ein Fehler akzeptabel ist oder nicht, entspricht also zwei unterschiedlichen Zuständen. Die Gesamtheit der $N = 19$ Zustände q_i des HMM ist:

$$Q = \{ q_{START}, q_{GEO}, \underline{q}_{GEO}, q_{KAM1}, \underline{q}_{KAM1}, q_{KAM2}, \underline{q}_{KAM2}, q_{KAM1b}, q_{KAM2b}, q_{REG}, \underline{q}_{REG}, q_{REG1}, \underline{q}_{REG1}, q_{REG2}, \underline{q}_{REG2}, q_{REG1b}, q_{REG2b}, q_{LAGE}, \underline{q}_{LAGE} \}$$

q_{START} ist dabei der erste Zustand des Modells, mit einer initialen Wahrscheinlichkeit von $\pi_{START} = 1$. Er erlaubt es, das Modell zur einfacheren Darstellung unter Vernachlässigung von Wahrscheinlichkeiten π als $\lambda(Q, V, \mathbf{A}, \mathbf{B})$ zu schreiben. π wird durch die Übergangswahrscheinlichkeiten $a_{START,j}$ ersetzt und \mathbf{A} erhält eine zusätzliche Reihe und Spalte. Weitere (positive) Zustände haben die Bedeutungen:

$$\begin{aligned} q_{GEO} &= \text{Das Geometriemodell der Anlage ist ausreichend gut} \\ q_{KAM1}, q_{KAM2} &= \text{Das Modell für Kamera 1 bzw. 2 ist ausreichend gut} \\ q_{REG} &= \text{Die Registrierung mit dem vorliegenden Bildmaterial war erfolgreich} \\ q_{REG1}, q_{REG2} &= \text{Die Registrierung vom Bildpaar für Kamera 1 bzw. 2 war erfolgreich} \\ q_{LAGE} &= \text{Die Lage konnte korrekt gemessen werden} \end{aligned}$$

Zwischen Bildqualität und Registrierung wird bei q_{REG} nicht unterschieden, da die Bilder der Registrierung dienen und die Qualität im Prinzip als Brauchbarkeit der Bilddaten für diese definiert werden kann. Die zugrunde liegende Markov-Kette ist erster Ordnung. Weitere Zustände q_{KAM1b} , q_{KAM2b} , q_{REG1b} und q_{REG2b} werden eingeführt, um beim Weg durch das Modell unterscheiden zu können, welcher Pfad eingeschlagen wurde und um in Abhängigkeit von den z. B. q_{KAM1} oder q_{KAM1b} vorangehenden Zuständen, unter Einhaltung der Bedingung der Gedächtnislosigkeit, unterschiedliche Übergangswahrscheinlichkeiten modellieren zu können. Den Zuständen q_{KAMk} und q_{KAMkb} sowie q_{REGk} und q_{REGkb} kommt dabei je gleiche Bedeutung zu. Das resultierende HMM ist in Abb. 5.7 dargestellt. Es sei erwähnt, dass bei dem modellierten HMM nicht etwa einzelne Zustände q_i , möglichen Zuständen

des Gesamtsystems gleichzusetzen sind. Dies würde zu einer sehr großen Menge Q und damit zu einem wesentlich komplexeren Modell führen. Das HMM würde dann Zustände enthalten wie etwa:

q_i = Kamera 1 ist schlecht kalibriert **UND** Kamera 2 ist gut kalibriert **UND**
 = Registrierung 1 ist fehlerhaft **UND** ... **UND** die Lage wurde nicht korrekt gemessen

Deshalb ist das Modell so angelegt, dass eine vollständige Zustandssequenz $I = \{q_{START}, \dots, q_{LAGE}\}$ oder $I = \{q_{START}, \dots, q_{LAGE}\}$ von q_{START} bis q_{LAGE} bzw. q_{LAGE} , also der Pfad durch das Modell, einen Systemzustand repräsentiert.

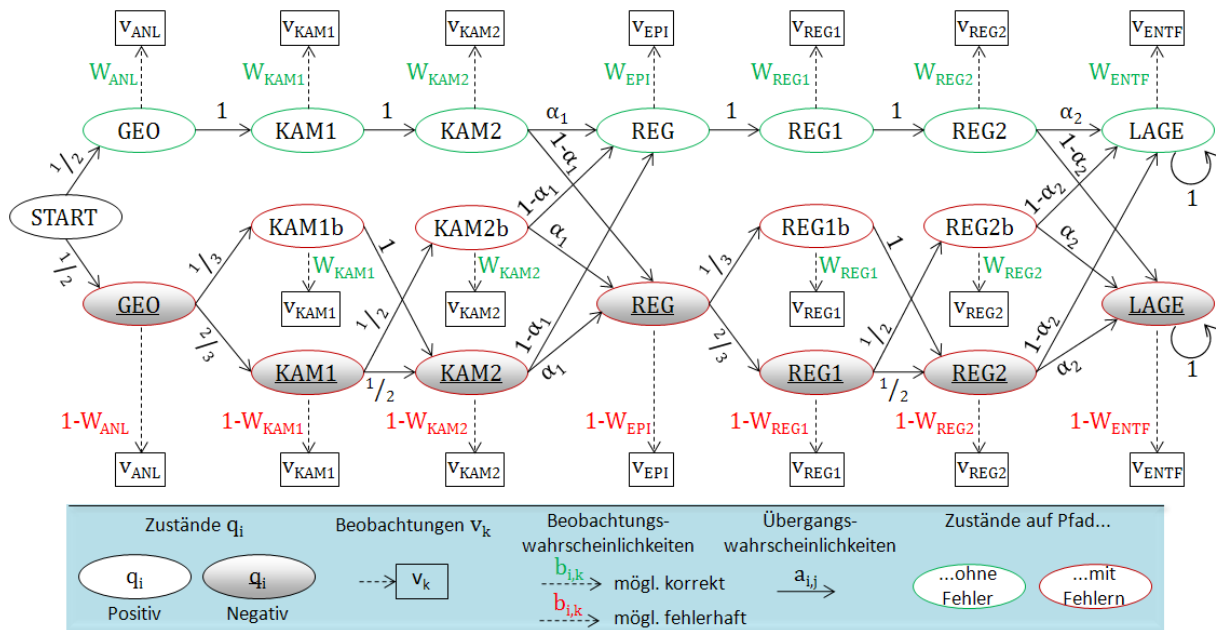


Abb. 5.7: Hidden Markov Modell zur Selbstdiagnose: Der initiale Zustand des Modells ist q_{START} ; der Zustand des gesamten Lagemesssystems ist durch einen Pfad vom initialen bis zum finalen Zustand q_{LAGE} oder q_{LAGE} bestimmt.

Die $M = 7$ möglichen Beobachtungen des Modells wurden in den vorherigen Abschnitten bei der Auswertung einzelner Fehlerquellen beschrieben. Sie entsprechen

$$V = \{v_{ANL}, v_{KAM1}, v_{KAM2}, v_{EPI}, v_{REG1}, v_{REG2}, v_{ENTF}\}$$

mit:

- v_{ANL} = Der Fehler der angenommenen Geometrie für die Röntgenanlage (beide Achsen) ist größer als die vorgegebene Toleranz
- v_{KAM1}, v_{KAM2} = Der Fehler für Kameramodell 1 bzw. 2 ist größer als die Toleranz
- v_{EPI} = Der Verstoß der Registrierungen gegen die Epipolargeometrie ist größer als die gegebene Toleranz
- v_{REG1}, v_{REG2} = Der Fehler bei Auswertung der Registrierungen in Bildebene 1 bzw. 2 ist größer als die gegebene Toleranz
- v_{ENTF} = Die gemessene Lage weicht so stark von der Sollage ab, dass ein Messfehler größer der gegebenen Toleranz angenommen werden muss

Beobachtungs- und Übergangswahrscheinlichkeiten

Um $\lambda(Q_{19}, V_7, \mathbf{A}_{19 \times 19}, \mathbf{B}_{19 \times 7})$ zu bestimmen, müssen noch die Matrizen der Beobachtungs- und Übergangswahrscheinlichkeiten festgelegt werden. Die Beobachtungswahrscheinlichkeiten ergeben sich durch Auswertung der einzelnen Fehlerquellen. Die 19 Zeilenvektoren der \mathbf{B} -Matrix lauten:

positive Beobachtungen	negative Beobachtungen
1: $b_{START,k} = (0, \dots)$	
2: $b_{GEO,k} = (W_{ANL}, 0, \dots)$	3: $b_{GEO,k} = (1 - W_{ANL}, 0, \dots)$
4: $b_{KAM1,k} = (0, W_{KAM1}, 0, \dots)$	5: $b_{KAM1,k} = (0, 1 - W_{KAM1}, 0, \dots)$
6: $b_{KAM2,k} = (0, 0, W_{KAM2}, 0, \dots)$	7: $b_{KAM2,k} = (0, 0, 1 - W_{KAM2}, 0, \dots)$
8: $b_{KAM1b,k} = (0, W_{KAM1}, 0, \dots)$	
9: $b_{KAM2b,k} = (0, 0, W_{KAM2}, 0, \dots)$	
10: $b_{(REG,k)} = (0, 0, 0, W_{EPI}, 0, \dots)$	11: $b_{REG,k} = (0, 0, 0, 1 - W_{EPI}, 0, \dots)$
12: $b_{REG1,k} = (0, 0, 0, 0, W_{REG1}, 0, \dots)$	13: $b_{REG1,k} = (0, 0, 0, 0, 1 - W_{REG1}, 0, \dots)$
14: $b_{REG2,k} = (0, 0, 0, 0, 0, W_{REG2}, 0)$	15: $b_{REG2,k} = (0, 0, 0, 0, 0, 1 - W_{REG2}, 0)$
16: $b_{REG1b,k} = (0, 0, 0, 0, W_{REG1}, 0, \dots)$	
17: $b_{REG2b,k} = (0, 0, 0, 0, 0, W_{REG2}, 0)$	
18: $b_{LAGE,k} = (0, 0, 0, 0, 0, 0, W_{ENTF})$	19: $b_{LAGE,k} = (0, 0, 0, 0, 0, 0, 1 - W_{ENTF})$

Es ist zu beachten, dass es sich nicht um ein für die Anwendung statisches Modell handelt. Stattdessen werden die Beobachtungswahrscheinlichkeiten nach jeder Lagemessung anhand der Auswertungsergebnisse der Fehlerquellen aktualisiert und das Modell λ angepasst. λ ist also nur für die Diagnose im Rahmen einer einzelnen Lagemessung stationär. Weiterhin ergibt die Summe der Beobachtungswahrscheinlichkeiten eines Zustands nicht notwendigerweise 1. Dies liegt daran, dass der Einfachheit halber darauf verzichtet wurde, negative Beobachtungen, wie v_{ANL} oder v_{REG} , zu modellieren. Tatsächlich werden immer gleiche Beobachtungen, nämlich die Erfolgswahrscheinlichkeiten gemacht (mit $b_{i,ERFOLG} = W_{ERFOLG}$). Die Modellierung von Beobachtungen der Misserfolge, etwa mit $b_{i,ERFOLG} = 1 - W_{ERFOLG}$, bringt keinen weiteren Nutzen.

Um die Matrix \mathbf{A} der Übergangswahrscheinlichkeiten aufzustellen, können einige Wahrscheinlichkeiten bereits direkt angegeben werden. Da die Summe aller ausgehenden Wahrscheinlichkeiten eines Zustandes 1 ist, ergibt sich automatisch für alle Zustände i mit nur einem Übergang, $a_{i,j} = 1$. Ist der letzte Zustand q_{LAGE} oder q_{LAGE} erreicht, verharrt das Modell bis zum nächsten Durchlauf in diesem finalen Zustand (das Modell ist transient), also $a_{LAGE,LAGE} = a_{LAGE,LAGE} = 1$. Für $a_{START,GEO}$ und $a_{KAM,REG}$ wird jeweils $\frac{1}{2}$ angegeben, um keine Präferenz für Korrektheit oder Fehlerhaftigkeit im Modell zu erzeugen. Weitere Wahrscheinlichkeiten ergeben sich aus der Überlegung, dass Kamerafehler (ohne die Beobachtungen zu beachten) für Kamera 1 und 2 gleich wahrscheinlich sein sollten, wenn bereits bekannt ist, dass die Geometrie nicht korrekt modelliert wurde. Wenn etwa Zustand q_{GEO} erreicht wurde, können entweder Kamera 1 (q_{KAM1}), 2 (q_{KAM2}) oder beide Kameras ($q_{KAM1} \wedge q_{KAM2}$) falsch modelliert sein. Um die Zahl der Modellzustände gering zu halten, können die drei Zustände aber nicht direkt erreicht werden. Die möglichen Teilpfade, welche die entsprechenden Systemzustände abbilden, sind:

$$I_1 = \{q_{GEO}, q_{KAM1b}, q_{KAM2}\}; I_2 = \{q_{GEO}, q_{KAM1}, q_{KAM2b}\}; I_3 = \{q_{GEO}, q_{KAM1}, q_{KAM2}\}$$

Da Fehler für Kamera 1 und 2 gleich wahrscheinlich sind und der erste Übergang von q_{GEO} aus entweder zu I_1 allein oder aber zu I_2 oder I_3 führt, muss $a_{GEO,KAM1b} = 1/3$ und $a_{GEO,KAM1} = 2/3$ gelten, so dass alle drei Teilpfade die Wahrscheinlichkeit von $1/3$ erhalten. Die gleiche Überlegung liegt auch

den Übergangswahrscheinlichkeiten nach q_{REG} zugrunde. Es gibt weitere Übergangswahrscheinlichkeiten, deren Modellierung weniger ersichtlich ist. Sie werden in Abb. 5.7 mit α_1 und α_2 bezeichnet. Es ist zu vermuten, dass Werte von $\alpha_1 > 0.5$ und $\alpha_2 > \alpha_1$ sinnvoll sind. Ein hoher Wert für α_1 bedeutet, dass wenn ein Geometriefehler entdeckt wird, wahrscheinlich auch eine der Registrierungen inkorrekt ist und die Lage falsch gemessen wird. Ein hoher Wert für α_2 bedeutet, dass wenn ein Geometrie- oder Registrierfehler vorliegt, wohl auch die Lage nicht richtig gemessen wird. Oder allgemeiner: Hohe Werte α verhindern, dass ein einmal eingeschlagener Modellpfad zur korrekten/inkorrekten Lagemessung doch wieder zu einem anders lautenden Ergebnis führt. Die Werte können z. B. mit $\alpha_1 = 0.70$ und $\alpha_2 = 0.90$ belegt werden.

Auswertung des Modells

Pfade durch das Modell mit Zustandssequenzen $I = \{I(0), I(1), \dots, I(T)\}$ legen mögliche Systemzustände fest ($I(0) = \text{Startzustand } q_{START}$). Von q_{START} bis zu $I(T)$ werden T Schritte im Modell durchgeführt. Bis zu einem der Endzustände q_{LAGE} oder q_{LAGF} sind dies $T = 7$ Schritte. Dabei werden sieben Beobachtungen gemacht, die in einer konstanten Beobachtungssequenz $O = \{O(1), O(2), \dots, O(T)\}$ vorliegen. Die Zustandssequenz für einen Durchlauf enthält, inklusive q_{START} , immer $T + 1$ Zustände.

Die hier interessierende Fragestellung ist, wie groß, bei gegebener Beobachtungssequenz, die Wahrscheinlichkeit dafür ist, dass eine er möglichen Zustandssequenzen I einen Zustand q_x enthält, bzw. was der Wert von $P(X|O) \forall X \subseteq I: q_x \in X$ ist. Diese Wahrscheinlichkeit ist je nach Zustand q_x , die Wahrscheinlichkeit dafür, dass die Komponente x fehlerhaft bzw. korrekt ist. Die Aufgabe entspricht keiner der mit HMMs zu lösen Standardfragen (Abschnitt 2.5), kann aber folgendermaßen gelöst werden: I_x sei eine der Sequenzen X . Dann kann $P(O, I_x)$ aus dem Produkt der Wahrscheinlichkeit für die Beobachtungssequenz $P(O|I_x)$ bei gegebener Zustandssequenz I_x und der Wahrscheinlichkeit $P(I_x)$ für die Sequenz selbst bestimmt werden:

$$\begin{aligned}
 P(O|I_x) &= b_{I_x(1),O(1)} \cdot b_{I_x(2),O(2)} \cdot \dots \cdot b_{I_x(T),O(T)} = \prod_{t=1}^T b_{I_x(t),O(t)} \\
 P(I_x) &= a_{I_x(0),I_x(1)} \cdot a_{I_x(1),I_x(2)} \cdot \dots \cdot a_{I_x(T-1),I_x(T)} = \prod_{t=1}^T a_{I_x(t-1),I_x(t)} \\
 P(O, I_x) &= P(O|I_x) \cdot P(I_x) = \prod_{t=1}^T a_{I_x(t-1),I_x(t)} b_{I_x(t),O(t)}
 \end{aligned}
 \tag{Gl. 5-21}$$

Mit Gl. 5-21 und dem Theorem von Bayes folgt:

$$P(I_x|O) = \frac{P(O|I_x) \cdot P(I_x)}{P(O)} = \frac{P(O, I_x)}{\sum_I P(O, I)}
 \tag{Gl. 5-22}$$

Bisher wurde in Gl. 5-22 von einer fest vorgegebenen Zustandssequenz I_x ausgegangen. Um $P(X|O)$ zu bestimmen, wird die Gleichung zusammen mit Gl. 5-21 erweitert zu:

$$P(X|O) = \frac{\sum_{I_x \in X} P(O, I_x)}{\sum_I P(O, I)} = \frac{\sum_{I_x \in X} \prod_{t=1}^T a_{I_x(t-1),I_x(t)} b_{I_x(t),O(t)}}{\sum_I \prod_{t=1}^T a_{I(t-1),I(t)} b_{I(t),O(t)}}; \quad X = \{I | q_x \in I\}
 \tag{Gl. 5-23}$$

Der Algorithmus zur Berechnung von $P(X|O)$ muss zuerst alle möglichen Zustandssequenzen in λ finden. Dann werden die Wahrscheinlichkeiten $P(O, I_x)$ für die Sequenzen summiert, welche Zustand q_x enthalten. Schließlich wird dividiert durch die Summe der Wahrscheinlichkeiten aller Sequenzen. Bei relativ kleinen Modellen (im vorliegenden Fall sind 32 Zustandssequenzen über $T = 7$ Schritte möglich), kann das Finden aller möglichen Pfade mit einem sehr einfachen Such- und Backtracking Algorithmus realisiert werden, wie er in Abb. 5.8 dargestellt ist.

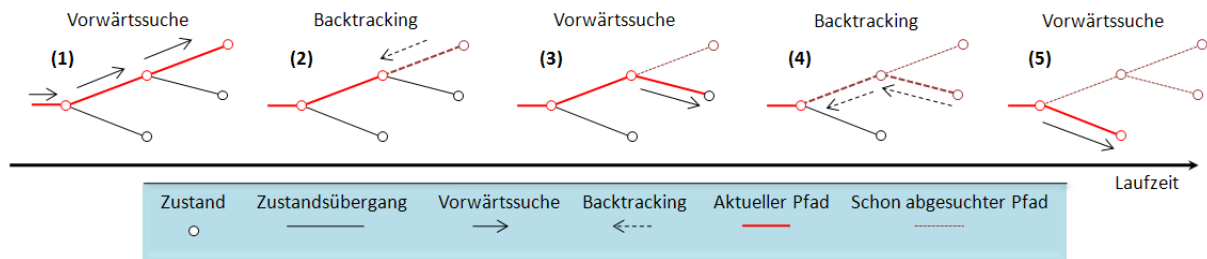


Abb. 5.8: Beispielhafter Ablauf des Algorithmus zum Finden von HMM Pfaden: Es wird in eine Richtung gesucht, bis der finale Zustand erreicht wurde (1). Dann wird der gefundene Pfad als durchsucht markiert, ein Backtracking durchgeführt (2) und bei allen Pfaden weitergesucht, die nicht als bereits behandelt markiert sind (3...5).

So lassen sich die Wahrscheinlichkeiten für alle modellierten Zustände bestimmen. Z. B. entspricht $P(\{I|q_{LAGE} \in I\}|O)$ der Wahrscheinlichkeit, dass die Lage nicht korrekt gemessen wurde. Bei einigen Zuständen, wie etwa q_{KAM1} muss beachtet werden, dass q_{KAM1b} bedeutungsgleich ist. Um die Wahrscheinlichkeit für ein korrektes Kameramodell 1 zu bestimmen, wird also $P(\{I|q_{KAM1} \in I\} \cup \{I|q_{KAM1b} \in I\}|O)$ ermittelt.

6 Untersuchungsmaterial

In diesem Kapitel werden Datensätze, Bestrahlungsanlagen und Materialien wie Prüfphantome beschrieben, die für empirische Untersuchung der vorgestellten Methoden verwendet werden.

6.1 Bestrahlungsanlagen

Alle Röntgenbilder werden in Bestrahlungsanlagen für die Protonentherapie aufgenommen. Zur Durchführung der Kalibrierung werden exemplarisch Daten aus zwei Gantrysystemen unterschiedlicher Bauart verwendet. Diese werden im Folgenden mit *Gantry Treatment Room 1* (GTR-1) und 2 (GTR-2) bezeichnet. Für weitergehende Untersuchungen, z. B. in Bezug auf die Funktionalität der Lagemessung, stehen darüber hinaus Daten aus anderen Anlagentypen zur Verfügung. Im FBTR (*Fixed Beam Treatment Room*) sind die Röntgensysteme fest im Raum installiert, eine Änderung der Kameraorientierung ist also nicht möglich. Beim OATR (*Oblique Axes Treatment Room*) sind die Röntgenachsen aus Platzgründen schräg angeordnet, sodass diagonal durch den Patienten aufgenommen wird. Da dies einen negativen Einfluss auf die Bildqualität hat, werden unter anderem anhand von Daten aus einem OATR, Versuche für die Lagemessung mit problematischer Röntgenbildqualität durchgeführt. Abb. 6.1 zeigt die vier Anlagen.

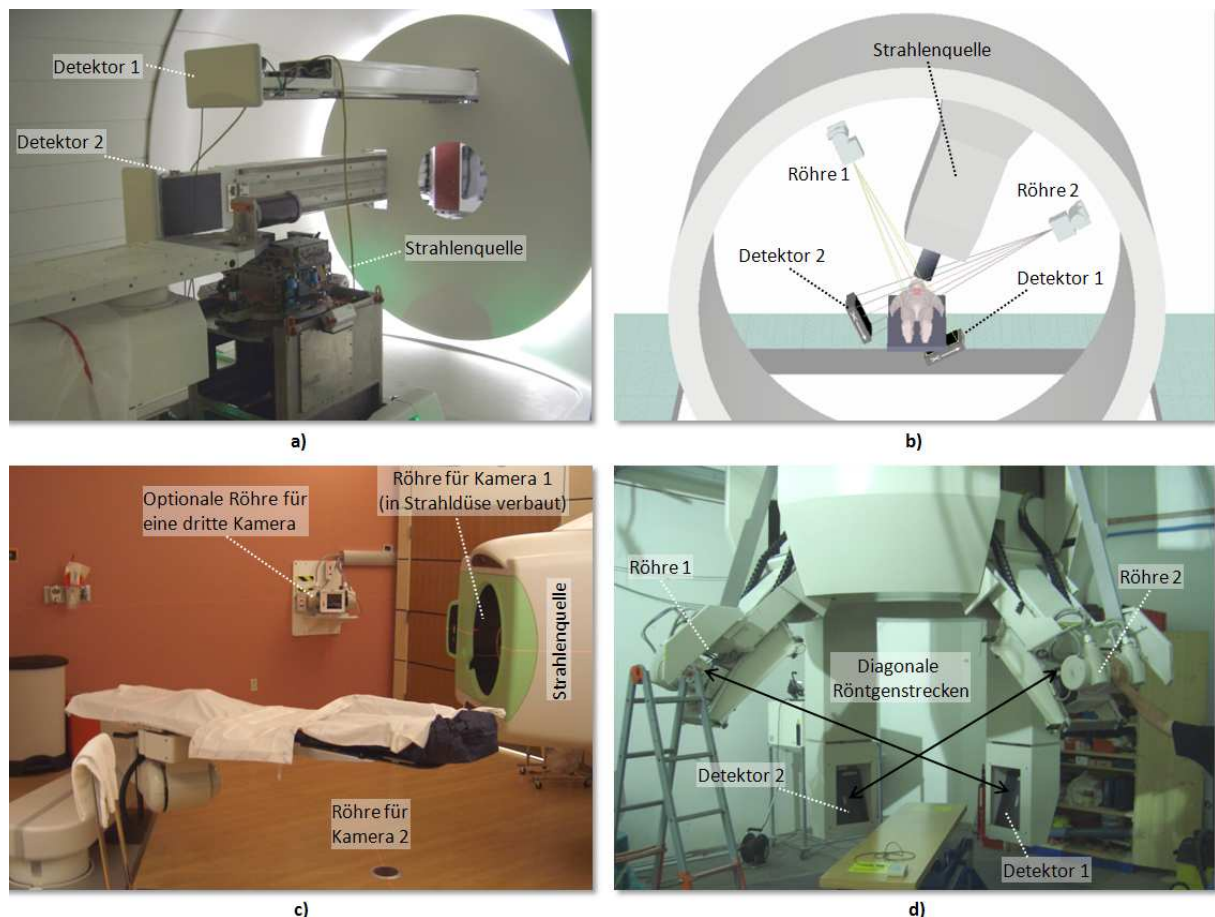


Abb. 6.1: Bestrahlungsanlagen: **a)** Fotografie der Anlage GTR-1 in 180° Stellung; **b)** 3D-Modell für GTR-2 in 10° Stellung; **c)** Feststrahl-Behandlungsraum (FBTR); **d)** Behandlungsraum mit schräg angeordneten Röntgenachsen (OATR).

In Tab. 6.1 werden die wichtigsten Eigenschaften der hier verwendeten Bestrahlungsanlagen zusammengefasst.

	Kürzel	Ideale Geometrie			
		SID/SAD Kamera 1 (Vergrößerungsfaktor)	SID/SAD Kamera 2 (Vergrößerungsfaktor)	Röhrenwinkel 1	Röhrenwinkel 2
a)	GTR-1	2000 mm/1374 mm (1.46)	3498 mm/2915 mm (1.20)	0°	-90°
b)	GTR-2	2330 mm/1600 mm (1.46)	2330 mm/1600 mm (1.46)	-45°	+45°
c)	FBTR	2108 mm/1513 mm (1.39)	2480 mm/1680 mm (1.48)	Orthogonale Röntgenachsen	
d)	OATR	2750 mm/1700 mm (1.62)	2750 mm/1700 mm (1.62)	Orthogonale Achsen mit Achsen schrägstellung	

Tab. 6.1: Eigenschaften von Bestrahlungsanlagen mit idealen Werten, wie durch Betreiber angegeben für: **a)** Gantryanlage im Roberts Proton Therapy Center, Philadelphia, **b)** Gantryanlage im National Cancer Center, Tokyo, **c)** Feststrahlanlage im Proton Therapy Center, Oklahoma City und **d)** Anlage mit schrägen Achsen im Centro Nazionale di Adroterapia Oncologica, Pavia.

6.2 Röntgensysteme

Für Röntgenaufnahmen werden *Paxscan 4030E* Detektoren [Varian, 2011] mit 2304×3200 Pixelmatrix bei ca. $30 \times 40 \text{ cm}^2$ sensitiver Detektorfläche verwendet. Die vom Hersteller angegebene Auflösung entspricht 3.94 lp/mm maximal und mindestens 1 lp/mm bei einem Kontrastverhältnis $\geq 45\%$. Die gezählten Röntgenphotonen werden mit einer digitalen Auflösung von 14 Bit quantisiert. Bevor die Bilder verwendet werden können, wird eine Korrektur von Pixelfehlern sowie eine Gain- und Offsetkorrektur vorgenommen. Die in *X*- und *Y*-Richtung $127.1 \mu\text{m}$ und $126.8 \mu\text{m}$ großen Pixel werden direkt nach der Aufnahme auf eine isotrope Matrix von $127 \mu\text{m}/\text{Pixel}$ gesampled. An die Röntgenröhren ist je ein Hochspannungsgenerator angeschlossen. Die an den Generatoren einstellbaren Wertebereiche der Röntgenparameter sind: Spannung = 40 kV bis 150 kV, Strom = 10 mA bis 800 mA und Impulsdauer 10 ms bis 10,000 ms. Die Einstellungen sind nicht stufenlos, sondern nur in bestimmten, festgelegten Kombinationen möglich.

6.3 Kalibrierkörper

6.3.1 Der Kalibrierkörper zur ersten Evaluierung der Röntgenbildqualität

Um eine mögliche Verzeichnung und die Auflösung der Röntgenbilder zu bestimmen, steht der in Abb. 6.2a gezeigte *DIGI-13 Prüfkörper* zur Verfügung. Die Maße des Körpers betragen $311.5 \times 311.5 \text{ mm}^2$. Er enthält Abschnitte, die erlauben die erkennbaren Linienpaare pro Millimeter zu bestimmen. Dabei müssen die Grauwerte des Kontrastbalkens unterscheidbar sein. Das in der DR sichtbare Liniengitter (Abb. 6.2b) erlaubt die visuelle Kontrolle der Verzeichnungsfreiheit.

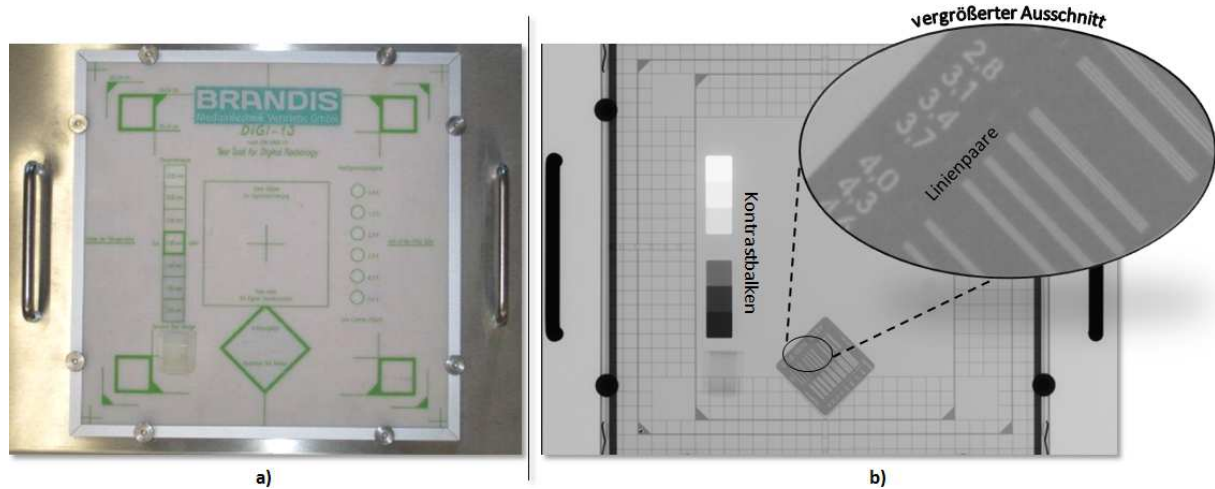


Abb. 6.2: DIGI-13 Prüfkörper zur Kontrolle der Bildqualität von Röntgenbildern: a) Fotografie des ebenen Körpers von oben; b) DR aus frontaler Ansicht mit vergrößertem Bereich eines Ausschnittes zum Ablesen unterscheidbarer Linienpaare pro Millimeter (lp/mm).

6.3.2 Der Körper zur Geometriekalibrierung

Der für die geometrische Kalibrierung der Röntgenanlagen verwendete Körper wird gemäß den Überlegungen aus Abschnitt 3.2.3 als Helixphantom angefertigt. Wie die Photographie in Abb. 6.3a zeigt, sind vier Positionen am Kalibrierkörper und seiner Halterung für die Fixierung von Tachymeter Messpunkten vorgesehen, um den Körper in einer Bestrahlungsanlage auszurichten.

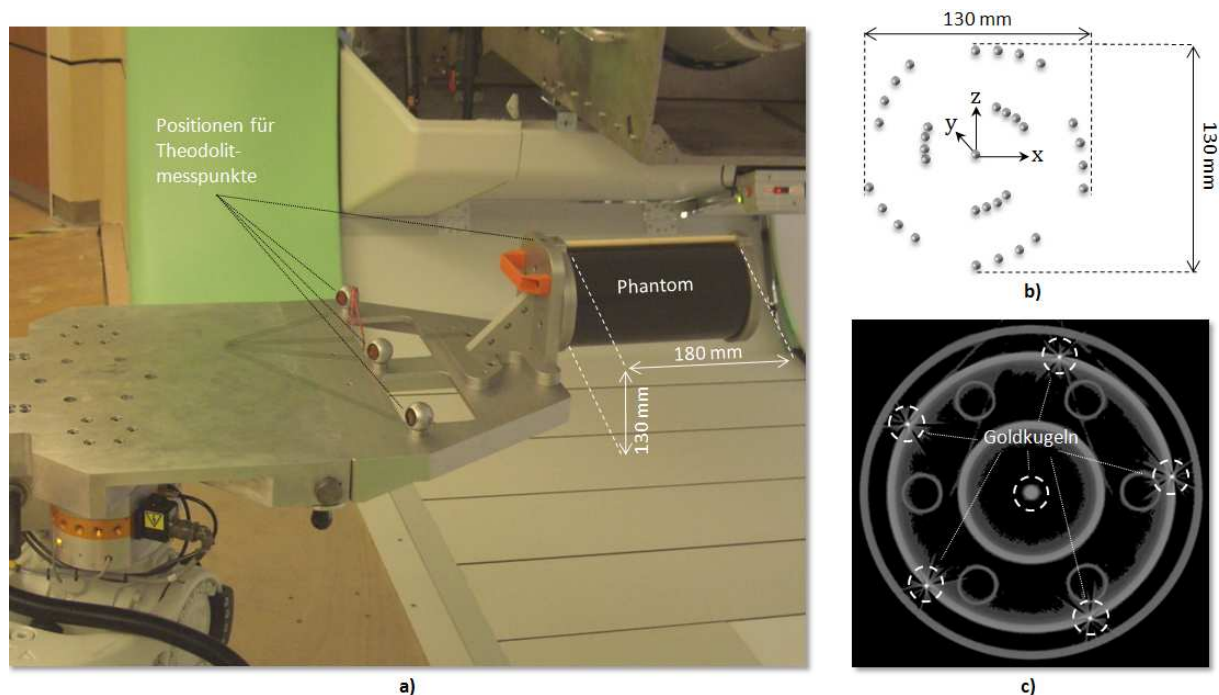


Abb. 6.3: Körper zur Geometriekalibrierung: a) Photographie mit seiner Halterung und Positionen für die Einmessung mit einem Tachymeter in einer Gantryanlage; b) Schema der Anordnung der Kugeln mit Blick entlang der zentralen Achse; c) axiale Schicht einer CT-Aufnahme des Körpers.

Der Durchmesser jeder der insgesamt 37 Goldkugeln, die in einem $130 \times 180 \times 130 \text{ mm}^3$ Volumen verteilt sind, beträgt 1.5 mm. Sie befinden sich auf drei inneren und fünf äußeren Helixbahnen sowie einer Kugelreihe, welche die Mittelachse definiert und sind so zueinander versetzt, dass bei Rotation einer Kamera um die Gantryhauptachse keine gegenseitigen Verdeckungen in den Röntgenbildern vorkommen. Ein schematischer Querschnitt ist in Abb. 6.3b dargestellt. Um die Genauigkeit der Kugelanordnung prüfen zu können, wird für einen exemplarischen Prüfkörper am Fraunhofer-Institut für

Zerstörungsfreie Prüfverfahren (IZFP) eine hochaufgelöste CT (Datensatz DS-7) mit kubischen Voxeln von 0.22 mm Kantenlänge aufgenommen. Abb. 6.3c zeigt eine Schnittebene dieser Aufnahme.

6.4 Anatomische Datensätze zur Lagemessung

Es sollen möglichst alle für die Bestrahlung relevanten Körperregionen (Kopf & Hals, Thorax, Becken & unteres Abdomen) mit klinischen Daten abgedeckt werden. Dafür stehen CT-Daten und Röntgenbilder dreier Tumorpatienten zur Verfügung: Eines Patienten mit Hirntumor aus Anlage FBTR, eines Patienten für die Prostatabestrahlung, ebenfalls aus FBTR, sowie eines Patienten für die Behandlung an der Lunge in GTR-1. Die in Abb. 6.4 neben ihren DRRs für beide Kameras jeweils sichtbaren Röntgenbilder wurden direkt vor der Behandlung aufgenommen.



Abb. 6.4: Patientendaten, bestehend aus Röntgenbildern und CT-Daten: Die Daten stammen von **a)** einem Patienten zur Bestrahlung im Kopf & Hals Bereich (Datensatz DS-3), **b)** einem Prostatapatienten (DS-2) und **c)** einem Patienten für die Bestrahlung im oberen Thoraxbereich (DS-5). Die DRs sind je einem für die entsprechende Kamera aus den CT-Daten erzeugten DRR gegenübergestellt.

Neben klinischen Daten werden Daten von anatomischen Phantomen des menschlichen Kopf- (*RANDO* Phantom) und Beckenbereiches (*BRADA* Phantom) verwendet. Abb. 6.5a zeigt Photographien der beiden Phantome. Die in den Röntgenbildern und DRRs beim *RANDO* Kopf erkennbaren horizontalen und vertikalen Streifen (Abb. 6.5b) sind konstruktionsbedingt und kommen so in klinischen Datensätzen nicht vor. Abb. 6.5c zeigt entsprechende Bilder für das *BRADA* Phantom. Die Eigenschaften der zugehörigen und weiterer verwendeter CT-Daten werden in Tab. 6.2 in einer Übersicht beschrieben.

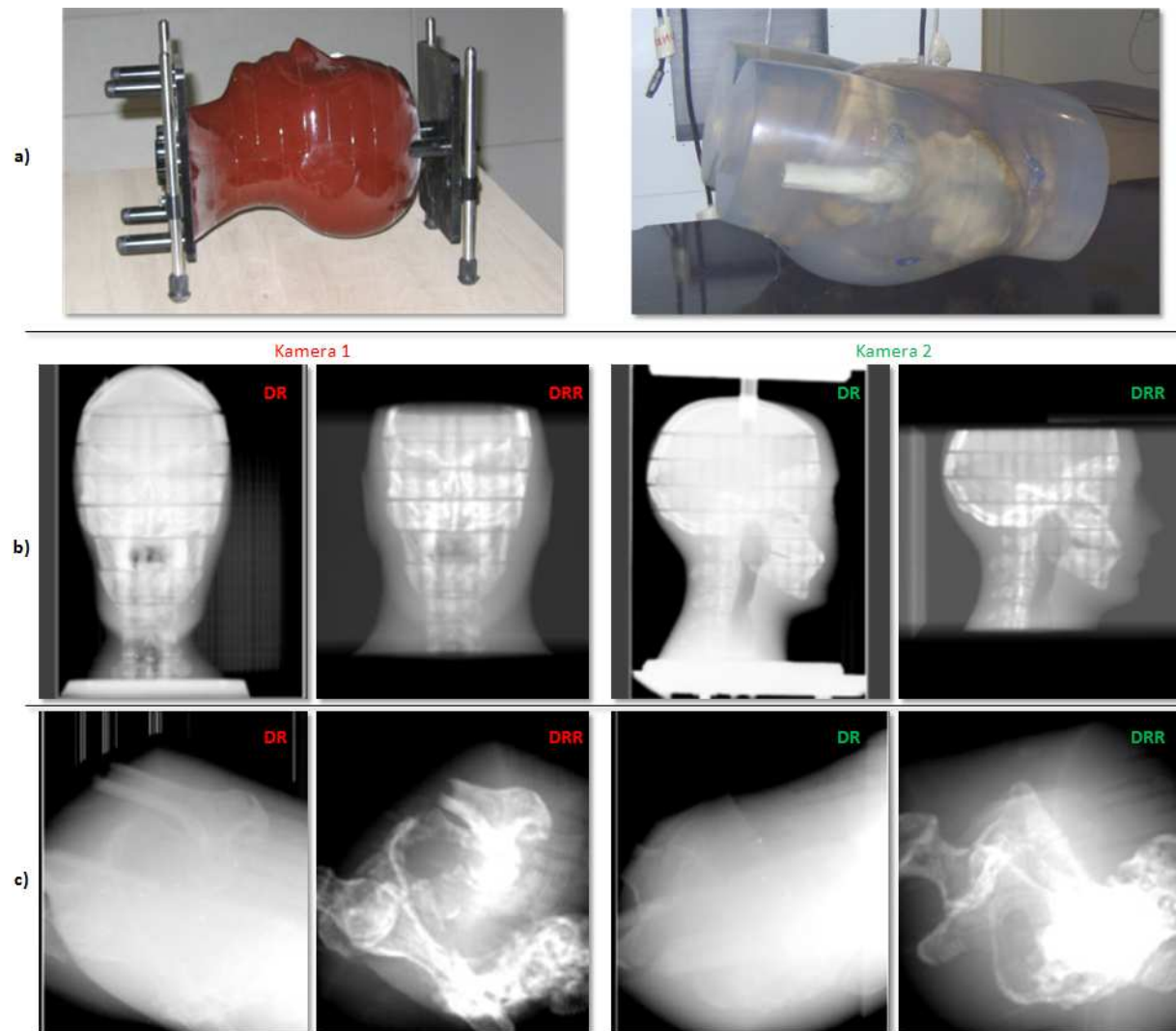


Abb. 6.5: Datensätze von zwei anatomischen Phantomen: **a)** Fotografien der Röntgenphantome für den Kopf- (links) und Beckenbereich (rechts); **b)** Röntgenbilder und DRRs des Kopfphantoms aus GTR-1 (DS-1); **c)** Röntgenbilder und DRRs des Beckenphantoms aus der OATR Anlage (DS-4).

Kürzel	Datensatz	Anlage	CT-Matrix [Voxel]	Voxelgröße [mm/Voxel]	Beschreibung/Verwendung
DS-1	Kopfphantom	GTR-1	512×512×200	0.98×0.98×1.00	Goldstandard für die Lagemessung
DS-2	Prostatapatient	FBTR	512×512×250	0.98×0.98×1.25	Goldstandard für die Lagemessung
DS-3	Kopfpatient	FBTR	512×512×246	1.27×1.27×1.25	Goldstandard für die Lagemessung
DS-4	BRADA Phantom	OATR	512×512×75	0.98×0.98×3.00	Goldstandard für die Lagemessung
DS-5	Thoraxpatient	GTR-1	512×512×204	1.27×1.27×2.50	Daten für Lagemessung mit simuliertem Rauschen
DS-6	Kopfphantom	GTR-1	512×512× ... 393/197/99/50	0.781×0.781× ... 0.625/1.25/2.5/5.0	Vier CTs für Experimente zu untersch. Schichtabständen
DS-7	CT-Aufnahme des Kalibrierkörpers	keine	1024×1024×867	0.22×0.22×0.22	Hochgenaue CT-Aufnahme zur Prüfung des Kalibrierkörpers

Tab. 6.2: CT-Daten für Experimente.

6.4.1 Erzeugung von Goldstandard-Datensätzen für die Lagemessung

Um eine Lagemessung zu beurteilen, sollten die Ergebnisse mit einem Goldstandard vergleichbar sein. Eine Referenzlage wird typischerweise mit am/im zu vermessenden Körper angebrachten (metallischen) Markern bestimmt. Abb. 6.6a zeigt die Fotografie eines *RANDO* Phantoms mit entsprechend von außen aufgeklebten Markern. Diese müssen in CT-Daten und Röntgenbildern sichtbar sein und erlauben die Goldstandard-Lage durch markerbasierte 2D-3D Registrierung zu bestimmen.

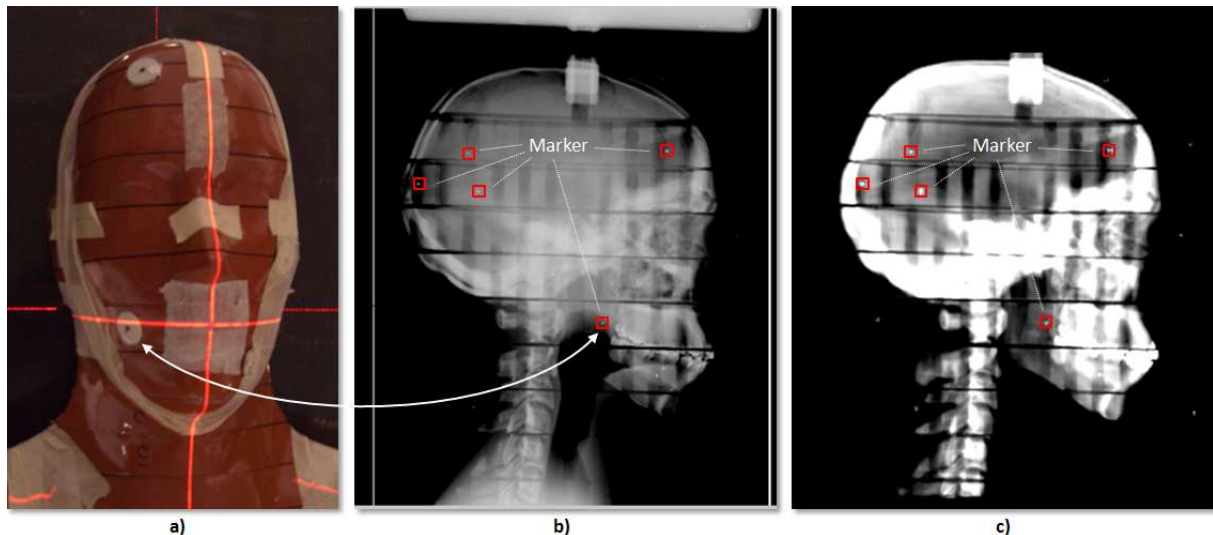


Abb. 6.6: Beispiel für einen Datensatz (DS-1) mit Markern für eine Goldstandard-Registrierung: a) Fotografie des Kopfphantoms (mit Lasermarkierungen zur Ausrichtung) mit metallischen Markern; b) Röntgenbild einer lateralen Ansicht; c) DRR der lateralen Ansicht.

Die Markerpositionen werden hier jeweils sorgfältig manuell in Röntgen- und CT-Daten definiert. In Abb. 6.6b und -c sind einige in DR und DRR hervorgehoben dargestellt. Registriert wird, indem in einer Optimierung die 3D-Lage (6 DOF) ermittelt wird, für welche die Fehlerquadrate der Abstände korrespondierender Marker minimal werden. Nach der Registrierung verbleibende, räumliche Abstände werden als Wurzel der durchschnittlichen quadratischen Länge der n Fehlervektoren (RMS, **Root Mean Square**) zwischen den Markern M ausgedrückt:

$$FRE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i \leq n} |M_{i_{RÖNTGEN}} - Trafo \cdot M_{i_{CT}}|^2} \quad | \quad FRE = \text{Fiducial Registration Error} \quad \text{Gl. 6-1}$$

FRE kann als Gütekriterium für den Goldstandard angesehen werden. Da die Qualität der Ergebnisse bei der Lagemessung stark von den der Berechnung zugrundeliegenden Daten abhängen kann, werden im Rahmen dieser Arbeit Goldstandard-Lagen vier verschiedener Datensätze mit unterschiedlichen Eigenschaften herangezogen. Die Daten bestehen je aus einer CT-Aufnahme und einem Paar stereoskopischer Röntgenbilder aus den bereits aufgezählten Patienten- und Phantomdatensätzen. Sie werden so gewählt, dass sie verschiedene Schwierigkeitsgrade für die Lagemessung (subjektive Einschätzung auf Grundlage der Röntgenbildqualität), von leicht (GS-1), bis sehr schwierig (GS-4) darstellen (Tab. 6.3). Die Einstufung nach unterschiedlichen Schwierigkeitsgraden erfolgt nach folgenden Überlegungen: Die Bilder für GS-1 haben einen hohen Kontrast und lassen viele Details erkennen. Dies ist vor allem möglich, da die Knochen in dem Kopfphantom von homogenerem Material umgeben sind, als bei einem echten Patienten. Die Bildqualität der klinischen Daten GS-2 und GS-3 wird als mittelmäßig bis schlecht eingestuft, da das Vorhandensein von Gewebe den Kontrast der Bilder deutlich mindert. Bei GS-3 dürfte die Registrierung gegenüber GS-2 erschwert sein, da den Röntgenbildern eine Gesichtsmaske zur Fixierung überlagert ist, die bei der CT-Aufnahme nicht verwendet wurde. Die Registrierung vom in der OATR Anlage aufgenommenen GS-4 sollte am schwierigsten sein. In dieser Anlage stehen die Röntgenachsen nicht senkrecht, sondern in

einem 30° Winkel zur Körperoberfläche. Dadurch muss beim Röntgen eine längere Strecke durch den Körper zurückgelegt werden, was Streuung und Überlagerungen zur Folge hat. Manuelle Registrierung der Bildinhalte durch Übereinanderverschieben der in DRRs und DRs sichtbaren anatomischen Strukturen ist im Gegensatz zu den anderen Datensätzen hier kaum möglich. Die vier Goldstandard-Datensätze sollen vor allem für Experimente zum Vergleich unterschiedlicher 2D-3D Registrierungsverfahren und zur Ermittlung von Kennzahlen für den Vergleich von Ähnlichkeitsmaßen eingesetzt werden.

	GS-1	GS-2	GS-3	GS-4
Beschreibung	Bilder des <i>RANDO</i> Kopfphantoms (entspricht DS-1)	Klinische Bilder im Beckenbereich (entspricht DS-2)	Klinische Bilder im Kopfbereich (entspricht DS-3)	Bilder des <i>BRADA</i> Beckenphantoms, diagonal durch den Körper aufgenommen (entspricht DS-4)
Abbildung	Abb. 6.5b, Abb. 6.6	Abb. 6.4b	Abb. 6.4a	Abb. 6.5c
Markeranzahl n	5	3	3	4
FRE nach Registrierung	0.35 mm	0.10 mm	0.20 mm	0.22 mm
DR Bildqualität (subjektiv)	sehr gut	mittelmäßig	mittelmäßig bis schlecht	sehr schlecht
Einstellung der HV-Generatoren bei der Aufnahme	Spannung = 85 kV Strom = 320 mA Impuls = 250 ms	Spannung = 90 kV Strom = 400 mA Impuls = 320 ms	Spannung = 85 kV Strom = 400 mA Impuls = 320 ms	Spannung = 150 kV Strom = 320 mA Impuls = 1,250 ms

Tab. 6.3: Goldstandards für den Vergleich verschiedener Methoden zur Lagemessung.

6.4.2 CT-Datensätze mit verschiedener Schichtabständen

Um den Einfluss der CT-Schichtabstände auf die Genauigkeit der Lagemessung zu bestimmen, wird das *RANDO* Kopfphantom mit verschieden schnellem CT-Tischvorschub aufgenommen, sodass vier CT-Datensätze mit Feldgrößen von je $0.781 \times 0.781 \text{ mm}^2$ und vier verschiedenen Schichtabständen in W -Richtung entstehen (Tab. 6.2, DS-6). Da das Phantom zwischen den Aufnahmen nicht auf dem CT-Tisch bewegt wird, sollten Lagemessungen auf Basis der CT-Daten im Idealfall gleiche Ergebnisse liefern. Zwei Röntgenaufnahmen (Spannung = 85 kV, Strom = 320 mA, Impulsdauer = 250 ms) werden in GTR-1 aufgenommen. Eine initiale Referenzausrichtung kann mit Hilfe von fünf Markern ermittelt werden (für die CT-Aufnahme mit 1.25 mm Abständen, $FRE = 0.21 \text{ mm}$).

6.4.3 Daten mit simuliertem Bildrauschen

Für die Untersuchung der Auswirkung von Rauschen in Röntgenbildern auf die Lagemessung wird in simulierten DRs des Datensatzes DS-5 Rauschen unterschiedlicher Stärke erzeugt. Im Folgenden wird erörtert, wie die zwei typischerweise zu erwartenden Arten von Rauschen (Quanten- und Detektorrauschen) in vorgegebener Stärke simuliert werden können. Vor allem im kV -Aufnahmebereich spielt das stochastische *Quantenrauschen* eine Rolle [Buzug, 2008]. Es wird über das Signal-Rausch-Verhältnis (SNR, *Signal-to-Noise Ratio*) charakterisiert, welches von der Poisson-verteilten Anzahl der auf ein Detektorelement treffenden Photonen abhängt:

$$SNR_{PH} = \frac{\text{Signal}}{\text{Rauschen}} = \frac{\mu_{PH}}{\sigma_{PH}} \stackrel{\text{wegen}}{=} \frac{\mu_{PH}}{\sigma = \sqrt{\mu}} = \sqrt{\mu_{PH}} \quad \text{Gl. 6-2}$$

Je nach DQE-Wert (*Detective Quantum Efficiency*, Quantendetektionseffizienz) des Detektors wird das SNR bei Umwandlung von Photonen in elektrische Impulse nach $SNR_{DET}^2 = DQE \cdot SNR_{PH}^2$ mit $DQE \leq 100\%$ verringert [Porubszky, 1986]. Soll für den Grauwert eines Röntgenbildes bei vorgegebenem DQE-Wert das Quantenrauschen simuliert werden, gilt mit Gl. 6-2:

$$\frac{\mu_{DET}}{\sigma_{DET}} = \sqrt{DQE} \frac{\mu_{PH}}{\sigma_{PH}} \Rightarrow \sigma_{DET} \propto \frac{\sigma_{PH}}{\sqrt{DQE}} = \sqrt{\frac{\mu_{PH}}{DQE}} \quad \text{Gl. 6-3}$$

Dabei wird ein konstant bleibendes Verhältnis zwischen detektierten und eintreffenden Photonen μ_{DET}/μ_{PH} vorausgesetzt (das wahre Verhältnis ist nicht bekannt, zur Simulation des Quantenrauschen reicht dies aber aus). Für große Photonenzahlen kann die Poisson-Verteilung durch normalverteilte Zufallszahlen (z. B. mit der Box-Muller Methode [Box & Muller, 1958]) genähert werden. Für Grauwerte g_{IDEAL} eines idealen Bildes wird mit uniform verteilten Zufallszahlen $z_1, z_2 \in \mathbb{R}$ der rauschbehaftete Grauwert simuliert, indem die vom DQE-Wert abhängigen Standardabweichungen verwendet werden:

$$g = g_{IDEAL} + z\sigma_{DET} = g_{IDEAL} + z \sqrt{\frac{g_{IDEAL}}{DQE}} \quad \text{mit } z = \sqrt{-2 \ln(z_1)} \cos(2\pi z_2) \quad \text{Gl. 6-4}$$

Neben den zufälligen Abweichungen von der erwarteten Photonenzahl kann noch das *Detektorrauschen* auftreten, wenn einzelne CCD Elemente ausfallen. Im Bild entstehen dann Pixel mit maximalem Intensitätswert. Auch kommt es vor, dass Sensorelemente durch Photonen gesättigt werden und einen minimalen Intensitätswert erhalten. Diese Detektorfehler können durch zufälliges Salz & Pfeffer Rauschen simuliert werden.

7 Experimente und Ergebnisse

Die hier vorgestellten Verfahren sind in *C++*, *C* bzw. *Matlab* implementiert und werden, integriert in das Patienten Positions Verifikations System *VeriSuite* (MedCom GmbH, Darmstadt), zum Teil bereits klinisch eingesetzt. Versuche und Testergebnisse sind in die Abschnitte für Geometrie und Kalibrierung (7.1), die Lagemessung (7.2), Theoretische Genauigkeiten (7.3) und die Selbstdiagnose (7.4) unterteilt.

7.1 Geometrie und Kalibrierung

7.1.1 Verzeichnungsfreiheit der Röntgenaufnahmen

Um zu prüfen, ob die Röntgenaufnahmen in der Bildebene frei von Verzeichnungen sind, wird der *DIGI-13* Prüfkörper verwendet. Mit den Röntgensystemen verschiedener Anlagen (GTR-1, GTR-2, FBTR) werden Bilder des Prüfkörpers aufgenommen und untersucht, ob die in den Körper eingearbeiteten, geradlinigen Strukturen (Abb. 6.2b) in den Röntgenbildern als gerade verlaufende Linien abgebildet werden. Dies kann durch wiederholtes Messen bestätigt werden.

7.1.2 Relative Genauigkeit der Kalibrierkugelanordnung

Durch manuelle 3D-Vermessung der Voxelpositionen aller 37 Kugelmittelpunkte werden konstruktionsbedingte Fehler des Körpers für die Kamerakalibrierung ermittelt. Die Positionen werden relativ zur Zentralkugel in den Daten der Prüf-CT (Tab. 6.2, DS-7) bestimmt. Um den Einfluss von Fehlern der manuellen Messung zu verringern, wird diese zehnmal pro Kugel durchgeführt. Vergleich der Mittelwerte von gemessenen zu theoretischen Koordinaten ergibt die systematischen und zufälligen Fehler ($\pm\sigma_K$) in *X*-, *Y*- und *Z*-Achsenrichtung des Körpers von -0.01 ± 0.18 mm, 0.06 ± 0.16 mm und -0.09 ± 0.20 mm. Die zufälligen Fehler beinhalten Unsicherheiten der manuellen Messung ($\sigma \approx 0.1$ mm in jede Richtung) und Abbildungsfehler der CT-Aufnahme. Die Präzision der Kugelplatzierung bei der Fertigung liegt nach Angabe des Herstellers bei $\sigma_K \approx 0.1$ mm.

7.1.3 Detektion von Kalibrierkugeln

Zur Detektion in den DRs werden die Kalibrierkugeln modelliert (vgl. Abschnitt 3.3.1). Der Massenabschwächungskoeffizient von Gold entspricht bei 100 keV Aufnahmen etwa $m_{GOLD}(100 \text{ keV}) = 5.16 \text{ cm}^2/\text{g}$ [Hubbel & Seltzer, 2009]. Der zugehörige Absorptionskoeffizient ist mit Dichte $\rho_{GOLD} = 19.32 \text{ g/cm}^3$ (bei 20° C) [Greenwood & Earnshaw, 1988] $\mu = 99.69 \text{ cm}^{-1}$. Die Absorption pro Pixel in der Bildebene wird damit nach Gl. 3-9 modelliert.

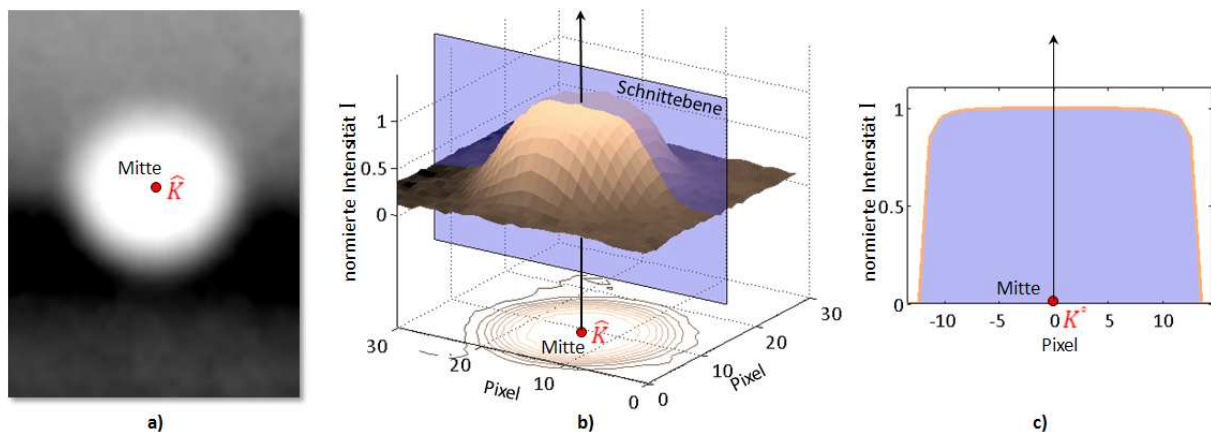


Abb. 7.1: Kalibrierkugel und Modell: **a)** Kugel in Röntgenbild aus Anlage GTR-1 (Kamera 1); **b)** Grauwertgebirge und Schnittebene; **c)** Querschnitt des Grauwertverlaufs des Kugelmodells.

Abb. 7.1 zeigt neben dem echten Röntgenshatten einer Kugel (a) eine Schnittebene durch sein Grauwertgebirge (b). Bei der Modellierung wurde vereinfachend angenommen, dass die Detektorebene orthogonal zur Hauptstrahlrichtung steht. In einer typischen Anlage mit $SID/SAD \approx 2.0 \text{ m}/1.5 \text{ m}$ ändert sich der projizierte Radius einer 10 cm vom Isozentrum entfernten Kugel durch extreme Detektorrotation von $\Delta\beta = 10^\circ$ um weniger als 0.8% bzw. um nur etwa 1/10 der Pixelgröße. Die Vereinfachung sei also erlaubt. Das resultierende Modell eines Schnittes durch den Röntgenshatten zeigt Abb. 7.1c.

Um die Detektionsgenauigkeit zu ermitteln werden in Röntgenbildern (0.127 mm/pixel) für acht Ansichten bei verschiedenen Gantrywinkeleinstellungen (in 45° Schritten) die Kugelmittelpunkte manuell in den Bildern bestimmt. Dann wird mit einer Schrittweite von 0.5 Pixel (lineare Interpolation der Grauwerte), in einer $3 \times 3 \text{ mm}^2$ Umgebung um die idealen Kugelpositionen herum mit dem Template Matching Verfahren gesucht. Eine DR des Kalibrierkörpers wird in Abb. 7.2a gezeigt. Daneben findet sich in Abb. 7.2b ein vergrößerter Bildausschnitt mit den initialen Kugelpositionen. In einer weiteren Vergrößerung (ganz rechts) sind manuell definierte Kugeln, gefundene Positionen sowie verbleibende Fehlerwerte sichtbar. Die Abweichungen der 37 detektierten Kugelmittelpunkte von den manuell definierten liegen insgesamt bei $\sigma_k = 0.10 \text{ mm}$ (X -) bzw. 0.09 mm (Y -Richtung). Sie enthalten noch die Fehler der manuellen Kugeldefinition.

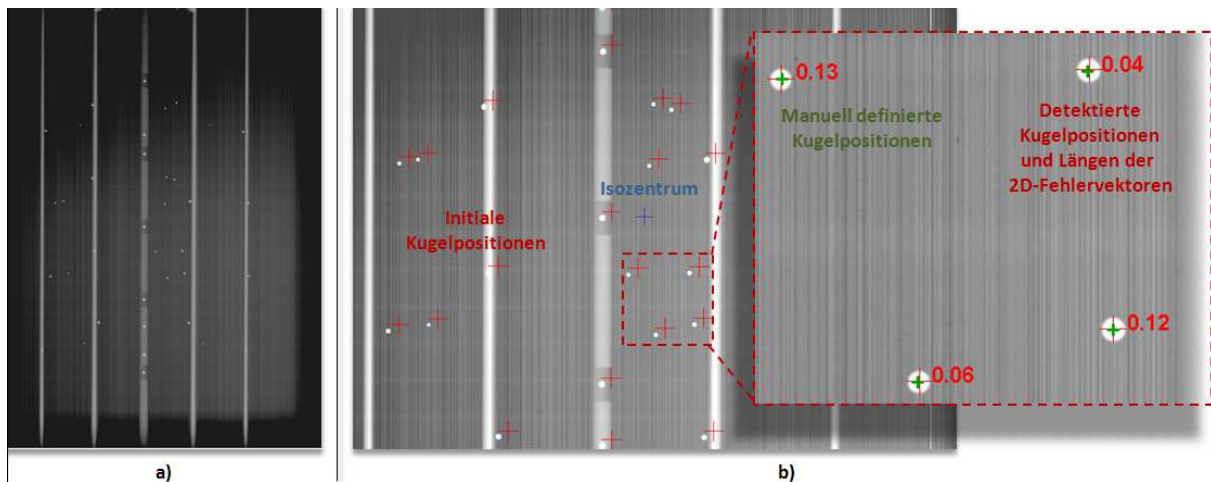


Abb. 7.2: Kugeldetektion im Kalibrierbild: **a)** Röntgenbild des Kalibrierkörpers mit konstruktionsbedingten Artefakten (vertikale Streifen), **b)** Ausschnitt mit genäherten Kugelprojektionen und (in der Vergrößerung, rechts) Fehler nach Kugeldetektion (grün: manuell definierte Kugelpositionen, rot: detektierte Kugelpositionen und Fehlerwerte in mm).

7.1.4 Kamerakalibrierung aus einer einzelnen Aufnahmeichtung

Zuerst wird der Kalibrieralgorithmus für eine einzelne Ansicht anhand von Ground Truth Daten untersucht. Um den Einfluss vorgegebener Fehler auszuwerten, wird auf die Markerdetektion verzichtet. Ground Truth Kameraparameter (Tab. 6.1, Kamera 1 in GTR-1 bei $\phi = 0^\circ$) mit $O = (0.0 \ 0.0 \ -1451)^T \text{ mm}$, $R = (0.0^\circ, 180.0^\circ, 0.0^\circ)$, $M = (0.0 \ 0.0 \ 573.0)^T \text{ mm}$ werden vorgegeben. Die Idealpositionen der Kalibrierkugeln werden mit normalverteilten, zufälligen Fehlern der Standardabweichung σ_K pro Raumachse versehen. Ihre Projektion wird rechnerisch mit der Ground Truth Kamera durchgeführt. In X - bzw. Y -Richtung der Detektorebene werden mit σ_k normalverteilte Detektionsfehler simuliert. Die Kovarianzmatrix der Beobachtungen wird mit σ_K^2 und σ_k^2 auf der Diagonalen initialisiert. Alle genäherten Kameraparameter sind a priori mit Abweichungen von $50.0 \text{ mm}/5.0^\circ$ gegenüber Ground Truth versehen, welche größer sein sollten, als sie in der Praxis vorkommen (erfahrungsgemäß maximal ca. $20 \text{ mm}/2^\circ$). Die Ausgleichung wird immer in 20 Iterationen durchgeführt. Mit 37 Kalibrierkugeln entspricht die Redundanz bei der Ausgleichung $r = 65$.

Vergleich der Ausgleichungsmodelle

Zum Vergleich werden Kalibrierungen im strengen und im genäherten GH-Modell vorgenommen. Kugel-/Detektionsfehler werden, in Anlehnung an die zuvor ermittelten Genauigkeiten, mit $\sigma_K = 0.2 \text{ mm}$ und $\sigma_k = 0.1 \text{ mm}$ definiert. Nach jeder Iteration im GH-Modell wird der verbleibende RMS-Fehler $rms = (w^T w / 74)^{1/2}$ (mit $74 = 2 \cdot 37$ 2D-Koordinaten) zwischen den projizierten Kugeln und laut dem funktionalem Modell idealen Projektionen, aus Widerspruchsvektor w bestimmt. Abb. 7.3a zeigt, wie der RMS-Fehler im Verlauf der Ausgleichung in beiden GH-Modellen abnimmt. Wie zu erwarten, kann durch Anpassung der beobachteten Kugelkoordinaten im strengen Modell, der Fehler deutlicher minimiert werden ($1.2e-5 \text{ mm}$ nach 20 Iterationen). Im genäherten GH-Modell hingegen ändert sich der Fehler (0.25 mm) ab der zweiten Iteration kaum noch. Die Schlussprobe der Ausgleichung $w = F(b, \hat{x})$ mit den ursprünglichen Beobachtungen b ergibt $rms = 0.24628 \text{ mm}$ (strenges) und 0.24625 mm (genähertes Modell).

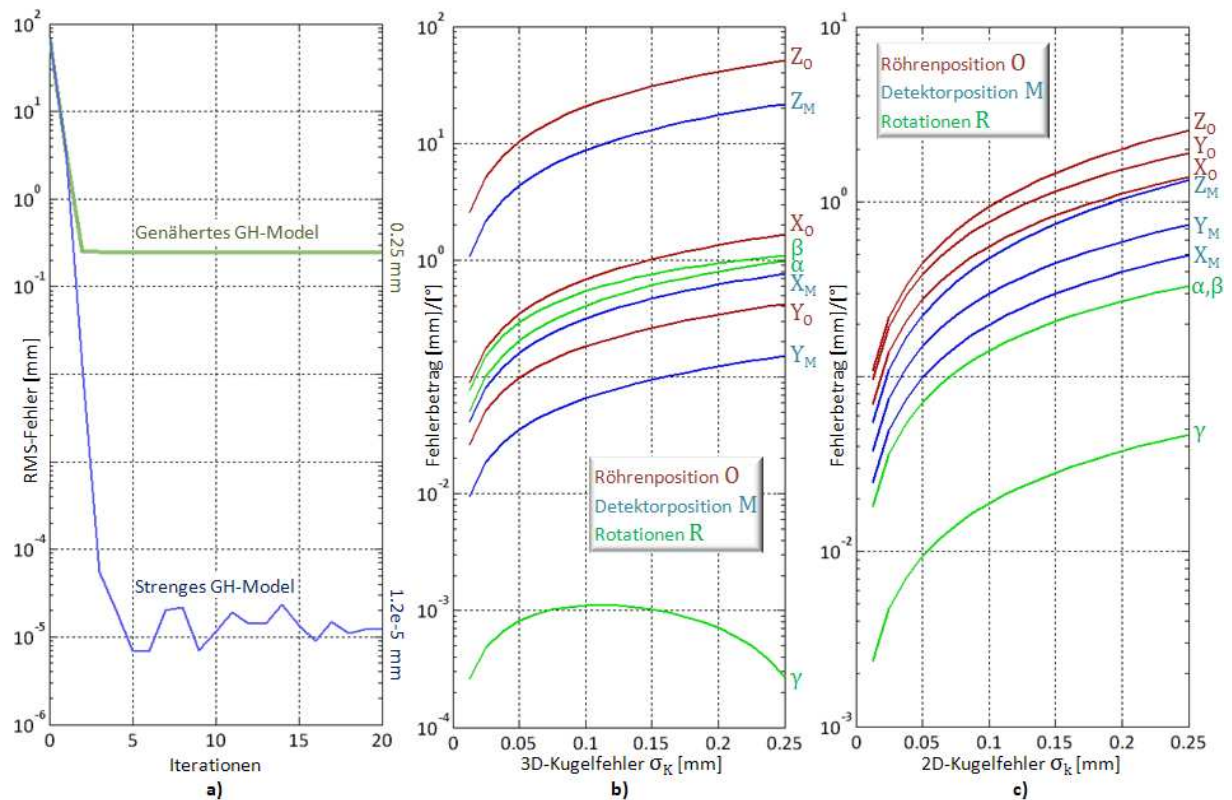


Abb. 7.3: Fehler nach der Kamerakalibrierung mit Ground Truth Daten: **a)** 2D-Fehler (RMS) über 20 Iterationen in zwei Ausgleichungsmodellen, **b)** Fehlerbetrag der Kameraparameter über σ_K (im strengen Modell) und **c)** Fehlerbetrag der Kameraparameter über σ_k ; halblogarithmische Darstellung.

Interessant in dem Zusammenhang sind noch die Fehler der einzelnen Kameraparameter. Diese werden in Tab. 7.1 als Betrag der Differenz zu den vorgegebenen Ground Truth Parametern angegeben. Sie unterscheiden sich nach 20 Iterationen in beiden Modellen kaum. Wird die Kalibrierung ohne Hinzufügen zufälliger Fehler ($\sigma_K = \sigma_k = 0$) durchgeführt, werden die Parameter praktisch fehlerfrei (alle Abweichungen $\ll 0.001 \text{ mm}$ bzw. 0.001°) ermittelt.

Kugelfehler σ_K, σ_k [mm]	GH- Modell	X_O [mm]	Y_O [mm]	Z_O [mm]	α [°]	β [°]	γ [°]	X_M [mm]	Y_M [mm]	Z_M [mm]
0.2, 0.1	streng	1.15	1.18	68.48	1.05	0.89	0.01	0.35	0.50	25.62
	genähert	1.14	1.18	67.92	1.16	0.94	0.01	0.35	0.50	25.33
0.1, 0.1	streng	0.28	1.00	40.34	0.37	0.74	0.01	0.05	0.41	15.30
	genähert	0.28	1.00	40.03	0.47	0.77	0.01	0.04	0.41	15.14

Tab. 7.1: Fehler einzelner Kameraparameter in zwei GH-Modellen bei verschiedenen Eingangsfehlern.

Abhängigkeit von Fehlern der Kugelkoordinaten und initialen Kamerafehlern

Als nächstes wird die Abhängigkeit der Kameraparameter von zufälligen Fehlern der 3D- und 2D-Kugelkoordinaten bei $\sigma_K = 0.01$ mm bis 0.25 mm ($\sigma_k = 0$) bzw. $\sigma_k = 0.01$ mm bis 0.25 mm ($\sigma_K = 0$) ermittelt. Wieder werden initiale Fehler von 50 mm und 5° für jeden Parameter verwendet und in 20 Iterationen optimiert. Mit der Ungenauigkeit der 3D-Koordinaten steigen vor allem die Fehler der Parameter Z_O und Z_M (\Rightarrow Abstand Röhre-Detektor), sichtbar in Abb. 7.3b, sehr schnell an (etwa linear, mit Faktor ≈ 203 bzw. 86). Mit den Fehlern der 2D-Koordinaten (Abb. 7.3c) steigen die Kamerafehler langsamer (Maximum ist Z_O , mit Faktor ≈ 5). Am empfindlichsten reagieren die Parameter der Röhrenposition. Die kleinsten Fehler sind je beim γ -Winkel des Detektors (Rotation in der Ebene) zu verzeichnen. Ausgleichung in den unterschiedlichen GH-Modellen liefert etwa die gleichen Ergebnisse.

Im Folgenden wird nur noch das strenge Modell verwendet. Um die Abhängigkeit der Parameterfehler von initialen Fehlern des genäherten Kameramodells zu untersuchen, wird die Kalibrierung mit konstanten zufälligen Kugelfehlern ($\sigma_K = 0.2$ mm, $\sigma_k = 0.1$ mm) durchgeführt. Die initialen Fehler des Modells laufen in 20 Kalibrierungen (je 20 Iterationen) von 0.0 bis 60 mm/15° für alle neun Parameter. Die mittleren Parameterfehler nach der Kalibrierung entsprechen denen in Tab. 7.1 (strenges Modell, $\sigma_K = 0.2$ mm). Ihre Standardabweichungen liegen unter 0.06 mm/0.05°. Weitere Untersuchungen zeigen, dass die Kalibrierung (ohne Kugeldetektion) erst bei sehr großen initialen Kamerafehlern (ca. $X_M > 40$ m, $\alpha > 75^\circ$) scheitert.

Kamerafehler bei alternativen Kalibrierkörpern

Es stellt sich die Frage, wie sich Fehler der Kugelkoordinaten bei Verwendung alternativer Kalibrierkörper auswirken. Um dies zu ermitteln werden die Kamerafehler, ausgehend von $\sigma_K = 0.2$ mm, $\sigma_k = 0.1$ mm und initialen Kamerafehlern von 50 mm/5° pro Parameter, für vier modifizierte Kugelanzordnungen bestimmt: **a)** Für einen Körper gleicher Bauart, mit insgesamt doppelter Größe (Länge = 390 mm, Radius = 260 mm), **b)** für einen Körper mit doppeltem Radius (Länge = 180 mm, Radius = 260 mm), **c)** für einen Körper gleicher Größe, aber doppelter Kugelzahl (74 statt 37, zusätzliche Kugeln auf Helixbahnen mit halbem Radius von 65 mm) sowie **d)** einem einfachen Körper mit acht Kugeln, angeordnet in den Ecken eines 10 mm³ Würfels. Die Ergebnisse sind in Tab. 7.2 aufgeführt.

Körper	X_O [mm]	Y_O [mm]	Z_O [mm]	α [°]	β [°]	γ [°]	X_M [mm]	Y_M [mm]	Z_M [mm]
a) Standard	1.15	1.18	68.48	1.05	0.89	0.01	0.35	0.50	25.62
b) Größer	0.18	0.47	10.39	0.08	0.26	0.01	0.00	0.20	3.85
c) Radius	0.17	0.47	16.37	0.12	0.30	0.00	0.01	0.19	5.98
d) Kugelzahl	0.08	0.25	26.45	0.69	0.42	0.01	0.02	0.12	10.35
e) Würfel	3.81	5.03	153.20	8.68	1.01	0.02	1.53	1.97	52.33

Tab. 7.2: Kamerafehler unter Verwendung alternativer Kalibrierkörper: **a)** Standard Kalibrierkörper, **b)** Körper doppelter Größe, **c)** Körper mit doppeltem Zylinderradius, **d)** Körper mit doppelter Kugelzahl und **e)** Würfel mit acht Kalibrierkugeln.

7.1.5 Kamerakalibrierungen für mehrere Ansichten

Kalibrierung mehrerer Ansichten mit künstlichen Fehlern

Alle genäherten Kameraparameter werden a priori mit realistischen Abweichungen von $20 \text{ mm}/2^\circ$ gegenüber Ground Truth für Kamera 1 (GTR-1) versehen. Kugelfehler werden mit $\sigma_k = 0.2 \text{ mm}$ und $\sigma_k = 0.1 \text{ mm}$ simuliert. Es werden Kalibrierungen einzeln oder im Bündel für 4, 8 oder 16 Ansichten (je gleichmäßig, also in 90° , 45° und 22.5° Schritten, über 360° Gantryrotation verteilt) durchgeführt. Abb. 7.4 zeigt die resultierenden Fehler gegenüber den idealen Kameraparametern als Durchschnitt der Fehlerbeträge, Maximalfehler sowie Standardabweichung der Fehler. Zur besseren Visualisierung sind die Parameter jeweils im Koordinatensystem der rotierten Gantry dargestellt. Die Fehler für Z_O und Z_M , die über die Abstände Röhre-Objekt bzw. Röhre-Detektor lediglich die Bildskalierung beeinflussen, sind bei weitem am größten (Abb. 7.4, rechts).

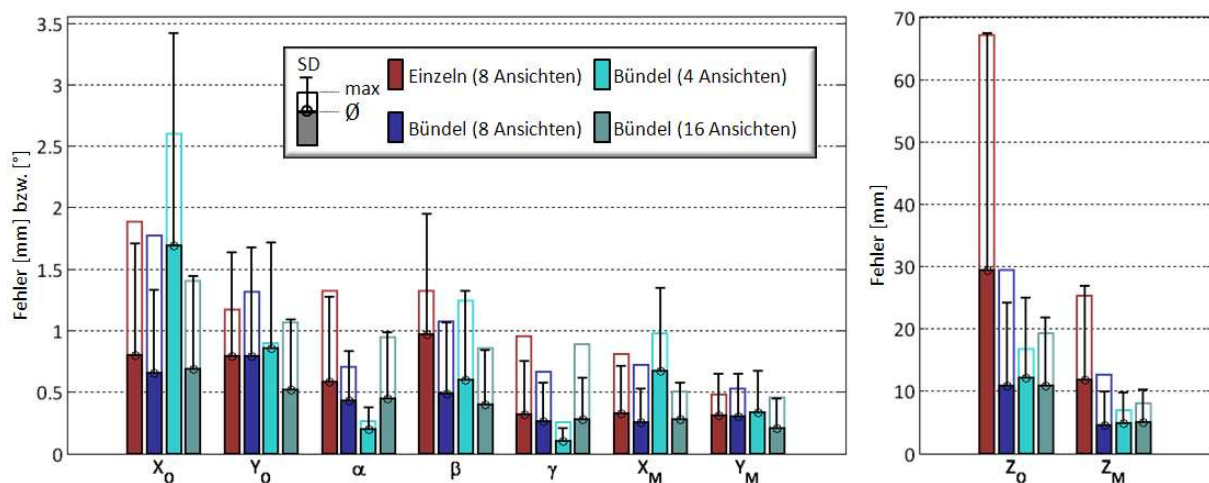


Abb. 7.4: Kamerafehler bei Kalibrierung aus mehreren Ansichten: Beträge der mittleren Abweichungen von den idealen Parametern mit Standardabweichungen und Maximalfehlern für acht einzelne Kalibrierungen bzw. Kalibrierungen für 8, 4 bzw. 16 Ansichten mit Bündelblockausgleichung.

Anlagenkalibrierung mit künstlichen Fehlern

Als nächstes wird die Anlagenkalibrierung (Abschnitt 3.5) mit je acht kalibrierten Ansichten und verschiedenen künstlich erzeugten Fehlern (σ_K , σ_k) durchgeführt. Ground Truth ist wieder das Modell für Kamera 1 aus GTR-1. Die Kamerakalibrierungen dafür werden einzeln oder im Bündel vorgenommen. Die Standardabweichungen für Detektor-, Röhren- und Gantrywinkel werden a priori mit 0.5° festgelegt. Tab. 7.3 zeigt die resultierenden Fehler der gesuchten Kalibrierwerte (KAL). Die systematischen und zufälligen Fehler der Zentren der Regressionsellipsen ($P_{RÖH}$, P_{DET}) liegen bei relativ genauer Anordnung der 3D-Phantomkugeln unter 0.5 mm (Tab. 7.3c). Die kleinsten Fehler weisen jeweils die Rotationen der Ellipsen sowie des Detektors auf. Bei weitem am größten sind die Fehler der Bahnradialen ($r_{RÖH}$, r_{DET}).

Parameter		a)		b)		c)	
		Fehler	$\pm\sigma$	Fehler	$\pm\sigma$	Fehler	$\pm\sigma$
Δ Rotationszentrum Röhre $P_{RÖH}$ [mm]	X	-0.87	0.81	-0.41	0.42	-0.29	0.24
	Y	0.51	0.70	0.63	0.64	0.45	0.33
	Z	1.01	0.62	0.83	0.31	0.31	0.32
Δ Radius $r_{RÖH}$ [mm]	X	20.02	25.33	16.51	20.27	11.21	9.53
	Z	18.67	19.31	14.24	17.35	9.10	7.00
Δ Rotationszentrum Detektor P_{DET} [mm]	X	0.91	0.25	0.83	0.11	0.21	0.23
	Y	0.43	0.39	-0.13	0.22	0.33	0.25
	Z	-0.95	1.04	-0.53	0.86	-0.16	0.40
Δ Radius r_{DET} [mm]	X	-15.11	14.52	-12.96	12.15	-6.41	6.09
	Z	16.30	17.42	14.38	9.40	7.47	5.31
Δ Verkippung der Bahnellipsen [°]	α_{EL}	-0.01	0.24	0.03	0.01	0.00	0.02
	γ_{EL}	0.30	0.11	0.21	0.03	-0.05	0.00
Δ Detektorwinkel [°]	α_{DET}	0.03	0.01	0.00	0.01	-0.04	0.02
	β_{DET}	-0.07	0.05	-0.10	0.04	-0.30	0.02
	γ_{DET}	0.06	0.02	-0.02	0.03	0.03	0.01

Tab. 7.3: Fehler der Anlagenkalibrierung; Ergebnisse für Versuche mit Ground Truth Daten bei **a)** Einzelkalibrierungen mit $\sigma_K = 0.2$ mm, $\sigma_k = 0.1$ mm, **b)** Kalibrierungen im Bündel mit $\sigma_K = 0.2$ mm, $\sigma_k = 0.1$ mm und **c)** Kalibrierungen im Bündel mit $\sigma_K = 0.1$ mm, $\sigma_k = 0.1$ mm.

7.1.6 Kalibrierung an Fallbeispielen

Kamerakalibrierung

Für den nächsten Versuch wird die Kalibrierung mit Aufnahmen aus GTR-1 und -2 durchgeführt. Dabei wird je ein anderer Kalibrierkörper (Standardkörper) gleicher Bauart verwendet, der per Tachymeter in der Anlage ausgerichtet wird. Die a priori genäherten Kameraparameter entsprechen der angenommenen Anlagengeometrie (Tab. 6.1). Die Kalibrierung wird im und gegen den Uhrzeigersinn für je acht Gantrywinkel ϕ (CW: -135 bis $+180^\circ$ und CCW: $+135$ bis -180° , je in 45° Schritten) durchgeführt. Zur Kugeldetektion wird Template Matching Verfahren aus Abschnitt 3.3.1 angewandt, und die Kameraparameter werden in 20 Iteration als Bündelblock ausgeglichen. Als a priori Standardabweichungen dienen je $\sigma_K = 0.2$ mm und $\sigma_k = 0.1$ mm. Es werden die Abweichungen der ausgeglichenen Kameraparameter von der ursprünglich angenommenen Geometrie ermittelt.

Bei der Kugeldetektion wird der initiale Suchbereich um eine angenommene Kugelposition herum über die Iterationen der Kalibrierung auf bis zu 2.5×2.5 mm² eingeengt. Wird die Detektion mit sehr großen initialen Suchbereichen von 40×40 mm² durchgeführt, führt dies zu vielen Fehldetektionen (im Versuch etwa 30% der Kugeln), da einige Kugeln doppelt, andere gar nicht detektiert werden. Dies verhindert eine korrekte Kalibrierung. Der Suchbereich wird daher initial auf 20×20 mm² festgelegt. Für GTR-1 können damit jeweils alle 37 Kalibrierkugeln korrekt detektiert werden. Für GTR-2 sind die initialen Fehler des Kameramodells so groß, dass einige Röntgenbilder manuell grob vorpositioniert werden müssen, um bessere Startwerte für die Detektion zu erhalten. Nach der Vorpositionierung (auf ca. 10 mm) werden auch hier alle Kugelprojektionen korrekt gefunden. Auch bei Ansichten, in denen projizierte Kugeln nahe beisammen liegen (ca. 0.75 mm minimaler Abstand der Mittelpunkte) werden je beide Kugelmittelpunkte richtig erkannt. Die nach den Kalibrierungen verbleibenden Abweichungen zwischen tatsächlichen Kugelpositionen in den Bildern und den rechnerisch mit den verbesserten Kameramodellen bestimmten Positionen, beträgt durchschnittlich jeweils unter 0.12 mm.

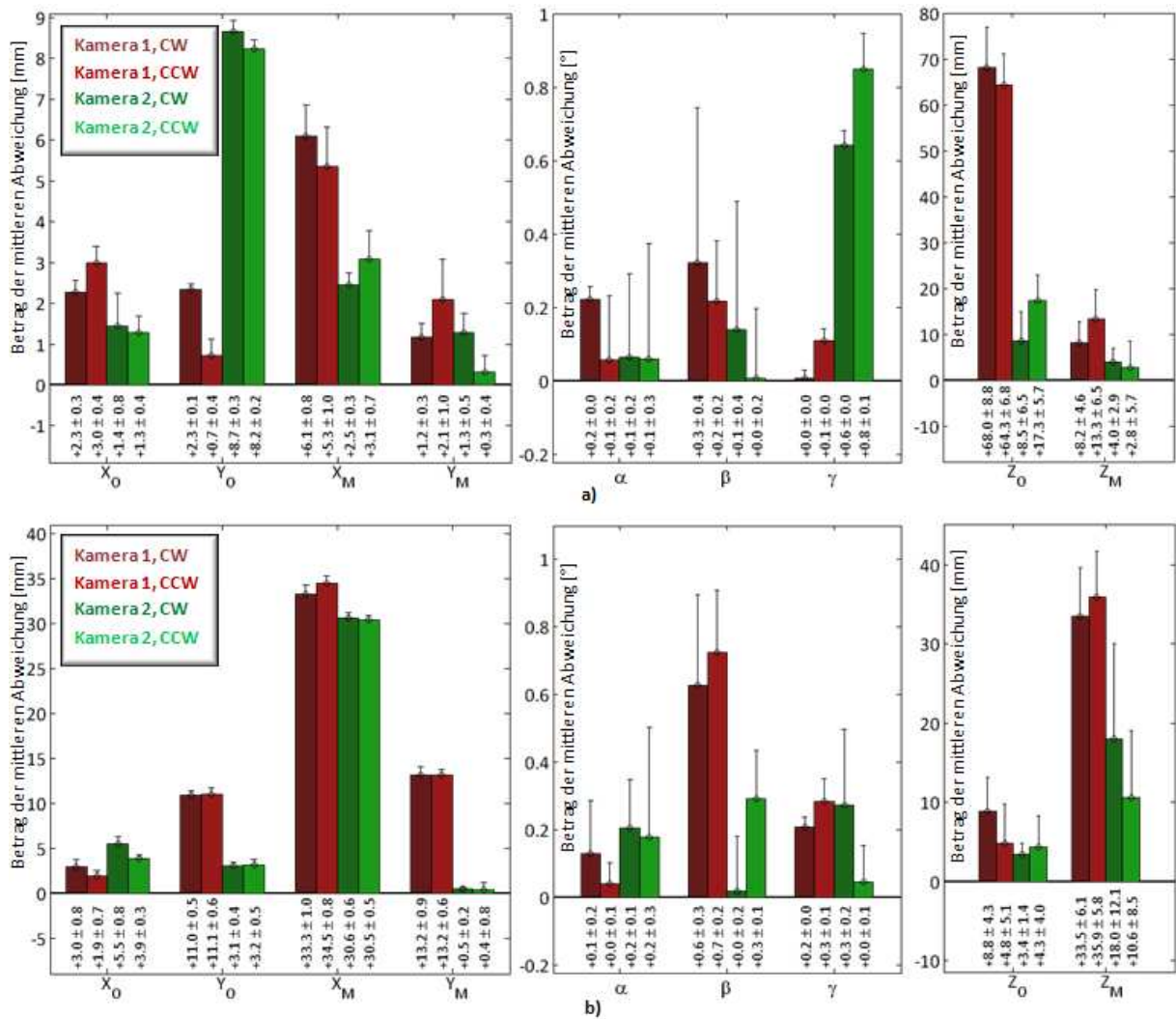


Abb. 7.5: Kamerafehler in zwei Bestrahlungsanlagen: Beträge der mittleren Abweichungen von ursprünglich angenommenen Parametern und (positive) Standardabweichungen. Jeder Parameter wurde acht mal in und gegen den Uhrzeigersinn kalibriert. Ergebnisse für **a)** GTR-1 und **b)** GTR-2.

Die durchschnittlichen Abweichungen vom angenommenen Kameramodell (diese sind keine verbleibenden Fehler des Verfahrens, sondern tatsächliche Abweichungen der Geometrie) sowie die Standardabweichungen einzelner Parameter für die verschiedenen Ansichten sind in Abb. 7.5a, -b für Kamera 1 bzw. 2, je für Gantryrotationen im/gegen den Uhrzeigersinn dargestellt. Auffallend sind die teilweise relativ großen Unterschiede zwischen den Ergebnissen für die Kalibrierung im/gegen den Uhrzeigersinn (z. B. 1.6 mm in Abb. 7.5b, X_O für Kamera 2). Die Standardabweichungen der ausgeglichenen Beobachtungen liegen bei durchschnittlich $\hat{\sigma}_R = 0.12$ mm, $\hat{\sigma}_k = 0.09$ mm (GTR-1) und bei $\hat{\sigma}_R = 0.14$ mm, $\hat{\sigma}_k = 0.10$ mm (GTR-2). Die 3D-Kugelfehler sind damit etwas kleiner als ursprünglich erwartet (vgl. Abschnitt 7.1.2) und entsprechen etwa den Herstellerangaben von $\sigma_K \approx 0.1$ mm.

Um die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse zu prüfen, wird die Kalibrierung für GTR-1 wiederholt. Der Kalibrierkörper wird zwischen den Kalibrierungen nicht bewegt, es werden jedoch die jeweils acht Gantrywinkel erneut angefahren und neue Bilder aufgenommen. Bei der Kugeldetektion kommen etwa die gleichen Koordinaten heraus wie bei der ersten Kalibrierung ($\sigma \approx 0.2$ mm). Die Kameraparameter nach der Kalibrierung sind (ausgenommen den Abständen entlang der Aufnahmerichtung) bis auf durchschnittlich ca. 0.3 mm identisch. Die Koordinaten Z_O , Z_M können sich allerdings um bis zu 5 mm unterscheiden.

Anlagenkalibrierung

Mit den Ergebnissen der Kamerakalibrierungen für acht Gantrywinkel werden die Anlagenkalibrierungen der im klinischen Betrieb befindlichen GTR-1 und -2 durchgeführt. Die Näherungswerte für die Anlagenmodelle entstammen je der angenommenen Idealgeometrie aus Tab. 6.1. Sie entsprechen $0 \text{ mm}/0^\circ$ für die Koordinaten der Rotationszentren, die Verkippung der Bahnellipsen und die Detektorwinkel. Initial werden Kreisbahnen angenommen. Die Bahnradien für Röhre/Detektor in mm sind für GTR-1, Kamera 1: 1374/626, Kamera 2: 2915/583 und GTR-2 Kameras 1 & 2: 1600/730. Neben den Abweichungen vom jeweiligen Idealmodell, werden die Standardabweichungen der Kameraparameter aus dem stochastischen a posteriori Modell bestimmt.

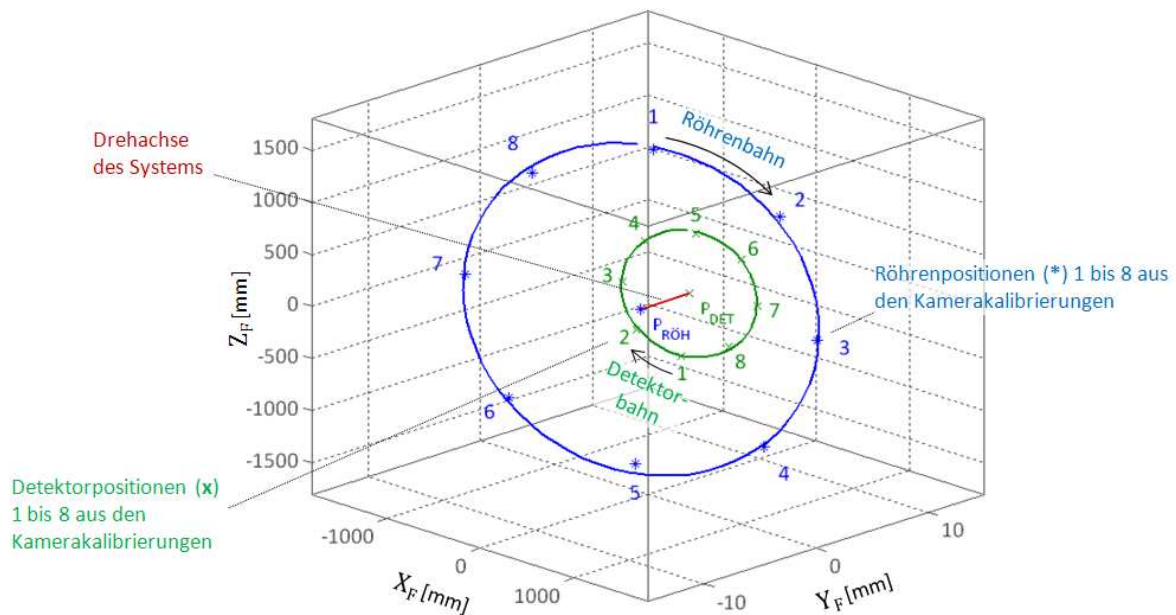


Abb. 7.6: Regressionsellipsen der Kamerakomponenten für die CW-Kalibrierung von Kamera 1 in GTR-1; schräge Ansicht mit Röhren- und Detektorbahn sowie Zentren $P_{RÖH}$ und P_{DET} .

Die Ergebnisse sind in Tab. 7.4 dargestellt. Die größten Abweichungen vom Idealmodell und die größten Standardabweichungen treten bei den Bahnradien auf. Für die Ellipsenzentren liegen die Standardabweichungen meist unter $\pm 1 \text{ mm}$, für die Detektorwinkel gar unter $\pm 0.5^\circ$. Am geringsten sind die der Ellipsenverkippung. Die Unterschiede zwischen CW-/CCW-Kalibrierungen sind bei den Radien am größten. Bei den Ellipsenzentren kommen Unterschiede von knapp über 1 mm vor. Die a posteriori Standardabweichungen für die Röhren-/Detektorwinkel ($\hat{\sigma}_{\hat{\phi}_{RÖH}}$, $\hat{\sigma}_{\hat{\phi}_{DET}}$) liegen je bei durchschnittlich $\pm 0.01^\circ$ für GTR-1 und -2. Für Gantrywinkel gilt $\hat{\sigma}_{\hat{\phi}} = \pm 0.05^\circ$. In Abb. 7.6 sind die kalibrierten Regressionsellipsen für Kamera 1 in GTR-1 abgebildet.

Kalibrierte Parameter		Kamera 1		Kamera 2		
		CW	CCW	CW	CCW	
GTR-1	Δ Rotationszentrum Röhre $P_{RÖH}$ [mm]	X	1.76 ± 0.23	2.37 ± 0.33	1.45 ± 0.64	1.13 ± 0.32
		Y	-1.68 ± 0.02	-1.41 ± 0.31	8.65 ± 0.21	8.29 ± 0.11
		Z	-9.64 ± 1.05	-10.07 ± 0.44	-8.28 ± 0.87	-7.77 ± 0.31
	Δ Radius $r_{RÖH}$ [mm]	X	72.12 ± 7.69	64.79 ± 4.28	2.25 ± 4.64	-6.09 ± 6.21
		Z	61.23 ± 8.03	65.44 ± 9.17	-20.12 ± 6.26	-29.24 ± 3.17
	Δ Rotationszentrum Detektor P_{DET} [mm]	X	-1.43 ± 0.63	-0.91 ± 0.89	2.38 ± 0.27	2.79 ± 0.57
		Y	8.70 ± 0.16	8.38 ± 0.86	-1.62 ± 0.35	-0.97 ± 0.34
		Z	-7.43 ± 0.45	-7.59 ± 0.34	-6.22 ± 0.24	-6.70 ± 0.28
	Δ Radius r_{DET} [mm]	X	-6.92 ± 3.15	-10.03 ± 6.01	-1.03 ± 2.29	-6.22 ± 4.21
		Z	-10.06 ± 5.83	-15.40 ± 5.31	8.10 ± 3.20	0.78 ± 5.38
	Δ Verkippung der Bahnellipsen [°]	α_{EL}	0.08 ± 0.01	0.07 ± 0.00	-0.10 ± 0.01	-0.10 ± 0.01
		γ_{EL}	0.22 ± 0.01	0.23 ± 0.01	0.17 ± 0.00	0.18 ± 0.01
Δ Detektorwinkel [°]	α_{DET}	0.02 ± 0.01	0.05 ± 0.13	-0.12 ± 0.21	-0.11 ± 0.29	
	β_{DET}	0.10 ± 0.42	0.12 ± 0.12	0.04 ± 0.32	0.05 ± 0.18	
	γ_{DET}	0.15 ± 0.02	0.16 ± 0.00	0.62 ± 0.01	0.62 ± 0.06	
GTR-2	Δ Rotationszentrum Röhre $P_{RÖH}$ [mm]	X	-21.18 ± 0.72	-20.43 ± 0.54	-24.82 ± 0.72	-25.84 ± 0.29
		Y	10.81 ± 0.40	11.12 ± 0.62	2.85 ± 0.23	3.37 ± 0.49
		Z	-28.67 ± 0.35	-28.15 ± 0.28	-25.23 ± 0.71	-26.12 ± 0.43
	Δ Radius $r_{RÖH}$ [mm]	X	-7.78 ± 3.86	-5.18 ± 6.13	0.67 ± 1.00	3.69 ± 3.47
		Z	23.08 ± 4.12	15.98 ± 3.16	-5.00 ± 1.43	-12.20 ± 2.83
	Δ Rotationszentrum Detektor P_{DET} [mm]	X	-23.80 ± 0.94	-24.00 ± 0.72	-22.37 ± 0.56	-21.56 ± 0.37
		Y	12.96 ± 0.82	12.86 ± 0.53	-0.36 ± 0.19	0.17 ± 0.64
		Z	-26.94 ± 0.53	-26.24 ± 0.82	-24.03 ± 0.06	-22.90 ± 0.55
	Δ Radius r_{DET} [mm]	X	29.53 ± 4.92	38.33 ± 5.27	-40.32 ± 12.32	-32.51 ± 8.36
		Z	34.34 ± 6.21	30.24 ± 5.83	4.58 ± 11.58	10.79 ± 6.65
	Δ Verkippung der Bahnellipsen [°]	α_{EL}	0.00 ± 0.01	0.02 ± 0.00	-0.02 ± 0.01	-0.02 ± 0.00
		γ_{EL}	-0.19 ± 0.00	-0.18 ± 0.00	0.29 ± 0.02	0.28 ± 0.02
Δ Detektorwinkel [°]	α_{DET}	-0.21 ± 0.11	-0.08 ± 0.05	0.02 ± 0.11	0.23 ± 0.31	
	β_{DET}	0.42 ± 0.26	0.62 ± 0.16	-0.12 ± 0.12	-0.17 ± 0.12	
	γ_{DET}	-0.22 ± 0.00	-0.21 ± 0.03	-0.09 ± 0.20	-0.07 ± 0.07	

Tab. 7.4: Abweichungen der Geometrie der Bestrahlungsanlagen GTR-1 und -2 vom Idealmodell, mit Standardabweichungen der ausgeglichenen Unbekannten.

7.1.7 Lagemessung mit und ohne Kalibrierung

Als nächstes wird die Auswirkung von Kamera- und Anlagenkalibrierung auf die Lagemessung untersucht. Die Kalibrierung der Anlage GTR-1 ist in 45° Schritten durchgeführt worden. Nun werden bei verschiedenen Gantrywinkeln (16 Winkel; 0 bis 337.5° in 22.5° Schritten) Röntgenbilder des anatomischen Schädelphantoms (vgl. Tab. 6.2, DS-1) mit beiden Kameras aufgenommen. Das Phantom wird dafür manuell etwa im Isozentrum auf dem Behandlungstisch platziert. Automatische Lagemessungen (Verfahren III mit LMRC) werden **a)** ganz ohne Verwendung der Kamerakalibrierung, **b)** nur unter Verwendung der Kalibrierungen einzelner Ansichten (mit Bündelblockausgleichung) und **c)** unter Verwendung der Regressionsellipsen vorgenommen. Die Messungen werden je bei verschiedenen Gantrystellungen für die kalibrierten Winkel $\phi_{KALI} = 0^\circ, 45^\circ, \dots, 315^\circ$ und die Winkel dazwischen $\phi_{ZWISCHEN} = 22.5^\circ, 67.5^\circ, \dots, 337.5^\circ$ durchgeführt. Zum Ermitteln der Kameraparameter bei Zwischenwinkeln, ohne die Anlagenkalibrierung (Versuch **b)**, wird linear aus den kalibrierten Kameraparametern bei den Nachbarwinkeln interpoliert. Idealerweise soll die Lagemessung für unterschiedliche Aufnahmewinkel gleiche Ergebnisse liefern, d. h. σ der Lage sollte ± 0 sein.

Die Ergebnisse in Tab. 7.5 zeigen, dass die größten Unterschiede zwischen den Lagemessungen ohne Kalibrierung (**a)** auftreten. Für die Messungen bei kalibrierten Winkeln ϕ_{KALI} lässt sich nicht er-

kennen, ob die Fehler mit Anlagenkalibrierung (c), gegenüber den Einzelkalibrierungen (b) kleiner werden. Für Lagemessungen bei ϕ_{ZWISCHEN} sind bei Verwendung der Anlagenkalibrierung die Abweichungen zwischen den Lagen vor allem bei den Translationen kleiner.

Lageparameter	X_L [mm]	Y_L [mm]	Z_L [mm]	γ_L (yaw) [°]	α_L (pitch) [°]	β_L (roll) [°]
a) ohne Kalibrierung						
für Kalibrierwinkel	-8.43 ± 5.21	6.42 ± 9.80	-36.12 ± 5.91	0.72 ± 1.01	-1.13 ± 1.90	0.20 ± 0.73
für Zwischenwinkel	-12.28 ± 7.35	4.21 ± 6.14	-32.92 ± 4.31	1.82 ± 1.52	0.85 ± 2.82	-0.52 ± 0.63
b) nur Einzelkamerakalibrierung (im Bündel)						
für Kalibrierwinkel	-10.92 ± 0.58	1.82 ± 0.38	-33.37 ± 0.31	0.72 ± 0.18	0.57 ± 0.19	-0.10 ± 0.12
für Zwischenwinkel	-10.90 ± 0.91	1.31 ± 0.72	-32.84 ± 0.90	0.71 ± 0.24	0.66 ± 0.33	-0.32 ± 0.38
c) mit Anlagenkalibrierung (im Bündel)						
für Kalibrierwinkel	-11.21 ± 0.52	1.25 ± 0.42	-33.11 ± 0.39	0.74 ± 0.23	0.77 ± 0.22	-0.17 ± 0.20
für Zwischenwinkel	-11.28 ± 0.66	1.63 ± 0.41	-33.33 ± 0.61	0.79 ± 0.25	0.83 ± 0.11	-0.21 ± 0.21

Tab. 7.5: Ergebnisse der Lagemessung mit unterschiedlicher Kalibrierung bei Gantrywinkeln mit Kalibrierung und bei Zwischenwinkeln; Abweichungen der Lage vom Isozentrum $\pm \sigma$: a) Ohne Kalibrierung, b) nur mit Einzelkamerakalibrierung und c) mit Anlagenkalibrierung.

7.2 Lagemessung

7.2.1 Untersuchungsmethode und Kennzahlen

In der Literatur werden Vorschläge zu möglichen (externen) Evaluierungsverfahren von 2D-3D Registrierung gemacht. Als einheitliches Fehlermaß, das Rotations- und Translationsfehler zu einer Maßzahl kombiniert, wird der mTRE (*mean Target Registration Error*) vorgeschlagen [Tomaževic et al., 2003; van de Kraats et al., 2005]. mTRE ist die durchschnittliche Länge des 3D-Fehlervektors in einem betrachteten Volumen um das Behandlungsziel herum und beinhaltet alle sechs Lageparameter. Je größer das Volumen ist, desto stärker gehen Rotationsfehler in den Wert ein. Hier werden $10 \times 10 \times 10 \text{ cm}^3$ verwendet. Bestrahlungsfeldgrößen sind bei der Protonenbestrahlung meist wesentlich kleiner, jedoch sollen hier auch Rotationsfehler noch berücksichtigt werden (1° entsprechen so ca. 0.67 mm mTRE). Für kleine Winkel ist der Zusammenhang zwischen Winkel und mTRE etwa linear. Verschiebungen wirken sich direkt als entsprechende mTRE-Werte aus.

Ausgehend von der als korrekt angenommenen Patientenlage eines Goldstandard-Datensatzes werden für einen Testlauf mehrere Registrierungen mit verschiedenen initialen Fehlaufrichtungen $mTRE_0$ durchgeführt. Abweichungen der Parameter der Patientenlage $L = (X_L, Y_L, Z_L, \alpha_L, \beta_L, \gamma_L)$ werden simuliert, indem unterschiedliche Ausrichtungen der CT-Daten angenommen werden – bei einer realen Lagedifferenz ändern sich stattdessen die Röntgenbilder, was aber für die Evaluierung irrelevant ist. Die initialen Lagen werden vorberechnet, sodass für alle 0.25 mm Schritte von $mTRE_0(L)$ drei verschiedene Patientenlagen simuliert werden. Bei 144 Testläufen wird damit der Wertebereich $mTRE_0 \in [0, 12]$ mm abgedeckt. Die sechs in $mTRE_0$ enthaltenen, simulierten Einzelfehler sind uniform verteilte Zufallswerte. Eine Lagemessung wird als erfolgreich eingestuft, wenn der verbleibende Fehler (als mTRE-Wert) kleiner als ein Toleranzwert ist (hier 2 mm, wie bei van de Kraats et al. [2005]). Daneben können weitere Kennzahlen bestimmt werden, wie:

die Genauigkeit, die durch Vergleich einer Lagemessung mit einer Referenzlage bestimmt wird. Für Translationsfehler wird die Vektorlänge TRE (*Target Registration Error*) der Fehlverschiebung des Behandlungsziels bestimmt. Für Rotationsfehler wird hier ein weiteres Maß, RRE (*Rotational Registration Error*) vorgeschlagen, das erlaubt einen räumlichen Gesamtrrotationsfehler anzugeben. Drei Differenzen $\Delta\alpha$, $\Delta\beta$, $\Delta\gamma$ zwischen den Rotationswinkel der gemessenen Lage und der als korrekt angenommenen Lage werden in Quaternion q_Δ konvertiert, sodass RRE als einzelner Winkelfehler um eine beliebige Achse repräsentiert wird:

$$q_{\Delta}(\Delta\alpha, \Delta\beta, \Delta\gamma) = x_0 + x_1i + x_2j + x_3k \in \mathbb{R}^4; i^2 = j^2 = k^2 = -1$$

$$RRE \text{ in } [^\circ] = 2 \arccos\left(x_0/\sqrt{x_1^2 + x_2^2 + x_3^2}\right) \quad \text{Gl. 7-1}$$

die Erfolgsrate, als Quotient aus der Anzahl der erfolgreichen und aller Lagemessungen bis zu einem vorgegebenen Wert $mTRE_0$ gibt an, mit welcher Wahrscheinlichkeit die Messung, ausgehend von einem maximalen initialen Fehler, erfolgreich ist;

der Einzugsbereich, auch CR (**Capture Range**, z. B. in van de Kraats et al. [2005]), wird als $mTRE_0$ Fehler der initialen Position definiert, für welche ein Erfolg noch mindestens mit einer bestimmten Wahrscheinlichkeit (z. B. Erfolgsrate $\geq 95\%$) gegeben ist. Ein $CR_{2\text{ mm}, 95\%}$ etwa gibt an, wie weit ein Zielobjekt fehlpositioniert sein darf, um seine Lage noch mit 95% Wahrscheinlichkeit korrekt messen zu können, wenn alle $mTRE \leq 2$ mm als Erfolg gewertet werden;

die Performance ist die Zeit, die durchschnittlich bei einem Testlauf zur Lagemessung benötigt wird. Rechenzeiten werden hier für eine 2.4 GHz Quad Core CPU angegeben.

7.2.2 Evaluierung von Ähnlichkeitsmaßen

Vergleich verschiedener Ähnlichkeitsmaße

Visueller Vergleich des Kurvenverlaufs

Zuerst wird das LMRC Maß mit verschiedenen anderen Ähnlichkeitsmaßen verglichen. Für den folgenden Vergleich werden **a**) als einfaches Maß die *Normalisierte Kreuzkorrelation (NCC)*, **b**) die *Mutual Information (MI)*, **c**) die *Gradientenkorrelation (GC)*, von welcher eine hohe Zuverlässigkeit erwartet wird [Penney et al., 1998], **d**) die *Local Rank Correlation (LRC)*, eine LMRC Variante, die nur die höchstauflöste Stufe des Maßstabsraumes verwendet und **e**) *LMRC* betrachtet. Das jeweilige Maß wird, ausgehend von einer Goldstandard-Lage (Tab. 6.3), zwischen dem Referenz- (DR) und dem in *X*- und *Y*-Richtung verschobenen Objektbild (DRR) bestimmt. Um den Kurvenverlauf unabhängig von der 3D-Geometrie der jeweiligen Anlage zu erhalten in der ein Datensatz aufgenommen wurde, werden die Translationen in der Bildebene durchgeführt. Abb. 7.7 zeigt Darstellungen aller Ähnlichkeitsmaße über Translationen von -20 mm bis $+20$ mm für die vier Goldstandard-Datensätze. Korrekte Maxima liegen bei $(0, 0)$, Abweichungen sind in mm angegeben.

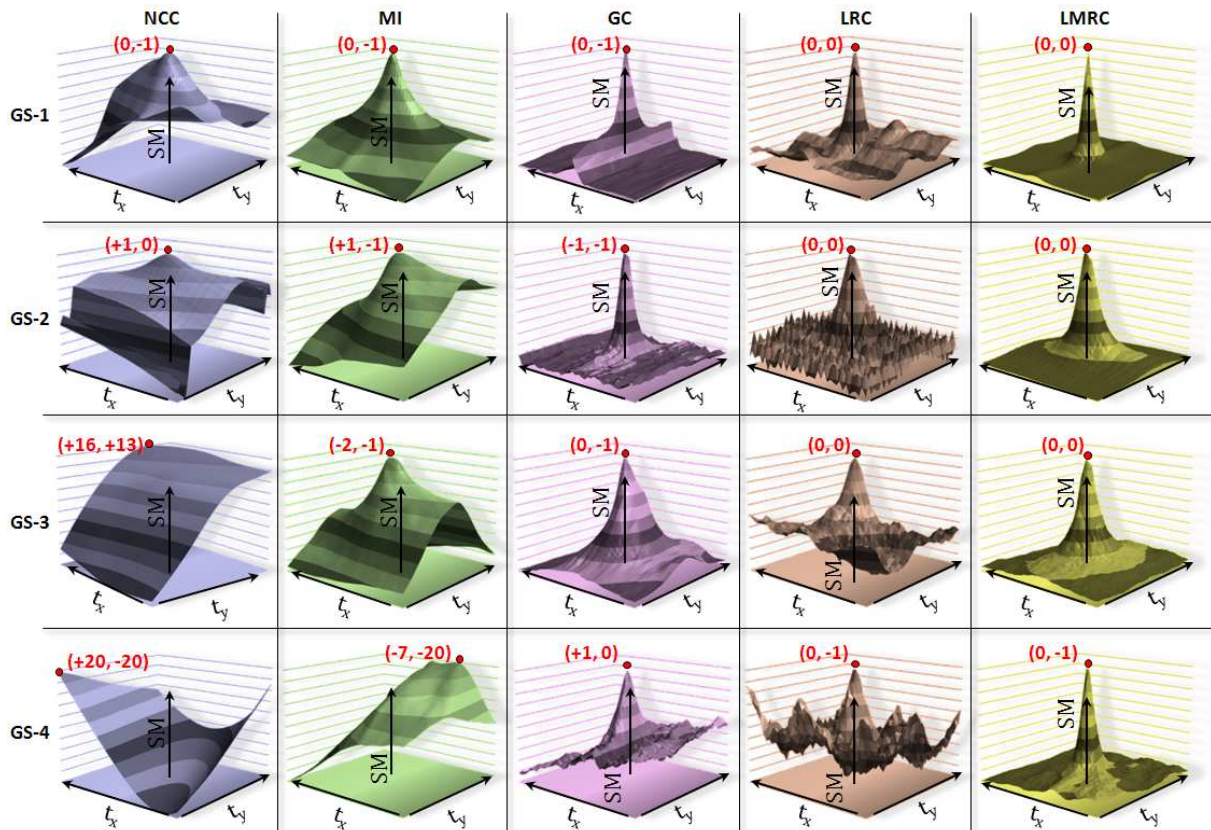


Abb. 7.7: Ähnlichkeitsmaße für verschiedene Datensätze über Verschiebungen in X -/ Y -Richtung der DRRs von -20 mm bis $+20$ mm: Die auf 0 bis 1 normierten Funktionsverläufe sind in einer Matrix über Datensätze GS-1 bis GS-4 und fünf Ähnlichkeitsmaße dargestellt. In rot sind je die Abweichungen der Maxima von Ground Truth in mm angegeben.

Vergleich von mittleren Lagefehlern für verschiedene Ähnlichkeitsmaße

Der Vergleich von Ähnlichkeitsmaßen wird für NCC, MI, GC und LMRC an Datensätzen GS-1 bis -4 mit dem derzeit klinisch angewandten Verfahren **II** (mit nachfolgendem Verfahren **I** für die 6 DOF Lagemessung) durchgeführt. Optimierungen während der Registrierungsvorgänge werden beendet, sobald sich alle freien Parameter in einem Schritt um weniger als 0.05 mm/ 0.05° ändern, bzw. beim DHS, der Simplexkörper kleiner als 0.05 mm/ 0.05° wird. Zum Berechnen von DRRs wird die standardmäßig für die Darstellung eingestellte Energie von 100 keV verwendet. Die Röntgenradiometrie wird nach dem als *Methode B*) *Absorption mit Materialgewichtung* (Abschnitt 4.4.2) vorgeschlagenen Verfahren simuliert, wobei für das DRR Rendering NN-Interpolation und eine virtuelle Bildebene mit 512^2 Rasterung verwendet wird. Es wird noch keine automatische Anpassung der simulierten Röntgenenergie durchgeführt. Für die Berechnung der Ähnlichkeitsmaße wird beim Auslesen der transformierten Bilddaten bilinear interpoliert. LMRC wird in 3×3 Umgebungen bestimmt. Für das MI Maß müssen die Röntgenbilder auf 256 Grauwerte reduziert werden.

Der Verlauf der mittleren mTRE-Fehler über 144 initialen $mTRE_0$ -Werten von 0 bis 12 mm ist in Abb. 7.8 für vier Datensätze dargestellt. Bei allen Maßen steigen die Fehler durchschnittlich mit der initialen Entfernung von der Referenzlage.

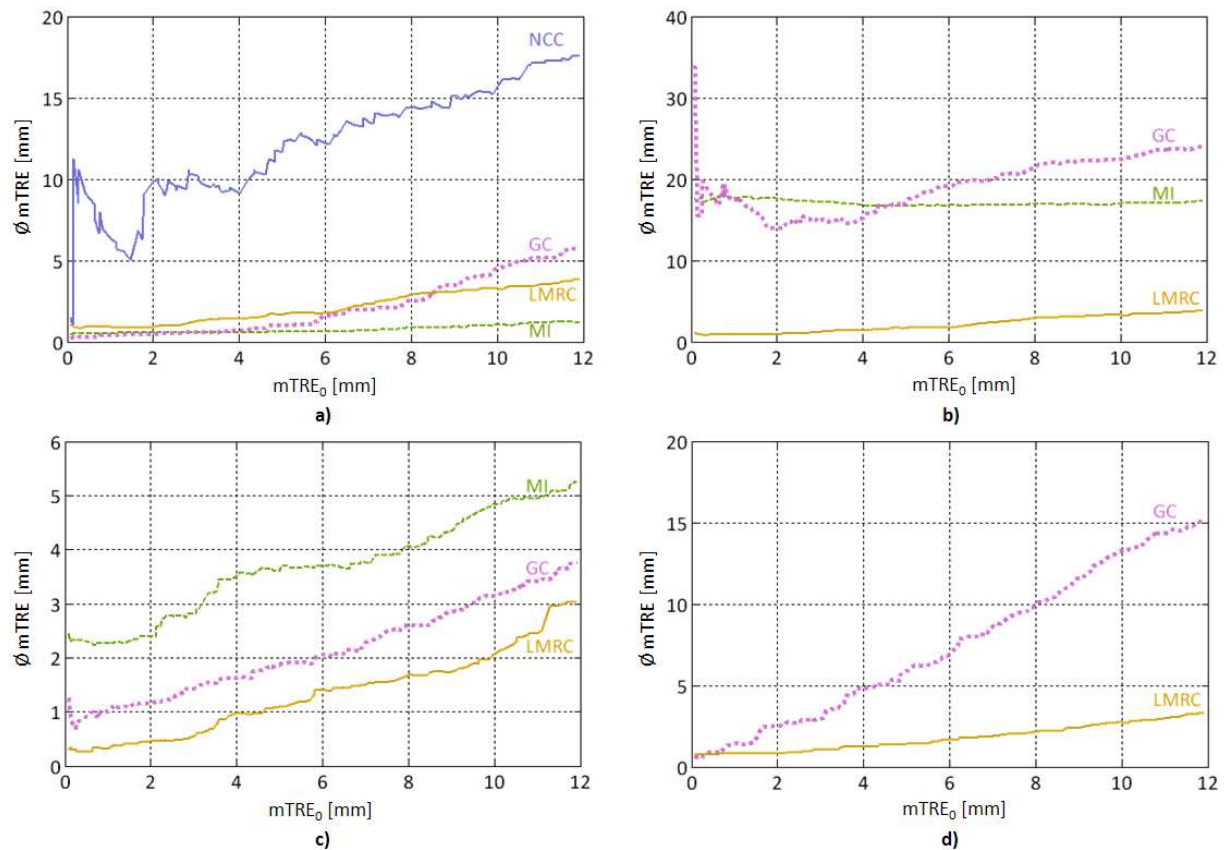


Abb. 7.8: Mittlere mTRE-Werte für verschiedene Ähnlichkeitsmaße: **a)** Für Goldstandard-Datensatz GS-1, **b)** für GS-2, **c)** für GS-3 und **d)** für GS-4.

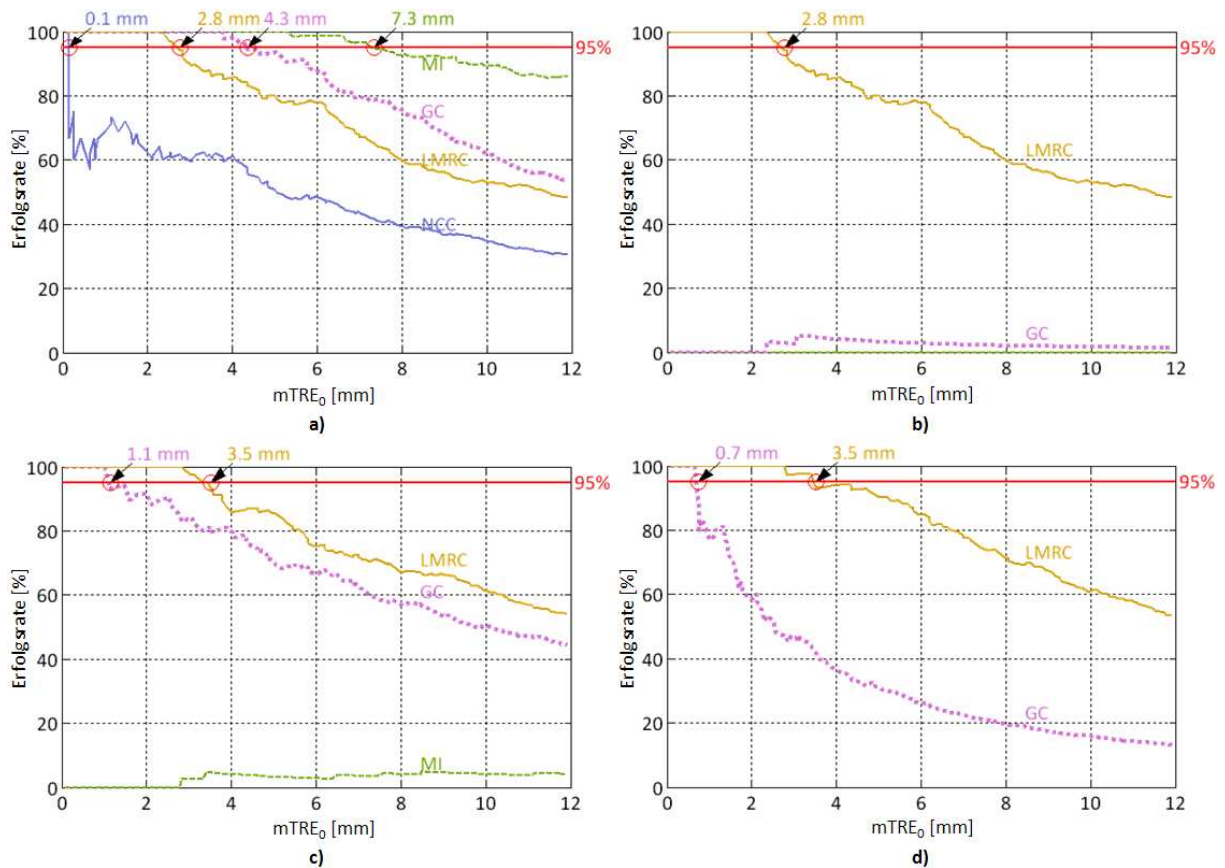
Kennzahlen der Ähnlichkeitsmaße

Anhand der durchgeführten Lagemessungen werden verschiedene Kennzahlen zum Vergleich der Maße ermittelt. In Tab. 7.6 sind die mittleren Einzugsbereiche für eine Erfolgsrate von 95% über die Testläufe mit allen Datensätzen GS-1 bis -4, die mittlere Erfolgsrate (= Zuverlässigkeit) für $mTRE_0$ -Werte bis 2 mm, 5 mm und 10 mm und die mittleren Fehltranslationen sowie -rotationen angegeben. Zur Ermittlung der Rechenzeiten beim DRR-Rendering wird das CT-Volumen in kubische Unterwürfel aufgeteilt. Die für schnelles Rendering optimale Größe der Würfel wurde experimentell zu 20^3 Voxeln ermittelt. Die letzte Zeile der Tabelle gibt die mittlere Anzahl von Berechnungen des Ähnlichkeitsmaßes während einer Lagemessung an. Die Zeiten für die einmalige Bestimmung der Ähnlichkeit im DR-DRR Vergleich betragen durchschnittlich ca. 0.03 s (NCC), 0.03 s (MI), 0.05 s (GC) und 0.02 s (LMRC).

In Abb. 7.9 werden die Erfolgsraten mit geforderten $mTRE \leq 2$ mm der Ähnlichkeitsmaße dargestellt. Sie werden jeweils nur für Fälle angegeben, in denen überhaupt erfolgreiche Lagemessungen durchgeführt wurden. Über den Diagrammen sind die Einzugsbereiche für eine Erfolgswahrscheinlichkeit $\geq 95\%$ angegeben.

Kenngröße	NCC	MI	GC	LMRC
Mittlerer $CR_{2\text{ mm},95\%}$ aller Testläufe	0.0 mm	1.8 mm	1.5 mm	3.2 mm
Mittlere Erfolgsrate für $mTRE_0 \leq 2\text{ mm}, \leq 5\text{ mm}, \leq 10\text{ mm}$	15%, 13%, 8%	25%, 25%, 23%	58%, 44%, 28%	99%, 81%, 55%
Mittlerer TRE $\pm \sigma$ über die ersten 5 mm von $mTRE_0$	$7.9 \pm 12.7\text{ mm}$	$7.0 \pm 7.2\text{ mm}$	$6.7 \pm 9.3\text{ mm}$	$1.3 \pm 1.2\text{ mm}$
Mittlerer RRE $\pm \sigma$ über die ersten 5 mm von $mTRE_0$	$12.7 \pm 15.1^\circ$	$2.2 \pm 2.2^\circ$	$1.8 \pm 1.5^\circ$	$1.6 \pm 1.1^\circ$
Mittlere Rechenzeit $\pm \sigma$ über die ersten 5 mm von $mTRE_0$	$159 \pm 54\text{ s}$	$182 \pm 67\text{ s}$	$157 \pm 61\text{ s}$	$45 \pm 11\text{ s}$
Mittlere Anzahl SM Berechnungen über die ersten 5 mm von $mTRE_0$	951 ± 394	1351 ± 101	1050 ± 57	736 ± 152
Mittlerer TRE $\pm \sigma$ für alle erfolgreichen Messungen	$0.5 \pm 0.3\text{ mm}$	$0.8 \pm 0.3\text{ mm}$	$1.6 \pm 0.9\text{ mm}$	$0.7 \pm 0.8\text{ mm}$
Mittlerer RRE $\pm \sigma$ für alle erfolgreichen Messungen	$1.4 \pm 0.7^\circ$	$0.6 \pm 0.3^\circ$	$1.3 \pm 0.9^\circ$	$1.1 \pm 0.7^\circ$

Tab. 7.6: Vergleichswerte für verschiedene Ähnlichkeitsmaße zur Lagemessung.

Abb. 7.9: Erfolgsraten unterschiedlicher Ähnlichkeitsmaße: $mTRE$ -Fehler $\leq 2\text{ mm}$ werden als Erfolg gewertet. Über den Diagrammen steht der initiale Lagefehler, für welchen noch mindestens 95% Erfolgswahrscheinlichkeit besteht; **a)** Ergebnisse für Datensatz GS-1, **b)** GS-2, **c)** GS-3 und **d)** GS-4.

Vergleich der Lagemessung mit verschiedenen LMRC Varianten

Im nächsten Versuch werden drei Varianten des LMRC Maßes untersucht: Bestimmung des Maßes in einer 5×5 Umgebung (LMRC_{5x5}), Verwendung von Nearest-Neighbor Interpolation beim Zugriff auf Pixel des Objektbildes (LMRC_{NN}) und LMRC ohne Intensitätsgewichtung (LMRC_{UNGEW}). Der Versuch wird in 60 $mTRE_0$ Schritten bis 5 mm an dem klinischen Kopfdatensatz GS-3 durchgeführt.

Die Ergebnisse sind in Tab. 7.7 zum Vergleich mit dem bisher verwendeten Standardmaß $LMRC$ dargestellt. Einzugsbereich und Zuverlässigkeit von $LMRC_{5 \times 5}$ liegen unter den Werten von $LMRC$. Die Rechenzeit für $LMRC_{5 \times 5}$ ist höher als für $LMRC$. Die Verwendung von $LMRC_{NN}$ vermindert die Rechenzeit nur unwesentlich. Genauigkeit und Einzugsbereich von $LMRC_{NN}$ sind gegenüber $LMRC$ mit bilinearer Interpolation leicht reduziert. Beim ungewichteten $LMRC_{UNGEW}$ sind Einzugsbereich und Zuverlässigkeiten wiederum niedriger als mit Intensitätsgewichtung. Rechenzeiten und die Zahl notwendiger Bildvergleiche sind wesentlich höher. In einem weiteren Versuch mit GS-4 stellen sich äquivalente Ergebnisse ein.

Kenngröße	LMRC (bilinear, 3×3)	LMRC _{5×5} (bilinear, 5×5)	LMRC _{NN} (NN, 3×3)	LMRC _{UNGEW} (bilinear, 3×3)
Einzugsbereich ($CR_{2\text{ mm},95\%}$)	3.5 mm	1.9 mm	3.2 mm	1.9 mm
Erfolgsrate für $mTRE_0 \leq 2, \leq 5$ mm	100%, 86%	92%, 78%	100%, 77%	92%, 77%
Mittlerer TRE (über $mTRE_0 \leq 5$ mm)	1.2 ± 1.1 mm	1.4 ± 1.2 mm	1.3 ± 1.1 mm	1.5 ± 1.1 mm
Mittlerer RRE (über $mTRE_0 \leq 5$ mm)	$1.2 \pm 0.9^\circ$	$1.7 \pm 1.2^\circ$	$1.4 \pm 1.0^\circ$	$1.4 \pm 0.9^\circ$
Mittlere Rechenzeit (über $mTRE_0 \leq 5$ mm)	28 ± 5 s	36 ± 8 s	26 ± 6 s	39 ± 6 s
Mittlere Anzahl an LMRC Berechnungen (über $mTRE_0 \leq 5$ mm)	757 ± 46	767 ± 54	634 ± 149	1386 ± 49

Tab. 7.7: Kennzahlen für verschiedene Varianten von LMRC.

7.2.3 Die Verfahren I bis III zur Lagemessung

Verfahrensvergleich

Die gleiche Methodik wird nun zum Vergleich der drei Verfahren zur Lagemessung angewandt. In der Evaluierung werden die Datensätze GS-1 bis -4 verwendet. $LMRC$ (bilineare Interpolation, 3×3 Umgebungen) wird als Ähnlichkeitsmaß verwendet. Verfahren **II** wird in Kombination mit **I** verwendet. Verfahren **III** führt mehrere Iterationen der Lagemessung durch. Diese werden zunächst durch $MaxIter_{5DOF} = 4$ bzw. $MaxIter_{6DOF} = 8$ begrenzt (Abschnitt 4.3.3).

In Abb. 7.10 sind die durchschnittlichen $mTRE$ -Fehler über 144 initialen Fehlern (0 bis 12 mm) dargestellt. Sie steigen am schnellsten, wenn Verfahren **I** eingesetzt wird. Für die Phantomdaten GS-1 sind die Fehler bei Verfahren **III** etwas kleiner als bei **II** (Abb. 7.10a). Ebenso zunächst für die Phantomdaten GS-4, jedoch steigt hier der Fehler ab $mTRE_0$ von ca. 8 mm etwas stärker an (Abb. 7.10d). Für die Patientendaten GS-2 und -3 sind die Fehler beider Verfahren bis ca. $mTRE_0 = 2$ mm etwa gleich, danach steigen die Fehler bei Verfahren **II** schneller an (Abb. 7.10b, c).

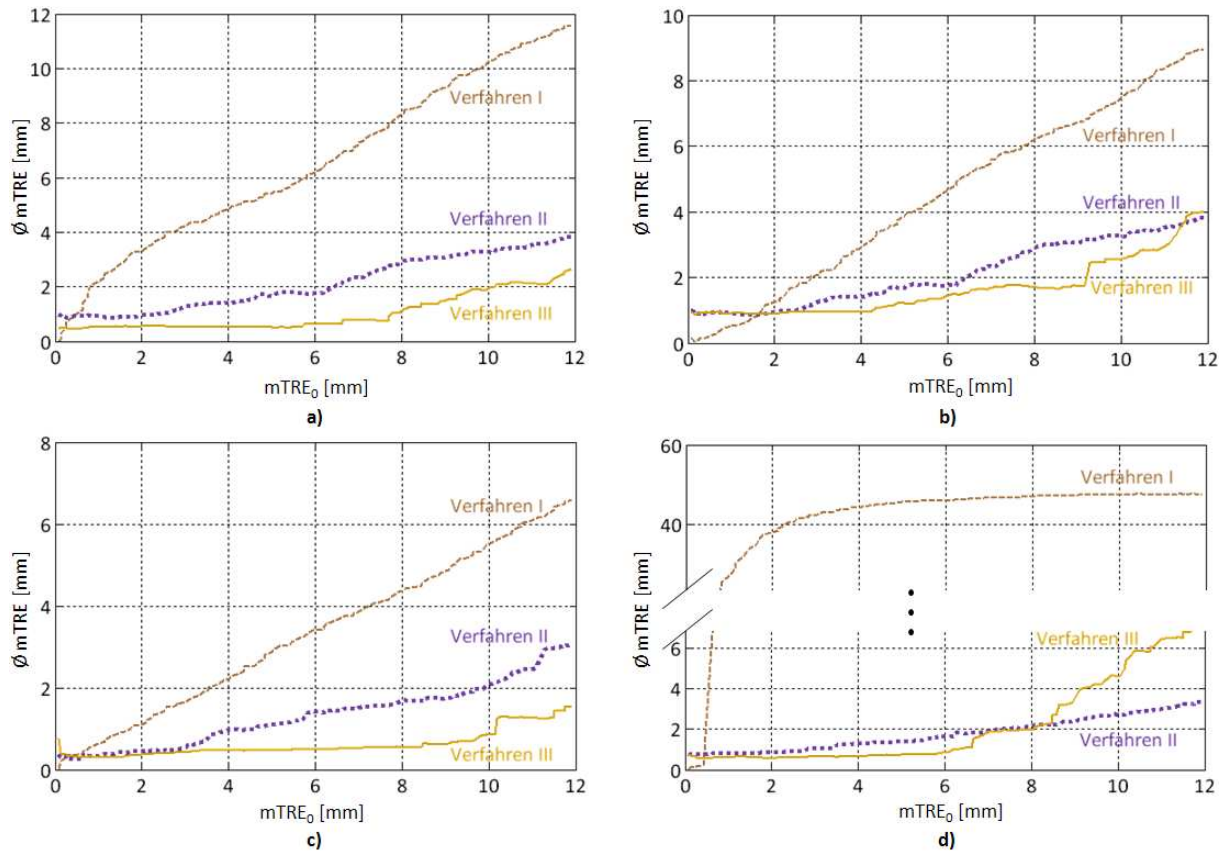


Abb. 7.10: Vergleich von Ergebnissen für Verfahren I bis III: Durchschnittliche $mTRE$ - über initialen Fehlern für a) Lagemessungen anhand Datensatz GS-1, b) anhand GS-2, c) GS-3 und d) GS-4.

In Tab. 7.8 werden einige Kennzahlen zu den Verfahren angegeben, welche die Ergebnisse für alle vier Datensätze zusammenfassen. Es wird deutlich, dass der Einzugsbereich $CR_{2\text{ mm},95\%}$ bei III den der anderen Verfahren übersteigt. Die Rechenzeiten für die Verfahren liegen bei 22 s (Verfahren I), 45 s (II) und 31 s (III). Eine Auswertung der notwendigen Registrierungsschritte mit Erzeugung neuer DRRs ergibt, dass insgesamt bei initialen Fehlern $mTRE_0 \leq 5$ mm durchschnittlich für eine Registrierung 154, 190 bzw. 119 DRRs durch Verfahren I, II und III berechnet werden.

Kenngröße	Verfahren I	Verfahren II	Verfahren III
Mittlerer Einzugsbereich ($CR_{2\text{ mm},95\%}$) aller Testläufe	1.1 mm	3.2 mm	7.4 mm
Mittlere Erfolgsrate für $mTRE_0 \leq 2, \leq 5, \leq 10$ mm	25%, 10%, 5%	99%, 81%, 55%	100%, 97%, 73%
Mittlerer TRE $\pm \sigma$ über die ersten 5 mm von $mTRE_0$	13.7 ± 19.3 mm	1.3 ± 1.2 mm	0.8 ± 0.7 mm
Mittlerer RRE $\pm \sigma$ über die ersten 5 mm von $mTRE_0$	$6.8 \pm 6.6^\circ$	$1.6 \pm 1.1^\circ$	$0.8 \pm 0.4^\circ$
Mittlere Rechenzeit $\pm \sigma$ über die ersten 5 mm von $mTRE_0$	22 ± 18 s	45 ± 11 s	31 ± 13 s
Mittlere Anzahl SM Berechnungen über die ersten 5 mm von $mTRE_0$	114 ± 56	736 ± 152	1565 ± 744
Mittlerer TRE $\pm \sigma$ für alle erfolgreichen Messungen	0.4 ± 0.2 mm	0.7 ± 0.8 mm	0.5 ± 0.2 mm
Mittlerer RRE $\pm \sigma$ für alle erfolgreichen Messungen	$0.5 \pm 0.3^\circ$	$1.1 \pm 0.7^\circ$	$0.8 \pm 0.2^\circ$

Tab. 7.8: Vergleichswerte für die drei Verfahren zur Lagemessung.

1 DOF Optimierung und parabolische Interpolation

Bei dem Rechenschritt *1 DOF Registrierung mit Vorwärtsprojektion* (Abschnitt 4.3.3) wurde vorgeschlagen, die Golden Section Search (GSS) Methode für die Optimierung während der Messung der Rotation r_k verwenden. Da vor allem in diesem Schritt neue DRRs simuliert werden, wird durch Einsatz der parabolischen Interpolation (nach Brent [1973]) des Funktionsverlaufes des Ähnlichkeits

maßes versucht, die Optimierung in weniger Iterationen durchzuführen. In Abb. 7.11a, -b ist LMRC (normiert auf 0 bis 1) über dem Winkel r_k von -5° bis $+5^\circ$ (in 0.25° Schritten) für klinische Datensätze GS-2 und -3 dargestellt. Das Maximum sollte im Idealfall je bei $r_k = 0^\circ$ liegen (tatsächlich liegt es bei -0.25° bzw. $+0.25^\circ$). Es wird je einmal die interpolierende Parabel für den Kurvenbereich über $|r_k| \leq 4.0^\circ$ und über $|r_k| \leq 1.0^\circ$ bestimmt.

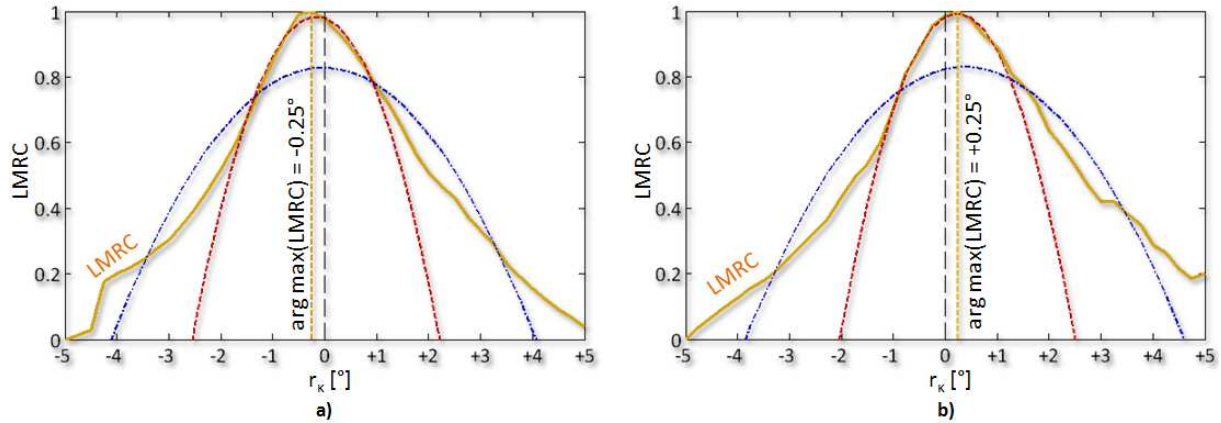


Abb. 7.11: LMRC über räumlicher Rotation und parabolische Interpolation: r_k läuft von -5° bis $+5^\circ$; die Interpolation wurde je für Bereiche $-4.0^\circ \leq r_k \leq +4.0^\circ$ (breite Parabel) und $-1.0^\circ \leq r_k \leq +1.0^\circ$ (schmale Parabel) durchgeführt. Verwendet wurden die klinischen Datensätze **a)** GS-2 und **b)** GS-3.

Bei den Versuchen in den vorherigen Abschnitten wurde die parabolische Interpolation für Verfahren **III** bereits angewandt. Zum Vergleich werden nun je 60 Lagemessungen (bis $mTRE_0 \leq 5$ mm) für GS-2 und -3 nochmals ohne die Interpolation bzw. mit dem DHS-Algorithmus durchgeführt. Die Ergebnisse in Tab. 7.9 zeigen, dass sich die mTRE-Fehler bei den GSS Varianten nicht deutlich unterscheiden. Dies gilt auch für die Fehler der Rotationen r_k . Jedoch kommen die Registrierungen mit Interpolation jeweils mit durchschnittlich 4 (GS-2) bzw. 7 (GS-3) Röntgensimulationen weniger aus. Auch beim DHS liegen die Fehlerwerte nicht wesentlich höher. Allerdings steigen die Anzahl an DRR Berechnungen sowie die Rechenzeit.

Vergleichsgröße	Datensatz:	GS-2			GS-3		
	Optimierung:	GSS+Brent	GSS	DHS	GSS+Brent	GSS	DHS
Mittlerer $mTRE \pm \sigma$ [mm]		1.2 ± 1.1	1.6 ± 0.5	1.6 ± 0.7	0.5 ± 0.2	0.8 ± 0.4	1.0 ± 0.5
Durchschnittsfehler für r_k [°]		0.7 ± 0.3	0.7 ± 0.5	0.7 ± 0.5	-0.7 ± 0.5	-0.8 ± 0.3	-0.9 ± 0.6
Mittlere Zahl DRR Berechnungen		124	128	143	128	135	158
Mittlere Rechenzeit [s]		30	33	42	38	40	54

Tab. 7.9: Lagemessung mit verschiedenen 1 DOF Optimierungen für Verfahren **III**: Ergebnisse für Fehler bis $mTRE_0 \leq 5$ mm für das Verfahren mit und ohne parabolische Interpolation sowie den DHS.

Erhöhung der maximalen Iterationszahl zur Lagemessung mit Verfahren **III**

Die Iterationen von Verfahren **III** werden beendet, wenn mehr als vier 5 DOF Iterationen oder mehr als acht Gesamtiterationen durchlaufen werden. Es hat sich gezeigt, dass bei der Lagemessung gerade mit kleinen initialen Fehlern die maximal mögliche Iterationenzahl nicht ausgeschöpft wird. Bei größeren initialen Fehlern (abhängig vom Datensatz, bei ca. $mTRE_0 > 5$ mm) dagegen schon. Es stellt sich daher die Frage, ob sich die maximalen Einzugsbereiche ($CR_{2\text{ mm},95\%}$) ändern, wenn die Maximalwerte erhöht oder reduziert werden. Um dies zu prüfen, werden 168 Lagemessungen ($mTRE_0 = 0 \dots 14$ mm) an GS-1 bis -4 durchgeführt. Iterationen von Verfahren **III** (vgl. Abb. 4.10) werden entweder mit $MaxIter_{5DOF}/MaxIter_{6DOF}$ von **a)** 2/4, **b)** 8/16 oder **c)** gar nicht begrenzt.

Im Durchschnitt folgen Einzugsbereiche von **a)** 3.8 mm, **b)** 8.0 mm und **c)** 8.0 mm (gegenüber 7.4 mm im Standardfall mit 4/8 Iterationen). Damit können die CRs durch höhere maximale Iterationszahlen leicht erhöht werden. Die mittleren Rechenzeiten für kleine initiale Fehler ($mTRE_0 \leq 5$ mm) ergeben **a)** 26 s, **b)** 35 s und **c)** 55 s (gegenüber 31 s im Standardfall). Wird die Rechenzeit über größere Bereiche initialer Fehler bestimmt ($mTRE_0 \leq 10$ mm) nimmt sie jedoch mit der maximalen Iterationenzahl stark zu, für **a)** 26 s, **b)** 59 s und **c)** 82 s (42 s im Standardfall). Die mittleren mTRE-Fehler über die ersten 5 mm der initialen Fehler ändern sich mit Erhöhung der möglichen Iterationen kaum: **a)** 1.4 mm, **b)** 0.9 mm und **c)** 0.9 mm (Standardfall: 0.9 mm).

7.2.4 Einfluss der Bilddaten

Eingeschränkte Bildregionen, ROIs

Es ist möglich, den für die Lagemessung verwendeten Bildbereich manuell durch ein beliebiges Polygon, eine ROI, im Röntgenbild einzuschränken. Das Ähnlichkeitsmaß wird dann nur innerhalb der definierten Region bestimmt. Daher wird geprüft, ob sich LMRC auch für die Registrierung kleiner Bildregionen eignet. Die Eignung zur Registrierung mit einer geringen Pixelzahl ist auch Voraussetzung für die Berechnung redundanter Registrierungen im Rahmen der Selbstdiagnose (Abschnitt 5.3.3). Der Versuch wird mit GS-2 und -3 durchgeführt. Die originalen Röntgenbilder bestehen aus ca. 7.4 Mio. Pixeln. In den Datensätzen werden fürs Erste in beiden Ansichten für die klinische Praxis sinnvolle ROIs definiert (GS-2: Weglassen der beweglichen Oberschenkelknochen, GS-3: ungefähre Bereich um den Hirntumor, sichtbar für zwei Ansichten in Abb. 7.12).

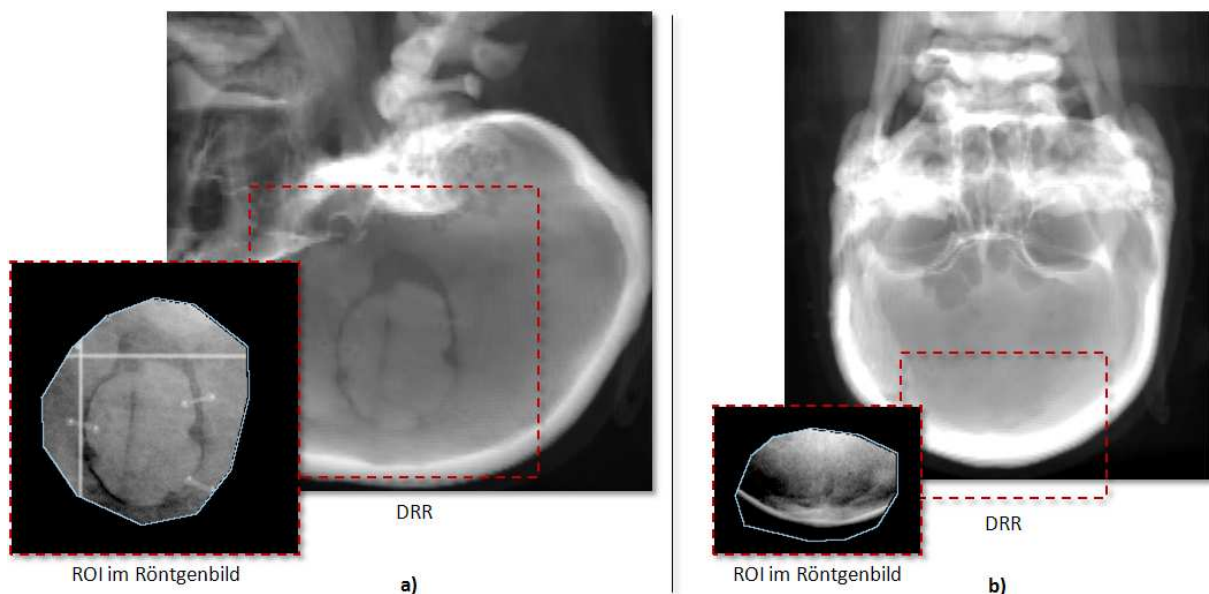


Abb. 7.12: DRRs und Röntgenbilder mit ROI eines Tumorpatienten für zwei Ansichten des klinischen Kopf & Hals Datensatzes GS-2: **a)** Ansicht für Kamera 1 (lateral) und **b)** für Kamera 2 (frontal).

Die ROIs in GS-2 enthalten noch 15% (Kamera 1) bzw. 27% (Kamera 2) der ursprünglichen Pixelzahl. Für GS-3 sind es 7% bzw. 5%. Es werden je 144 Lagemessungen (Verfahren III, maximal 4/8 Iterationen) durchgeführt. Die Einzugsbereiche für LMRC liegen nun bei 3.0 mm (GS-2) und 6.3 mm (GS-3) gegenüber 5.3 mm und 10.2 mm ohne ROI. Die Daten können trotz des kleinen Bildbereiches meist noch registriert werden. Zum Vergleich wird die Lagemessung noch mit den anderen Ähnlichkeitsmaßen durchgeführt. Für GS-2 liegen dann alle Einzugsbereiche $CR_{2\text{ mm},95\%}$ bei 0 (keine erfolgreiche Registrierung), für GS-3 bei 0 (NCC, MI) und 1.9 mm (GC).

In einem weiteren Experiment werden verschiedene, teilweise sehr kleine ROIs definiert, um zu prüfen, ob die Lagemessung durchführbar ist. Es zeigt sich, dass mit LMRC für ROIs mit nur 0.3%

der ursprünglichen Pixelzahl (ca. 20,000 Pixel) Lagemessungen durchführbar sind (z. B. $CR = 1.2$ mm bei GS-3, 0.3% der Pixel), sofern die Intensitäten in den Regionen nicht zu homogen sind.

CT-Schichtabstände, Voxelinterpolation und Bildraster

Bei der CT-Aufnahme wird meist eine feste 512×512 Bildmatrix verwendet. Die räumlichen Auflösungen in U - und V -Richtung sind von der Größe des aufzunehmenden Körperbereiches abhängig (vgl. Abschnitt 1.3). Die Volumenraasterung in Richtung des CT-Tischvorschubs kann frei eingestellt werden, sodass oft eine geringe Schichtzahl (z. B. ca. 1 mm Schichtabstand) gewählt wird, um die Dosisabgabe auf den Patienten zu reduzieren. Um den Einfluss der Schichtabstände auf die Genauigkeit der Lagemessung zu bestimmen, wurden CTs DS-6 (Kopfphantom) mit vier verschiedenen Schichtabständen 0.625 mm, 1.25 mm, 2.5 mm und 5.0 mm und zugehörige Röntgenbilder (in Anlage GTR-1) aufgenommen. Zuerst wird die Lagemessung mit 1024×1024 gerasterter Bildebene und trilinearere Interpolation für die 0.625 mm CT durchgeführt, die als Referenzlage verwendet wird (Verfahren III, LMRC, initiale Lage aus manueller Vorregistrierung). Dann werden je CT-Volumen 24 Lagemessungen bis $mTRE_0 \leq 2$ mm, mit Nearest-Neighbor bzw. trilinearere Interpolation beim Raytracing sowie Rasterungen der virtuellen Bildebene von 1024^2 bzw. 512^2 durchgeführt. Abb. 7.13 gibt einen Eindruck von den verschiedenen DRR Bildqualitäten.

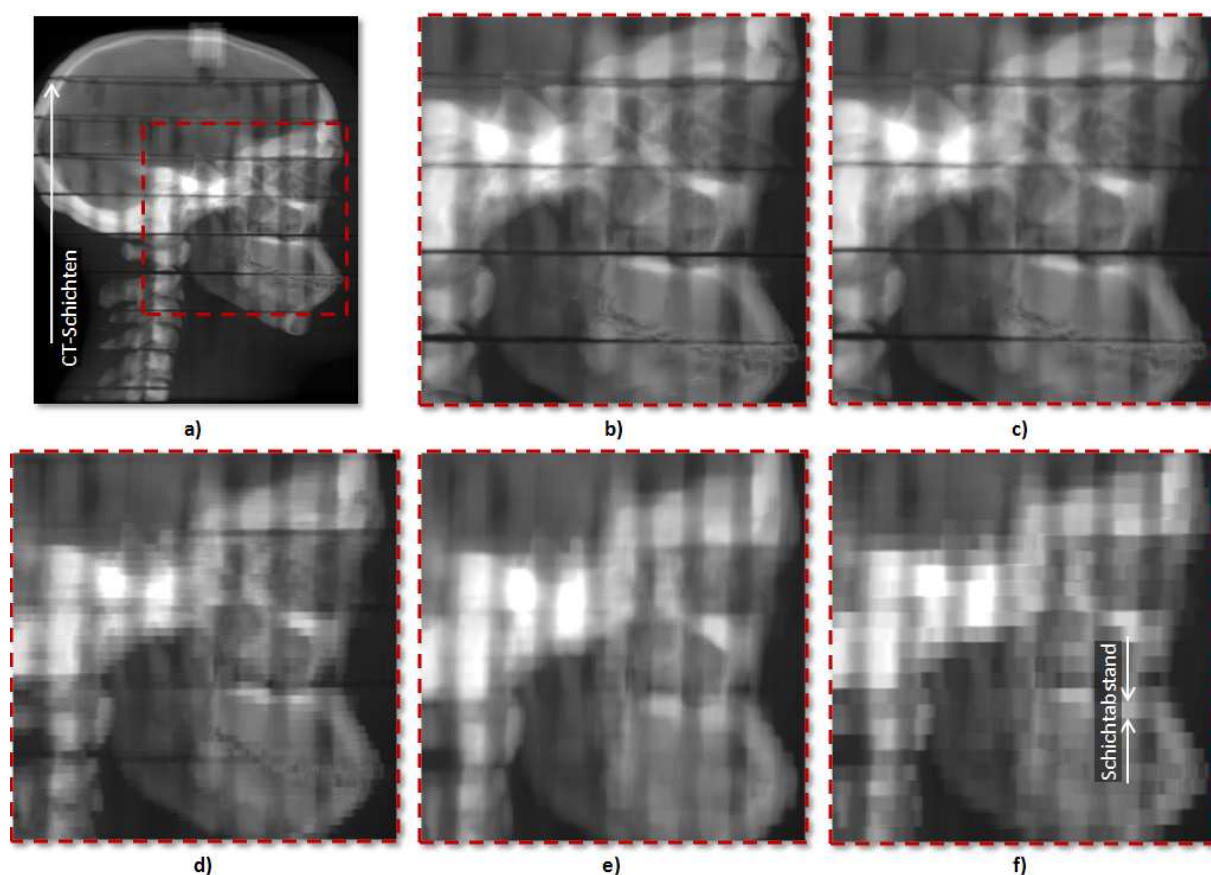


Abb. 7.13: DRRs unterschiedlicher Qualität für DS-6 (Anlage GTR-1): **a)** DRR für CT-Daten mit 0.625 mm Schichten, 1024^2 Bildraster, trilineare Interpolation und **b)** vergrößerter Ausschnitt. Weitere Ausschnitte für **c)** 0.625 mm Schichten, 512^2 Raster, trilineare, **d)** 2.5 mm Schichten, 512^2 Raster, NN-, **e)** 5 mm Schichten, 512^2 Raster, trilineare und **f)** 5 mm, 512^2 Raster, NN-Interpolation.

CT-Schichtabstand [mm]	0.625	1.25	2.5	5.0
mTRE-Fehler [mm] bei trilinearer Interpolation und 512^2 Raster	0.25	0.53	0.95	1.50
mTRE-Fehler [mm] bei NN-Interpolation und 512^2 Raster	0.38	0.58	1.02	1.46
mTRE-Fehler [mm] bei trilinearer Interpolation und 1024^2 Raster	0.03	0.38	0.83	1.35
mTRE-Fehler [mm] bei NN-Interpolation und 1024^2 Raster	0.03	0.43	0.91	1.52

Tab. 7.10: mTRE-Fehler nach der Lagemessung mit CTs unterschiedlicher Schichtabstände und mit verschiedenen Einstellungen beim Rendering.

Die mittleren mTRE-Werte der vier CTs sind für verschiedene Einstellungen des Renderings in Tab. 7.10 dargestellt. Für alle Fälle liegen die Standardabweichungen bei der trilinearen Interpolation bei ca. 0.10 mm und bei NN-Interpolation bei ca. 0.08 mm. Die Rechenzeiten liegen bei durchschnittlich 36 s - 45 s (trilinear, 512^2 Raster), 21 s - 25 s (NN, 512^2 Raster), 146 s - 162 s (trilinear, 1024^2) und 77 s - 92 s (NN, 1024^2). Die durchschnittlichen Zeiten zur DRR-Erzeugung betragen bei den 0.625 mm CT-Daten 0.3 s (NN, 512^2), 0.9 s (trilinear, 512^2) und 3.4 s (trilinear, 1024^2).

Bildrauschen

Um die Auswirkung von Rauschen in den Röntgenbildern zu ermitteln, wird die Thorax-CT-Aufnahme DS-5 verwendet. Da reale Röntgenbilder bereits einen nicht quantifizierten Rauschanteil enthalten, wird je Kamera eine Referenz-DRR aus den CT-Daten simuliert (mit 100 keV, Nearest-Neighbor, 512^2 Raster). Eine entsprechende DRR für die laterale Ansicht ist in Abb. 7.14a abgebildet. Als nächstes werden Versionen dieser Bilder mit unterschiedlichem Rauschanteil erzeugt. Es wird Detektorrauschen mit 1% bis 100% Salz & Pfeffer in 1% Schritten bzw. Quantenrauschen nach Gl. 6-4 für $DQE = 50\%$ bis 0% in 0.1% Schritten angewandt. In Abb. 7.14b und -c sind Beispiele mit verschiedenen Rauschstärken dargestellt. Es werden Lagemessungen mit diesen Bildern und den CT-Daten durchgeführt (Verfahren III mit LMRC). Der gemessene Lageunterschied zwischen CT-Daten (bzw. deren DRRs) und den verrauschten Bildern sollte $L = 0$ mm ergeben. Abweichungen werden in mTRE ausgedrückt.

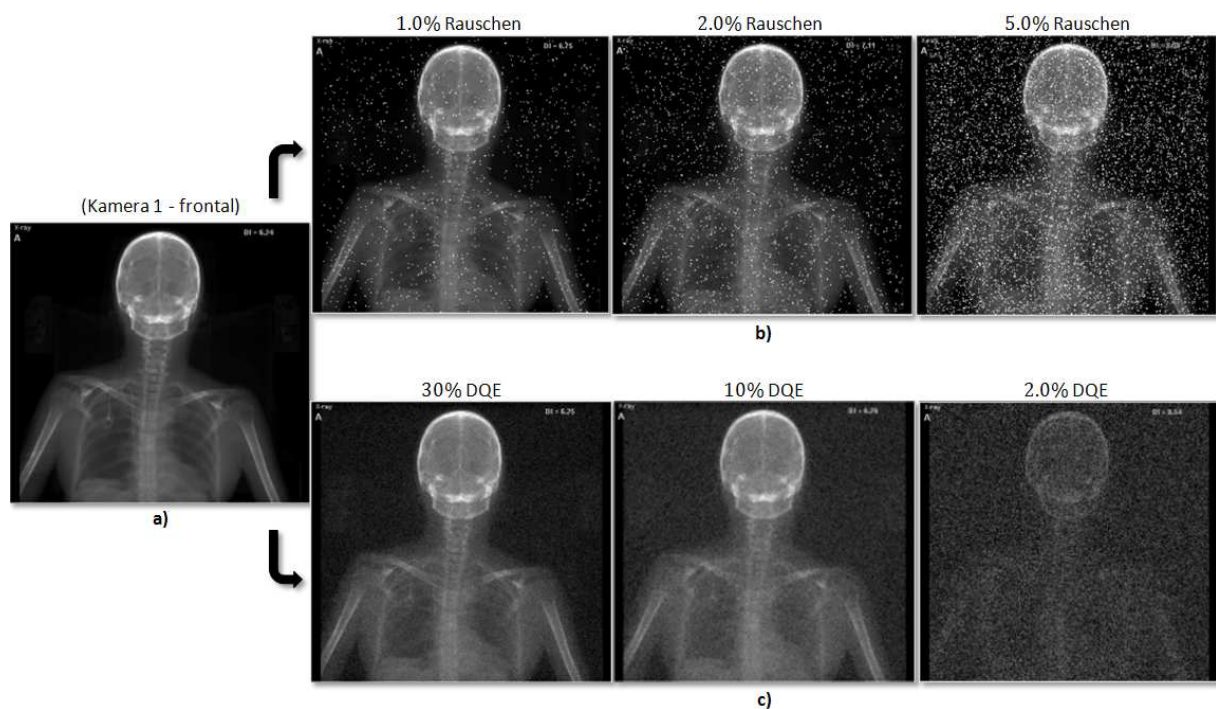


Abb. 7.14: Bilder mit simuliertem Rauschen: a) DRR des klinischen Thoraxdatensatzes DS-5 mit b) Detektorrauschen und c) Quantenrauschen.

Im Ergebnis zeigt sich, dass bis zu einem Detektorrauschen von 10% noch zuverlässig registriert werden kann (Erfolgsrate mit Fehlern ≤ 1 mm liegt bei 100% für Rauschen $\leq 10\%$). Darüber hinaus treten bis ca. 20% Rauschen vereinzelte Fehlregistrierungen auf. Ab etwa 20% Rauschen kann nicht mehr registriert werden. Beim Quantenrauschen kann bis zu einem DQE-Wert von 0.2% (99.8% Rauschen) noch in 95% der Fälle korrekt registriert werden. Danach sinkt die Erfolgsrate jedoch rasch gegen 0, die Bilddaten sind hier praktisch schon nicht mehr erkennbar. Der Versuch wird mit NCC, MI und GC wiederholt. Diese zeigen sich jedoch sensitiver gegenüber beiden Rauscharten: Eine Registrierung ist nicht mehr möglich ab ca. 6% (NCC), 13% (MI) und 10% (GC) Detektor- und 62% (NCC), 71% (MI) und 85% (GC) Quantenrauschen.

7.2.5 Lagemessung und Radiometrie

Verfahren zur Radiometriesimulation

Als nächstes werden die zwei vorgeschlagenen Verfahren zur Simulation der Radiometrie bzw. zur Ermittlung geeigneter Absorptionswerte aus CT-Daten, nämlich **A**) *Absorption direkt aus den CT-Daten* und **B**) *Absorption aus Materialgewichten* (Abschnitt 4.4.2), verglichen. Bisher wurde Variante **B** verwendet. In Abb. 7.15c ist die frontale DR von Datensatz DS-5 den für beide Methoden und verschiedene Röntgenenergien erzeugten DRRs (Abb. 7.15a, -b) gegenübergestellt. Es werden je 144 Lagemessungen ($mTRE_0 = 0 \dots 12$ mm, initiale Lagemessung als Referenzlage, Verfahren **III**, simulierte Energie $E = 100$ keV) mit klinischen Daten DS-2, -3, -5, sowie den niederkontrastigen Bildern DS-4 für beide Methoden durchgeführt. Die Einzugsbereiche $CR_{2mm,95\%}$ in mm liegen für Methoden **A/B** bei 9.2/5.3 (DS-2), 8.9/10.2 (DS-3), 7.9/5.8 (DS-4) und 3.7/4.5 (DS-5). Damit sind die Einzugsbereiche für beide Beckendatensätze (DS-2 und -4) größer, wenn Absorptionen nach **A** und für die Kopf/Thorax Datensätze (DS-3 und -5), wenn sie nach **B** interpretiert werden. Die mittleren mTRE-Fehler (bei $mTRE_0 \leq 5$ mm) in mm sind 1.4/1.2 (GS-2), 0.7/0.5 (GS-3), 1.0/1.2 (GS-4) und 1.5/1.1 (DS-5) und so für Methode **A** meist etwas größer.

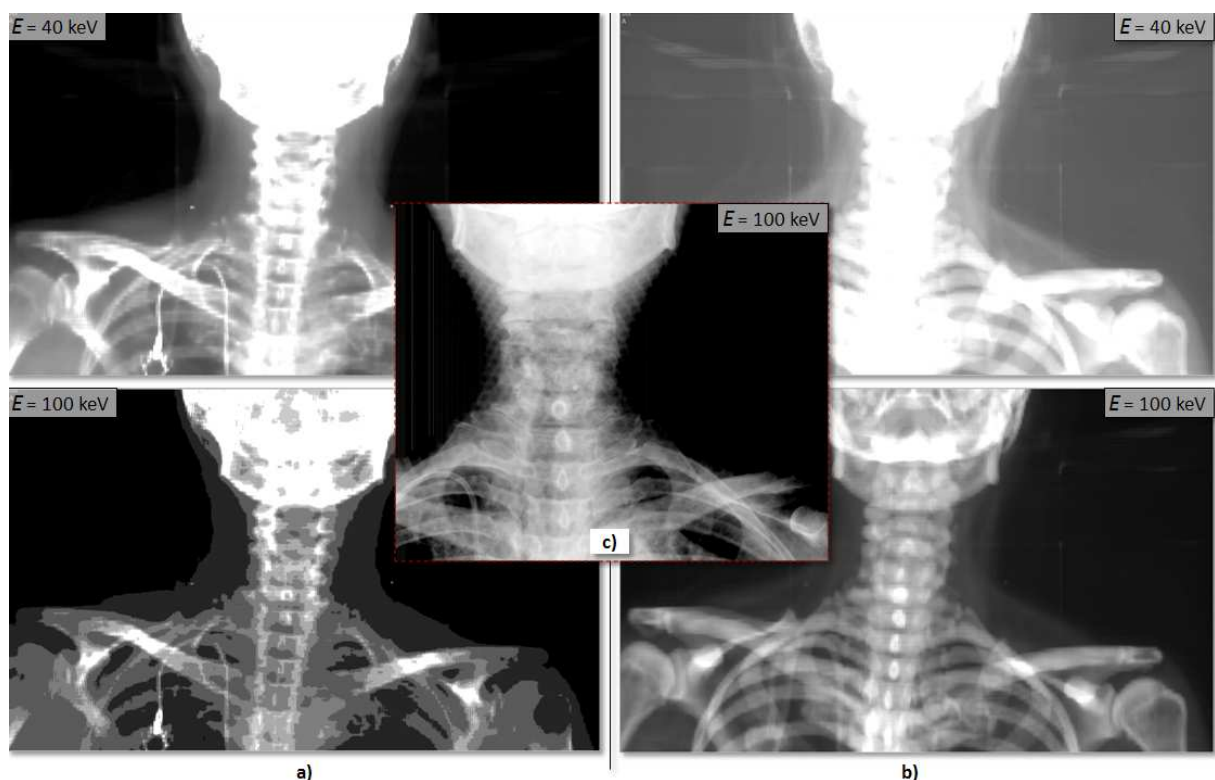


Abb. 7.15: Unterschiedliche Radiometriesimulation: Bilder von Thoraxpatient DS-5 für 40 keV bzw. 100 keV Maximalenergie. **a**) DRRs mit Absorptionen direkt aus CT-Zahlen, **b**) DRRs mit Materialgewichtung und **c**) 100 keV Röntgenbild (frontale Ansicht, überlagert von einem Fixiernetz auf dem Gesicht des Patienten).

Lagemessung mit verschiedenen simulierten Röntgenenergien

Im nächsten Versuch wird die Abhängigkeit der Lagemessung von der simulierten Photonenergie (Methode **B**) evaluiert. Bisher wurden stets maximale Röntgenenergien von 100 keV angenommen. Diese werden nun variiert. Dazu werden für 15 verschiedene simulierte Energien zwischen 25 keV und 200 MeV je 48 Lagemessungen (Verfahren **III**, LMRC) mit dem Datensatz DS-2 eines Prostata-patienten für initiale Fehllagen bis $mTRE_0 = 12$ mm durchgeführt. Dabei zeigt sich in Abb. 7.16a, dass die Einzugsreichweite und mittleren Fehler für Energien zwischen ca. 75 keV und 5,000 keV etwa gleich bleiben ($CR \approx 5$ bis 6 mm). Die mittleren Erfolgsraten steigen mit der simulierten Energie, sinken aber wieder ab ca. 5 MeV.

Automatische Radiometrieanpassung

Theoretische Bestimmbarkeit der zu simulierenden Energie

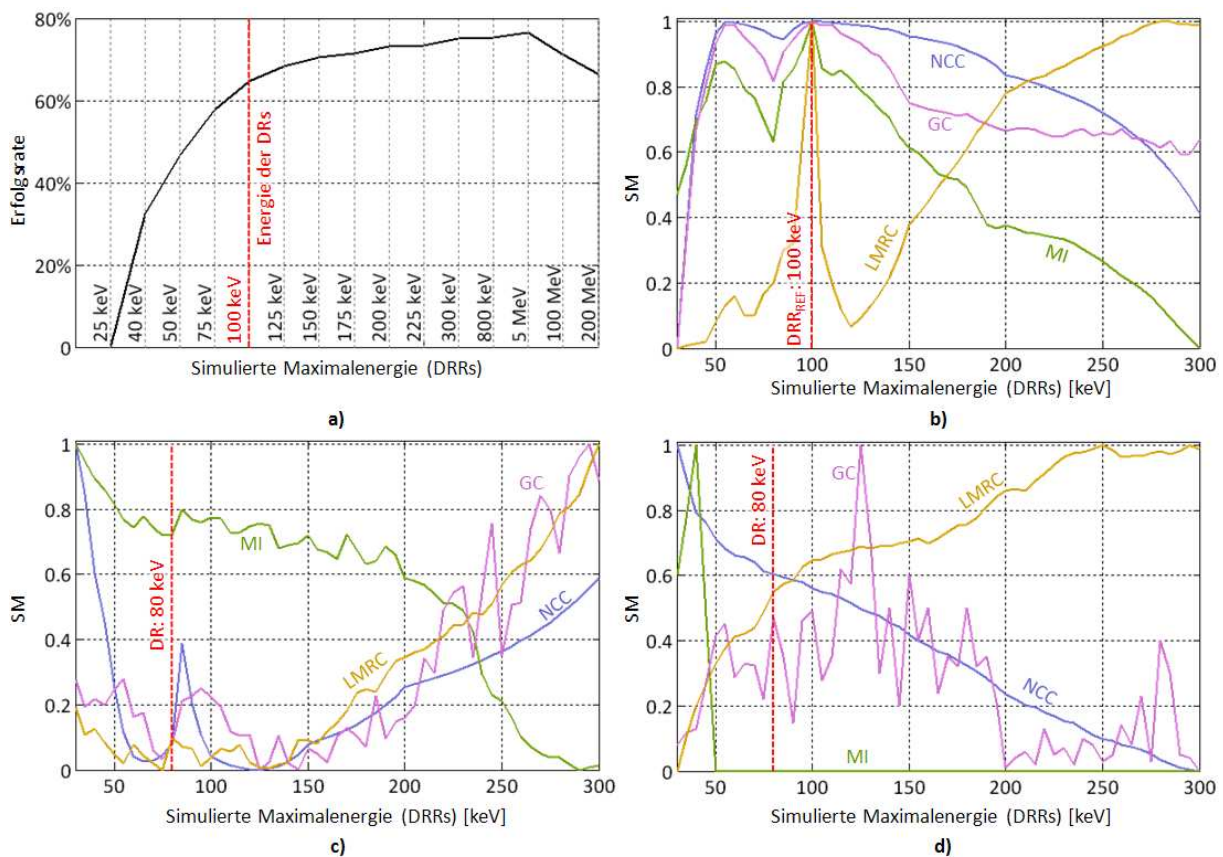


Abb. 7.16: Lagemessungen und Ähnlichkeitsmaße über simulierten Energien: **a)** Durchschnittliche Erfolgsraten der je 48 Lagemessungen (DS-2) für verschiedene Röntgenenergien; **b)** SMs beim Vergleich von DRRs unterschiedlicher Energien (Thoraxpatient DS-5); **c)** SMs beim Vergleich eines 80 keV Röntgenbildes zu DRRs verschiedener Energien, erzeugt nach Methode **B** und **d)** nach Methode **A**.

Um die prinzipielle Machbarkeit der automatischen Radiometrieanpassung für das DRR Rendering zu untersuchen, werden verschiedene Ähnlichkeitsmaße für den Vergleich zweier DRRs unterschiedlicher Energien ausgegeben. Dazu wird eine Referenz-DRR mit fester maximaler Photonenergie erzeugt. Die andere DRR wird mit Energien zwischen 30 keV und 300 keV gerendert, über welche das Ähnlichkeitsmaß ausgegeben wird. Für den Versuch werden die CT-Daten des klinischen Thorax DS-5 verwendet. Die DRRs werden für die frontale Ansicht (GTR-1, Kamera 1) erzeugt, die Radiometrie mit Materialgewichtung (**B**) simuliert. Abb. 7.16b zeigt die Ergebnisse für die Maße NCC, MI, GC und LMRC (normiert auf [0 ... 1]) für den Vergleich mit einer Referenz-DRR bei 100 keV. Die Maxima aller Ähnlichkeitsmaße liegen an der korrekten Position, bei 100 keV. Allerdings existieren selbst bei diesem einfachen Vergleich zweier bis auf die simulierten Energien iden-

tischer Bilder Nebenmaxima. So besitzen bei ca. 60 keV alle Maße eine lokale Extremstelle. LMRC besitzt zudem ein ausgeprägtes lokales Maximum bei ca. 280 keV. Das Maß mit den wenigsten lokalen Extrema ist NCC. Ergebnisse für Referenz-DRRs bei anderen Energien (50 keV, 140 keV) sind vergleichbar.

Im nächsten Schritt wird der Versuch mit echten Röntgenbildern des Thoraxpatienten wiederholt. Diese werden bei 80 keV aufgenommen. Die Ergebnisse in Abb. 7.16c zeigen, dass nur NCC ein ausgeprägtes (lokales) Maximum (bei 90 keV) in der Nähe der korrekten Energie besitzt, während bei allen anderen Maßen um 80 keV herum zahlreiche lokale Maxima existieren (LMRC besitzt ein Maximum bei exakt 80 keV, welches jedoch von weiteren lokalen Extrema umgeben ist). Nahe der korrekten Energie ist NCC über einen Bereich von ca. 50 keV bis 250 keV maximal. Der Versuch wird auch für die DRR-Simulation ohne Materialgewichtung (Methode **A**) durchgeführt. Es zeigen sich keine ausgeprägten Maxima an der korrekten Position (Abb. 7.16d). Der MI-Wert sinkt über 50 keV hinaus auf nahezu 0, da die Bilder bei höherer Energie so dunkel werden, dass durch Herunterskalieren auf 8 Bit Grauwerte für die MI-Berechnung fast alle Bildinformationen verloren gehen.

Lagemessung mit automatischer Radiometrieangepassung

Die automatische Radiometrieangepassung wird nun zusammen mit der Lagemessung (Verfahren **III**) durchgeführt. Dabei wird der Algorithmus zur Optimierung der Röntgenenergie mit jeder 6 DOF Iteration (also maximal achtmal) des Verfahrens durchgeführt, um die DRRs unabhängig voneinander an die Röntgenbilder anzupassen. Initial wird von 100 keV für die DRR-Erzeugung ausgegangen. Für folgende Versuche werden von DS-1 (Kopfphantom) Röntgenbilder mit unterschiedlichen Generatoreinstellungen (Ladungen von 128 mAs bzw. 200 mAs und Spannung von je 55 kV bis 110 kV in 5 kV Schritten) aufgenommen. Das Phantom bleibt währenddessen unbewegt auf dem Patiententisch. Pro Versuch mit DRs verschiedener Kombinationen von Generatoreinstellungen, werden 50 Lagemessungen mit initialen Fehlern von $mTRE_0 = 0 \dots 25$ mm durchgeführt. Als Referenzlage wird das Ergebnis einer Lagemessung (manuelle Vorregistrierung) mit bei 128 mAs und 100 kV aufgenommenen DRs verwendet.

Zunächst zeigt sich, dass die Einstellung der Ladung durch Stromstärke und Impulsdauer so gut wie keinen Einfluss auf die Messergebnisse hat, die unterschiedlichen Spannungen dagegen sehr wohl. Werden die Ähnlichkeitsmaße MI, GC oder LMRC für die Energieangepassung herangezogen, stellen sich keine konsistenten Ergebnisse für die simulierte Energie ein. Die gefundenen Energien können von Lagemessung zu Lagemessung auch bei gleichen Röntgenbildern stark variieren (etwa 50 bis 140 keV). Das gleiche gilt für alle SMs, wenn der GSS Optimierungsalgorithmus eingesetzt wird. Die besten Ergebnisse werden mit einer umfassenden Suche nach dem Maximum von NCC erzielt – wie in Abschnitt 4.4.3 schon vermutet wurde. Dabei spielen lokale Extremstellen keine Rolle, denn es wird in festen 5 keV Abständen in einem Bereich von 50 keV bis 250 keV nach einem globalen Maximum gesucht. Je Ansicht werden dafür 41 zusätzliche DRRs erzeugt (ca. 4 s Zeitaufwand je Ansicht).

Mit dem Verfahren können die Erfolgsraten der Lagemessung leicht erhöht werden. Abb. 7.17a zeigt die Erfolgsraten unter Verwendung von 55 keV (links) bzw. 110 keV (rechts) Röntgenbildern (je mit 128 mAs). Die Lagemessungen wurden je 50 mal mit und ohne automatische Radiometrieangepassung (Verfahren **III**, Registrierung mit LMRC, Radiometrieangepassung mit NCC) durchgeführt. Es ist erkennbar, dass in beiden Fällen mit Radiometrieangepassung die Zuverlässigkeit der Lagemessung erhöht werden kann. Wird MI als Ähnlichkeitsmaß der geometrischen Registrierung verwendet, ist diese Erhöhung deutlicher, jedoch ist die Zuverlässigkeit noch deutlich niedriger als bei LMRC. Abb. 7.17b und -c zeigen die gefundenen Energiewerte für 55 keV bzw. 110 keV DRs beider Kameras (wird für eine Kamera ein 55 keV und für die andere ein 110 keV Bild verwendet, sind die Ergebnisse identisch). Es sind die durchschnittlichen gefundenen Energiewerte mit ihren Standardabweichungen über Messungen für 50 initiale Lagefehler angegeben. Bei Verwendung der 55 keV Röntgenbilder (Abb. 7.17b) werden anfangs Energien von ca. 75 keV bis 80 keV statt den initialen 100 keV ermittelt. Die Schwankungen der Werte sind erst gering, steigen jedoch mit den initialen Fehlern (frontale An-

sicht: $mTRE_0 > 12$ mm; bzw. lateral: > 4 mm). Bei höherer Energie der aufgenommenen DRs sind die anfänglichen Schwankungen der ermittelten Energie etwas größer. Für 110 keV DRs (Abb. 7.17c) werden durchschnittlich Werte zwischen 100 keV und 110 keV ermittelt. Bei größeren initialen Fehlern (ab ca. 10 mm) nehmen die Schwankungen in den Ergebnissen zu.

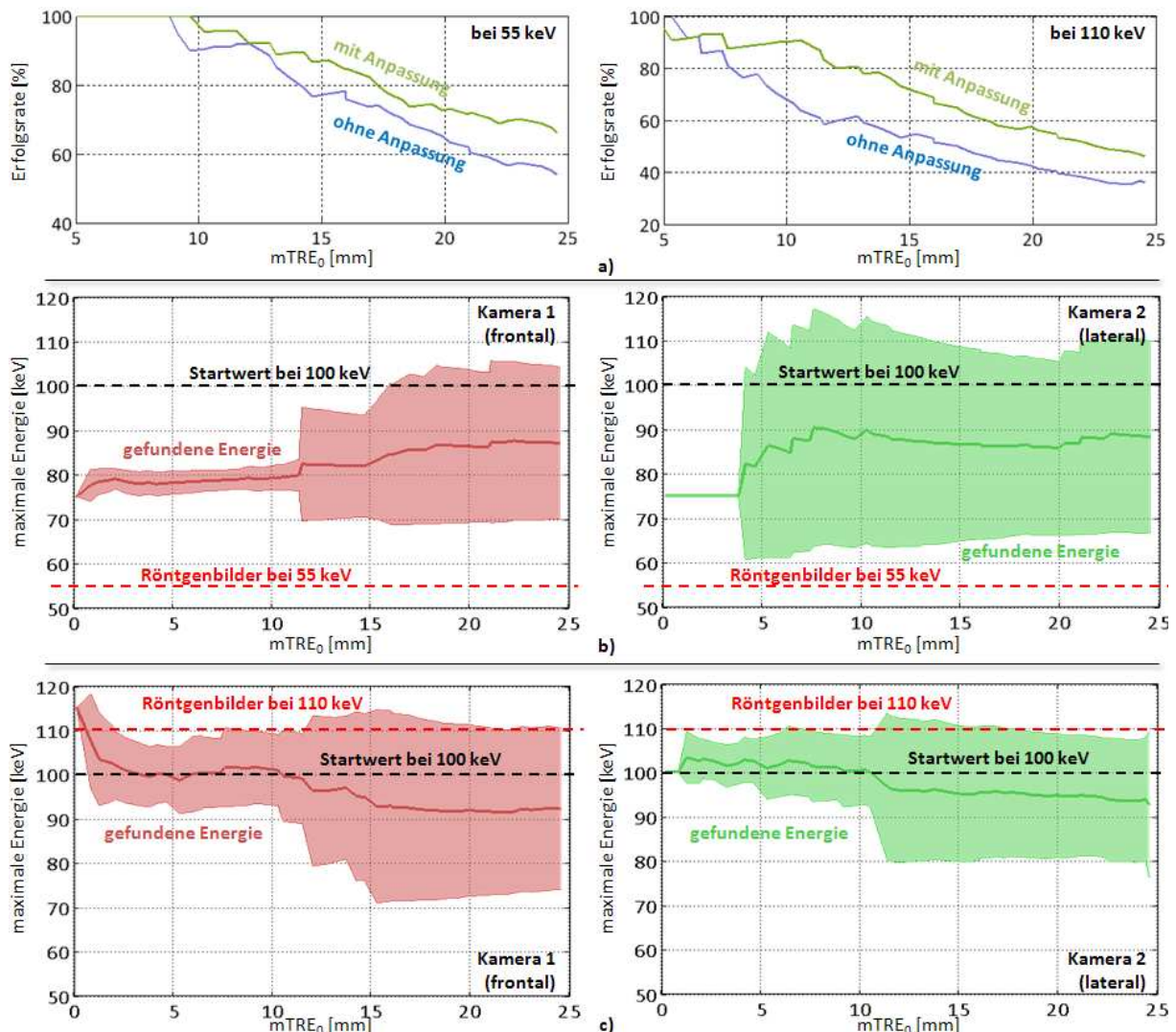


Abb. 7.17: Ergebnisse der Radiometrieanpassung für Kopfphantom DS-1: **a)** Erfolgsraten der Lagemessung über Fehllagen von $mTRE_0 = 0 \dots 25$ mm mit/ohne Radiometrieanpassung für 55 keV und 110 keV Röntgenbilder; **b)** Durchschnitt und Standardabweichungen gefundener Energien über initialen Lagefehlern für beide Kameras und 55 keV bzw. **c)** 110 keV Röntgenbilder.

7.2.6 Weitere Untersuchungen zu Lagefehlern, Genauigkeiten und Präzision

Tatsächliche Lagefehler

Interessant im Zusammenhang mit dem Einzugsbereich ist die initiale Fehllage von Patienten in der klinischen Praxis. Nachdem CT-Daten und Behandlungsplan geladen sind, sollten aufgenommene Röntgenbilder, sofern keine Fehllage vorliegt, mit den DRRs übereinstimmen. Die Fehllage wird durch automatische Lagemessung ermittelt. Das Ergebnis wird jeweils visuell anhand der DRRs/DRs (oder falls Marker zur Verfügung stehen, durch den FRE) auf Korrektheit überprüft. Tab. 7.11 zeigt durchschnittliche Messergebnisse der Lage für verschiedene Bestrahlungskonfigurationen (zwei DRs je Behandlungsfeld mit unterschiedlichen Tisch- und Gantrywinkeln) an den hier bereits verwendeten klinischen Datensätzen DS-2, -3, -5 sowie zwei weiteren Patienten (Becken- und Kopfbereich). Die $mTRE$ -Werte liegen außer für DS-3 im Bereich, in dem die erfolgreiche Lagemessung noch sehr wahrscheinlich ist (Erfolgsrate $> 70\%$, vgl. Tab. 7.8). Für DS-3 sind die Lageabweichungen wesent-

lich größer. In allen Fällen werden die Messungen erfolgreich durchgeführt, für ein Behandlungsfeld von DS-3 ist jedoch eine grobe initiale Vorpositionierung der DRRs zu den Röntgenbildern durch den Anwender nötig. In einem Fall für DS-3 kann nur unter Verwendung einer manuell definierten ROI registriert werden, die einen Teil eines Röntgenbildes ausblendet (dieser enthält vor allem die unteren Kieferknochen, die offenbar nicht fixiert wurden).

klinischer Datensatz	Behandlungsfelder	Ø Verschiebung [mm]				Ø Rotation [°]				Ø $mTRE$ [mm]
		<i>LR</i>	<i>IO</i>	<i>UD</i>	<i>TRE</i>	<i>YAW</i>	<i>PITCH</i>	<i>ROLL</i>	<i>RRE</i>	
a) DS-2	4	-0.8	-3.5	-4.2	6.5	0.2	-1.3	1.0	1.7	6.6
b) DS-3	3	-24.7	-7.3	16.6	30.9	-2.9	-7.2	3.1	5.4	31.1
c) DS-5	2	-5.3	7.9	1.0	9.6	-3.8	-0.6	0.3	3.9	9.8
d) Prostata	1	-0.4	0.2	0.1	0.4	-0.1	-0.6	-0.6	0.9	0.7
e) Kopf	2	-0.4	-0.9	0.8	1.6	0.1	-0.5	-0.3	0.8	1.7

Tab. 7.11: Initiale Fehlausrichtungen von Patienten: Differenzen zwischen geplanter und gemessener Lage für a) den Prostatapatienten DS-2, b) den Kopfpatient DS-3, c) den Thoraxpatient DS-5, d) einen weiteren Prostatapatienten aus GTR-1 und e) einen Kopfpatient aus der FBTR Anlage.

Erfolgsraten für initiale Fehler einzelner Achsen

Die Lagemessung wird für verschiedene initiale Fehler einzelner Lageparameter durchgeführt. Dies soll helfen abzuschätzen, für welche räumliche Transformation, welche Genauigkeit der initialen Patientenausrichtung erforderlich ist, damit die Lage noch erfolgreich gemessen werden kann. Für Verschiebungen werden initiale Fehler von -50 mm bis $+50$ mm in 2 mm, für Rotationen von -30° bis $+30^\circ$ in 1° Schritten verwendet. Die Fehler der anderen Achsen sind jeweils 0. Es werden sechs Durchläufe – einer pro Lageparameter – mit Lagemessungen an klinischen Datensätzen DS-2 und -3 durchgeführt. Die Referenzlage wird wieder je durch eine vorhergehende Lagemessung bestimmt.

In Abb. 7.18 sind die Bereiche dargestellt, für welche die Erfolgsrate der Lagemessung je 100% beträgt. Für die Bereiche darüber hinaus erfolgen kaum noch korrekte Messungen. Es fällt auf, dass die Bereiche teilweise stark asymmetrisch sind, etwa in *IO*-Richtung bei DS-2 können alle Lagen korrekt bis zu initialen Verschiebungen von 46 mm nach links, allerdings nur bis 8 mm nach rechts bestimmt werden. Für alle Lageparameter können zwei weitere Beobachtungen gemacht werden: 1. Ab der Überschreitung eines bestimmten initialen Fehlers schlagen fast alle folgenden Messungen fehl und 2. die Fehler für gelungene Messungen liegen im Bereich von $mTRE \approx 0.5$ mm, wohingegen offensichtliche Fehlmessungen immer durch große Werte, etwa $mTRE > 10$ mm auffallen.

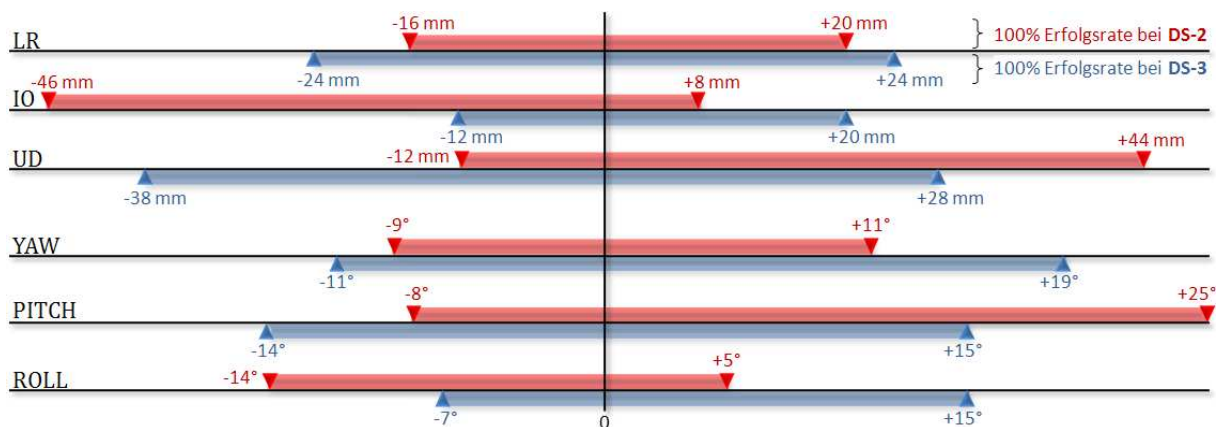


Abb. 7.18: Bereiche mit 100% Erfolgsrate bei der Lagemessung mit initialen Fehllagen einzelner Lageparameter für Datensätze DS-2 und DS-3.

Präzision

Die Präzision der Messung einzelner Lageparameter wird untersucht, indem die Ergebnisse der bereits erfolgten Messungen über $mTRE_0 = 0 \dots 12$ mm in 144 Schritten (Verfahren **III**, LMRC, ohne radiometrische Registrierung) weiter ausgewertet werden. In Abb. 7.19 werden für alle erfolgreichen Messungen ($mTRE \leq 2$ mm) die Abweichungen einzelner gemessener Lageparameter von ihrem Mittelwert für Datensätze DS-1 bis -3 dargestellt. Dabei zeigt sich, dass alle Parameter mit Präzisionen von $\sigma \ll 0.5$ mm gemessen werden können. Vereinzelt können jedoch Ausreißer beobachtet werden, etwa in *UD*-Richtung für DS-3 (Abb. 7.19c). Bei den Rotationen sind im Allgemeinen die *ROLL*-Fehler (um die Tisch *Y*-Achse) am größten. Der Versuch wurde auch für DS-4 durchgeführt, hier liegen alle zufälligen Translations- und Rotationsfehler in etwa ähnlichen Größenordnungen – $\sigma = 0.23$ mm, 0.25 mm, 0.23 mm (*LR*, *IO*, *UD*) und $\sigma = 0.22^\circ$, 0.19° , 0.15° (*YAW*, *PITCH*, *ROLL*). Wird eine zusätzliche radiometrische Registrierung verwendet, ergeben sich keine signifikanten Unterschiede zu den genannten Präzisionen.

Die Präzision kann auch in den Bildebenen ermittelt werden. Werden 144 Registrierungen (nur eine 2D-Registrierung mit LMRC) mit initialen Abweichungen von 0 bis 5 mm in den Bildebenen für DS-1 durchgeführt, werden Unsicherheiten von $\sigma_x = 0.21$ mm bzw. $\sigma_y = 0.06$ mm und $\sigma_\gamma = 0.10^\circ$ ermittelt. Für die anderen Datensätze folgt DS-2: 0.31 mm, 0.20 mm, 0.12° , DS-3: 0.28 mm, 0.17 mm, 0.13° und DS-4: 0.13 mm, 0.07 mm, 0.21° .

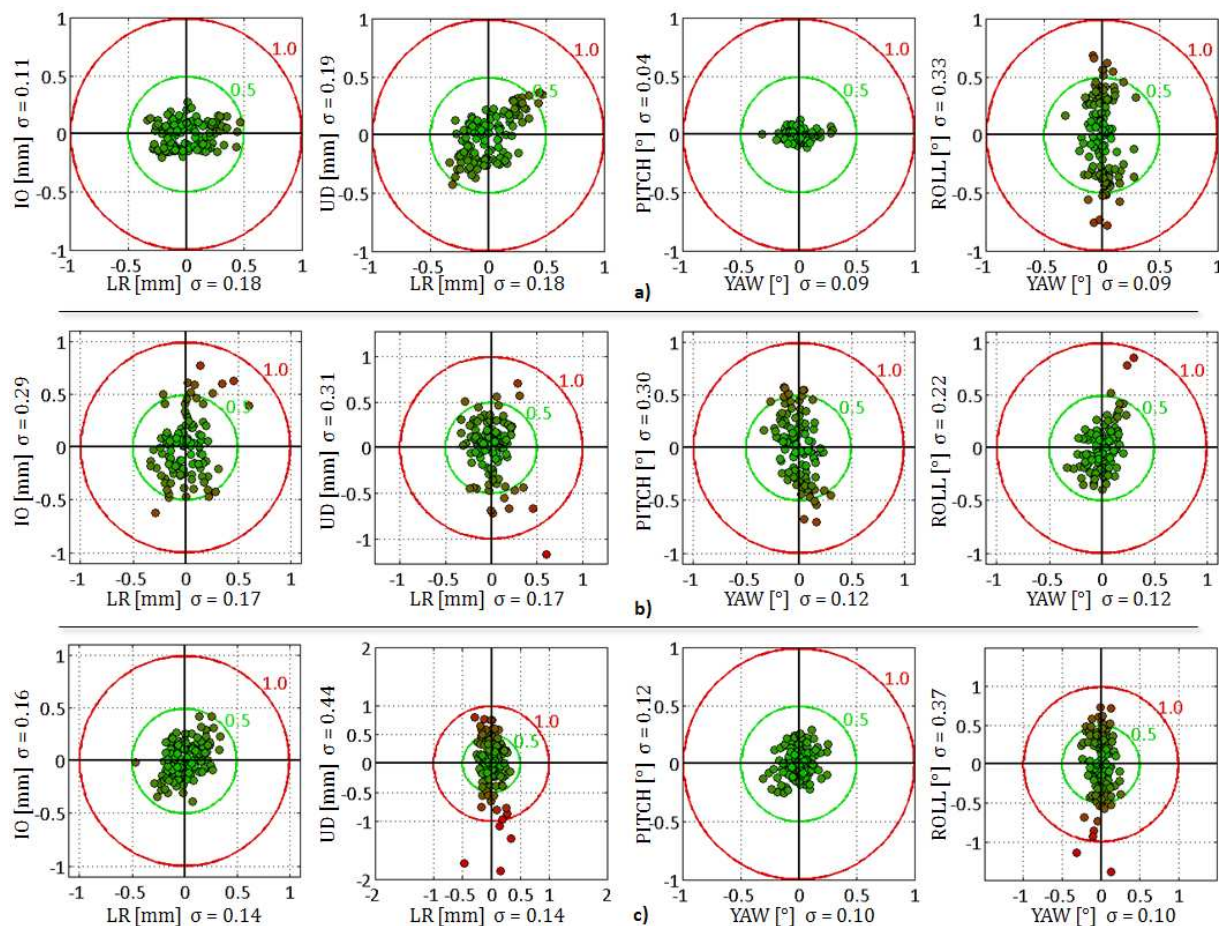


Abb. 7.19: Streudiagramme zur Präzision erfolgreicher Lagemessungen: Vergleich verschiedener Freiheitsgrade, a) für Kopfantom DS-1, b) Prostatapatienten DS-2 und c) Kopfpatienten DS-3.

Relative Genauigkeit

Um die Genauigkeit der Lagemessung unabhängig von etwaigen Fehlern der Anlagengeometrie oder der Definition von Referenzmarkern zum Erzeugen des Goldstandards zu ermitteln, wird das Kopfphantom (DS-1) auf dem von einem Roboterarm getragenen Behandlungstisch (GTR-1) positioniert. Dieser kann verfahren/rotiert werden, sodass Lageänderungen in alle Richtungen realisierbar sind. Zunächst wird das Phantom auf dem Tisch etwa in Position des Isozentrums gebracht. Zwei Bilder werden als Referenz aufgenommen. Mit der automatischen Lagemessung wird Referenzlage L_{REF} bestimmt. Als nächstes werden verschiedene andere Tischstellungen angefahren, die alle Freiheitsgrade der Lage abdecken und weitere Bilder aufgenommen. Insgesamt werden DRs für neun Lagen mit Differenzen ΔL_{TISCH} von 20 mm bzw. 2° zur Referenzlage für eine einzelne oder Kombinationen verschiedener Achsrichtungen aufgenommen (darunter auch 20 mm Verschiebung in jede Richtung und 2° Rotation um jede Achse). Aus den jeweiligen Lagemessungen L bei verfahrenem Tisch werden die Messfehler $F_L = L - \Delta L_{TISCH} - L_{REF}$ bestimmt. Diese betragen im Durchschnitt ($\pm\sigma$) 0.34 ± 0.13 mm (TRE) bzw. $0.38 \pm 0.15^\circ$ (RRE). Neben Messfehlern der Lage sind hier noch die Fehler der Messung der Referenzlage und die Ungenauigkeit der Tischverfahung enthalten.

In einem weiteren Versuch werden die gemessenen Patientlagen durch entsprechendes Verfahren des Tisches korrigiert, sodass in einer Folgemessung L_{KORR} mit neuen Bildern jeweils wieder die Referenzlage gemessen werden sollte. Nach Korrektur der Patientlage betragen die Fehler ($F_L = L_{KORR} - L_{REF}$) 0.37 ± 0.14 mm (TRE) bzw. $0.34 \pm 0.15^\circ$ (RRE). Sie sind etwa gleichgroß wie die Messfehler vor der Korrektur durch Tischbewegung.

7.3 Theoretische Genauigkeiten des Lagemesssystems

7.3.1 Unsicherheiten der Sollposition

Die durch die CT-Bildgebung zu erwartenden Standardabweichungen (Varianzen C_{CT}) werden mit einer halben Voxelgröße genähert. Für die Tumordefinition werden hier Unsicherheiten C_{ZIEL} mit ebenfalls einer halben Voxelgröße Standardabweichung definiert, unter der Annahme, dass die relevante Region etwa voxelgenau segmentiert werden kann. Die Standardabweichung der Sollposition nach Gl. 5-1 ergeben dann $\sqrt{0.5} * \text{Voxelgröße}$. Für die CT-Daten des Kopfphantoms DS-1 (Tab. 6.2, $0.98 \times 0.98 \times 1.00$ mm/Voxel) folgen damit $\sigma = 0.69$ mm in LR-/UD- und 0.71 mm in IO-Richtung der Lage (für auf dem Rücken liegende Patienten). Bei noch realisierbaren Rasterungen von 0.5 mm betrage $\sigma_{SOLL} = \pm 0.35$ mm.

7.3.2 Unsicherheiten der Istposition

Unsicherheit der Anlageneinstellung

Die relevanten Fehler bei der Anlageneinstellung beschränken sich auf den Gantrywinkel, der allerdings nicht direkt als Verschiebung des Bestrahlungsziels eingeht. Um trotzdem die Genauigkeit einer Gantry zu schätzen, wird ein Winkel (45° , Anlage GTR-2) $10 \times$ angefahren und Bilder des Kopfphantoms DS-1 aufgenommen. Die Lage wird jeweils automatisch gemessen. Für alle Lageparameter ergeben sich Standardabweichungen von unter $\sigma = 0.25$ mm/ 0.20° . Insbesondere für den ROLL-Winkel, welcher bei gerader Tischstellung für die Aufnahmegeometrie gleichbedeutend ist mit dem Gantrywinkel, wird $\sigma_{ROLL} = 0.15^\circ$ gemessen. Dieser Wert liegt noch unter der Abweichung, die Abb. 7.19a für verschiedene Startpositionen der Lagemessung zeigt.

Unsicherheiten aus der Röntgenbildgebung

Die aus der Bildgebung zu erwartende Ungenauigkeit $\sigma_{r\ddot{o}}$ wird exemplarisch für Kamera 1 aus GTR-1, und -2 bestimmt. Zur Aufnahme Röntgenröhren mit einem nominellen Fokus von 0.6 mm verwendet. Die DRs von einem Phantomkopf (RANDO, Radiology Support Devices Inc.) und einem gespannten Kupferdraht (Durchmesser 1.5 mm) dienen je als Testbild. Der Querschnitt des

Drahtausschnittes in der DR ist in Abb. 7.20a zusammen mit seinem Grauwertprofil für GTR-1 abgebildet. Er wird in etwa an der Stelle des projizierten Isozentrums ausgewertet. Dazu wird der Grauwertverlauf längs des Drahtes (Durchschnitt über 70 Pixel, zur Vermeidung von Störpixeln) mit einem idealisierten Verlauf verglichen. Die jeweiligen Kurven werden in Abb. 7.20b und -c im Orts- bzw. Frequenzraum gezeigt. In der jeweiligen Bildebene wird die MFT bestimmt, die für GTR-1 und -2 mit bei verschiedenen Kontrastverhältnissen messbaren Frequenzen in Abb. 7.20d dargestellt ist.

Die *Cutoff-Frequenzen* betragen etwa 0.8 lp/mm bzw. 1.0 lp/mm. Die *Pseudo-Schärfe* rechts der Cutoff-Frequenz [Morneburg, 1995] wurde bereits abgeschnitten. Die MTFs bei 45% Kontrast betragen $MTF_{45\%} = 0.58$ lp/mm (GTR-1) und 0.67 lp/mm (GTR-2). Die Werte werden in den Raum zurückprojiziert, um Unabhängigkeit von der Kamerageometrie zu erlangen. Dies ergibt 0.85 lp/mm und 0.98 lp/mm in einer Ebene durch das Isozentrum, parallel zur jeweiligen Detektorebene. $MTF_{45\%} = 0.85$ lp/mm wird als schlechtester anzunehmender Wert gewählt. Die Standardabweichungen der Istposition in den Bildebenen für Kameras 1 und 2 sind damit $\sigma_{r\ddot{o}(1)} = 0.86$ mm, $\sigma_{r\ddot{o}(2)} = 0.71$ mm (GTR-1) und $\sigma_{r\ddot{o}(1,2)} = 0.86$ mm (GTR-2) bzw. $\sigma_{R\ddot{o}} = 0.59$ mm im Raum. Geht man davon aus, dass mit dem LMRC Maß auch Bilder mit sehr niedrigem Kontrast registriert werden können, kann auch maximal der Wert der Cutoff-Frequenz der MTF verwendet werden. Der beste Wert ist hier die in GTR-2 gemessene $MTF_{10\%} = 1$ lp/mm (zum Vergleich, im DIGI-13 Körper sind maximal 4 lp/mm erkennbar). Er führt zur bestmöglichen Variante $\sigma_{r\ddot{o}(1)} = 0.50$ mm, $\sigma_{r\ddot{o}(2)} = 0.41$ mm (GTR-1) bzw. $\sigma_{r\ddot{o}(1,2)} = 0.50$ mm (GTR-2) und $\sigma_{R\ddot{o}} = 0.34$ mm im Raum.

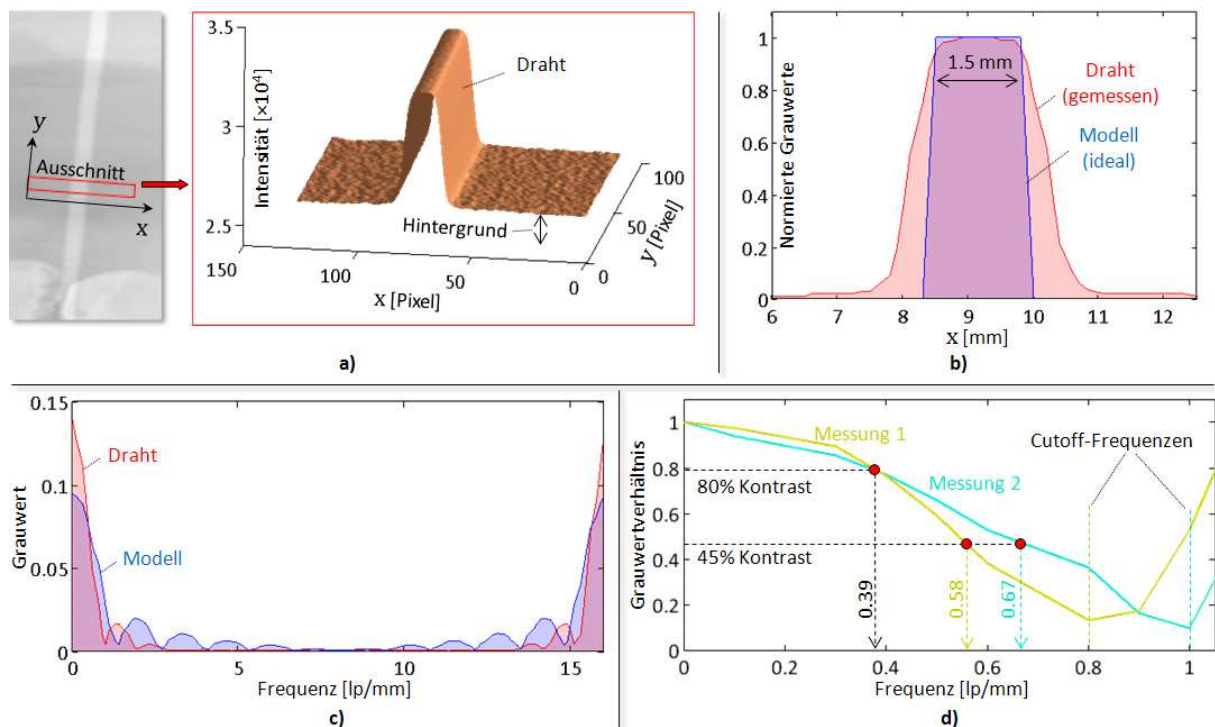


Abb. 7.20: Schätzung der Bildqualität unter realen Bedingungen: **a)** Grauwertprofil eines Drahtes (Durchmesser 1.5 mm), aufgenommen in GTR-1; **b)** durchschnittlicher Grauwertverlauf, überlagert mit Drahtmodell (für DR aus GTR-1); **c)** Grauwertverläufe im Frequenzraum (GTR-1); **d)** MTFs für Messbilder aus GTR-1 und -2 sowie Frequenzen bei einigen Kontrastverhältnissen.

7.3.3 Fehler der verwendeten Kameramodelle

Die Kameramodelle werden für verschiedene Gantrywinkel in 5° Schritten in GTR-1 und -2 je aus den zwei Sätzen von Kalibrierwerten $KAL(CW)$ und $KAL(CCW)$ bestimmt. Abb. 7.21 stellt die Abweichungen der aus den Kalibrierungen bestimmten Kameraparameter vom Idealmodell GTR-1, bzw. die Werte der gewichteten Mittelung beider Rotationsrichtungen dar. Zu sehen sind hier vor allem die Ab-

weichungen der Röhren- (Abb. 7.21a) und Detektorposition (Abb. 7.21b) in X -/ Z -Richtung. Die Werte in Y -Richtung sind nur wenige mm groß, die der Detektorwinkel liegen im Bereich von 0.1° . Erkennbar ist, z. B. in Abb. 7.21b, dass die Ellipse mit den ausgeglichenen Werten (rot) vor allem bei 90° und 270° näher an den CW-Werten verläuft, als an den CCW-Werten. Dies liegt an den geringeren Standardabweichungen von $KAL(CW)$ an diesen Stellen.

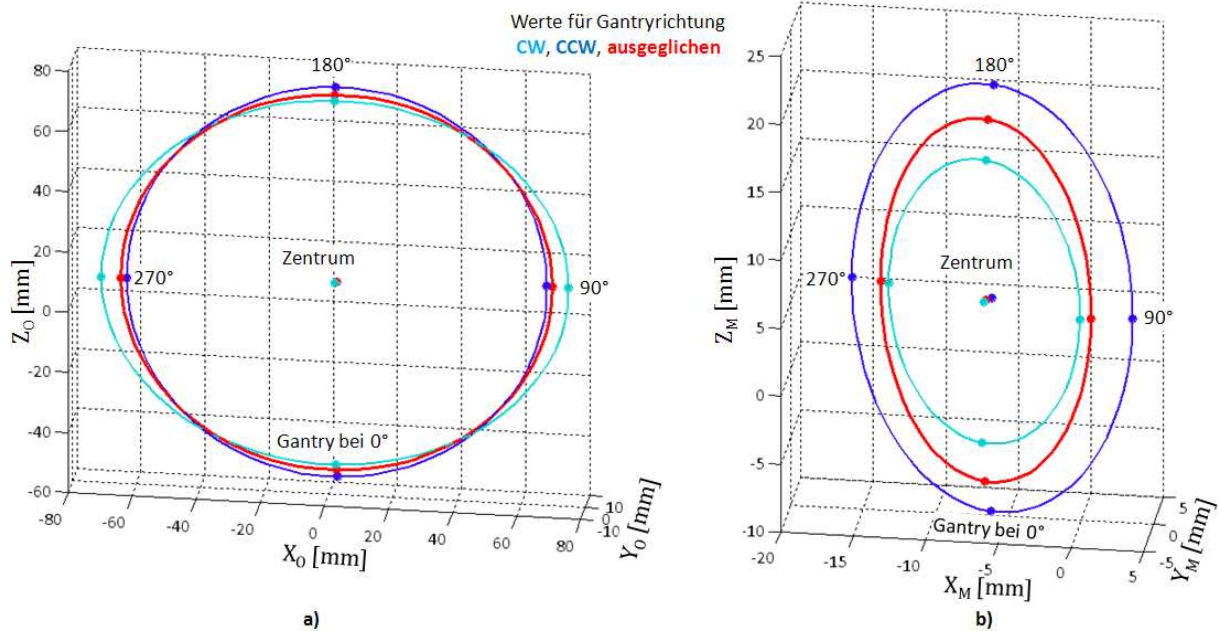


Abb. 7.21: Abweichungen der Kameraparameter aus Regressionsellipsen vom Idealmodell der Kamera 1 in GTR-1 für verschiedene Gantrywinkel, aus Kalibrierungen im/gegen den Uhrzeigersinn und ausgeglichene Werte: **a)** Parameter der Röhrenposition und **b)** Parameter der Detektorposition.

7.3.4 Genauigkeit der relativen Lage

Abhängigkeit von vorgegebenen Unsicherheiten

Für die folgenden Versuche wird die ideale Geometrie der Kameras von GTR-1 verwendet. Alle Einflussgrößen werden initial als fehlerfrei angenommen, um die Abhängigkeit der Unsicherheit der Lagemessung von einzelnen Parametern zu untersuchen. Die untersuchten Eingangsgrößen sind Unsicherheiten im Raum (C_{SOLL}), in den Bildebenen (C_{ebene} aus C_{ist} und C_{smm}), der Kalibrierwerte bzw. Regressionsellipsen für die Kameras (C_{KAL}) sowie der Gantry-, Röhren- und Detektorwinkel (σ_ϕ , $\sigma_{\phi_{RÖH}}$, $\sigma_{\phi_{DET}}$). Ihr Einfluss auf den relativen Lagefehler C_{LAGE} wird gemäß Abb. 5.4 in Abschnitt 5.2.4 bestimmt. Wenn nicht anders angegeben, werden eine Sollposition bei $P_{SOLL} = 0$ (d.h. der Tumor liegt bereits im Isozentrum) und ein Gantrywinkel von $\phi = 0^\circ$ vorgegeben.

Unsicherheiten der Sollposition und in den Bildebenen

Wird allein eine Unsicherheit der Sollposition σ_{SOLL} vorgegeben, entsprechen die Standardabweichungen der Lage dieser Vorgabe. Für Unsicherheiten allein in den Bildebenen $\sigma_{x/y} = [0 \dots 5]$ mm in 0.2 mm Schritten (ohne σ_{SOLL}) steigt der Lagefehler (hier als Vektorlänge der drei Fehler $\sigma_{X,Y,Z_{LAGE}}$) linear mit den 2D-Fehlern. Der Lagefehler wird, wie in Abb. 7.22a sichtbar, etwas kleiner, wenn nur die 2D-Fehler einer Kamera vorgegeben werden. Es lässt sich beobachten, dass, werden Fehler in beiden Bildebenen vorgegeben, die Vektorlänge $\sigma_{3D} = (\sigma_{X_{LAGE}}^2 + \sigma_{Z_{LAGE}}^2)^{0.5}$ des Lagefehlers in X - und Z -Richtung doppelt so groß wie die Standardabweichung in Y -Richtung ist. Werden Unsicherheiten der Sollposition sowie der Abbildung in den Ebenen gemeinsam berücksichtigt, steigt der Lagefehler nicht mehr linear und wird deutlich größer.

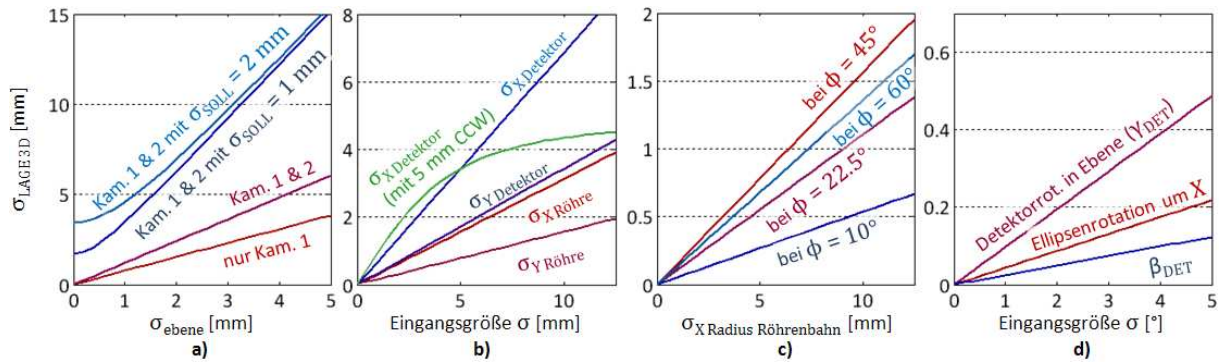


Abb. 7.22: Einflüsse auf den 3D-Lagefehler: Einfluss der Unsicherheiten **a)** in einer oder beiden Bildebenen, ohne und mit fehlerbehafteter Sollposition; **b)** der Rotationszentren von Röhren- und Detektorbahn (grün: wenn für die CCW-Kalibrierung $\sigma_X = 5$ mm fix angenommen werden); **c)** der Bahnradien (hier in r_X) bei verschiedenen Gantrywinkeln und **d)** ausgewählter Rotationen bei $P_{SOLL} = (5\ 5\ 5)^T$ mm (für β_{DET} : $P_{SOLL} = (40\ 40\ 40)^T$ mm).

Unsicherheiten der Kalibrierdaten

Insgesamt werden für die Lagemessung vier Sätze an Kalibrierdaten verwendet (Kamera 1/2, CW/CCW). Werden Unsicherheiten nur in den Kalibrierdaten je einer Drehrichtung angebracht, wirken sie sich nicht auf die Genauigkeit der Lage aus, solange die jeweils andere Drehrichtung fehlerfrei kalibriert wurde. Als erstes wird der Einfluss von Standardabweichungen der Zentren der Regressionsellipsen für Detektor und Röhre von 0 bis 12.5 mm in 0.5 mm Schritten auf den Lagefehler ausgewertet. Diese werden dabei immer für Parameter von Kamera 1 (bei $\phi = 0^\circ$, vertikale Achse) in beide Drehrichtungen vorgegeben. In Abb. 7.22b ist erkennbar, dass die Detektorfehler größeren Einfluss auf die Lage haben, als Fehler der Röhre.

Unsicherheiten in Y-Richtung wirken sich wieder nur etwa halb so stark aus, wie in X-Richtung (bzw. Z- für Kamera 2). Unsicherheiten in Röhre-Detektor Richtung (etwa Z, bei Kamera 1 in 0° Stellung) wirken sich nicht auf die Lage aus. Wird der Fehler für eine Kamera in eine Drehrichtung fest definiert (z. B. $\sigma_X = 5$ mm für die Detektorellipse von Kamera 1 in CCW-Richtung – Abb. 7.22b, grüne Kurve) kann man erkennen, dass durch die gewichtete Interpolation zwischen den Drehrichtungen, die Auswirkung von in eine Richtung stark fehlerhaften Kalibrierwerten reduziert wird (hier: Fehler über 5 mm hinaus verlieren an Einfluss auf die Lagemessung).

Die Unsicherheiten der Ellipsenradien haben keinerlei Einfluss auf die Lage, wenn die Kameras in $0, 90, 180$ oder 270° Winkel zum Raumsystem stehen. In Abb. 7.22c ist der Einfluss der Unsicherheit des Radius in X-Richtung der Röhrenbahn für verschiedene Gantrywinkel aufgezeigt. Die größten Lagefehler treten bei $\phi = 45^\circ$ auf.

Rotationen der Regressionsellipsen bzw. der Detektoren haben nur einen Einfluss, wenn die Sollposition nicht mit dem Isozentrum übereinstimmt, z. B. $P_{SOLL} = (5\ 5\ 5)^T$ mm. Auch dann ist ihr Einfluss, wie die Ergebnisse in Abb. 7.22d zeigen, gering. Bei den Detektorrotationen hat die Unsicherheit der Rotation γ_{DET} in der Ebene den stärksten Einfluss auf die Lage. Um den Einfluss von $\sigma_{\beta_{DET}}$ darstellen zu können, wurde eine weit vom Isozentrum entfernte Sollposition $P_{SOLL} = (40\ 40\ 40)^T$ mm verwendet.

Unsicherheiten der Maschinengeometrie

Um den Einfluss der Winkelfehler σ_ϕ , $\sigma_{\phi_{RÖH}}$, $\sigma_{\phi_{DET}}$ zu bestimmen, wird die Sollposition $P_{SOLL} = (5\ 5\ 5)^T$ mm verwendet. Eine relativ große Unsicherheit des Gantrywinkels von $\sigma_\phi = 1^\circ$ verursacht dann einen 3D-Lagefehler von 0.13 mm. Der Fehler manifestiert sich nur in X- und Z-Richtung der Lage ($\sigma_X = 0.097$ mm und $\sigma_Z = 0.087$ mm). Die Auswirkung der anderen Fehler ist weit größer. Bei $\sigma_{\phi_{RÖH}} = 1^\circ$ folgt ein 3D-Lagefehler von 11.28 mm. Auch für 0.1° liegt der Lagefehler noch bei

1.13 mm. Für $\sigma_{\phi_{DET}} = 1^\circ$ bzw. 0.1° folgen entsprechend 11.36 mm bzw. 1.14 mm. Die Fehler durch $\sigma_{\phi_{RÖH}}$ und $\sigma_{\phi_{DET}}$ treten im Gegensatz zu σ_{ϕ} auch bei $P_{SOLL} = 0$ auf.

Relativer Lagefehler ohne Kamerafehler bei verschiedenen Gantrywinkeln

Im nächsten Versuch werden die Standardabweichungen der relativen Lage je für verschiedene Ansichten mit 16 Gantrywinkeln in 22.5° Schritten von 0 bis 360° ermittelt. Mögliche Fehler aus der Kamerageometrie werden zunächst vernachlässigt.

Ohne Fehler in den Bildebenen

Ebenfalls vernachlässigt werden erstmal die Fehler in den Bildebenen (Abbildungsfehler der Istposition \mathbf{C}_{ist} und Fehler des gefundenen Maximums der Bildähnlichkeit \mathbf{C}_{simm}). Die Standardabweichungen Röhren-, Detektor- und Gantrywinkel werden, wie für GTR-1 und -2 ermittelt (Abschnitt 7.1.6), mit $\sigma_{\phi_{RÖH}} = \sigma_{\phi_{DET}} = 0.01^\circ$ und $\sigma_{\phi} = 0.05^\circ$ vorgegeben. Liegt die Sollposition bei $P_{SOLL} = 0$ und deren Fehler für alle Koordinaten bei $\sigma_{SOLL} = 0.1$ mm, beträgt der Lagefehler für alle Ansichten in GTR-1 durchschnittlich $\emptyset\sigma_{X,Y,Z} = (0.15, 0.10, 0.15)$ mm (ohne $\sigma_{\phi_{RÖH}}$, $\sigma_{\phi_{DET}}$ und σ_{ϕ} liegt er für alle Koordinaten bei 0.10 mm). Ist eine CT-Aufnahme mit nur 0.5 mm gerastert, beträgt σ_{SOLL} bereits 0.35 mm und der Lagefehler $\emptyset\sigma_{X,Y,Z} = (0.37, 0.35, 0.37)$ mm. Für die CT-Aufnahme aus DS-1 mit $\sigma_{X,Y,Z,SOLL} = (0.69, 0.71, 0.69)$ mm, ist ohne Kalibrier-, Abbildungs- oder Messfehlern, mit Lagefehlern von $\emptyset\sigma_{X,Y,Z} = (0.70, 0.71, 0.70)$ mm zu rechnen. Im Durchschnitt über mehrere Gantrywinkel unterscheiden sich die Lageunsicherheiten in X- und Z-Richtung nicht, sehr wohl aber bei einzelnen Winkel. Bei 0° beträgt $\sigma_{X,Y,Z} = (0.69, 0.71, 0.70)$ mm, bei 90° ist $\sigma_{X,Y,Z} = (0.70, 0.71, 0.69)$ mm. Die durchschnittlichen Ergebnisse sind für GTR-2 etwa identisch, aber ohne Unterschiede für die verschiedenen Gantrywinkel (da hier beide Kameras gleiche Vergrößerungsfaktoren besitzen).

Mit Fehlern in den Bildebenen

Im nächsten Schritt werden mögliche Unsicherheiten \mathbf{C}_{ist} und \mathbf{C}_{simm} in den Bildebenen hinzugenommen. Für $\sigma_{IST} = \sigma_{RÖ}$ im Raum wurden 0.59 mm (*schlechte* Variante) bzw. 0.34 mm (*gute* Variante) ermittelt. Die Näherung für \mathbf{C}_{simm} erhält man aus Gl. 5-8. Der Fehler aus der Radiometrie sollte, vor allem mit automatischer Anpassung, klein sein und wird vernachlässigt ($\sigma_{rad} = 0$). Fehler aus der Optimierung (z. B. mit DHS-Algorithmus) können ebenfalls vernachlässigt werden ($\sigma_{optim} = 0$), wenn das Abbruchkriterium klein gewählt ist. Übrig bleiben die Fehler $\sigma_{interpol}$ aus der Interpolation bei der Registrierung. Geht man von NN-Interpolation und 1 mm CT-Rasterung aus, ergibt sich damit in Bild X- und Y-Richtung $\sigma_{simm} \approx 0.60$ mm (Kamera 2, GTR-1) und $\sigma_{simm} \approx 0.73$ mm (alle anderen Kameras). In Abschnitt 7.2.6 wurde die Präzision der Registrierung in der Bildebene (mit linearer Interpolation) des in GTR-1 aufgenommenen DS-1 zu 0.21 mm (x) bzw. 0.06 mm (y) bestimmt. Tab. 7.12 gibt einige Lageunsicherheiten an, die mit verschiedenen Varianten an Eingangsfehlern für GTR-1 ermittelt wurden. Dabei werden neben der *schlechten* bzw. *guten* Varianten für reale Daten (**1./2.**) noch zwei theoretische Varianten (**3./4.**) angegeben (z. B. eine *minimale*, für sehr klein gerasterte CTs und ohne Abbildungsfehler). Für Varianten **1.-4.** wurde $P_{SOLL} = 0$ angenommen. Liegt P_{SOLL} weit vom Isozentrum $(20\ 20\ 20)^T$ mm (Variante **5.**), vergrößern sich die Lagefehler leicht. Für GTR-2 ergeben sich geringfügig größere Lagefehler.

Variante	Eingangsgrößen			Lageunsicherheit, \emptyset über 16 Gantrywinkel	
	σ_{SOLL} X, Y, Z [mm]	σ_{IST} X, Y [mm]	σ_{simm} X, Y [mm]	σ_{LAGE} X, Y, Z [mm]	3D-Lagefehler σ_{XYZ} [mm]
1. schlechte für DS-1	für DS-1: 0.69, 0.71, 0.69	bei $MTF_{45\%}$: 0.59, 0.59	Messung DS-1: 0.21, 0.06	0.93, 0.82, 0.93	1.55
2. gute für DS-1	für DS-1: 0.69, 0.71, 0.69	bei $MTF_{10\%}$: 0.34, 0.34	Messung DS-1: 0.21, 0.06	0.79, 0.75, 0.79	1.35
3. maximaler Fehler	für 1.0×3.0×1.0 mm CT-Raster: 0.71, 2.12, 0.71	bei $MTF_{45\%}$: 0.59, 0.59	NN-Interpol.: 0.73, 0.73	1.08, 2.28, 1.08	2.75
4. minimaler Fehler	für 0.5×0.5×0.5 mm CT-Raster: 0.35, 0.35, 0.35	Kein Abbildungsfehler: 0, 0	beste Messung (DS-4): 0.13, 0.07	0.38, 0.35, 0.38	0.64
5. Nr. 2 bei $P_{SOLL} = (20\ 20\ 20)^T$	für DS-1: 0.69, 0.71, 0.69	bei $MTF_{10\%}$: 0.34, 0.34	Messung DS-1: 0.21, 0.06	0.80, 0.76, 0.80	1.36

Tab. 7.12: Genauigkeiten der relativen Lage ohne Kamerafehler: 5 Varianten für GTR-1.

Um die Unterschiede bei den verschiedenen Gantrywinkeln deutlich zu machen, zeigt Abb. 7.23 neben einer Übersichtsskizze der Geometrie (Abb. 7.23a) den Verlauf der Standardabweichung in X- (Abb. 7.23b), Y- (Abb. 7.23c) und Z-Richtung (Abb. 7.23d) der Lage über ϕ in 10° Schritten für Variante 2. in GTR-1, wenn die Solllage für die Bestrahlung mit $P_{SOLL} = (5\ 5\ 5)^T$ mm bzw. $P_{SOLL} = (5\ 5\ 10)^T$ mm definiert ist.

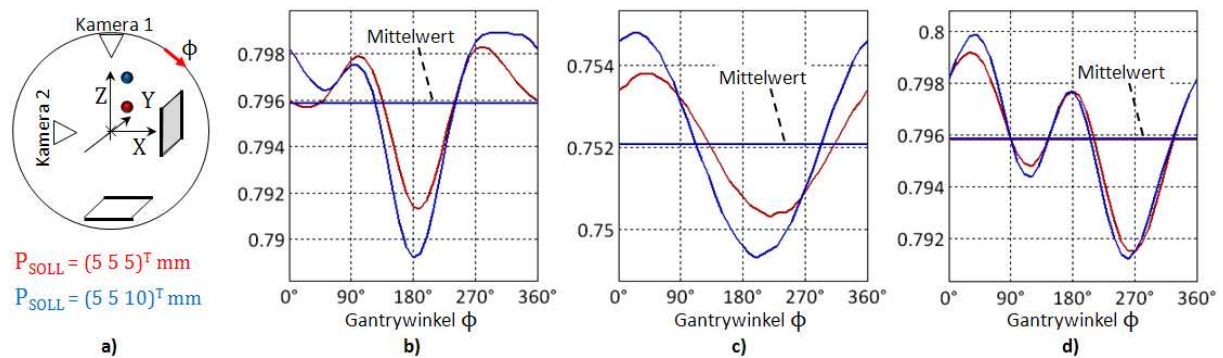


Abb. 7.23: Theoretischer Lagefehler bei verschiedenen Gantrywinkeln in GTR-1: a) Skizze der Geometrie, b) Standardabweichungen der Lage in X-, c) in Y- und d) in Z-Richtung für zwei verschiedene Solllagen (Kurven in rot und blau).

Relativer Lagefehler mit Kamerafehlern bei verschiedenen Gantrywinkeln

Nun werden die Kamerafehler in die Fehlerrechnung einbezogen. Bei $P_{SOLL} = 0$ werden die Standardabweichungen der Lage über $\phi = [0 \dots 360^\circ]$ in 22.5° Schritten ermittelt. Als Kamerafehler werden die Unsicherheiten aus den Kalibrierungen für GTR-1 und -2 verwendet. Werden ausschließlich die Fehler der Kameras in CW- und CCW-Richtung einbezogen, liegt der mittlere 3D-Fehler bei $\emptyset\sigma_{LAGE} = 0.70$ mm (GTR-1) und 0.88 mm (GTR-2). Inklusive der Unsicherheiten σ_ϕ , $\sigma_{\phi_{RÖH}}$, $\sigma_{\phi_{DET}}$ für die Winkel von 0.05° bzw. 0.01° folgt $\emptyset\sigma_{LAGE} = 0.77$ mm (GTR-1) und 1.00 mm (GTR-2). Die größten Fehler treten bei $\phi = 45^\circ$ (GTR-1) und 270° (GTR-2) auf. Bisherige Unsicherheiten waren

nur auf die Kamerasysteme zurückzuführen. Zusammen mit den Fehlern in den Bildebenen, aber noch ohne Fehler der Sollposition, folgen in der *schlechten* Fehlervariante (vgl. Tab. 7.12, Nr. 1) $\emptyset\sigma_{LAGE} = 1.15$ mm (GTR-1) und 1.49 mm (GTR-2) und in der *guten* Variante (Nr. 2) $\emptyset\sigma_{LAGE} = 0.86$ mm (GTR-1) und 1.29 mm (GTR-2). Dies sind die Unsicherheiten, die aus der Lagemessung selbst erwartet werden können.

Werden die weiteren Fehlerquellen einbezogen, liegt der 3D-Lagefehler bei $\emptyset\sigma_{LAGE} = 1.73$ mm (GTR-1) und $\emptyset\sigma_{LAGE} = 1.82$ mm (GTR-2) für die *schlechte* Variante und bei $\emptyset\sigma_{LAGE} = 1.55$ mm (GTR-1) und $\emptyset\sigma_{LAGE} = 1.65$ mm (GTR-2) für die *gute* Variante. Wird nur die Kalibrierung in einer Rotationsrichtung verwendet, liegen die Fehler (*gute* Variante) bei $\sigma_{3D} = 1.64$ mm (GTR-1, CW), 1.69 mm (GTR-1, CCW), 1.62 mm (GTR-2, CW) und 1.64 mm (GTR-2, CCW). Sie sind also bei GTR-1 insgesamt etwas größer, bei GTR-2 etwas kleiner als bei Verwendung der CW- & CCW-Kalibrierung. Weitere Ergebnisse für GTR-1 sind in Abb. 7.24a dargestellt.

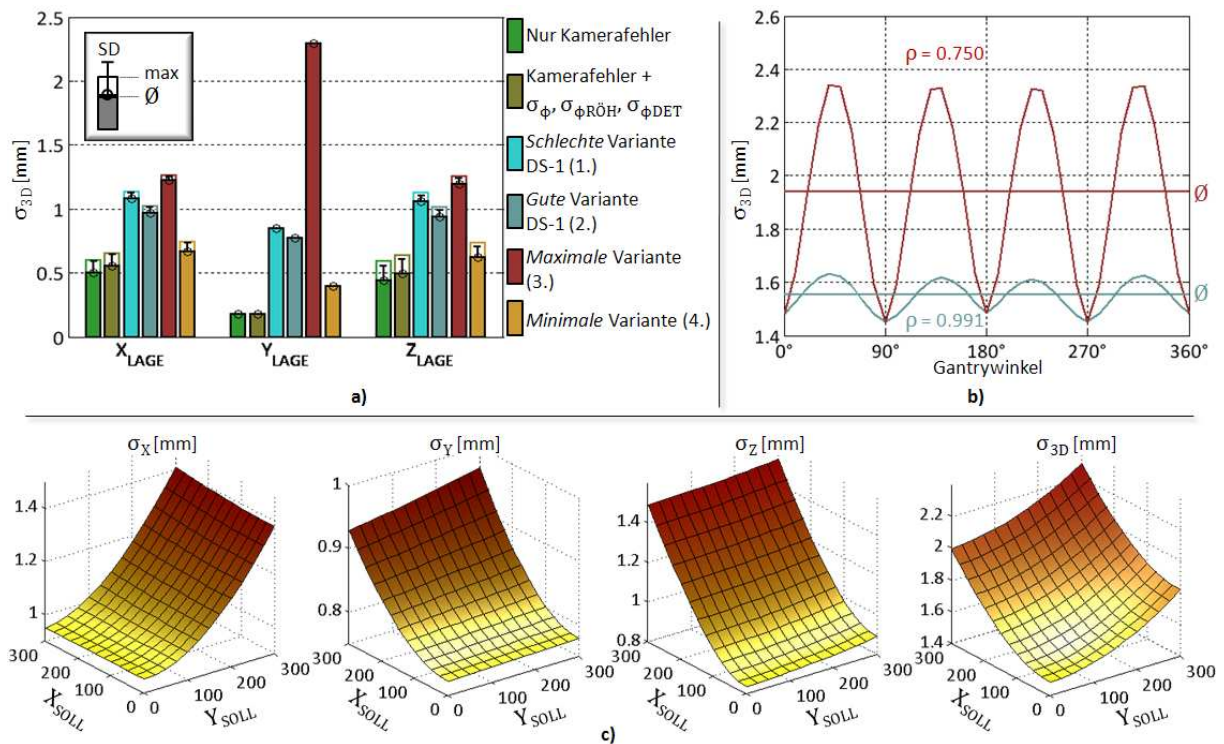


Abb. 7.24: Relativer Lagefehler unter Einbeziehung aller Fehlergrößen: **a)** Durchschnittliche Fehler für Varianten von Eingangsfehlern (GTR-1); **b)** Lagefehler σ_{3D} (GTR-1, *gute* Variante für DS-1) über Gantrywinkeln in 10° Schritten, Korrelation der Detektorbahnradien $\rho = 0.991$ (Originalkalibrierung) bzw. 0.750 (modifizierte Kalibrierung); **c)** Lagefehler über Sollpositionen X_{SOLL} , Y_{SOLL} (GTR-1, *gute* Variante für DS-1).

Für verschiedene Gantrywinkel sind die Unterschiede der Lagefehler nur gering. Bei den vorliegenden Kalibrierungen sind sie jedoch in beiden Anlagen bei Vielfachen von 90° am kleinsten, wie die blaue Kurve der Originalkalibrierung in Abb. 7.24b zeigt. Der Korrelationskoeffizient für die Detektorbahnradien in X- bzw. Z-Richtung beträgt bei GTR-1, Kamera 1 $\rho = 0.991$ (für Kamera 2: 0.993). Wird er künstlich reduziert und die Kovarianzmatrix \mathbf{C}_{KAL} entsprechend angepasst, ergeben sich weit größere Unterschiede zwischen den Winkeln (Abb. 7.24b, rote Kurve). In Abb. 7.24c sind noch die Lagefehler für GTR-1 (*gute* Variante) für unterschiedliche Sollpositionen dargestellt. Die X- und Y-Koordinaten der Sollposition laufen dabei je von 0 bis 300 mm (Z_{SOLL} wurde nicht dargestellt, da sich die Fehler wie über X_{SOLL} verhalten).

Zuletzt wird noch ein Vergleich mit dem Lagefehler angestellt, der für GTR-1 resultiert, wenn statt der Kalibrierung mit Regressionsellipsen, direkt die Parameter aus der Kamerakalibrierung verwendet werden. Der Gesamtlagefehler beträgt dann in der *guten* Fehlervariante: 3.74 mm (ORM-Werte mit

Bündelblock), 9.05 mm (ORM ohne Bündelblock) gegenüber 1.55 mm (*KAL*-Werte mit Regressionsellipsen).

Optimale Kamerakonfiguration

Mit der Möglichkeit, theoretische Lagefehler zu bestimmen, stellt sich die Frage nach der optimalen Anlagenkonfiguration.

Anlage mit nur einer Kamera

Stünde nur die Röntgenaufnahme aus einer Ansicht zur Verfügung, ließe sich eine Lageverschiebung Δz in Richtung Röhre-Detektor lediglich aus der unterschiedlichen DRR-DR Skalierung $\Delta f = f_{DRR}/f_{DR}$ bestimmen. Die Skalierungen sind durch die Projektionsgeometrie festgelegt:

$$\Delta f = \frac{f_{DRR}}{f_{DR}} = \frac{SID/(SAD + \Delta z)}{SID/SAD} = \frac{SAD}{SAD + \Delta z} \quad \text{Gl. 7-2}$$

Der Abstand vom Bildzentrum zum äußeren Rand der kürzeren Detektorseite sei r . Dann kann am äußeren Bildrand, mit einem Abstand Δx zwischen DRR und DR Pixeln, noch ein Skalierungsunterschied von $\Delta f = \Delta x/r$ festgestellt werden. Mit Gl. 7-2 folgt durch Auflösen nach Δz die Lage-differenz und mit Fehlerfortpflanzung deren Unsicherheit:

$$\Delta z = \frac{SAD}{\Delta x/r - 1} \Rightarrow \sigma_{\Delta z} = \frac{SAD \cdot r \cdot \sigma_{\Delta x}}{(-\Delta x + r)^2} \quad \text{Gl. 7-3}$$

$\sigma_{\Delta x}$ ist die Unsicherheit der Registrierung von Pixeln am Bildrand und folgt aus σ_{ist} und σ_{smm} . Mit den gegebenen Detektoren ($r = 150$ mm) und Kamera 1 aus GTR-1 ($SAD = 1374$ mm) bedeutet dies einen Lagefehler von $\sigma_{\Delta z} = 9.16\sigma_{\Delta x} \approx 0.92$ mm bei z. B. nur $\sigma_{\Delta x} = 0.1$ mm und ohne messbare Verschiebung im Bild ($\Delta x = 0.0$ mm). Eine Reduzierung des Abstandes (z. B. $SAD = 200$ mm) und Vergrößerung der Detektorfläche (z. B. sind auch Detektoren mit $r = 200$ mm erhältlich) würde den Lagefehler verkleinern (im Beispiel auf $\sigma_{\Delta z} = \sigma_{\Delta x}$).

Anlage mit zwei Kameras

Zur Optimierung der Geometrie könnte Winkel φ zwischen den Kameras oder, ähnlich wie in der OATR-Anlage, die Aufnahmegeometrie um einen Winkel α verkippt werden. Auch eine Anpassung der Abstände SID (bzw. *Axis-Image Distance* $AID = SID - SAD$) und SAD käme in Betracht. Mögliche, zu ändernde Parameter sind in Abb. 7.25a skizziert. Als erstes wird Winkel φ untersucht. Dafür wird das ideale Modell für GTR-1 ohne Kalibrierfehler bei Gantrywinkel 0° verwendet. Die übrigen Eingangsgrößen sind gemäß der *guten* Variante in Tab. 7.12 mit Unsicherheiten behaftet. φ entspricht in GTR-1 ursprünglich 90° . Werden die Lagefehler über $\varphi = [0 \dots 180^\circ]$ bestimmt, ändern sie sich in Z-Richtung und sind für die orthogonale Anordnung am kleinsten. Für 0° und 180° folgt $\sigma_z \rightarrow \infty$. Der gesamte Verlauf wird in Abb. 7.25b gezeigt. Als nächstes werden die Unsicherheiten der Lage über Verkipnungen $\alpha = [0 \dots 90^\circ]$ ausgegeben (Abb. 7.25c). Während σ_x in der vorliegenden Konfiguration konstant bleibt, ändern sich Fehler σ_y und σ_z mit dem Kosinus bzw. Sinus der Verkipfung. Insgesamt lassen sich keine Verbesserungen des Lagefehlers erzielen. Er bleibt in seiner Gesamtheit gleich groß.

Optimale Werte für die Abstände SID und SAD sollten für beide Kameras identisch sein, denn ein optimaler Wert für Kamera 1 bedeutet hier (bei $\phi = 0^\circ$ -Stellung) kleinere Fehler in X - und identische Werte für Kamera 2, kleinere Fehler in Z -Richtung. Die Werte werden also für beide Kameras gemeinsam untersucht. Dafür werden die Lagefehler (*gute* Fehlervariante) über SAD und AID von 0 bis 4600 mm bestimmt. Die Ergebnisse sind in Abb. 7.25d dargestellt.

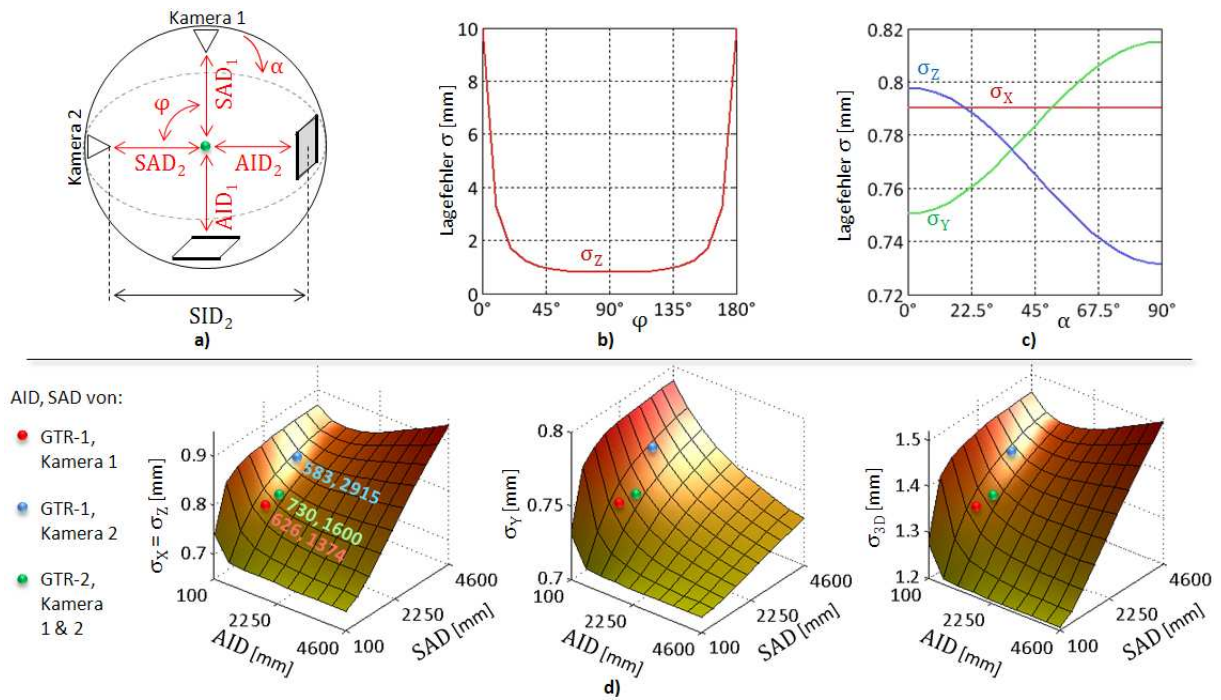


Abb. 7.25: Fehler bei geänderter Anlagengeometrie: **a)** Skizze verwendeter Geometrieparameter, **b)** σ_z -Fehler über φ , **c)** Fehler über Verkippung der Anlage und **d)** Fehler über unterschiedliche Werte der Abstände AID und SAD für beide Kameras.

7.3.5 Absolutfehler und Genauigkeit der Repositionierung

Schließlich wird der Fehler der absoluten Lage bestimmt. Dieser zusätzlich von der Positioniergenauigkeit des Kalibrierkörpers $\sigma_{KÖR}$ und der Bestimmung des Dosismaximums σ_{DOSIS} in einer Anlage ab. Das Dosismaximum eines Protonenstrahls sollte sich etwa mit 0.1 mm bis 0.2 mm [Ciangaru et al., 2007; Terunuma et al., 2003] orthogonal zur Strahlrichtung und mit 1 mm in Längsrichtung [Kim et al., 2009] bestimmen lassen. Für ein Gantryssystem in 0°-Stellung bedeutet dies bestenfalls: $\sigma_{DOSIS_{X,Y,Z}} = (0.1, 0.1, 1.0)$ mm. Der Kalibrierkörper wird in der Regel mittels Tachymeter ausgerichtet. Diese Ausrichtung kann sehr akkurat durchgeführt werden und wiederholtes Messen der Kalibrierkörperposition legt Fehler unter $\sigma = 0.1$ mm in alle Raumrichtungen nahe. Aus Gl. 3-14 folgt ein Lagefehler von $\sigma_{LAGE_{ABS}} = \sqrt{\sigma_{LAGE_{REL}}^2 + \sigma_{DOSIS}^2 + \sigma_{KÖR}^2}$. Mit den ermittelten Werten für die *schlechte* bzw. *gute* Fehlervariante in GTR-1 wird der relative Lagefehler in X-, Y- und Z-Richtung von (1.07, 0.85, 0.96) mm und (0.95, 0.77, 0.83) mm bei $\phi = 0^\circ$ zu dem Fehler der Absolutlage von (1.08, 0.86, 1.39) mm und (0.96, 0.78, 1.30) mm.

Ist die mechanische Korrektur der Patientenlage notwendig, kommen noch Fehler σ_{POS} der Repositionierung hinzu. Zudem könnten Fehler σ_{PAT} durch Bewegungen des Patienten vor der Bestrahlung auftreten. Die mechanisch erreichbare Genauigkeit bei der Positionierung von Patienten mit beweglicher Liege wird mit 1 mm bei heutigen Linearbeschleunigeranlagen [Wyman et al., 2002] und ca. 0.5 mm und 0.3° [Engelsman et al., 2008] in modernen Partikeltherapiezentren angegeben. Ausgehend von $\sigma_{POS} = 0.5$ mm können, unter Vernachlässigung möglicher Patientenbewegungen, somit nach der Repositionierung Lagefehler von (1.19, 0.99, 1.48) mm (*schlechte* Variante, GTR-1 bei 0°) und (1.08, 0.93, 1.39) mm (*gute* Variante) relativ zum Bestrahlungsisozentrum auftreten. Unterschlägt man die Ungenauigkeit der Dosismessung in Strahlrichtung und setzt $\sigma_{DOSIS} = (0.1, 0.1, 0.1)$ mm, ergeben sich über alle Gantrywinkel beider Bestrahlungsanlagen durchschnittlich Gesamtfehler σ_{3D} von: 1.97 mm (*schlechte* Variante, GTR-1) und 2.05 mm (GTR-2) bzw. 1.82 mm (*gute* Variante, GTR-1) und 1.90 mm (GTR-2).

7.4 Selbstdiagnose

In diesem Abschnitt werden zuerst die einzelnen Komponenten der Selbstdiagnose getestet. Danach wird die Integration einzelner Bestandteile in die Diagnose für das Gesamtsystem untersucht.

7.4.1 Erfolgswahrscheinlichkeiten für die Bestrahlungsanlagen und Kameras

Maßgeblich für die Bestimmung der Wahrscheinlichkeit $W_{ANL(\phi)}$ einer Anlage, dass Fehlertoleranzen der Lage eingehalten werden, ist die Kovarianzmatrix C_{LAGE} . Mit ihr kann W_{ANL} unter Vorgabe der Toleranzen nach Gl. 5-16 bestimmt werden. Mit z. B. $F_{ANL} = (1\ 1\ 1)^T$ mm folgt $W_{ANL} = 45\%$ (GTR-1 bei $\phi = 0^\circ$ in der *guten* Fehlervariante). Mit 2 mm Toleranzen folgt $W_{ANL} = 94\%$. Die Wahrscheinlichkeiten für andere Gantrywinkel unterscheiden sich geringfügig (z. B. *gute* Variante, 2 mm Toleranz: 90% bei 45° , 95% bei 90° , 94% bei 105°). Abb. 7.26a zeigt den Verlauf der Wahrscheinlichkeiten über Toleranzwerte zwischen 0 und 3 mm für GTR-1 und GTR-2 bei $\phi = 0^\circ$.

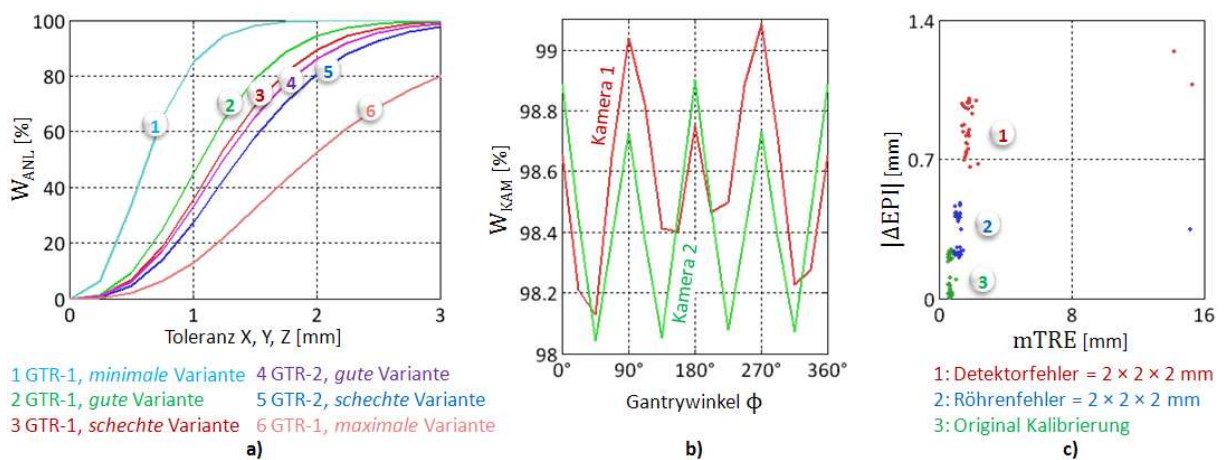


Abb. 7.26: Erfolgswahrscheinlichkeiten und Fehler: **a)** Erfolgswahrscheinlichkeiten für Anlagen und Fehlervarianten bei $\phi = 0^\circ$ über Fehlertoleranzen; **b)** Erfolgswahrscheinlichkeiten der GTR-1 Kameras über ϕ bis 360° ; **c)** Streudiagramm der Epipolar- und mTRE-Fehler für original kalibrierte und fehlerbehaftete Kameras nach je 32 Lagemessungen ($mTRE_0 = 0 \dots 8$ mm) mit DS-1.

Um die zwei Kamerasysteme einer Anlage getrennt voneinander auszuwerten, werden die Werte $W_{KAM(k,\phi)}$ je Kamera bestimmt (Gl. 5-17). Sie geben die Wahrscheinlichkeiten an, mit denen der Fehler eines projizierten Punktes unter einem Toleranzwert F_{KAM} liegt. Das Ergebnis hängt dabei nur von Fehlern des Kamerasystems, nicht jedoch von der Unsicherheit der Sollposition usw. ab. Bei $F_{KAM} = (1\ 1\ 1)^T$ mm in alle drei Richtungen (bei $\phi = 0^\circ$) gilt in GTR-1: $W_{KAM} = 68\%$ bzw. 70% (Kamera 1 bzw. 2) und in GTR-2 je Kamera: $W_{KAM} = 62\%$. Bei $F_{KAM} = (2\ 2\ 2)^T$ mm ergeben sich Wahrscheinlichkeiten von 98% bzw. 99% (GTR-1) sowie 98% bzw. 97% (GTR-2). Die Wahrscheinlichkeiten für die Kameras einer Anlage unterscheiden sich also nur unwesentlich. Wird für nur eine Kamera (Kamera 1 in GTR-1 bei 0°) die Standardabweichung der Detektorposition in X -Richtung probeweise von 4.31 mm auf 8.31 mm erhöht, wird der Unterschied beider W_{KAM} Werte deutlich: Für $F_{KAM} = (2\ 2\ 2)^T$ mm, 32% bzw. 99% . Über verschiedene Gantrywinkel sind die Variationen von W_{KAM} – in Abb. 7.26b ausgegeben über GTR-1 Rotationen in $\Delta\phi = 22.5^\circ$ Schritten – relativ gering.

7.4.2 Verstoß gegen die Epipolargeometrie

Erst wird untersucht, welche 3D-Fehler ΔEPI durch Verstoß gegen die Epipolargeometrie auftreten und ob diese erkannt werden. Im ersten Experiment werden DRRs von DS-1 als Ground Truth Röntgenbilder verwendet. Die Lageberechnung (Verfahren III mit LMRC) unter Verwendung von initialen Fehlern von $mTRE_0 = 0 \dots 8$ mm wird 32 mal durchgeführt. Danach wird je ausgehend von der gefundenen Lage, die Registrierung in den zwei Bildebenen einzeln durchgeführt und ΔEPI bestimmt

(vgl. Abschnitt 5.3.2). Der Versuch wird **a**) mit der Kalibrierung von GTR-1 durchgeführt. Danach wird er **b**) mit den gleichen Bilddaten, aber geänderter Kamerakalibrierung durchgeführt (Fehler der Y -Position des Detektors 1 $\Delta Y_M = 2$ mm). Zu erwarten wäre hier ein Wert von $\Delta EPI = (0.00 \ 0.68 \ 0.00)^T$ mm. Schließlich wird der Test **c**) nur mit Fehlverschiebungen des Detektors 1 gleicher Größe in X - und Z -Richtung wiederholt. Zuletzt wird noch **d**) die Röhrenposition (Röhre 1) um $\Delta Y_O = 2$ mm geändert. Der zu erwartende ΔEPI Wert beträgt $(0.00 \ 0.46 \ 0.00)^T$ mm.

Eine Fehlmessung der Lage tritt nur 1 mal, bei **b** auf. Ansonsten sind jeweils alle 32 Lageberechnungen erfolgreich. Bei **a** liegen die Komponenten von ΔEPI immer unter 0.1 mm. Bei **b** liegen die Epipolarfehler im Raum bei durchschnittlich $\Delta EPI = (0.02 \ 0.65 \ 0.03)^T$ mm. Die Fehlkalibrierung könnte also in allen Fällen zuverlässig erkannt werden. **c** ergibt Werte von $\Delta EPI = (0.10 \ 0.13 \ 0.20)^T$ mm, hier wirkt sich die Fehlkalibrierung nicht deutlich aus. Für **d** folgt durchschnittlich $\Delta EPI = (0.04 \ 0.39 \ 0.00)^T$ mm.

Der Versuch wird nun mit echten Röntgenbildern für GS-1 bis -4, erst mit der jeweiligen Originalkalibrierung der entsprechenden Anlage wiederholt. Referenzlagen werden über Markerregistrierung hergestellt. Für GS-1 sind alle Lagemessungen erfolgreich und die durchschnittliche Länge des Vektors ΔEPI beträgt 0.13 mm. Für GS-2 enden zwei Lagemessungen mit $mTRE$ Werten über 2 mm und werden als nicht erfolgreich gewertet. $|\Delta EPI|$ liegt für die erfolgreichen Messungen bei durchschnittlich 0.33 mm (Maximalwert ist 0.47 mm). Für eine der fehlerhaften Lagemessungen ist $|\Delta EPI| = 3.17$ mm, für die andere 0.42 mm. Bei GS-3 wiederum gelingen alle Lagemessungen, und $|\Delta EPI|$ liegt durchschnittlich bei 0.08 mm. Bei GS-4 wird die Lage drei mal falsch gemessen. Dabei lassen sich zwei Fehlmessungen an ihrem großen Wert für $|\Delta EPI|$ erkennen (1.27 mm und 2.89 mm). Für die erfolgreichen Messungen gilt im Durchschnitt $|\Delta EPI| = 0.14$ mm.

Für DS-1 werden nun falsche Detektor- (Detektor 1: 2 mm in jede Richtung verschoben) bzw. Röhrenpositionen (Röhre 1: 2 mm in jede Richtung) angenommen. Nach den Lagemessungen wird je ΔEPI bestimmt. Die Fehler machen sich aufgrund der Kamerageometrie erwartungsgemäß jeweils vor allem in der Y -Komponente von ΔEPI bemerkbar. Streudiagramm Abb. 7.26c zeigt die Fehler der Lageberechnung gegenüber $|\Delta EPI|$. Die Fehler der Kamerageometrie werden auch nach fehlerhaften Lagemessungen deutlich. $|\Delta EPI|$ wird bei inkorrekt positionierten Kamerakomponenten größer. Dies gilt vor allem für die Fehlposition des Detektors. Werden hingegen die Y -Komponenten von Röhre/Detektor beider Kameras gleichermaßen deplatziert, können die Fehler nicht erkannt werden.

Die Epipolarfehler werden ausgewertet, um die Wahrscheinlichkeit W_{EPI} zu erhalten. W_{EPI} hängt auch von den verwendeten Varianzen für Koordinaten in den Bildebenen (\mathbf{C}_{ist} , \mathbf{C}_{smm}) und damit von der zugrunde liegenden Fehlervariante ab. Mit Toleranzen $F_{EPI} = 1$ mm folgt, für die 32 Lagemessungen an GS-1, ohne Kamerafehler in der *schlechten* Variante durchschnittlich $W_{EPI} = 52\%$, bei der *guten* Variante 75%. Mit größerer Toleranz $F_{EPI} = (2 \ 2 \ 2)^T$ mm folgt $W_{EPI} = 95\%$ (*schlechte* Variante) und 99% (*gute* Variante). Wird die Berechnung mit Kamerafehler (2 mm Detektorverschiebungen für Kamera 1) durchgeführt, folgen $W_{EPI} = 37\%$ ($F_{EPI} = (1 \ 1 \ 1)^T$ mm, *schlechte* Variante), 55% (*gute* Variante) sowie 94% ($F_{EPI} = (2 \ 2 \ 2)^T$ mm, *schlechte* Variante), 99% (*gute* Variante). Der 2 mm Kamerafehler schlägt sich in diesem Fall nur bei niedriger Fehlertoleranz auf W_{EPI} nieder.

7.4.3 Redundante Registrierungsergebnisse

Zuerst wird untersucht, welche Anzahl von Teilflächen $n_{REG} = g \times g$, mit einer Unterteilung jeder Bildseite in g Abschnitte, günstig für die Berechnung der lokal rigidien Transformationen ist. Dazu wird Datensatz DS-2 verwendet. Die Momente μ_{REG} und \mathbf{C}_{REG} werden einmal für die Referenzlage aus GS-2 und einmal für eine Fehllage mit 3 mm bzw. 3° Fehler in jede Richtung, je mit $g = 7, 9, 11, 13, 15, 17, 19, 21$ sowie 31 und 41 bestimmt. Jedesmal wird W_{REG} für beide Bildebenen ermittelt. Für die Referenzlage sollte W_{REG} immer deutlich größer sein, als für die Fehllage. Die Ergebnisse sind für eine Fehlertoleranz von $F_{REG} = 1$ mm in Abb. 7.27a dargestellt. Dabei wird die

korrekte Lage im Beispiel für Kamera 2 generell besser bewertet, als für Kamera 1. Auch lässt sich der Unterschied zwischen korrekter und Fehllage besser an der Auswertung für Kamera 2 erkennen. In der Überlagerung von DRs und DRRs wird, wie in Abb. 7.27b zu sehen, der Lageunterschied in der frontalen Ansicht für Kamera 2 visuell deutlicher. Insgesamt wird bei einer mittleren Anzahl von Teilflächen, etwa 9×9 bis 31×31 deutlicher zwischen korrekter und Fehllage diskriminiert. Die Berechnungszeit steigt linear mit n_{REG} und beträgt 41 s für $n_{REG} = 49$ und 456 s für $n_{REG} = 1681$ Teilflächen ($t [s] \approx 0.35n_{REG} + 18$).

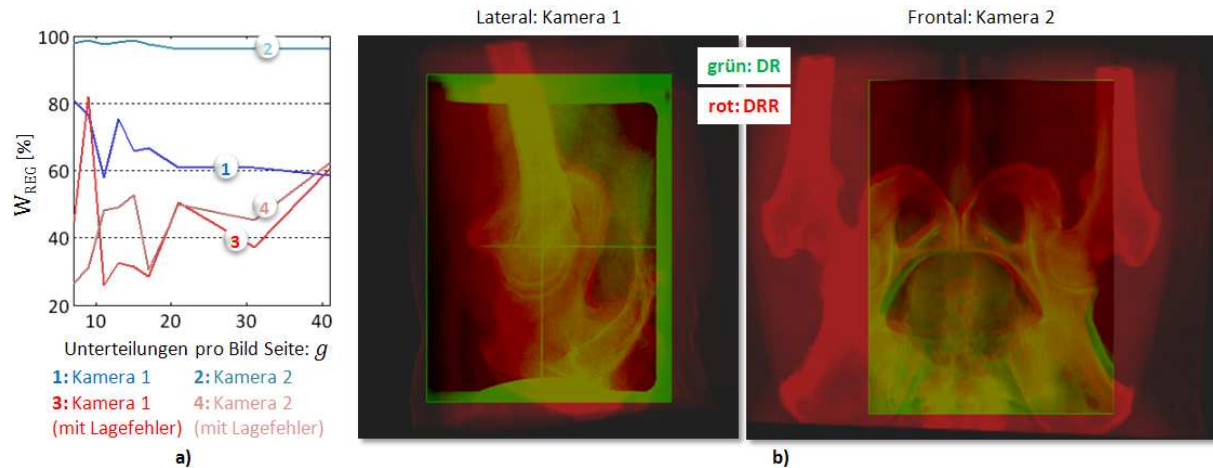


Abb. 7.27: Auswertung redundanter Registrierungen: **a)** Ergebnisse für 2 Kameras bei korrekter/fehlerhafter Lage (3 mm° pro Achse) (DS-2) über unterschiedlichen Anzahlen von Unterteilungen pro Bildseite; **b)** Eingefärbte Überlagerung von DRs/DRRs zweier Ansichten bei Fehllage.

Für weitere Experimente werden 11×11 Teilflächen verwendet. Um zu untersuchen, ob eine Fehlregistrierung in nur einer Bildebene erkannt werden kann, wird DS-1 und als Referenzlage die entsprechende (korrekte) Goldstandard-Lage verwendet. Auswertung von W_{REG} ergibt 100% (Kamera 1) und 99% (Kamera 2). Für Kamera 1 wird nun die angenommene Positionen der Detektorebene um 4 mm in X-Richtung verschoben, also ein Fehler eingeführt. Es folgen 57% (Kamera 1), 99% (Kamera 2). Wird hingegen der Detektor 2 deplatziert, folgen 100% (Kamera 1), 39% (Kamera 2).

Nun soll noch untersucht werden, ob Fehler im Rahmen einer Lagemessung erkannt werden können. Es werden mit klinischem Becken-Datensatz DS-2 48 Lagemessungen mit initialen Fehllagen von $mTRE_0 = 8 \text{ mm}$ bis 20 mm durchgeführt. Nach jeder Lagemessung wird für beide Kameras W_{REG} bestimmt. In 4 Fällen wird die Lage falsch gemessen ($mTRE > 2 \text{ mm}$). Für die gelungenen Messungen liegen die W_{REG} Werte beider Kameras ($F_{REG} = 2 \text{ mm}$) durchschnittlich bei 82% und 86%, für die Fehlmessungen bei 41% und 52%.

7.4.4 Diagnose für das Gesamtsystem

HMM Auswertung und Modellparameter

Zuerst werden Beobachtungswahrscheinlichkeiten für fünf beispielhafte Szenarien vorgegeben. Diese sind in Tab. 7.13 aufgelistet. Die beiden konfigurierbaren Übergangswahrscheinlichkeiten α_1 und α_2 des HMM (siehe auch Abb. 5.7) werden fürs Erste mit je 50% festgelegt. Auswertung des HMMs ergibt, dass die Lagemessung für die Szenarien zu **1**: 97%, **2**: 97%, **3**: 97%, **4**: 50% und **5**: 16% erfolgreich ist. Die Auswertung der Erfolgswahrscheinlichkeiten einzelner Komponenten für z. B. Szenario **2** ergibt: $P(\text{Kamera 1 ok}) = 99\%$, $P(\text{Kamera 2 ok}) = 5\%$, $P(\text{Registrierung 1 ok}) = 95\%$ und $P(\text{Registrierung 2 ok}) = 23\%$. Der Kamerafehler und die damit einhergehende Fehlregistrierung können also entdeckt werden. Allerdings fällt auf, dass die Wahrscheinlichkeiten $P(\text{Lage ok})$ für eine korrekte Lagemessung stark von der Beobachtungswahrscheinlichkeit W_{ENTF} abhängen. In Abb. 7.28a und -c werden die jeweils relevanten Wahrscheinlichkeiten für Szenario **2** und **4** über Modellparametern $\alpha_{1/2}$ ausgegeben. Mit größeren α_1 und α_2 sinken die Wahrscheinlichkeit für

Korrektheit der jeweils fehlerhaften Komponente (Szenario 2: Kamera 2, 4: Registrierung 2) und gleichzeitig $P(\text{Lage ok})$ (für Szenario 4 gilt dies vor allem für $\alpha_2 \neq \alpha_1$ – Abb. 7.28c, rechts). Abb. 7.28b und -d zeigen noch die Wahrscheinlichkeiten $P(\text{Lage ok})$ über den für Szenario 2 und 4 wichtigsten Eingangsgrößen, den Beobachtungswahrscheinlichkeiten W_{KAM2} und W_{REG2} . Dabei reagiert $P(\text{Lage ok})$ für größere Modellparameter α stärker auf eine niedrige Beobachtungswahrscheinlichkeit. Für $\alpha_{1,2} < 50\%$ kann sich hingegen ein umgekehrter Zusammenhang ergeben.

Szenario	Beobachtungswahrscheinlichkeiten [%]						
	W_{ANL}	W_{KAM1}	W_{KAM2}	W_{EPI}	W_{REG1}	W_{REG2}	W_{ENTF}
1: Alle Komponenten ok, Solllage nicht weit entfernt wie 1, aber ungenaue	95	95	95	95	95	95	85
2: Kalibrierung von Kamera 2 wie 1 + Kamera 2 wurde nach Kalibrierung deplatziert	40	95	10	30	80	30	85
3: wie 1 + Bild von Kamera 2 kann nicht registriert werden	95	95	95	5	80	30	50
4: Alle Komponenten ok, Solllage sehr weit entfernt	95	95	95	95	95	95	30

Tab. 7.13: Fünf Szenarien für mögliche Beobachtungen von für die Lagemessung relevanten Komponenten.

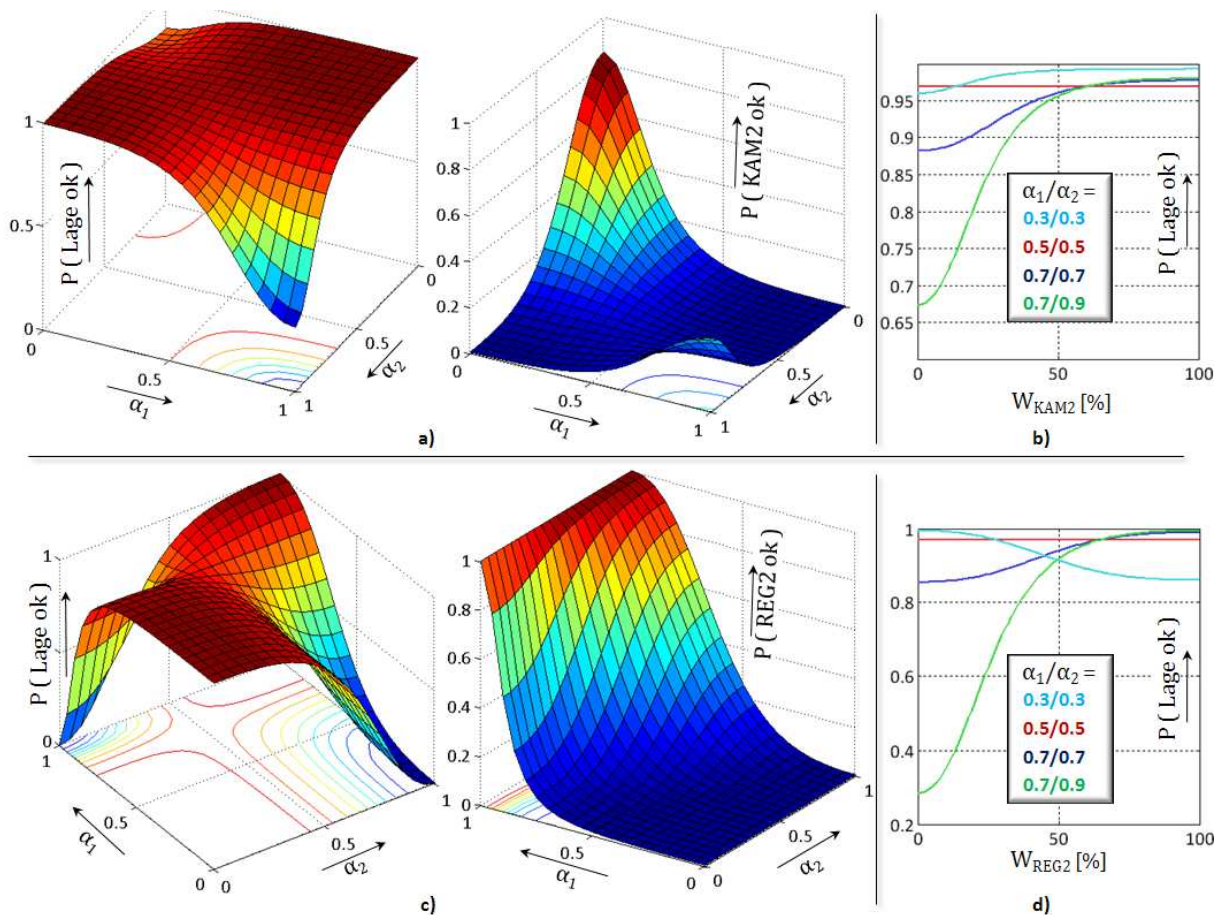


Abb. 7.28: Auswertungen des HMM: **a)** Wahrscheinlichkeiten $P(\text{Lage ok})$ und $P(\text{KAM2 ok})$ über Modellparametern α_1 und α_2 (bei Szenario 2); **b)** Abhängigkeit von $P(\text{Lage ok})$ von der Beobachtungswahrscheinlichkeit W_{KAM2} für verschiedene Modellparameter (Szenario 2); **c)** $P(\text{Lage ok})$ und $P(\text{REG2 ok})$ über Modellparametern (Szenario 4) und **d)** Abhängigkeit von $P(\text{Lage ok})$ von der Beobachtungswahrscheinlichkeit W_{REG2} (Szenario 4).

Erfolgswahrscheinlichkeiten für Einzelkomponenten

Im Folgenden werden Modellparameter von $\alpha_1 = 70\%$ und $\alpha_2 = 90\%$ verwendet und die Szenarien 1 bis 5 damit nach den Erfolgswahrscheinlichkeiten einzelner Komponenten ausgewertet. Die Ergebnisse sind in Tab. 7.14 zusammengefasst.

Szenario (Tab. 7.13)	Wahrscheinlichkeit für Korrektheit der Komponente (Zustände des HMM) [%]						Erfolg der Lagemessung [%]
	Geo- metrie	Kamera 1	Kamera 2	Registrierung allgemein	Registrierung 1	Registrierung 2	
1:	100	100	100	100	100	100	100
2:	13	100	13	60	97	60	71
3:	100	100	100	2	93	3	3
4:	100	100	100	0	94	0	1
5:	100	100	100	100	100	100	94

Tab. 7.14: Ergebnisse nach HMM Auswertung der Beobachtungsszenarien 1 bis 5.

Auswertung an Fallbeispielen

Schließlich werden die Wahrscheinlichkeiten für die Einzelkomponenten in verschiedenen Testfällen an realen Daten ermittelt und im Gesamtmodell ausgewertet. Zuerst wird eine Lagemessung für DS-1 mit $mTRE_0 = 3$ mm initialem Fehler durchgeführt. Dann wird die automatische Auswertung der einzelnen Komponenten vorgenommen. Mit vorgegebenen Fehlertoleranzen von je 1 mm folgen die Erfolgswahrscheinlichkeiten in Tab. 7.15, Testfall 1. Verwendung größerer Fehlertoleranzen von 2 mm führt zu den Werten von Testfall 2. Für beide Fälle wurde zur Berechnung von W_{ANL} , W_{KAM} die gute Fehlervariante verwendet. Wird jeweils die schlechte Fehlervariante verwendet ergeben sich Fälle 3 und 4. Für Fall 5 wird eine große initiale Fehlregistrierung von $mTRE_0 = 25$ mm vorgegeben. Die Lagemessung schlägt in diesem Fall fehl. Fall 6 folgt aus einer gelungenen Lagemessung mit initialer Fehllage von $mTRE_0 = 10$ mm. Für Fall 7 wird dies mit Fehlertoleranzen von 0.75 mm wiederholt. Zuletzt wird noch eine Lagemessung und Auswertung wie in Fall 1 durchgeführt, jedoch mit einer um 4 mm in Y-Richtung verschobenen Detektorgeometrie (Tab. 7.15, Fall 8). Der Fall simuliert einen Geometriefehler von Kamera 1, der nach der Kalibrierung auftritt. Die Lagemessung schlägt hier fehl. Die Auswertungsergebnisse für die in Tab. 7.15 zusammengefassten Testfälle werden in Tab. 7.16 als Erfolgswahrscheinlichkeiten für die einzelnen Komponenten und die gesamte Lagemessung dargestellt.

Testfall	Beobachtungswahrscheinlichkeiten [%]						
	W_{ANL}	W_{KAM1}	W_{KAM2}	W_{EPI}	W_{REG1}	W_{REG2}	W_{ENTF}
1: GTR-1, $F = 1$ mm, <i>gute</i> Variante	45	68	70	75	90	83	69
2: GTR-1, $F = 2$ mm, <i>gute</i> Variante	94	98	99	99	98	95	99
3: GTR-1, $F = 1$ mm, <i>schlechte</i> Variante	38	68	70	34	90	83	69
4: GTR-1, $F = 2$ mm, <i>schlechte</i> Variante	87	98	99	82	98	95	99
5: Fall 1 + große Fehlregistrierung (25 mm)	45	68	70	42	39	51	21
6: Fall 1 + Fehlregistrierung (7 mm)	45	68	70	62	75	81	40
7: Fall 6 + $F = 0.75$ mm	26	34	35	31	43	45	12
8: Fall 1 + 4 mm Fehler für Detektor 1	45	68	70	7	61	63	42

Tab. 7.15: Beobachtungswahrscheinlichkeiten für acht Testfälle.

Testfall (Tab. 7.15)	Wahrscheinlichkeit für Korrektheit der Komponente (Zustände des HMM) [%]						Erfolg der Lagemessung [%]
	Geo- metrie	Kamera 1	Kamera 2	Registrierung allgemein	Registrierung 1	Registrierung 2	
1:	99	99	99	100	100	100	100
2:	100	100	100	100	100	100	100
3:	98	99	99	100	100	100	100
4:	100	100	100	100	100	100	100
5:	77	87	89	21	34	56	18
6:	99	99	99	100	100	100	97
7:	1	18	19	0	26	30	0
8:	74	85	87	11	45	51	11

Tab. 7.16: Ergebnisse nach HMM Auswertung der Testfälle 1 bis 8.

8 Diskussion

In diesem Kapitel werden die durchgeführten Versuche und deren Ergebnisse diskutiert und bewertet. Es gliedert sich in folgende vier Abschnitte:

- In Abschnitt 8.1 wird auf die Methoden und Materialien zur Kamerakalibrierung eingegangen. Die Ergebnisse der Kalibriermethoden einzelner Kameras und der Gesamtanlage werden erörtert. Dabei werden auch Vor- und Nachteile der Verfahren gegenüber anderen Methoden behandelt.
- In Abschnitt 8.2 werden die Ergebnisse der Versuche zur Lagemessung mit unterschiedlichen Ähnlichkeitsmaßen und Registrierungsverfahren diskutiert und soweit möglich mit Ergebnissen anderer Autoren verglichen. Ferner werden mögliche Einflüsse auf die Messergebnisse behandelt und auf die Ergebnisse zu Versuchen mit unterschiedlichen radiometrischen Simulationen und radiometrischer Registrierung eingegangen.
- In Abschnitt 8.3 werden die Ergebnisse der Untersuchungen zur Fehlerfortpflanzung behandelt sowie deren Bedeutung für die klinische Praxis erörtert.
- In Abschnitt 8.4 werden Möglichkeiten und Grenzen der vorgestellten Verfahren zur Selbstdiagnose anhand der Versuchsergebnisse aus dem vorherigen Kapitel diskutiert und mit alternativen Methoden zur Selbstdiagnose verglichen.

8.1 Geometrische Kalibrierung

8.1.1 Kameramodell

Als Kameramodell für die Flachbildröntgenkameras wurde das Lochkameramodell gewählt. Dabei wurde von einer verzeichnungsfreien Abbildung (die auch von anderen Autoren angenommen wird [Valais & Xydias, 2010]) auf die verwendeten Festkörperdetektoren ausgegangen. Die Verzeichnungsfreiheit konnte in Abschnitt 7.1.1 experimentell bestätigt werden.

8.1.2 Kalibrierkörper

Zur Kamerakalibrierung wurde ein zylindrischer Körper (ähnlich wie in Claus [2006] vorgeschlagen) von $130 \times 180 \times 130 \text{ mm}^3$ Größe, mit 37 spiralförmig angeordneten Goldkugeln zu je 1.5 mm Durchmesser verwendet. Er wurde so bemessen, dass er in allen Bestrahlungsanlagen einsetzbar ist. Die Genauigkeit der Kugelanordnung wurde mit den Daten einer hochaufgelösten CT-Aufnahme gemessen. Es wurden zufällige Fehler von $\sigma \leq 0.2 \text{ mm}$ festgestellt (Abschnitt 7.1.2), wobei in diesem Wert noch Fehler durch manuelle Messung der Kugelpositionen enthalten sind. Nach der Ausgleichung im Rahmen der Kamerakalibrierung wurden hingegen Standardabweichungen der Kugelpositionen im Bereich der durch den Hersteller angegebenen 0.1 mm ermittelt (Abschnitt 7.1.6), welche realistischer sein dürften.

In Experimenten zur Kalibrierung mit Ground Truth Daten und vorgegebenen Unsicherheiten für Kugelpositionen und detektierten Projektionen wurden mögliche alternative Kalibrierkörpermodelle danach ausgewertet, ob die Verteilung der Kugeln über einen größeren Raum oder die Erhöhung der Kugelzahl die Genauigkeit der Kalibrierung erhöhen. Mit einem Körper doppelter Größe lassen sich Fehler einzelner Kameraparameter um einen Faktor von bis zu 0.15 reduzieren (Tab. 7.2). Der größere Kalibrierkörper wäre allerdings nicht überall optimal einsetzbar, da einzelne Kugeln am Rand des Körpers nicht immer auf die Detektoren abgebildet würden. So beträgt die maximale Größe des Bereichs mit Kalibrierkugeln für eine Anlage wie GTR-1 in Y -Richtung (= in die Gantry hinein) ca. 205 mm. Wird nur der Durchmesser des Kalibrierkörpers verdoppelt, reduzieren sich die Kamerafehler längs zur Aufnahmerichtung auf etwa $1/4$. Es wäre also sinnvoll, von Fall zu Fall für eine entsprechende Anlagengeometrie einen Kalibrierkörper maximal möglicher Größe zu verwenden. Bei doppelter Kugelzahl und gleicher Körpergröße können die Fehler etwas mehr als halbiert werden.

Allerdings dürfte mit mehr Kugeln die Problematik gegenseitiger Überdeckungen bei der Detektion eine größere Rolle spielen. Änderungen von Kugelgröße oder -material dürften keine wesentlichen Vorteile bringen. Eine Vergrößerung könnte mehr Überlappungen projizierter Kugeln bedeuten, eine Verkleinerung die Detektierbarkeit erschweren. Statt Gold könnten sicher andere Materialien mit hoher Röntgenabschirmung, wie etwa Blei, verwendet werden, ohne die Detektierbarkeit zu beeinflussen.

8.1.3 Kamerakalibrierung

Detektionsalgorithmus

Die Detektion der projizierten Kalibrierkugeln wurde mit einem Template Matching Verfahren durchgeführt, für das die Röntgenshatten der Kalibrierkugeln modelliert wurden. Die in Versuchen verwendeten Röntgenbilder enthalten die für Aufnahmen des Kalibrierkörpers üblichen, durch Konstruktion und Lagerung des Körpers auf der Patientenliege bedingten Artefakte (Abb. 7.2). Bei der automatischen Detektion der Kugelmittelpunkte konnte Subpixelgenauigkeit erreicht werden. Auch in Ansichten mit nahe beisammen liegenden Kugelprojektionen (ca. 0.75 mm, leichte Überlagerung der Ränder) werden diese durch schrittweise Verkleinerung des Suchbereichs und gleichzeitiger Anpassung der angenommenen Position im Bild als zwei unterschiedliche Kugeln erkannt. Der initiale Suchbereich für Kugelprojektionen wurde mit 20 mm in jede Richtung eines Bildes gewählt, da wesentlich größere Bereiche (ab ca. 40 mm) zu zahlreichen Fehldetektionen führen, wodurch die Kamera- kalibrierung fehlschlägt. Für einige Kalibrierbilder aus Anlage GTR-2 ist eine manuelle Vorpositionierung der Röntgenaufnahmen durch Verschieben der Bilder notwendig, damit die Kalibrierung durchgeführt werden kann. Wird auf ca. 10 mm genau vorpositioniert, werden die Kugeln für alle Ansichten korrekt detektiert. Die Kalibrierung erfordert also in einigen Fällen ein manuelles – aber sehr einfach durchführbares – Eingreifen durch den Benutzer, wenn die angenommenen Kameramodelle weit von der realen Geometrie abweichen. Immerhin können die Kugeln zuverlässiger gefunden werden als etwa bei Navab et al. [1996] oder Yaniv [2009; 2010] (welche allerdings schwierige Bedingungen für die Detektion vorfinden), sodass mit weniger Kugeln und für einzelne Ansichten kalibriert werden kann. Auch sind keine Bildausschnitte realer Kugelaufnahmen, wie in Werner et al. [2010], als Template notwendig.

Bestimmung der Kameraparameter

Versuche zur Kalibrierung einer Kamera wurden zunächst an Ground Truth Daten mit künstlich hinzugefügten Fehlern ohne Kugeldetektion durchgeführt (Abschnitt 7.1.4). Wesentliche Unterschiede zwischen den Ergebnissen bei Verwendung des strengen bzw. des genäherten Gauß-Helmert Modells wurden nicht beobachtet. In beiden Modellen sind ca. 5 Iterationen ausreichend, um auch mit großen initialen Kamerafehlern (60 mm/15°) und zufälligen Kugelfehlern ($\sigma_K = 0.25$ mm im 3D und $\sigma_k = 0.25$ mm bei der Detektion im 2D) erfolgreich zu kalibrieren. Die Fehler kalibrierter Parameter hängen nach erfolgreicher Kalibrierung nicht von den initialen Modellfehlern ab.

Während sich Fehler σ_K und σ_k kaum auf die kalibrierten Detektorrotationen auswirken, wird der Röhre-Detektor Abstand am stärksten beeinflusst ($\sigma_K = 0.1$ mm kann bereits ca. 10 mm Verschiebung des Detektors in Aufnahme richtung nach sich ziehen – Abb. 7.3b). Insgesamt steigen mit ungenauen Kugelpositionen in Anlagen wie GTR-1 oder -2 die Fehler der Röhrenposition etwas schneller an, als die der Detektorposition. Die Auswirkung von Fehlern der Kugelanordnung im Kalibrierkörper ist ca. 20 mal so groß, wie die Auswirkung von Detektionsungenauigkeiten. Es ist also essentiell für eine genaue Kalibrierung, dass bei der Konstruktion des Körpers auf exakte Kugelpositionierung geachtet wird. Standardabweichungen von nur $\sigma_K = 0.2$ mm können bereits mit etwa ± 40 mm Fehler der Röhrenposition längs zur Aufnahme richtung zu Buche schlagen. Fehler orthogonal zur Aufnahme richtung, die sich stärker auf die Lagemessung auswirken, sind jedoch mit ≈ 0.5 mm – 1 mm wesentlich kleiner.

Gegenüber den Kalibrierverfahren in Mery et al. [2002], Selby et al. [2007b; 2008c] oder etwa Cui & Ngan [2010] hat das eingesetzte Verfahren den Vorteil, dass nach der Kalibrierung Informationen über die zufälligen Fehler der kalibrierten Parameter zur Verfügung stehen und in einer Fehlerrechnung verwendet werden können. Ferner ist es möglich, zu erwartende Fehler der beobachteten Kugelpositionen gewichtend bei der Optimierung der Kameraparameter zu berücksichtigen (ähnliches ist z. B. auch mit Gennerys Algorithmus zur Kalibrierung optischer Kamerasysteme möglich [Gennery, 2001]).

Kalibrierung mehrerer Ansichten

Die Anlagenkalibrierung ist ein relativ zeitintensiver Arbeitsschritt (je Winkel und Drehrichtung: Rotieren der Gantry, Bildaufnahme, evtl. Bildvorpositionierung, Berechnung der Kalibrierwerte) und kann ca. 2 bis 4 Minuten pro Kalibrierwinkel benötigen. Beim Kalibrieren mehrerer Ansichten in einer Gantryanlage ist zu entscheiden, für wie viele Ansichten eine Kalibrierung durchgeführt werden soll und ob sich die Verwendung der Bündelblockausgleichung zur Reduktion von Kalibrierfehlern eignet. In Abschnitt 7.1.5 wurde die Kalibrierung bei 4, 8 und 16 Ansichten über $0 \dots 360^\circ$ mit vorgegebenen Kugelfehlern ($\sigma_K = 0.2 \text{ mm}$, $\sigma_k = 0.1 \text{ mm}$) mit oder ohne Bündelblockausgleichung untersucht. Wird aus 4 statt 8 Ansichten (je 90° Winkel, statt je 45°) kalibriert, können sich wesentlich größere Kalibrierfehler ergeben (z. B. 1.7 mm statt 0.8 mm für die Röhren X-Position). Bei Erhöhung auf 16 Ansichten (je 22.5°) werden die Fehler geringfügig kleiner. Unter Abwägung des Aufwandes bei der Kalibrierung sollten 8 Gantrywinkel für die Kalibrierung ausreichen.

Bei fester Anzahl an Kalibrierwinkeln (hier 8) kann die Bündelblockausgleichung die Kamerafehler auf ca. 75%, für die besonders fehlerbehafteten Parameter (Abstand Röhre-Detektor) sogar auf ca. 30% reduzieren. Dies liegt daran, dass sich Ungenauigkeiten der Kugelpositionen im Kalibrierkörper weniger stark auf einzelne Kalibrierungen auswirken, da sie im Rahmen der Ausgleichung für mehrere Ansichten gleichzeitig verbessert werden. Vor allem Fehler der Kugeln in Aufnahme richtung, die aus einer Ansicht kaum erkannt werden, werden auf diese Weise durch die Kalibrierung in einer anderen Ansicht korrigiert. Es empfiehlt sich also immer möglichst viele zur Verfügung stehende Ansichten als Bündel zu kalibrieren, um den Einfluss von Fehlern des Kalibrierkörpers zu reduzieren. Dabei ist es jedoch wichtig, dass die Aufnahmen vom selben Kalibrierkörper an identischer Position stammen, da die Kugeln als Vollpasspunkte verwendet werden. Es sollte vermieden werden eine Kamera im Nachhinein mit nur einem Bild aus nur einer Ansicht zu kalibrieren oder eine Kalibrierung in mehreren Sitzungen durchzuführen, zwischen welchen der Kalibrierkörper bewegt wird. Ein weiterer Vorteil der Kalibrierung im Bündel ist, dass mit ihr die Kovarianzen $\mathbf{C}_{ORM(\phi_i)(\phi_j)}$ für die Kalibrierwerte bei verschiedenen Gantrywinkeln ermittelt werden können, welche sich aus den für alle Ansichten identischen Fehlern der Kugelpositionen ergeben (vgl. Gl. 3-30).

Die in Betrieb befindlichen Anlagen GTR-1 und -2 wurden im und gegen den Uhrzeigersinn kalibriert (Abschnitt 7.1.6). Der Kalibrieralgorithmus ist in beiden Anlagen für jeweils beide Kameras und Drehrichtungen erfolgreich. Die durchschnittliche Abweichung der je 37 rechnerisch projizierten Kugeln von den detektierten Positionen im Bild liegt unter 0.10 mm. Dieser Fehler ist geringer als die Rasterung der Röntgenbilder von 0.127 mm. Die initial angenommenen Kameramodelle weichen bis über 34 mm (bei der Detektorposition) von den kalibrierten Werten ab. Insgesamt zeigen die Unterschiede zum jeweiligen Idealmodell, dass eine Kalibrierung unerlässlich ist, was auch die Ergebnisse der Lagemessungen mit und ohne Kalibrierung zeigen (Tab. 7.5), wo ohne Kalibrierung fast alle Messungen fehlschlagen. Beim Vergleich der Kalibrierwerte in/gegen den Uhrzeigersinn, treten teilweise Unterschiede von über 1 mm zwischen der Position der Kamerakomponenten auf (vor allem mehrere mm in Z-Richtung, in welche die größten Standardabweichungen, mit teilweise über 10 mm zwischen den Kalibrierwerten bei unterschiedlichen Gantrywinkeln, auftreten). Wie bei den Versuchen mit Ground Truth Daten sind die Unsicherheiten für Z_O und Z_M am größten und für die Rotationen am kleinsten. Durch Wiederholung einer Kalibrierung in GTR-1 mit neu aufgenommenen Röntgenbildern wurde gezeigt, dass sich die Ergebnisse in realen Anlagen großteils reproduzieren lassen, sich jedoch

in Aufnahme­richtung (Z_O, Z_M) Unterschiede von mehreren mm zwischen zwei Kalibrierungen ergeben können.

8.1.4 Anlagenkalibrierung

Die Kalibrierungen mehrerer Ansichten wurden in Abschnitt 3.5 zur Anlagenkalibrierung zusammengefasst. Dabei wurde davon ausgegangen, dass sich Kamerakomponenten mit der Gantry auf Ellipsenbahnen um jeweils ein Zentrum drehen und die Detektorrotationen für alle Winkel konstant sind. Die Anlagenkalibrierung wurde erst mit einem Ground Truth Kameramodell für GTR-1 und acht Gantrywinkel theoretisch untersucht. Für die Kamerakalibrierungen wurden zufällige Fehler von $\sigma_K = 0.2$ mm, $\sigma_k = 0.1$ mm vorgegeben. Die Fehler der 15 Anlagenparameter sind für die Kalibrierung etwas kleiner (Durchschnittswerte der Fehlerbeträge für die Zentren der Röhren-/Detektorbahn ca. 28% kleiner), wenn im Bündel statt einzeln kalibriert wurde (Tab. 7.3). Bei kleineren Fehlern $\sigma_K = 0.1$ mm und Kalibrierung im Bündel liegen die Fehler bei nur 0.29 mm. Der Versuch zeigt, dass, wenn die Anordnung der Kalibrierkugeln ausreichend genau ist und im Bündel kalibriert wird, eine sehr genaue Anlagenkalibrierung durchgeführt werden kann. Gerade die Genauigkeit der Ellipsenzentren wirkt sich stark auf die Lagegenauigkeit aus. Mit den bei Weitem größten Fehlern sind die Radien der Regressionsellipsen behaftet. Die Fehler der Ellipsenverkip­pungen und der Detektorwinkel liegen hingegen bei wenigen 0.1° .

Bei der Modellierung der Bahnen der Kamerakomponenten wurde unter der Annahme, dass durch Verformung des Gantrysringes aufgrund seines Gewichtes der Bahnradius der Komponenten in Z -Richtung geringer ist als in X -Richtung (vgl. Abb. 3.7), die Ellipsenbahn gewählt. Bei der Kalibrierung von GTR-1 und -2 konnte diese Annahme nicht bestätigt werden (Tab. 7.4). Trotzdem ist die Verwendung der Ellipsenbahn zweckmäßig, wie aus den Unterschieden der zwei Radien (z. B. 45 mm Unterschied zwischen X - und Z -Radien der Detektorbahn von Kamera 2 in GTR-2) hervorgeht. Das Anlagenmodell wurde so aufgestellt, dass sich Röhre und Detektor beider Kameras je um ein eigenes Rotationszentrum bewegen. Zumindest die X - und Z -Koordinaten der Rotationszentren sollten aber in etwa gleich sein, da diese mit der Rotationsachse des Gantrysringes zusammenfallen dürften. Tatsächlich liegen die Abstände zwischen den Röhre/Detektor Rotationszentren bei maximal ca. 4 mm in X - und Z - und bei 10 mm in Y -Richtung. Die Unterschiede der Rotationszentren zwischen zwei Kameras derselben Anlage liegen bei ca. 4 mm in X - und Z - und 13 mm in Y -Richtung.

Bei der Näherung der Bahnen der Kamerakomponenten durch Ellipsen treten Abweichungen der kalibrierten Röhren-/Detektorpositionen von der jeweiligen Bahnellipse vor allem in Aufnahme­richtung (Z im Gantrysystem) auf. Die Verwendung der Regressionsellipsen kann hier helfen, Ausreißer bei einzelnen Kalibrierungen zu eliminieren. Der Vergleich der Genauigkeiten bei der Lage­messung mit Röntgenbildern aus GTR-1 zeigt, dass vor allem für Gantrywinkel zwischen den Kalibrierwinkeln mit Anlagenkalibrierung höhere Genauigkeiten gegenüber der Einzelkamerakalibrierung erreichbar sind (Tab. 7.5). Dies liegt daran, dass diese erlaubt besser als z. B. nur linear zwischen zwei Kalibrierstellen zu interpolieren. Durch die Verwendung eines stochastischen Modells bei der Anlagenkalibrierung ist es möglich, die Standardabweichungen für Gantry-, Röhren- und Detektorwinkel zu nähern. Dies ist z. B. beim Verfahren von Cho et al. [2005] zur Modellierung der elliptischen Bahnen eines CT-Gerätes nicht möglich. Bei den beiden geprüften Anlagen folgten für den Gantrywinkel etwa $\sigma_\phi = \pm 0.05^\circ$ und für $\sigma_{\phi_{RÖH}}$ bzw. $\sigma_{\phi_{DET}}$ nur $\pm 0.01^\circ$. Die hohen Genauigkeiten beim Röhren- und Detektorwinkel sind nicht verwunderlich, da diese fest in der Anlage montiert sind. Die Ergebnisse eines Experimentes in Abschnitt 7.3.2 zeigen, dass für die Gantrywinkel inklusive der Montagewinkel tatsächlich Unsicherheiten von unter 0.15° zu erwarten sind. Im Allgemeinen werden für Protonenanlagen maximale Fehler von ca. 0.3° für den Gantrywinkel gefordert [Wieszczycka & Scharf, 2001].

8.2 Lagemessung

Zur Bewertung der Methoden der Lagemessung wurden gängige Kennzahlen verwendet, die auch in anderen Untersuchungen zur 2D/3D Registrierung verwendet wurden (z. B. Tomaževic et al. [2006], van de Kraats et al. [2005]). Dies erlaubt es, die Ergebnisse untereinander und mit denen anderer Autoren zu vergleichen.

8.2.1 Vergleich von Ähnlichkeitsmaßen

In Abschnitt 7.2.2 wurden die Ähnlichkeitsmaße zur Bildregistrierung *Normalized Cross Correlation* (NCC), *Mutual Information* (MI), *Gradient Correlation* (GC) und die neu entwickelte *Local Multi-Resolution Rangkorrelation* (LMRC) anhand von zwei Datensätzen anatomischer Phantome und zwei klinischen Datensätzen miteinander verglichen. Zuerst wurde der Kurvenverlauf der Ähnlichkeitsmaße zwischen DR und DRR (Abb. 7.7) über je zwei ebenen Transformationen miteinander verglichen, um abzuschätzen, wie gut das jeweilige globale Maximum definiert ist und ob mit vielen lokalen Extremstellen zu rechnen ist. Während für GS-1 alle Maße annähernd korrekte Ergebnisse liefern, konnte bei den Daten des Beckenpatienten GS-2 beobachtet werden, dass NCC kein deutliches Maximum ausbildet. Bei GS-3 und -4, also mit sinkender Bildqualität, ist NCC nicht mehr in der Lage die Position maximaler Bildähnlichkeit korrekt anzuzeigen. Bei dem niederkontrastigen Datensatz GS-4 versagen NCC und MI. Mit GC wird das Maximum bei allen Datensätzen auf ± 1 mm korrekt angezeigt, für GS-2 und GS-4 sind aber viele lokale Extrema vorhanden. Das neue LMRC Maß hingegen zeichnet sich durch sehr wenige lokale Extremstellen aus. Es treten die kleinsten Abweichungen der Maximumsposition (ca. 1 mm Fehler, nur bei GS-4) auf. Zum Vergleich wurde noch eine LMRC Version ausgewertet, die nur die höchst aufgelöste Stufe des Maßstabsraumes verwendet (LRC). Ihre Maxima sind mit denen von LMRC identisch, jedoch weist das Maß eine Vielzahl lokaler Maxima auf, die seine Optimierung im Rahmen der Bildregistrierung erschweren dürften. Hier zeigt sich der Vorteil der Berechnung von LMRC über mehrere Bildmaßstäbe.

Zur Lageberechnung wurde erstmal das bereits klinisch eingesetzte Registrierungsverfahren **II** verwendet, um Kennzahlen für die Einzugsbereiche, Erfolgsraten und Genauigkeiten der Maße zu bestimmen. Um Vergleiche anzustellen, wurden mit den verschiedenen Datensätzen und Ähnlichkeitsmaßen die *mTRE*-Fehler nach Registrierungen mit unterschiedlichen initialen Fehlern bestimmt (Abb. 7.8). Beim anatomischen Phantom GS-1 schneidet MI am besten ab, gefolgt von LMRC. Das bestätigt, dass sich MI, wie bereits vermutet, vor allem für die Registrierung künstlicher Daten mit wenigen Bildstörungen eignet. Das schlechtere Abschneiden von LMRC an GS-1 kann mit den in regelmäßigen Abständen in den Bildern des Phantoms verlaufenden, konstruktionsbedingten Streifen erklärt werden (Abb. 6.5b). Aufgrund der Regelmäßigkeit der Linienstrukturen und der Tatsache, dass LMRC nur relativ eng begrenzte Nachbarschaften im Bild berücksichtigt, werden Bilder als sehr ähnlich bewertet, sobald sich diese künstlichen Linien überlagern, auch wenn diese nicht zueinander korrespondieren (dies kann in überlagerten Bildern nach Fehlregistrierungen auch beobachtet werden). Für alle anderen Datensätze sind die Fehler jeweils für LMRC am kleinsten. Mit NCC können die Datensätze GS-2 bis -4 nicht mehr registriert werden – in einem Vergleich durch Wu et al. [2009] zeigt übrigens NCC höhere Robustheit als MI und GC, was hier nicht bestätigt werden kann. Für GS-2 liefert nur LMRC Ergebnisse in einem akzeptablen Fehlerbereich und bei dem sehr niederkontrastigen Datensatz GS-4 führen nur GC und LMRC zu korrekten Registrierungen. Werden Fehler von $mTRE \leq 2$ mm noch als Erfolg gewertet, ergeben sich für LMRC Versuchsdurchläufe über alle vier Datensätze, Einzugsbereiche mit Erfolgsraten über 95% von durchschnittlich $CR_{2\text{mm},95\%} = 3.2$ mm. Schwellwert $mTRE \leq 2$ mm wird von zahlreichen Autoren [van de Kraats et al., 2005; Skerl et al., 2006; Wu et al., 2009] als klinisch relevanter Wert verwendet und macht die Ergebnisse vergleichbar. Mit NCC, MI und GC werden unter identischen Versuchsbedingungen wesentlich geringere Einzugsbereiche erreicht. Dies liegt insbesondere daran, dass LMRC bei den qualitativ schlechteren Daten (klinische Daten GS-2, -3 und niedrigkontrastige Bilder GS-4) besser abschneidet, als die anderen Maße. Gerade im klinischen Beckendatensatz GS-2 befinden sich viele Weichteile und Gewebe. Teilweise sind unterschiedliche

anatomische Strukturen in DRs und DRRs erkennbar. Die Lage kann ausschließlich mit LMRC ermittelt werden.

Die mittleren translatorischen Registrierungsfehler (durchschnittlich $TRE = 1.3$ mm, inklusive des bei Erzeugung der Goldstandard-Registrierungen beinhalteten Markerfehlers) über die ersten 5 mm initialer Fehler liegen bei LMRC aufgrund der höheren Erfolgsrate niedriger als bei den Vergleichsmaßen. Die TRE-Fehler aller erfolgreichen Lagemessungen sind für NCC am niedrigsten, gefolgt von LMRC mit 0.7 mm (Tab. 7.6). Der Wert liegt unter den Größen der Voxeldiagonalen der Datensätze, sodass Subvoxel-Genauigkeit erreicht wird. Bei Rotationen schneidet MI, gefolgt von LMRC am besten ab.

In anderen Publikationen werden für Ähnlichkeitsmaße vergleichbare Einzugsbereiche erreicht wie für LMRC. Die Ergebnisse sind jedoch schwer vergleichbar, da keine Versuche mit klinischen Daten durchgeführt werden [van de Kraats et al., 2005; Tomaževic et al., 2006]. Ein Vorteil von LMRC gegenüber vielen anderen Maßen ist, dass der Berechnungsaufwand unabhängig von der Größe des in den Bildern verfügbaren Grauwertbereiches ist, sodass keine Reduktion der radiometrischen Quantisierung durchgeführt werden muss. Bei MI hingegen wird die Anzahl der nutzbaren Grauwerte wegen der Größe der gemeinsamen Histogramme oft auf 2^8 reduziert. Gleiches trifft z. B. auf die von Figl et al. [2010] als Verbesserung von Birkfellners [Birkfellner et al., 2009] vorgeschlagene Rangkorrelation (SRC) zu.

Die benötigte Rechenzeit zur Lagemessung mit LMRC ist mit ca. 45 s geringer als bei den Vergleichsmaßen (NCC: 159 s, MI: 182 s, GC: 157 s). Dies liegt neben der einfachen Berechenbarkeit auch daran, dass LMRC sehr schnell zum Maximum konvergiert. So sinkt die Zahl der notwendigen Auswertungen von LMRC auf durchschnittlich 368 DR-DRR Vergleiche je Bildpaar, gegenüber 676 (MI) und 525 (GC). Ein Vergleich mit anderen Maßen ist aufgrund unterschiedlicher Datenbasen und Registrieralgorithmen schwer möglich. Für eine einzelne Auswertung des Maßes zwischen zwei Bildern benötigt LMRC durchschnittlich 0.02 s und damit, zusammen mit NCC, weit weniger als die anderen Maße. Für die Rangkorrelation SRC wurden durch Figl et al. [2010] 0.07 s bei Berechnung an 5% des Bildinhaltes ermittelt.

Als Nachteil vom LMRC vor allem gegenüber MI ist zu nennen, dass, vorausgesetzt die verwendeten Daten besitzen eine ausreichende Bildqualität, sodass sich MI zur Registrierung eignet, LMRC einen wesentlich kleineren Einzugsbereich besitzt (MI: 7.3 mm gegenüber LMRC 2.8 mm bei DS-1, Abb. 7.9). Dies kann auch beim visuellen Vergleich der Kurven der Maße beobachtet werden. Das Maximum von LMRC ist im Vergleich zu MI sehr schmal, was auf den kleineren Einzugsbereich hindeutet (Abb. 7.7).

8.2.2 LMRC Varianten

Standardmäßig wurde eine LMRC Version verwendet, die je Auflösungsstufe Pixel in einer 3×3 Nachbarschaft vergleicht und bilinear interpoliert ($LMRC_{3 \times 3}$). Eine einfachere Version von LMRC ohne Verwendung mehrerer Bildmaßstäbe führt zu einer Vielzahl lokaler Extremstellen, die für einen Optimierungsalgorithmus potentiell problematisch sind. Weitere untersuchte Varianten sind LMRC in einer 5×5 Nachbarschaft ($LMRC_{5 \times 5}$), LMRC mit Nearest-Neighbor Interpolation ($LMRC_{NN}$) und eine Variante ohne Poisson-Gewichtung der Grauwerte ($LMRC_{UNGEW}$). Die Hoffnung, mit $LMRC_{5 \times 5}$ den Einzugsbereich zu vergrößern, hat sich nicht erfüllt. Sowohl $LMRC_{5 \times 5}$ als auch $LMRC_{UNGEW}$ zeichnen sich durch einen kleineren Einzugsbereich aus. Während die Einzelauswertungen bei $LMRC_{5 \times 5}$ durch Verwendung einer größeren Nachbarschaft störanfälliger werden, zeigt sich, dass Gewichtung der Pixelintensitäten nach ihrer Verteilungsfunktion in den DRs durchaus Vorteile bringt. Die geringere Anzahl notwendiger LMRC-Berechnungen von $LMRC_{3 \times 3}$ im Vergleich zu $LMRC_{UNGEW}$ zeigt, dass das Maß mit Gewichtung schneller konvergiert. Durch die Gewichtung wird LMRC robuster gegen Bildrauschen, das vor allem in dunklen Bildbereichen mit hoher Zahl eintreffender Photonen vorkommt. Die Kennzahlen von $LMRC_{NN}$ sind zu denen des Standardmaßes sehr ähnlich. Während erwartungsgemäß Genauigkeit und Einzugsbereich leicht abnehmen, verringert sich

durch die einfachere Interpolation die Rechenzeit (Tab. 7.7). Letztlich ist $LMRC_{3 \times 3}$ mit bilinearer Interpolation die zu präferierende Variante.

8.2.3 Verfahren zur Lagemessung

Verfahrensvergleich

Für die Lagemessung wurden drei Verfahren (**I**, **II**, **III**) vorgeschlagen, von denen Verfahren **II** derzeit eingesetzt wird. Durch Messungen mit verschiedenen initialen Fehllagen wurden sie in Abschnitt 7.2.3 anhand der vier Goldstandard-Datensätze verglichen. **I** scheidet dabei für alle Datensätze schlechter ab, als die anderen Verfahren. Der Fehler steigt bei **I** für größer werdende initiale Fehlrichtungen rasch an, was damit erklärt werden kann, dass die Gefahr bei der gleichzeitigen 6 DOF Ähnlichkeitsmaximierung in lokale Extrema zu konvergieren hier am größten ist und mit steigendem Anfangsfehler zunimmt. In Verfahren **I** wird nur eine Optimierung vorgenommen, während die anderen Verfahren die Optimierungen iterativ wiederholen und gegebenenfalls lokale Extremstellen wieder verlassen können. Bei **II** ist, wie schon vermutet worden war, die Anzahl an Fehlregistrierungen geringer. Die Rechenzeit ist gegenüber **I** unerwartet höher (ca. um Faktor 2). Dies dürfte daran liegen, dass **I** sehr schnell in lokale Maxima konvergiert und die Optimierung rasch (mit falsch bestimmter Lage) beendet wird, während bei **II** Folgeiterationen durchgeführt werden. Insgesamt ist bei Verfahren **II** der mittlere Einzugsbereich von $CR_{2\text{mm},95\%} = 3.2$ höher als bei **I** mit 1.1 mm. Verfahren **III** stellt hier eine Verbesserung dar. Sowohl die mittleren Registrierfehler (0.8 gegenüber 1.3 mm), als auch der Einzugsbereich von $CR_{2\text{mm},95\%} = 7.4$ mm, liegen über den Werten für Verfahren **II** und **I**.

Die Rechenzeit ist trotz höherer Anzahl an LMRC Auswertungen bei **III** mit ca. 31 s um Faktor 0.7 geringer als bei **II**, da weniger rechenaufwändige Schritte mit Erzeugung neuer DRRs notwendig sind (etwas mehr als halb so viele). Die 3D-Translations- (TRE) und Rotationsfehler (RRE) können mit **III** gegenüber **II** reduziert werden (von 0.7 ± 0.8 mm auf 0.5 ± 0.2 mm bzw. $1.1 \pm 0.7^\circ$ auf $0.8 \pm 0.2^\circ$ über alle Datensätze). Die Genauigkeiten unter Verwendung von LMRC und Verfahren **III** sind damit höher, als die von Verellen et al [2003] für die *ExacTrac*® Röntgenlagemessung ermittelten 0.6 ± 0.9 mm. Die Fehlerwerte sind für Verfahren **I** (bei geringerer Zuverlässigkeit) noch etwas niedriger (Tab. 7.8). Die Berechnung der Lage direkt im Raum, ohne den Umweg über die Rückprojektion, könnte hier ein Vorteil sein.

Variationen von Verfahren **III**

Die Anzahl maximal möglicher Iterationen, die in Verfahren **III** durchgeführt werden können, wurde auf $MaxIter_{5DOF}/MaxIter_{6DOF} = 4/8$ begrenzt. Mit Erhöhung der Zahlen kann der Einzugsbereich noch leicht vergrößert werden (auf 8 mm), wodurch aber auch die Rechenzeit leicht steigt. Wird die Begrenzung ganz weggelassen, ergeben sich bei starkem Anstieg der Rechenzeiten keine weiteren Verbesserungen. Schließlich wurde noch untersucht, welche Optimierungsstrategie sich zum Ermitteln der räumlichen Rotationen r_k eignet, da gerade in diesem Schritt viele DRRs erzeugt werden müssen. Der Funktionsverlauf von LMRC über r_k lässt sich in einem Bereich von ca. $\pm 2^\circ$ um das Optimum herum gut durch eine Parabel nähern (Abb. 7.11). Auch ist zu sehen, dass die Funktionsverläufe – wie für den GSS-Optimierer vorausgesetzt – im Bereich um das Maximum unimodal sind. Vergleich des GSS-Optimierers mit und ohne parabolische Näherung sowie des Nelder-Mead Optimierers ergab, dass mit der Parabel die Anzahl der zu erzeugenden DRRs reduziert werden kann. Auch die Genauigkeit nahm etwas zu. Am schlechtesten schnitt der Nelder-Mead Optimierer ab.

Einsatz in der klinischen Praxis

Beim Versuch die Erfolgsraten für initiale Lagefehler ausschließlich in Richtung einzelner Raumachsen zu bestimmen, um abzuschätzen, wie groß Fehllagen in einzelne Richtungen maximal sein dürfen, zeigten sich die Ergebnisse sehr uneinheitlich (Abb. 7.18). Bereiche korrekter Lagemessungen unterscheiden sich zwischen einzelnen Raumrichtungen und Datensätzen erheblich. Letztlich jedoch sind die erlaubten Fehler für einzelne Lageparameter wesentlich größer, als wenn initiale Fehler

kombiniert auftreten. Eine unabhängige Untersuchung einzelner Parameter macht so für die Praxis wenig Sinn.

Die Genauigkeit, mit welcher durch das neue Verfahren **III** relative Verschiebungen/Rotationen eines Phantomkörpers erkannt werden, wurde mit 0.34 mm bzw. 0.38° gemessen (Abschnitt 7.2.6). Die Messungen beinhalten mögliche Fehler der Patiententischbewegung, welche allerdings nicht bestimmt werden konnten. Ein ähnlicher Versuch zur relativen Genauigkeit durch Fox et al. [2006] führt unter Verwendung von MI und einem reinen 2D-2D Registrierungsverfahren zu TRE-Fehlern über 1 mm.

Untersuchungen mit klinischen Bildern und Daten aus der Bestrahlungsplanung (Tab. 7.11) ergaben, dass bei der Partikeltherapie in der Praxis initiale Fehllagen unter 7 mm die Regel sind. Berichte aus der klinischen Praxis zeigen, dass z. B. der Kopf & Hals Bereich auf ca. 2.3 mm genau ausgerichtet werden kann [Pommier et al., 2008]. Die Erfolgswahrscheinlichkeit der Lagemessung ist mit Verfahren **III** und LMRC so $> 95\%$. In Einzelfällen können initiale Fehler (abhängig von der Patientenfixierung, der anatomischen Region etc.) jedoch auch größer werden, z. B. einmal $mTRE \approx 32$ mm bei DS-3. Im vorliegenden Fall war der Kopf des Patienten etwa 7° stark geneigt. Rotationsfehler dieser Größe können ohnehin nicht mehr mechanisch durch die Patientenliege korrigiert werden und erfordern die Umlagerung des Patienten. Soll die automatische Lagemessung trotzdem durchgeführt werden, ist eine manuelle Vorregistrierung der DR-DRR Bildpaare nötig, die aber zur erfolgreichen Lagemessung führen sollte, da dabei maximal Fehler von ca. 2 mm [Devereux et al., 2010] zu erwarten sind (alternativ könnte auch mit Hilfe z. B. optischer, oberflächenbasierter Lagemessung positioniert werden). Hier würde ein größerer Einzugsbereich des Ähnlichkeitsmaßes oder des Registrierungsverfahrens Abhilfe leisten. Das rekonstruktionsbasierte Verfahren von Tomaževic et al. [2006] zeigt zwar höhere Einzugsbereiche von $CR_{2mm,95\%} = 9$ mm bis 12 mm, erfordert hierfür aber Röntgenbilder aus 3 bis 5 verschiedenen Ansichten (mit entsprechender Mehrbelastung des Patienten).

Die Präzision der Lagemessung (**III** mit LMRC) wurde für einzelne Lageparameter mit durchschnittlich $\sigma = 0.22$ mm/ 0.19° ermittelt (Abb. 7.19). Bei den Rotationen finden sich die deutlich größten Fehler (maximal $\sigma = 0.37^\circ$) beim *Roll*-Winkel, der bei Verfahren **III** vor allem aus der r_κ Rotation resultiert.

8.2.4 Einfluss von Bilddaten

Lagemessung in kleinen ROIs

Es wurde untersucht, ob sich Lagemessungen auch unter Verwendung nur kleiner Bildregionen durchführen lassen (Abb. 7.12). Dies war nur mit LMRC möglich, womit korrekte Messungen mit nur 3% der Bilddaten und weniger durchgeführt werden konnten. Ein wesentlicher Vorteil von LMRC gegenüber z. B. MI ist hier, dass keine korrespondierenden Intensitäten zur Registrierung benötigt werden. Diese kommen bei hoher Grauwertauflösung bei wenigen Pixeln nur selten vor, was die statistische Auswertung der MI behindert. Die Eignung von LMRC zur Registrierung relativ kleiner Bereiche ist eine Voraussetzung dafür, dass das Maß im Rahmen der Selbstdiagnose zur Registrierung mehrerer kleiner Bildausschnitte eingesetzt wird. Ein weiterer wichtiger Vorteil ist, dass LMRC so auch zur Registrierung nicht rigide transformierter Daten verwendbar ist, etwa indem die interessanten Teilbereiche der Bilder durch entsprechende ROIs eingegrenzt werden. Es ist dann nicht mehr notwendig, die relevanten Bereiche nur durch eine Gewichtung stärker in die Registrierung einzubinden (wie etwa bei Park et al. [2010]). Stattdessen können diese exklusiv registriert werden.

CT-Schichtabstände, Voxelinterpolation und Bildraaster

Lagemessungen mit vier CTs eines Kopfphantoms unterschiedlicher Schichtabstände ergab einen Zusammenhang zwischen Schichtabständen und $mTRE$ -Fehlern von etwa $mTRE \approx 0.4 \cdot \text{Schichtabstand}$, wenn bei der DRR-Erzeugung trilinear interpoliert wurde. Die durch Murphy [1999] beobachtete Proportionalität zwischen Voxelgröße und Registrierfehler bestätigt sich

damit. Bei NN-Interpolation sind die mTRE-Werte meist etwas höher. Eine Erhöhung der Rasterung der virtuellen Bildebene für das DRR-Rendering von 512^2 auf 1024^2 kann, vor allem bei trilinearer Interpolation, die mTRE-Fehler leicht reduzieren. Für die CT-Daten mit dem kleinsten Schichtabstand (0.625 mm) erhöhte sich die Zeit, die auf der CPU zur Erzeugung einer DRR nötig ist, von NN-Interpolation bei 512^2 Raster zu trilinearer Interpolation bei 1024^2 Raster um etwa das zwölfwache. Wenn die Rechenzeit z. B. durch GPU basiertes Rendering reduziert werden kann, sollten ein feines Bildraster sowie trilineare Interpolation verwendet werden, um maximale Lagegenauigkeiten zu erzielen.

Einfluss von Bildstörungen auf die Ergebnisse der Lagemessung

Es hat sich gezeigt, dass Lagemessungen mit LMRC sowohl bei starkem Detektorrauschen als auch bei niedrigen DQE-Werten, also starkem Quantenrauschen, möglich sind (Abb. 7.14). Eine Registrierung mit stark rauschbehafteten Bildern ist in vielen Fällen sogar möglich, wenn eine manuelle Registrierung nicht mehr durchführbar ist. Für die hier verwendeten *Paxscan 4030E* Detektoren wird vom Hersteller ein DQE-Wert von mindestens 30% angegeben [Varian, 2011]. Die Lagemessung ist noch bis zu etwa 0.2% möglich. Gerade die Robustheit gegenüber dem Quantenrauschen dürfte LMRC auch bei der Registrierung von CT-Daten zu Megavolt-Röntgenbildern (wie sie zum Teil in Linearbeschleunigeranlagen aufgenommen werden) oder fluoroskopischen Röntgenbildern einsetzbar machen, bei welchen das Quantenrauschen in der Regel höher ist.

8.2.5 Röntgenradiometrie

Röntgensimulation

Zwei Verfahren (Methoden **A** und **B**) zur Simulation der Röntgenradiometrie wurden verglichen. Ein visueller Vergleich von bei verschiedenen Röntgenenergien erzeugten DRRs (Abb. 7.15) zeigt, dass weiche Gewebe mit Verfahren **A** im niedrigen Energiebereich ($E_{MAX} = 40$ keV) kontrastärmer, Knochen dagegen kontrastreicher dargestellt werden. Im höheren Energiebereich sinkt der Kontrast für weiche Gewebe bei **A** jedoch soweit, dass einzelne Graustufenübergänge sichtbar werden. Insgesamt wirken mit **B** erzeugte Bilder im Vergleich zu echten Röntgenbildern realistischer. Problematisch bei Methode **A** ist, dass die in Gl. 4-24 modellierte Abhängigkeit nur für die Röntgenenergie gültig ist, mit welcher das CT-Gerät radiometrisch kalibriert wurde. Soll eine Aufnahme anderer Energie simuliert werden, stimmt der gegebene Zusammenhang so nicht mehr. Bei **B** hingegen wird die Absorption für eine angenommene Röntgenenergie aus verfügbaren Materialtabellen gelesen. Das Verfahren ist unabhängiger von bei der CT-Aufnahme verwendeten Energie. Ferner besteht bei **B** mehr Spielraum für eine gegebenenfalls gewünschte Anpassung der Simulation. So können durch Änderung der Materialzuordnungen (z. B. durch starke Gewichtung von Materialien mit hoher Absorption) anatomische Strukturen, etwa Knochen, besonders hervorgehoben werden.

Bei der Lagemessung eingesetzt, können mit **A** bei den beiden Beckendatensätzen (DS-2 und -4) und mit **B** bei den Kopf/Thorax Datensätzen (DS-3 und -5) höhere Einzugsbereiche erzielt werden. Dies dürfte darauf zurückzuführen sein, dass mit **A** die gerade im niederkontrastigen Beckenbereich recht häufig vorhandenen, störenden Strukturen gegenüber der Knochenanatomie im Bild abgeschwächt werden. Aufgrund ihres besseren visuellen Erscheinungsbildes werden für die Lagemessung in dieser Arbeit die mit Methode **B** erzeugten DRRs verwendet.

Die Röntgenstrahlung wurde in dieser Arbeit als monochromatisch simuliert. Da dies nicht der Realität entspricht, in welcher die Röntgenbremsstrahlung in einem kontinuierlichen Spektrum erzeugt wird, wurde versucht eine Energie zu finden, die stellvertretend für das gesamte Spektrum verwendet werden kann. Diese Vereinfachung erlaubt es, bei der DRR-Erzeugung via Raytracing jeweils nur einen Strahl pro Pixel zu simulieren. Als simulierte Röntgenenergie wurde die Hälfte der angenommenen maximalen Photonenenergie verwendet, da dies im idealen Bremsspektrum der Energie entspricht, mit welcher die meisten Photonen emittiert werden. Werden Lagemessungen unter Verwendung von **B** mit unterschiedlichen simulierten Röntgenenergien durchgeführt (bei festen 100 keV DRs), verbessern sich die Ergebnisse leicht mit steigenden Energien bis zu sehr hohen Werten von ca.

5 MeV (Abb. 7.16a). Mit niedrigen Energien (< 75 keV) wird die Lagemessung unzuverlässiger. Der Grund dürfte wieder sein, dass bei hohen Energien eher störende (zum Teil verrauschte) Strukturen weicher Gewebe unterdrückt werden und leichter zu registrierende Knochenstrukturen im Bild prominenter werden. Ferner ist anzunehmen, dass durch die Simulation monoenergetischer Strahlung, die vor allem am Bildgebungsprozess beteiligten, hohen Röntgenenergien bei der Bildgebung nicht ausreichend berücksichtigt werden. Die Tatsache, dass das Beam-Hardening nicht in der Simulation berücksichtigt wurde, dürfte diesen Effekt verstärken.

Lagemessung mit radiometrischer Registrierung

Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein Verfahren zur radiometrischen Registrierung entwickelt, um durch Anpassung der simulierten Röntgenenergie während der Registrierung Verbesserungen bei der Lagemessung zu erzielen. Verschiedene Ähnlichkeitsmaße (NCC, MI, GC, LMRC) wurden auf ihre Eignung dafür untersucht. Dabei stellte sich heraus, dass sich nur NCC (in Verbindung mit Methode **B**) zur radiometrischen Registrierung zwischen DR und DRR eignet. Da die anderen Maße relativ insensitive gegenüber radiometrischen Änderungen sind, ist dies wenig verwunderlich. Weil NCC über verschiedene simulierte Energien viele lokale Maxima aufweist, konnte ein Optimierungsalgorithmus, wie etwa Golden Section Search, nicht eingesetzt werden. Stattdessen wurde in regelmäßigen 5 keV Abständen zwischen 50 bis 250 keV nach dem globalen Maximum gesucht.

Das Verfahren wurde bei der Lagemessung unter Verwendung von bei unterschiedlichen Energien aufgenommenen Röntgenbildern eingesetzt. Die Erfolgsrate konnte mit radiometrischer Registrierung bei leichter Erhöhung der Rechenzeit geringfügig verbessert werden (Abb. 7.17a). Die simulierte Energie wurde der tatsächlich verwendeten Röntgenenergie dabei bis auf ca. 10 bis 20 keV angenähert (Abb. 7.17b, -c). Liegt die tatsächliche Energie eher im oberen Bereich (110 keV), wird sie eher unterschätzt, während Energien im unteren Bereich (55 keV) eher überschätzt werden. Die simulierte Energie kann allerdings nur bei relativ kleinen initialen Fehlern angepasst werden. Ab ca. $mTRE_0 > 10$ mm nehmen bei den durchgeführten Versuchen die Abweichungen der gefundenen Energien stark zu. Eine leichte Verbesserung der Erfolgsrate der Lagemessung war auch über diesen Bereich hinaus zu beobachten. Das Verfahren ist schneller und bei initialen Fehlregistrierungen robuster, als das zuvor von Selby et al. [2010a] vorgestellte. Allerdings wird pro DRR nur ein globaler Energiewert angepasst, während bei Selby et al. praktisch eine Anpassung pro Absorptionswert des CT-Volumens vorgenommen wird, was zumindest theoretisch eine optimale Angleichung von simuliertem und echtem Bild erlaubt. Gegenüber Selby et al. [2008a] stellt das Verfahren eine Verbesserung dar, da die DRRs mit weniger Rechenaufwand und in feineren Energiestufen angepasst werden können. Insgesamt könnte das hier vorgestellte Verfahren jedoch noch von einer realistischeren Simulation der Röntgenbildgebung profitieren.

8.3 Theoretische Genauigkeiten des Lagemesssystems

Für Lagefehler spielen vor allem die Unsicherheiten der Solllage, der Istlage und der verwendeten Kameramodelle, sowie Unsicherheiten bei der Lageberechnung selbst und schließlich bei der Repositionierung des Patienten eine Rolle. In dieser Arbeit wurde erstmals ein Verfahren zur Fehlerfortpflanzung unter Berücksichtigung möglichst aller fehlerhaften Komponenten bei der Tumorausrichtung vorgestellt. Aufgrund ihres Einflusses auf den Behandlungserfolg und ihrer klinischen Relevanz bei der Definition von Sicherheitsabständen um eine Tumorregion während der Planungsphase, wurden vor allem mögliche translatorische Lageunsicherheiten ermittelt. Die Auswirkung von Rotationsfehlern beschränkt sich auf die Orientierung eines Tumors zur Strahlenquelle. Dabei ist es wichtig, dass sich keine anderen Organe oder Knochen durch Rotation vor das Bestrahlungsziel schieben. Die Auswirkung kleinerer rotatorischer Unsicherheiten ist daher gering und zudem stark von anatomischen Gegebenheiten abhängig.

8.3.1 Einzelne Fehlerquellen

In Abschnitt 7.3.1 wurde die Unsicherheit der Solllage für Datensatz DS-1 bei 1 mm Voxelgröße zu ca. $\sigma = 0.7$ mm genähert. Es wurde allerdings davon ausgegangen, dass das Tumorgewebe bei der Bestrahlungsplanung voxelgenau segmentiert werden kann. Njeh [2008] legt jedoch nahe, dass abhängig von der betroffenen Anatomie und vor allem vom Bedienpersonal des Planungssystems auch größere Fehler möglich sind und schlagen deshalb vor, weitere bildgebende Verfahren zur Verbesserung einzusetzen. Insgesamt lassen sich auch mit CTs sehr hoher Rasterung (0.5 mm je Richtung) kaum Fehler kleiner $\sigma_{SOLL} < 0.35$ mm realisieren. Sollen alle translatorischen Abweichungen der Solllage bei ca. $\sigma_{SOLL} \approx \pm 0.1$ mm liegen, müsste die CT-Rasterung unter 0.15 mm je Richtung betragen. Es liegt also schon bei dem Eingangsfehler C_{SOLL} ein Wert von knapp unter einem Millimeter vor, auf den das Lagemesssystem keinen verbessernden Einfluss hat.

Die Unsicherheit der Istlage setzt sich aus zufälligen Fehlern der Anlageneinstellung und der Röntgenbildgebung zusammen. Bei der Anlageneinstellung ist nur der Gantrywinkel relevant. Messungen zeigten, dass die Wiederholbarkeit der Winkeleinstellung besser als $\sigma_\phi = 0.2^\circ$ ist. Dies bestätigen die Ergebnisse der Anlagenkalibrierung ($\sigma_\phi = 0.05^\circ$). Fehler des Gantrywinkels würden sich direkt auf den *ROLL*-Winkel der Patientenlage auswirken. Für die Röntgenbildgebung wurde in einer nachgestellten Behandlungssituation experimentell die MTF bestimmt, um daraus den Abbildungsfehler zu nähern (Abschnitt 7.3.2). In zwei Gantryanlagen wurden MTFs von ca. 0.6 lp/mm bei 45% Kontrastverhältnis ermittelt, was sich etwa mit den vom Detektorhersteller für Idealbedingungen angegeben 1 lp/mm deckt [Varian, 2011]. Die Unsicherheit der Istposition im Raum konnte damit zu $\sigma_{IST} = 0.59$ mm ermittelt werden. Es ist aber davon auszugehen, dass Registrierungen auch bei niedrigerem Kontrastverhältnis (10% bei der Cutoff-Frequenz) durchführbar sind, womit $\sigma_{IST} = 0.34$ mm betragen würde. Die Unsicherheit der Istposition wurde hier absichtlich im Raum angegeben, um die Werte auch für andere Projektionsgeometrien anwenden zu können.

Die zufälligen Fehler der Kameramodelle konnten aus den ausgeglichenen Kalibrierwerten, also vor allem den Parametern der Regressionsellipsen bestimmt werden. Es wurde gezeigt, dass sich die Unsicherheiten der Kameraparameter je nach eingestelltem Gantrywinkel unterscheiden. Auch konnten bei verschiedenen Winkeln Unterschiede zwischen Sätzen von Kalibrierdaten in/gegen den Uhrzeigersinn festgestellt werden. Der Unterschied der Varianzen zwischen CW-/CCW-Kalibrierdaten macht eine gewichtete Mittelung zwischen den Daten sinnvoll.

8.3.2 Lagefehler

Im Gegensatz zu anderen Arbeiten, die Positioniergenauigkeit von Patienten empirisch zu untersuchen versuchen (z. B. Wurm et al. [2008]), erlaubt die hier vorgestellte Fehlerfortpflanzung durch das gesamte System eine numerische Analyse der Auswirkung verschiedener Fehlerquellen auf die Lagemessung.

Einflüsse durch Eingangsfehler

In Abschnitt 7.3.4 wurde zuerst untersucht, wie stark sich Unsicherheiten auf die Messung der (relativen) Lage auswirken. Zunächst wurde davon ausgegangen, dass der Patient bereits korrekt positioniert ist. Unsicherheiten von Rotationswinkeln, z. B. der Detektoren, wirken sich so nicht auf die Lagegenauigkeit aus. Es zeigte sich, dass sich Unsicherheiten der Sollposition direkt als entsprechende Unsicherheiten der Lage bemerkbar machen, sofern diese nicht in Verbindung mit weiteren Fehlern vorkommen. Kommen Fehler in den Bildebenen (z. B. durch die Registrierung) ohne andere Fehlerquellen vor, so steigt der Lagefehler mit diesen linear an. In Kombination mit einer Unsicherheit der Sollposition steigt der Lagefehler mit den Fehlern in den Bildebenen wesentlich schneller (Abb. 7.22a). Die Unsicherheit der Sollposition hat also einen starken Einfluss darauf, wie sehr sich Abbildungsfehler oder Registrierungsfehler auf die Lagemessung auswirken.

Bei den Fehlern der Kalibrierdaten haben die Unsicherheiten der Koordinaten des Zentrums der Regressionsellipsen von Detektor-/Röhrenbahn die größte Auswirkung auf den Lagefehler. Es zeigt sich, dass sich die Fehler in Y -Richtung des Raumsystems nur halb so stark auf die Standardabweichungen der Lage auswirken, wie Fehler in die anderen Richtungen. Dies liegt daran, dass mit der vorliegenden Stereogeometrie die Bestimmung der Lage in Y eine höhere Redundanz besitzt als für die anderen Richtungen. Unsicherheiten der Bahnradien, welche nach der Kalibrierung bei Weitem am größten sind, haben einen geringen Einfluss auf den Lagefehler, da sie lediglich die Abstände von Röhre/Detektor zum Patienten definieren. Sie besitzen ferner nur einen Einfluss auf die Lagegenauigkeit, wenn sie sich unterschiedlich auf die X - bzw. Z -Koordinate der Kamerakomponenten auswirken. Bei Ansichten, die Vielfachen von 90° entsprechen, wirken sie sich nicht aus (Abb. 7.22c). Die Wirkung von Radiusfehlern lässt sich übrigens gut anhand der Korrelation aus der Kovarianzmatrix \mathbf{C}_{KAL} der Kalibrierwerte zwischen X - und Z -Radius einschätzen. So bedeutet eine hohe Korrelation = 1, dass sie für die Lagemessung nicht mehr von Bedeutung sind. Einen Eindruck davon gibt Abb. 7.24b.

Die Rotationen der Regressionsellipsen und der Projektionsebenen haben nur einen Einfluss, wenn der Tumor nicht im Isozentrum liegt, also die Patientenlage korrigiert werden muss. Auch bei weit entfernten Lagen (etwa 9 mm) bleibt ihr Einfluss auf den Messfehler relativ gering. Das gleiche gilt für den Einfluss von Unsicherheiten des Gantrywinkels auf translatorische Fehler der Lage. Zufällige Winkelfehler der Röhren-/Detektoranbringung wirken sich hingegen auch bei schon korrekter Lage stark auf die Messung aus und sollten durch sorgfältige und stabile Montage der Kamerakomponenten vermieden werden (die Fehler liegen allerdings gemäß den hiesigen Untersuchungen in den Beispielanlagen bei nur ca. $\sigma = \pm 0.01^\circ$).

Alle Fehler, die nur einen Einfluss auf die Lage haben, solange eine Lagekorrektur $\neq 0$ ermittelt würde, könnten theoretisch ausgeschlossen werden, indem die Lagemessung und -korrektur in mehreren Iterationen mit (fehlerloser) Repositionierung des Patienten und Aufnahme neuer Bilder durchgeführt wird (Abb. 1.2). Ab einer bestimmten Iteration – bei korrekter Lagemessung bereits nach der ersten – könnte von einer Lageabweichung von 0 ausgegangen werden kann. Dies würde allerdings eine längere Positionierungsdauer sowie eine erhöhte Röntgenbelastung für den Patienten zur Folge haben. Es konnte gezeigt werden, dass sich große Fehler in nur eine Kalibrierrichtung durch die Gewichtung der CW-/CCW-Kalibrierwerte begrenzen lassen (Abb. 7.22b).

Relativer Lagefehler für verschiedene Fehlervarianten

Zwei Varianten für zufällige Eingangsfehler, wie sie im klinischen Einsatz des Systems vorkommen können, wurden als *schlechte* Variante mit großen Fehlern und *gute* Variante mit kleineren Fehlern definiert (Tab. 7.12) und dazu verwendet, die Fehlergrenzen des Systems zu bestimmen. Ohne Kamerafehler, also nur mit Unsicherheiten der Sollposition, der Abbildung und der Registrierung, ergeben sich 3D-Lagefehler (Vektorlänge $|(\sigma_X \sigma_Y \sigma_Z)^T|$) von insgesamt 1.55 mm bzw. 1.35 mm (*schlechte* bzw. *gute* Variante). Die Gantrywinklereinstellung hat nur einen geringen Einfluss auf die erzielbare Genauigkeit, welcher aber mit dem Unterschied zwischen Soll- und Istlage zunimmt (Abb. 7.23). Ohne Kamerafehler sind die Unsicherheiten für GTR-1 und -2 in etwa gleich. Werden Kamerafehler berücksichtigt, steigen die Fehler auf 1.73 mm bzw. 1.55 mm (GTR-1) und 1.82 mm bzw. 1.65 mm (GTR-2).

Durch die Methoden der Lagemessung beeinflussbar sind lediglich die Fehler der Kamerasysteme und der 3D-2D Registrierung. Sie ergaben für beide Fehlervarianten durchschnittlich über alle Gantrywinkel 1.15 mm bzw. 0.86 mm (GTR-1) und 1.49 mm bzw. 1.29 mm (GTR-2) und entsprechen damit in der *schlechten* Variante etwa den ermittelten mittleren TRE-Werten über Lagemessungen bis 5 mm initialem Fehler für Verfahren II mit LMRC (Tab. 7.6) und in der *guten* Variante denen für Verfahren III mit LMRC (Tab. 7.8) – in der guten Variante war von für ein Kontrastverhältnis von 10% anstatt 45% ermittelten Abbildungsfehlern ausgegangen worden. Ein verbessertes Verhalten von Verfahren III für Bilder mit niedrigem Kontrast lässt sich aber nicht zwingend aus den Unterschieden zwischen den Verfahren begründen. Möglicherweise spielt hier die Tatsache eine Rolle, dass bei III

die LMRC Werte beider Bilder zu einem Maß kombiniert werden, statt sie einzeln zu optimieren. Gleiches gilt für Verfahren I, bei welchem über alle erfolgreichen Lagemessungen ebenfalls kleinere mTRE-Fehler gemessen werden.

Es wurden noch weitere Fehlervarianten geprüft, etwa eine theoretisch *maximale* (mit grob gerasterten CT-Daten) bzw. *minimale* (mit fein gerasterten CT-Daten, ohne Abbildungsfehler beim Röntgen). Bei der *minimalen* Variante konnten Fehler unter 0.7 mm pro Raumachse bestimmt werden. Zum Vergleich: Wurm et al. [2008] berichten nach Phantomversuchen von 1.0 ± 0.5 mm systematischem \pm zufälligem Gesamtfehler (ohne Fehler der Sollposition) im *Novalis* Linearbeschleuniger mit Röntgen- und Infrarotgestützter Lagemessung durch *ExacTrac*®. Hier zeigt sich, dass also auch in großen Gantrysystemen zur Partikelbestrahlung ähnliche oder bessere Genauigkeiten erreichbar sein dürften. Die Fehleranalysen deuten jedoch darauf hin, dass diese großteils von der Genauigkeit der Sollposition, also vor allem der CT-Rasterung abhängen.

Fehler der Absolutlage

Werden die Fehler der Dosismessung, der Tischverfäherung und der Ausrichtung des Kalibrierkörpers miteinbezogen, können sich Fehler der Absolutlage von ca. 2 mm (3D-Fehlervektor) ergeben. Die Fehler der Repositionierung können theoretisch, wie schon erwähnt, durch iterative Lagekorrektur vermieden werden. Obwohl hier (Abschnitt 7.2.6) keine Unsicherheiten der Tischmechanik nachgewiesen werden konnten (in Engelsman et al. [2008] werden Maximalfehler von ca. 0.5 mm angegeben, was aber vom Patientengewicht abhängen kann) wurden diese sicherheitshalber in die Fehlerrechnung einbezogen. Unter Berücksichtigung der Tatsache, dass die Protonendosismessung in Strahlrichtung wesentlich ungenauer sein kann als orthogonal zum Strahl könnte sich dieser Wert in Strahlrichtung noch vergrößern. Andererseits spielt speziell bei der Protonentherapie die Genauigkeit in Strahlrichtung jedoch eine untergeordnete Rolle, da sich die Eindringtiefe vorwiegend aus dem Abstand *nach* Eindringen der Teilchen in das Gewebe bestimmt (also aus dem Abstand Körperoberfläche-Tumor statt Strahlenquelle-Tumor, vgl. Abb. 1.1a). Unter Verwendung aller Fehlerquellen wird in Abschnitt 8.3.4 eine Empfehlung für bei der Behandlung einzuhalten Sicherheitsabstände gegeben.

8.3.3 Optimale Kamerakonfiguration

Die hier entwickelte Fehlerfortpflanzung erlaubt zu untersuchen, was eine optimale Kamera-konfiguration wäre, um minimale Lagefehler zu realisieren. Zuerst wurde gezeigt, dass in einem System mit nur einer Kamera kleine Registrierungs- und Abbildungsfehler (σ_{ebene}) zu sehr großen Fehllagen (σ_z) in Aufnahme-richtung führen können. Die Lagemessung in Aufnahme-richtung würde eine Modifikation der verwendeten Messmethode erfordern, in welcher das rigide Transformationsmodell um die Registrierung der Skalierung zwischen DR und DRR erweitert wird. Auch dann müsste eine Reduktion des Abstandes *SAD* sowie Vergrößerung der Detektorfläche durchgeführt werden, um den Fehler klein zu halten. Es wäre allerdings denkbar ein monoskopisches System zu verwenden, wenn Röntgenbild und Behandlungsstrahl die gleiche Blickrichtung besitzen, da ja bei der Partikelbestrahlung die Genauigkeit in Strahlrichtung weniger entscheidend ist.

In einer Anlage mit Stereoanordnung sind alle translatorischen Lageänderungen direkt in den Bildebenen erkennbar. In den behandelten Anlagen ist je ein Winkel von $\varphi = 90^\circ$ zwischen den Kamerasystemen eingestellt. Ein Versuch zeigt (wie in Selby et al. [2008c]), dass dies die optimale Konfiguration ist. Relevant ist hier wieder der Lagefehler in Aufnahme-richtung, für den gilt $\sigma_z \propto 1/\sin(\varphi)$, wodurch bei $\varphi = 0^\circ$ die Lage in Aufnahme-richtung – wie bei einem monoskopischen System – nicht mehr direkt bestimmt werden kann. Durch eine Verkipfung der Gantry um ihre *X*-Achse (wie in OATR-Anlage) lässt sich der Lagefehler insgesamt nicht verkleinern. Es könnte lediglich für einen bestimmten CT-Datensatz mit unterschiedlicher Auflösung in *V*- und *W*-Richtung, eine Anpassung der einzelnen Koordinatenfehler σ_y und σ_z durchgeführt werden (Abb. 7.25c), wenn es darum geht, für alle Lagerichtungen möglichst ausgeglichen kleine Unsicherheiten zu gewährleisten. Eine Anpassung

der Anlagengeometrie durch Verkipfung der Gantry (oder der Patientenliege) ist hierfür jedoch unrealistisch.

Eine Änderung der *SID*- (bzw. *AID*-) und *SAD*-Werte könnte hingegen dazu beitragen, Lagefehler zu minimieren. So sind die Werte für GTR-1 und -2 keineswegs optimal (Abb. 7.25d). Bei der *guten* Fehlervariante könnten etwa die Lagefehler durch gegenüber Kamera 1 in GTR-1 größere *AID* und kleinere *SAD*-Werte um ca. 15% reduziert werden. Generell bedeuten größere *AID*- bzw. kleinere *SAD*-Werte, dass sich Bewegungen im Raum stärker auf die Abbildungen in den Bildebenen auswirken. Damit verlieren Ungenauigkeiten in den Bildebenen an Wirkung. Allerdings ist der Spielraum für geometrische Änderungen begrenzt, da eine entsprechende Anpassung der Abstände den abbildbaren Körperausschnitt verkleinert und durch den längeren Strahlenweg die Röntgenbildqualität leiden kann (was hier nicht berücksichtigt wurde).

8.3.4 Sicherheitsabstände

Die hier ermittelten zu erwartenden Fehler können zur Definition von Sicherheitsabständen für die Bestrahlung bei der Tumordefinition verwendet werden. Die Tumorregion (auch GTV, **G**ross **T**umour **V**olume) wird dabei um den Sicherheitsabstand zum geplanten Zielvolumen (PTV) erweitert, um sicherzustellen, erkranktes Gewebe vollständig zu entfernen. Gleichzeitig soll der Sicherheitsabstand möglichst klein sein, um gesundes Gewebe zu schonen. Es wurden hier nur zufällige Fehler σ ermittelt. Systematische Fehler s sollten unter der Voraussetzung, dass sowohl Kalibrierung als auch Lage-messung korrekt durchgeführt wurden, nicht vorkommen. Es gibt verschiedene Empfehlungen zur Definition von Sicherheitsabständen M , etwa $M = (s^2 + \sigma^2)^{0.5}$ [ICRU62, 1994] oder $M = 2.5s + 0.7\sigma$ [van Herk, 2004]. Für eine typische CT-Aufnahme mit je 1 mm Rasterung (Kopfphantom DS-1) ergeben sich in GTR-1 unter Berücksichtigung ungenauer Dosismessung in Strahlrichtung (hier Z) bei Partikelstrahlen empfohlene Sicherheitsabstände wie in Tab. 8.1 gezeigt. In der klinischen Praxis verschiedener Partikelbehandlungseinrichtungen werden für Kopf & Hals Patienten Sicherheitsabstände von 1 mm bis 2 mm (GSI, Gesellschaft für Schwerionenforschung, Darmstadt) bzw. 3 mm bis 5 mm (NIRS, National Institute of Radiological Sciences, Chiba, Japan) verwendet [Pommier et al., 2008]. Diese könnten zum Teil – unter Einsatz einer geeigneten Lagemessung – auch bei konservativer Fehlerschätzung durchaus verkleinert werden.

Fehlervariante	Fehler Absolutlage [mm]			Berechnungsmethode	Sicherheitsabstände [mm]		
	X	Y	Z		X	Y	Z
<i>schlechte</i> (Absolutlage)	1.19	0.99	1.48	IRCU62	1.19	0.99	1.48
				van Herk	0.83	0.69	1.04
<i>gute</i> (Absolutlage)	1.08	0.93	1.39	IRCU62	1.08	0.93	1.39
				van Herk	0.76	0.65	0.97

Tab. 8.1: Empfohlene Sicherheitsabstände für die Partikelbestrahlung für zwei Fehlervarianten.

8.4 Selbstdiagnose

8.4.1 Die einzelnen Auswertungsschritte

Anlage und Kameras

In Kapitel 7.4 wurden erst die Selbstdiagnoseverfahren für einzelne Systemkomponenten untersucht. Für die Wahrscheinlichkeit W_{ANL} , dass die kalibrierten Kamerasysteme zu Lagefehlern unter 1 mm pro Koordinate führen, konnten auch in der *guten* Fehlervariante nur recht kleine Werte (um 45%) ermittelt werden. Für größere Fehlertoleranzen ist die Wahrscheinlichkeit deutlich höher (um 95%). Zwischen verschiedenen Gantrywinkeln unterscheiden sich die Wahrscheinlichkeiten nur relativ wenig (um ca. $\pm 5\%$). Auch konnte gezeigt werden, dass sich W_{ANL} für die verschiedenen Berechnungsvarianten und Anlagen nicht sehr stark unterscheiden (Abb. 7.26a).

Die Bestimmung von W_{KAM} für ein gegebenes Kamerasystem erlaubt es bei einem Gantrywinkel auszuwerten, ob ein schlecht kalibriertes Kameramodell für einen Fehler bestimmter Größenordnung verantwortlich ist. Mit den Werten in den kalibrierten Gantryanlagen wurden bei Toleranzen von 1 mm wieder relativ kleine Wahrscheinlichkeiten (um 65%) für die Kameras ermittelt. Bei 2 mm steigen die Erfolgswahrscheinlichkeiten auf fast 100%. Werden die Unsicherheiten der Parameter einer Kalibrierung versuchsweise erhöht, kann ein starker Abfall der entsprechenden Erfolgswahrscheinlichkeit beobachtet werden. Für unterschiedliche Gantrywinkel finden nur sehr geringe Schwankungen von W_{KAM} statt (ca. $\pm 0.4\%$ – Abb. 7.26b). Die höchsten Werte werden immer dann ermittelt, wenn die Kameras bei Vielfachen von 90° -Winkeln stehen (am schlechtesten bei Vielfachen von 45°). Dies liegt an Ungenauigkeiten der Radien der Regressionsellipsen sowie deren Korrelationskoeffizienten $\neq 1$ für Kalibrierwerte bei verschiedenen Gantrywinkeln begründet – es wäre nahe liegend anzunehmen, dass bei Kalibrierung von mehr Ansichten im Bündel Verbesserungen auftreten, was sich aber unter Verwendung von 16 (statt 8) Kalibrierwinkeln (Abb. 7.4) nicht deutlich bestätigte.

Epipolargeometrie

Um zu ermitteln, ob DR-DRR Paare gegen die Epipolargeometrie verstoßen, wurde der Epipolarfehler ΔEPI bestimmt (Abschnitt 7.4.2). Dies gelang auch unter Verwendung klinischer Bilder mit hoher Zuverlässigkeit. Abweichungen von Röntgenröhre/-detektor von der je angenommenen Position werden erkannt, sofern sich die Änderung im projizierten Bild nicht lediglich durch Verschiebung auf einer Epipolarlinie oder durch gleiche Verschiebung beider Kamerasysteme in Y -Richtung (bei GTR-1 und -2) bemerkbar macht. Bei zufälligen Fehlpositionierungen einer Komponente sollte dies aber unwahrscheinlich sein. Gelegentlich kann es vorkommen, dass auch ohne Abweichungen der Kamera-geometrie relativ große Werte für ΔEPI (etwa > 1 mm) gemessen werden, wenn die Lagemessung nicht erfolgreich war. Dies liegt daran, dass die Einzelbilder dann nicht optimal zueinander registriert sind und in einer Folgeregistrierung (zum Ermitteln von ΔEPI) in beiden Bildebenen unabhängige Transformationen bestimmt werden, die dann von der epipolargeometrischen Vorgabe abweichen. In Streudiagramm Abb. 7.26c wurde gezeigt, wie sich verbleibende Fehler und Epipolarfehler ΔEPI nach der Lagemessung zueinander verhalten, wenn die Kameras korrekt kalibriert wurden, bzw. Fehler in den Kalibrierdaten vorliegen. Man sieht, dass auch nach Fehlmessungen der Lage entsprechende Epipolarfehler meist deutlich werden. Problematisch ist aber, dass die nach den Lagemessungen gemessenen Epipolarfehler variieren können (ca. ± 0.15 mm), was bei den gegebenen Fehlern der Röhrenposition (im Experiment: 2 mm) dazu führt, dass nicht in allen Fällen die Messungen mit Röhrenfehlern von den Messungen mit korrekter Geometrie unterschieden werden (bei größeren Geometriefehlern ist dies wiederum kein Problem). Mit Fehlertoleranzen von 2 mm werden bei korrekter Geometrie sowohl in der *schlechten*, als auch in der *guten* Fehlervariante Wahrscheinlichkeiten von $W_{EPI} > 90\%$ ermittelt. Mit Fehlern der Kamera-geometrie kann ein entsprechender Abfall der Wahrscheinlichkeit beobachtet werden.

Redundante Registrierungsergebnisse

Um die 2D-Registrierung von DR zu DRR je Bildebene in die Bewertung einzubeziehen, wurden jeweils mehrere Einzelregistrierungen durchgeführt (Abschnitt 5.3.3). Dafür wurde erst ermittelt, mit wie vielen Teilflächen eine Registrierung durchgeführt werden sollte, um gut zwischen korrekten und fehlerhaften Registrierungen diskriminieren zu können. Werden zu wenige Teilflächen verwendet, besitzen die Ergebnisse kaum statistische Aussagekraft. Werden zu viele Teilflächen verwendet, kommt es aufgrund abnehmender Pixelzahl bei den Einzelregistrierungen häufiger zu Fehlregistrierungen. Außerdem nimm die benötigte Rechenzeit linear mit der Anzahl der Teilflächen zu. Ein Wert von 11×11 Einzelregistrierungen wurde schließlich als guter Kompromiss ermittelt (in Selby et al. [2008f] wurde ein ähnliches Verfahren mit 8×8 Teilflächen durchgeführt).

In weiteren Untersuchungen mit klinischen Daten wurden Fehlregistrierungen nach erfolglosen Lagemessungen in allen Fällen gefunden (Fehlertoleranz: 2 mm). Bei korrekten Messungen wird

W_{REG} dabei 80% bis 90%, bei fehlerhaften Messungen 40% bis ca. 55%. Würde eine Klassifizierung der Lagemessung durchgeführt, etwa mit korrekter Messungen (= „*positiv*“) für $W_{REG} \geq 70\%$ und fehlerhafter Messung (= „*negativ*“) mit $W_{REG} < 70\%$ für beide Kameras, erhielte man keine falsch-positiven und 3 falsch-negative Klassifizierungen. Falsch-negative Klassifizierungen können daher rühren, dass, je nach Fehllage, diese für eine Kamera nicht erkannt werden kann, etwa wenn nur eine 3D-Verschiebung entlang der Aufnahme-Richtung vorliegt, die sich lediglich in einer geringen DRR zu DR Fehlskalierung bemerkbar macht. In der Praxis dürften als unzureichend genau eingestufte Lagemessungen jedoch weniger problematisch sein als fehlerhafte Messungen, die als korrekt eingestuft werden, vor allem da die Ergebnisse visuell überprüft werden. Gegenüber dem von Wu & Murphy [2010] vorgeschlagenen Verfahren hat die Methode den grundlegenden Vorteil, dass keinerlei Trainingsdaten notwendig sind, um Fehlregistrierungen entdecken zu können. Damit entfällt das Problem, nur für eine begrenzte Anzahl (trainierter) Fälle anwendbar zu sein.

8.4.2 Auswertung des Gesamtmodells im Hidden Markov Modell

In dem in dieser Arbeit vorgestellten Verfahren wird erstmals versucht, eine Selbstdiagnose für die Lagemessung in Bestrahlungseinrichtungen unter Berücksichtigung verschiedener beteiligter Systemkomponenten durchzuführen. Das verwendete HMM (Abschnitt 5.3.5) wurde ohne die Verwendung von Trainingsdaten aufgestellt. Es ist so einfach modelliert, dass weitere Zustände und Beobachtungen problemlos eingefügt werden könnten. Dies ist ein genereller Vorteil gegenüber anderen HMM-basierten Selbstdiagnoseansätzen, die ein Training benötigen [Tobon-Mejia et al., 2011; Muthumani & Thanamani, 2011] oder Verfahren auf Basis von neuronalen Netzen [Elhadef & Nayak, 2012].

Modellparameter

Zunächst wurden sinnvolle Werte für die beiden Modellparameter α_1 und α_2 des HMM ermittelt. Den beiden Übergangswahrscheinlichkeiten kommt dabei die Bedeutung zu, dass mit größeren Werten ein früher (α_1) bzw. späterer (α_2) Wechsel von einem Modellpfad mit *korrekten* Messungen (Abb. 5.7 – grüne Zustände) zum Zustand der *inkorrekten* Lagemessung unwahrscheinlicher wird (und umgekehrt). Bei $\alpha_1 = \alpha_2 \approx 50\%$ hat die Beobachtung der Lageentfernung (mit W_{ENTF}) einen sehr starken Einfluss auf das Endergebnis, also die Wahrscheinlichkeit für eine korrekt/inkorrekt gemessene Lage. Mit $\alpha_{1/2} < 50\%$ kann es sogar vorkommen, dass sich eine größere Erfolgswahrscheinlichkeit für eine Einzelkomponente als sinkende Wahrscheinlichkeit für die korrekte Lagemessung auswirkt (Abb. 7.28d). Dies ist nicht zielführend, sodass es naheliegend ist, relativ große Werte für $\alpha_{1/2}$ zu verwenden, da sich damit niedrige Wahrscheinlichkeiten für einzelne Komponenten stärker auf das Endergebnis für die Lagemessung auswirken und letztlich im Falle einer Klassifizierung zu weniger falsch-positiven Bewertungen führen. Ferner wurde $\alpha_2 > \alpha_1$ gewählt, da der Wechsel von einem fehlerbehafteten zum fehlerfreien Modellpfad (und umgekehrt) zu einem späteren Zeitpunkt unwahrscheinlicher werden sollte.

HMM Auswertung anhand Beobachtungsszenarien und Fallbeispielen

Es wurden Modellparameter $\alpha_1 = 70\%$ und $\alpha_2 = 90\%$ verwendet und damit die Erfolgswahrscheinlichkeiten aller im HMM modellierter Einzelkomponenten für verschiedene Szenarien mit vorgegebenen Beobachtungswahrscheinlichkeiten für mögliche Fehlersituationen ausgewertet (Tab. 7.14). Die Fehlersituationen (*schlechte Kamerakalibrierung*, *nachträgliche Deplatziierung einer Kamerakomponente*, *nicht registrierbares Bild*) machen sich nach der Auswertung durch eine stark reduzierte Erfolgswahrscheinlichkeit für die Lagemessung bemerkbar. Für die *schlechte Kamerakalibrierung* und das *nicht registrierbare Bild* können die fehlerverursachenden Komponenten im HMM ermittelt werden (jeweils sehr niedrige Erfolgswahrscheinlichkeiten für die entsprechenden Einzelkomponenten nach Auswertung im HMM). Die *nachträgliche Deplatziierung* macht sich allerdings nicht als Geometriefehler, sondern als Registrierungsfehler bemerkbar. Hier könnte der durch Selby et al. [2011b] vorgeschlagene Ansatz einer erweiterten Registrierung unter Berücksichtigung der Projektionsgeometrie Abhilfe schaffen. Für den Fall, dass die Sollage weit entfernt ist aber alle

anderen Komponenten hohe Erfolgswahrscheinlichkeiten aufweisen, beträgt die Erfolgswahrscheinlichkeit immerhin noch 94%. Dies ist den relativ hohen Werten für $\alpha_{1/2}$ geschuldet und insofern sinnvoll, als dass die Entfernung der Sollage ein recht unsicheres Kriterium ist, dass stark von den verwendeten Datensätzen abhängt.

Die Auswertung nach dem Durchführen von Lagemessungen ohne künstlich hinzugefügte Fehler ergab, dass die erfolgreichen Messungen je mit Erfolgswahrscheinlichkeiten von 100% bewertet werden (bei Fehlertoleranzen von $F = 1$ mm und 2 mm). Dabei spielt es keine Rolle, ob die *gute* oder *schlechte* Fehlervariante verwendet wurde. Im Fall einer fehlschlagenden Lagemessung (Tab. 7.15, Fall 5) bei korrekter Geometrie, sinkt bei der Auswertung die Wahrscheinlichkeit für eine korrekt gemessene Lage auf 18%. Der Fehler wird also erkannt. In der HMM Auswertung wird ebenfalls erkannt, dass es sich um einen Fehler der Registrierung (erkennbar in Bildebene 1) handeln muss. Für kleine Fehlertoleranzen (0.75 mm) wird auch bei korrekter Lagemessung eine niedrige Erfolgswahrscheinlichkeit ermittelt. Werden zur Simulation einer nachträglichen Detektordeplatzierung Fehler in die Geometrie Kalibrierung eingefügt, wird wieder eine niedrige Erfolgswahrscheinlichkeit für die Lage ermittelt, jedoch ein wahrscheinlicher Registrierfehler, statt dem Geometriefehler angezeigt.

9 Zusammenfassung und Ausblick

9.1 Zusammenfassung

In dieser Arbeit konnten folgende Fortschritte für die röntgenbasierte Messung der Patientenlage in Strahlentherapieeinrichtungen erzielt werden:

- Es wurde ein automatisches Verfahren zur geometrischen Kalibrierung der eingesetzten Röntgenkameras vorgestellt, welches erlaubt zufällige Fehler der Kameras zu bestimmen. Speziell für die Verwendung in rotierbaren Gantryanlagen wurde ein Verfahren vorgestellt, welches unter Nutzung dieser Informationen so zwischen Kalibrierwerten interpoliert, dass die Modellfehler bei einem in der Behandlung eingestellten Gantrywinkel möglichst gering sind. Dies wurde im Wesentlichen durch die Kalibrierung mehrerer Aufnahmerichtungen im Bündel, durch Modellierung der Bewegungsbahnen der Kamerakomponenten sowie den Einsatz von Methoden der Ausgleichsrechnung mit entsprechendem stochastischem Modell möglich.
- Die Lagemessung selbst wurde gegenüber existierenden röntgenbasierten Verfahren hinsichtlich Berechnungszeit und Zuverlässigkeit verbessert. Dazu wurde ein neues Bildähnlichkeitsmaß – LMRC – entwickelt, sowie ein verbessertes Verfahren zur 2D-3D Registrierung in 6 DOF präsentiert, welches in mehrere Optimierungszyklen zergliedert, teils in den Bildebenen, teils im 3D-Raum operiert. Es wurde speziell auf die Einsetzbarkeit an realen, klinischen Daten geachtet. Zusätzlich wurden Möglichkeiten zur Simulation von Röntgenbildern aus CT-Daten sowie deren radiometrische Kalibrierung während der 2D-3D Registrierung behandelt.
- Unter Nutzung der in der Geometriekalibrierung ermittelten zufälligen Fehler und unter Einbeziehung weiterer Fehlerquellen wurde durch Gaußsche Fehlerfortpflanzung erstmals eine Abschätzung der insgesamt in Gantrybestrahlungsanlagen zu erwartenden Fehler der Tumorposition vorgenommen. Das Verfahren erlaubt über die Fehlerschätzung in existierenden Anlagen hinaus auch eine Auswertung von zu erwartenden Fehlern in geplanten Anlagen, um Designfehler im Vorfeld zu vermeiden. Letztlich aber erleichtert die Schätzung des Gesamtfehlers die Definition von Sicherheitsabständen um den Tumor bei der Bestrahlungsplanung, was dabei helfen sollte, die Menge unnötig bestrahlten Gewebes zu reduzieren, bzw. das Risiko unzureichender Dosisapplikation auf erkranktes Gewebe zu vermeiden.
- Schließlich wurde ein System zur Selbstdiagnose entwickelt, das verschiedene Beobachtungen, die nach einer Lagemessung in Bezug auf Kamerageometrie und Registrierung gemacht werden können, in einem stochastischen Modell zusammenfasst. Es erlaubt erstmals, eine umfassende Aussage über die Qualität einer Lagemessung sowie eine Fehlerwahrscheinlichkeit für einzelne beteiligte Komponenten zu treffen. Dabei kann es als Entscheidungshilfe eingesetzt werden, wenn es um die Frage geht, ob eine Lagemessung mit neuen Röntgenbildern wiederholt soll, ein Patient neu ausgerichtet werden muss oder etwa die Kameras einer Anlage neu kalibriert werden sollten. Zusammen mit der hohen Zuverlässigkeit der Lagemessung, sollte die Selbstdiagnose eine Verifikation der Patientenlage durch wiederholte Bildaufnahmen bei korrigierter Patientenlage überflüssig machen. Dadurch sind für eine Patientenausrichtung nur noch zwei Röntgenaufnahmen (eine je Kamera) notwendig.

9.1.1 Geometrische Kalibrierung

Es wurde gezeigt, dass die geometrische Kalibrierung der in Bestrahlungsanlagen installierten Röntgenkameras zwingend notwendig ist. Mit dem hier vorgestellten Verfahren konnte diese automatisch mit dem dafür speziell designten Kalibrierkörper durchgeführt werden. Die Untersuchung der vorgestellten Verfahren ergab im Wesentlichen:

- Die hier entwickelte, Template basierte Methode zur Detektion der Röntgenshatten der Kalibriermarker erreicht Genauigkeiten unter dem Pixelraster der Röntgenbilder und ist äußerst zuverlässig. Aufgrund der notwendigen Begrenzung des Suchraumes um jeden Marker, kann jedoch ein manuelles Eingreifen zur Vorpositionierung notwendig werden, wenn die angenommene Kamera-geometrie weit vom Istwert abweicht.
- Die Kalibrierung der Kameras kann sowohl im strengen als auch im genäherten GH-Modell durchgeführt werden. Die Auswertung zufälliger Fehler der Kameramodelle nach der Kalibrierung zeigt, dass die Kalibrierung die geringste Genauigkeit in Aufnahme-richtung erreicht. Diese spielt allerdings für die Genauigkeit der Lagemessung eine untergeordnete Rolle. Die Verwendung größerer Kalibrierkörper oder von Körpern mit einer größeren Anzahl von Markerpositionen (hier Kugeln) kann eine Verbesserung der erreichbaren Genauigkeit bewirken.
- Es wird empfohlen die Kalibrierung für mehrere Ansichten im Bündel durchzuführen, da so die verbleibenden Modellfehler reduziert werden können. Wird eine Fehlkalibrierung bei einem Gantrywinkel festgestellt, sollte diese nicht durch eine Neukalibrierung aus nur einer Ansicht korrigiert werden, sondern die Kalibrierung für alle Ansichten im Rahmen einer Bündelblockausgleichung wiederholt werden.
- Zur Kalibrierung in einer Gantryanlage ist eine Anzahl von 8 Kalibrierwinkeln (in 45° Abständen) pro Drehrichtung ausreichend, sollte aber nicht wesentlich unterschritten werden. Werden bei der Behandlung Zwischenwinkel angefahren, kann die Lagegenauigkeit dadurch erhöht werden, dass die beschriebene elliptische Interpolation verwendet wird. Weiterhin solle die Kalibrierung in beide Drehrichtungen durchgeführt werden, da sich hier deutliche Unterschiede in den Kameramodellen einstellen. Unter Umständen könnte die Genauigkeit davon profitieren, wenn bei der Behandlung bekannt wäre, aus welcher Richtung ein Winkel angefahren wird.
- In Bestrahlungsanlagen ohne rotierbare Gantry, in welchen je Kamera nur aus einer Ansicht kalibriert werden kann, nimmt die Genauigkeit der Kameramodelle deutlich ab.

9.1.2 Lagemessung

Das LMRC Ähnlichkeitsmaß

In dieser Arbeit wurde ein neues Ähnlichkeitsmaß vorgeschlagen, das robust ist gegenüber Störungen (Verdeckung, Rauschen, Vignettierung), wie sie in Röntgenbildern vorkommen. Experimente mit dem neuen Maß – Local Multi-Resolution Rank Correlation (LMRC) – ergaben folgendes:

- LMRC eignet sich gut zur Registrierung klinischer Daten. Im Vergleich mit zahlreichen anderen Ähnlichkeitsmaßen zeigt sich, dass LMRC insbesondere im Einsatz an klinischen Röntgenbildern bezüglich der Zuverlässigkeit besser abschneidet, während die heute oft verwendete MI nur für Phantombilder gut abschneidet. Die Robustheit verdankt LMRC der Tatsache, dass nur aussagekräftige Korrelationen in das Maß einfließen, nur relativ nahe beieinanderliegende Bildinhalte zweier Bilder miteinander verglichen werden und gegenüber anderen Maßen am wenigsten Annahmen über den funktionalen Zusammenhang zwischen den Bildintensitäten gemacht werden. Der Einzugsbereich von LMRC ist trotz Verwendung mehrerer Bildmaßstäbe relativ eng. Daher sind eine 2D-3D Registrierung mit mehreren Iterationen von Optimierungsvorgängen sowie nicht allzu weit voneinander entfernte Ausgangsdaten empfehlenswert.
- Im Gegensatz zu vielen anderen Maßen können ohne weiteren Aufwand, Bilder mit beliebig vielen Intensitätsstufen registriert werden. Eine Reduktion der verwendeten Grauwerte und die damit verbundene Bildvorverarbeitung entfallen. Einen Vorteil bei der DR-DRR Registrierung erhält LMRC durch die entsprechende Gewichtung von Röntgenintensitäten nach ihrer Verteilungsfunktion. Diese ist jedoch nicht zwingend notwendig. So schneidet LMRC auch ohne diese Gewichtung noch besser ab als die meisten anderen Maße.

- Da LMRC sehr schnell konvergiert, kann die Anzahl notwendiger Optimierungsschritte bei der Registrierung verringert und Rechenzeit eingespart werden. Ferner eignet sich das Maß besser als die anderen untersuchten Maße zur Registrierung unter Verwendung einer nur geringen Anzahl von Pixeln.

2D-3D Registrierung

Es wurden drei Verfahren zur 2D-3D Registrierung untersucht. Dabei konnte gezeigt werden, dass das neu vorgestellte Verfahren **III**, was die Zuverlässigkeit, Rechenzeit und den Einzugsbereich der Lagemessung angeht, eine Verbesserung gegenüber dem bisher klinisch eingesetzten Verfahren **II** und dem ausschließlich auf der Ähnlichkeitsmaximierung in 6 DOF basierenden Verfahren **I** darstellt. Diese Verbesserung resultiert aus folgenden Eigenschaften:

- Möglichst viele Optimierungsschritte nutzen Bildtransformationen in den Kameraebenen, statt Objekttransformationen im Raum. Damit wird die Anzahl notwendiger DRR-Berechnungen reduziert. Nur ein Freiheitsgrad, nämlich die Rotation um eine Achse senkrecht zu den Röntgenaufnahmerichtungen, muss tatsächlich mit der entsprechenden Transformation des Objektes im Raum als freiem Parameter optimiert werden.
- Während bei Verfahren **II** bei der Registrierung in den Bildebenen eine Redundanz auftritt, wird bei **III** immer nur die minimal notwendige Anzahl an Freiheitsgraden verwendet. Dabei werden die Ähnlichkeitsmaße der DR-DRR Bildvergleiche in beiden Kameraebenen kombiniert, anstatt völlig unabhängig voneinander zu registrieren. Letztlich führt dies dazu, dass aus den zwei Einzelregistrierungen keine Widersprüche resultieren können, sondern die Informationen beider Bildebenen dazu verwendet werden, für beide Bildpaare die optimale Transformation zu finden.
- Dadurch, dass weniger Schritte mit Röntgensimulationen notwendig sind, können die einzelnen Optimierungsverfahren in mehr Iterationen, je mit neuen Startwerten, durchgeführt werden, was zu einem verbesserten Registrierungsverhalten in Gegenwart lokaler Maxima der Bildähnlichkeit führt und den Algorithmus robuster macht.

Dank der erhöhten Zuverlässigkeit, bzw. des vergrößerten Einzugsbereiches durch das LMRC Ähnlichkeitsmaß und das neu vorgestellte Registrierungsverfahren, sollten zwei Röntgenaufnahmen zur Lagemessung im klinischen Betrieb ausreichen.

Radiometrische Simulation und Radiometrische Registrierung

Für die radiometrische Simulation wurden zwei Verfahren vorgestellt und miteinander verglichen. Dabei zeigte sich, dass das Verfahren, welches einer CT-Zahl vor der Bestimmung von Absorptionwerten Materialien zuordnet (Methode **B**), zu realistischeren DRRs führt, als die direkte Berechnung von Absorptionwerten aus der CT-Zahl (Methode **A**). Für die Lagemessung eignete sich Methode **A** etwas besser, wenn niederkontrastige DRs vorlagen, da hier markante Strukturen hoher Absorption (Knochen) etwas mehr hervorgehoben werden. Ansonsten konnte die Lage mit Methode **B** zuverlässiger gemessen werden. Nur **B** eignete sich zur radiometrischen Registrierung. Diese konnte lediglich mit dem NCC Ähnlichkeitsmaß durchgeführt werden, wobei gerade bei LMRC die (bei der geometrischen Registrierung erwünschte) Toleranz gegenüber radiometrischen Differenzen zwischen den Bildern dazu führen dürfte, dass das Maß hier schlecht einsetzbar ist. Zusammenfassend kann zur radiometrischen Registrierung folgendes festgestellt werden:

- Sie kann nur mit einem Ähnlichkeitsmaß durchgeführt werden, das sensitiv auf radiometrische Änderungen zwischen den Bildern reagiert. Auch dann treten aber noch viele lokale Extremstellen der Ähnlichkeitsfunktion über dem Parameter der Röntgenenergie auf. Daher konnten Optimierungsalgorithmen, wie der Nelder-Mead Simplex oder Golden Section Search, nicht eingesetzt werden. Wegen des relativ kleinen Suchraumes kann jedoch eine Abtastung der Ähnlichkeitsfunktion in regelmäßigen Abständen über einen vorgegebenen Bereich von Röntgenenergien zum Ziel führen.

- Wenn die initiale Fehllage nicht zu groß ist, kann die simulierte Röntgenenergie der Energie der echten Röntgenbilder angenähert werden. Es können aber immer noch erhebliche Unterschiede zwischen simulierter und wirklich verwendeter Röntgenenergie auftreten. Dies sollte auf die stark vereinfachenden Annahmen über den Bildgebungsprozess (monochromatische Strahlung, Vernachlässigung des Beam-Hardening, etc.) zurückzuführen sein, die zur performanten DRR-Erzeugung gemacht wurden.
- Trotz, dass die Röntgenenergien nicht exakt ermittelt werden können, stellt sich durch die radio-metrische Registrierung eine höhere Erfolgsrate bei der Lagemessung ein. Dies liegt daran, dass zumindest eine Anpassung der DRRs an die Röntgenbilder erfolgt, welche die Registrierung erleichtert.

9.1.3 Fehlerfortpflanzung und Genauigkeiten

Um die sich durch einzelne geometrische Unsicherheiten auf die Lagemessung auswirkenden zufälligen Fehler zu bestimmen, wurde gezeigt, wie die Gaußsche Fehlerfortpflanzung für das Gesamtsystem durchgeführt werden kann. Dadurch wurde es erstmals möglich, den zufälligen Lagefehler unter Einfluss aller bei der Messung beteiligten Komponenten zu nähern. Die Fehlerfortpflanzung erlaubt

- Fehlergrenzen für optimistische oder pessimistische Annahmen über die Eingangsfehler zu bestimmen;
- eine verbesserte Festlegung von Sicherheitsabständen bei der Bestrahlungsplanung;
- eine Abschätzung der in einer Behandlungssituation zu erwartenden Genauigkeit und damit die Einbindung in Verfahren zur Selbstdiagnose;
- sowie die Auswertung von zu erwartenden Genauigkeiten in geplanten Anlagen und gegebenenfalls die Optimierung des Anlagendesigns, bzw. die Vermeidung von Fehlern bei der Planung der Installation der Röntgenbildgeber für die Lagemessung in einer Bestrahlungsanlage.

Für die beispielhaft ausgewerteten Gantryanlagen ergaben sich unter Einbeziehung aller Fehlerquellen (auch der Fehlerquellen außerhalb des Einflussbereiches der Lagemessung) Lagefehler von ca. $\sigma \approx 2$ mm (Länge des 3D-Fehlervektors). Die dafür zu empfehlenden Sicherheitsabstände bei der Tumordefinition liegen etwas unter den heute meist klinisch bei der Partikeltherapie verwendeten Werten. Allerdings könnten hier noch größere Unsicherheiten für die Tumordefinition während der Planungsphase verwendet werden.

9.1.4 Selbstdiagnose

Das System zur Selbstdiagnose fasst folgende Beobachtungen zusammen, um in einem Gesamtmodell die Wahrscheinlichkeit für eine korrekt gemessene Lage zu bestimmen:

- Genauigkeit der Gesamtanlage bei einem eingestellten Gantrywinkel
- Genauigkeit der einzelnen Kamerasysteme
- Verletzung der Epipolargeometrie nach der Registrierung
- Auswertungsergebnisse für die Übereinstimmung von DR-DRR Bildpaaren beider Kameraebenen
- Gemessene Entfernung zwischen Soll- und Istlage

Die Beobachtungen wurden in einem Hidden Markov Modell zusammengefasst. Damit konnten fehlerhafte Lagemessungen mit hoher Zuverlässigkeit diagnostiziert werden. Es ist ebenfalls möglich zu erkennen, ob die Fehlkalibrierung eines, und welchen, Kamerasystems oder eine Fehlregistrierung wahrscheinlich verantwortlich für eine Fehlmessung ist. Um festzustellen, ob eine Kamera-komponente, etwa durch physische Einwirkung nach der geometrischen Kalibrierung, vom Kameramodell abweicht, wären zusätzliche Beobachtungen notwendig. Mit der hier gezeigten Selbstdiagnose

kann aber auch für diesen Fall noch die Fehlmessung der Lage festgestellt werden. Diese wird jedoch auf eine Fehlregistrierung, statt auf den Kamerafehler zurückgeführt. Letztlich bietet das Verfahren gegenüber anderen bei der Registrierung eingesetzten Diagnosemethoden die Vorteile, dass

- andere wichtige Komponenten der Lagemessung, als lediglich die Bildregistrierung, in die Gesamtdiagnose einbezogen werden;
- kein Training mit vorgegebenen Testfällen notwendig ist, sodass sich das Verfahren ohne große Änderungen in verschiedenen Anlagen und unter Verwendung beliebiger Bilddaten einsetzen lässt;
- und das Gesamtmodell sehr leicht um weitere mögliche Beobachtungen ergänzt werden kann.

9.2 Ausblick

Ausgehend von den Ergebnissen der Versuche in Kapitel 7 werden folgende weitergehende Untersuchungen und mögliche Verbesserungen vorgeschlagen:

9.2.1 Geometrische Kalibrierung

Um auch bei großen initialen Abweichungen der Kameramodelle vollautomatisch kalibrieren zu können, wäre es angebracht, die Kugeldetektion zu verbessern. Einen Ansatz hierfür könnte der bereits in Selby [2005] vorgestellte Algorithmus bieten, wenn er für die Bilder des Kalibrierkörpers angepasst wird, da hier bereits eine Vermeidung von Mehrfachdetektionen von Markern vorgeschlagen wird, welche eine Erweiterung des hier verwendeten Suchraumes erlauben würde.

Da größere Kalibrierkörper eine höhere Kalibriergenauigkeit ermöglichen, wäre es sinnvoll einen sehr großen Körper zu verwenden, für welchen in einer gegebenen Anlage unter Umständen nur eine Untermenge der Kalibrierkugeln auf die Röntgendetektoren abgebildet wird. Dies würde eine immer optimale Verteilung der Kugelprojektionen über die gesamte Detektorfläche ermöglichen, erfordert aber eine Modifikation des Detektionsverfahrens, sodass dieses tolerant gegenüber nicht mehr abgebildeten Kugeln ist.

In vielen Gantryanlagen lässt sich die Länge der Strahldüse (auch *Snout*) für den Partikelstrahl einstellen. Da diese eine erhebliche Masse von mehreren Tonnen besitzen kann, würde sich eine Untersuchung lohnen, ob sich Kalibrierungen bei verschiedenen Einstellungen der Strahldüse unterscheiden und damit eine Erweiterung des Kalibriervorganges, um Kalibrierungen bei verschiedenen Düsenpositionen, eine Erhöhung der Genauigkeit nach sich ziehen. Weiterhin kann es theoretisch bei der Messung des Dosismaximums für den Behandlungsstrahl bei verschiedenen Gantrywinkeln zu abweichenden Positionen kommen (etwa $\sigma = \pm 0.1$ mm [Ciangaru et al., 2007]). Statt ein festes Isozentrum anzunehmen, könnte der Kalibrieralgorithmus dahingehend erweitert werden, dass auch diese Abweichungen berücksichtigt werden. Zuvor müsste allerdings geklärt werden, ob dies bei der Messgenauigkeit der Dosisabgabe überhaupt sinnvoll ist.

Zuletzt könnte untersucht werden, ob sich andere Modelle, als die Regressionsellipsen, für die Bahnen von Röntgenröhre und -detektor besser eignen. Eine Einbeziehung der bei einzelnen Gantrywinkeln gemessenen Detektorrotationen (bisher wurde eine konstante Rotation über alle Winkel bestimmt) könnte ebenfalls geringe Gewinne bei der erzielbaren Genauigkeit ermöglichen.

9.2.2 Lagemessung

Das LMRC Ähnlichkeitsmaß

Das LMRC Maß ist sehr robust und nicht speziell auf die Registrierung von DRRs zu Röntgenbildern zugeschnitten. Zunächst sollte untersucht werden, inwieweit es sich auch zur Registrierung ähnlicher Bilddaten einsetzen lässt. Vielversprechend wäre der Einsatz für die Registrierung von CT-Daten zu Megavolt-Röntgenbildern sowie fluoroskopischen Bildern, vor allem auch wegen seiner Toleranz gegenüber hier verstärkt auftretendem Bildrauschen.

Das Maß sollte sich aber auch gut zur Registrierung weiterer Bilddaten eignen. So wären Untersuchungen dazu interessant, inwiefern es sich etwa zur multimodalen Registrierung z. B. zwischen Ultraschall-CT oder PET-CT Daten einsetzen lässt. Hinsichtlich der Modalitäten MR-CT, wo etwa Knochen sehr unterschiedlich dargestellt werden (MR: dunkel, CT: hell), dürfte sich die Verwendung von LMRC allerdings schwierig gestalten, da das Maß zumindest Grauwertänderungen korrespondierender Bildpunkte in die gleiche Richtung fordert. Gegebenenfalls könnte eine entsprechende Anpassung des Maßes, wie durch Verwendung einer modalitätsspezifischen Tabelle, die für bestimmte Intensitätsbereiche bestimmte Grauwertzusammenhänge vorgibt, Abhilfe leisten.

Auch eine Erweiterung zur Registrierung multispektraler Bilddaten dürfte einen Gewinn im Bereich der Bildregistrierung – z. B. für die Nahbereichsphotogrammetrie – darstellen. Zu beachten ist aber, dass die Gewichtung der Intensitäten, hier noch für ihre Verteilung in Röntgenbildern, entsprechend anzugleichen ist.

Da sich LMRC gut für die Registrierung unter Verwendung nur kleiner Pixelzahlen eignet, könnten Verfahren, wie das von van Kranen et al. [2010] bzw. van Beek et al. [2010] zur Registrierung kleinerer Bildbereiche, um die Verwendung von LMRC erweitert werden. Generell sollte sich LMRC aufgrund seiner Robustheit und schnellen Berechenbarkeit auch zur nichttrigiden Registrierung, etwa mit Transformationsmodellen wie in Holden [2008] einsetzen lassen und hier Vorteile gegenüber der heute oft verwendeten MI bieten. Weiterhin könnte ein Verfahren zum selektiven Rendering [Selby et al., 2008b] für die Registrierung geeigneter Pixelbereiche, die Beschleunigung der Lagemessung um ein Vielfaches ermöglichen. Gerade LMRC, in welchem nicht alle Pixel in die Ähnlichkeitsbewertung eingehen, könnte sich in Kombination mit solchen Verfahren als nützlich erweisen.

2D-3D Registrierung

Die Lagemessung würde gerade in Fällen großer initialer Lagefehler, von einer weiteren Vergrößerung des Einzugsbereiches der Registrierung profitieren. Es sollte untersucht werden, ob dies mit einer automatischen Vorregistrierung, möglicherweise mit einem anderen Ähnlichkeitsmaß, wie etwa MI, erreicht werden kann.

Während bei Verfahren **III** für die Ermittlung der out-of-plane Rotation gezeigt wurde, dass die Registrierung verbessert werden kann, indem bei der Optimierung eine Parabel in die eindimensionale Funktion der Bildähnlichkeit eingepasst wird, steht diese Untersuchung für LMRC über mehrere Transformationsparameter noch aus. So könnte die Annahme, dass der Funktionsverlauf nahe dem Optimum einer entsprechenden Hyperfläche (hier 5D) entspricht, Vorteile bei der Wahl der Stichproben bei der Optimierung bringen. Es wäre zu ermitteln, ob die Konvergenz des Optimierers (bisher: Nelder-Mead) hierdurch beschleunigt werden kann.

Radiometrische Simulation und Radiometrische Registrierung

Zunächst würde die Lagemessung von einem schnelleren DRR Rendering profitieren. Als relativ einfache Erweiterung bietet sich hier die Übertragung des Renderingverfahrens auf die GPU an [Kubias, 2008]. Eine auch auf der CPU durchführbare Beschleunigung wäre durch selektives Rendering von zur Registrierung benötigten Teilbereichen der Bilder möglich [Selby et al., 2008b]. Neben der schnelleren Lageberechnung könnte ein schnelleres Rendering erheblich zur Verbesserung der DRR-Bildqualität beitragen, da so bei der Strahlverfolgung Interpolationen höherer Ordnung einsetzbar würden. Daneben wäre auch eine detailliertere radiometrische Simulation durchführbar.

Unabhängig davon sollte untersucht werden, ob die Bildqualität verbessert werden kann, wenn polyenergetische Röntgenstrahlung simuliert wird. Ein vielversprechender und die Rechenzeit nicht übermäßig erhöhender Ansatz dazu könnte sein, mehrdimensionale Transferfunktionen (jede für eine bestimmte simulierte Photonenenergie) zu berechnen und die Materialabsorptionen entsprechend für mehrere Energien zu kombinieren. Eine weitere Näherung an reale Röntgenbilder könnte dadurch erzielt werden, dass bei der Absorptionsberechnung pro Voxel die zurückgelegte Strecke eines Strahls durch die CT-Voxel berücksichtigt wird. Dadurch könnte versucht werden, die Auswirkung des Beam-

Hardening auf die Absorptionswerte zu simulieren. Eine Verbesserung ohne den Aufwand beim Rendering zu erhöhen, könnte bei Methode **B** zudem erreicht werden, wenn mehr unterschiedliche Materialien in der Gewichtung der CT-Zahlen zur Bestimmung der Transferfunktion verwendet werden. Letztlich dürfte eine realistischere Simulation der Röntgenbilder Verbesserungen sowohl bei der radiometrischen, als auch bei der geometrischen Registrierung bewirken.

Für die Verwendung bei der radiometrischen Registrierung sollten zudem weitere Ähnlichkeitsmaße (bisher wurde NCC verwendet) untersucht werden. Auch könnte untersucht werden, ob mit einem entsprechenden Verfahren, eine von der geometrischen Transformation der Bilder unabhängige radiometrische Registrierung durchgeführt werden kann.

9.2.3 Fehlerfortpflanzung und Selbstdiagnose

Bei der Fehlerfortpflanzung wurde bereits versucht, alle relevanten Fehlerquellen einzubeziehen. Allerdings sollten die ermittelten, zufälligen Lagefehler anhand von realen Patientendaten in klinischen Bestrahlungsanlagen verifiziert werden. Untersuchungen diesbezüglich sind nur schwer durchzuführen, da im Prinzip nur die Messung der Dosisverteilung im Patienten während der Behandlung und Vergleich mit der geplanten Dosisverteilung, Aufschluss über den tatsächlichen Gesamtfehler geben. Gerade bei der Partikelbestrahlung kann aber die tatsächliche Dosisverteilung im Patienten nicht mit herkömmlichen bildgebenden Verfahren bestimmt werden. Fortschritte, z. B. in der Protonenbildgebung könnten hier Abhilfe leisten [Talamonti et al., 2010].

Für die Selbstdiagnose wäre die Erweiterung des Modells um weitere Beobachtungen der relevanten Systemkomponenten sinnvoll. So könnte etwa eine erweiterte (zeitaufwendige) Registrierung, wie in Selby et al. [2011b] erlauben, im Nachhinein auftretende Fehljustierungen der Kamera-komponenten als solche zu erkennen. Weiterhin zu untersuchen wäre, ob der Einsatz eines Algorithmus zum unüberwachten Lernen für das HMM sinnvoll ist. Es wäre damit möglich, den Vorteil beizubehalten, dass das System nicht extra trainiert werden muss, jedoch würde sich mit der Zeit eine Anpassung an die jeweiligen Gegebenheiten in einer Bestrahlungsanlage einstellen. So könnte beispielsweise nach einer Lagemessung erkannt werden, ob diese durch das Bedienpersonal für denselben Patienten wiederholt wird. Ist dies der Fall, könnte die Messung als Fehlmessung bewertet werden und gegebenenfalls, falls die Auswertung durch die Selbstdiagnose nicht korrekt war, eine Anpassung der Zustandsübergänge des HMM erfolgen.

Ein weiterer, im Kontext der Selbstdiagnose interessanter Ansatz wäre, automatisch Statistiken über die durchgeführten Fraktionen und die jeweils durchgeführte Lagemessung und -korrektur aufzustellen. Wird das System über einen längeren Zeitraum klinisch betrieben, wäre es möglich, aus den Daten Trends abzuleiten, die Aufschluss über Fehlentwicklungen geben. So wäre es beispielsweise möglich, dass über alle, oder auch einen einzelnen Patienten, über einen Zeitraum zunehmende Fehllagen beobachtet werden, was ein Hinweis auf eine zunehmende Ungenauigkeit des Systems wäre. Eine solche Auswertung wird, in noch rudimentärer Form, z. B. in Selby et al. [2011b] durchgeführt.

Literaturverzeichnis

A

- Abdi H (2007) Kendall rank correlation. In: Salkind NJ (ed) *Encyclopedia of Measurement and Statistics*. Thousand Oaks, CA: Sage: 508–510.
- Allgower CE, Schreuder AN, Farr JB, Mascia AE (2007) Experiences with an application of industrial robotics for accurate patient positioning in proton radiotherapy. *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 3 (1): 72–81.
- Amanatides J, Woo A (1987) A fast voxel traversal algorithm for ray tracing. In: Marechal G (ed) *European Association for Computer Graphics Conference (Eurographics '87)*: 3–10.
- Aouadi S, Sarry L (2008) Accurate and precise 2D-3D registration based on X-ray intensity. *Computer Vision and Image Understanding*, 110 (1): 134–151.

B

- Balz T, Stilla U (2009) Hybrid GPU-based single- and double-bounce SAR simulation. *IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing*. 47 (10): 3519–3529.
- Bamberg P, Chow YL, Gillick L, Roth R, Sturtevant D (1990) The dragon continuous speech recognition system: A real-time implementation. In: *DARPA Speech and Natural Language Processing Workshop*: 78–81.
- Baroni G, Riboldi M, Spadea MF, Tagaste B, Garibaldi C, Orecchia R, Pedotti A (2007) Integration of enhanced optical tracking techniques and imaging in IGRT. *Journal of Radiation Research*, 48 (A): 61–74.
- Barton RR, Ivey JS Jr (1991) Modifications of the Nelder-Mead simplex method for stochastic simulation response optimization. In: *23rd Winter Simulation Conference (WCS '91)*: 945–953.
- Bass WA, Galloway RL, Maurer CR (1998) Surface-based registration of physical space with CT Images using A-mode ultrasound localization of the skull. In: Kim Y, Mun SK (eds) *SPIE Medical Imaging: Image Display*, 3335: 228–238.
- Baum LE, Petrie T (1966) Statistical inference for probabilistic functions of finite state markov chains. *The Annals of Mathematical Statistics*, 37 (6): 1554–1563.
- Baum LE, Petrie T, Soules G, Weiss N (1970) A maximization technique occurring in the statistical analysis of probabilistic functions of markov chains. *The Annals of Mathematical Statistics*, 41 (1): 164–171.
- Beer A (1852) Bestimmung der Absorption des rothen Lichts in farbigen Flüssigkeiten. *Annalen der Physik und Chemie*, 86: 78–88.
- Behrenbruch CP, Marias K, Armitage PA, Yam M, Moore N, English RE, Brady JM (2000) MRI - Mammography 2D/3D data fusion for breast pathology assessment. In: Delp SL, Di Gioia AM, Branislav J (eds) *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI 2000)*: 307–316.
- Bernon JL, Boudousqa V, Rohmera JF, Fourcadea M, Zancaa M, Rossia M, Mariano-Goularta D (2001) A comparative study of Powell's and Downhill Simplex algorithms for a fast multimodal surface matching in brain imaging. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 25 (4): 287–297.
- Birkfellner W, Wirth J, Burgstaller W, Baumann B, Staedele H, Hammer B, Gellrich NC, Jacob AL, Regazzoni P, Messmer P (2003) A faster method for 3D/2D medical image registration. A simulation study. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 48 (16): 2665–2679.
- Birkfellner W, Stock M, Figl M, Gendrin C, Hummel J, Dong S, Kettenbach J, Georg D, Bergmann H (2009) Stochastic rank correlation: a robust merit function for 2D/3D registration of image data obtained at different energies. *Medical Physics*, 36 (8): 3420–3428.
- Björck A, Bowie C (1971) An iterative algorithm for computing the best estimate of an orthogonal matrix. *SIAM Journal on Numerical Analysis*, 8 (2): 358–364.
- Boldi P, Santini M, Vigna S (2004) Do your worst to make the best: Paradoxical effects in pagerank incremental computations. In: Leonardi S (ed) *3rd Workshop on Web Graphs (WAW '04)*. Lecture Notes in Computer Science, 3243: 168–180.
- Box GEP, Muller ME (1958) A note on the generation of random normal deviates. *The Annals of Mathematical Statistics*, 29 (2): 610–611.
- Brack C, Götte H, Gossé F, Moctezuma J, Roth M, Schweikard A (1996) Towards accurate X-ray-camera calibration in computer-assisted robotic surgery. In: Lemke HU, Inamura K, Vannier MW, Farman AG (eds) *Symposium of Computer Assisted Radiology (CAR '96)*: 721–728.
- Brent RP (1973) *Algorithms for minimization without derivatives*. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall.

Brost A, Strobel N, Yatziv L, Gilson W, Meyer BC, Hornegger J, Lewin JS, Wacker FK (2009) Geometric accuracy of 3-D X-ray image-based localization from two C-arm views. In: Yang G-Z, Hawkes DJ, Rueckert D, Noble JA, Taylor CJ (eds) *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI '09)*. Workshop on Geometric Accuracy in Image Guided Interventions.

Buzug T (2008) *Computed tomography. From photon statistics to modern Cone-Beam CT*. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag.

C

Cai W, Sakas G (1999) Transfer functions in DRR volume rendering. In: Lemke HU, Vannier MW, Inamura K, Farman AG (eds) *International Congress for Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS '99)*: 284–289.

Cerviño LI, Pawlicki T, Lawson JD, Jiang SB (2010) Frame-less and mask-less cranial stereotactic radiosurgery: A feasibility study. *Physics in Medicine & Biology*, 55 (7): 1863–1873.

Cheriet F, Meunier J (1999) Self-calibration of a biplane X-ray imaging system for an optimal three dimensional reconstruction. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 23 (3): 133–141.

Cho Y, Moseley DJ, Siewerdsen JH, Jaffray DA (2005) Accurate technique for complete geometric calibration of cone-beam computed tomography systems. *Medical Physics*, 32 (4): 968–983.

Cianguaru G, Yang JN, Oliver PJ, Bues M, Zhu M, Nakagawa F, Chiba H, Nakamura S, Yoshino H, Umezawa M, Smith AR (2007): Verification procedure for isocentric alignment of proton beams. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 8 (4): 65–75.

Claus BEH (2006) Geometry calibration phantom design for 3D imaging. In: Flynn MJ, Hsieh J (eds) *SPIE Medical Imaging: Physics of Medical Imaging*, 6142: 823–834.

Clippe S, Sarrut D, Malet C, Miquet S, Ginestet C, Carrie C (2003) Patient setup error measurement using 3D intensity-based image registration techniques. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 56 (1): 259–265.

Csebfalvi B, Szirmay-Kalos L (2003) Monte Carlo volume rendering. In: Turk G, van Wijk JJ, Moorhead RJ (eds) *IEEE Visualization Conference*. VIS 14: 449–56.

Cui C, Ngan KN (2010) Plane-based external camera calibration with accuracy measured by relative deflection angle. *Journal of Image Communication*, 25 (3).

D

Dawson LA, Sharpe MB (2006) Image-guided radiotherapy: Rationale, benefits, and limitations. *The Lancet Oncology*, 7 (10): 848–858.

Devereux B, Frantzis J, Sisson T, Jones M, Martin J, Middleton M (2010) A comparison of kV and MV imaging in head and neck image guided radiotherapy. *Radiography*, 16 (1): 8–13.

DICOM 3 (2008) *Digital Imaging and Communications in Medicine – Part 3: Information Object Definitions*. Rosslyn, VA: National Electrical Manufacturers Association (NEMA).

DIN 18709-4 (1998) *Begriffe, Kurzzeichen und Formelzeichen im Vermessungswesen, Ausgleichung und Statistik*. Berlin: Beuth Verlag.

DIN EN 61217 (2010) *Strahlentherapie-Einrichtungen - Koordinaten, Bewegungen und Skalen*. Berlin: Beuth Verlag.

Domik G, Leberl F, Kobrick M (1984) Radar image simulation and its application in image analysis. In: Leberl FW (ed) *Archives of the International Society of Photogrammetry and Remote Sensing*, 25(A3a): 99–105.

Dowsett DJ, Kenny PA, Johnston RE (1998) *The physics of diagnostic imaging*, London: Chapman & Hall Medical.

Drebin RA, Carpenter L, Hanrahan P (1988) Volume rendering. In: Beach RJ (ed) *Special Interest Group on Graphics and Interactive Techniques Conference (SIGGRAPH '88)*: 65–74.

Duda RO, Hart PE (1973) *Pattern classification and scene analysis*. New York: Wiley.

E

Ebner H (1976) Self-calibrating block adjustment. In: *Congress of the International Society for Photogrammetry*, Commission III: 128–139.

Elhadef M, Nayak A (2012) Comparison-based system-level fault diagnosis: A Neural Network Approach. *IEEE Transactions on Parallel and Distributed Systems*, 23 (6): 1047–1059.

Engelsman M, Mazal A, Jaffray DA (2008) Patient positioning and set-up verification for planning and treatment. In: deLaney TF, Kooy HM (eds) *Proton and charged particle radiotherapy*, 1st Ed., Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins: 57–69.

F

- Faugeras O, Luong QT, Maybank SJ (1992) Camera self-calibration: theory and experiments. In: Sandini G (ed) *2nd European Conference on Computer Vision (ECCV '92)*: 321–334.
- Figl M, Bloch C, Gendrin C, Weber C, Pawiro SA, Hummel J, Markelj P, Pernuš F, Bergmann H, Birkfellner W (2010) Efficient implementation of the rank correlation merit function for 2D/3D registration. *Physics in Medicine & Biology*, 55 (19): N465–N471.
- Fischler MA, Bolles RC (1981) Random sample consensus: a paradigm for model fitting with applications to image analysis and automated cartography. *Communications of the ACM*, 24 (6): 381–395.
- Förstner W (1996) 10 pros and cons against performance characterization of vision algorithms. In: *European Conference on Computer Vision (ECCV '96)*, Workshop on Performance Characteristics of Vision Algorithms: 13–29.
- Fox T, Huntzinger C, Johnstone P, Ogunleye T, Elder E (2006) Performance evaluation of an automated image registration algorithm using an integrated kilovoltage imaging and guidance system. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 7 (1): 97–104.
- Freeman T (2010) MR-guidance: the next step for IGRT? *Medical Physics Web*, White Paper. <medicalphysicsweb.org/cws/article/opinion/41924> (Zugriff: 30. Okt. 2011).

G

- Gennery DB (1979) Stereo-camera calibration. In: Baumann LS (ed) *Tenth Image Understanding Workshop*: 101–107.
- Gennery DB (2001) Least-Squares camera calibration including lens distortion and automatic editing of calibration points. In: Gruen A, Huang TS (eds) *Calibration and Orientation of Cameras in Computer Vision*. Berlin Heidelberg: Springer Verlag: 14–24.
- Girouard LM, Pouliot J, Maldague X, Zaccarin A (1998) Automatic setup deviation measurements with electronic portal images for pelvic fields. *Medical Physics*, 25 (7): 1180–1185.
- Gonzalez RC, Woods RE (1992) *Digital image processing*. Reading, MA: Addison-Wesley.
- Granfors PR (2003) DQE methodology – step by step. In: *45th Annual Meeting of the American Association of Physicists in Medicine (AAPM)*.
- Greco C, Wolden S (2007) Current status of radiotherapy with proton and light ion beams. *Cancer*, 109 (7): 1227–1238.
- Greenwood NN, Earnshaw A (1988) *Chemie der Elemente*. Weinheim: VCH Verlagsgesellschaft.
- Guezic A, Kazanzides P, Williamson B, Taylor RH (1998) Anatomy-based registration of CT-scan and intraoperative X-ray images for guiding a surgical robot. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 17 (5): 715–728.
- Gupta T, Phurailatpam R, Ajay M, Rajeshri P, Pranshu M, Supriya C (2007) Quality assurance and commissioning of an infrared marker-based patient positioning system for frameless extracranial stereotactic radiotherapy. *International Journal of Biomedical Science*, 3 (4): 298–301.

H

- Hall EJ (2006) Intensity-modulated radiation therapy, protons, and the risk of second cancers. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*. 65 (1): 1–7.
- Hall EJ, Brenner DJ (2008) Cancer risks from diagnostic radiology. *The British Journal of Radiology*, 81 (965): 362–378.
- Heeg P, Eickhoff H, Haberer T (2004) Die Konzeption der Heidelberger Ionentherapieanlage HICAT. *Zeitschrift für Medizinische Physik*, 14 (1): 17–24.
- Heine JJ, Thomas JA (2008): Effective x-ray attenuation coefficient measurements from two full field digital mammography systems for data calibration applications. *BioMedical Engineering Online Journal*, 7 (13).
- Hellwig D, Krause B-J, Schirrmeister H, Freesmeyer M (2010) Skelettdiagnostik mittels ¹⁸F-Natriumfluorid-PET und -PET/CT. *Nuklearmedizin*, 49 (5): 195–201.
- Hinz S, Baumgartner A (2002) Urban road net extraction integrating internal evaluation models. In: Kallianly R, Leberl F (eds) *Symposium on Photogrammetric Computer Vision (PCV '02)*, ISPRS-Commission III, Vol. 34 (Part 2A): 163–168.
- Holden M (2008) A review of geometric transformations for nonrigid body registration. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 27 (1): 111–128.
- Hounsfield GN (1973) Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1. Description of system. *The British Journal of Radiology*, 46 (552): 1016–1022.

- Hu J, Brown MK, Turin W (2002) HMM based online handwriting recognition. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 18 (10): 1039–1045.
- Hubbell JH, Seltzer SM (2009) Tables of X-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients from 1 keV to 20 MeV for elements $Z = 1$ to 92 and 48 additional substances of dosimetric interest. *National Institute of Standards and Technology (NIST)*, Ionizing Radiation Division. <nist.gov/pml/data/xraycoef> (Zugriff: 30. Okt. 2011).
- Huizenga H, Storchi PR (1985) The use of computed tomography number in dose calculations for radiation therapy. *Acta Radiologica - Oncology*, 24 (6): 509–519.
- Huynh DQ (2009) Metrics for 3D rotations: Comparison and analysis. *Journal of Mathematical Imaging and Vision*, 35 (2): 155–164.

I

- ICRU44 (1989) *Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement*. International Commission on Radiation Units & Measurements (ICRU), Report 44, Bethesda, MD.
- ICRU62 (1994) *Prescribing, recording and reporting photon beam therapy*. International Commission on Radiation Units & Measurements (ICRU), Report 62, Bethesda, MD.

J

- Jaffray DA, Drake DG, Moreau M, Martinez AA, Wong JW (1999) A radiographic and tomographic imaging system integrated into a medical linear accelerator for localization of bone and soft-tissue targets. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 45 (3): 773–789.
- Jannin P, Grova C, Maurer CR (2006) Model for defining and reporting reference-based validation protocols in medical image processing. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 1 (2): 63–73.
- Jermann M, Baroke D (2008) Die Protonentherapie am Paul Scherrer Institut. *Paul Scherrer Institut (PSI)*, Villingen. <p-therapie.web.psi.ch> (Zugriff: 30. Okt. 2011).
- Jermann M (2010) Particle therapy facilities in operation. *Particle Therapy Co-Operative Group (PTCOG)*. <ptcog.web.psi.ch/Archive/Patientenzahlen-updateMar2010.pdf> (Zugriff: 30. Okt. 2011).
- Johns HE, Cunningham DJ (1983) *The Physics of Radiology*. Springfield, IL: Charles C Thomas.

K

- Kaiser W, Sust E (2010) *Particle Therapy System*. U. S. Patent 7,767,988 B2.
- Kalender WA (2006) X-ray computed tomography. *Physics in Medicine and Biology*, 51 (13): 29–43.
- Karger CP, Hipp P, Henze M, Echner G, Höss A, Schad L, Hartmann GH (2003) Stereotactic imaging for radiotherapy: Accuracy of CT, MRI, PET and SPECT. *Physics in Medicine and Biology*, 48 (2): 211–221.
- Kendall MG (1938) A new measure of rank correlation. *Biometrika*, 30 (1/2): 81–93.
- Khamene A, Bloch P, Wein W, Svatos M, Sauer F (2006) Automatic registration of portal images and volumetric CT for patient positioning in radiation therapy. *Medical Image Analysis*, 10 (1): 96–112.
- Kiefer J (1953) Sequential minimax search for a maximum. *Proceedings of the American Mathematical Society*, 4 (3): 502–506.
- Kim J, Fessler JA, Lam KL, Balter JM, Ten Haken RK (2001) A feasibility study on mutual information based set-up error estimator for radiotherapy. *Journal of Medical Physics*, 28 (12): 2507–2517.
- Kim J, Fessler JA (2004) Intensity-based image registration using robust correlation coefficients. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 23 (11): 1430–1444.
- Kim DW, Lim YK, Shin J, Ahn S, Shin D, Yoon M, Lee SB, Park S-Y, Kim DY (2009) A dose verification method for proton therapy by using a plastic scintillation plate. *Journal of the Korean Physical Society*, 55 (2): 702–708.
- Kirkpatrick S, Gelatt CD Jr, Vecchi MP (1983) Optimization by simulated annealing. *Science*, 220 (4598): 671–680.
- Kita Y, Wilson DL, Noble JA (1998) Real-time registration of 3D cerebral vessels to X-ray angiograms. In: Goos G, Hartmanis J, van Leeuwen J (eds) *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI '98)*: 1125–1133.
- Knight WR (1966) A computer method for calculating Kendall's Tau with ungrouped data. *Journal of the American Statistical Association*, 61 (314): 436–439.
- van de Kraats EB, Penney GP, Tomaževic D, van Walsum T, Niessen WJ, (2005) Standardized evaluation methodology for 2D-3D registration. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 24 (9): 1177–1190.
- Kramers HA (1923) On the theory of X-ray absorption and of continuous X-ray spectrum. *Philosophical Magazine*, 46 (275): 836–871.
- Kraus K, Waldhäusl P (1997) *Photogrammetrie I. Grundlagen und Standardverfahren*. Bonn: Dümmler Verlag.

- Krengli M, Gaiano S, Mones E, Ballarè A, Beldi D, Bolchini C, Loi G (2009) Reproducibility of patient setup by surface image registration system in conformal radiotherapy of prostate cancer. *Radiation Oncology*, 22 (4): 9.
- Krestel E (1990) *Imaging systems for medical diagnostics: Fundamentals and technical solutions*. Berlin: Siemens, Publicis.
- Kubias A (2008) *Effiziente, adaptive 2D/3D-Registrierung, Überblick und neue Ansätze zu Registrierungsverfahren in der medizinischen Bildverarbeitung*. Saarbrücken: VDM Verlag Dr. Müller.
- Kuijper A (2004) Mutual information aspects of scale space images. *Pattern Recognition*, 37 (12): 2361–2373.
- Kupferer S (2004) Mehrdimensionale Beobachtungstests bei Gauß-Helmert-Modellen. *Allgemeine Vermessungsnachrichten*, 2004 (7): 264–269.
- Kupferer S (2004) Zur korrekten Linearisierung von nichtlinearen GH-Modellen. *Allgemeine Vermessungsnachrichten*, 2004 (11-12): 394–396.

L

- Lacroute P, Levoy M (1994) Fast volume rendering using a shear-warp factorization of the viewing transformation. In: Schweitzer D, Glassner A, Keeler M (eds) *Special Interest Group on Graphics and Interactive Techniques Conference (SIGGRAPH '94)*: 451–458.
- Langen KM, Zhang Y, Andrews RD, Hurley ME, Meeks SL, Poole DO, Willoughby TR, Kupelian PA (2005) Initial experience with megavoltage (MV) CT guidance for daily prostate alignments. *Ophthalmology*, 62 (5): 1517–1524.
- Lappe C (1999) *Spezifikation und Implementierung eines videobasierten Systems zur Patientenpositionierung in der Strahlentherapie*. Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg, Medizinische Fakultät, Dissertation.
- Larochelle PM, Murray AP, Angeles J (2007) A distance metric for finite sets of rigid-body displacement in the polar decomposition. *Journal of Mechanical Design*, 129: 883–886.
- Lawson CL, Hanson RJ (1974) *Solving Least Squares problems*. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall.
- Lenzmann L, Lenzmann E (2004) Strenge Auswertung des nichtlinearen Gauß-Helmert-Modells. *Allgemeine Vermessungs-Nachrichten*, 2004 (2): 68–73.
- Lenzmann L, Lenzmann E (2005) Stellungnahme zu dem Beitrag „Zur korrekten Linearisierung von nichtlinearen GH-Modellen“ von Stephan Kupferer. *Allgemeine Vermessungs-Nachrichten*, 2005 (3): 114.
- Levin WP, Kooy H, Loeffler JS, deLaney TF (2005) Proton beam therapy. *British Journal of Cancer*, 93 (8): 849–854.
- Levoy M (1990) Efficient ray tracing of volume data. *ACM Transactions on Graphics*, 9 (3): 245–261.
- Li X, Yang J, Zhu Y (2006): Digitally reconstructed radiograph generation by an adaptive Monte Carlo method. *Physics in Medicine and Biology*, 51 (11): 2745–2752.
- Liang Z-P, Pan H, Magin RL, Ahuja N, Huang TS (1997) Automated image registration by maximization of a region similarity metric. *International Journal of Imaging Systems and Technology*, 8 (6): 513–518.
- Löbbert S (2004) *Visualisation of two-dimensional volumes*. Technische Universität Berlin, Fakultät für Elektrotechnik und Informatik, Dissertation.
- Lösler M, Nitschke M (2010) Bestimmung der Parameter einer Regressionsellipse in allgemeiner Raumlage. *Allgemeine Vermessungs-Nachrichten*, 2010 (3): 113–117.

M

- Maes F, Collignon A, Vandermeulen D, Marchal G, Suetens P (1997) Multimodality image registration by maximization of mutual information. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 16 (2): 187–198.
- Maintz JBA, Viergever MA (1998) A Survey of medical image registration. *Medical Image Analysis*, 2 (1): 1–38.
- Malm H, Heyden A (2006) Extensions of plane-based calibration to the case of translational motion in a robot vision setting. *IEEE Transactions on Robotics*, 22 (2): 322–333.
- Matsuda K, Itami H, Chiba D, Saito K (2009) World-first Proton Pencil Beam Scanning System with FDA Clearance. *Hitachi Review Magazine*, 58 (5): 225–232.
- McLaughlin RA, Hipwell JH, Hawkes DJ, Noble JA, Byrne JV, Cox TCS (2002) A comparison of 2D-3D intensity-based registration and feature-based registration for neurointerventions. In: Dohi T, Kikinis R (eds) *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI '02)*: 517–524.
- Mery D, Geisert C, Filbert D (2002) Geometric calibration of a x-ray testing system. *The e-Journal of Nondestructive Testing*, 7 (3).
- Milickovic N, Baltas D, Giannouli S, Lahanas M, Zamboglou N (2000) CT imaging based digitally reconstructed radiographs and its application in brachytherapy. *Physics in Medicine & Biology*, 45 (10): 2787–2800.

- Mitschke M, Navab N (2003) Recovering the X-ray projection geometry for three-dimensional tomographic reconstruction with additional sensors: Attached camera versus external navigation system. *Online Journal of Medical Image Analysis*, 7 (1): 65–78.
- Moré JJ (1978) The Levenberg-Marquardt algorithm: Implementation and theory. In: Watson GA (ed) *Numerical Analysis Conference*. Lecture Notes in Mathematics, 630: 105–116.
- Morneburg H (1995) *Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik: Röntgendiagnostik und Angiographie/ Computertomographie/ Nuklearmedizin/ Magnetresonanztomographie/ Sonographie/ Integrierte Informationssysteme*. Berlin: Siemens, Publicis.
- Moy JP, Bosset B (1999) How does real offset and gain correction affect the DQE in images from X-ray flat detectors? In: Boone JM; Dobbins JT III (eds) *SPIE Medical Imaging: Physics of Medical Imaging*, 3659: 90–97.
- Müller K, Yagel R (1996) Fast perspective volume rendering with splatting by utilizing a ray-driven approach. In: Gregory MN, Yagel R (eds) *7th IEEE Visualization conference*: 65–72.
- Munbodh R, Tagare HD, Chen Z, Jaffray DA, Moseley DJ, Knisely JPS (2009) 2D-3D registration for prostate radiation therapy based on a statistical model of transmission images. *Journal of Medical Physics*, 36 (10): 4555–4568.
- Murphy MJ (1999) The importance of computed tomography slice thickness in radiographic patient positioning for radiosurgery. *Medical Physics*, 26 (2): 171–175.
- Muthumani N, Thanamani SA (2011) Optimizing hidden Markov model for failure prediction – comparison of Gaine's optimization and minimum message length estimator. *International Journal on Computer Science and Engineering*, 3 (2): 892–898.

N

- Navab N, Bani-Hashemi AR, Mitschke M, Holdsworth DW, Fahrig R, Fox AJ, Graumann R (1996) Dynamic geometrical calibration for 3-D cerebral angiography. In: *SPIE Medical Imaging*, 2708: 361–370.
- Neitzel F, Petrović S (2008) Total Least Squares (TLS) im Kontext der Ausgleichung nach kleinsten Quadraten am Beispiel der ausgleichenden Geraden. *Zeitschrift für Geodäsie, Geoinformation und Landmanagement*, 3/2008: 141–148.
- Nelder JA, Mead R (1965) A simplex method for function minimization. *The Computer Journal*, 7 (4): 308–313.
- Newe A, Rascher-Friesenhausen R, Peitgen H-O (2008): Einfache Grauwert-Transferfunktion für die Berechnung von digital rekonstruierten Röntgenbildern. In: Tolxdorff T, Braun J, Deserno TM, Handels H, Horsch A, Meinzer H-P (eds) *Bildverarbeitung für die Medizin (BVM '08)*: 183–186.
- Niemeier W (2002) *Ausgleichsrechnung: eine Einführung für Studierende und Praktiker des Vermessungs- und Geoinformationswesens*. Berlin, New York: de Gruyter. ISBN 3-11-014080-2
- Njeh CF (2008) Tumor delineation: The weakest link in the search for accuracy in radiotherapy. *Journal of Medical Physics*, 33 (4): 136–140.

O

- Oldham M, Létourneau D, Watt L, Hugo G, Yan D, Lockman D, Kim LH, Chen PY, Martinez A, Wong JW (2005) Cone-beam-CT guided radiation therapy: A model for online application. *Radiotherapy and Oncology*, 75 (3): 271–278.
- Orchard J (2008) Multimodal image registration using floating regressors in the joint intensity scatter plot. *Medical Image Analysis*, 12 (4): 385–396.

P

- Park SB, Rhee FC, Monroe JI, Sohn JW (2010) Spatially weighted mutual information image registration for image guided radiation therapy. *Medical Physics*, 37 (9): 4590–601.
- Penney GP, Weese J, Little JA, Desmedt P, Hill DLG, Hawkes GJ (1998) A comparison of similarity measures for use in 2-D-3-D medical image registration. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 17 (4): 586–595.
- Ploeger LS, Betgen A, Gilhuijs KG, van Herk M (2003) Feasibility of geometrical verification of patient set-up using body contours and computed tomography data. *Radiotherapy & Oncology*, 66 (2): 225–233.
- Pluim J, Maintz J, Viergever M (2003) Mutual information based registration of medical images: A survey. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 22 (8): 986–1004.
- Pommier P, Krengli M, Thornton AF, Mizoe J-E, Schulz-Ertner D, Mazon J-J (2008) Head and Neck. In: deLaney TF, Kooy HM (eds) *Proton and charged particle radiotherapy*, 1st Ed., Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins: 186–212.
- Porubszky T (1987) Quantum noise in X-ray image intensifiers. *Journal of Biomedical Engineering*, 9 (3): 261–266.

Pouliot J, Bani-Hashemi A, Chen J, Svatos M, Ghelmansarai F, Mitschke M, Aubin M, Xia P, Morin O, Bucci K, Roach M 3rd, Hernandez P, Zheng Z, Hristov D, Verhey L (2005) Low-dose megavoltage cone-beam CT for radiation therapy. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 61 (2): 552–560.

Press WH, Teukolsky SA, Vetterling WT, Flannery BP (1992) *Numerical recipes in C*. New York: Cambridge University Press.

R

Rabiner L, Juang B (1986) An introduction to hidden Markov models. *IEEE Acoustics, Speech and Signal Processing Magazine*, 3 (1): 4–16.

Radon J (1917) Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten. *Berichte über Verhandlungen der Sächsischen Akademie der Wissenschaften, Mathematisch Naturwissenschaftliche Klasse* 69: 262–277.

Reinstein LE, Amols HI, Biggs PJ, Droege RT, Filimonov AB, Lutz WR, Shalev S (1987) *Radiotherapy Portal Imaging Quality*. Report Nr. 24, Task Group 28. New York, NY: American Association of Physicists in Medicine.

Rogus RD, Stern RL, Kubo HD (1999) Accuracy of a photogrammetry-based patient positioning and monitoring system for radiation therapy. *Medical Physics*, 26 (5): 721–728.

Rohlfing T, Denzler J, Grassl C, Russakoff DB, Maurer CR (2005) Markerless real-time 3-D target region tracking by motion backprojection from projection images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 24 (11): 1455–1468.

Roth M, Brack C, Schweikard A, Götte H, Moctezuma J, Gossé F (1996) A new less invasive approach to knee surgery using vision-guided manipulator. In: Jamshidi M, Pin FG, Dauchez P (eds) *International Symposium on Robotics and Manufacturing (ISRAM '96)*: 731–738.

Rougée A, Picard C, Ponchut C, Troussset Y (1993) Geometrical calibration of X-ray imaging chains for three-dimensional reconstruction. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 17 (4-5): 295–300.

Russakoff DB, Rohlfing T, Mori K, Rueckert D, Ho A, Adler JR, Maurer CR (2005) Fast generation of digitally reconstructed radiographs using attenuation fields with application to 2D-3D image registration. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 24 (11): 1441–1454.

S

Sakas G, Grimm M, Savopoulos A (1995) Optimized Maximum Intensity Projection (MIP). In: Hanrahan PM, Purgathofer W (eds) *European Association for Computer Graphics Conference (Eurographics '95)*: 51–63.

Sakas G, Selby BP, Walter S, Kussäther R (2004) Einstellen einer Relativposition einer Bestrahlungseinrichtung und eines Patienten. Deutsches Patent DE 10,2004,040,629 A1.

Sakas G, Selby BP, Walter S, Kussäther R (2008) *Setting a relative position of a radiation device and a patient*. U. S. Patent 7,412,086.

Salfner F (2005) Predicting failures with Hidden Markov Models. In: Cin MD, Kaâniche M, Pataricza A (eds) *5th European Dependable Computing Conference*. EDCC-5: 41–46.

Salvado O, Wilson DL (2007) Removal of local and biased global maxima in intensity-based registration. *Medical Image Analysis*, 11 (2): 183–196.

Sarrut D, Clippe S (2001) Geometrical transformation approximation for 2-D/3-D intensity-based registration of portal images and CT scan. In: Niessen WJ, Viergever MA (eds) *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI '01)*: 532–540.

Sauer OA (2008) Bildgebung für die Bestrahlungsplanung. In: 39te Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik (DGMP39).

Scarborough TJ, Golden NM, Ting JY, Fuller CD, Wong A, Kupelian PA (2006) Comparison of ultrasound and implanted seed marker prostate localization methods: Implications for image-guided radiotherapy. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 65 (2): 378–387.

Schaller C, Adelt A, Penne J, Hornegger J (2009) Time-of-Flight sensor for patient positioning. In: Miga MI, Wong KH (eds) *SPIE Medical Imaging 2009: Visualization, Image-Guided Procedures, and Modeling*, 7261: 10 1–8.

Schaum A (1993) Theory and design of local interpolators. *Graphical Models and Image Processing*, 55 (6): 464–481.

Schneberger M (2003) *Spezifikation und Einsatz eines Stereokamerasystems zur videobasierten Patientenpositionierung in der Präzisionsstrahlentherapie*. Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg, Fakultät für Physik und Astronomie, Fachgebiet Medizinische Physik, Dissertation.

Schönberg IJ (1946) Contribution to the problem of approximation of equidistant data by analytic functions. *Quarterly of Applied Mathematics*, 4 (2): 45–99 & 112–141.

- Schreiner S, Galloway RL, Lewis JT, Bass WA, Muratore DM (1998) An ultrasonic approach to localization of fiducial markers for interactive, image-guided neurosurgery. Part II: Implementation and automation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 45 (5): 631–641.
- Schweikard A, Shiomi H, Adler J (2005) Respiration tracking in radiosurgery without fiducials. *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 1 (2): 19–27.
- Seibert JA, Boone JM (2005) X-ray imaging physics for nuclear medicine technologists. Part II: X-ray interactions and image formation. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 33 (1): 3–18.
- Selby BP (2002) *Visualisierung und Manipulation von DICOM Bilddaten*. Darmstadt University of Applied Sciences, Fachbereich Computer Science, Diplomarbeit.
- Selby BP (2005) *Automatische Registrierungsverfahren für Bilddaten zur Positionierung von Patienten in der Augentumorthherapie*. Darmstadt University of Applied Sciences, Fachbereich Computer Science, Master Thesis.
- Selby BP, Sakas G, Walter S, Groch W-D, Stilla U (2007a) Detection of pose changes for spatial objects from projective images. In: Stilla U, Mayer H, Rottensteiner F, Heipke S, Hinz S (eds) *Symposium of ISPRS Photogrammetric Image Analysis (PIA '07)*, IAPRS 36 (Part 3/W49A): 105–110.
- Selby BP, Sakas G, Walter S, Stilla U (2007b) Geometry calibration for x-ray equipment in radiation treatment devices. In: Tavares JMRS, Jorge RMN (eds) *First ECCOMAS Thematic Conference on Computational Vision and Medical Image Processing: 247–252*.
- Selby BP, Sakas G, Walter S (2007c) 3D alignment correction for proton beam treatment. In: *41te Fachtagung der Deutschen Gesellschaft für Biomedizinische Technik (BMT '07)*.
- Selby BP, Sakas G, Walter S, Groch WD, Stilla U (2008a) Reconstruction and registration of multispectral x-ray images for reliable alignment correction in radiation treatment devices. In: Reinhardt JM, Josien P, Pluim W (eds) *SPIE Medical Imaging: Image Processing*, 6914: 2U 1–9.
- Selby BP, Sakas G, Walter S, Groch WD, Stilla U (2008b) Selective X-ray reconstruction and registration for pose estimation in 6 degrees of freedom. In: *International Society for Photogrammetry and Remote Sensing Conference (ISPRS '08)*. International Archives of Photogrammetry, Vol. 37 (B5): 799–804.
- Selby BP, Sakas G, Walter S, Stilla U (2008c) Geometry calibration for x-ray equipment in radiation treatment devices and estimation of remaining patient alignment errors. In: Hsieh J, Samei E (eds) *SPIE Medical Imaging: Physics of Medical Imaging*, 6913: 55.
- Selby BP, Sakas G, Walter S, Groch WD, Stilla U (2008d) Patient alignment estimation in six degrees of freedom using a CT-scan and a single X-ray image. In: Tolxdorff T, Braun J, Deserno TM, Handels H, Horsch A, Meinzer H (eds) *Bildverarbeitung für die Medizin (BVM '08)*: 127–132.
- Selby BP, Walter S, Sakas G, Stilla U (2008e) Automatic geometry calibration of X-ray equipment for image guided radiotherapy. In: *47th Conference of the Particle Therapy Co-Operative Group (PTCOG 47)*: 119.
- Selby BP, Sakas G, Walter S, Groch WD, Stilla U (2008f) Internal evaluation of registration results for radiographic images. In: *19th International Conference on Pattern Recognition (ICPR '08)*: 1–4.
- Selby BP, Walter S, Sakas G, Groch WD, Stilla U (2009) An X-ray and computed tomography based registration method for patient to beam alignment designed for high reliability despite of degraded X-ray image quality. In: *48th Conference of the Particle Therapy Co-Operative Group (PTCOG 48)*: 128–129.
- Selby BP, Sakas G, Walter S, Groch W-D, Stilla U (2010a) A radiometry tolerant method for direct 3D/2D registration of computed tomography data to X-ray images: Transfer function independent registration. In: Deserno TM, Handels H, Meinzer H-P, Tolxdorff T (eds) *Bildverarbeitung für die Medizin (BVM '10)*: 117–121.
- Selby BP, Sakas G, Walter S, Groch W-D, Stilla U (2010b) The effects of radiometry on the accuracy of intensity based registration. In: *International Conference on Pattern Recognition (ICPR '10)*: 4528–4531.
- Selby BP, Sakas G, Groch W-D, Stilla U (2011a) Absolute Orientation of Stereoscopic Cameras by Aligning Contours in Pairs of Images and Reference Images. In: Stilla U, Rottensteiner F, Mayer H, Jutzi B, Butenuth M (eds) *Symposium of ISPRS Photogrammetric Image Analysis (PIA '11)*. Lecture Notes in Computer Science, LNCS 6952: 25–36.
- Selby BP, Sakas G, Groch W-D, Stilla U (2011b) Patient positioning with X-ray detector self-calibration for image guided therapy. *Australasian Physical & Engineering Science in Medicine*. 34 (3): 391–400.
- Sharp GC, Kollipara S, Madden T, Jiang SB, Rosenthal SJ (2005) Anatomic feature-based registration for patient set-up in head and neck cancer radiotherapy. *Physics in Medicine & Biology*, 50 (19): 4667–4679.
- Skerl D, Likar B, Pernuš F (2006) A protocol for evaluation of similarity measures for rigid registration. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 25 (6): 779–791.
- Sobel I (1973) On calibrating computer controlled cameras for perceiving 3-D scenes. In: Nilsson NJ (ed) *3rd International Joint Conference on Artificial intelligence (IJCAI '73)*: 646–657.

Studholme C, Hill DLG, Hawkes DJ (1997) Automated three-dimensional registration of magnetic resonance and positron emission tomography brain images by multiresolution optimization of voxel similarity measures. *Medical Physics*, 24 (1): 25–35.

Suit HD, Chu W (2008) History of charged particle radiotherapy. In: deLaney TF, Kooy HM (eds) *Proton and charged particle radiotherapy*, 1st Ed., Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins Verlag: 1–7.

Sun W, Cooperstock R (2006) An empirical evaluation of factors influencing camera calibration accuracy using three publicly available techniques. *Machine Vision and Applications*, 17 (1): 51–67.

I

Tainter KSH, Taneja U, Robb RA (1995) Quantitative validation of 3D image registration techniques. In: Loew MH (ed) *SPIE Medical Imaging: Image Processing*, 2434: 504–519.

Talamonti C, Reggioli V, Bruzzi M, Bucciolini M, Civinini C, Marrazzo L, Menichelli D, Pallotta S, Randazzo N, Sipala V, Cirrone GAP, Petterson M, Blumenkrantz N, Feldt J, Heimann J, Lucia D, Seiden A, Williams DC, Sadrozinski HF-W, Bashkurov V, Schulte R (2010) Proton radiography for clinical applications. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A*, 612 (3): 571–575.

Al-ani T (2011) Hidden Markov models in dynamic system modelling and diagnosis. In: *Hidden Markov models, theory and applications*. Dymarski P (ed) InTech – Open Access: 27–50.

Terunuma T, Sakae T, Nohtomi A, Tsunashima Y (2003) The direct measurement using an imaging plate for coincidence of radiation centre and laser position in external radiation therapy. *Physics in Medicine and Biology*, 48 (4): 59–63.

Thévenaz P, Blu T, Unser M (2000) Interpolation Revisited. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 19 (7): 739–758.

Thilmann C, Nill S, Tücking T, Höss A, Hesse B, Dietrich L, Bendl R, Rhein B, Häring P, Thieke C, Oelfke U, Debus J, Huber P (2006) Correction of patient positioning errors based on in-line cone beam CTs: clinical implementation and first experiences. *Radiation Oncology*, 1: 16.

Tobon-Mejia DA, Medjaher K, Zerhouni N, Tripot G (2011) Hidden Markov Models for failure diagnostic and prognostic. In: *Prognostics and System Health Management Conference (PHM '11)*: 1–8.

Tomaževic D, Likar B, Slivnik T, Pernuš F (2003) 3-D/2-D registration of CT and MR to X-ray images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 22 (11): 1407–1416.

Tomaževic D, Likar B, Pernuš F (2006) 3-D/2-D registration by integrating 2-D information in 3-D. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 25 (1): 17–27.

Tomaževic D (2008): *3D/2D Registration of Medical Images*. University of Ljubljana, Faculty of Electrical Engineering, Dissertation.

Trbojevic D (2010) Update on the innovative carbon/proton non-scaling FFAG isocentric gantries for cancer therapy. In: Noda A, Petit-Jean-Genaz C, Schaa V, Shirai T, Shirakawa A (eds) *First International Particle Accelerator Conference (IPAC'10)*.

Tsai RY (1987) A versatile camera calibration technique for high-accuracy 3D machine vision metrology using off-the-shelf TV cameras and lenses. *IEEE Journal of Robotics and Automation*, 3 (4): 323–344.

Tsoi ETM, Flanz J (2008) Facility design. In: deLaney TF, Kooy HM (eds) *Proton and charged particle radiotherapy*, 1st Ed., Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins: 19–26.

Tward DJ, Siewerdsen JH, Daly MJ, Richard S, Moseley DJ, Jaffray DA, Paul NS (2007) Soft-tissue detectability in cone-beam CT: Evaluation by 2AFC tests in relation to physical performance metrics. *Medical Physics*, 34 (11): 4459–4471.

V

Valais IG, Xydias PC (2010) Detectors for imaging in radiation therapy. *E-Journal of Science & Technology*, 5 (2): 75–86.

van Beek S, van Kranen S, Mencarelli A, Remeijer P, Rasch, van Herk M, Sonke J-J (2010) First clinical experience with a multiple region of interest registration and correction method in radiotherapy of head-and-neck cancer patients. *Radiotherapy & Oncology*, 94 (2): 213–217.

van der Bom IMJ, Klein S, Staring M, Homan R, Bartels LW, Pluim JPW (2011) Evaluation of optimization methods for intensity-based 2D-3D registration in x-ray guided interventions. In: Dawant BM, Haynor DR (eds) *SPIE Medical Imaging: Image Processing*, 7962: 23.

van Herk M (2004) Errors and margins in radiotherapy. *Seminars in Radiation Oncology*, 14 (1): 52–64.

van Kranen S, van Beek S, Mencarelli A, Rasch C, van Herk M, Sonke J-J (2010) Correction strategies to manage deformations in head-and-neck radiotherapy. *Radiotherapy & Oncology*, 94 (2): 199–205.

- Varian (2011) Amorphous Silicon Digital X-Ray Imager. *Product Specification*, Varian Medical Systems Inc., Salt Lake City, Utah.
- Verellen D, Soete G, Linthout N, van Acker S, De Roover P, Vinh-Hung V, van de Steene J, Storme G (2003) Quality assurance of a system for improved target localization and patient set-up that combines real-time infrared tracking and stereoscopic X-ray imaging. *Radiotherapy & Oncology*, 67 (1): 129–141.
- Viterbi A (1967) Error bounds for convolutional codes and an asymptotically optimum decoding algorithm. *IEEE Transactions on Information Theory*, 13 (2): 260–269.

W

- Warlick WB (2008) Image-guided radiation therapy: techniques and strategies. *Community Oncology*, 5 (2): 86–92.
- Weber L, Westerlund K, Näslund I, Dahlin H (2009) Out-of-treatment room set-up for patient positioning in external beam radiotherapy. In: Dössel O, Schlegel WC (eds) *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering (MBE '09)*: 977–980.
- Weese J, Göcke R, Penney GP, Desmedt P, Buzug TM, Schumann H (1999) Fast voxel-based 2D/3D registration algorithm using a volume rendering method based on the shear-warp factorization. In: Hanson KM (ed) *SPIE Medical Imaging: Image Processing*, 3661: 802–810.
- Wein W, Brunke S, Khamene A, Callstrom MR, Navab N (2008) Automatic CT-ultrasound registration for diagnostic imaging and image-guided intervention. *Medical Image Analysis*, 12 (5): 577–585.
- Wein W, Ladikos A, Baumgartner A (2011) Self-calibration of geometric and radiometric parameters for cone-beam computed tomography. In: *11th International Meeting on Fully Three-Dimensional Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine (Fully 3D 2011)*.
- Wells WM 3rd, Viola P, Atsumi H, Nakajima S, Kikinis R (1996) Multi-modal volume registration by maximization of mutual information. *Medical Image Analysis*, 1 (1): 35–51.
- Werner R, Wolf JC, Ehrhardt J, Schmidt-Richberg A, Handels H (2010) Automatische Landmarkendetektion und -übertragung zur Evaluation der Registrierung von thorakalen CT-Daten. In: Deserno TM, Handels H, Meinzer HP, Tolxdorff T (eds), *Bildverarbeitung für die Medizin (BVM '10)*: 31–35.
- Westover L (1990) Footprint evaluation for volume rendering. In: Baskett F (ed) *Special Interest Group on Graphics and Interactive Techniques Conference (SIGGRAPH '90)*: 267–276.
- Wieszczycka W, Scharf W (2001) *Proton radiotherapy accelerators*, River Edge, NJ: World Scientific.
- Wikler D, Dahlin H, Walter S, Selby BP, Farr J, Stuschke M (2009) Advanced patient positioning strategies for particle therapy. In: *48th Conference of the Particle Therapy Co-Operative Group (PTCOG 48)*: 28–29.
- Willis D, Fox C, Haworth A, Rolfo A, Herschtal A, Kron T (2009) Megavoltage versus kilovoltage image guidance for efficiency and accuracy in head and neck IMRT. *Journal of Radiotherapy in Practice*, 8 (4): 177–184.
- Wilson RR (1946) Radiological use of fast protons. *Radiology*, 47: 487–491.
- Wu J (2007) Novel image registration quality evaluator (RQE) with an implementation for automated patient positioning in cranial radiation therapy. *Medical Physics*, 34 (6): 2099–2112.
- Wu J, Kim M, Peters J, Chung H, Samant SS (2009) Evaluation of similarity measures for use in the intensity-based rigid 2D-3D registration for patient positioning in radiotherapy. *Medical Physics*, 36 (12): 5391–5403.
- Wu J, Murphy MJ (2010) A neural network based 3D/3D image registration quality evaluator for the head-and-neck patient setup in the absence of a ground truth. *Medical Physics*, 37 (11): 5756–5764.
- Wurm RE, Erbel S, Schwenkert I, Gum F, Agaoglu D, Schild R, Schlenger L, Scheffler D, Brock M, Budach V (2008) Novalis frameless image-guided noninvasive radiosurgery: initial experience. *Neurosurgery*, 62 (5): A11–A18.
- Wyman DR, Ostapiak OZ, Gamble LM (2002) Analysis of mechanical sources of patient alignment errors in radiation therapy. *Journal of Medical Physics*, 29 (11): 2698–2704.

Y

- Yaniv Z, Joskowicz L, Simkin A, Garza-Jinich M, Milgrom C (1998) Fluoroscopic image processing for computer-aided orthopaedic surgery. In: Goos G, Hartmanis J, van Leeuwen J (eds) *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI '98)*: 325–334.
- Yaniv Z (2009) Localizing spherical fiducials in c-arm based cone-beam CT. *Medical Physics*, 36 (11): 4957–4966.
- Yaniv Z (2010) Evaluation of spherical fiducial localization in c-arm cone-beam CT using patient data. *Medical Physics*, 37 (10): 5298–5305.

Yu C, Apuzzo ML, Zee CS, Petrovich Z (2001) A phantom study of the geometric accuracy of computed tomographic and magnetic resonance imaging stereotactic localization with the Leksell stereotactic system. *Neurosurgery*, 48 (5): 1098–1099.

Yue NJ, Knisely JPS, Song H, Nath R (2006) A method to implement full six-degree target shift corrections for rigid body in image-guided radiotherapy. *Journal of Medical Physics*, 33 (1): 21–31.

Z

Zöllei L, Grimson E, Norbash A, Wells W (2001) 2D-3D rigid registration of x-ray fluoroscopy and CT images using mutual information and sparsely sampled histogram estimators. In: *IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR '01)*, Vol. 2: 696–703.

Abkürzungen

AID	<i>Axis-Image Distance</i> (Abstand zwischen Isozentrum und Röntgendetektor)
CCD	<i>Charge-Coupled Device</i>
CPU	<i>Central Processing Unit</i>
CBCT	<i>Cone Beam Computed Tomography</i>
CR	<i>Capture Range</i> (Einzugsbereich einer Registrieremethode)
CT	<i>ComputerTomographie</i> (speziell auch Röntgen-CT)
CW/CCW	<i>Clock-Wise/Counter Clock-Wise</i>
DHS	<i>DownHill Simplex</i> (Nelder-Mead Simplex Verfahren zur Optimierung)
DICOM	<i>Digital Imaging and COmmunications in Medicine</i>
DLT	<i>Direkte Lineare Transformation</i>
DOF	<i>Degrees Of Freedom</i>
DQE	<i>Detective Quantum Efficiency</i> (Quantendetektionseffizienz)
DR	<i>Digital Radiography</i> (Digitales Röntgenbild)
DRR	<i>Digitally Reconstructed Radiograph</i> (simuliertes Röntgenbild)
EPID	<i>Electronic Portal Imaging Device</i>
FBTR	<i>Fixed Beam Treatment Room</i>
FRE	<i>Fiducial Registration Error</i> (Fehler der markerbasierten Registrierung)
GC	<i>Gradient Correlation</i> (ein Ähnlichkeitsmaß)
GH-Modell	<i>Gauß-Helmert Modell</i>
GPU	<i>Graphics Processing Unit</i>
GSS	<i>Golden Section Search</i> (ein Optimierungsalgorithmus)
GTR	<i>Gantry Treatment Room</i>
GTV	<i>Gross Tumour Volume</i>
HMM	<i>Hidden Markov Model</i>
HU	<i>Hounsfield Unit</i> (Einheit der CT-Zahl, benannt nach Godfrey Hounsfield)
HV-Generator	<i>High-Voltage-Generator</i>
IGRT	<i>Image Guided RadioTherapy</i> (Bildgestützte Radiotherapie)
IMRT	<i>Intensity Modulated RadioTherapy</i> (Intensitätsmodulierte Radiotherapie)
KV-Bildgebung	<i>KiloVolt-Bildgebung</i>
LMRC	<i>Local Multi-Resolution Rank Correlation</i> (hier vorgestelltes Ähnlichkeitsmaß)
LRC	<i>Local Rank Correlation</i> (einfache Form von LMRC, ohne Berechnung im Maßstabsraum)
LSF	<i>Line Spead Function</i> (Linienantwortfunktion)
MI	<i>Mutual Information</i> (ein Ähnlichkeitsmaß)
MR/MRT	<i>MagnetResonanzTomographie</i> (Kernspintomographie)
MTF	<i>ModulationsTransferFunktion</i>
mTRE	<i>mean Target Registration Error</i> (Maß für den 3D-Fehler einer Registrierung)
MV-Bildgebung	<i>MegaVolt-Bildgebung</i>
NCC	<i>Normalized Cross Correlation</i> (Normalisierte Kreuzkorrelation, ein Ähnlichkeitsmaß)
NN	<i>Nearest-Neighbor</i> (Interpolation)
OATR	<i>Oblique Axes Treatment Room</i>
PDF	<i>Propability Density Function</i>
PET	<i>PositronenEmissionsTomographie</i>
PTV	<i>Planning Target Volume</i>
RMS	<i>Root Mean Square</i> (meist als Fehlermaß: Wurzel des Durchschnitts der Quadrate)
ROI	<i>Region Of Interest</i>
RRE	<i>Rotational Registration Error</i> (vorgeschlagenes Maß für räumliche Rotationsfehler)
SAD	<i>Source-Axis Distance</i> (Abstand zwischen Röntgenquelle und Isozentrum)
SID	<i>Source-Image Distance</i> (Abstand zwischen Röntgenquelle und -detector)
SM	<i>Similarity Measure</i> (Ähnlichkeitsmaß)
SNR	<i>Signal-to-Noise Ratio</i>
SRC	<i>Stochastic Rank Correlation</i> (ein Ähnlichkeitsmaß)
TRE	<i>Target Registration Error</i> (3D-Translationsfehler des Bestrahlungsziels)

Wichtige Formelzeichen

Kamerageometrie und Kalibrierung

O, R, M oder O, R, H	Neun Kameraparameter: Projektionszentrum O , Rotation R und Ursprung M der Projektionsebene (bzw. Bildhauptpunkt H)
SID, SAD, AID	Abstände: Röhre-Detektor, Röhre-Isozentrum, Isozentrum-Detektor
$P_{ISO}, P_{DOSIS}, P_{KÖR}$	Positionen von: Idealem Isozentrum, Dosismaximum, Kalibrierkörper (mittlere Referenzkugel)
σ_K, σ_k	Standardabweichung von Kalibrierkörperkugeln: Konstruktionsbedingt und durch Detektion
$\phi, \phi_{RÖH}, \phi_{DET}$	Gantrywinkel der Bestrahlungsanlage sowie Winkelposition bei Montage von Röhre und Detektor in der Gantry
$P_{DET}, P_{RÖH}, r_{DET}, r_{RÖH}$	Zentren und Radien der Ellipsenbahnen von Detektor und Röhre
α_{EL}, γ_{EL}	Verkippungswinkel der Ellipsenbahnen
$\alpha_{DET}, \beta_{DET}, \gamma_{DET}$	Konstante Detektorverkippungen (X -, Y -, Z -Achse)
$KAL(k, d)$	Kalibrierwerte (Regressionsellipsen und Detektorwinkel) für Kamera k und Rotationsrichtung d

Lagemessung

$A, B_{ORIG}, B = T(B_{ORIG})$	Referenzbild, Objektbild, transformiertes Objektbild
$\tau_{AB}, LRC_{m \times m}, LMRC_{AB}$	Rangkorrelation zwischen Bildern A und B , lokale Rangkorrelation in $m \times m$ Nachbarschaft und LMRC Maß
$L = \{X_L, Y_L, Z_L, \alpha_L, \beta_L, \gamma_L\}$	Parameter der Patientelage
$\Delta x^{(k)}, \Delta y^{(k)}, \Delta \gamma^{(k)}$ bzw. $\Delta \eta^{(k)}, \Delta \kappa^{(k)}, \Delta \gamma^{(k)}$	Transformationen in einer Bildebene k
$\mu(ct_x, E)$	Transferfunktion für die Abbildung der CT-Zahl ct_x in einen Röntgenabsorptionswert bei Photonenenergie E

Fehlerfortpflanzung und Selbstdiagnose

$C_{SOLL}, C_{ist}, C_{KAL}$	Varianzen der Sollposition, der 2D-Istposition im Röntgenbild und der Anlagenkalibrierung
$C_{LAGE}, C_{LAGE_{ABS}}$	Varianzen der gemessenen Lage relativ/absolut
$C_{ORM(k,\phi,d)}, C_{ORH(k,\phi,d)}, C_{KAL(k,d)}$	Varianzen für Kameraparameter bzw. der Kalibrierwerte für Kamera k bei Gantrywinkel ϕ in Rotationsrichtung d
$F = (X_F \ Y_F \ Z_F)^T, f = (x_f \ y_f)^T$	Vektoren für Fehlertoleranzen 3D, 2D
$W_{ANL(\phi)}, W_{KAM(k,\phi)}, W_{EPI}, W_{REG(k)}, W_{ENTF}$	Wahrscheinlichkeiten eine Fehlergrenze nicht zu überschreiten: Anlagenkalibrierung, Kamerageometrie, Epipolarbedingung, Registrierung, Entfernung von Solllage
$\lambda(Q, V, A, B, \pi)$	Hidden Markov Modell (HMM) und Parameter
$N, Q = \{q_1, q_2, \dots, q_N\}$	N Zustände Q des HMM
M, V	M mögliche Beobachtungen V des HMM
$A_{N \times N} = a_{ij}, B_{N \times M} = b_{ik}$	Matrizen der Wahrscheinlichkeiten der Zustandsübergänge und der Beobachtungen
π, T	Menge der N initialen Zustandswahrscheinlichkeiten und Anzahl der Zustandsübergänge des HMM
$O = \{O(1), \dots, O(T)\}$	Sequenz von Beobachtungen im HMM
$I = \{I(1), \dots, I(T)\}$	Sequenz von Zuständen des HMM

Lebenslauf

Boris Peter Selby

Geburtsdatum 01.12.1976
Geburtsort Offenbach am Main
Familienstand verheiratet
Wohnort Bahnstraße 40
63329 Egelsbach



Ausbildung und Tätigkeit

1983 – 1985 Grundschule in Nieder-Roden
1985 – 1987 Grundschule in Schaafheim-Mosbach
1987 – 1997 Friedrich-Dessauer-Gymnasium in Aschaffenburg am Main
(Abschluss: Allgemeine Hochschulreife)
1997 – 1998 Wehrdienst an der Marine Versorgungsschule in List auf Sylt sowie
am Sanitätszentrum in Eckernförde
1998 – 2002 Studium der Informatik an der Hochschule Darmstadt
(Abschluss: Diplom)
2002 – 2005 Weiterführendes Studium an der Hochschule Darmstadt
(Abschluss: Master of Science)
2000 – 2001 Anwendungsentwickler bei:
- Materialprüfungsanstalt, Technische Universität Darmstadt
- debis Systemhaus AG, Darmstadt
2000 – 2002 Freiberuflicher Anwendungsentwickler bei:
- Fraunhofer IGD, Darmstadt
- MedCom GmbH, Darmstadt
2002 – 2012 Freiberuflicher Softwareingenieur mit Tätigkeit vor allem für:
- Fraunhofer IGD, Darmstadt
- Sedecal S. A., Madrid
- Sonofit GmbH, Darmstadt
- MedCom GmbH, Darmstadt
Tätigkeitsschwerpunkte: Graphische Datenverarbeitung,
Röntgensysteme, Telemedizin und Radiotherapieplanung
seit 2009 Projektmanager im Bereich Positionsverifikation für die
Partikeltherapie bei der MedCom GmbH
seit 2012 Produktmanager für Positionsverifikation (für Asien, Europa) bei
der MedCom GmbH
Leiter der Softwareentwicklung bei der Brandis Medizintechnik
Vertriebs GmbH, Weinheim
Geschäftsführer der Firma SelbyTec, Egelsbach