

Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg
Lehrstuhl für Computerunterstützte Klinische Medizin
(Leiter: Prof. Dr. Lothar R. Schad)

Adaptive Cone-Beam Scan-Trajektorien für interventionelle Anwendungen

Khanlian Chung

Inauguraldissertation
zur Erlangung des
Doctor Rerum Naturalium (Dr. rer. nat.)
an der Physikalischen Fakultät Heidelberg
der Ruprecht-Karls-Universität

vorgelegt von
Khanlian Chung
geboren in Trier

Tag der mündlichen Prüfung: 18. Dezember 2018

Adaptive Cone-Beam Scan-Trajektorien für interventionelle Anwendungen

Begutachter: Prof. Dr. Lothar R. Schad
Prof. Dr. Michael Hausmann

Abkürzungsverzeichnis

2D	zweidimensional
3D	dreidimensional
a.U.	arbitrary Units
ALARA	As low as reasonably achievable
ASF	Artifact Spread Function
BB	Ball Bearing
bspw.	beispielsweise
bzw.	beziehungsweise
CBCT	Cone-Beam CT
CPU	Central Processing Unit
CT	Computertomografie
d.h.	das heißt
gl.	gleich
DR	Digitale Radiografie
DRR	Digital Reconstructed Radiographies
DSA	Digital Subtraction Angiography
eFOV	extended FOV
FBP	Filtered Back Projection
FORCAST	Feature Oriented Calibration for Arbitrary Scan Trajectories
FOV	Field of View

fps	Frames per Second
FWHM	Full width at half maximum
GC	Gradient Correlation
GPU	Graphic Processing Unit
HU	Hounsfield Unit
IRT	Iterative Reconstruction Techniques
LAA	Limited Angle Artifacts
LAO	Left Anterior Oblique
M2OLIE	Mannheim Molecular Intervention Environment
MI	Mutual Information
MIC	Minimalinvasive Chirurgie
MKQ	Methode der kleinsten Quadrate
NIST	National Institute of Standards and Technology
nMI	normalized Mutual Information (MI)
nRMSE	normalisierte Root Mean Squared Error (RMSE)
PCC	Pearson Cross Correlation
PICCS	Prior Image Constrain Compressed Sensing
rand.	randomisiert
RAO	Right Anterior Oblique
RMSE	Root Mean Squared Error
ROI	Region of Interest

SSIM	Structural Similarity Index Metric
SURF	Speeded Up Robust Feature
TV	Total Variation
u.a.	unter anderem
var.	variiert
VCM	Virtual Calibration Model
ZT	Zirkuläre Tomosynthese

Publikationen

Peer-Reviewed Publikationen

- K. Chung, L. Schad und F. Zöllner. Tomosynthesis implementation with adaptive online calibration on clinical C-arm systems. Int J Comput Assist Radiol Surg, p.in Press (2018)
- A.-K. Schnur, K. Chung, L. Schad und F. Zöllner. Simulation-Based Deep Residual Learning for Limited Angle Artifact Correction. Zeitschrift für medizinische Physik (ZMP), submitted (2018)

Peer-Reviewed Konferenzbeiträge

- K. Chung, L. Schad und F. Zöllner. Tomosynthesis implementation with adaptive online calibration on clinical C-arm systems. Computer Assisted Radiology and Surgery, (2018)
- A. Schnurr, K. Chung, L. Schad und F. Zöllner. Deep Residual Learning for Limited Angle Artefact Correction. In: Maier, Andreas Deserno, Thomas M.Handels, Heinz Maier-Hein, Klaus Hermann Palm, Christoph Tolxdorff, Bildverarbeitung für die Medizin 2018, Erlangen, Germany, (2018), pp.280-280
- K. Chung, G. Kabelitz, L. Schad und F. Zöllner. Arbitrary cone beam scan trajectory calibration for X-ray imaging. 3rd Conference on Image-Guided Interventions & Fokus Neuroradiologie (IGIC 2017), (2017), p.21
- K. Chung, L. Karstensen, M. Siegfarth, L. Schad und F. Zöllner. Investigation of scatter radiation of non-circular X-ray scan trajectories, International Conference on Fully Three-Dimensional Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine (Fully3D), Xi'an Shaanxi, China, (2017)
- F. Zöllner, T. Gaa, W. Neumann, G. Kabelitz, K. Chung, B. Trimborn, I. Wolf und L. Schad. Multimodal Imaging, BMTMedPhys , Dresden, Germany , (2017) 62 (s1), p.S227

Abstract

Adaptive Cone-Beam Scan-Trajektorien für interventionelle Anwendungen

Die interventionelle Röntgenbildgebung stellt Ärzten während minimalinvasiven Eingriffen Informationen über die Patientenmorphologie bereit. Sie muss aber aufgrund der gewebschädigenden Wirkung mit Bedacht eingesetzt werden. Derzeit können Ärzte nur zwischen dosisarmen Röntgenprojektionen ohne Tiefeninformation und strahlungsintensiven Cone-Beam-Computertomografien mit Tiefeninformation wählen. Viele medizinische Anwendungen wie Positionskontrollen erfordern zwar Tiefeninformation, aber keinen vollständigen 3D-Datensatz. Adaptive Scan-Trajektorien können diese Lücke schließen, indem sie Objekte gezielt unterabtasten und die relevanten Informationen so dosiseffizient in Erfahrung bringen.

In dieser Arbeit wird eine Methode präsentiert, die eine Implementierung von neuen adaptiven Scan-Trajektorien an einem C-Bogen-System erlaubt. Am Beispiel einer Klasse von Scan-Trajektorien, der zirkulären Tomosynthese (ZT), wurde die Realisierbarkeit der Methode demonstriert. Streustrahlenmessungen ergaben, dass die ZT eine vorteilhaftere Streustrahlenverteilung als die klassischen 3D-Trajektorien aufweist. In kritischen Körperpartien wie oberer Torso und Gesicht, wurde eine geringere relative Dosis von 75% und 46% (ZT) als bei klassischen Trajektorien (100% und 63%) gemessen.

Die Scan-Trajektorien wurden mit einer Kalibrierung kombiniert, die auch eine retrospektive Kalibrierung an beliebigen Positionen im Interventionsraum erlaubt. In Streftests konnten die Positionen von Metallkugeln eines Evaluierungsphantoms mit einer mittleren Genauigkeit von $(0,01 \pm 0,08)$ mm und einer mittleren Radiusabweichung von $(0,13 \pm 0,07)$ mm bestimmt werden. Bei einer Voxelgröße von 0,48 mm sind die Abweichungen kleiner als die Messgenauigkeit des bildgebenden Systems.

Die untersuchten Trajektorien verwenden nur ein Viertel bis ein Fünftel der Projektionen herkömmlicher 3D-Trajektorien. Die Unterabtastung des Objekts und die Dosiseinsparung verursachen Artefakte in den Bilddaten. Mithilfe eines vorwissenbasierten Ansatzes konnten diese Artefakte minimiert und die Bildqualität auf die eines konventionellen 3D-Datensatzes verbessert werden.

Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen, dass adaptive Scan-Trajektorien die interventionelle Röntgenbildgebung um einen neuen Bildgebungsmodus erweitern können, der gegenüber derzeitigen Bildgebungsmodi relevante Bildinformationen bei reduzierter Dosis akquiriert.

Adaptive Cone-Beam Scan Trajectories for Interventional Applications

Interventional x-ray imaging provides physicians with morphological information of patients during minimally invasive procedures. However, due to its tissue-damaging effect, it must be used cautiously. Currently, physicians can either acquire X-ray projections without depth information or radiation-intensive cone-beam computed tomographies with depth information. Many medical applications such as position control require depth information, but not a complete 3D data set. Adaptive scan trajectories can provide a third option by intentionally undersampling an object and thus acquiring the relevant information in a more dose-efficient way.

This thesis presents a method that allows the implementation of new adaptive scan trajectories on a C-arm system. The feasibility of this concept was demonstrated by implementing a certain class of adaptive scan trajectories, so-called circular tomosynthesis (ZT) on a C-arm system. Scatter radiation measurements showed that the ZT has a more advantageous scatter radiation distribution than the classical 3D trajectories. In critical parts of the body such as the upper torso and face of the physician, a lower relative dose of 75 % and 46 % (ZT) was measured compared to the conventional trajectories (100 % and 63 %).

The scan trajectories were combined with a calibration, which is also capable of doing retrospective calibrations at any position in the interventional room. In stress tests, it was possible to determine the positions of metal balls of an evaluation phantom with a mean accuracy of (0.01 ± 0.08) mm and a mean radius deviation of (0.13 ± 0.07) mm. With a voxel size of 0.48 mm, the deviations are smaller than the resolution of the imaging system.

The investigated trajectories use only a quarter to a fifth of the projections of conventional 3D trajectories. Through undersampling the object and thus saving dose, artifacts are introduced into the image data. Using a knowledge-based approach, these artifacts were minimized and the image quality was enhanced to that of a 3D dataset.

The results of this work show that adaptive scan trajectories could introduce a new imaging protocol in interventional X-ray imaging that can acquire relevant image information at lower radiation doses than current imaging protocols.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Motivation	1
1.2	Literaturrecherche & State of the Art	3
1.3	Wissenschaftliche Fragestellung	7
1.4	Aufbau der Arbeit	8
2	Grundlagen	9
2.1	Elektromagnetisches Energiespektrum	9
2.2	Wechselwirkungen von Photonen mit Materie	10
2.2.1	Quantifizierung der Wechselwirkungen von elektromagnetischer Strahlung mit Materie	10
2.2.2	Thomson-Streuung	10
2.2.3	Rayleigh-Streuung	13
2.2.4	Compton-Streuung	14
2.2.5	Photoelektrischer Effekt	16
2.2.6	Makroskopische Diskussion ionisierender Strahlung	18
2.3	Computertomografie-Geräte	20
2.3.1	Generierung von Röntgenstrahlung	20
2.3.2	Detektoren	24
2.3.3	CT-Strahlgeometrien	24
2.3.4	Hounsfield Unit-Skala	26
2.4	Computertomografie-Bildrekonstruktion	27
2.4.1	Das Computertomografie-Bildrekonstruktions-Problem	27
2.4.2	Analytische Lösung	28
2.4.3	Iterative Lösung	34
2.4.4	Lösbarkeit des Computertomografie (CT)-Problems	40
2.4.5	Klassifizierung der Unterabtastung	41
3	Methoden & Materialien	43
3.1	Scan-Trajektorien-Implementierung	43
3.1.1	C-Bogen-CBCT	43
3.1.2	Aufnahmemodi	46

3.1.3	Adaptive Scan-Trajektorien	47
3.1.4	Bildqualitätssimulationen	49
3.1.5	Scan-Trajektorien-Implementierung am ARTIS zeego	51
3.1.6	I_0 Log-Normalisierung	51
3.1.7	Messung der Streustrahlenverteilung	52
3.2	Kalibrierung	55
3.2.1	Projektionsmatrizenformalismus	55
3.2.2	Projektionsfehler	58
3.2.3	Iterative Online-Kalibrierung mit FORCAST	59
3.2.4	FORCAST Algorithmus	62
3.2.5	Realtest	65
3.3	Bildrekonstruktion	68
3.3.1	Compressed Sensing & Total Variation	68
3.3.2	Prior Image Constrain Compressed Sensing	71
3.3.3	Extended FOV-Rekonstruktion	75
3.3.4	Machbarkeitstest	78
3.3.5	Rekonstruktionstoolboxen	79
3.4	Evaluation	81
3.4.1	Metriken	81
3.4.2	Phantome	83
4	Ergebnisse	85
4.1	Scan-Trajektorien-Implementierung	85
4.1.1	Würfelphantom	85
4.1.2	Artifact Spread Function-Untersuchung	87
4.1.3	Step & Shoot Implementierung	91
4.1.4	Relative Streustrahlenverteilungsuntersuchung	91
4.2	Kalibrierung	95
4.2.1	Machbarkeitsuntersuchung	95
4.2.2	Anthropomorphe Phantom-Aufnahmen	101
4.2.3	Rechenzeit- und Konvergenzbetrachtungen	105
4.3	Bildrekonstruktion & extended FOV-Rekonstruktion	109
5	Diskussion	115
5.1	Scan-Trajektorien-Implementierung	115
5.2	Kalibrierung	117
5.3	Bildrekonstruktion	119
6	Zusammenfassung & Ausblick	121
7	Anhang	123
7.1	Fehlertabellen Bildrekonstruktionen	123
7.2	Rekonstruktionsparameter eFOV-Rekonstruktionen	125

Einleitung

1.1 Motivation

Chirurgische Interventionen stellen für Patienten aufgrund von Verletzungen und Gewebeschäden eine massive körperliche Belastung dar. Um die Regenerationszeiten der Patienten zu reduzieren, werden in der Minimalinvasiven Chirurgie (MIC) durch Einsatz von Kathetern oder laparoskopischen Instrumenten Gewebeschäden minimiert. Die Komplexität solcher Eingriffe ist hoch, weil die Ärzte sich während der Operationen gänzlich auf Bildgebungsverfahren wie Röntgenbildgebung oder Ultraschall verlassen müssen. Um die Ärzte zu entlasten, wurde in den letzten Jahren intensiv an robotischen Unterstützungssystemen geforscht, die Bilddaten automatisch verarbeiten und interpretieren können. Dass der Bedarf an solchen technologieübergreifenden Lösungen hoch ist, belegen die Erfassungen des Statistischen Bundesamtes. Wurden im Inland 2013 knapp 81.000 minimalinvasive Eingriffe durchgeführt, waren es 2016 bereits über 90.000. Noch deutlicher ist die Entwicklung bei robotisch unterstützten Eingriffen zu sehen. Die Zahl solcher Eingriffe ist innerhalb von vier Jahren (2013-2016) von 8.600 auf über 14.000 angestiegen [1, 2, 3, 4].

Am Forschungscampus Mannheim Molecular Intervention Environment (M2OLIE) wird nahe am klinischen Alltag an neuen Ansätzen zur bildgeführten minimalinvasiven Intervention mit robotischer Unterstützung geforscht. Hierbei stützt sich eine Operation stark auf die Verfügbarkeit von Bilddaten über den Patienten, welche dann von Assistenzsystemen auto-

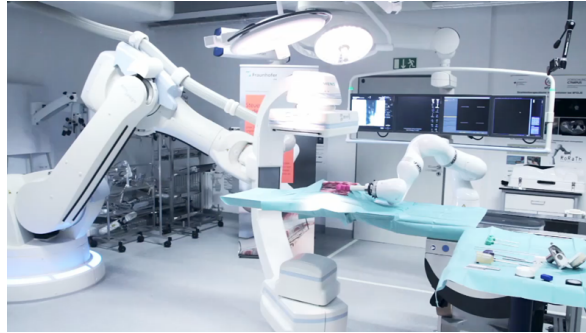


Abbildung 1.1: Experimenteller Interventionsraum mit C-Bogen-System als bildgebendes Großgerät [5].

matisch interpretiert werden können. In einem experimentellen Interventionsraum ist ein bildgebendes Großgerät integriert (Abbildung 1.1). Das Großgerät besteht aus einem C-Bogen, an welchem eine Röntgenröhre und ein Flachdetektor angebracht sind, und einem Roboter, um den C-Bogen durch den Raum zu bewegen. Solche C-Bogen-Systeme sind in der MIC etabliert, weil sie Ärzten eine hohe Flexibilität bezüglich der Bildgebung und der Handhabung erlauben [6, 7]. Sie können frei um den Patienten positioniert werden und ermöglichen die Aufnahme von 2D- und 3D-Bilddaten. Bei 3D-Aufnahmen wird der C-Bogen entlang einer kreisförmigen Scan-Trajektorie um den Patienten gefahren. Während der Bewegung werden 2D-Projektionen aufgenommen, welche dann zu einem vollständigen 3D-Datensatz rekonstruiert werden. Die Aufnahme von 3D-Bilddaten ist strahlungsintensiver als einzelne 2D-Projektionen. Dafür enthalten sie Tiefeninformationen, welche für Prozeduren wie die Planung oder Kontrolle von Biopsienadeln essenziell sind. Um die Strahlendosis für Patient und medizinisches Personal zu minimieren, wird in der Radiologie das As low as reasonably achievable (ALARA)-Prinzip angewandt. Dieses besagt, dass die Bildqualität gerade ausreichend sein muss, um den diagnostischen Anforderungen zu genügen [8, 9]. Bei Kontrollscans beispielsweise ist nicht die Morphologie des Patienten, sondern die Position des medizinischen Instruments relevant. Adaptive aufgabenbasierte Scan-Trajektorien können diese Information bei geringerer Strahlenexposition durch eine gezielte Unterabtastung des Objekts erreichen. Um Bildartefakte durch die Unterabtastung zu vermeiden und die Strahlendosis weiter zu reduzieren, können Informationen aus bereits aufgenommenen Bilddaten genutzt werden.

Eine weitere Herausforderung der modernen MIC ist, dass der bereits limitierte Arbeitsraum

um die Eingriffstelle zunehmend durch beispielsweise robotische Assistenzsysteme eingeschränkt wird. Konventionelle 3D-Scan-Trajektorien sind aber auf feste Trajektorien an bestimmten kalibrierten Orten beschränkt. Das bedeutet, dass das medizinische Personal einerseits dafür Sorge tragen muss, dass keine Kollisionen zwischen C-Bogen und anderen Geräten auftreten, und andererseits den Patienten bei einem Wechsel von 2D- zu 3D-Bildgebung neu positionieren muss. Adaptive Trajektorien mit einer ortsunabhängigen Kalibrierung können sowohl die medizinischen Fragestellungen als auch Hindernisse berücksichtigen, um Kollisionen zu vermeiden.

1.2 **Literaturrecherche & State of the Art**

In diesem Kapitel wird eine kurze Literaturrecherche über die Veröffentlichungen der vergangenen Jahre gegeben. Dabei wurde sich an den Themenkomplexen medizinische Anwendung mit Schwerpunkt robotische Unterstützung und MIC, nicht konventionelle Scan-Trajektorien, Kalibrierung und Bildrekonstruktion orientiert.

Medizinische Anwendung

Die Anzahl von Operationssälen, die auch mit bildgebenden Systemen ausgestattet sind, sogenannten Hybrid-Interventionsräumen, ist seit der Einführung 1990 kontinuierlich auf inzwischen 800 weltweit und über 50 in Deutschland angestiegen [10, 6, 11]. Die Bildgebung ist essenziell für MIC-Eingriffe, da sich die Ärzte auf die Bilddaten zur Navigation von medizinischen Instrumenten verlassen müssen. Verschiedene Review-Paper über den Zeitraum von 2004 bis 2015 betonen immer wieder, dass robotisch unterstützte Eingriffe eine der wichtigsten Zukunftstechnologien sind [12, 13, 14]. Der Grad der robotischen Unterstützung fällt dabei sehr unterschiedlich aus. Zum Beispiel werden Eingriffe bei telerobotischen Systemen vom Arzt ferngesteuert [15]. Ebenfalls zu den robotisch unterstützten Operationen zählen robotermontierte Navigationssysteme, die beispielsweise mithilfe von Lasern den Eingangspunkt und -winkel für medizinische Instrumente markieren. Anwendungsfälle hierfür sind u.a. Kathetereingriffe

für angiografische Eingriffe [16] oder Lungenpunktionen [17, 18]. Klinische Anwendung finden auch robotisch unterstützte Nadelplatzierungseingriffe. Hierbei werden anhand eines Datensatzes Einstichpunkt, -pfad und -tiefe geplant. Das robotische System richtet dann anhand des Planungsdatensatzes eine Navigationsvorrichtung aus. Klinische Studien wurden hierzu bereits von Boctor et al. und Cornelis et al. veröffentlicht [19, 20]. Auch am Forschungscampus M2OLIE wird an Ansätzen robotergestützter Nadelplatzierungen geforscht, wie in diversen Demonstrationsvideos gezeigt wird [5].

Nicht konventionelle Scan-Trajektorien

Konventionelle Cone-Beam CT (CBCT)-Trajektorien scannen ein Objekt, indem sie Röntgenquelle und Detektor kreisförmig um das Objekt führen und währenddessen Projektionen aufnehmen.

Allerdings weisen diese CBCT-Rekonstruktionen sogenannte Cone-Beam-Artefakte auf. Um diese zu minimieren, erweiterten Schomberg et al., Pack et al. und Yang et al. die konventionellen Trajektorien um zusätzliche Nutationsbewegungen [21, 22, 23]. Durch das periodische Rein- und Rauskippen aus der Rotationsebene, können Objekte besser abgetastet werden. Diese und ähnliche Trajektorien wurden auch patentiert [24]. Die Zusatzbewegungen können auch ausgenutzt werden, um bestimmte Objekte besser auflösen zu können. Gang et al. und Ouadah et al. stellten dazu ein Ansatz vor [25, 26].

Trajektorien, die, im Gegensatz zu konventionellen 3D-Trajektorien, Objekte nur teilweise abtasten, werden als Tomosynthese-Trajektorien bezeichnet [27, 28]. Historisch gesehen waren sie die Vorläufer der heutigen CT-Trajektorien, finden aber in den letzten Jahren wieder vermehrt Anwendung. Sie können begrenzt Tiefeninformationen über das gescannte Objekt liefern und benötigen weniger Dosis als konventionelle CTs. Klinisch etablierte Anwendungen hierfür finden sich beispielsweise in der Brustkrebsvorsorge [29, 30] und bei orthopädischen Eingriffen [31]. In den letzten Jahren wurde auch daran geforscht, Tomosynthese-Trajektorien in den Interventionsraum zu integrieren. Zum Beispiel zeigten Nett et al., dass Tomosynthese

zur Nadelkontrolle verwendet werden kann [32]. Langan et al. entwickelten eine Tomosynthese-Methode zur Blutperfusionsmessung [33].

Diese Arbeit beschäftigt sich zum großen Teil mit Zirkuläre Tomosynthese (ZT)-Trajektorien, einer Unterklasse der Tomosynthese-Trajektorien. Unter dem Namen Computerlaminografie ist diese Methode in der Materialprüfung verbreitet [34, 35]. An einer klinischen Translation arbeiteten Stevens et al., Nett et al. und Claus et al. [36, 37, 38]. Allerdings wurde bei allen Implementierungen entweder ein starrer Labor-CT-Aufbau verwendet oder das Objekt auf dem Patiententisch gedreht, anstatt das klinische Gerät um das Objekt rotieren zu lassen.

Kalibrierung

Die Bildrekonstruktion von CBCT setzt eine genaue Kenntnis der räumlichen Positionierung des bildgebenden Systems voraus. Fehlerhafte Positionen von Röntgenquelle und Detektor führen zu geometrischen Artefakten in der Rekonstruktion, weshalb alle Scan-Trajektorien kalibriert werden müssen. Bei kommerziellen Geräten werden in der Regel sogenannte Offline-Kalibrierungsroutinen verwendet.

Die meisten Veröffentlichungen zu Offline-Kalibrierungen verwenden Kalibrierungsphantome mit hochkontrastigen Objekten mit bekannter geometrischer Form und Anordnung im Phantom. Typische Beispiele sind Metallkugeln (englisch Ball Bearing (BB)) oder Metalldrähte, die entlang von Helixbahnen angebracht sind. Aus dem bekannten Phantom können dann Projektionen berechnet werden, welche mit den Projektionen aus Kalibrierungsscans verglichen werden. Über die Differenzen der Projektionen kann die Position des bildgebenden Systems dann kalibriert werden.

Ansätze zur Erkennung und Korrektur der Phantom-Ausrichtung finden sich in der Publikation von Dementhon et al. aus 1995 [39]. Cho et al. entwickelten einen allgemeinen analytischen Ansatz zur Kalibrierung der geometrischen Parameter eines CBCT mithilfe eines Kalibrierungsphantoms mit 24 BBs [40]. Dieser ist allerdings von der Fertigungsgenauigkeit des Phantoms abhängig. Fertigungstoleranzen führen zu Kalibrierungsfehlern. Um das zu verhindern, erweiter-

ten Ford et al. den Ansatz um einen weiteren Kalibrierungsschritt [41]. Navab et al. führten die Kalibrierung mithilfe von geometrischen Objekten, die direkt am Patienten angebracht wurden durch [42]. Yang et al. veröffentlichten einen Kalibrierungsansatz [43], der Scan-Trajektorien unter der Annahme kalibrieren kann, dass das Isozentrum stationär ist und sich Röntgenquelle und Detektor in einer gemeinsamen Rotationsebene bewegen. Diese Annahmen sind beispielsweise bei Röntgensystemen realistisch, die zur Strahlentherapie verwendet werden. Hier sind Röntgenquelle und Detektor meist fest in einem Ring verbaut [44].

Eine Offline-Kalibrierung beruht auf der Annahme, dass sämtliche Positionierungsfehler einer Trajektorie an einem bestimmten Ort reproduzierbar sind. Nach der Kalibrierung können die Kalibrierungsparameter nur für genau diese Trajektorie an dem kalibrierten Ort verwendet werden. Zusätzlich können Offline-Kalibrierungen keine statistischen Fehler, wie Schwingungen im System oder Materialermüdungen, erfassen, was wiederum zu Artefakten in den Rekonstruktionen führen kann [45, 46, 47]. Online-Kalibrierungs-Ansätze versuchen eine dedizierte Kalibrierungsroutine mit Kalibrierungsphantom zu umgehen, indem Erhaltungsgrößen in den Bilddaten oder Vergleiche mit anderen Datensätzen genutzt werden. Dadurch benötigt eine Online-Kalibrierung weder Kalibrierungsphantom noch -routine und kann auch nach einer Aufnahme durchgeführt werden. Die Scan-Trajektorien sind somit auch nicht örtlich gebunden und können variiert werden.

Kyriakou et al. modellierten beispielsweise das Kalibrierungsproblem als ein Entropie-Minimierungs-Problem [48]. Meng et al. hingegen nutzten Symmetriebedingungen der Projektionen zur Kalibrierung aus [49]. Ist Vorwissen über das Scan-Objekt vorhanden, so kann dieses auch zur Online-Kalibrierung verwendet werden. Murders et al. kalibrierten konventionelle CBCT- und helikale CBCT-Trajektorien, indem sie die Ähnlichkeit zwischen simulierten Projektionen eines Vorwissendatensatzes und den tatsächlichen Projektionen maximierten [50]. Einen ähnlichen Ansatz mit einer anderen Ähnlichkeitsmetrik publizierten Ouadah et al. im Jahr 2016 [51].

Bildrekonstruktion

Zu den etablierten Rekonstruktionstechniken, haben sich in den letzten Jahren vermehrt sogenannte Iterative Reconstruction Techniques (IRT)-Ansätze als Alternative in den Fokus gerückt. Diese behandeln eine CT-Bildrekonstruktion als ein Optimierungsproblem. Sie zeichnen sich dadurch aus, dass sie zahlreiche (physikalische) Modellierungsmöglichkeiten erlauben [52, 53]. Nachteil dieser Techniken sind ihre hohen Rechenzeiten, weswegen sie sich noch nicht im klinischen Alltag durchsetzen konnten.

Ein Ansatz, die Strahlendosis von CT-Scans zu minimieren, ist die Verwendung von Vorwissen in den Bildrekonstruktionen. Speziell in der MIC ist oft Vorwissen anhand von Diagnose- und Planungsdatensätzen vorhanden. Der Prior Image Constrain Compressed Sensing (PICCS)-Algorithmus ist mit über 850 Zitationen der Erstpublikation einer der bekanntesten vorwissensbasierten Bildrekonstruktionen [54]. Im PICCS-Algorithmus werden die Pixel eines Vorwissensdatensatzes mit der aktuellen Bildrekonstruktion verglichen [55]. Dadurch werden weniger neue Bildinformationen für eine erneute Bildrekonstruktion benötigt und die Dosis reduziert. Darüber hinaus konnte der Ansatz auch bereits für weitere klinische Applikationen angewendet werden. Beispiele sind in der 4D-Bildgebung (3D-Datensätze mit zeitlicher Auflösung) [56, 57, 58, 59], der Metallartefaktkorrektur [60], der Entrauschung von Bildern [61], der Zwei-Spektren-CT [62] und der Tomosynthese [63, 32] zu finden. Anstatt einzelne Pixel zu vergleichen, können auch Bildauschnitte miteinander verglichen werden, wie Stille et al. zeigten [64]. SMART-Recon ist ein Ansatz, der die stationäre Information von dynamischen Prozessen, wie Blutgefäßperfusionen, maximiert. Bei Perfusionen bleibt der Großteil der Bildinformation, wie die Morphologie des Objekts, über den gesamten Prozess konstant. Diese Konsistenzbedingung nutzt SMART-Recon aus [65, 66].

1.3 Wissenschaftliche Fragestellung

Die Röntgenbildgebung hat sich in den letzten Jahren in den Hybrid-Operationsräumen etabliert. Jedoch ist die Verwendung ionisierender Strahlung für Patienten und medizinisches

Personal aufgrund von Gewebeschäden und Mutationen schädlich. Deswegen wird intensiv an Alternativen und Ansätzen zur Dosisreduzierung geforscht. Zudem werden MIC immer stärker mit verschiedenen Assistenzsystemen unterstützt. Dadurch wird der Arbeitsraum der Mediziner und der Zugang zum Patienten erschwert. Adaptive Trajektorien sind ein Ansatz diese Limitierungen zu umgehen. In dieser Arbeit wurden dazu die folgenden Fragen untersucht:

- Ist es möglich adaptive Scan-Trajektorien flexibel an einem klinischen interventionellen C-Bogen-System zu implementieren?
- Was sind die Auswirkungen auf die Bildqualität? Genügen sie dem ALARA-Prinzip?
- Was sind die Auswirkungen auf die Strahlenexposition von Patienten und medizinischem Personal?

1.4 Aufbau der Arbeit

Die Arbeit wurde aufbauend auf den wissenschaftlichen Fragestellungen und der Literaturrecherche in drei Hauptarbeitspakete unterteilt.

1. Scan-Trajektorie:

Als Grundlage für alle Arbeitspakete wurden verschiedene Scan-Trajektorien charakterisiert und am klinischen Gerät implementiert.

2. Kalibrierung:

Damit die Projektionen zu geometrisch artefaktfreien Rekonstruktionen gerechnet werden können, müssen sie kalibriert werden. Der Fokus liegt darauf, dass die Kalibrierung auch retrospektiv möglich ist, damit Scan-Trajektorien prototypisch realisiert werden können.

3. Bildrekonstruktion:

Im nächsten Schritt wurde die Bildrekonstruktion optimiert. Insbesondere soll das Vorwissen verwendet werden, um die Rekonstruktionen dosisarm bei ausreichender Bildqualität zu gestalten.

Grundlagen

1969 gelang es Godfrey Hounsfield das erste CT-Gerät zu entwickeln, was zu einer erstmaligen Verfügbarkeit von Tiefeninformationen bei Röntgenaufnahmen führte [67]. Das Grundlagenkapitel wiederholt die einzelnen relevanten physikalischen Wechselwirkungen für die Röntgenbildgebung. Neben einer mikroskopischen Diskussion der Phänomene, werden auch das makroskopische Zusammenspiel und die Konsequenzen für den realen medizinischen Alltag erläutert. Aufbauend auf den physikalischen Grundlagen werden die verschiedenen technischen Umsetzungen von Röntengeräten vorgestellt und erklärt. Eine Einführung in die grundlegenden Rekonstruktionsmethoden schließt das Kapitel ab.

2.1 Elektromagnetisches Energiespektrum

In der Physik wird elektromagnetische Strahlung nach ihrer Energie bzw. Wellenlänge klassifiziert. Das für den Menschen sichtbare Spektrum umfasst die Wellenlängen von 380 nm bis 780 nm. Energiereichere Strahlung mit einer kleineren Wellenlänge als das sichtbare Spektrum wird als ultraviolettes Licht bezeichnet. Ab Wellenlängen von unter 10 nm wird schließlich von Röntgenstrahlung gesprochen. In der Medizin wird der Energiebereich von 50 keV bis 140 keV als diagnostisches Fenster bezeichnet und zur Bildgebung verwendet [68].

2.2 Wechselwirkungen von Photonen mit Materie

In diesem Abschnitt werden kurz die verschiedenen für die Röntgenbildgebung relevanten Photonen-Materie-Wechselwirkungen wiederholt. Abgeschlossen wird der Abschnitt mit einer Diskussion über die Konsequenzen der Wechselwirkungen für den medizinischen Alltag.

2.2.1 Quantifizierung der Wechselwirkungen von elektromagnetischer Strahlung mit Materie

Wechselwirkungen werden mithilfe von Wirkungsquerschnitten quantifiziert. Eine mögliche Interpretation der Querschnitte ist, sie als Maß für die Wahrscheinlichkeit einer Wechselwirkung aufzufassen. Bei Streuprozessen von Photonen ist der differentielle Streuungswirkungsquerschnitt $\frac{d\sigma}{d\Omega}$ definiert als die Strahlungsleistung dP geteilt durch einen differentiellen Raumwinkel $d\Omega$ und normiert mit der einfallenden Strahlleistung bzw. dem Betrag des Poyntingvektors $|S|$ (Abbildung 2.1) [69].

$$\frac{d\sigma}{d\Omega} = \frac{dP}{d\Omega} \frac{1}{|S|} \quad (2.1)$$

Im Fall von ebenen elektromagnetischen Wellen kann der Betrag des Poyntingvektors vereinfacht über Gleichung 2.2 dargestellt werden. E steht für das elektrische Feld der Strahlung [70]:

$$|S| = \sqrt{\frac{\epsilon_0}{\mu_0}} |E|^2 \quad (2.2)$$

2.2.2 Thomson-Streuung

Eine der elementarsten Wechselwirkungen zwischen einem Photon und Materie ist der elastische Stoß mit einem quasifreien Elektron [71]. Dieser Vorgang wird Thomson-Streuung genannt. Hier ist die Bindungsenergie des Elektrons klein gegenüber der Photonenenergie ($E_{\text{photon}} \gg E_{\text{Bindung}}$). Das Photon wird zunächst vom Elektron absorbiert und dann als ein neues Photon gleicher Energie in eine (andere) Raumrichtung emittiert, wie Abbildung 2.1 zeigt.

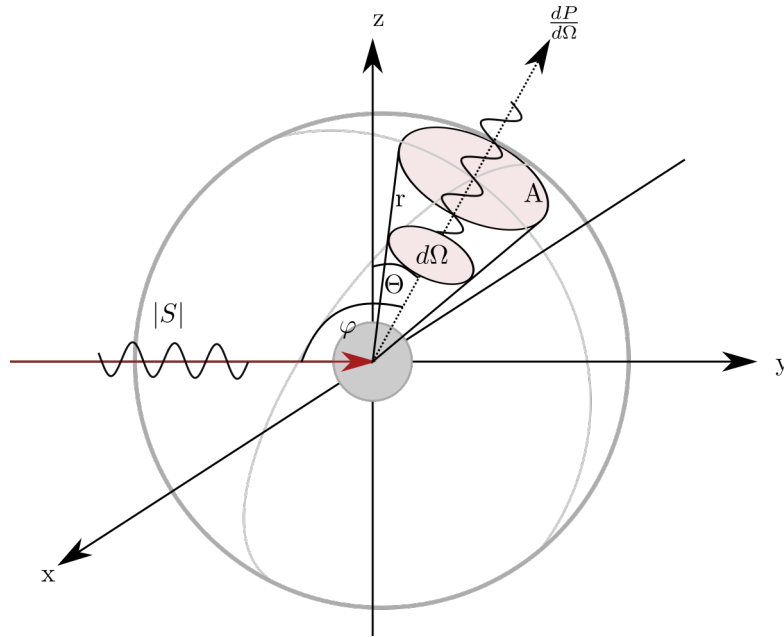


Abbildung 2.1: Schema differentieller Wirkungsquerschnitt und Thomson-Streuung. Die einfallende Strahlung I_{in} übt über die Lorentzkraft eine Beschleunigung auf das freie geladene Teilchen aus. Durch die Beschleunigung emittiert die Ladung selbst Strahlung. Für den differentiellen Wirkungsquerschnitt wird die Sekundärstrahlung I_{rad} unter verschiedenen Streuwinkeln φ bzw. Θ gemessen.

Für die Berechnung der ein- und ausgehenden elektrischen Felder kann das Elektron als ein ungebundenes, ruhendes Teilchen betrachtet werden. Das Elektron mit der Masse m_e erfährt im einstrahlenden elektromagnetischen Feld eine Lorentzkraft und damit eine Beschleunigung \vec{a} gemäß:

$$\vec{F}_{\text{Lorentz}} = m_e \vec{a} = -e \left(\vec{E}_{in} + \underbrace{\vec{v} \times \vec{B}_{in}}_{\text{vernachlässigbar, da } v \ll c} \right) \quad (2.3)$$

$$\vec{a} = -\frac{e}{m_e} \vec{E}_{in} = -\frac{e}{m_e} \vec{E}_0 \sin(\omega t)$$

Die Ladung e wird durch die Lorentzkraft periodisch im elektromagnetischen Feld beschleunigt. Im Mittel erfährt das Elektron eine durchschnittliche Beschleunigung aufgrund $\langle \sin(\omega t) \rangle = 1/2$ von:

$$|a| = 0,5 \frac{e}{m_e} |E_0| \quad (2.4)$$

Durch die Beschleunigung wirkt die Ladung wie ein Hertz'scher Dipol und die abgestrahlte Leistung in einem bestimmten Raumwinkel kann mithilfe von Larmors Formel berechnet

werden [69]. Die zweifache zeitliche Ableitung des Dipolmoments \ddot{d} kann durch das Produkt von durchschnittlicher Beschleunigung \bar{a} und Ladung e ersetzt werden.

$$\begin{aligned}\frac{dP}{d\Omega} &= \frac{\ddot{d}}{16\pi^2 c^3} \sin^2 \Theta \\ &= \frac{e^2 \bar{a}^2}{16\pi^2 c^3} \sin^2 \Theta \\ &= \frac{e^4}{32\pi^2 m_e^2 c^3} |E_0|^2 \sin^2 \Theta\end{aligned}\quad (2.5)$$

Über die Gleichung 2.1 kann der differentielle Wirkungsquerschnitt $\frac{d\sigma_{th}}{d\Omega}$ für die Thomson-Streuung berechnet werden. Zur Berechnung des Betrags des Poyntingvektors wird das zeitlich gemittelte elektrische Feld mit $|E_{in}| = 0,5|E_0|$ verwendet:

$$\frac{d\sigma_{th}}{d\Omega} = \frac{1}{|S|} \frac{dP}{d\Omega} = \left(\frac{e^2}{4\pi\epsilon_0 m_e c^2} \right)^2 \sin^2 \Theta = r_0^2 \sin^2 \Theta \quad (2.6)$$

Die Konstanten des differentiellen Wirkungsquerschnittes ergeben genau den klassischen Elektronenradius r_0 . Die Herleitung der obigen Formel 2.6 gilt nur für die Interaktion eines einfallenden Photons bzw. linear polarisierter Strahlung mit einem geladenen Elektron. Für die medizinische Bildgebung ist diese Annahme nicht haltbar, da Röntgenröhren unpolarisierte Strahlen generieren. In diesem Fall wird der Wirkungsquerschnitt als eine Superposition der beiden möglichen Polarisierungsrichtungen interpretiert und es ergibt sich für den gesamten Querschnitt die folgende Gleichung:

$$\frac{d\sigma_{th,unpol}}{d\Omega} = r_0^2 \frac{1}{2} (1 + \cos^2(\varphi)). \quad (2.7)$$

Eine Integration über den gesamten Raumwinkel von $\frac{d\sigma_{th,unpol}}{d\Omega}$ ergibt den absoluten Wirkungsquerschnitt der Thomson-Streuung zu:

$$\sigma_{th}^e = \frac{8\pi}{3} r_0^2. \quad (2.8)$$

Die Thomson-Streuung kann als Ausgangspunkt für die Berechnung der Wirkungsquerschnitte anderer Streuprozesse verwendet werden.

2.2.3 Rayleigh-Streuung

Die Thomson-Streuung beschreibt die Interaktion eines Photons mit einem quasifreien Teilchen. Für den Fall, dass das Elektron gebunden ist, wird von der Rayleigh-Streuung gesprochen [72]. Das quasifreie Teilchenmodell muss um eine Rückstellkraft und eine Dämpfungskonstante erweitert werden. Dadurch wird der Wirkungsquerschnitt der Thomson-Streuung durch einen frequenzabhängigen Term modifiziert (Gleichung 2.9).

$$\frac{d\sigma_R^e}{d\Omega} = |f(\omega)|^2 \cdot \frac{d\sigma_{Th}^e}{d\omega} \quad (2.9)$$

Entsprechend ergibt sich der totale Wirkungsquerschnitt zu:

$$\sigma_R^e = |f(\omega)|^2 \cdot \sigma_{Th}^e. \quad (2.10)$$

Der zusätzliche Multiplikator $|f(\omega)|$ berücksichtigt, dass die Rayleigh-Streuung im Gegensatz zur Thomson-Streuung auch von der Frequenz der einfallenden Strahlung abhängt. Die Herleitungen können im Buch *Theoretische Elektrodynamik* von Thorsten Fließbach nachgelesen werden [73]. Der frequenzabhängige Term hat die Form:

$$|f(\omega)|^2 = \frac{\omega^4}{(\omega^2 - \omega_0^2)^2 + \gamma^2 \omega^2} \quad (2.11)$$

In der Gleichung steht ω_0 für die Eigenfrequenz des Elektrons, γ für die Dämpfungskonstante und ω für die Frequenz des Photons. Für verschiedene Materialien sind die Konstanten in den Datenbanken des National Institute of Standards and Technology (NIST) zu finden [74, 75]. Für den frequenzabhängigen Multiplikator $f(\omega)$ können zwei Grenzfälle betrachtet werden:

- $\omega \ll \omega_0$:

In diesem Fall ist ω im Nenner von $f(\omega)$ vernachlässigbar klein gegenüber ω_0 und der totale Wirkungsquerschnitt vereinfacht sich zu: $\sigma_R^e = \omega^4/\omega_0^4 \cdot \sigma_{Th}^e$. Damit ist σ_R^e

proportional zu ω^4 bzw. $1/\lambda^4$. Für das diagnostisch relevante Energiespektrum ist diese Annäherung anwendbar.

- $\omega \gg \omega_0 \gg 0$:

ω_0 ist klein gegenüber ω und $f(\omega)$ vereinfacht sich zu 1 und der Streuungsquerschnitt ist identisch mit dem bekannten Thomson-Streuungsquerschnitt. Physikalisch interpretiert bedeutet dies, dass bei hohen Eigenfrequenzen bzw. Energien des einfallenden Photons die Eigenbewegung bzw. Bindungsenergie des Elektrons im Vergleich zur Photonenenergie vernachlässigbar ist und das Elektron wie ein quasifreies Teilchen behandelt werden kann.

2.2.4 Compton-Streuung

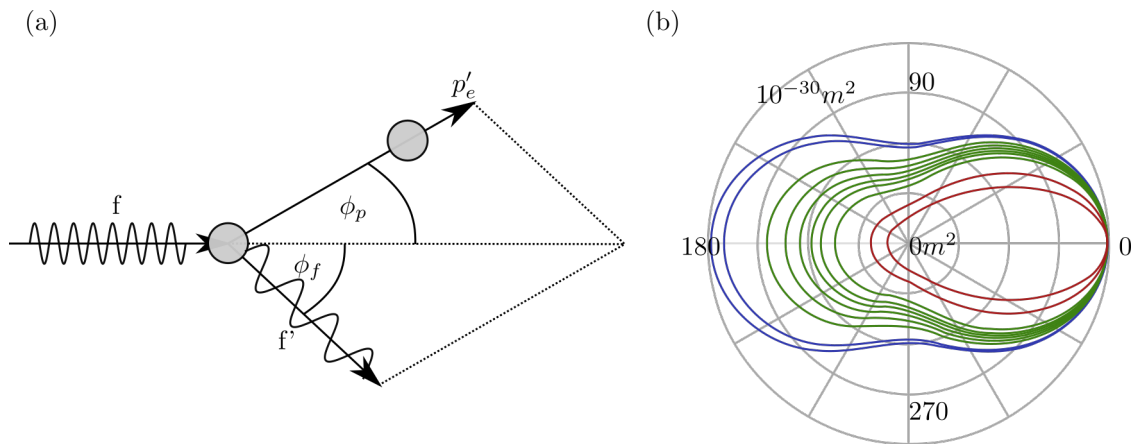


Abbildung 2.2: Compton-Streuung. a) zeigt das Vektordiagramm für einen Compton-Streuprozess. b) zeigt die Klein-Nishina-Gleichung geplotet für verschiedene Elektronenenergien. Die Strahlung fällt von links ein, in blau gezeichnet sind Energien von 1 keV bis 10 keV, in grün Energien im diagnostischen Fenster von 50 keV bis 140 keV, in rot Energien von 0,5 MeV bis 1 MeV.

Die Compton-Streuung beschreibt wie der Thomson-Streuprozess den Stoß eines Photons mit einem quasifreien Elektron [76]. Allerdings ist der Stoß inelastisch und ein Teil der Energie bzw. des Impulses wird von dem Photon auf das Elektron übertragen. Abbildung 2.2 a) zeigt schematisch einen Compton-Streuprozess. Der Energieübertrag $E_{kin,e}$ lässt sich aus

der Veränderung der Wellenlänge des einfallenden und gestreuten Photons bestimmen. Das hochgestellte ' indiziert die Werte der Teilchen nach dem Stoß.

$$E_{kin,e} = hf - hf' \quad (2.12)$$

Neben dem Übertrag der kinetischen Energie $E_{kin,e}$ auf das Elektron, muss die Impulserhaltung betrachtet werden. Für diese ergibt sich:

$$\begin{aligned} \frac{hf}{c} &= \frac{hf'}{c} \cos(\phi_f) + p'_e \cos(\phi_e) \\ 0 &= \frac{hf'}{c} \sin(\phi_f) - p'_e \sin(\phi_e). \end{aligned} \quad (2.13)$$

Durch Quadrieren und Einsetzen kann für die Frequenzänderung des Photons folgende Gleichung gefunden werden:

$$\begin{aligned} \frac{c}{f'} - \frac{c}{f} &= \lambda' - \lambda = \frac{h}{m_0c} (1 - \cos \phi) \\ \Delta\lambda &= \frac{h}{m_0c} (1 - \cos \phi) \end{aligned} \quad (2.14)$$

Der differentielle Wirkungsquerschnitt $\frac{d\sigma_c^e}{d\omega}$ der Compton-Streuung wird auch als Klein-Nishina-Gleichung bezeichnet [69]. Aufgrund des Energieübertrags ist der Wirkungsquerschnitt abhängig von der Photonenenergie und dem Streuwinkel.

$$\frac{d\sigma_c^e}{d\omega} = r_e^2/2 \left(\frac{hf'}{hf} \right)^2 \left(\frac{hf'}{hf} + \frac{hf}{hf'} - \sin^2 \phi \right) \quad (2.15)$$

Der differentielle Wirkungsquerschnitt ist für verschiedene Photonenenergien in Abbildung 2.2 (b) aufgetragen. Die Strahlung fällt von links ein. Die blauen Linien zeigen den Querschnitt von energiearmer Röntgenstrahlung, die grünen die Röntgenstrahlen im sogenannten diagnostischen Fenster von 50 keV bis 140 keV. Die roten Linien zeigen den Wirkungsquerschnitt für Energien im Bereich 0,5 bis 1 MeV. Diese und noch höhere Energien werden u.a. in der Strahlentherapie zur Behandlung von Tumoren verwendet.

Für alle Energien stellen vorwärts- oder rückwärtsgerichtete Streuungen die häufigsten Streurichtungen dar. Je größer die Photonenenergie wird, desto unwahrscheinlicher ist eine Rückwärtsstreuung. Bereits im diagnostischen Fenster, beginnend mit 50 keV, weist die vorwärtsgerichtete Streuung einen signifikant höheren differentiellen Wirkungsquerschnitt als die rückwärts gerichtete auf. Eine Integration über den gesamten Raumwinkel von Gleichung 2.15 ergibt den totalen Wirkungsquerschnitt [77].

$$\sigma_c^e = f_{kn}(\epsilon)\sigma_{th}^e \quad (2.16)$$

Ein Vergleich mit dem Thomson-Wirkungsquerschnitt zeigt, dass die Compton-Streuung als eine Erweiterung der Thomson-Streuung interpretiert werden kann. Der Zusatzterm $f_{kn}(\epsilon)$ zur Thomson-Streuung berücksichtigt, dass die Compton-Streuung energieabhängig ist.

$$f_{kn}(\epsilon) = \frac{1 + \epsilon}{(1 + 2\epsilon)^2} + \frac{2}{\epsilon^2} + \frac{\ln(1 + 2\epsilon)}{2\epsilon} - \frac{(1 + \epsilon) \ln(1 + 2\epsilon)}{\epsilon^3} \quad (2.17)$$

ϵ ist hierbei eine Abkürzung für $\epsilon = \frac{hf}{m_e c^2}$. Im Fall von kleinen Photonenenergien, also $E_{ph} \ll E_e$, konvergiert ϵ gegen 0 und der Term 2.17 gegen 1 (Lösung erhält man durch eine Taylorentwicklung von \ln um $\epsilon = 0$). Bei niedrigen Photonenenergien wird also keine Energie übertragen und der Stoßprozess vereinfacht sich zu einer elastischen Thomson-Streuung [72].

Der bisher diskutierte differentielle Wirkungsquerschnitt $\frac{d\sigma_c^e}{d\omega}$ (Gleichung 2.15) ist nur gültig für die Interaktion von Strahlung mit einem freien Elektron. Um die Interaktion von Atomen mit gebundenen Elektronen zu beschreiben, wird der Querschnitt mit einem Gewichtungsterm S , der inkohärenten Streufunktion, multipliziert. Diese berücksichtigt Abschirmungs- und Bindungseffekte der Elektronen [78]. Die Werte der Streufunktion S können in den Datenbanken der NIST für verschiedene Materialien nachgeschlagen werden [74, 75].

2.2.5 Photoelektrischer Effekt

Neben Streuprozessen können Röntgenphotonen über den photoelektrischen Effekt von Atomen absorbiert werden. Die Energie des Röntgenquants ionisiert das Atom und löst ein

Hüllenelektron aus, wie Abbildung 2.3 zeigt.

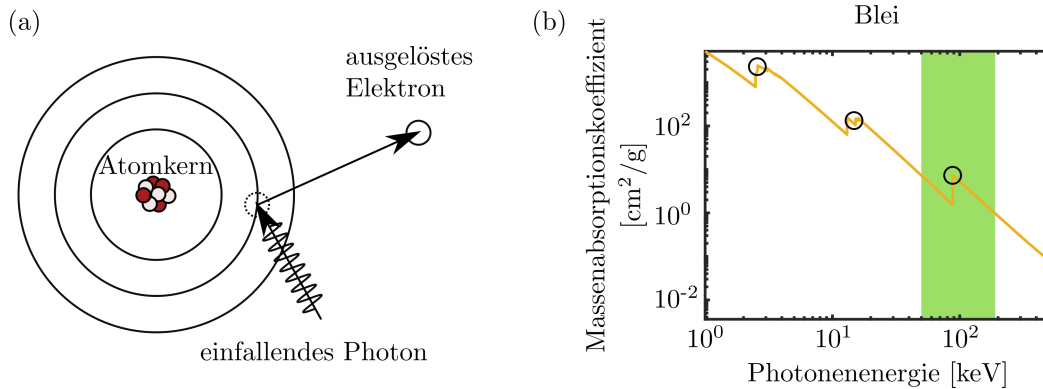


Abbildung 2.3: Photoelektrischer Effekt. a) zeigt schematisch eine photoelektrische Absorption. Das einfallende Photon löst ein Elektron aus der Atomhülle. b) zeigt das Absorptionsspektrum von Blei. Die schwarzen Kreise markieren die Absorptionskanten [79].

Die minimale Photonenergie für einen solchen Prozess muss folglich mindestens die Bindungsenergie des Elektrons übersteigen. Die restliche potentielle Photonenergie wird in kinetische Energie des Elektrons umgewandelt. Der Wirkungsquerschnitt lässt sich empirisch bestimmen.

$$\begin{aligned} \sigma_{pe} &= \kappa \frac{\rho}{A} \frac{Z^4}{(hf)^3} \\ \Rightarrow \sigma_{pe} &\propto \frac{Z^4}{(hf)^3} \end{aligned} \quad (2.18)$$

Für die Verwendung des empirischen Querschnitts werden eine schalenabhängige Konstante κ , die Dichte ρ , das atomare Gewicht A sowie die Ordnungszahl Z des Absorbermaterials benötigt. Auffällig ist die Proportionalität des Wirkungsquerschnitts $\propto \frac{Z^4}{(hf)^3}$ [69]. Der photoelektrische Effekt ist daher stark abhängig von der Ordnungszahl und Energie des einfallenden Photons. Das Absorptionsspektrum des photoelektrischen Wirkungsquerschnittes weist bei bestimmten Energien sogenannte Absorptionskanten auf (Abbildung 2.3 b)). Diese Absorptionskanten entstehen dadurch, dass bei bestimmten Photonenergien die Bindungsenergie von energiereicheren Schalelektronen überschritten wird und somit mehr Elektronen angeregt werden.

2.2.6 Makroskopische Diskussion ionisierender Strahlung

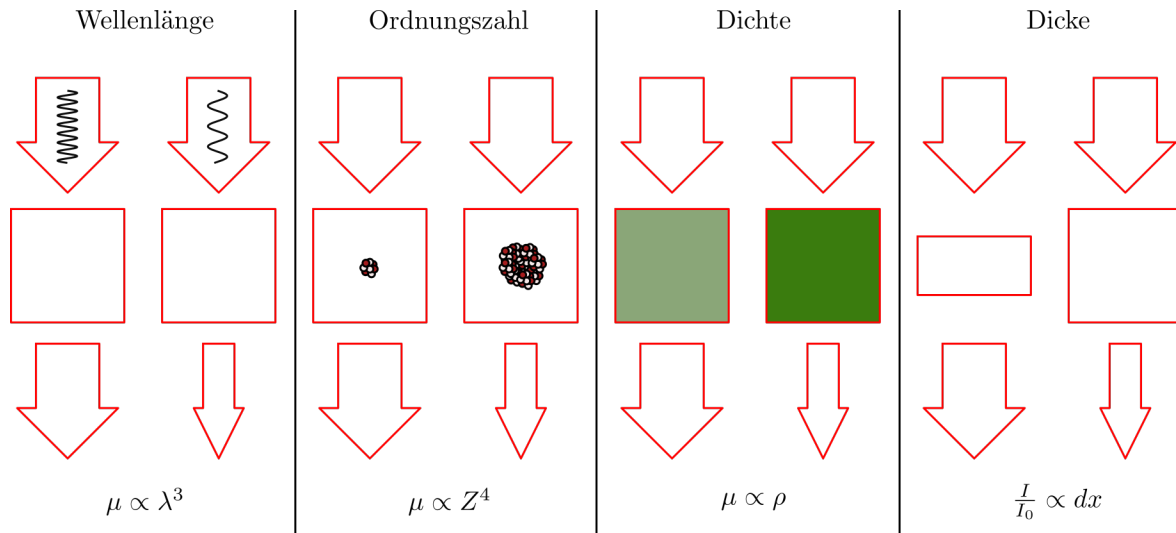


Abbildung 2.4: Strahlungsabhängigkeiten nach Laubenberg et al. [80].

In der physikalischen Medizin ist neben der mikroskopischen Betrachtung der einzelnen Wechselwirkungen insbesondere die makroskopische Beschreibung und das Zusammenspiel der Wechselwirkungen wichtig. Wird eine dünne Folie der Dicke dx mit Röntgenstrahlung der Ausgangsintensität I_0 bestrahlt, so kann empirisch nachgemessen werden, dass die Intensität exponentiell abnimmt. Alle vorher diskutierten mikroskopischen Wechselwirkungen werden in dem linearen Schwächungskoeffizient μ zusammengefasst. Die Abnahme der Ausgangsintensität folgt dem Lambert-Beer'schen Gesetz [72]:

$$I(x) = I_0 \cdot e^{-\mu dx} \quad (2.19)$$

Der Schwächungskoeffizient setzt sich in der Röntgenbildgebung hauptsächlich aus Rayleigh- und Compton-Streuung und photoelektrischem Effekt zusammen. Daraus haben sich die in Abbildung 2.4 dargestellten medizinischen Richtlinien abgeleitet [80]. Die Abschwächung von Röntgenstrahlung durch ein Material wird darin auf vier wesentliche Faktoren reduziert: Wellenlänge λ , Ordnungszahl des Absorbers Z , die Dichte ρ und Dicke dx des Absorbers. Die starke Abhängigkeit der Absorption von λ und der Kernladungszahl Z kann vorrangig mit dem

photoelektrischen Effekt und der damit verbundenen $\propto \frac{Z^4}{\lambda^3}$ -Abhängigkeit des Wirkungsquerschnittes erklärt werden. Der Wirkungsquerschnitt berücksichtigt nur die Wechselwirkungen zwischen einzelnen Teilchen. Eine Erhöhung der Dichte erhöht die Anzahl der Teilchen und damit die Anzahl der Wechselwirkungen. Die letzte dargestellte Faktor ist identisch mit dem Lambert-Beer'schen Gesetz.

Das NIST stellt Datenbanken mit der Charakterisierung der linearen Absorptionskoeffizienten für verschiedene Materialien bereit [79]. Anstelle des linearen Abschwächungskoeffizienten wird der Massenschwächungskoeffizient angegeben, der als μ/ρ definiert ist. Abbildung 2.5 zeigt beispielhaft das Abschwächungsspektrum für Wasser und Blei. Diese beiden Materialien sollen hier detailliert diskutiert werden, da der menschliche Körper zu etwa 65 % aus Wasser besteht und Blei das am häufigsten verwendete Abschirmmaterial für Röntgenstrahlung ist [68].

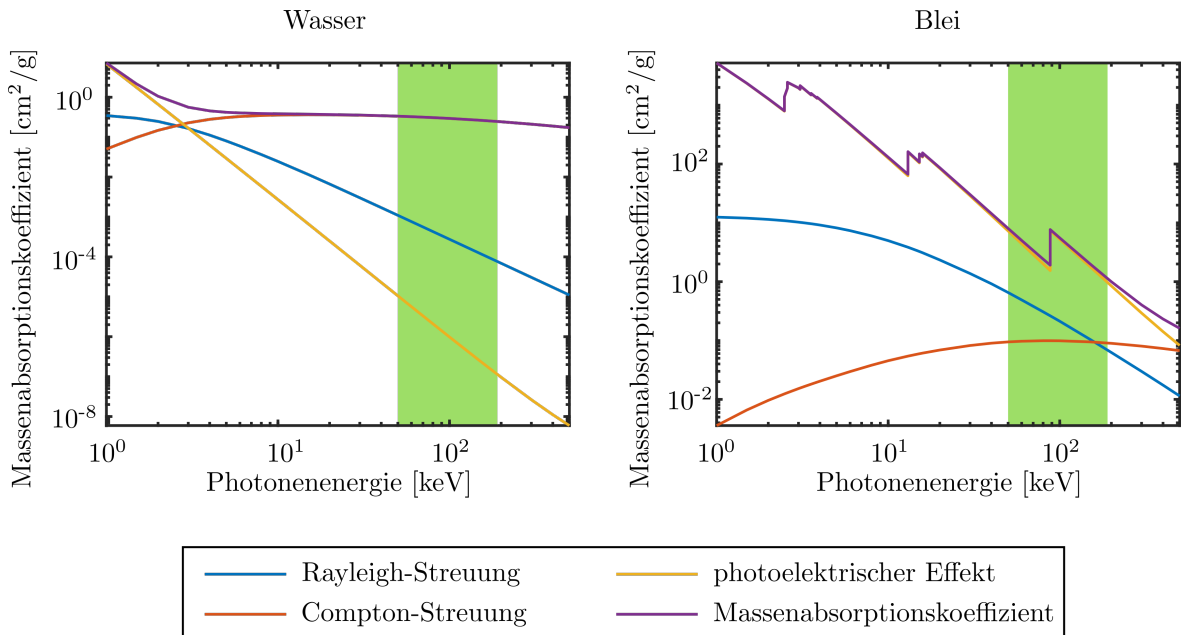


Abbildung 2.5: Massenabsorptionskoeffizientenspektrum von Blei und Wasser. Grün markiert ist das diagnostische Fenster [79].

Im diagnostischen Fenster (grün markiert) wird die Absorption bei beiden Materialien jeweils durch eine einzelne Wechselwirkung dominiert. Aufgrund der Z^4 -Abhängigkeit des photoelektrischen Effekts und der hohen Kernladungszahl $Z = 84$ von Blei sind andere Wechselwirkungen

vernachlässigbar. Zusätzlich ist die Absorption bei Blei noch einmal durch eine Absorptionskante im diagnostischen Fenster erhöht. Im Vergleich dazu ist der Massenabsorptionskoeffizient des photoelektrischen Effekts bei Wasser aufgrund der kleineren Kernladungszahl um mehr als sechs Größenordnungen geringer. Dadurch stehen andere Effekte wie die Compton-Streuung im Vordergrund. Bei beiden Materialien ist der Einfluss der Rayleigh-Streuung gering. Dies deckt sich mit der Literatur. Der Anteil der Rayleigh-Streuung befindet sich für alle gewebeähnlichen Materialien im diagnostischen Fenster im niedrigen einstelligen Prozentbereich [81].

2.3 Computertomografie-Geräte

2.3.1 Generierung von Röntgenstrahlung

Ein Röntgengerät besteht aus einer Röntgenröhre zur Generierung von Röntgenstrahlung und einem Detektor zur Messung der Abschwächung der Strahlung. Das emittierte Spektrum setzt sich aus zwei Bestandteilen zusammen, der Bremsstrahlung und der charakteristischen Strahlung.

Bremsstrahlung Das kontinuierliche Röntgenspektrum entsteht durch Stoßprozesse der beschleunigten Elektronen mit dem Anodenmaterial. Dabei werden die Elektronen in unterschiedliche Richtungen beschleunigt und emittieren Strahlung. Die maximal abgestrahlte Energie ist auf die maximale kinetische Elektronenenergie begrenzt. Die Intensitätsverteilung ist proportional zur Kernladung Z und der Frequenz f [76]:

$$I(f) \propto Z(f_{max} - f) \quad \text{mit } f_{max} = \frac{eU_A}{h} \quad (2.20)$$

Charakteristische Strahlung Im Gegensatz zur Bremsstrahlung weist das Spektrum der charakteristischen Strahlung nur wenige diskrete Emissionslinien auf. Das Spektrum entsteht, indem die beschleunigten Elektronen durch Stoßprozesse Hüllenelektronen aus dem Anodenmaterial herauslösen. Elektronen aus den äußeren Schalen besetzen den Platz der

herausgelösten Elektronen nach. Dabei wird exakt die Energiedifferenz zwischen den beiden Schalen als Teil der charakteristischen Strahlung emittiert. Das Spektrum kann mit dem allgemeinen Moseley'schen Gesetz beschrieben werden [76]:

$$f = f_R Z_{eff}^2 \left(\frac{1}{n_1^2} - \frac{1}{n_2^2} \right) \quad (2.21)$$

Zur Berechnung von $f_R = cR \frac{1}{1 + \frac{m_e}{M}}$, der angepassten Rydberg-Frequenz, werden die Elektronenmasse m_e , die Kernmasse M sowie die Rydberg-Konstante R benötigt. Die effektive Kernladungszahl Z_{eff} ist eine um empirisch bestimmte Abschirmkonstanten S korrigierte Kernladungszahl. Für die Elektronen der innersten Schale (K-Schale) ergibt sich beispielsweise das K-Serie genannte Linienspektrum mit $S = 1$ und die folgende (elementspezifische) Proportionalität:

$$f \propto (Z - 1)^2 \left(\frac{1}{n_1^2} - \frac{1}{n_2^2} \right) \quad (2.22)$$

Röntgenröhre Abbildung 2.6 zeigt den schematischen Aufbau einer Röntgenröhre. In einer evakuierten Röhre werden Elektronen zwischen einer Kathode und einer Anode beschleunigt. Beim Auftreffen auf der Anode werden die Elektronen abgebremst und somit die Röntgenstrahlung emittiert. Die freien Elektronen werden durch Heizen des Kathodenmaterials bereitgestellt. Eine Hochspannung beschleunigt die Elektronen zur Anode. Die Anode ist bei vielen technischen Realisierungen drehbar gelagert, damit der Elektronenstrahl die Anode nicht punktuell aufheizt und schmelzen lässt. Zudem ist die gesamte Apparatur in einem Ölbad untergebracht, um die Röhre zu kühlen [82].

Wirkungsgrad Der Wirkungsgrad von Röntgenröhren kann über die empirisch bestimmte Gleichung 2.23 abgeschätzt werden.

$$\eta = \frac{P_{rad}}{I_A U_A} = k U_A Z \quad (2.23)$$

Der Wirkungsgrad ist abhängig von der Anodenhochspannung U_A und der Kernladungszahl Z . $k = 10^{-9} V^{-1}$ ist eine experimentell gefundene Konstante. Für medizinische CT-Geräte

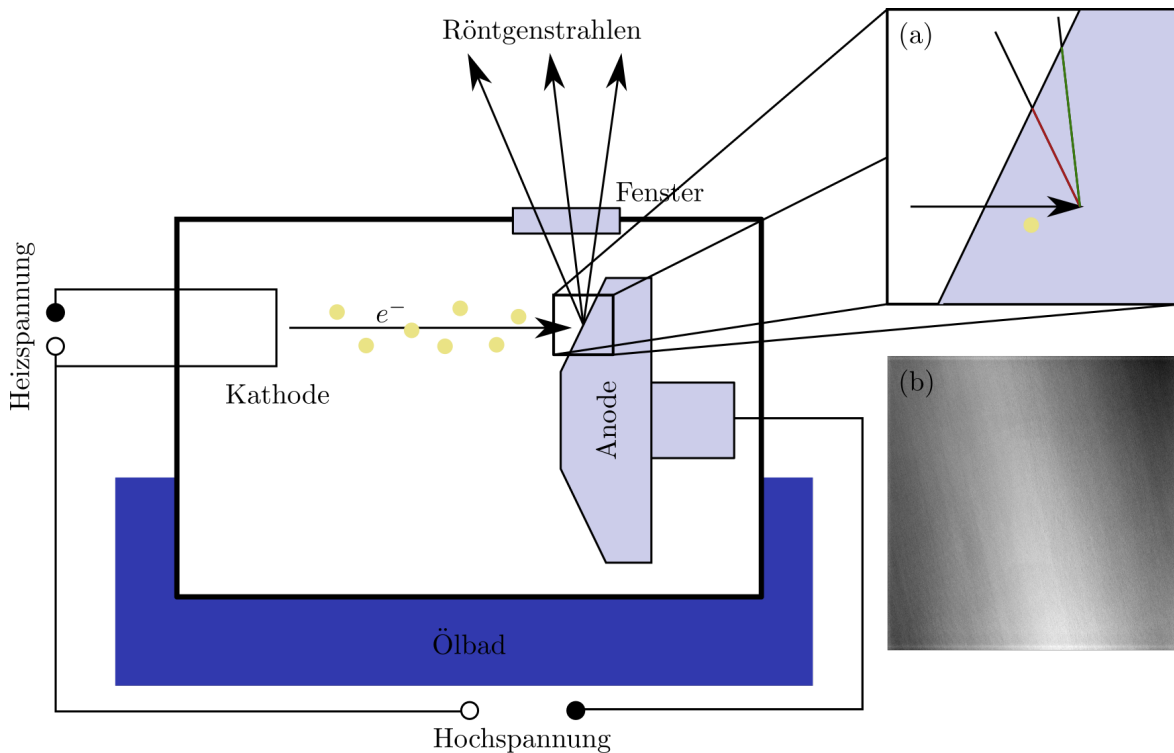


Abbildung 2.6: Röntgenröhre. Eine schematische Röntgenröhre besteht aus einer drehbar gelagerten Anode. Auf diese werden über eine Hochspannung Elektronen beschleunigt. Durch Wechselwirkungen mit den Anodenatomen wird Röntgenstrahlung über ein Fenster emittiert. Zur Kühlung befindet sich der Aufbau oft in einem Ölbad. (a) zeigt die Ursache des Heel-Effekts und (b) das resultierende Gradientenbild auf dem Detektor.

wird aufgrund der hohen Wärmebeständigkeit und gleichzeitig hohen Kernladungszahl von $Z = 74$ üblicherweise Wolfram verwendet. Damit ergibt sich für den Wirkungsgrad lediglich $\eta = 0,7 \%$. Die restliche aufgebrauchte Energie wird in Wärmeenergie umgewandelt [82].

Strahlfilterung Um diagnostisch nutzbare Bilder zu erhalten, ist es wichtig einen Kompromiss aus Absorption und Durchgang der Röntgenstrahlung durch den Patienten zu finden. Die ausgestrahlte Energiedosis D einer Röhre kann mithilfe des Wirkungsgrades η und der Beleuchtungsdauer T abgeschätzt werden [82].

$$D = P \cdot T = k I_A U_A^2 T \quad (2.24)$$

Niedrigenergetische bzw. weiche Röntgenstrahlung weist für gewebeähnliche Objekte einen großen Wirkungsquerschnitt auf. Das bedeutet, dass sie größtenteils vom Patienten absorbiert

wird und daher die Strahlenexposition des Patienten erhöht ohne zu einem diagnostischen Mehrwert beizutragen. Um die schädlichen niedrigerenergetischen Anteile der Röntgenstrahlung zu minimieren, werden Aluminium-Filter verwendet [68]. Deren Massenabsorptionskoeffizientenspektrum ist in Abbildung 2.7 dargestellt. Aluminium weist bei einer Photonenenergie von etwa 1 keV eine Absorptionskante auf, wodurch die weiche Röntgenstrahlung im Vergleich zu Röntgenstrahlung im diagnostischen Fenster stark absorbiert wird. Das Filtern des Primär-röntgenstrahles zur Entfernung von weicher Röntgenstrahlung wird auch als Strahlauhfärtung bezeichnet [68].

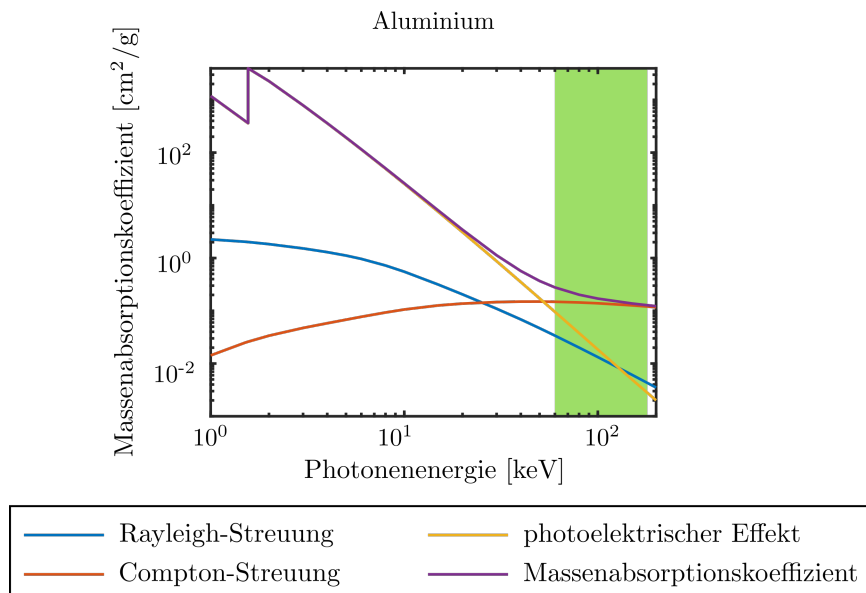


Abbildung 2.7: Massenabsorptionskoeffizientenspektrum von Aluminiumcite [79].

Heel-Effekt Die aus einer Röntgenröhre emittierte Röntgenstrahlung ist nicht über den gesamten Strahlkegel gleichverteilt. Abhängig von Emittierungsort und -richtung in der Anode hat die Röntgenstrahlung unterschiedliche Wechselwirkungslängen im Anodenmaterial bevor sie in den Raum emittiert wird (Abbildung 2.6 (a)). Strahlung, die einen längeren Weg (rot) durch das Material zurücklegt, wird vermehrt absorbiert oder gestreut. Dadurch entsteht ein Gradientenverlauf in der gemessenen Intensität auf dem Detektor, der als Heel-Effekt bekannt ist (Abbildung 2.6 (b)) [83].

2.3.2 Detektoren

In modernen CT-Geräten werden oft Silizium-basierte Detektoren verbaut. Der schematische Aufbau ist in Abbildung 2.8 dargestellt. Auf einer Trägerplatte wird eine Matrix von Photodioden angebracht, die im Raster ausgelesen werden können. Über den Dioden ist eine Schicht von CsI als Szintillator aufgebracht. Diese verstärkt die einfallende Röntgenstrahlung, welche dann von den Photodioden gemessen werden kann. Entscheidend für die Leistung von Detektoren sind die Größe der Photodioden und der aktiven Fläche, welche auch Füllfaktor genannt wird [68].

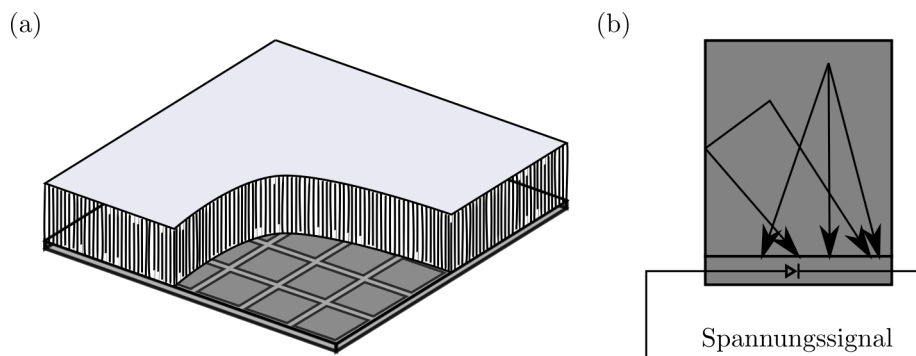


Abbildung 2.8: Schematischer Aufbau eines Flachdetektors. In (a) ist die Auslesefläche mit den einzelnen Detektorzellen zu erkennen, in (b) eine Detektorzelle im Detail. Die einfallenden Photonen lösen weitere Photonen (Pfeile) im Szintillator aus, welche an den Kristallwänden reflektiert werden bis sie an der Detektorzelle zu einem Spannungssignal umgewandelt werden.

2.3.3 CT-Strahlgeometrien

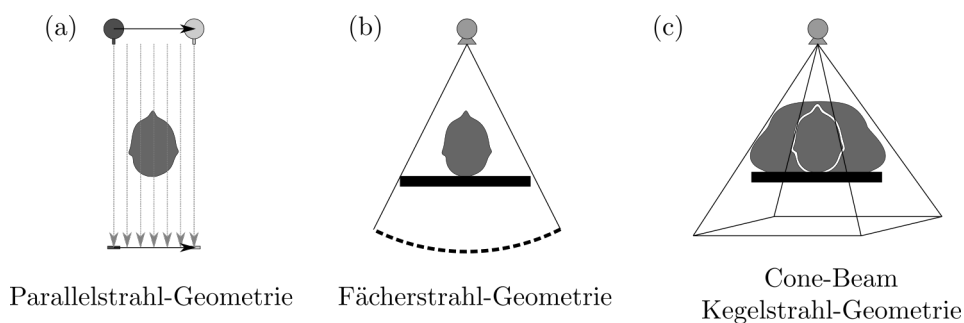


Abbildung 2.9: CT-Strahlgeometrien. Bei CT-Geräten wird in der Regel zwischen drei verschiedenen Strahlgeometrien unterschieden.

Röntengeräte haben sich seit der Entdeckung der Röntgenstrahlung rasant in der Medizin etabliert. Inzwischen wird hauptsächlich zwischen den drei in Abbildung 2.9 aufgeführten Strahlgeometrien unterschieden. G. Hounsfield benutzte für sein erstes CT-Gerät eine Parallelstrahl-Geometrie [67]. Die Röntgenstrahlen wurden mithilfe von Kollimatoren auf einen dünnen Strahl begrenzt. Eine Projektion wurde aufgenommen, indem die Quelle bei einer gleichbleibenden Winkeleinstellung tangential verschoben und somit das Objekt mit dem dünnen Strahl abgerastert wurde. Die nächste Entwicklungsstufe verwendete eine Schlitzkollimierung. Dadurch entstand ein Fächerstrahl [68]. So konnte der Translationsschritt der Parallelstrahl-Geometrie umgangen und die Messzeit reduziert werden. Die letzte verwendete Strahlgeometrie ist der Kegelstrahl bzw. Cone-Beam. Diese Geometrie nimmt im Gegensatz zu den anderen beiden Geometrien zweidimensionale Projektionen auf, welche für eine 3D-Bildrekonstruktion verwendet werden können [84].

Durch die sukzessive Abnahme der Kollimierungen des Röntgenstrahls und Vergrößerung des Detektors werden immer größere Volumina auf einmal gescannt. Dies führt auf der einen Seite zu kürzeren Akquisitionszeiten der CT-Geräte, auf der anderen Seite wird jedoch die Streustrahlung und damit Fehlsignale auf dem Detektor verstärkt. Den besten Kompromiss aus Bildqualität und Akquisitionszeit bieten daher heutzutage Fächerstrahl-Geräte [85]. Um 3D-Bilddaten zu erhalten, muss der Patient während der Messung senkrecht zur Strahlgeometrie bewegt werden. Der Datensatz besteht dann aus einer Stapelung von 2D-Schnittbildern.

Cone-Beam-Geometrien werden in der Medizin fast ausschließlich im interventionellen Bereich verwendet. Bei Operationen ist die Flexibilität eines bildgebenden Systems wichtiger als die Bildqualität. CBCT erlauben klassische Röntgenaufnahmen während Eingriffen und zeitaufgelöste Röntgenaufnahmen, sog. Fluoroskopien. Hierbei wird ein Gebiet wiederholt mit einer festen Bildfrequenz durchleuchtet. Damit kann beispielsweise bei Kathetereingriffen der Drahtvorschub kontrolliert werden. Zusätzlich erlauben CBCT, wenn erforderlich, dreidimensionale Bildrekonstruktionen. So kann zum Beispiel der Erfolg von Operationen, wie der Sitz von Prothesen, evaluiert werden.

2.3.4 Hounsfield Unit-Skala

In der medizinischen Bildgebung werden die Absorptionswerte μ in der sogenannten Hounsfield Unit (HU)-Skala normalisiert. Die HU-Skala verwendet als feste Bezugspunkte die Absorptionswerte von Wasser und Luft bei einer gegebenen Photonenenergie [86].

$$[HU] := \frac{\mu_{pixel}^E - \mu_{wasser}^E}{\mu_{wasser}^E - \mu_{luft}^E} \cdot 1000 \quad (2.25)$$

Die spezifischen Absorptionswerte können in Datenbanken wie der NIST nachgeschlagen werden. Knochen weisen HU-Werte von bis zu 3000 HU, Fett Werte zwischen -200 HU und -40 HU auf. Abbildung 2.10 zeigt die HU-Werte von typischen menschlichen Gewebeklassen.

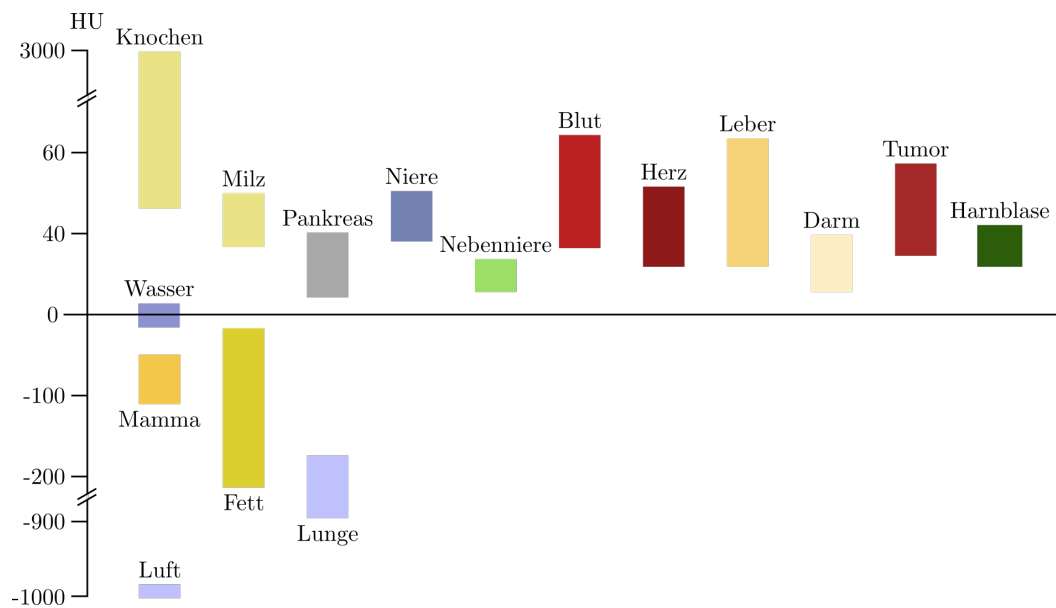


Abbildung 2.10: Beispielhafte HU-Werte für verschiedene Gewebeatypen nach Dossel et al. [87].

2.4 Computertomografie-Bildrekonstruktion

Ein CT-Gerät nimmt von einem Objekt Röntgenaufnahmen aus verschiedenen Winkeln, sogenannte Projektionen, auf. Durch die Auswertung der Projektionen kann das CT-Bild rekonstruiert werden. In diesem Abschnitt wird zunächst das CT-Bildrekonstruktionsproblem erklärt und wie es analytisch für verschiedene Strahlgeometrien zu lösen ist. Als Alternative zu den analytischen Bildrekonstruktionen werden die iterativen Bildrekonstruktionstechniken oder IRT vorgestellt. Der Abschnitt wird abgeschlossen mit einem kurzem Überblick über die unterschiedlichen Klassen der Unterabtastung.

2.4.1 Das Computertomografie-Bildrekonstruktions-Problem

Bei einer CT-Bildrekonstruktion wird versucht aus einer Vielzahl von Projektionen auf die ursprüngliche Verteilung der linearen Abschwächungskoeffizienten $\mu(r)$ an der Stelle r zu schließen. Für die Lösung des CT-Problems wird die makroskopische Beschreibung der Absorption der Röntgenstrahlung nach Lambert-Beer genutzt.

$$I(s) = I_0 \int_0^{\epsilon_{max}} \sigma(\epsilon) \exp \left(\int_{s \in \Omega} -\mu(r, \epsilon) dr \right) d\epsilon \quad (2.26)$$

Ω beschreibt die Menge aller gemessenen Strahlen s . I_0 ist die von der Röntgenquelle ausgehende Ausgangsintensität und $I(s)$ die am Detektor gemessene Intensität eines Strahles s . Es gilt Gleichung 2.26. Sie berücksichtigt, dass der Absorptionskoeffizient μ sowohl von seinem Ort r als auch dem Energiespektrum ϵ abhängt. Deswegen muss sowohl über das Energiespektrum als auch über den Strahlenweg integriert werden [30]. In der Notation ist $\sigma(\epsilon)$ ein energieabhängiger Gewichtungsterm. In der Regel wird allerdings in der CT-Bildrekonstruktion nicht das gesamte Energiespektrum berücksichtigt, sondern nur eine repräsentative Energie. Das Problem reduziert sich damit auf ein pseudomonochromatisches/monoenergetisches Problem

und das Energieintegral entfällt.

$$I(s) = I_0 \exp \left(\int_{s \in \Omega} -\mu(r) dr \right) \quad (2.27)$$

Die Intensitäten $I(s)$ und I_0 sind geräte-, hersteller- und messprotokollabhängige Messgrößen. Ein Auflösen der Gleichung 2.27 nach dem Integral löst dieses Problem, indem jede Strahlprojektion ausschließlich über die physikalische Größe μ ausgedrückt wird. Dieser Schritt (Gleichung 2.28) wird als I_0 -Log-Normalisierung bezeichnet [83].

$$f(s) = -\log \left(\frac{I}{I_0} \right) = \int_{s \in \Omega} \mu(r) dr \quad (2.28)$$

Ziel einer CT-Bildrekonstruktion ist nun das inverse Problem, gestellt durch Gleichung 2.28, zu lösen. Über den Satz von Strahlprojektionen $f(s)$ soll die Verteilung von $\mu(r)$ bestimmt werden.

2.4.2 Analytische Lösung

Die Ausgangsbasis für die analytische Bildrekonstruktion der drei Strahlgeometrien ist die Parallelstrahl-Geometrie. Voraussetzung eines analytischen Lösungsansatz ist, dass die Projektionen eines Objekts, unabhängig von der Strahlgeometrie, entlang einer einfachen kreisförmigen Scan-Trajektorie aufgenommen wurden. Das bedeutet, dass Röntgenquelle und Detektor während der Messung kreisförmig um das Scan-Objekt bewegt wurden.

Parallelstrahl-Rekonstruktion

Bei einer Parallelstrahl-Geometrie sind alle Strahlen innerhalb einer Projektion zueinander parallel. In diesem Fall können die Strahlen über den Projektionswinkel θ und ein projektionsinternes Koordinatensystem (t, s) parametrisiert werden (Abbildung 2.11). Eine beliebige

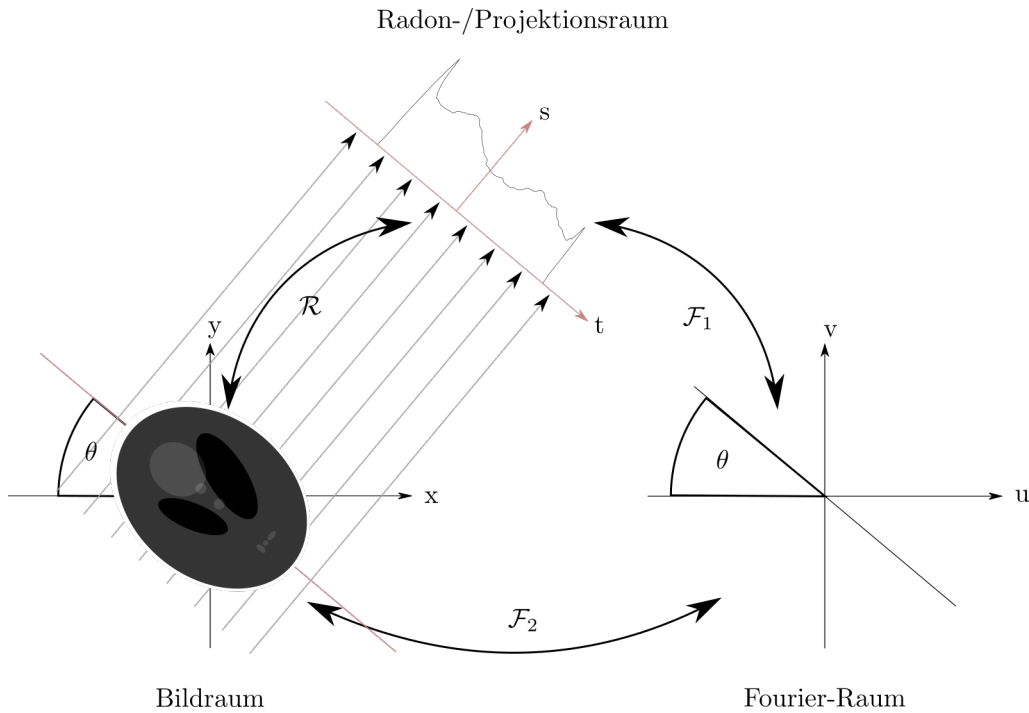


Abbildung 2.11: Analytische Bildrekonstruktion mit einer Parallelstrahl-Geometrie. Der Bildraum ist mit dem Radon-/Projektionsraum über die Radon-Transformation \mathcal{R} und über eine zweidimensionale Fourier-Transformation \mathcal{F}_2 mit dem Fourier-Raum des Objekts verknüpft. Der Fourier-Raum und der Radon-Raum können aufgrund des Fourier-Slice-Theorems über eine eindimensionale Fourier-Transformation \mathcal{F}_1 ineinander überführt werden.

Projektion P_θ mit dem Winkel θ zu einem Bezugssystem wird über Gleichung 2.29 ausgedrückt [83, 88].

$$P_\theta(t) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \mu(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - t) dx dy \quad (2.29)$$

Die Koordinatenachse entlang der Detektorebene wird mit t bezeichnet, die Koordinatenachse in Richtung der Strahlen mit s . Die einzelnen Strahlen einer Projektion P_θ werden über den Parameter $t = x \cos(\theta) + y \sin(\theta)$ identifiziert. Gleichung 2.29 ist eine spezielle Form einer sog. Radon-Transformation \mathcal{R} . Sie beschreibt die mathematische Abbildung vom Objekt- in den Radon-/Projektionsraum und wird auch als Röntgen-Transformation bezeichnet (Abbildung 2.11). Das Fourier-Projektionstheorem (englisch: Fourier-Slice-Theorem) verknüpft den Fourier-Raum des Objekts mit dem Radon-Raum des Objekts. Das Theorem besagt, dass jede Parallelstrahl-Projektion P_θ genau einer Linie $S_\theta(\omega)$ im Fourier-Raum des Objektraums entspricht. Diese Linie besitzt die gleiche Richtung wie t und verläuft durch den Koordina-

tenursprung des Fourier-Raums (Abbildung 2.11). Die Transformation der Projektionen vom Radon-Raum in den Fourier-Raum erfolgt über eine eindimensionale Fourier-Transformation \mathcal{F}_1 der Projektionen.

$$\begin{aligned} S_\theta(\omega) &= \int_{-\infty}^{\infty} P_\theta(t) e^{-i2\pi\omega t} dt \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \mu(x, y) e^{-i2\pi\omega(x \cos \theta + y \sin \theta)} dx dy \end{aligned} \quad (2.30)$$

Eine zweidimensionale Fourier-Rücktransformation \mathcal{F}_2^{-1} ergibt die gesuchte Bildrekonstruktion [68].

$$\mu(x, y) = \int_0^\pi \underbrace{\left[\int_{-\infty}^{\infty} S_\theta(\omega) |\omega| e^{i2\pi\omega t} d\omega \right]}_{m_\theta(t)} d\theta \quad (2.31)$$

Die Rekonstruktionsformel 2.31 stellt die analytische Lösung einer Parallelstrahl-Geometrie dar und wird Filtered Back Projection (FBP) genannt [68]. Das innere Integral $m_\theta(t)$ kann separat betrachtet und umgeschrieben werden.

$$m_\theta(t) = \int_{-\infty}^{\infty} S_\theta(\omega) |\omega| e^{i2\pi\omega t} d\omega = (P_\theta * h)(t) = \int_{-\infty}^{\infty} P_\theta(\tau) \cdot h(t - \tau) d\tau \quad (2.32)$$

Die Umformulierung von Gleichung 2.32 zeigt, dass jede Projektion P_θ mit einer Funktion h gefaltet wird. Die Fourier-transformierte Projektion $S_\theta(\omega)$ wird im Fourier-Raum mit dem Betrag der Frequenzen ω multipliziert. Das entspricht einem Hochpassfilter, weil niedrige Frequenzen durch die Betragsfunktion weniger stark gewichtet werden als höhere.

Die Integrierung von $m_\theta(t)$ über die Projektionswinkel θ ergibt dann den gesuchten Bildpunkt bzw. Absorptionskoeffizienten am Ort (x, y) . Das bedeutet, dass zur Rekonstruktion eines Punktes $\mu(x, y)$ die gefilterten Signale aller Projektionen P_θ , die den Bildpunkt schneiden, integriert werden. Anstatt jeden Bildpunkt einzeln zu berechnen, wird in der Regel das gesamte Bild auf einmal berechnet, indem die Projektionen unter dem entsprechenden Winkel θ in den Bildraum zurückprojiziert werden (Abbildung 2.12). Dieser Schritt wird auch Rückprojektion

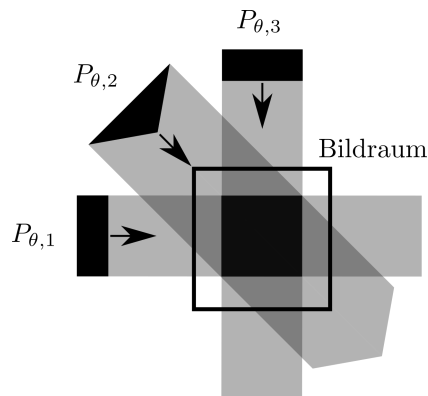


Abbildung 2.12: Rückprojektion. Die einzelnen Projektionen P_θ werden ausgehend von ihrer Aufnahme-position in den Bildraum zurückprojiziert und die Signale addieren sich zu Bildobjekten auf.

genannt. Die Kombination aus einer Hochpassfilterung und der Rückprojektion erklärt den Rekonstruktionsnamen FBP [68].

Fächerstrahl-Rekonstruktion

Die Parallelstrahl-Geometrie (Gleichung 2.31) ist die Basis für alle anderen CT-Geometrien. Der Lösungsansatz für die anderen Strahlgeometrien besteht darin, eine mathematische Abbildung zu dem bekannten und gelösten Problem der Parallelstrahl-Geometrie zu finden. Von besonderer Bedeutung ist der Fächerstrahl, da moderne diagnostische CT-Geräte diese Strahlgeometrie nutzen [86]. Für die Bildrekonstruktion werden zwei Arten von Detektoren unterschieden: gekrümmter Detektor mit gleichwinkligen Detektorzellen oder ebener Detektor mit äquidistanten Detektorzellen.

Gleichwinklige Fächerstrahl-Geometrie Jede Projektion kann analog zur Parallelstrahl-Geometrie mithilfe eines Isostrahles und zwei Winkeln wie in Abbildung 2.13 (a) beschrieben werden [68, 83, 88]. Der Winkel β stellt die Angulation zwischen dem Isostrahl und dem Weltkoordinatensystem und γ den Öffnungswinkel des Fächerstrahles dar. Wie in Abbildung 2.13 zu erkennen ist, kann jeder Strahl einer beliebigen Fächerstrahl-Projektion als ein Strahl einer äquivalenten Parallelstrahl-Geometrie (rotes Koordinatensystem) identifiziert werden. Die Bildrekonstruktionsformel der gleichwinkligen Fächerstrahl-Geometrie wird berechnet, indem

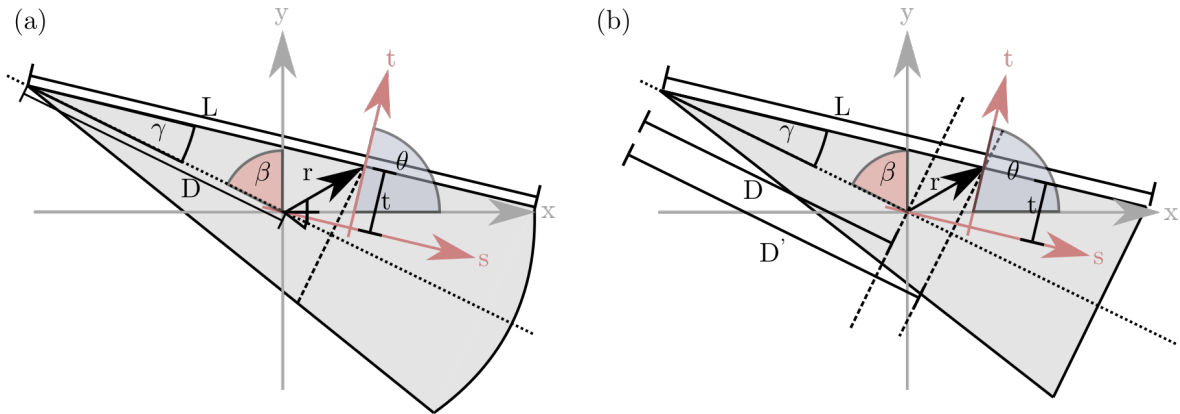


Abbildung 2.13: Analytische Bildrekonstruktion einer Fächerstrahl-Geometrie. (a) zeigt einen gleichwinkligen Fächerstrahl, (b) einen äquidistanten Fächerstrahl.

jeder Strahl in einen Strahl der Parallelstrahl-Geometrie umgewandelt und dann die bekannte Lösung verwendet wird. Eine ausführliche Herleitung kann in den Standardlehrwerken von Buzug [68], Hsieh [83] oder Kak et al. [86] gefunden werden. Die Rekonstruktionsformel kann wie folgt formuliert werden:

$$\mu(x, y) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \frac{D}{L^2} \int_{-\gamma_m}^{\gamma_m} q(\gamma, \beta) \left(\frac{\gamma}{\sin \gamma} \right)^2 h(\gamma - \gamma') \cos(\gamma) d\gamma' \quad (2.33)$$

Die Rekonstruktionsformel 2.33 ist analog zur FBP-Rekonstruktionsformel 2.11 aufgebaut und unterscheidet sich nur durch geometrische Gewichtungsterme. Die folgende Aufzählung fasst die benötigten Arbeitsschritte für eine Bildrekonstruktion zusammen:

1. Gewichtung der Projektionen:

Jede Fächerstrahl-Projektion wird mit dem Kosinus des Öffnungswinkels γ gewichtet.

2. Gewichtung des Filterkerns:

Analog zur Projektionsgewichtung wird der Filter mit einem öffnungswinkelabhängigen Filter der Form $\left(\frac{\gamma}{\sin \gamma} \right)^2$ modifiziert.

3. Gewichtung der Rückprojektion:

Um die Filter zu normalisieren, wird die gesamte Projektion vor der Rückprojektion mit dem Faktor $\frac{1}{2} \frac{D}{L^2}$ multipliziert und anschließend in den Bildraum rückprojiziert.

Äquidistanter Detektor Analog zum gleichwinkligen Detektor kann auch beim äquidistanten Detektor eine Rückführung des Problems auf die bekannte Parallelstrahl-Geometrie durchgeführt werden (Abbildung 2.13 (b)). Im Gegensatz zu den beiden anderen Fällen ist der Abstand von Röntgenquelle und Detektorzelle nicht konstant. Deswegen muss mithilfe der Strahlensätze ein Skalierungsfaktor von $\left(\frac{D'}{D}\right)^2$ eingeführt und über die Strecke s integriert werden:

$$f(x, y) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \left(\frac{D'}{D}\right)^2 \int_{-\infty}^{\infty} \cos(\gamma) q(s, \beta) h(s' - s) ds \quad (2.34)$$

Cone-Beam-Rekonstruktion

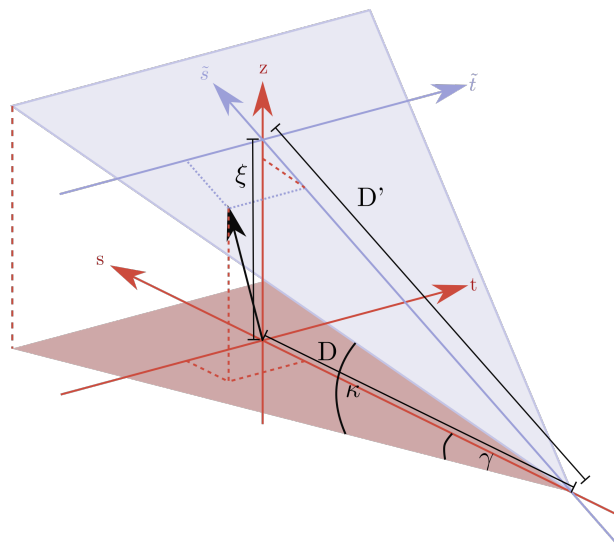


Abbildung 2.14: Analytische Bildrekonstruktion einer Cone-Beam-Geometrie. Rot zeigt die Referenzebene, blau einen dazu geneigten äquidistanten Fächerstrahl.

Abbildung 2.14 zeigt schematisch eine Cone-Beam-Strahlgeometrie. Der gesamte Strahlkegel kann als eine Aneinanderreihung von zueinander geneigten äquidistanten Fächerstrahl-Projektionen interpretiert werden. Der Isostrahl wird durch eine Bezugsprojektion (R , rot markiert) ersetzt. Diese steht senkrecht auf der Rotationsachse z . Jede geneigte Projektion $R_{p,\xi}$ (blau) ist eindeutig über die Bezugsprojektion und die Neigungshöhe ξ gekennzeichnet. Analog zu der Herleitung der Fächerstrahl-Rekonstruktion wird zunächst eine lineare Abbildung der

geneigten Projektion auf die Bezugsprojektion gesucht. Anschließend kann die Lösung des äquidistanten Fächerstrahles verwendet werden.

Jede geneigte Projektion spannt ein eigenes zweidimensionales Koordinatensystem (\tilde{t}, \tilde{s}) , das analog zu dem äquidistanten Detektor definiert ist. Eine senkrechte Abbildung entlang der z-Achse ergibt dann das klassische Problem mit dem Koordinatensystem (t, s) .

$$\mu(t, s, \xi) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \frac{D^2}{(D-s)^2} \int_{-\infty}^{\infty} R_{p,\xi} h \left(\frac{Dt}{D-s} - p \right) \cos(\gamma) \cos(\kappa) dp d\beta \quad (2.35)$$

Im Vergleich zu Gleichung 2.34 ist zu erkennen, dass für eine Cone-Beam-Bildrekonstruktion lediglich ein weiterer Gewichtungsterm κ benötigt wird. Dieser berücksichtigt, dass zur Definition eines Kegelstrahles zwei Öffnungswinkel benötigt werden.

2.4.3 Iterative Lösung

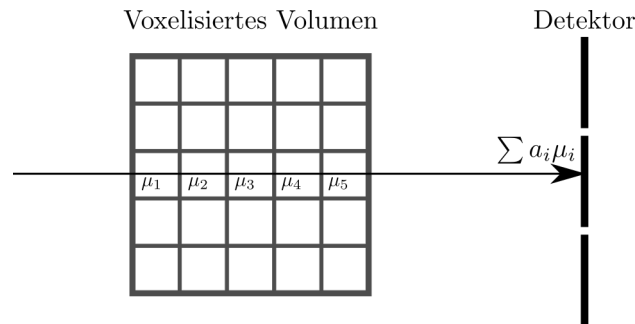


Abbildung 2.15: Voxelisierung des Bildraums. Das Detektorsignal setzt sich aus den geschnittenen linearen Absorptionskoeffizienten der geschnittenen Voxel zusammen.

Als Alternative zur analytischen Lösung des CT-Problems existieren die sogenannten Iterative Reconstruction Techniques (IRT)-Ansätze. Hierbei wird zuerst der Bildraum in Voxel diskretisiert (Abbildung 2.15). Alle Voxel im Bildraum weisen einen lokalen linearen Absorptionskoeffizienten μ_i mit i dem Voxelindex auf. In diesem Fall können die log-normalisierten Strahlprojektionen (Gleichung 2.28) als lineare Gleichungen interpretiert werden [52]. Für

jeden einzelnen Strahl s gilt analog zu Gleichung 2.28:

$$f_{disk}(s) = \sum_{i \in s} a_{s,i} \mu_i. \quad (2.36)$$

Die Gewichtungsterme $a_{s,i}$ berücksichtigen, dass die Voxel vom Strahl s nur partiell geschnitten werden können. Für die Berechnung der Gewichtungsterme werden verschiedene Modelle verwendet. Am häufigsten wird der Strahl als eine Gerade zwischen Röntgenquelle und Mittelpunkt der Detektorzelle dargestellt. Die Gewichtungsterme repräsentieren in dieser Darstellung die Länge der Überschneidung zwischen dem Strahl und einem Voxel [89]. Alle Strahlen s zusammen mit ihren Gewichtungstermen und Messsignalen $f_{disk}(s)$ können als eine Matrixmultiplikation geschrieben werden:

$$\overbrace{\begin{pmatrix} a_{1,1} & \cdots & \cdots & \cdots & a_{1,n} \\ \vdots & \ddots & \ddots & \ddots & a_{2,n} \\ \vdots & \ddots & \ddots & \ddots & a_{3,n} \\ \vdots & \ddots & \ddots & \ddots & \vdots \\ a_{m,1} & \cdots & \cdots & \cdots & a_{m,n} \end{pmatrix}}^{\text{Gewichtungsfaktoren aller Voxel}} \cdot \begin{pmatrix} x_1 \\ x_2 \\ \vdots \\ x_n \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} b_1 \\ b_2 \\ \vdots \\ b_m \end{pmatrix} \quad (2.37)$$

In diesem Matrixformalismus kann eine komplette CT-Aufnahme unabhängig von der Strahlgeometrie und Scan-Trajektorie kompakt dargestellt werden. Die Systemmatrix A beinhaltet alle Gewichtungsterme $a_{s,i}$ für jeden Strahl jeder Projektion einer CT-Aufnahme. Der Vektor b enthält alle Strahlprojektionen $f_{disk}(s)$ und x die linearen Absorptionskoeffizienten μ korrespondierend zu ihren Voxelindizes. Die Reihenanzahl der Systemmatrix A entspricht der Anzahl m aller vermessenen Strahlen s und die Spaltenzahl der Anzahl n der betrachteten Voxel. Wird die Systemmatrix A mit dem Vektor x , multipliziert, erhält man alle zur CT-Aufnahme gehörenden Projektionsstrahlen f (Gleichung 2.37). Das bedeutet, dass das CT-Problem bei den IRT gleichbedeutend mit dem Lösen der Matrixmultiplikation nach x ist und die Systemmatrix A als das Analogon der Radon-Transformation interpretiert werden kann.

Bei der technischen Implementierung von IRT-Algorithmen wird die Systemmatrix A in der

Regel *nicht* berechnet, sondern wie ein Operator behandelt. Bei Anwenden der Systemmatrix A auf einen Bildraum x wird eine Vorwärtsprojektion oder Radon-Transformation durchgeführt und beim Anwenden der transponierten Systemmatrix A^\top eine Rückprojektion analog zu der FBP-Lösung. Aufbauend auf den beiden Projektoren A und A^\top funktionieren alle IRT nach dem in Abbildung 2.16 dargestellten Schema. Die gemessenen Projektionen P_{real} werden mit den Vorwärtsprojektionen P_0 einer anfangs geratenen Lösung x_0 verglichen. Aus der Differenz der Projektionen ΔP kann eine iterative Korrektur für ΔP^* abgeschätzt werden. Diese wird dann zurück in das Rekonstruktionsvolumen x_{n+1} projiziert. Nach Anwenden der Korrektur ist eine Iteration der Rekonstruktion abgeschlossen. Die nächste Iteration beginnt mit einer Berechnung der Vorwärtsprojektionen P_{n+1} von x_{n+1} und vergleicht sie mit den Realmessungen. Unterschreiten die Differenzen ein Konfidenzintervall ϵ , ist die Bildrekonstruktion abgeschlossen und die derzeitige Lösung wird als fertige Bildrekonstruktion x_{fertig} herausgegeben. Andernfalls wird solange iteriert bis das Abbruchkriterium erreicht wird. Bei realen Implementierungen werden oft zusätzliche Abbruchkriterien wie maximale Anzahl von Iterationsschritten verwendet.

IRT zeichnen sich u.a. dadurch aus, dass sie die Rekonstruktion beliebiger Scan-Trajektorien und den vergleichsweise einfachen Einsatz von Vorwissen erlauben. Wird als x_0 ein vorher akquirierter Datensatz verwendet, kann die Bildrekonstruktion erheblich beschleunigt und verbessert werden. Die verschiedenen IRT-Ansätze unterscheiden sich durch die Art der Gewichtungen der Vor- und Rückprojektionen, die Anzahl der simultan betrachteten Projektionen sowie die physikalischen Modellierungen. Grob können IRT in drei Kategorien mit wachsender Komplexität eingeteilt werden [52]:

1. Nicht statistische Rekonstruktionstechniken:

Diese Methoden sind die grundlegenden IRT-Rekonstruktionstechniken. Sie berücksichtigen neben den Projektionen und den Positionen von Quelle und Detektor keinerlei weitere Informationen.

2. Statistische Rekonstruktionstechniken:

Eine Erweiterung der nicht-statistischen Rekonstruktionstechniken ist die Modellierung

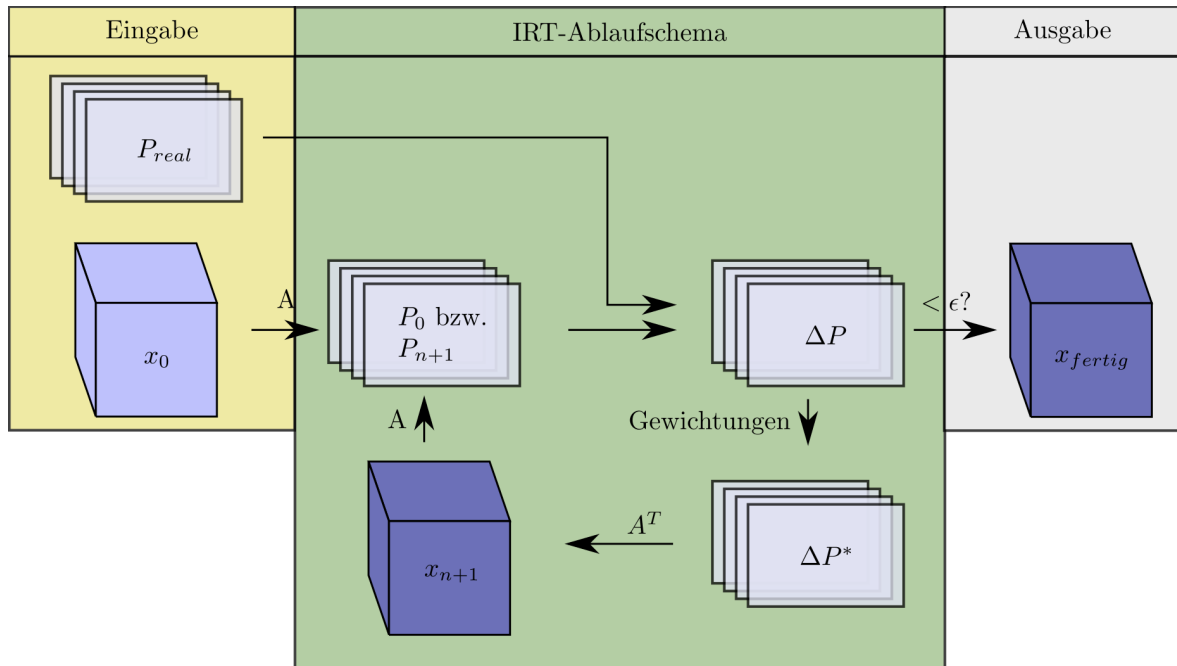


Abbildung 2.16: Ablaufschema IRT. Die Bildrekonstruktion x_{fertig} wird iterativ angenähert, indem die Differenzen der Projektionen ΔP wiederholt ausgewertet und zur Verbesserung der derzeitigen Lösung x_{n+1} verwendet werden. Sind die Differenzen ΔP kleiner als ein Konfidenzintervall ϵ ist die Rekonstruktion abgeschlossen.

einer Photonenstatistik. Es wird angenommen, dass die gemessenen Detektorwerte nicht den gesuchten Werten entsprechen, sondern durch physikalische Effekte und Messfehler überlagert werden.

3. Modellbasierte Rekonstruktionstechniken:

Jede weitere physikalische Modellierung, die über die Photonenstatistik hinausgeht, wird als modellbasierter Ansatz bezeichnet. Beispiele hierfür sind Zusatzterme und Modifizierungen der Systemmatrix, um den Heel-Effekt oder das polychromatische Energiespektrum der Röntgenstrahlung zu berücksichtigen.

Zwei Ansätze für die nicht statistische und statistische Bildrekonstruktion, die in dieser Arbeit verwendet wurden, sollen im Folgenden kurz eingeführt werden.

Nicht statistische Bildrekonstruktion Die Methode der kleinsten Quadrate (MKQ) ist ein Ansatz zur nicht statistischen Bildrekonstruktion. Sie summiert alle Abweichungen der

Vorwärtsprojektionen des derzeitig geschätzten Bildraums x von den realen gemessenen Projektionen in der L2-Norm auf. Gleichung 2.38 zeigt die Objektfunktion, die zu minimieren ist.

$$\begin{aligned} x &= \underbrace{\arg \min}_x \|Ax - b\|_2^2 \\ f_{obj}(x) &= \frac{1}{2} \|Ax - b\|_2^2 \\ &= \frac{1}{2} (Ax - b)^\top (Ax - b) \end{aligned} \quad (2.38)$$

Die definierte Objektfunktion f_{obj} wird auch bei komplexeren Rekonstruktionsalgorithmen verwendet und wird als Datenkonsistenzterm bezeichnet. Je kleiner der Funktionswert ist, desto besser stimmt die geschätzte Lösung Ax mit den Realmessungen b überein. Die Funktion kann über ihren Gradienten minimiert werden. Die iterative Korrektur entspricht dem skalierten Gradienten der f_{obj} [90]. Der Skalierungsfaktor λ wird auch als Relaxationsfaktor bezeichnet.

$$\begin{aligned} \frac{d}{dx} f_{obj}(x) &= A^\top (Ax - b) \\ x^{n+1} &= x^n - \frac{d}{dx} f_{obj}(x) = x^n - \lambda A^\top (Ax^n - b) \end{aligned} \quad (2.39)$$

Statistische Bildrekonstruktion Bei der statistischen Bildrekonstruktion wird davon ausgegangen, dass die Detektorsignale b einer Poission-Verteilung folgen [68]. Das Detektorsignal ist proportional zur gemessenen Photonenzahl n_i und kann über das diskrete Lambert-Beer'sche Gesetz (Gleichung 2.40) und den Matrixformalismus der IRT ausgedrückt werden:

$$n_i = n_0 \exp \left(- \sum_{j \in s} a_{i,j} \mu_j \right) = n_0 \exp(-A_{i-} x) \quad (2.40)$$

Die Anzahl der initial von der Röntgenquelle emittierten Photonen wird mit n_0 bezeichnet. Die am Detektor ankommende Photonenzahl n_i berechnet sich über eine Exponentialfunktion mit der gewichteten Summe aller getroffenen Voxel entlang eines Strahles s von Quelle zu Detektorzelle j . Die Summenfunktion entspricht dabei genau einer Vektormultiplikation der entsprechenden Zeile A_{i-} der Systemmatrix mit dem Bildraum x .

Die Wahrscheinlichkeit $P(n_i)$, dass unter der Annahme einer Poission-Verteilung genau n_i Photonen vom Detektor gemessen werden, kann über Gleichung 2.41 berechnet werden. n_i^* ist dabei der Erwartungswert und x^* der Bildraum mit der erwarteten linearen Absorptionskoeffizientenverteilung [68].

$$P(n_i) = \frac{(n_i^*)^{n_i}}{n_i!} e^{-n_i^*}. \quad (2.41)$$

Die verschiedenen Messungen am Detektor können als Stichprobenziehungen interpretiert werden. Der Überlapp von zwei verschiedenen Zufallsvariablen n und n^* mit M Ziehungen kann berechnet werden durch:

$$\begin{aligned} P(n | n^*) &= \prod_{i=1}^M \frac{(n_i^*)^{n_i}}{n_i!} \exp(-n_i^*) \\ &= \prod_{i=1}^M \frac{(n_0 \exp(n_0 \exp(-A_i - x^*)))^{n_i}}{n_i!} \exp(-n_0 \exp(-A_i - x^*)) \end{aligned} \quad (2.42)$$

Gleichung 2.42 $P(n | n^*)$ wird auch als Likelihood Funktion der CT bezeichnet [68]. Der Term lässt sich durch Anwendung einer ln-Funktion umformen zur log-Likelihood Funktion $l(\mu^*)$:

$$l(\mu^*) = \sum_{i=1}^M \left(n_i \ln(n_0) - n_i(-A_i - x^*) - \ln(n_i!) - n_0 \exp(-A_i - x^*) \right) \quad (2.43)$$

Eine Taylorentwicklung der log-Likelihood Funktion $l(\mu^*)$ bis zum zweiten Grad ergibt dann [68]:

$$\begin{aligned} l(\mu^*) &\approx -\frac{1}{2} - \sum_{i=1}^M \left[n_i \left((A_i - x^* - b_i)^2 \right) \right] + \sum_{i=1}^M c(n_i) \\ &\approx -\frac{1}{2} (Ax^* - b)^T C^{-1} (Ax^* - b) + c(n) \end{aligned} \quad (2.44)$$

Die beiden Summationen über alle Matrixeinträge können als eine Matrixmultiplikation der bekannten Matrixschreibweise der MKQ identifiziert werden. Die einzige Modifikation ist die zusätzliche Matrix C bzw. C^{-1} . Diese ergänzt die, der Matrixmultiplikation fehlenden,

Vorfaktoren n_i und hat die Form:

$$C = \begin{pmatrix} \frac{1}{n_1} & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & \frac{1}{n_2} & \cdots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{n_M} \end{pmatrix} \quad (2.45)$$

Der Umweg über die inverse Schreibweise dient der Interpretation des Systems. Die Matrix C bewirkt, dass jeder Strahl noch einmal mit der gemessenen Photonenzahl multipliziert und stärker gewichtet wird. Die physikalische Erklärung hierfür ist, dass Strahlen mit größerer Photonenzahl robuster gegenüber einzelnen Streuphotonen und damit verlässlicher sind. C kann als eine Kovarianzmatrix mit den Varianzeinträgen der jeweiligen Strahlen/Stichproben auf der Matrixdiagonale $\sigma_i^2 = \frac{1}{n_i}$ interpretiert werden. Die Varianz ist für größere Photonenzahlen kleiner und der Erwartungswert robuster [68].

Werden alle Strahlen gleich gewichtet, d.h. C ist die Einheitsmatrix, dann erhält man die quadratische Formulierung eines Optimierungsproblems der Form $Ax = b$. Dies bedeutet, dass $l(\mu^*)$ einer modifizierten Objektfunktion eines klassischen Optimierungsverfahrens mittels MKQ entspricht und dementsprechend mit den gleichen Rekonstruktionstechniken wie nicht statistische Methoden gelöst werden kann.

2.4.4 Lösbarkeit des CT-Problems

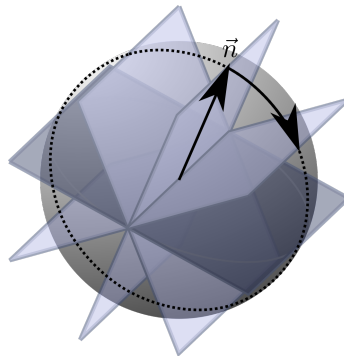


Abbildung 2.17: Orlov-Bedingung. Abgebildet ist eine Scan-Trajektorie, die die Orlov-Bedingung erfüllt. Alle Normalenvektoren liegen auf einem Großkreis der Einheitskugel [68].

Die Rekonstruktionsqualität ist stark von den Scan-Trajektorien und den daraus resultierenden Projektionen abhängig. Für eine Parallelstrahl-Geometrie fand Orlov eine Bedingung für eine exakte und artefaktfreie Bildrekonstruktion (Abbildung 2.17) [91, 68]. Diese besagt, dass die Normalenvektoren \vec{n} der Projektionen entlang eines Großkreises auf der Einheitssphäre im Fourier-Raum liegen müssen, damit eine exakte Rekonstruktion möglich ist. Als Einheitssphäre wird eine Kugel mit dem Radius $r = 1$ um den Koordinatenursprung verstanden. Sie enthält alle möglichen Normalenvektoren. In Abbildung 2.17 ist eine Scan-Trajektorie dargestellt, die die Orlov-Bedingung erfüllt. Der Normalenvektor \vec{n} der dunkelblauen Projektionen zeigt auf einen Großkreis (gepunktete Linie) der Einheitssphäre. Um die Orlov-Bedingung zu erfüllen, müssen die Normalenvektoren der restlichen Projektionen ebenfalls auf den Großkreis zeigen. Über das Fourier-Slice-Theorem, das in Kapitel 2.4.2 näher erläutert wird, ist der Radon-Raum mit dem Fourier-Raum verknüpft. Das bedeutet jeder Großkreis im Fourier-Raum entspricht einer kreisförmigen Scan-Trajektorie im Radon- bzw. Bildraum. Damit erfüllt jede komplette bzw. halbe Rotation um einen Körper mit einer Parallelstrahl-Geometrie die Orlov-Bedingung.

2.4.5 Klassifizierung der Unterabtastung

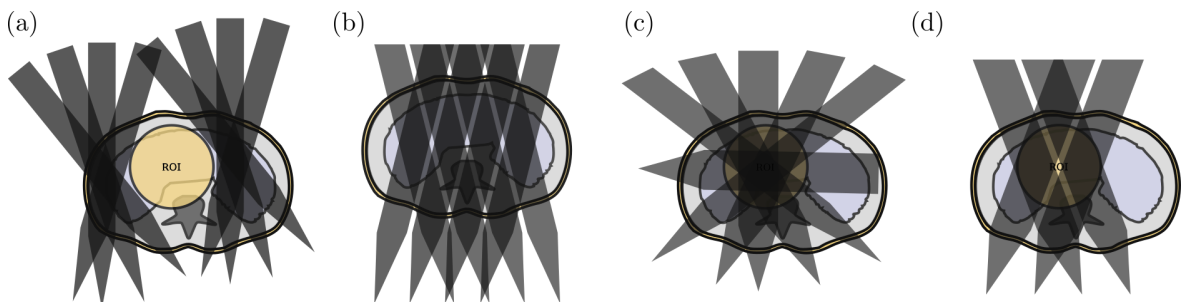


Abbildung 2.18: Arten der Unterabtastung. (a) zeigt das Exterior CT Problem, (b) das Limited Angle Problem, (c) das ROI CT Problem und (d) das Limited Angle ROI CT Problem nach [92, 93].

CT-Akquisitionstechniken haben aufgrund der Orlov-Bedingung alle kreisförmige Trajektorien. Tomosynthese hingegen umfasst alle Scan-Trajektorien, die diese Bedingung nicht erfüllen. Durch die Verletzung der Vollständigkeitsbedingungen treten sogenannte Unterabtastungsartefakte auf. Die Klassifizierung der Artefakte erfolgt nicht einheitlich in der Literatur. Abbildung

2.18 folgt der Einteilung nach Quinto [93, 92].

1. Exterior CT Problem (Abbildung 2.18 (a)):

In diesem Fall fehlen Messdaten innerhalb der Region of Interest (ROI). Auftreten kann dieses Problem bei hochabsorbierenden Materialien. Dadurch wird innerhalb der ROI der bildgebende Photonenstrahl komplett absorbiert.

2. Limited Angle Problem (Abbildung 2.18 (b)):

Hier wird lediglich ein kleiner Winkelausschnitt von der Scan-Trajektorie erfasst. Die daraus resultierende Verletzung der Orlov-Bedingung führt zu Limited Angle Artifacts (LAA).

3. ROI CT Problem (Abbildung 2.18 (c)):

Die ROI, die durchstrahlt und damit untersucht wird, ist Teil eines größeren Objekts, welches mit durchleuchtet wird. Die Bildrekonstruktion kann nur das Volumen der ROI berechnen, allerdings beinhalten die Lambert-Beer'schen Gleichungen 2.28 nicht nur die Absorptionskoeffizienten der ROI, sondern auch des umgebenden Materiales. Dieses Problem ist auch als Trunkierung bekannt.

4. Limited Angle ROI CT Problem (Abbildung 2.18 (d)):

In diesem Fall liegt eine Überlagerung von ROI CT Problem und Limited Angle Problem vor.

In dieser Arbeit trat das Limited Angle Problem beim den adaptiven Trajektorien auf. Bei Vermessen großer Objekte kam das ROI CT Problem bzw. Limited Angle ROI CT Problem in Form von Trunkierungen hinzu.

Methoden & Materialien

In diesem Kapitel werden zunächst die für die drei Arbeitspakete entwickelten Methoden erklärt. Anschließend werden sämtliche im Rahmen dieser Arbeit verwendeten Metriken und Phantome erläutert.

3.1 Scan-Trajektorien-Implementierung

Die adaptiven Scan-Trajektorien wurden an einem klinischen C-Bogen-System implementiert. Dieses Kapitel gibt eine Übersicht über das verwendete C-Bogen-System mit seinen derzeitigen möglichen Aufnahmemodi. Anschließend werden die durchgeführten Versuche zur Untersuchung der Streustrahlung und Bildqualität erklärt.

3.1.1 C-Bogen-CBCT

Die Messungen dieser Doktorarbeit wurden an einem ARTIS zeego (Siemens Healthineers, Forchheim, Deutschland), wie in Abbildung 3.1 gezeigt, durchgeführt. Das System besteht aus einem C-Bogen, an dem Röntgenquelle und Detektor angebracht sind, montiert auf einem Industrieroboter. Zielanwendungen dieser C-Bogen-Systeme sind insbesondere Minimalinvasive Chirurgie (MIC)-Eingriffe, die eine bilddatenbasierte Navigation und Unterstützung der Radiologen zu Zielgebieten erfordern [94, 95, 18, 17]. Die klinische Relevanz und Etablierung des

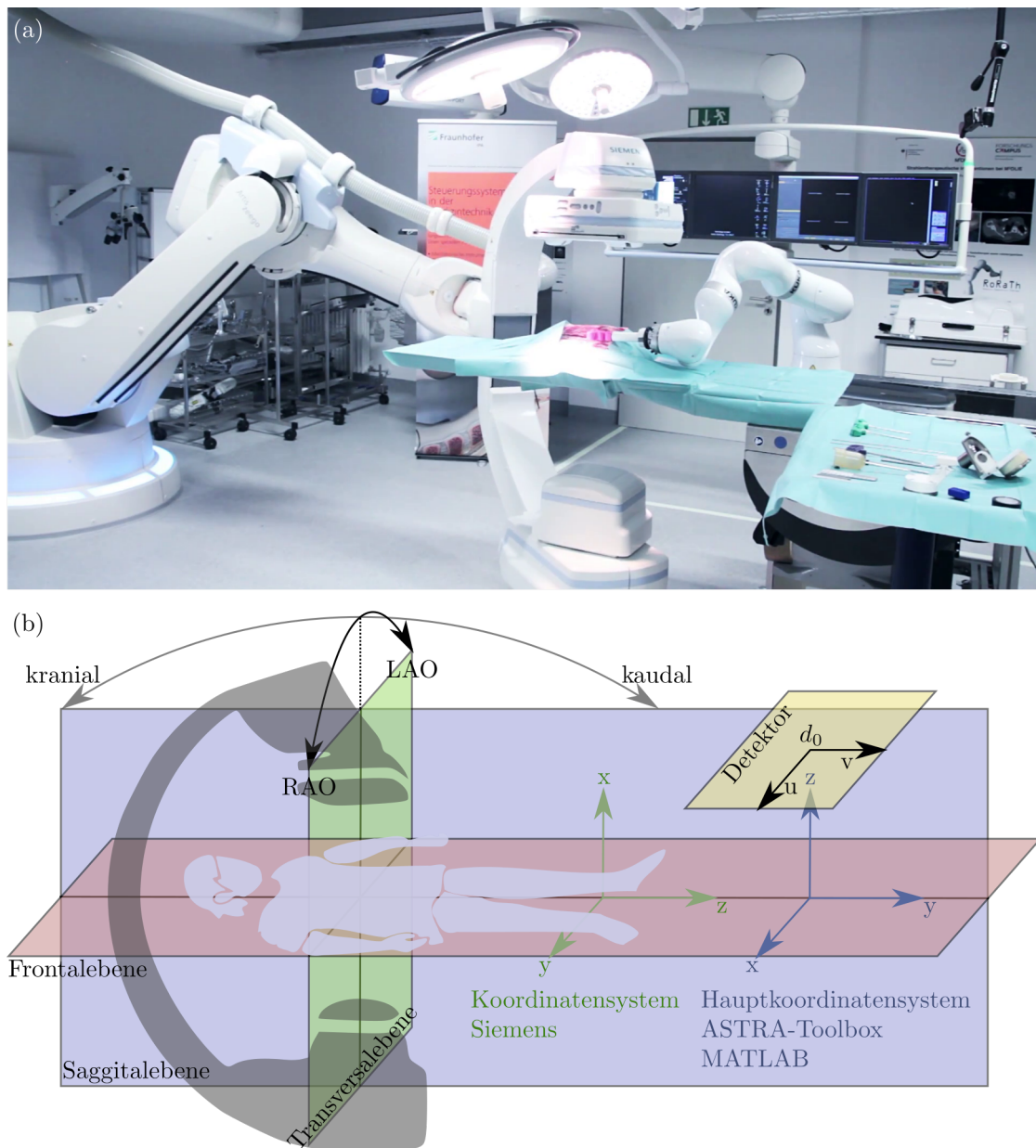


Abbildung 3.1: Hybrid-Interventionsraum mit ARTIS zeego. (a) zeigt eine Aufnahme des experimentellen Hybrid-Interventionsraum am Forschungscampus M2OLIE (Universitätsklinikum Mannheim, Universität Heidelberg) [5]. (b) erklärt die verschiedenen verwendeten Koordinatensysteme in Relation zum Patienten.

ARTIS zeego in modernen Hybrid-Operationssälen konnte in verschiedenen Studien nachgewiesen werden [96, 6].

Bildgebendes System Am C-Bogen (Abbildung 3.1 (a)) befinden sich Röntgenquelle, Detektor und Kollimatorsystem. Der maximale Quelle-Detektor-Abstand beträgt 120 cm und das Isozentrum befindet sich 78,5 cm von dem Detektor bzw. 41,5 cm von der Röntgenquelle entfernt. Damit hat das bildgebende System nominell einen Vergrößerungsfaktor von $41,5 \text{ cm} / 78,5 \text{ cm} \approx 0,53$. Die Vergrößerung kann über die Spannweite des C-Bogens variiert werden. Diese kann bis auf einen Quelle-Detektor-Abstand von 90 cm verkleinert werden. An der Röntgenquelle können maximale Anodenspannungen von bis zu 125 keV, Röhrenströme bis zu 1000 mA und Beleuchtungspulse bis zu 800 ms eingestellt werden [97].

Koordinatensysteme Während dieser Arbeit wurden, wie in Abbildung 3.1 (b) dargestellt, verschiedene Koordinatensysteme parallel genutzt. Das medizinische Koordinatensystem und dessen Richtungsangaben werden anhand des Patienten ausgerichtet. Dieses wird bei Arbeiten mit Patientenbilddaten verwendet, weil es unabhängig vom Interventionsraum ist. Zur Beschreibung des C-Bogen-Systems werden raumabhängige Koordinatensysteme benötigt. Der ARTIS zeego verwendet dazu das herstellerspezifische Siemens-Koordinatensystem. Über Koordinatentransformationen wurde das Siemens-Koordinatensystem in das hauptsächlich genutzte MATLAB-Koordinatensystem überführt.

Detektor Der Detektor ist ein Flachdetektor mit CsI-Szintillatoren zur Signalverstärkung. Die Abmessungen des Detektors betragen 382 mm x 296 mm. Auf der Detektorfläche sind 2480 x 1920 Pixel mit einer räumlichen Auflösung von 154 μm aufgebracht [97].

Robotisches System Das robotische System besitzt sieben verschiedene Gelenke, was dem System eine hohe Manövrierfähigkeit erlaubt. Laut Hersteller sind Angulationen bis zu 200° in Right Anterior Oblique (RAO)- bzw. Left Anterior Oblique (LAO)-Richtung, 65° kaudal und 45° kranial möglich. Das Isozentrum kann zwischen einer Höhe von 105,4 cm und 147,0 cm relativ zur Bodenplatte frei verschoben werden. Die maximale Rotationsgeschwindigkeit beträgt $100 \frac{\circ}{\text{s}}$ und die nominelle Genauigkeit des Robotersystems 0,1 mm bzw. 0,1° [97].

Ansteuerung, Software & Service-Zugänge Der ARTIS zeego wird über eine Bedienkonsole gesteuert. Die Konsole ist zweifach ausgeführt, zum einen zur Steuerung des Gerätes innerhalb des Interventionsraums und zum anderen zur Steuerung innerhalb des strahlengeschützten Kontrollraums. Die Steuerung ist unterteilt in Bedienschalter zur Translation des Isozentrums und zur Angulation des C-Bogens, sowie diverse Aufnahme-Schalter. Über das Siemens-Software-Paket *syngo.via* ist eine Bedienungsoberfläche vorhanden, die Akquisition und Visualisierung der Bilddaten erlaubt.

3.1.2 Aufnahmemodi

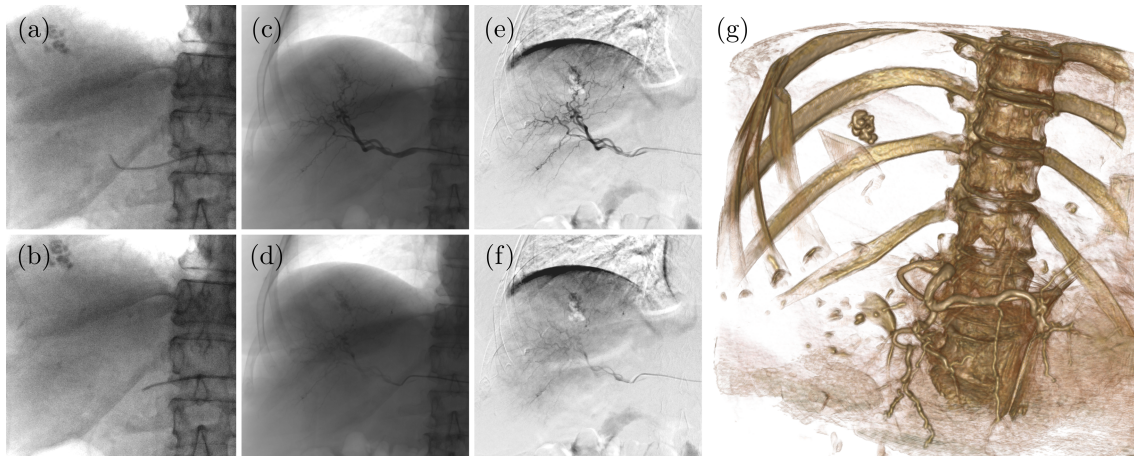


Abbildung 3.2: Beispielaufnahmen eines Kathetereingriffes mit verschiedenen Aufnahmemodi am CBCT. (a) und (b) zeigen zwei Fluoroskopien während des Kathetervorschubs, (c) und (d) die Masking Scans für eine Digital Subtraction Angiography (DSA)-Aufnahme, (e) und (f) das Gefäßbild einer DSA und (g) eine CBCT-Aufnahme des Katheters mit Kontrastmittel.

Abbildung 3.2 zeigt verschiedene Aufnahmen, die zurzeit mit der kommerziellen Software des ARTIS zeego möglich sind. Im Wesentlichen wird zwischen drei Aufnahmearten unterschieden:

- Fluoroskopien (Abbildung 3.2 (a), (b))

Fluoroskopien sind zeitaufgelöste zweidimensionale Projektionsaufnahmen. Dabei wird die ROI wiederholt durchleuchtet um dynamische Prozesse darzustellen. Die maximal erlaubten Frames per Second (fps) sind 60 fps. Um die Strahlenexposition von Patient und medizinischem Personal gering zu halten, haben Fluoroskopien eine verringerte Bild-

qualität. In der klinischen Routine werden Fluoroskopien beispielsweise zur Navigation von Kathetern verwendet.

- Digitale Radiografie (DR) & DSA (Abbildung 3.2 (c), (d), (e), (f))

DR entsprechen klassischen Röntgenaufnahmen. Auch sie können zeitaufgelöst aufgenommen werden, allerdings wird dies aufgrund der höheren Strahlenexposition im Vergleich zu Fluoroskopien in der Regel vermieden. Eine Ausnahme, in der zeitaufgelöste DR verwendet werden, sind sogenannte DSA. Diese Messprotokolle dienen der Visualisierung von Blutgefäßen unter Verwendung von Kontrastmittel. Die Aufnahme wird vor der Injektion des Kontrastmittels gestartet, um vorab die Morphologie der ROI aufzunehmen. Diese erste Aufnahme wird auch als Masking Scan bezeichnet. Unter kontinuierlicher Durchleuchtung wird dann Kontrastmittel intravenös injiziert und der Gefäßbaum dadurch hervorgehoben. Eine Subtraktion des Masking Scans erlaubt den Ärzten ausschließlich den dynamischen Verlauf des Kontrastmittels in den Blutgefäßen zu untersuchen.

- CBCT (Abbildung 3.2 (g))

Zusätzlich zu den zweidimensionalen Projektionsaufnahmen sind am ARTIS zeego dreidimensionale CBCT möglich. Der C-Bogen wird um das Isozentrum ca. 200° rotiert und nimmt je nach Aufnahmeprotokoll zwischen 400 und 500 Projektionen auf. Die Rekonstruktion erfolgt über die in den Grundlagen erklärte Kegelstrahl-Rekonstruktion (Abschnitt 2.4.2).

3.1.3 Adaptive Scan-Trajektorien

Zurzeit ist die einzige Möglichkeit der 3D-Bildgebung mit interventionellen C-Bogen-Systemen die CBCT. In dieser Arbeit wurden die Möglichkeiten von adaptiven Scan-Trajektorien untersucht. Der Fokus lag dabei auf der in Abbildung 3.3 dargestellten sogenannten ZT-Scan-Trajektorie.

Im Gegensatz zum klassischen CBCT ist die ZT eine Rotationsbewegung mit zwei Rotationsachsen. Röntgenquelle und Detektor bewegen sich auf separaten Kreisbahnen, einmal

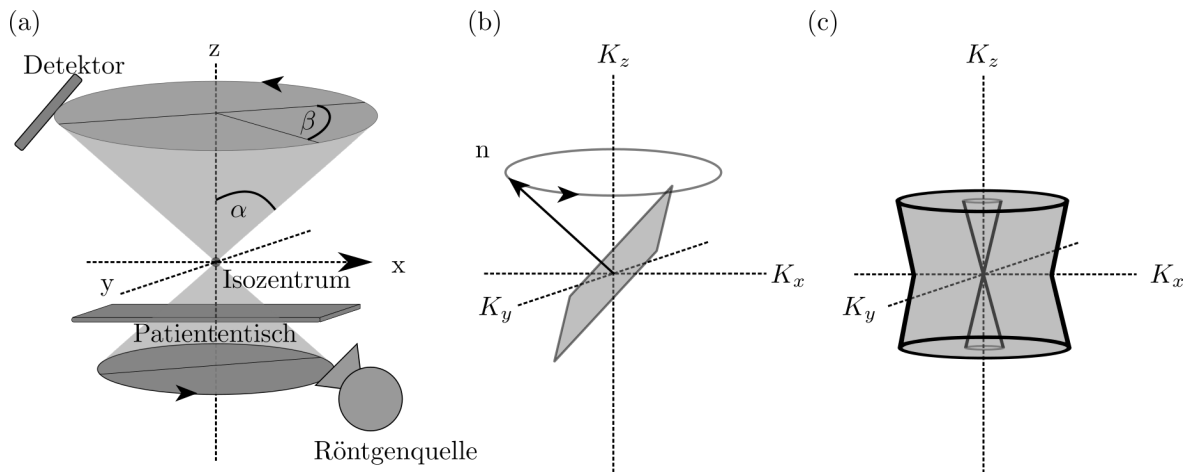


Abbildung 3.3: ZT-Scan. (a) zeigt die Scan-Trajektorie einer ZT. (b) zeigt eine vergleichbare Projektion im Fourier-Raum und (c) die gesamte Abtastung einer ZT-Trajektorie im Fourier-Raum [98].

unterhalb und einmal oberhalb des Patiententisches. Dadurch bleibt der Mittelraum für medizinisches Personal und Geräte als Arbeitsraum erhalten. Die Scan-Trajektorie wird durch den Halbtomo-Winkel α , den Projektionswinkel β und das Isozentrum vollständig bestimmt.

Das Problem aller Tomosynthese-Trajektorien ist, dass sie die Orlov-Bedingung für eine exakte dreidimensionale Bildrekonstruktion verletzen (Abschnitt 2.4.4) und damit Informationen im Fourier-Raum fehlen [68]. Eine Cone-Beam-Strahlgeometrie kann mit einem Parallelstrahlbündel angenähert werden. Aus den Grundlagen ist bekannt, dass jede Parallelstrahl-Projektion im Fourier-Raum des Objekts einer Linie entspricht (Abschnitt 2.4.2). Analog bildet ein Bündel von Parallelstrahl-Projektionen eine Ebene im Fourier-Raum (Abbildung 3.3 (b)). Aufgrund des Fourier-Slice-Theorems, kann eine beliebige Rotation des bildgebenden Systems als eine äquivalente Rotation des Normalenvektors der aufgespannten Ebene im Fourier-Raum interpretiert werden. Eine ZT-Trajektorie bildet dann einen Zylinder mit fehlendem Doppelkegel entlang der Rotationsachse ab (Abbildung 3.3 (c)). Der Öffnungswinkel des Kegels beträgt $\phi = 90^\circ - \alpha$. Je kleiner der Halbtomo-Winkel α also ist, desto schwerwiegender ist diese Unterabtastung. Bei $\alpha = 90^\circ$ entspricht die ZT-Trajektorie einem CBCT. Durch die Unterabtastungen treten Artefakte, sog. LAA, entlang der Rotationsachse auf. Die senkrechte Bildebene zur Rotationsachse hingegen ist bevorzugt und weist eine bessere Bildqualität auf (Fokusebene). D.h. die Bildqualität in Tomosynthesen ist nicht wie in CBCT annähernd isotrop

verteilt, sondern ist vom Halbtomo-Winkel abhängig.

3.1.4 Bildqualitätssimulationen

Um die Bildqualitätsverteilung besser beurteilen zu können, wurden zwei verschiedene Simulationen durchgeführt. Um die Simulationen nahe an der Realität zu halten, wurden die Simulationsparameter analog zu den realen Geräteparametern gewählt und sind in Tabelle 3.1 abgebildet. Für die Bildrekonstruktion wurde ein MKQ-Ansatz mit Gradientenabstieg verwendet.

Tabelle 3.1: Simulationsparameter für die Bildqualitätsanalyse von ZT-Trajektorien.

Parameter	Parameterwert
Quelle-Isozentrum-Abstand	785 mm
Detektor-Isozentrum-Abstand	415 mm
Quelle-Detektor-Abstand	1200 mm
Anzahl von Projektionen	100
Detektorpixelgröße	154 μm
Voxelgröße	0,48 mm

Würfelphantom-Simulation Das Würfelphantom besteht aus zwei ineinander geschachtelten Würfeln (Abschnitt 3.4.2). Der innere Würfel soll ein verdecktes kritisches Objekt darstellen. In den Simulationen wurde untersucht, welche Artefakte auftreten, ob die Positionen der Würfel bei verschiedenen Scan-Trajektorien an der korrekten Position rekonstruiert werden und wie sich der Kontrast des inneren Würfels verhält. Entlang von Linien, welche den inneren Würfel kreuzen wurde der Kontrast berechnet, indem das Verhältnis von maximalem Signal und Hintergrund berechnet wurde. Zusätzlich wurde der RMSE für das gesamte Phantom und den inneren Würfel ermittelt. Für die Simulationen wurden die in Tabelle 3.2 aufgeführten Werte verwendet.

Tabelle 3.2: Simulationsparameter Würfelphantom.

Parameter	Beschreibung
Detektorgröße	480 x 480 Pixel
Hohlwürfel	200 x 200 x 200 Voxel, 10 Voxel Wanddicke
Innerer Würfel	10 x 10 x 10 Voxel
Rekonstruktionsvolumen	256 x 256 x 256 Voxel

ASF-Phantom-Simulation Die Artifact Spread Function (ASF) wird zur Quantifizierung von LAA bedingt durch Tomosynthese-Trajektorien verwendet. Sie beobachtet den Signalabfall eines kleinen Objekts in der unterabgetasteten Raumrichtung. Dazu wird zuerst eine ROI um das Objekt definiert. Für verschiedene Schichten wird dann der Mittelwert abzüglich des Hintergrundsignals der ROI berechnet (Gleichung 3.1). Bei einer idealen Abtastung fällt die ASF außerhalb des Objekts sofort auf 0 ab. Treten LAA auf, klingt die Funktion umso langsamer ab, je stärker das Artefakt ist. Um die ASF verschiedener Scan-Trajektorien zu vergleichen, wird oft die Full width at half maximum (FWHM) berechnet. Das ASF-Phantom (Abschnitt 3.4.2) besteht aus vier kleinen Objekten wie in Tabelle 3.3 aufgeschlüsselt. Für jedes der Objekte wurden die ASF mit FWHM und zum Vergleich die Structural Similarity Index Metric (SSIM) und die RMSE berechnet (Abschnitt 3.4.1).

$$ASF(z) = \frac{\bar{\mu}_{ROI}(z) - \bar{\mu}_{BG}(z)}{\bar{\mu}_{ROI}(z_0) - \bar{\mu}_{BG}(z_0)} \quad (3.1)$$

Tabelle 3.3: Simulationsparameter ASF-Phantom.

Parameter	Größe
Detektorgröße	960 x 1260 Pixel
Objekt 1	Kugel mit 7 Pixel Durchmesser, Voxelwert 1
Objekt 2	3 x 3 x 3 Voxel Würfel, randomisierte Voxelwert 0 oder 1
Objekt 3	Punktsignal, Voxelwert 1
Objekt 4	Würfel 5 x 5 x 5 Voxel, Voxelwert 1
Rekonstruktionsvolumen	150 x 150 x 150 Voxel

3.1.5 Scan-Trajektorien-Implementierung am ARTIS zeego

Der ARTIS zeego verfügt über eine sogenannte Testautomatisierung. Über eine Hardware-Schnittstelle werden die Bedienkonsolen des ARTIS zeego überbrückt und damit können sämtliche Bedieneingaben der Konsole des ARTIS zeego simuliert werden. Die Kommunikation zwischen der Testautomatisierung und ARTIS zeego erfolgt über Telegramme. Dies sind standardisierte Protokolle, die Soll- und Ist-Positionen des Robotersystems enthalten. Mithilfe einer entwickelten C++-Applikation können diese Telegramme ausgelesen, mit den Parametern der Scan-Trajektorien überschrieben und in das C-Bogen-System eingespielt werden. Das Programm ist echtzeitlauffähig und erlaubt dem Benutzer beliebige Positionen mit bekannter Zielangulation und bekanntem Zielisozentrum anzufahren. Diese Positionen werden vom ARTIS zeego interpretiert und die interne Software berechnet automatisch einen Pfad zu den Positionen. Nach Erreichen der Zielposition wird dann eine DR ausgelöst. Die Parameter für die Röntgenröhre können dank eines Service-Zugangs zu dem Gerät beliebig innerhalb der Spezifikationen eingestellt werden. Ein solches sukzessives Abrastern einer Scan-Trajektorie wird als Step & Shoot bezeichnet. Auf diese Art und Weise wurden die adaptiven Scan-Trajektorien am C-Bogen prototypisch realisiert.

3.1.6 I_0 Log-Normalisierung

Am Detektor des C-Bogen-Systems werden Strahlungsintensitäten gemessen. Allerdings sind die Messwerte abhängig von der maschinenspezifischen Auslese des Detektors und der Modulation der Röntgenquelle. Deswegen werden Rekonstruktionen mit geräteunabhängigen linearen Absorptionskoeffizienten durchgeführt (Abschnitt 2.4.1). Hierfür wird über Service-Zugriffe sichergestellt, dass die ausgegebenen Messsignale proportional zur gemessenen Intensität sind. In diesem Fall berechnen sich die linearen Absorptionskoeffizienten durch eine log-Normalisierung mit der ursprünglich von der Röntgenquelle emittierten Intensität I_0 . Die Intensität ist proportional zur Anzahl der initial emittierten Röntgenphotonen, die wiederum abhängig von dem Produkt aus Röhrenstrom und Beleuchtungsdauer sind. Für die ZT-Aufnahmen

wurden zunächst Projektionen ohne Objekte im Strahlengang unter Variation des Strom-Beleuchtungsdauer-Produkts und fixer Anodenspannung aufgenommen. Von den Projektionen wurden die äußersten 20 Pixel abgeschnitten, da in diesem Bereich das Signal aufgrund der Kollimation des Strahles stark abfällt, und anschließend der Mittelwert berechnet. Die Mittelwerte aufgetragen über dem Strom-Beleuchtungsdauer-Produkt ergeben einen Graphen mit einem linearen Bereich, der bei höheren Produkten gegen einen Sättigungswert konvergiert. Bei diesen Intensitäten übersättigt der Detektor und die Linearität zwischen einfallender Intensität und gemessenem Signal ist nicht mehr gegeben. Der lineare Bereich wurde linear angenähert und I_0 für jede Messung bei gleicher Anodenspannung über das Produkt aus verwendeter Stromstärke und Pulsdauer berechnet.

3.1.7 Messung der Streustrahlenverteilung

Eine der Hauptmotivationen für adaptive Scan-Trajektorien ist die Reduktion der Strahlendosis für das medizinische Personal. Streustrahlung, verursacht durch Streuung der Röntgenstrahlung am Patienten, führt dazu, dass ionisierende Strahlung in ungeschützte Körperregionen des Personals gelangt [68]. Zur Untersuchung der Streustrahlungsbelastung wurde der in Abbildung 3.4 gezeigte Messaufbau verwendet.

Dieser besteht aus einem Streuzentrum, um welches radialsymmetrisch Dosimeter in definierten Höhen aufgestellt werden können (Abbildung 3.4 (c)). Als Streuzentrum wurde ein wassergefüllter Plastikbehälter verwendet. Die Abmessungen der Box mit 37 cm x 25 cm x 15 cm orientieren sich grob an einem menschlichen Torso und umfassen 9 l Wasser. Das Isozentrum für alle Streustrahlenmessungen wurde konstant auf die Mitte des Streuzentrums ausgerichtet. Unterhalb des Streuzentrums befindet sich eine Basisplatte, an welche sechs Karbonschienen angebracht sind (Abbildung 3.4 (b)). Kohlenstoff wurde aufgrund der hohen Steifigkeit bei gleichzeitig geringem Gewicht als Material ausgewählt. Zudem besitzt Kohlenstoff eine kleine Ordnungszahl und damit einen kleinen linearen Absorptionskoeffizienten. Sekundärstrahlungen oder Absorption der Röntgenstrahlungen durch den Messaufbau selbst wurden damit minimiert.

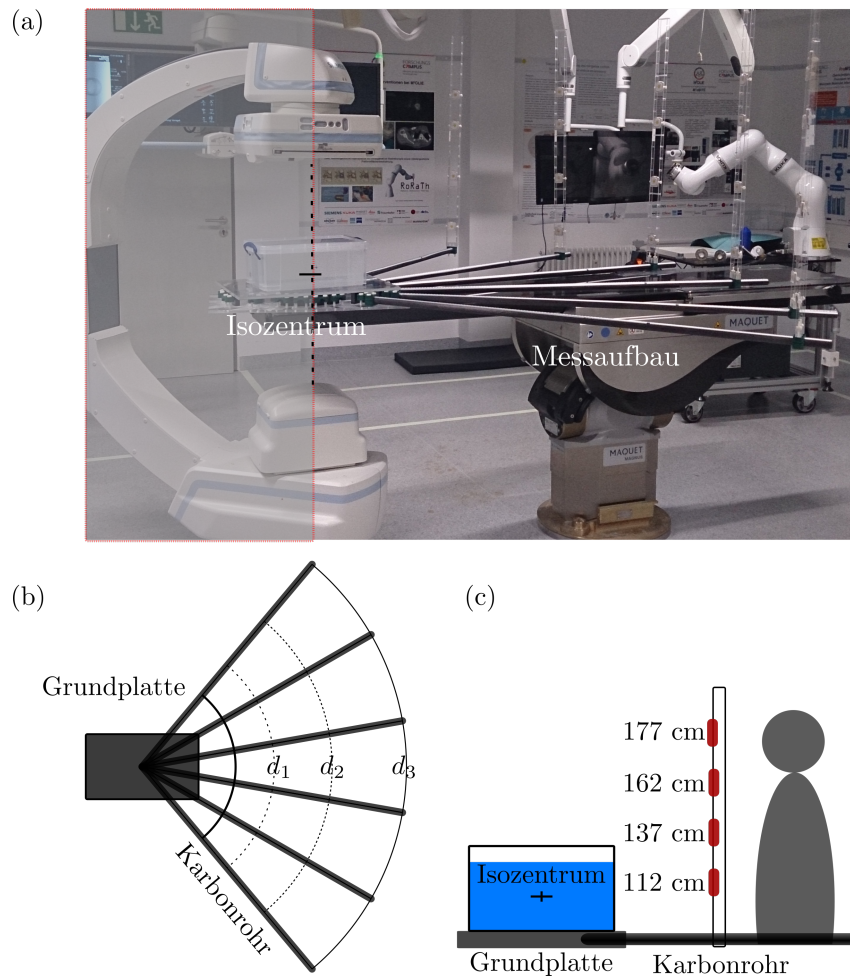


Abbildung 3.4: Messaufbau zur Streustrahlenverteilung. (a) zeigt eine Aufnahme des Streustrahlungsmessaufbaus im Interventionsraum, (b) eine schematische Ansicht des Messaufbaus und (c) die möglichen Höhenpositionen der Dosimeter im Vergleich mit einem Menschen [99].

Der Messaufbau misst die Streustrahlungsverteilung im kaudalen Bereich des Patienten. Dieses Areal wurde ausgewählt, weil es dem typischen Aufenthaltsbereich des operierenden Personals entspricht. Auf jeder Karbonschiene wurden Dosimeter (RaySafe i2, RaySafe, Billdal, Schweden) in den Höhen von 112 cm, 137 cm, 162 cm und 177 cm angebracht. Diese repräsentieren die Körperregionen unterer und mittlerer Torso, Hals und Gesicht. Laut den Studien von Chida et al. [100] sind insbesondere Gesicht und Augen kritisch in der Strahlenexpositionsbeurteilung, da diese lediglich durch Brillen mit Bleigläsern zu schützen sind. Bereiche unterhalb des Tisches wurden vernachlässigt, da diese gemäß medizinischen Leitlinien durch Bleischürzen abzuschirmen sind.

Mit dem beschriebenen Messaufbau ist es möglich über einen Winkelbereich von 120° sowie in einem Abstand von 52 cm bis 162 cm vom Streuzentrum entlang von 240 Dosimeterpositionen auszumessen. Verglichen wurde die Streustrahlenverteilung eines konventionellen CBCT und einer ZT. Bei dem CBCT handelte es sich um ein Kopf-CBCT mit 496 Projektionen und 109 kVp. Da ein kommerzielles Messprotokoll genutzt wurde, ist es strahlendosisoptimiert und moduliert automatisch die Beleuchtungszeit und den Röhrenstrom während der 20s Akquise. Die CBCT-Trajektorie wurde mit einer ZT-Aufnahme mit 50 Projektionen und einer konstanten Röhrenkonfiguration von 109 kVp, 245 mA und 15 ms evaluiert. Um die Messungen trotz unterschiedlicher Anzahl von Projektionen und Röhrenmodulation vergleichen zu können, wurde für jede Scan-Trajektorie separat eine Streustrahlenverteilungskarte erstellt. Die Karten sind dabei auf die höchste gemessene Dosis normalisiert worden. Diese Dosis wurde mit 100 % definiert. Zudem wurde eine Interpolation der Messpunkte von einem polaren auf ein kartesisches Koordinatensystem durchgeführt.

3.2 Kalibrierung

Für eine Bildrekonstruktion wird von jeder Projektion die genaue Positionierung des bildgebenden C-Bogens benötigt. Ist diese fehlerhaft, wird die Projektion im falschen Winkel und Abstand zurückprojiziert und geometrische Artefakte wie doppelte oder unterbrochene Kanten sind die Folge. Für die adaptiven Scan-Trajektorien wurden zwei Kalibrierungen implementiert und verglichen. In diesem Methodenteil werden zuerst die Grundlagen der Projektionsmatrizen erklärt, welche zur Kalibrierung der Trajektorien genutzt wurden. Anschließend werden der entwickelte Kalibrierungsalgorithmus sowie die Evaluationstests erklärt.

3.2.1 Projektionsmatrizenformalismus

Das bildgebende System eines C-Bogen-CBCTs kann analog zu einer Lochkamera mit dem Projektionsmatrizenformalismus beschrieben werden. Ausführliche Beschreibungen dazu finden sich im Standardlehrwerk *Multiple view geometry in computer vision* von Hartley [101].

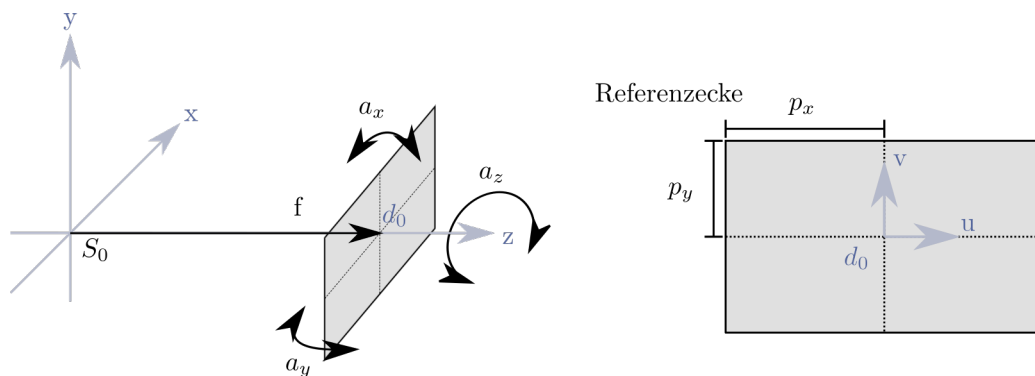


Abbildung 3.5: Parameterset des bildgebenden Systems. Zur vollständigen Beschreibung des CBCT-Systems werden Position der Röntgenquelle S_0 , Brennweite f , die Abstände p_x , p_y zum Referenzpunkt des Detektors sowie die Angulationen a_x , a_y , a_z des Detektors verwendet.

Beschreibung des bildgebenden Systems Jedes C-Bogen-System kann mithilfe von neun Freiheitsgraden bzw. Parametern vollständig beschrieben werden. In dieser Arbeit wurde zur

Beschreibung des bildgebenden Systems das in Abbildung 3.5 abgebildete Parameterset DOF (Degree of Freedom) gewählt:

- Position der Röntgenquellen $S_0 = (x, y, z)$ im Weltkoordinatensystem
- Brennweite f von S_0 bis zum Durchstoßpunkt des Detektors d_0
- Pixelabstand in horizontaler und vertikaler Richtung p_x, p_y der Referenzecke zu d_0
- Angulationen des Detektors a_x, a_y, a_z

Mithilfe dieser neun Parameter können auch die expliziten Ortsvektoren von Röntgenquelle und Durchstoßpunkt des Detektors sowie die Spannvektoren u und v der Detektorebene in Weltkoordinaten berechnet werden. Die Vektoren sind nicht komplett voneinander unabhängig, sondern die Spannvektoren bilden einen rechten Winkel. Zusätzlich ist der Abstand von Durchstoßpunkt d_0 zu S_0 durch die Brennweite f definiert.

Aufbau von Projektionsmatrizen Projektionsmatrizen sind lineare Abbildungen, die ein dreidimensionales Objekt gemäß einer definierten Strahlgeometrie auf einen zweidimensionalen Detektor abbilden. In diesem Formalismus werden homogene Koordinaten verwendet. Eine Projektionsmatrix P setzt sich aus der Multiplikation von drei einzelnen Matrizen zusammen wie Gleichung 3.2 zeigt. Die Matrix C ist die intrinsische Kameramatrix, R eine Rotationsmatrix und die zuletzt aufgeführte Matrix setzt sich aus einer 3x3 Identitätsmatrix und der Röntgenquellenposition S_0 zusammen.

$$P = CR \cdot \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & -S_{0,x} \\ 0 & 1 & 0 & -S_{0,y} \\ 0 & 0 & 1 & -S_{0,z} \end{pmatrix} \quad (3.2)$$

C beschreibt eine lineare Transformation von einem dreidimensionalen Objekt auf die Detektorebene im Kamera-Koordinatensystem. Im Kamera-Koordinatensystem befindet sich das Kamerazentrum im Koordinatenursprung. Das Kamerazentrum ist der Fluchtpunkt aller

Projektionsstrahlen und entspricht im CBCT-Kontext der Röntgenquelle. Der Detektor befindet sich im Kamera-Koordinatensystem auf der z -Achse (siehe Abbildung 3.5). Der Abstand des Durchstoßpunktes d_0 zu S_0 ist durch die Brennweite definiert. Um die Projektion eines beliebigen Punktes p auf den Detektor zu berechnen, muss der Schnittpunkt der Gerade definiert durch S_0 und p mit der Detektorebene berechnet werden. Dies kann durch eine Skalierung gemäß Gleichung 3.3 erreicht werden.

$$\underbrace{\begin{bmatrix} f & 0 & 0 & 0 \\ 0 & f & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}}_{\text{Skalierungsvorschrift}} \cdot \underbrace{\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix}}_{\text{Objektpunkt}} = \underbrace{\begin{pmatrix} fx \\ fy \\ z \end{pmatrix}}_{\text{Auftrittspunkt auf dem Detektor}} \quad (3.3)$$

Die Detektorebene wird durch ihre Spannvektoren u, v aufgespannt. In dieser Arbeit sind diese im Kamera-Koordinatensystem parallel zur x - und y -Achse. Der Koordinatenursprung des Detektors wird relativ zum Durchstoßpunkt d_0 durch die Abstände p_x, p_y definiert. Zu beachten ist, dass die Abstände von p_x, p_y in Pixel angegeben werden. Die obige Skalierungsmatrix aus Gleichung 3.3 wird in diesem Fall um p_x, p_y ergänzt. Die intrinsische Kameramatrix C entspricht der Skalierungsmatrix ohne die letzte Spalte:

$$C = \begin{bmatrix} f & 0 & p_x \\ 0 & f & p_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

Das Kamera-Koordinatensystem kann über Rotationen und Translationen in das Weltkoordinatensystem transformiert werden. Jeder beliebige Punkt r_{welt} im Weltkoordinatensystem kann dann über Gleichung 3.5 auf den korrespondierenden Detektorpunkt d projiziert werden [101].

$$d = \underbrace{CR \cdot \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & -S_{0,x} \\ 0 & 1 & 0 & -S_{0,y} \\ 0 & 0 & 1 & -S_{0,z} \end{pmatrix}}_{\text{Projektionsmatrix } P} r_{welt} = Pr_{welt} \quad (3.5)$$

Zerlegen von Projektionsmatrizen Umgekehrt können Projektionsmatrizen auch wieder zerlegt werden, um die expliziten Weltkoordinaten von Röntgenquelle, Detektor und den Detektoraufspannvektoren bzw. das beschreibende Parameterset zu bestimmen. Dazu wird die Projektionsmatrix mithilfe einer QR-Zerlegung in Kameravektor C_{kam} und Rotationsmatrix R aufgeteilt, wie von Hartley et al. beschrieben [101]. Bei realen Systemen muss beachtet werden, dass die Voxel bzw. Pixel einer physikalischen Ausdehnung dem sogenannten Voxel-/Pixelspacing entsprechen. Die Parameter müssen daher mit dem Spacing normalisiert werden.

3.2.2 Projektionsfehler

Abweichungen zwischen realer und angenommener Position des bildgebenden Systems führen bei der Rekonstruktion zu Artefakten. Werden die bildgebenden Parameter einzeln gestört, so kann beobachtet werden, dass parameterspezifische Fehler auf dem Detektor auftreten wie Claus et al. in ihren Publikationen feststellten [38, 102]. Die spezifischen Projektionsfehler sind schematisch in Abbildung 3.6 dargestellt.

Das Phantom besteht aus neun Kugeln, die entlang eines Pyramidenstumpfes angeordnet sind. Die Pyramide hat die gleiche Abmessung wie die Kegelstrahl-Geometrie des C-Bogens. Befindet sich die Röntgenquelle direkt senkrecht oberhalb der Pyramidenspitze, wie in Abbildung 3.6 (a) dargestellt, dann wird die mittlere Kugel bei einer fehlerfreien Projektion in die Mitte des Detektors projiziert. Die äußeren Kugeln überlappen sich in der Projektion und bilden ein Rechteck parallel zu den Seiten des Detektors. Es sind insgesamt fünf Sphären auf dem Detektor zu erkennen.

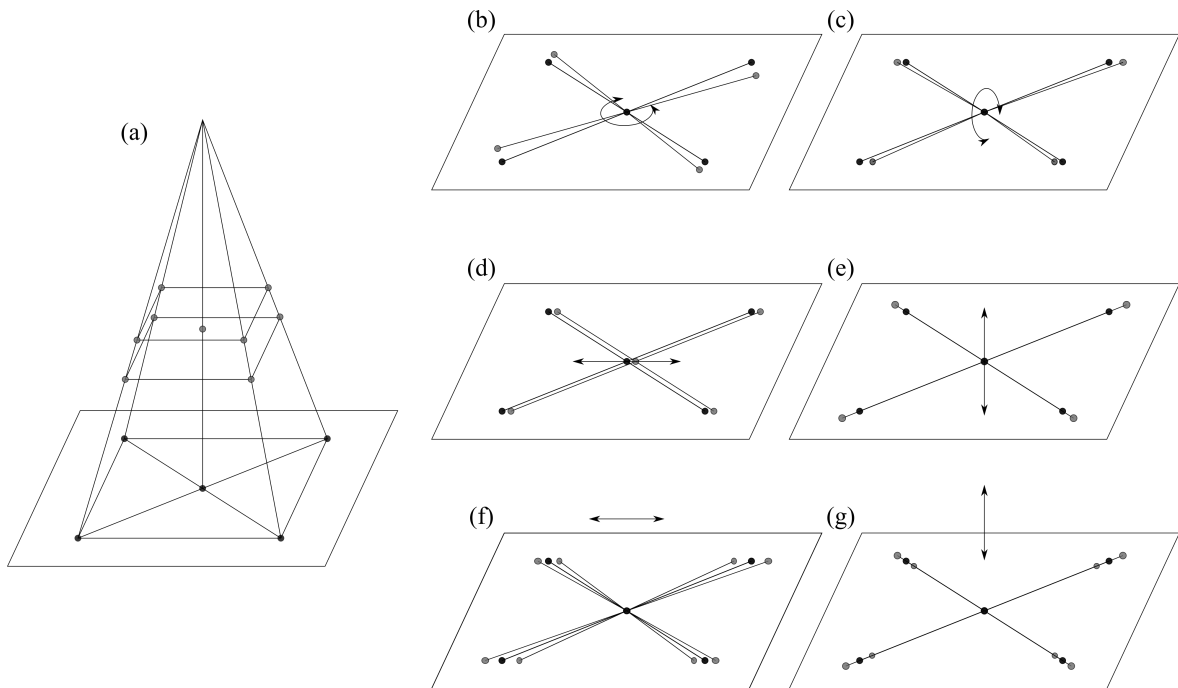


Abbildung 3.6: Spezifische Projektionsfehler. (a) zeigt die ideale fehlerfreie Abbildung des Phantoms auf dem Detektor, (b) und (c) das Detektorbild bei Angulationsfehlern, (d) und (e) bei Translationsfehlern des Detektors und (f) und (g) bei Translationsfehlern der Röntgenquelle [98].

Jede spezifische Abweichung von den angenommenen Projektionsparametern führt zu einem spezifischen Fehler auf dem Detektor. Ist der Detektor beispielsweise translatiert, wird das Rechteck gebildet aus den Projektionen der äußeren Kugeln entweder skaliert oder aus dem Mittelpunkt des Detektors bewegt (b,c). Bei jedem Angulationsfehler des Detektors wird das Rechteck verzerrt (d,e). Bei jedem Fehler der Position der Röntgenquelle, sind anstelle von fünf Kugelprojektionen neun sichtbar (f,g). Allgemeine Projektionsfehler p_{fehler} können als eine Superposition der spezifischen Projektionsfehler aufgefasst werden, was für eine Kalibrierung ausgenutzt werden kann.

3.2.3 Iterative Online-Kalibrierung mit FORCAST

In Rahmen dieser Arbeit wurde ein Kalibrierungsalgorithmus namens Feature Oriented Calibration for Arbitrary Scan Trajectories (FORCAST) entwickelt, der beliebige Trajektorien online kalibrieren kann. Online bedeutet, dass keine physischen Kalibrierungsphantome oder Kalibrierungen der Scan-Trajektorie *vor* der Aufnahme benötigt werden. Stattdessen kann die

Kalibrierung retrospektiv nach der Aufnahme durchgeführt werden. Teile dieser Arbeit wurden veröffentlicht in einem Konferenzvortrag bei der Konferenz *Computer Assisted Radiology and Surgery 2018* und als Publikation im *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* [103].

FORCAST greift das oben, in Abschnitt 3.2.2, beschriebene Konzept auf. Interventionen werden auf der Grundlage von Diagnose- und Planungsdatensätzen durchgeführt. Die interventionelle Bildgebung dient in der Regel zur Orientierung während des Eingriffs und der Kontrolle des Eingriffserfolgs. Das bedeutet, dass über die ROI, die mit dem C-Bogen-System gescannt wird, Vorwissen in Form von Bilddaten vorhanden ist. Ein solcher Datensatz kann analog zu Abbildung 3.6 als Phantom zur Generierung von simulierten Digital Reconstructed Radiographies (DRR) mit einem Parameterset DOF_{drr} verwendet werden. In den realen Projektionen und DRR können signifikante Punkte, sogenannte Feature Punkte, detektiert und miteinander verglichen werden. Bildmerkmale, die zur Verwendung als Feature Punkte dienen, können beispielsweise Geradenschnitte oder sphärische Formen sein. Aus den Unterschieden kann auf spezifische Projektionsfehler und die damit verbundenen Parameterdifferenzen DOF_{fehler} zurückgerechnet werden, um die bildgebenden Parameter der DRR an die der realen Projektionen anzunähern. Das Kalibrierungsphantom wird auch Virtual Calibration Model (VCM) genannt. Stimmen die DRR mit den realen Projektionen innerhalb eines Konfidenzintervalls überein, können die Bildparameter der DRR für eine Rekonstruktion verwendet werden. Die Kalibrierung kann also auf die Minimierung der Unterschiede in den beiden Projektionen zurückgeführt werden. Die Unterschiede können mithilfe der Feature Punkte quantifiziert werden. Die Ähnlichkeit zweier Projektionen kann über die Projektionsfehlermetrik PF quantifiziert werden. Sie summiert die Distanz aller korrespondierenden Feature Punkte p_{real} und p_{drr} in den Projektionen und den DRRs auf und kann als eine zu optimierende Objektfunktion 3.6 formuliert werden.

$$PF = \|p_{real} - p_{drr}(DOF_{drr})\| \quad (3.6)$$

Jeder beliebige Projektionsfehler p_{fehler} in den Projektionen kann als eine Superposition der einzelnen spezifischen Parameterfehler aufgefasst werden.

$$p_{fehler} = \underbrace{\begin{pmatrix} S_{x,fehler} \\ S_{y,fehler} \\ S_{z,fehler} \\ p_{x,fehler} \\ p_{y,fehler} \\ f_{fehler} \\ a_{x,fehler} \\ a_{y,fehler} \\ a_{z,fehler} \end{pmatrix}}_{DOF_{fehler}} \cdot \begin{bmatrix} C_{1sx} & C_{1sy} & C_{1sz} & C_{1dx} & C_{1dy} & C_{1dz} & C_{1ax} & C_{1ay} & C_{2az} \\ C_{2sx} & C_{2sy} & C_{2sz} & C_{2dx} & C_{2dy} & C_{2dz} & C_{2ax} & C_{2ay} & C_{2az} \end{bmatrix} \quad (3.7)$$

Die Differenz zwischen einem Feature Punkt p_{drr} der DRR und dem korrespondierenden p_{real} entspricht genau p_{fehler} und es gilt: $p_{real} + p_{fehler} = p_{drr}$. Um p_{drr} und DOF_{drr} kann eine Taylorentwicklung durchgeführt werden. Die Funktion f beschreibt dabei die Projektion von p_{drr} auf den Detektor mithilfe einer Projektionsmatrix und des Parametersets DOF_{drr} . Das Parameterset DOF' kann dabei als die Summe von Entwicklungsstelle DOF_{drr} und dem zum Projektionsfehler p_{fehler} zugehörigen Parameterset DOF_{fehler} verstanden werden (Gleichung 3.8). Jac steht dabei für die Jacobi-Matrix.

$$\begin{aligned}
 p_{real} + p_{fehler} = p_{drr} &= f(DOF_{drr}) + (DOF' - DOF_{drr}) \cdot Jac(f(DOF_{drr})) \\
 p_{drr} - p_{fehler} = p_{drr} &+ (DOF_{drr} - DOF_{fehler} - DOF_{drr}) \cdot Jac(f(DOF_{drr})) \quad (3.8) \\
 p_{fehler} &= DOF_{fehler} \cdot Jac(f(DOF_{drr}))
 \end{aligned}$$

Zu erkennen ist, dass die Formel der Taylorentwicklung 3.8 mit der obigen Formel 3.7 identifiziert werden kann. Durch die Subtraktion von DOF_{fehler} wird der Projektionsfehler verkleinert und die tatsächliche Strahlgeometrie iterativ angenähert. λ ist ein Relaxationsfaktor und kann

Werte zwischen 0 und 1 annehmen.

$$DOF_{n+1} = DOF_n + \lambda DOF_{fehler} \quad (3.9)$$

In dieser Arbeit wurden zwei verschiedene Arten von Feature Punkten im Detail untersucht: Feature Punkte, die sowohl im 3D-VCM als auch in den Projektionen detektiert werden können und Feature Punkte, die nur in den Projektionen zu finden sind.

Besitzt der 3D-Datensatz sphärische Objekte, so müssen diese in den Projektionen auch kreisförmig sein. Die runden Feature Punkte können somit direkt Punkten und Objekten im VCM zugeordnet werden. Die Jacobi-Matrix kann in diesem Fall analytisch berechnet und zur Kalibrierung verwendet werden.

Problematisch ist jedoch, dass solche Strukturen extern am Patienten angebracht werden müssten, da entsprechende Feature Punkte nicht im Körper vorhanden sind. Stattdessen ist die realistischere Annahme, dass die Feature Punkte nur in Projektionen zuordenbar sind. Deswegen kann FORCAST auch Feature Punkte wie Speeded Up Robust Feature (SURF) [104] verwenden. Diese sind nur in den Projektionen zuordenbar und es gibt keine Informationen über ihre Position in dem 3D-VCM. In diesem Fall kann die Jacobi- bzw. Fehlerkoeffizientenmatrix nicht analytisch, sondern muss numerisch bestimmt werden. Dazu wird die geschätzte Projektionsmatrix P um eine ϵ -Umgebung leicht gestört. Jede Störung betrifft nur einen spezifischen Parameter des bildgebenden Systems. Aus jeder Störung wird eine Projektion berechnet und mit der ungestörten Projektion verglichen. Jede Veränderung der Feature Punkte ist in diesem Fall ausschließlich auf die Veränderung des einen gestörten Parameters zurückzuführen und ermöglicht somit die Berechnung des spezifischen Fehlerkoeffizienten.

3.2.4 FORCAST Algorithmus

Der komplette Ablauf von FORCAST ist in Abbildung 3.7 dargestellt und kann in vier Schritte eingeteilt werden:

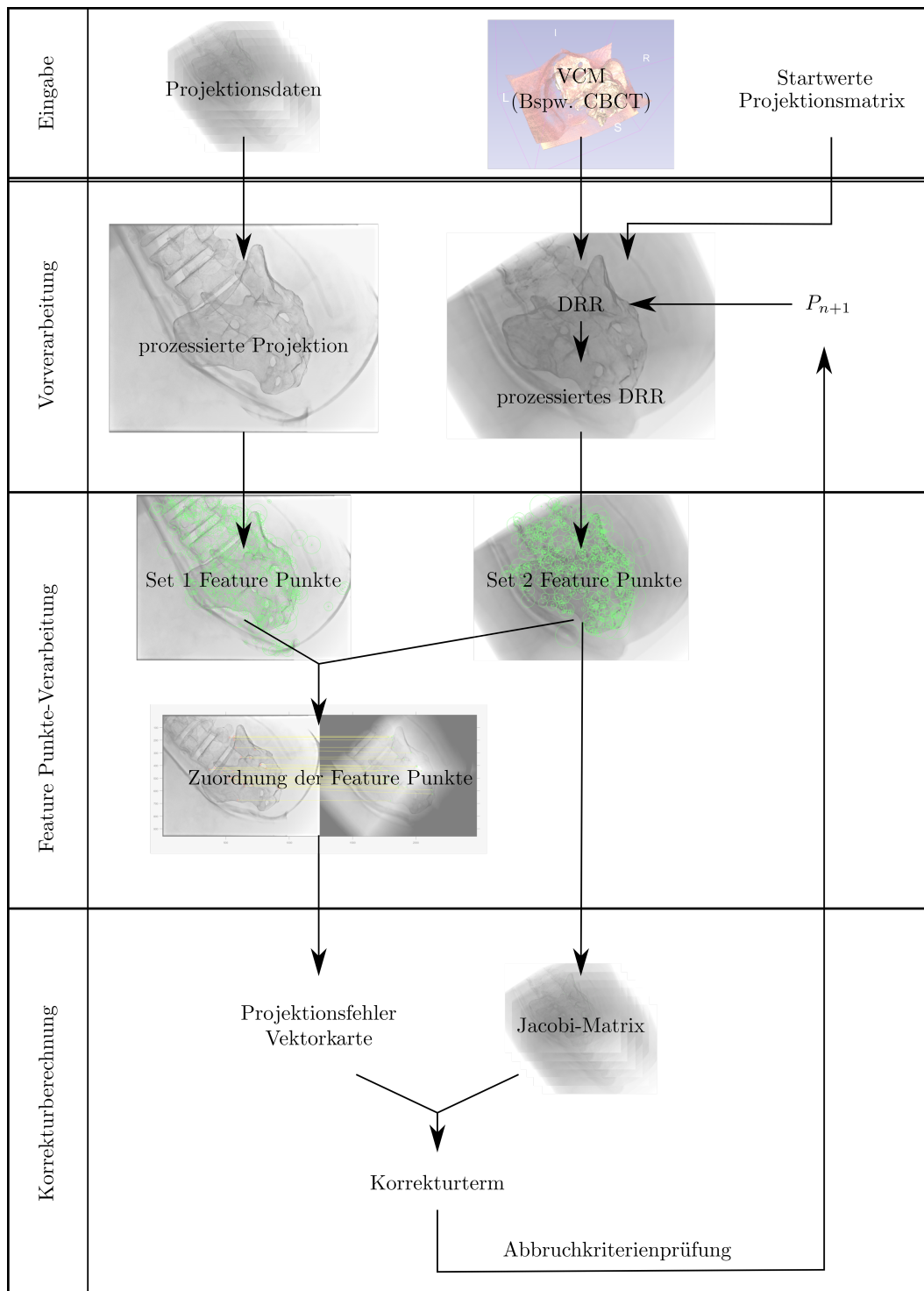


Abbildung 3.7: FORCAST-Algorithmus. Schematisch ist der Ablaufplan des FORCAST-Algorithmus gezeigt.

Eingabe Zuerst müssen die real akquirierten Daten als log-normalisierte Projektionsdaten dem Programm übergeben werden. Zudem wird ein VCM-Modell als 3D-Voxelmodell und die initial vermutete Scan-Trajektorie in Form von Projektionsmatrizen benötigt.

Vorverarbeitung Die Projektionsdaten werden im Kontrast und der Beleuchtung angepasst. So können beispielsweise Knochenstrukturen und Bildkanten betont werden, um die Feature Punkt-Detektion zu vereinfachen. Aus dem VCM werden basierend auf den Startprojektionsmatrizen PM_0 die ersten DRR berechnet. Diese werden analog zu dem realen Projektionsdatensatz ebenfalls im Kontrast angepasst.

Feature Punkt-Verarbeitung In den korrespondierenden Projektionen werden zuerst individuell alle verfügbaren Feature Punkte detektiert. Die korrespondierenden Punktepaare werden identifiziert und zugeordnet [105]. Als Feature Punkte können SURF [104] oder Sphärenobjekte verwendet werden.

Korrekturberechnung Aus den Punktepaaren wird eine Vektorkarte bzw. p_{fehler} berechnet, aus dem VCM und den derzeitigen Projektionsmatrizen die Jacobi-Matrix. Sind die Positionen der Feature Punkte in der zweidimensionalen Projektion sowie in dem dreidimensionalen VCM bekannt, kann das VCM analytisch berechnet werden. Ansonsten muss die Jacobi-Matrix numerisch berechnet werden, indem die Projektionsmatrix durch die individuelle Veränderung der einzelnen Kameraparameter gestört wird und die Veränderungen der Feature Punkte in den DRR betrachtet werden. Die Störungsmatrix wurde empirisch bestimmt und verwendet zur Zeit der Anfertigung der Arbeit die Parameter laut Tabelle 3.4.

Tabelle 3.4: Verwendete Störungsparameter zur numerischen Berechnung der Jacobi-Matrix.

	f	p_x	p_y	a_x	a_y	a_z	S_x	S_y	S_z
Störung	3	1.5	1.5	0.005	0.005	0.005	1.5	3	3

Über die Gleichungen 3.8 und 3.9 wird die Projektionsmatrix aktualisiert. In allen Resultaten dieser Arbeit wurde ein Relaxationsfaktor λ von entweder 0,5 oder 1 verwendet.

3.2.5 Realtest

Die Möglichkeiten und Leistungsfähigkeit von FORCAST wurden mithilfe von verschiedenen Tests überprüft.

Evaluation der Rekonstruktion Zur Evaluierung der Rekonstruktionen, die mithilfe einer FORCAST-Kalibrierung erstellt wurden, wurde ein BB-Evaluationsphantom (Abschnitt 3.4.2) verwendet. Die 14 Metallkugeln lassen sich aufgrund der geometrischen Form und des hohen Kontrasts gut in den Rekonstruktionen lokalisieren und analysieren. Die FORCAST-Rekonstruktionen wurden mit einer CBCT- und einer simulierten (gerenderten) ZT-Rekonstruktion verglichen. Die CBCT-Aufnahme diente als Referenz. In verschiedenen Studien konnte nachgewiesen werden, dass die kommerziellen CBCT-Protokolle am ARTIS zeego über eine gute räumliche Genauigkeit von etwa 0,1 mm verfügen [106] bzw. dass vergleichbare Geräte eine Genauigkeit von 0,5 mm aufweisen [107]. Basierend auf der Referenz-Rekonstruktion wurde eine ZT gerendert. Da die Simulation eine perfekte Kalibrierung aufweist, stellt die gerenderte ZT das bestmögliche Ergebnis einer realen ZT dar.

In allen drei Rekonstruktionen wurden die Metallkugeln mithilfe von Hough-Transformationen automatisch detektiert und parametrisiert [108]. Die Funktionen sind in der *Image Processing Toolbox* von MATLAB enthalten. Für alle 14 Kugeln der FORCAST-Rekonstruktionen wurden Abstand vom Mittelpunkt und Radius gegenüber der CBCT und der gerenderten ZT-Rekonstruktion verglichen.

Um die Tests klinisch realistischer zu gestalten, wurde die Evaluation für drei Szenarien wiederholt:

1. Testfall 1 - Stationärer Fall: Das gescannte Objekt und das VCM stimmen in Position sowie Objekteigenschaften überein.
2. Testfall 2 - Nichtidentische Ausrichtung: Die Position der Objekte weicht bei mehreren Scans voneinander ab, weil es unmöglich ist Patienten bzw. ROI immer exakt gleich zu

positionieren. Um diesen Fall zu simulieren, wurde das Objekt für die VCM-Messung um 3 cm verrückt und um 10° verkippt.

3. Testfall 3 - Objektabweichungen: Zusätzlich zur Abweichung in der Positionierung während der verschiedenen Scans, können sich die gescannten Objekte verändern. Dazu wurde das VCM vor Aufnahme der zu kalibrierenden ZT mit zusätzlichen Objekten wie Stiften oder Biopsienadeln versehen.

Für alle Evaluationstests wurden dieselben Scanparameter verwendet, die in Tabelle 3.5 aufgelistet sind.

Tabelle 3.5: Aufnahmeparameter für die Evaluation der Rekonstruktionen.

	Tomosynthese	CBCT
Halbtomo-Winkel	25°	-
Quelle-Detektor-Abstand	120 cm	120 cm
Anzahl von Projektionen	100	496
Anodenspannung	70 kVp	70 kVp
Stromstärke	55 mA	17 mA
Pulsweite	4 ms	3,5 ms
Detektorgröße	960 x 1240 Pixel	960 x 1240 Pixel
Rekonstruktionsvolumen	512 x 512 x 388 Voxel	512 x 512 x 388 Voxel
Voxelgröße	0,48 mm	0,48 mm

Test der anthropomorphen Phantom-Rekonstruktion Mit diesem Test sollte nachgewiesen werden, dass FORCAST auch anthropomorphe Strukturen kalibrieren kann. Dazu wurden die drei oben beschriebenen Testszenarien wiederholt. Es wurden die gleichen Parameter, wie in Tabelle 3.5 abgebildet, verwendet. Als anthropomorphes Phantom wurde ein Lendenwirbel-Phantom verwendet. Nähere Informationen finden sich in Abschnitt 3.4.2.

Test der Scan-Trajektorien FORCAST ist nicht limitiert auf einen bestimmten Typ von Scan-Trajektorien. Weitere Tests mit dem anthropomorphen Lendenwirbel-Phantom

(Abschnitt 3.4.2) sollten zeigen, dass FORCAST auch CBCT-Trajektorien korrigieren kann. Für die CBCT wurden 124 Projektionen aufgenommen. Die CBCT-Trajektorie verwendete ansonsten die gleichen Parameter wie in Tabelle 3.5 dargestellt.

Rechenzeit- und empirischer Konvergenztest Um die Rechenzeiten von FORCAST zu reduzieren, wurden zwei Optimierungen implementiert. Bei der ersten Optimierung wurde das zu betrachtende Volumen des VCM reduziert, um Datenübertragungs- und Schreibprozesse zu minimieren. In der zweiten Optimierung wurde die Berechnung der DRRs für eine bessere Ausnutzung der Graphic Processing Unit (GPU) parallelisiert. Am Beispiel der Kalibrierung eines anthropomorphen Phantoms (Abschnitt 3.4.2) wurde die Rechenzeit und Konvergenz von FORCAST getestet.

3.3 Bildrekonstruktion

Im letzten Arbeitspaket sollte eine Bildrekonstruktion entwickelt werden, die es erlaubt ZT-Trajektorien mit CBCT-Aufnahmen zu kombinieren. Dadurch werden die LAA unterdrückt. Der entwickelte Algorithmus basiert auf dem PICCS-Algorithmus [54], welcher wiederum auf einem Total Variation (TV)-Ansatz aufbaut. In diesem Kapitel werden zuerst die Grundlagen des Compressed Sensing und der TV erklärt. Anschließend wird erläutert wie die ZT-Trajektorien in den PICCS-Ansatz integriert wurden. Die gesamten Bildrekonstruktionen wurden mithilfe der im letzten Abschnitt erklärten MATLAB-Toolboxen durchgeführt.

3.3.1 Compressed Sensing & Total Variation

Compressed Sensing-Grundlagen Für eine artefaktfreie Bildrekonstruktion muss die Orlov-Bedingung erfüllt sein. Genügt die Abtastung des Objekts nicht der Orlov-Bedingung, so treten Streifen-Artefakte auf (Abschnitt 2.4.4). Compressed Sensing ist ein Ansatz, diese Vollständigkeitsbedingung zu umgehen. Unter bestimmten Umständen können unterabgetastete Objekte und damit dosisarme Röntgenaufnahmen für eine artefaktfreie Rekonstruktion verwendet werden [109, 110]. Die Grundannahme ist, dass die Bildinformationen nicht über alle Pixel isotrop verteilt sind. Ein einfaches Beispiel sind, wie in Abbildung 3.8 gezeigt, Bilder mit weitestgehend homogenen Strukturen. Die gesamte relevante Bildinformation kann in diesem Fall auf die Pixel der Strukturgrenzen sowie einzelne Pixel zur Definition der Farbwerte innerhalb der Flächen reduziert werden.

Um die Bilder auf ihre relevanten Bildpunkte zu reduzieren, werden sogenannte Sparsify-Transformationen Ψ verwendet. Diese Transformationen erlauben den Wechsel zwischen dem originalen Bildraum B und dem auf die signifikanten Pixel reduzierten Bildraum B^* . In dieser Domäne B^* werden weniger Projektionsdaten für eine exakte Bildrekonstruktion benötigt. Das in B^* rekonstruierte Bild wird dann über die inverse Sparsify-Transformation ohne Artefakte in dem ursprünglichen, vollen Bildraum B wiederhergestellt.

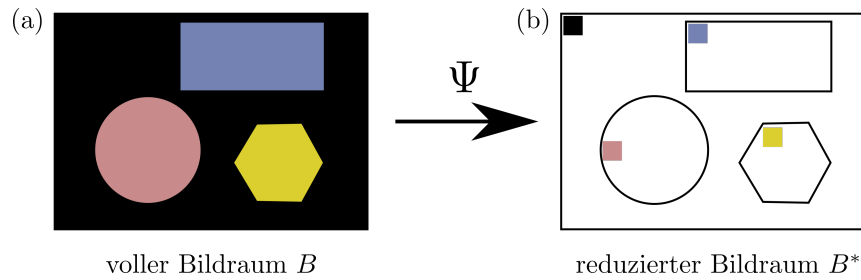


Abbildung 3.8: Illustration des Funktionsprinzips von Compressed Sensing. (a) zeigt den vollen Bildraum B . Über die Sparsify-Transformationen Ψ , kann der Bildraum auf die signifikanten Bildpunkte reduziert werden (b).

Total Variation In der CT-Bildrekonstruktion haben sich TV-basierte Verfahren als ein Standard Compressed Sensing-Ansatz etabliert [111, 110, 112, 113, 114, 115]. Der Ansatz basiert darauf, dass eine iterative Rekonstruktion mit einem Compressed Sensing-Term regularisiert wird. Durch eine Einschränkung des Lösungsraums werden Rekonstruktionen, die mit den Modellannahmen des Regularisierungsterms übereinstimmen, bevorzugt.

Die TV eines Bildes $f(x)$ ist definiert als das Integral über alle Gradienten in diesem Bild.

$$TV(f(x)) = \int |\nabla f(x)| dx \quad (3.10)$$

Physikalisch kann die TV als die Summe aller Kanten in einem Bild interpretiert werden. Bei stückweise konstanten Bildern bzw. überwiegend homogenen Bildern ohne Rauschen ist die TV minimal. Jedes Rauschen führt zu lokalen Gradienten und damit zu einer Erhöhung der TV. Unter der Annahme, dass Objekte in CT-Rekonstruktionen vorwiegend homogene Flächen darstellen, entspricht die Reduzierung der TV einer Entrauschung des Bildes.

In dieser Arbeit wurde der TV-Ansatz mithilfe einer diskreten Gradienten-Transformation realisiert und stellt eine Erweiterung der 2D-TV-Regularisierung aus der Publikation von Lauzier et al. dar [55]. Die Sparsify-Funktion entspricht der L1-Norm der partiellen Ableitungen. Die diskreten partiellen Ableitungen können, wie Gleichung 3.11 zeigt, berechnet werden, indem die Pixel von ihren benachbarten Pixeln in x-, y- und z-Richtung abgezogen werden. M entspricht der Anzahl der Spalten und N der Anzahl der Reihen pro Schicht im dreidimensionalen Bild.

Ein kleiner Offset ϵ verhindert, dass der Einzelbetrag für ein Pixel 0 werden kann.

$$TV(x) = \sum_i \sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2 + (x_{i+M} - x_i)^2 + (x_{i+M \cdot N} - x_i)^2 + \epsilon^2} \quad (3.11)$$

Die Objektfunktion 3.12 setzt sich aus dem Hauptrekonstruktionsproblem und einem 3D-TV-Regularisierungsterm zusammen. Für die Datenkonsistenz wurde als Ansatz die MKQ gewählt.

$$x_{opt} = \frac{\lambda}{2} \arg \min_x (Ax - b)^T (Ax - b) + TV(x) \quad \text{s.t. } Ax = b \quad (3.12)$$

$$f_{obj} = (Ax - b)^T (Ax - b) + TV(x)$$

λ ist ein empirischer Gewichtungsfaktor, der die Stärke der Regularisierung steuert. Um die Objektfunktion f_{obj} zu optimieren, kann ein Gradient-Ansatz verwendet werden [90]. Dazu muss die Ableitung der Funktion berechnet werden.

Die Ableitung des TV-Terms ist in Gleichung 3.13 gezeigt.

$$\begin{aligned} \frac{\delta}{\delta x_i} TV(x) = & - \frac{x_{i+1} + x_{i+M} + x_{i+M \cdot N} - 3x_i}{\sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2 + (x_{i+M} - x_i)^2 + (x_{i+M \cdot N} - x_i)^2 + \epsilon^2}} \\ & + \frac{x_i - x_{i-1}}{\sqrt{(x_i - x_{i-1})^2 + (x_{i-1+M} - x_{i-1})^2 + (x_{i-1+M \cdot N} - x_{i-1})^2 + \epsilon^2}} \\ & + \frac{x_i - x_{i-M}}{\sqrt{(x_{i-M+1} - x_{i-M})^2 + (x_i - x_{i-M})^2 + (x_{i-1+M+M \cdot N} - x_{i-M})^2 + \epsilon^2}} \\ & + \frac{x_i - x_{i-M \cdot N}}{\sqrt{(x_{i-M \cdot N+1} - x_{i-M \cdot N})^2 + (x_{i-M \cdot N+M} - x_{i-M \cdot N})^2 + (x_i - x_{i-M \cdot N})^2 + \epsilon^2}} \end{aligned} \quad (3.13)$$

$$\frac{d}{dx} (Ax - y)^T (Ax - y) = 2A^T (Ax - y) \quad (3.14)$$

Zusammen mit der Ableitung des Datenkonsistenzterms (Gleichung 3.14), ergibt sich für die gesamte Ableitung der Objektfunktion f_{obj} :

$$\frac{d}{dx} f_{obj} = \frac{d}{dx} TV(x) + \lambda A^T (Ax - y) \quad (3.15)$$

Die Optimierungsrichtung wird dann auf die derzeitige Lösung mit einem Relaxationsfaktor η addiert:

$$x_{n+1} = x_n + \eta \left[\frac{d}{dx} TV(x) + \lambda A^T (Ax - y) \right] \quad (3.16)$$

3.3.2 Prior Image Constrain Compressed Sensing

PICCS ist eine Weiterentwicklung des TV-Ansatzes und erlaubt den Einsatz von Vorwissen zur Regularisierung [54, 55]. Wie in der Einleitung erwähnt, stehen bei MIC-Eingriffen eine Vielzahl von Bilddaten zur Verfügung. Der Überlapp der Morphologie des Patienten zwischen zwei (zeitnahen) Messungen ist in der Regel groß. Deswegen ist die Verwendung von Vorwissen in Bildrekonstruktionen ein vielversprechender und intuitiver Ansatz zur Dosisreduzierung. Beim PICCS wird das Vorwissen mit einem TV-Ansatz kombiniert. Gleichung 3.17 zeigt die zu optimierende Objektfunktion.

$$f_{obj,piccs} = \frac{\lambda}{2} (Ax - y)^T C (Ax - y) + (1 - \alpha) TV(x) + \alpha TV(x - x_p) \quad (3.17)$$

Die Objektfunktion 3.17 besteht im Gegensatz zum konventionellen TV-Ansatz aus zwei TV-Regularisierungstermen. Der erste Term $(1 - \alpha)TV(x)$ ist identisch zum klassischen TV-Ansatz. Der zweite Term $\alpha TV(x - x_p)$ erlaubt die Verwendung von Vorwissen. Dazu wird von der derzeitigen Lösung x zunächst der Vorwissen-Datensatz x_p pixelweise subtrahiert. Die Differenz wird anschließend ebenfalls mithilfe einer TV zur Regularisierung der iterativen Lösung x verwendet. Dieser Term ist minimal, wenn x identisch mit x_p ist. Der Gewichtungsfaktor α steuert die Gewichtung von klassischer TV-Regularisierung zu vorwissenbasierter Regularisierung. Die Matrix C ist die in Abschnitt 2.4.3 beschriebene Gewichtungsmatrix (Gleichung 2.45) mit den Photonengewichten. Dies erlaubt den Einsatz einer statistischen Rekonstruktion.

In dieser Arbeit wurde eine modifizierte Version der von Li et al. und Garrett et al. implementierten PICCS-Version verwendet [61, 63, 30]. Die Modifikationen wurden während eines Auslandsaufenthalts an der University of Wisconsin - Madison am Lehrstuhl für CT-Research unter Betreuung von Prof. Dr. Guang-Hong Chen und Dr. John W. Garrett entwickelt.

Die iterative Rekonstruktion erfolgt hierbei nicht direkt auf der Ausgangsobjektfunktion. Stattdessen wird zunächst eine Hilfsrekonstruktion u eingeführt. Diese wird analog zur Standardmethode über ihren Gradienten optimiert. Allerdings wird eine zusätzliche Gewichtungsmatrix P eingeführt, wie Gleichung 3.18 zeigt.

$$u^{(n+1)} = x^{(n)} + P \underbrace{A^T C(Ax - y)}_{\text{gewichtete Rückprojektion}} \quad (3.18)$$

Die neue Matrix P ermöglicht nun eine zusätzliche Filterung und Gewichtung der Rückprojektion, was mehrere Vorteile bietet:

- CBCT-Rekonstruktionen haben ein rotationsymmetrisches Field of View (FOV), welches durch die Strahlgeometrie festgelegt ist. Für die technische Implementierung ist es aber meist praktikabel quaderförmige Objekte zu nutzen. Mithilfe von P können alle Voxel außerhalb des FOV auf 0 gesetzt und damit in den Rekonstruktionen außen vor gelassen werden, was Rechenleistung spart.
- Bei vorwissensbasierten Ansätzen sollen oft nur die dynamischen Veränderungen in einem bereits vorhandenen Datensatz dargestellt werden. Durch P können Rückprojektionsvoxel mit höheren Werten stärker gewichtet werden. Dadurch wird die Dynamik in der Rekonstruktion berücksichtigt, ohne den Weichteilkontrast durch die neuere Aufnahme zu verschlechtern.

Für die Hilfsvariable u muss gefordert werden, dass diese mit x aus dem Lösungsraum der ursprünglichen Objektfunktion konsistent ist. Auch diese Bedingung kann mithilfe der MKQ formuliert werden (Gleichung 3.19).

$$\tilde{x} = \underbrace{\arg \min}_x \left[\frac{\lambda}{2} (x - u)^T P^{-1} (x - u) + \text{Regularisierungsterm} \right] \quad (3.19)$$

Ein weiterer Vorteil dieses (initial) etwas umständlicheren Ansatzes ist, dass das ursprüngliche Rekonstruktionsproblem in zwei getrennt lösbare Einzelprobleme aufgeteilt werden kann. Die

Optimierung des u -Problems stellt das eigentliche Rekonstruktionsproblem dar. Die Regularisierung wird dann nach Aktualisierung von u angewandt. Im Gegensatz zum klassischen Ansatz (Gleichung 3.16) mit einem kombinierten Gradienten-Abstieg wird also die Regularisierung nicht zeitgleich mit der Rückprojektion durchgeführt, sondern erst in einem nachgeschalteten Schritt. Durch die Trennung von Regularisierung und CT-Aktualisierung ist dieser Implementierungsansatz flexibel. Neue Regularisierungsterme können unabhängig von der Datenkonsistenzoptimierung entwickelt werden.

Die endgültige Iterationsformel 3.20 für x ist aus der Herleitung von Li et al. entnommen [61].

$$x^{n+1} = \frac{\lambda\mu/P_i}{\lambda\mu/P_i + 8} u_i^n + \frac{4}{\lambda\mu/P_i + 8} [2\bar{x}_i^n + x_{p,i} - \bar{x}_{p,i}^n + h_i^n + h_{p,i}^n] \quad (3.20)$$

Das tiefgestellte i steht für den Pixelindex, λ ist der Gewichtungsterm für den Datenkonsistenzterm, μ der Gewichtungsterm der Regularisierung, das tiefgestellte p zeigt an, dass es sich um einen Vorwissendatensatz handelt, und P_i sind die korrespondierenden Einträge der Gewichtungsmatrix P . In Gleichung 3.20 ist zu erkennen, dass zwei weitere Hilfsvariablen \bar{x} und h hinzugekommen sind.

\bar{x} berechnet die Mittelwerte der vier direkt benachbarten Pixel mit M der Anzahl der Pixel in einer Reihe. Somit wirkt \bar{x} wie ein Tiefpassfilter.

$$\bar{x}_i^n = \frac{1}{4}(x_{i+1}^n + x_{i+M}^n + x_{i-1}^n + x_{i-M}^n) \quad (3.21)$$

Die Gewichtungsmatrix h setzt sich wiederum aus mehreren Matrizen zusammen (Gleichung 3.22). In Gleichung 3.20 kommt die Gewichtungsmatrix h zweifach vor, einerseits zur Gewichtung der Lösung x^{n+1} und andererseits zur Gewichtung des Vorwissens ($h_{p,i}^n$). Zur Berechnung von $h_{p,i}^n$ kann ebenfalls Gleichung 3.22 mit den korrespondierenden Matrizen verwendet werden.

$$h_i^n = \frac{1}{4}[(D_{x,i-1}^n - D_{x,i}^n) + (D_{y,i-M}^n - D_{y,i}^n) + (B_{x,i-1}^n - B_{x,i}^n) + (B_{y,i-M}^n - B_{y,i}^n)] \quad (3.22)$$

Gleichung 3.22 zeigt, dass h_i^n ebenfalls während der Optimierung aktualisiert wird. Die

Matrix D berücksichtigt die ursprüngliche diskrete TV-Regularisierung, während die Matrix B Mischterme für die TV-Regularisierung zwischen zwei Iterationen bereitstellt. In der Summe ist h eine Superposition von verschiedenen Hochpassfiltern und kann analog zu dem diskreten Gradientenbild des klassischen TV-Ansatzes interpretiert werden. Gleichungen 3.23 bis 3.26 zeigen wie die Matrizen D und B iteriert werden. Insgesamt müssen die Matrizen D und B viermal berechnet werden, weil sie jeweils für die Gewichtung der x- und y-Richtung der Rekonstruktion x^{n+1} und des Vorwissendatensatzes x^p benötigt werden. Die Indizes x/y und $1/M$ zeigen, dass die Matrizen einmal in x und einmal in y mit einem Indexabstand von 1 Pixel bzw. M Pixel berechnet werden müssen.

$$E_{x/y,i}^n = (x_{i+1/M}^n - x_i^n) - B_{x/y,i}^n \quad (3.23)$$

$$D_{x/y,i}^{n+1} = S_\mu(|E_i^n|) \frac{E_{x/y,i}^n}{\|E_i^n\|} \quad (3.24)$$

$$\text{mit } S_\mu(x) = \begin{cases} x \left(1 - \frac{\mu}{|x|}\right), & \frac{\mu}{|x|} \in (0, 1], \\ 0 & \end{cases} \quad (3.25)$$

$$B_{x/y,i}^{n+1} = D_{x/y,i}^{n+1} - E_{x/y,i}^n \quad (3.26)$$

Die Funktion S_μ verhindert, dass Werte über dem Schwellenwert μ berücksichtigt werden. Dadurch werden nur Regularisierungswerte unterhalb der Schwelle μ für die Optimierung berücksichtigt, wodurch hohe Signale nicht unterdrückt werden. Die D -Matrizen werden über diskreten Gradientenbildern von u^k und x_p in x- und y-Richtung initialisiert (Gleichung 3.27 bis 3.30) und die B -Matrizen sind zu Beginn der Optimierung alle null.

$$D_{x,i}^{n=0} = [u_{i+1}^k - u_i^k] \quad (3.27)$$

$$D_{y,i}^{n=0} = [u_{i+m}^k - u_i^k] \quad (3.28)$$

$$D_{p,x,i}^{n=0} = [x_{p,i+1} - x_{p,i}] \quad (3.29)$$

$$D_{p,y,i}^{n=0} = [x_{p,i+m} - x_{p,i}] \quad (3.30)$$

3.3.3 Extended FOV-Rekonstruktion

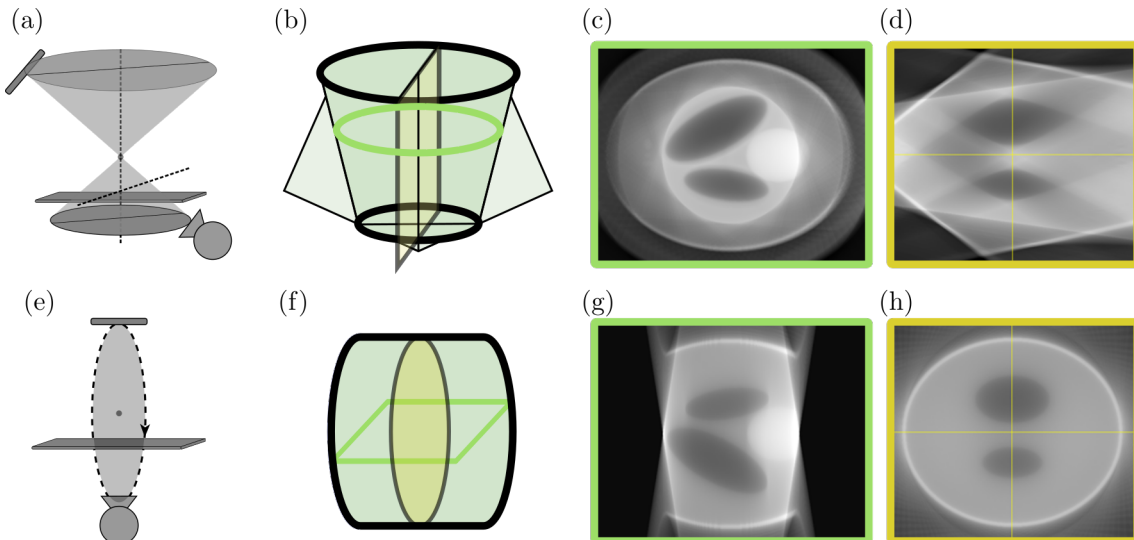


Abbildung 3.9: Unterschiedliche FOV. (a)-(d) zeigen das FOV einer ZT mit unterschiedlicher Informationsverteilung, (e)-(h) das FOV eines CBCT, das mit denselben Geräteparametern aufgenommen wurde.

Nett et al. konnten erfolgreich zeigen, dass PICCS sich mit Tomosynthese-Bahnen kombinieren lässt [32]. Dazu haben sie eine Grapefruit an einem klinischen C-Bogen-System vermessen. Die erste Aufnahme zur Verwendung als Vorwissen wurde mit einem vollen CBCT-Scan vorgenommen. Anschließend wurde die Grapefruit mit einer Nadel punktiert und mit einer verkürzten CBCT-Trajektorie, die die Orlov-Bedingung verletzt, gescannt. Solche Bahnen werden auch als Limited Angle CBCT bezeichnet und gehören zur Gruppe der Tomosynthese-Scan-Trajektorien [27]. In dieser Arbeit wurde das Konzept auf ZT-Trajektorien erweitert, da die Ausgangssituation ähnlich ist. Auch hier fehlen aufgrund der Verletzung der Orlov-Bedingung Informationen im Fourier-Raum, die mithilfe von PICCS ergänzt werden sollen. ZT-Trajektorien weisen im Vergleich zu CBCT-Trajektorien bei gleichbleibenden Geräteparametern ein wesentlich größeres FOV auf. Abbildung 3.9 zeigt anhand von Simulationen das FOV einer ZT- und einer CBCT-Aufnahme. CBCT weisen ein zylinderförmiges FOV auf (Abbildung 3.9 (f)). Das Rekonstruktionsvolumen entspricht einer komplexeren Struktur (Abbildung 3.9 (b)), nämlich einem Kegelstumpf (dunkelgrün) mit einer Peripherstruktur (hellgrün),

der 90° gegenüber dem FOV eines CBCTs verkippt ist. Die Farben indizieren, dass bei ZT-Scans zwei Abtastungszonen mit unterschiedlich ausgeprägter Bildinformation existieren. Abbildung 3.9 (c) zeigt die Fokusebene (Frontalebene) der ZT-Simulationen. Der innere Kreis befindet sich im Bereich des dunkelgrünen Kegelstumpfs. In dieser Zone überlappen alle Kegelstrahlprojektionen, was aus einer besseren Abtastung resultiert. Im Gegensatz dazu stehen in den äußeren Bereichen nur Bildinformationen benachbarter Projektionen zur Verfügung, was eine schlechtere Rekonstruktion erklärt. Ein Vergleich der FOVs in der Frontalebene von CBCT und ZT zeigt, dass das Sichtfeld der ZT deutlich größer ist. Allerdings sind bei einer ZT Artefakte in den anderen Ebenen zu erkennen. Mit einem PICCS-Ansatz sollte das größere FOV mit der besseren Bildqualität der CBCT kombiniert werden. Eine direkte, naive Verwendung der CBCT-Rekonstruktion als Vorwissen führt aufgrund von Trunkierung zu Artefakten entlang der Kanten des FOV. Um dies zu umgehen, wurde ein sogenannter extended FOV (eFOV)-Ansatz verwendet [55]. Bei diesem Ansatz wird von den folgenden Annahmen ausgegangen:

1. Das zu scannende Objekt ist deutlich größer als das FOV einer konventionellen CBCT.
2. Es existiert ein CBCT-Scan der ROI. Dieser kann im Vergleich zu der ZT unterschiedlich positioniert sein und Objektunterschiede enthalten.
3. Die Projektionen des CBCT-Scans sind verfügbar.
4. Die Objektunterschiede zwischen dem CBCT- und ZT-Scan sind hochkontrastig.

Die ersten beiden Annahmen sind im klinischen Alltag praktisch immer erfüllt. Ein Mensch ist wesentlich größer als das FOV des ARTIS zeego von etwa 20 cm Länge und 12 cm Breite und wie im FORCAST-Kapitel 3.2.5 bereits erklärt, ist eine exakt gleiche Ausrichtung eines Patienten zwischen zwei Scans unrealistisch. Die dritte und vierte Annahme setzen voraus, dass es sich um einen Eingriff mit Planungs- und Kontrollscan am ARTIS zeego handelt. Typisches Beispiel hierfür sind Nadelplatzierungen. Der erste (CBCT-)Scan dient zur Planung der Nadeleinstiche. Ein abschließender ZT-Scan würde deren Lage in einem großen FOV überprüfen.

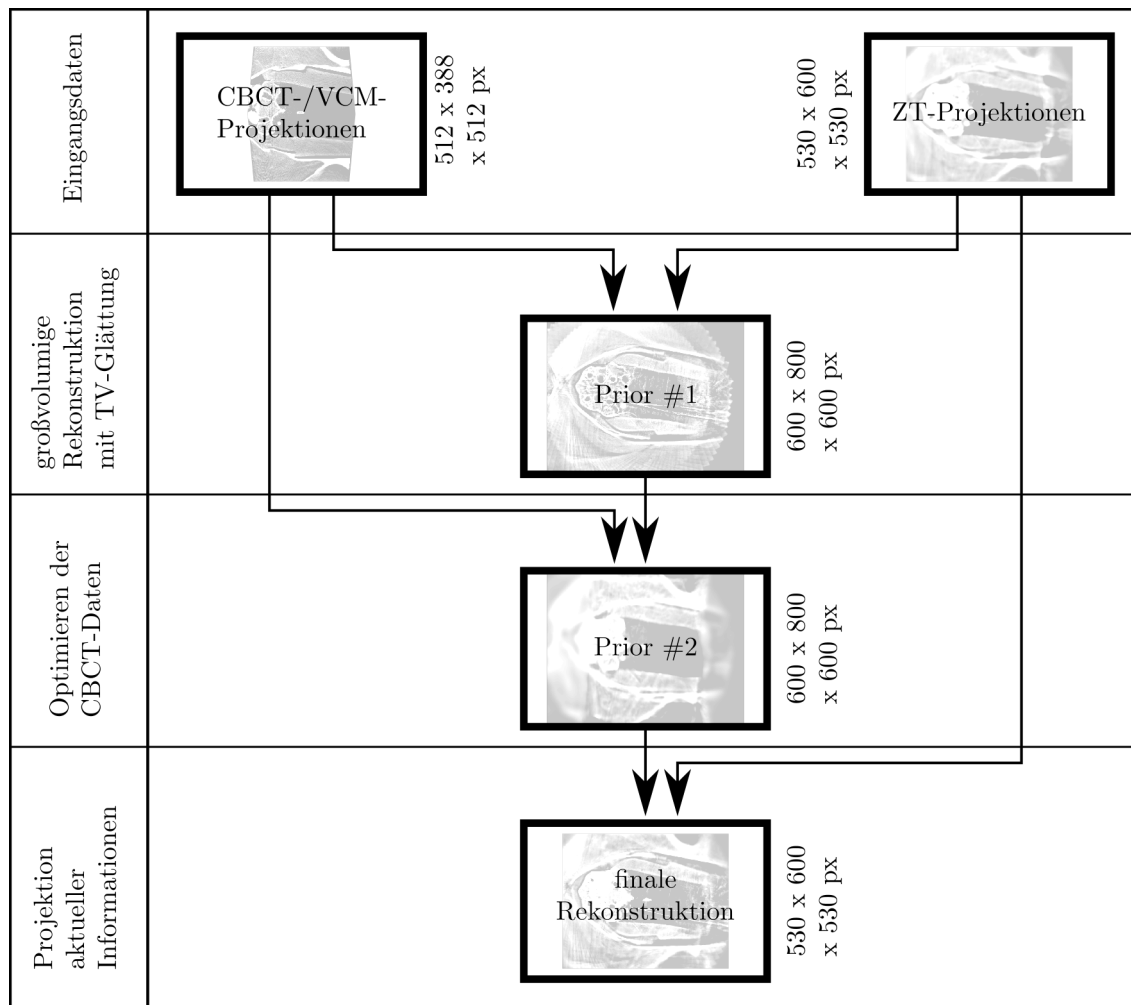


Abbildung 3.10: Ablaufschema eFOV-Rekonstruktionen. Die eFOV-Rekonstruktion basiert auf drei konsekutiven Rekonstruktionen. Die Voxelangaben geben die jeweiligen Rekonstruktionsgrößen an.

Abbildung 3.10 zeigt den in dieser Arbeit entwickelten Ablaufplan. Im wesentlichen besteht er aus drei aufeinander aufbauenden Rekonstruktionen. Die ersten beiden dienen der Erstellung eines geeigneten Vorwissendatensatzes (auch Prior genannt) zur Verwendung im PICCS-Kontext. Dazu werden zuerst die Projektionen von CBCT- und ZT-Aufnahmen miteinander kombiniert und mit einer starken TV-Regularisierung rekonstruiert. Dadurch wird sichergestellt, dass die Kanten entlang der einzelnen Projektionen unterdrückt werden. Um die morphologischen Details der CBCT-Akquisition verwenden zu können, werden die CBCT-Projektionen noch einmal in den geglätteten Datensatz hineinprojiziert. Dieser Datensatz wird dann als Vorwissen-Regularisierung für die finale Rekonstruktion mit den ZT-Projektionen verwendet.

Alle Rekonstruktionsparameter werden mithilfe einer empirischen Parametersuche bestimmt.

3.3.4 Machbarkeitstest

Ein Beleg der Umsetzbarkeit des Ansatzes wurde mithilfe des anthropomorphen Lendenwirbel-Phantoms (Abschnitt 3.4.2) erbracht. Das Phantom wurde zuerst mit zwei CBCT-Scans aufgenommen. Der eine Scan wurde mit 124 Projektionen und der andere mit 496 Projektionen aufgenommen. Die low dose-Aufnahme mit 124 Projektionen wurde für die eFOV-Rekonstruktion, die high dose-Aufnahme als Referenz zur Bewertung der Bildqualität verwendet. Danach wurde das Phantom um 10° verkippt, um 3 cm verschoben und mit einer Biopsienadel punktiert. Das Phantom wurde anschließend mit einer 100 Projektionen umfassenden ZT-Aufnahme mit einem Halbtomo-Winkel von $\alpha = 25^\circ$ gescannt. Die low dose CBCT- und ZT-Trajektorien wurden mit FORCAST kalibriert, wobei das high dose CBCT als VCM verwendet wurde. Hierdurch wurde sichergestellt, dass alle drei Aufnahmen miteinander übereinstimmen und registriert sind. In Tabelle 3.6 sind die verwendeten Aufnahmeparameter aufgelistet.

Tabelle 3.6: Aufnahmeparameter für die eFOV-Rekonstruktionen.

	Tomosynthese	CBCT
Halbtomo-Winkel	25°	-
Quelle-Detektor-Abstand	120 cm	120 cm
Anzahl von Projektionen	100	124 (low dose) 496 (high dose)
Anodenspannung	70 kVp	70 kVp
Stromstärke	55 mA	17 mA
Pulsweite	4 ms	3,5 ms
Detektorgröße	960 x 1240 Pixel	960 x 1240 Pixel
Rekonstruktionsvolumen	530 x 600 x 530 Voxel	512 x 388 x 512 Voxel
Voxelgröße	0,48 mm	0,48 mm

Neben der low dose CBCT-, high dose CBCT- und eFOV-Rekonstruktion wurde eine naive ZT-CBCT-Rekonstruktion berechnet. Hierbei wurde die low dose CBCT-Aufnahme ohne weitere Bearbeitungsschritte als Vorwissen für eine ZT-Rekonstruktion verwendet. Die Bildqualität

der low dose CBCT-, ZT-CBCT- und eFOV-Rekonstruktion wurden gegen die high dose CBCT-Rekonstruktion mithilfe von vier Metriken (SSIM, normalized MI (nMI), Pearson Cross Correlation (PCC), RMSE, siehe auch Abschnitt 3.4.1) verglichen. Analog zur ASF-Untersuchung (Abschnitt 3.1.4) wurden die Metriken für verschiedene Schichten der Fokusebene berechnet, um Graphenverläufe durch die verschiedenen Schichten zu erhalten. Für jede der drei Rekonstruktionen wurde anschließend die mittlere prozentuale Abweichung zu anderen Rekonstruktionen berechnet (Gleichung 3.31). Mit $f_{metrik}(rec_i)$ sind die berechneten Werte einer Metrik einer Rekonstruktion gemeint. Normiert wurden die aufsummierten Differenzen über den höchsten berechneten Wert und die Anzahl der betrachteten Schichten n .

$$\Delta f_{i,j} = \frac{\|f_{metrik}(rec_i) - f_{metrik}(rec_j)\|_1}{\max(f_{metrik}(rec_i)) \cdot n} \quad (3.31)$$

Anschließend wurden für die Matrix $\Delta f_{i,j}$ zeilenweise die Mittelwerte gebildet, um die Bildqualität einer Rekonstruktion gegenüber den anderen Rekonstruktionen in einer Metrik einschätzen zu können.

3.3.5 Rekonstruktionstoolboxen

ASTRA Toolbox Die ASTRA Toolbox ist ein Rekonstruktions-Softwarepaket mit Anbindung an MATLAB, welches an der Universität Antwerpen (iMinds-Visionlab, University of Antwerp, Belgien) entwickelt wurde [116, 117, 118]. Sie erlaubt die Rekonstruktion von Daten verschiedener CT-Geometrien inklusive CBCT mit verschiedenen Standardrekonstruktionstechniken. Das Toolkit umfasst optimierte Vor- und Rückwärtsprojektoren zur Berechnung von Rekonstruktionen und DRRs. Über Schnittstellen werden die rechenintensiven Berechnungen in C++ und auf die GPU ausgelagert. Dadurch werden die Rechenzeiten deutlich reduziert, weil der Einsatz von parallelisiertem Rechnen möglich ist. Die einzelnen Berechnungen der Strahlen und Pixelwerte können in der Regel komplett unabhängig voneinander und damit parallel durchgeführt werden. Die Anbindung des Toolkits an MATLAB erlaubt eine schnelle Implementierung von neuen Algorithmen. Die Kommunikation zwischen den Programmen erfolgt über sogenannte `projection` und `volume` Objekte. Diese Objekte verwalten den Datenaustausch.

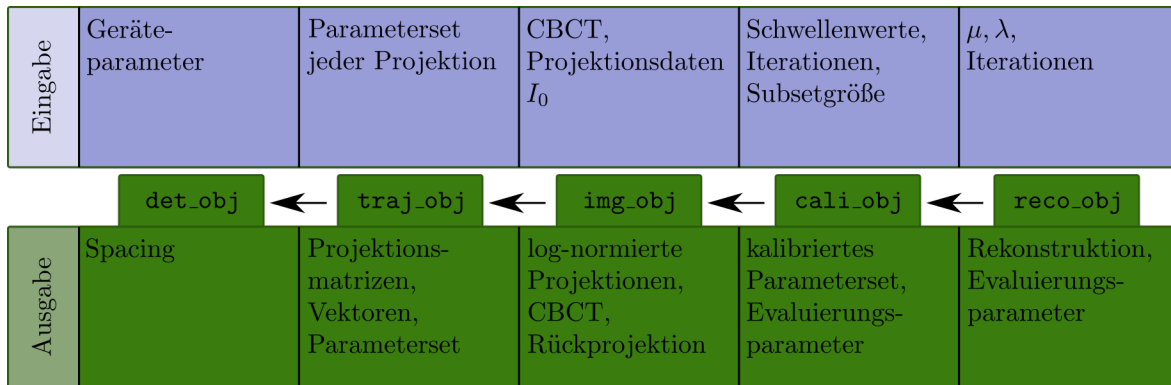


Abbildung 3.11: Software-Implementierung zur Verarbeitung, Kalibrierung und Rekonstruktion der gemessenen Daten.

Selbstentwickelte Toolbox Zur Verarbeitung, Kalibrierung und Rekonstruktion aller implementierten Scan-Trajektorien wurde eine Softwareplattform in MATLAB entwickelt. Abbildung 3.11 zeigt den schematischen Aufbau der Plattform. Sie basiert auf den fünf MATLAB-Objekten `det_obj`, `traj_obj`, `img_obj`, `cali_obj` und `reco_obj`. Das erste Objekt `det_obj` erfasst alle Daten des C-Bogens wie beispielsweise die Konfiguration des Detektors und des Auslesefeldes. Im Trajektorienobjekt `traj_obj` sind alle Positionen der einzelnen Aufnahme-positionen dreifach redundant enthalten. Die Positionsdaten liegen als Projektionsmatrizen, als Parameterset und als explizite 3D-Vektoren im Weltkoordinatensystem vor. Im `img_obj` sind alle Bildinformationen zusammengefasst. Es beinhaltet Einträge für die CBCT, das VCM oder Vorwissen, sowie die Projektionsdaten und die I_0 -Messung, die für die I_0 -Log-Normalisierung benötigt werden. Zudem können DRR mithilfe der `det_obj` und `traj_obj` berechnet werden. Das `cali_obj` steuert den Kalibrierungsprozess. Alle Einstellungen, wie die Sensibilität der Feature Punkt-Detektion oder die maximale Anzahl der Kalibrierungsiterationen, werden dort verwaltet. Das `reco_obj` ermöglicht eine Rekonstruktion beruhend auf den vorher definierten Objekten entweder mit der ASTRA-Toolbox oder der PICCS-Rekonstruktions-Implementierung. Die Objekte übernehmen alle Koordinationstransformationen und Datenübergaben an die jeweiligen Schnittstellen der Toolboxes.

3.4 Evaluation

3.4.1 Metriken

Projektionsfehlermetrik Als Projektionsfehlermetrik ist die summierte Abweichung der Feature Punkte p_{real} in den realen Projektionen von den korrespondierenden Feature Punkten p_{drr} in den DRRs definiert. Weil die Anzahl der korrespondierenden Feature Punkte variieren kann, wird sie mit der Gesamtanzahl der gefundenen Paare n normiert. Bei einem Projektionsfehler $PF = 0$ ist die Ähnlichkeit zwischen DRR und Projektion maximal.

$$PF = \frac{\|p_{real} - p_{drr}\|_1}{n} \quad (3.32)$$

RMSE RMSE ist eine Standardmetrik zum Vergleich zweier Bilder. Sie summiert pixelweise die quadratische Differenz zwischen Referenz- und Vergleichsbild (I^{ref} und I^{vgl}) auf und zieht anschließend über der Summe die Quadratwurzel:

$$RMSE = \sqrt{\sum_n (I_n^{ref} - I_n^{vgl})^2} \quad (3.33)$$

Sind Referenz- und Vergleichsbild identisch ist der RMSE=0. Der RMSE kann mit dem größten Unterschied im Referenzbild I^{ref} normiert werden, um die Abweichung von Vergleichs- zu Referenzbild prozentual anzugeben. Diese Metrik wird normalisierte RMSE (nRMSE) genannt.

$$nRMSE = \frac{RMSE}{\max(I^{ref}) - \min(I^{ref})} \quad (3.34)$$

Sharpness-Metrik Die Sharpness-Metrik ist ein Maß für die Schärfe eines Bildes. Sie addiert alle Gradienten gemäß Gleichung 3.35. Analog zur TV (Abschnitt 3.3.1) misst sie die Summe aller Kanten. Je ausgeprägter die Kanten und je mehr Kanten im Bild enthalten sind, desto

größer wird die Sharpness-Metrik [119].

$$S(f) = \sum_x \sum_y |\nabla f(x, y)|^2 \quad (3.35)$$

ASF Die ASF wurde erstmals von Wu et al. publiziert [120] und dient der Beschreibung der Artefakte bedingt durch die Unterabtastung von Tomosynthese-Trajektorien. Diese Metrik wird auch in anderen Publikationen zur Quantifizierung von Tomosynthese-Artefakten verwendet [121, 122]. Die ASF vergleicht die Mittelwerte der Grauwerte einer ROI in verschiedenen Schichten. Bei einer perfekten Rekonstruktion ist kein Artefakt vorhanden und die Funktion fällt sofort nach dem Objekt auf 0. Jede stärker das Artefakt ausgeprägt ist, desto langsamer fällt die Funktion auf 0 ab.

$$ASF(z) = \frac{\bar{\mu}_{ROI}(z) - \bar{\mu}_{BG}(z)}{\bar{\mu}_{ROI}(z_0) - \bar{\mu}_{BG}(z_0)} \quad (3.36)$$

SSIM Die SSIM ist eine Ähnlichkeitsmetrik, die verschiedene Bildmerkmale zwischen Referenz- und Vergleichsbild vergleicht [123]. Sie berücksichtigt Helligkeits-, Kontrast- und Strukturunterschiede. Die Metrik weist einen Wertebereich zwischen 0 und 1 auf. Sind Referenz- und Vergleichsbild identisch ist der SSIM-Wert 1.

Mutual Information (MI) MI ist eine Ähnlichkeitsmetrik, die die Histogramme eines Referenz- und Vergleichsbildes miteinander vergleicht [124]. Je höher ihr Wert ist, desto ähnlicher sind die Bilder. Die Metrik kann auch normalisiert werden, um die Ähnlichkeit prozentual abhängig vom Referenzbild anzugeben.

Gradient Correlation (GC) Zur Untersuchung der Positionstreue zweier Bilder kann die GC verwendet werden [125]. Sie berechnet die Kreuzkorrelation der Gradientenbilder von Referenz- und Vergleichsbild.

Pearson Cross Correlation (PCC) Der Korrelationskoeffizient zweier Bilder wird auch Pearson Cross Correlation (PCC) genannt. Sie berechnet sich aus der Kovarianz und den Standardabweichungen von Referenz- und Vergleichsbild:

$$pcc = \frac{COV(I_{ref}, I_{vgl})}{\sigma(I_{ref}) \cdot \sigma(I_{vgl})} \quad (3.37)$$

3.4.2 Phantome

Abbildung 3.12 zeigt alle in der Arbeit verwendeten Phantome.

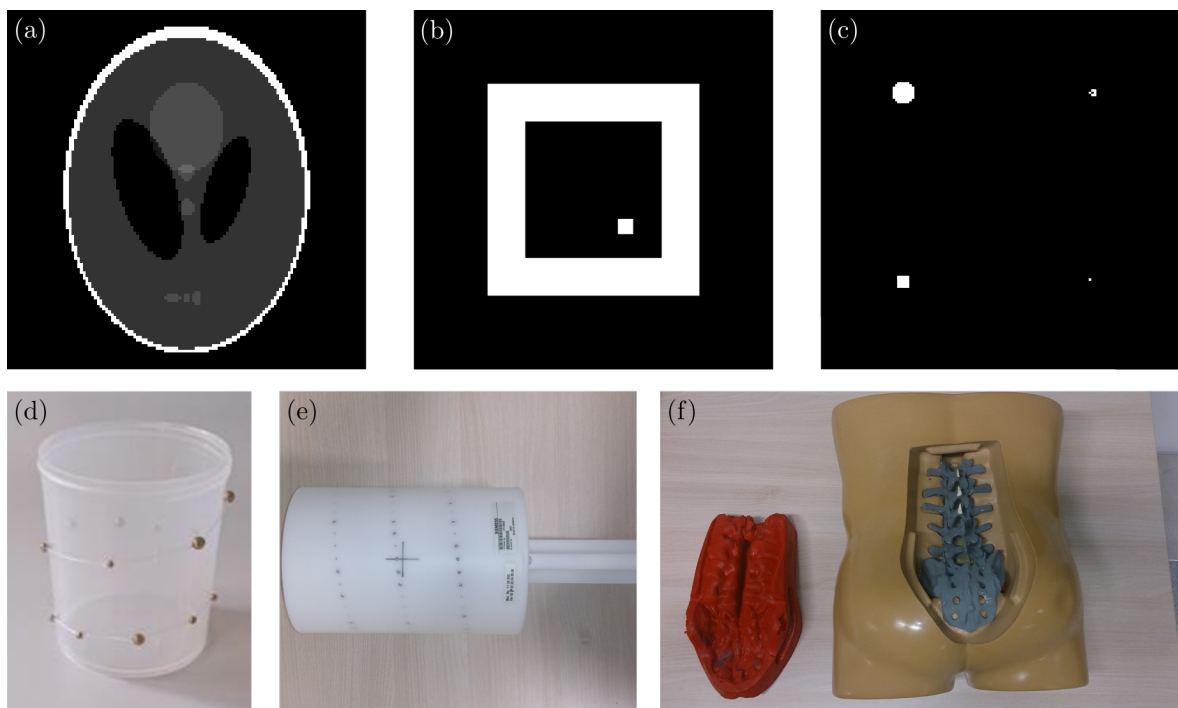


Abbildung 3.12: Verwendete Phantome. (a) zeigt das Shepp-Logan Phantom, (b) das Würfelphantom, (c) das ASF-Phantom, (d) das BB-Evaluationsphantom, (e) das Siemens Kalibrierungsphantom und (f) das anthropomorphe Lendenwirbel-Phantom.

Shepp-Logan Phantom (a) Das Shepp-Logan Phantom ist ein Standardtestdatensatz zur Evaluierung von CT-Rekonstruktionen entwickelt von Shepp und Logan [126]. Es ist grob an die Struktur eines menschlichen Schädels angelehnt.

Würfelfantom (b) Das Würfelfantom besteht aus zwei ineinander geschachtelten Würfeln. Der äußere Würfel ist 200 x 200 x 200 Voxel groß und weist eine Wanddicke von 10 Voxel auf. Der innere Würfel ist 10 x 10 x 10 Voxel groß. Beide Objekte besitzen denselben Voxelwert von 1 a.U..

ASF-Phantom (c) Das ASF-Phantom ist ein Simulationsmodell bestehend aus vier kleinen Objekten zu Berechnungen der ASF verschiedener Scan-Trajektorien. Die Objekte bestehen aus einer Kugel mit 7 Voxel Durchmesser, einem 3 x 3 Voxel Würfel mit randomisierten Pixelwerten (0 oder 1), einem 5 x 5 Voxel Würfel und einem Punktsignal.

BB-Evaluationsphantom (d) Das BB-Evaluationsphantom ist ein vereinfachtes Kalibrierungsphantom. Entlang einer Nylonschnur wurden 14 verschiedene Metallkugeln (engl. Ball Bearing) mit unterschiedlichen Größen zwischen 3 mm und 6 mm um einen Hohlzylinder gespannt. Der Zylinder hat einen Innendurchmesser von 11 cm.

Kalibrierungs-Phantom (e) Das Kalibrierungs-Phantom ist ein Standard-Kalibrierungsphantom von Siemens Healthineers. Es wird regelmäßig zur Kalibrierung der C-Bogen-Anlagen verwendet. Es besteht aus 44 BBs, die entlang einer Helixbahn angeordnet sind.

Lendenwirbel-Phantom (f) Das Vertebroplasty Trunk Phantom (SAWBONES, Washington) ist ein antropomorphes Phantom des Lendenwirbelbereichs. Das Phantom besteht aus einem Hüft- und Lendenwirbelknochen, die in Schaum eingebettet sind, welches das Weichgewebe nachahmen soll. Der hintere Rückenausschnitt ist über eine abnehmbare Schaumeinlage zugänglich.

4.1 Scan-Trajektorien-Implementierung

Für das erste Arbeitspaket wurde adaptive Trajektorien in Form von ZT-Trajektorien an einem C-Bogen-System implementiert und drei Untersuchungen durchgeführt (Abschnitt 3.1.5). Die ersten beiden untersuchten die Bildqualität anhand von zwei Simulationsversuchen. Für die Messung der Streustrahlenverteilung wurde ein Dosimetermessaufbau verwendet.

4.1.1 Würfelphantom

In der ersten Versuchsreihe wurde ein Phantom bestehend aus einem Hohlwürfel mit einem kleineren Würfleinsatz verwendet. Mit diesem sollten die Positionstreue sowie der Kontrast des Würfleinsatzes unter verschiedenen Simulationsbedingungen analysiert werden (Abschnitt 3.1.4). Abbildung 4.1 zeigt die Ergebnisse. Die Simulationen wurden mit drei verschiedenen Halbtomo-Winkeln durchgeführt, wobei $\alpha = 90^\circ$ einem CBCT entspricht. Die z-Ebene ist die präferierte Fokusebene der ZT-Trajektorie. Die verschiedenen auftretenden Artefakte sind in der zweiten Reihe farblich hervorgehoben.

Bei $\alpha = 90^\circ$ sind keine LAA in der x-Ebene zu erkennen. Allerdings zeigen sich Cone-Beam-Artefakte (hellgrün markiert) in der x-Ebene. Bei abnehmenden Halbtomo-Winkeln werden die Kanten in der präferierten z-Ebene schärfer. Allerdings geschieht dies auf Kosten

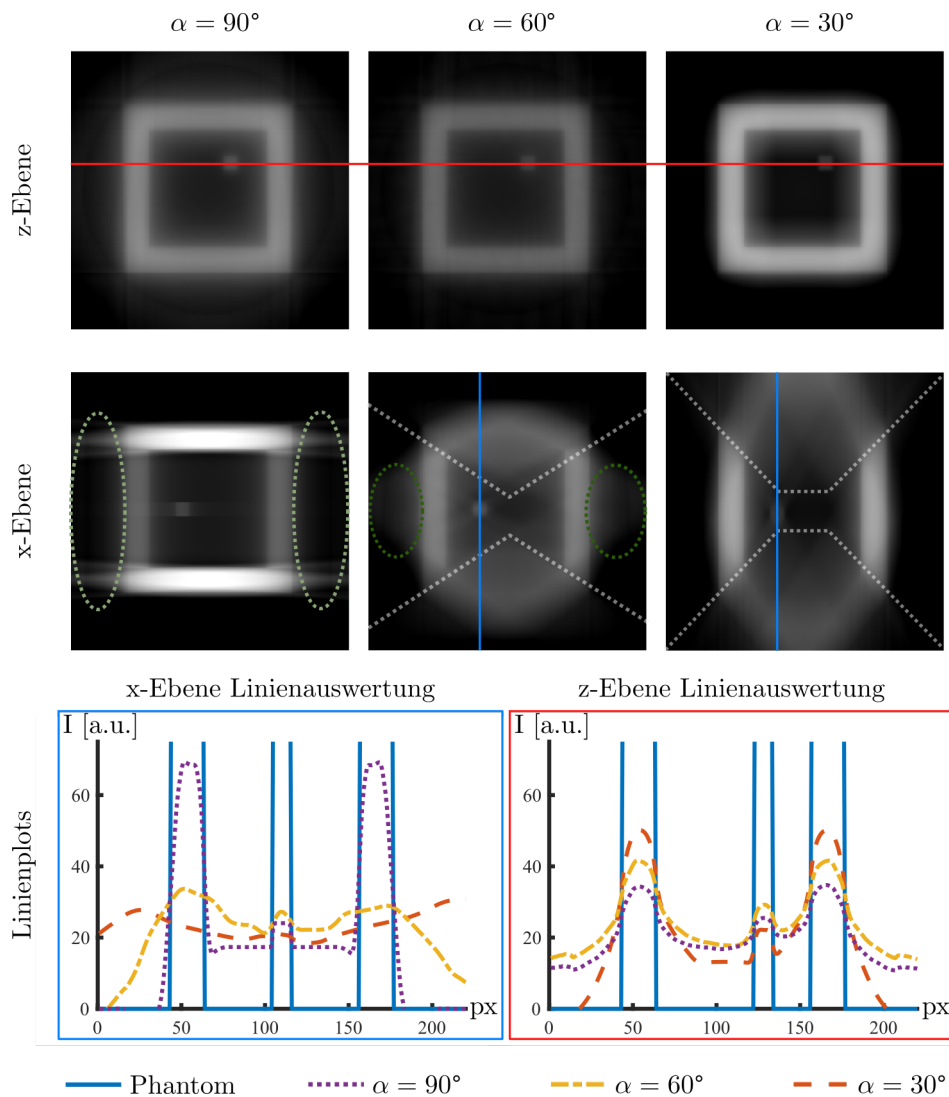


Abbildung 4.1: Evaluierung der ZT-Bildqualität anhand eines Würfelphantoms. Die ersten beiden Reihen zeigen die Bildqualität verschiedener ZT-Scans. $\alpha = 90^\circ$ entspricht einer CBCT-Trajektorie. Die Artefakte sind in der zweiten Reihe farblich markiert. Die ROI-Auswertung erfolgte entlang der roten und blauen Linie und ist in den Graphen zu sehen [98].

der Bildqualität in den senkrechten Ebenen. Alle geometrischen Objekte weisen bei ZT-Rekonstruktionen eine Schicht in der Fokusebene auf, die nahezu frei von Artefakten ist. Diese wird Fokusschicht genannt. Die Ausbreitung der LAA kann über die ASF beschrieben werden und war Gegenstand der nächsten Versuche. Bei $\alpha = 60^\circ$ sind neben LAA (weiß markiert) auch weitere Unterabtastungsartefakte an den Seiten zu erkennen (dunkelgrün markiert). In dieser Konfiguration wird keine räumliche Dimension gut abgetastet und die Rekonstruktionen weisen deswegen verschiedene Artefakte auf.

Für alle drei Rekonstruktionen wurde der nRMSE berechnet wie Tabelle 4.1 zu entnehmen ist. Die CBCT-Rekonstruktion ergab bei Betrachtung des gesamten 3D-Volumens den besten nRMSE-Wert. Allerdings ist es im klinischen Alltag oft wichtiger nur einzelne, aber kritische, Objekte zu erkennen. Der Würfleinsatz, welcher sich innerhalb der größeren Box befindet, soll ein solches Objekt darstellen. Für dieses Objekt wurde eine zusätzliche Auswertung durchgeführt. Entlang der blauen und roten Linien wurde der nRMSE berechnet. Zusätzlich wurde der Kontrast bestimmt, indem der höchste Wert des Einsatzes durch den Hintergrundwert dividiert wurde. In der Fokusschicht ergab die Tomosynthese-Rekonstruktion mit einem Halbtomo-Winkel von $\alpha = 30^\circ$ den geringsten nRMSE mit einem Wert von 0,235 sowie den höchsten Kontrast. In den senkrechten Ebenen zeigte die CBCT-Rekonstruktion durchweg bessere Werte.

Tabelle 4.1: Evaluationswerte. Ergebnisse der ROI-Auswertung des Würfelphantoms.

Halbtomo- Winkel [°]	nRMSE 3D [%]	nRMSE in z-Ebene [%]	Kontrast Würfel z-Ebene	nRMSE in x-Ebene [%]	Kontrast Würfel x-Ebene
30	0,180	0,234	1,89	0,360	1,05
60	0,196	0,301	1,45	0,315	1,19
90	0,167	0,289	1,21	0,187	1,29

4.1.2 Artifact Spread Function-Untersuchung

Zur Bestimmung der ASF wurde ein ASF-Phantom mit vier unterschiedlichen Einsätzen erstellt (Abschnitt 3.1.4 und Tabelle 3.3). Für jedes der vier Objekte wurde in z-Richtung über eine konstant 9 x 9 Pixel große ROI der Mittelwert bestimmt. Normiert mit dem Signal aus der Fokusschicht z_0 und dem Hintergrund wurde die ASF berechnet. Zusätzlich wurden für die ROI der RMSE- und der SSIM-Wert berechnet. Die Ergebnisse sind in Abbildung 4.2 zusammengefasst. Die erste Spalte zeigt das verwendete Phantom (grün markiert) und die vier korrespondierenden Bildrekonstruktionen. Analog zum Würfelphantom-Versuch ist zu erkennen, dass die Kanten bei kleinerem Halbtomo-Winkel schärfer werden.

Die Untersuchung der ASF deckt sich mit den Erwartungen aus dem Methoden- und Materialenteil (Abschnitt 3.1.3). Je kleiner der Halbtomo-Winkel wird, desto breiter wird die ASF und fällt langsamer auf 0 ab. Die Auswertung der FWHM der ASF zeigt, dass sich die FWHM unabhängig vom Objekt annähernd proportional zum Halbtomo-Winkel α verhält. Die Werte sind in Tabelle 4.2 aufgeführt. Zwei Werte mussten verworfen werden, weil die ASF nicht innerhalb der betrachteten Schichten auf 0 abgefallen sind.

Die Ergebnisse der SSIM (Abbildung 4.2, zweite Spalte und Tabelle 4.2) decken sich mit dem vorherigen Würfelphantom-Versuch und der visuellen Untersuchung der Bildrekonstruktionen. Innerhalb des Objekts ergaben die ZT-Rekonstruktionen bis auf eine Ausnahme einen höheren oder gleichwertigen SSIM-Wert (Tabelle 4.2). Die SSIM ist stark von dem zu scannenden Objekt und der verwendeten Trajektorie abhängig. Besonders hervorzuheben ist die Trajektorien-Abhängigkeit der SSIM bei dem Kugel-Objekt. Hier wurde eine Verbesserung der SSIM von 0,18 arbitrary Units (a.U.) (CBCT) auf mindestens 0,46 a.U. (ZT, $\alpha=25^\circ$) erreicht.

Außerhalb der Objekte und im Hintergrund hingegen sind die SSIM-Werte aufgrund der Artefakte signifikant schlechter. Die RMSE-Ergebnisse weichen von den Ergebnissen der Würfelphantom-Simulationen ab. Die CBCT-Aufnahmen erzielten fast immer die niedrigsten Werte. Der Hauptgrund hierfür ist, dass die RMSE über die gesamte ROI-Fläche und nicht wie beim Würfelphantom nur innerhalb des Objekts bestimmt wurden.

Tabelle 4.2: Evaluationswerte für verschiedene Halbtomo-Winkel α . In den ersten vier Zeilen sind die FWHM-Werte der ASF aufgelistet. Das Sternchen markiert Messwerte, die nicht zuverlässig sind, da die ASF nicht innerhalb der betrachteten Schichten abgeklungen ist. In den folgenden Zeilen sind die mittleren SSIM- und RMSE-Werte innerhalb der Objekte aufgeführt.

	Halbtomo-Winkel [°]	Kugel	rand. Würfel	Punkt	Würfel
FWHM ASF [px]	25	22,4*	20,8	15,8	20,2
	45	25,0*	13,8	9,2	13,8
	60	11,6	5,9	4,0	6,4
	90 (CBCT)	7,1	3,0	1,3	5,0
Objekt SSIM [a.U.]	25	0,55	0,26	0,59	0,17
	45	0,58	0,29	0,60	0,25
	60	0,46	0,36	0,62	0,37
	90 (CBCT)	0,18	0,21	0,59	0,21
Objekt RMSE [a.U.]	25	0,077	0,045	0,009	0,168
	45	0,065	0,043	0,009	0,151
	60	0,049	0,039	0,008	0,127
	90 (CBCT)	0,064	0,043	0,009	0,149

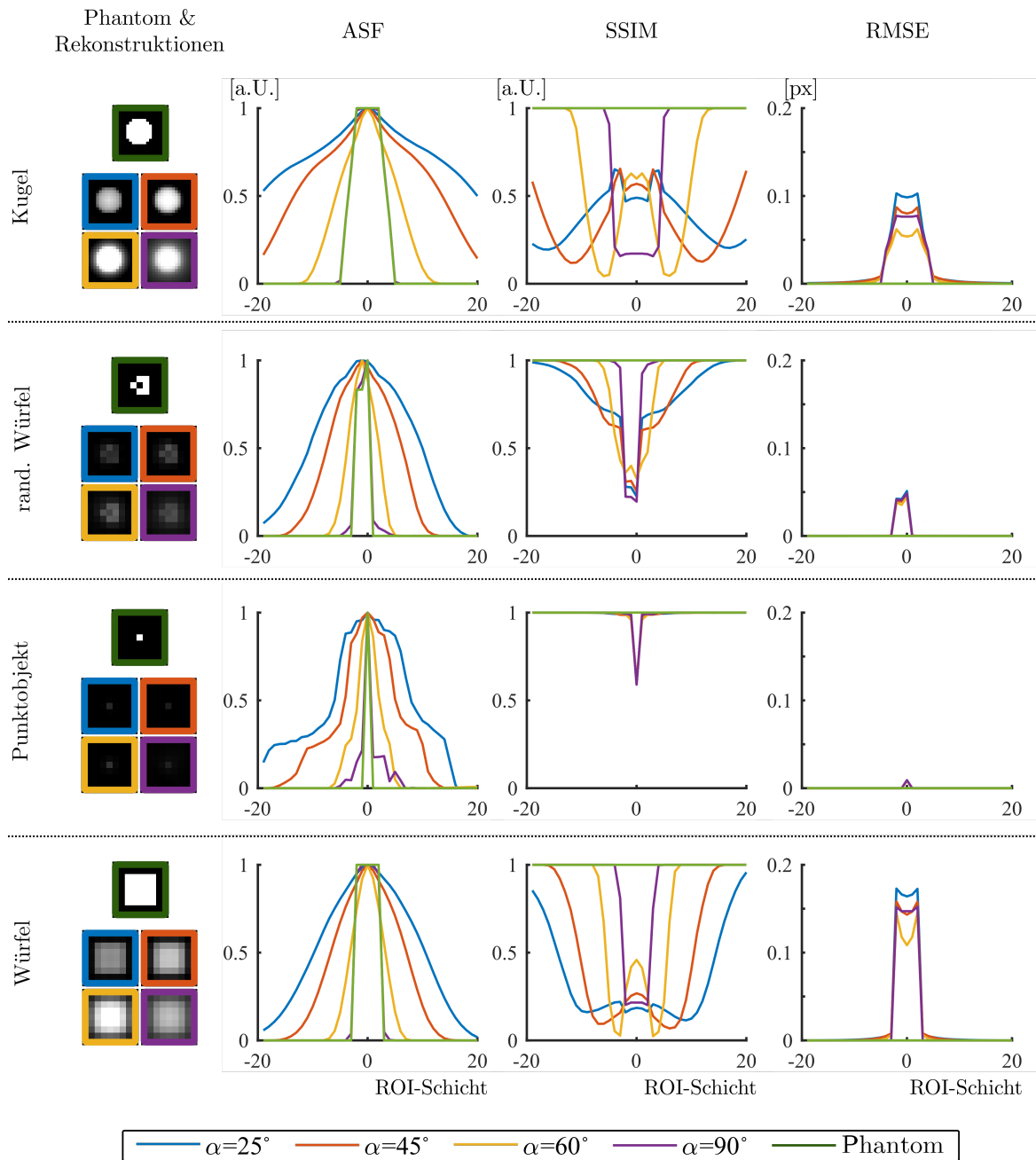


Abbildung 4.2: ASF- und Ähnlichkeits-Auswertung. Die ASF von vier Trajektorien wurden mithilfe von vier Phantomen ausgewertet. Parallel dazu wurden die SSIM und RMSE berechnet. Die Rekonstruktionen der Objekte in der Fokusschicht und des Ausgangsphantoms sind links dargestellt.

4.1.3 Step & Shoot Implementierung

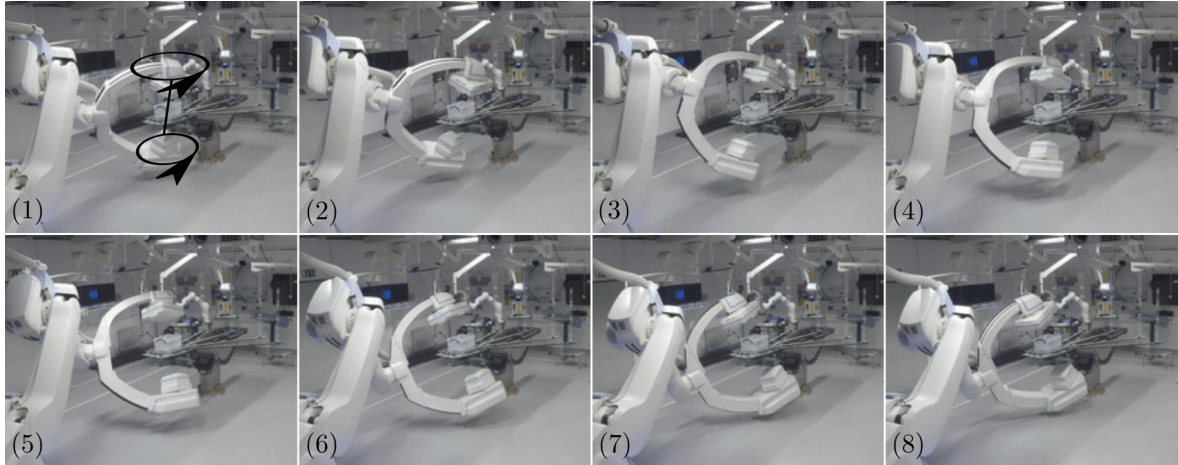


Abbildung 4.3: ZT-Implementierung am klinischen C-Bogen. Die Abbildung zeigt acht Bilder einer 100-Projektionen-ZT mit $\alpha = 25^\circ$. In (1) ist die vollständige Trajektorie von Röntgenquelle und Detektor angedeutet.

Abbildung 4.3 zeigt die Implementierung der ZT-Trajektorie mit einem Halbtomo-Winkel von $\alpha = 25^\circ$ und 100 Projektionen am klinischen C-Bogen-System. Es wurde eine Step & Shoot Technik verwendet, d.h. jede Akquisitionsposition wurde einzeln angefahren und die Maschine dort angehalten, um eine Projektion aufzunehmen. Das Programm erlaubt auf diesem Wege die Konfiguration beliebiger Isozentren und Angulationen innerhalb der robotischen Reichweite. Explizit getestet wurden ZT-Trajektorien mit Halbtomo-Winkeln von bis zu $\alpha = 60^\circ$. Eine Aufnahme mit 50 Projektionen dauerte unabhängig vom Halbtomo-Winkel ca. 20 Minuten und eine Aufnahme mit 100 Projektionen ca. 30 Minuten.

4.1.4 Relative Streustrahlenverteilungsuntersuchung

Die Streustrahlenverteilung von einer ZT- und einer CBCT-Trajektorie wurden miteinander verglichen, um festzustellen, ob qualitative Unterschiede zu erkennen sind. Die Ergebnisse in diesem Abschnitt wurden in einem Konferenzbeitrag für die Fully3D 2017 vorgestellt [127].

Abbildung 4.4 zeigt die aufgenommenen Streustrahlenkarten einer CBCT- und einer ZT-Trajektorie. Die vier ausgewählten Höhen wurden einzeln ausgewertet und in separaten

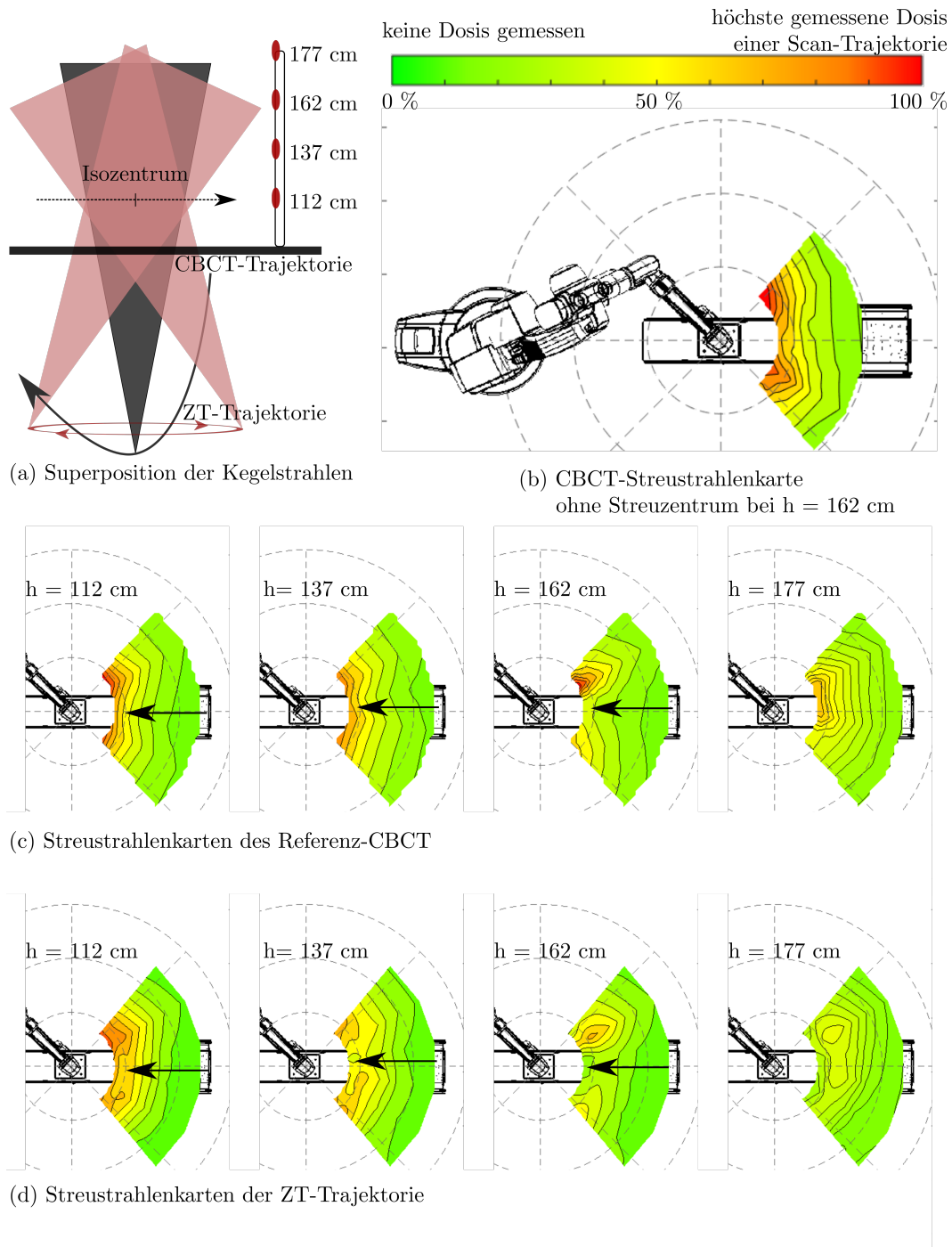


Abbildung 4.4: Streustrahlenverteilungskarten in Abhängigkeit von der Scan-Trajektorie. (a) zeigt die Superposition der Strahlkegel aus den verschiedenen Projektionen für eine ZT- (rot) und eine CBCT-Trajektorie (grau). (b) zeigt beispielhafte Streustrahlenverteilungskarten einer Streustrahlenmessung ohne Streuzentrum, (c) Streustrahlenverteilungskarten der CBCT-Trajektorie und (d) Streustrahlenverteilungskarten der ZT-Trajektorie. Die Pfeile indizieren die Einkerbungen in den Isodosis-Linien [127].

Farbkarten dargestellt. Die Farbskala ist kodiert von grün bis rot. Rot entspricht der höchsten gemessenen Dosis während eines Scans einer Trajektorie. Alle Messwerte der beiden Scan-Trajektorien wurden linear zwischen 0% und 100%, dem höchsten Dosiswert, skaliert, um die beiden Trajektorien vergleichen zu können. Die Linien kennzeichnen Isodosis-Linien in den Streustrahlenkarten. (a) zeigt schematisch die Superpositionen der Strahlkegel für die beiden vermessenen Trajektorien, (b) eine beispielhafte Messung der Streustrahlungen ohne Streuzentrum. (c) und (d) zeigen jeweils vier verschiedene Karten für die beiden aufgenommenen Scan-Trajektorien.

In Höhen von 112 cm bis 162 cm sind für alle Messungen Einkerbungen in den Isodosis-Linien oberhalb des Tisches zu erkennen (Abbildung 4.4, indiziert durch Pfeile). Diese Einkerbungen sind also unabhängig von der angewandten Trajektorie. Die Vermutung, dass die Abschirmung des Tisches die Einkerbungen verursacht, wurde überprüft, indem eine zusätzliche CBCT-Messung ohne Streuzentrum durchgeführt wurde. Diese Messung (Abbildung 4.4 (b)) zeigt auch eine Verminderung der gemessenen Dosis im Bereich des Tisches, was darauf hinweist, dass der Tisch die Dosisreduzierung verursacht.

In einer Höhe von 112 cm zeigen die Streustrahlenkarten der ZT im Vergleich zum CBCT eine insgesamt höhere relative Strahlenbelastung an, was an den größeren Flächen mit höherer Strahlenbelastung zu erkennen ist. Werden die Strahlkegel beider Scan-Trajektorien als Superpositionen aufgetragen (siehe (a)), so ist ersichtlich, dass ZT-Trajektorien um das Isozentrum eine breitere Strahltaile aufweisen, was zu höheren Streustrahlenanteilen in diesem Bereich führt. Mit aufsteigender Höhe zeigen die Karten, dass die ZT-Trajektorien eine geringere relative Dosis als die CBCT-Trajektorien aufweisen. Besonders in den Bereichen, die den oberen Torso bzw. das Gesicht (162 cm und 177 cm) abdecken, sind die gemessenen Dosen kleiner. Ein Standard-CBCT nimmt zwischen 400 und 500 Projektionen auf. Der etwa 200° umfassende Bogen startet in einer horizontalen Position des C-Bogens und wird während der Messung unter dem Tisch durchgeführt, um dann wieder in horizontaler Position zu enden. Die Röntgenröhre beim ZT verbleibt hingegen für die gesamte Messung in einer konstanten Höhe und wird um eine Rotationsachse gedreht. Dadurch ist der Strahlkegel nur zu einem

kleinen Winkelanteil in Richtung des Messaufbaus gerichtet. Für die verbleibende Messung ist der Kegel weggewendet und die Streustrahlung bestrahlt die Decke und den Boden, aber nicht den kritischen Bereich. Die höchsten Dosen in den beiden Höhen von 162 cm und 177 cm betragen für das CBCT 100% bzw. 63%. Die ZT ergab hingegen lediglich 75% und 46%.

4.2 Kalibrierung

Im zweiten Arbeitspaket wurde mit FORCAST eine Kalibrierung für die adaptiven Scan-Trajektorien entwickelt. Die Funktionsweise von FORCAST wurde zunächst mit einer Machbarkeitsstudie nachgewiesen. Anschließend wurde FORCAST gegen eine Offline-Kalibrierung getestet. Nach den initialen Untersuchungen wurde die Leistungsfähigkeit von FORCAST anhand von verschiedenen Stresstests bestimmt: Die Kalibrierungen von zwei Phantomen (BB-Evaluationsphantom und Lendenwirbel-Phantom) wurden jeweils mit drei verschiedenen Testfällen wiederholt (Versuchserklärung in Abschnitt 3.2.5). Bei Testfall 1 wies das VCM im Vergleich zu dem zu kalibrierenden Datensatz ein exakt gleiches Objekt mit gleicher Positionierung auf, bei Testfall 2 wurde die Positionierung des Objekts variiert und bei Testfall 3 wurde zusätzlich das Objekt leicht verändert. Abschließend wurde geprüft, ob FORCAST auch konventionelle CBCT-Trajektorien kalibrieren und andere CT-Strahlgeometrien als VCM verwenden kann. In den Resultaten wurden Teile aus der Publikation *Tomosynthesis implementation with adaptive online calibration on clinical C-arm systems* von Chung et al. verwendet [98].

4.2.1 Machbarkeitsuntersuchung

Projektionsfehler Um zu testen, ob FORCAST für real aufgenommene ZT-Trajektorien geeignet ist, wurden Aufnahmen eines BB-Evaluationsphantoms unter verschiedenen Testbedingungen aufgenommen (siehe Abschnitt 3.2.5).

Abbildung 4.5 zeigt die Kalibrierungsergebnisse des BB-Evaluationsphantoms für Testfall 3. In diesem wurde das VCM gegenüber der ZT-Aufnahme um 3 cm (zufällige Raumrichtung) verschoben und 10° (zufällige Achsen) gekippt. Zusätzlich wurde ein Stift in das Innere des Zylinders eingebracht, um die Kalibrierung durch Überlagerungen zu erschweren. Alle Spähren bzw. Kreise in den Projektionen und dem VCM konnten automatisch detektiert werden. Damit konnte die Jacobi-Matrix analytisch berechnet werden.

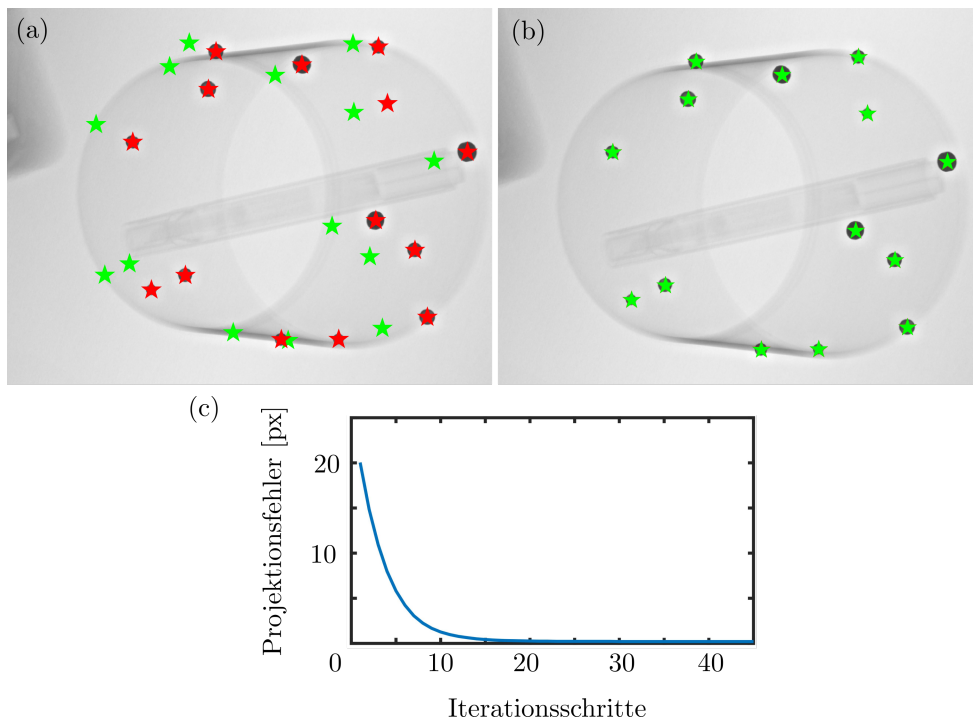


Abbildung 4.5: FORCAST-Kalibrierung des BB-Evaluationsphantoms für Testfall 3. (a) zeigt das initiale Kalibrierungsproblem. In rot sind die tatsächlichen Positionen der Kreismittelpunkte in den Realprojektionen, in grün die derzeitige Schätzung der Position durch FORCAST dargestellt. (b) zeigt die geschätzten und tatsächlichen Positionen der Mittelpunkte nach Kalibrierung und (c) die Projektionsfehler [98].

Das initiale Kalibrierungsproblem für eine repräsentative Projektion ist in Abbildung 4.5 (a) gezeigt. Rot markiert sind die Kreismittelpunkte der BBs in der ZT-Projektion, grün markiert die initial von FORCAST vermuteten Positionen der Mittelpunkte der BBs. Nach 20 Iterationen stimmen die berechneten Punkte mit den realen Positionen überein und der Projektionsfehler wurde auf einen Wert kleiner als 0,5 Pixel bzw. 0,25 mm minimiert (Abbildung 4.5 (b)). Eine Erhöhung der Anzahl der Iterationen führte wie (c) zeigt zu keiner Verbesserung des Ergebnisses. Die anderen beiden Testfälle erzielten ähnliche Ergebnisse. In beiden Fällen betrug der Projektionsfehler unter 0,5 Pixel nach 20 Iterationen.

Vergleich von Online- und Offline-Kalibrierung Standardmäßig werden Offline-Kalibrierungen zur Kalibrierung der Scan-Trajektorien verwendet. Deswegen wurden die Kamera-Parameter von FORCAST-Kalibrierungen mit einer Offline-Kalibrierung verglichen. Für die Offline-Kalibrierung wurde ein Kalibrierungsphantom der Firma Siemens mit 44 Stahlkugeln

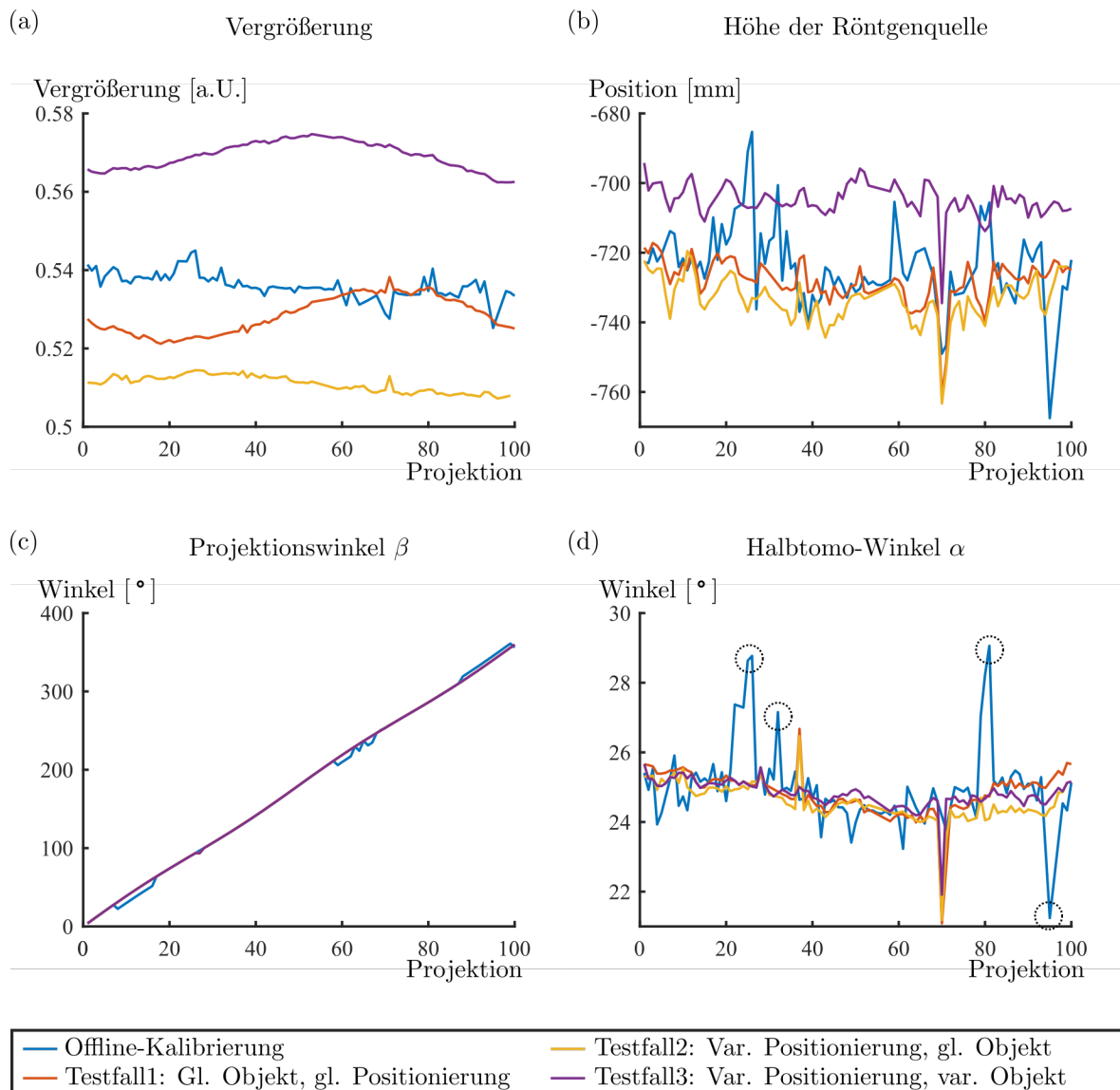


Abbildung 4.6: Vergleich von Offline-Kalibrierung und FORCAST. Für drei verschiedene Testfälle wurden die Parameter der Offline- und FORCAST-Kalibrierung miteinander verglichen. Die Kreise markieren die Projektionen, bei denen eine Isozentrum-Verschiebung auftrat [98].

entlang einer Helix-Bahn (Abschnitt 3.4.2) und der Algorithmus von Claus et al. [38] verwendet. Die Offline-Kalibrierungswerte wurden dann zur Rekonstruktion des BB-Evaluationsphantoms verwendet. Die nominellen bzw. eingestellten Parameter der ZT-Trajektorien waren eine Vergrößerung von 52,8, ein Halbto-Winkel von $\alpha = 25^\circ$ sowie eine Röntgenquellenhöhe von $S_h=71,5$ cm oberhalb der Bodenplatte. Sämtliche Aufnahmen wurden über einen Winkelbereich von 360° aufgenommen.

Die Resultate sind in Abbildung 4.6 zusammengefasst. In den Graphiken wurden die kalibrierten Vergrößerungen, die Höhe der Röntgenquelle, der Projektionswinkel β sowie der Halbto-Winkel α der Offline-Kalibrierung und der FORCAST-Kalibrierungen aufgetragen. Für diesen Vergleich kalibrierte FORCAST drei ZT-Aufnahmen des BB-Evaluationsphantom gemäß den oben erwähnten Testfällen. Blau zeigt die Offline-Kalibrierung, rot Testfall 1 (gleiches Objekt und Positionierung), gelb Testfall 2 (varierte Positionierung, aber gleiches Objekt) und lila Testfall 3 (varierte Positionierung und Objektänderungen). Die Kalibrierung des Projektionswinkels zeigt für alle Tests eine gute Übereinstimmung. Auch bei der Bestimmung des Halbto-Winkels ergaben die Kalibrierungen einen gemeinsamen Mittelwert von $\alpha = 25^\circ$ mit einer maximalen Abweichung von $3,5^\circ$. Allerdings sind bei der Offline-Kalibrierung bei vier Projektionen (Projektionen 30, 36, 83, 96, mit Kreis markiert in Abbildung 4.6 (d)) größere Abweichungen von den FORCAST-Kalibrierungen zu erkennen. Der Grund hierfür ist, dass es noch nicht möglich ist das gleiche Isozentrum mit ausreichender Genauigkeit reproduzierbar anzufahren. Bei diesen vier Projektionen ist eine Isozentrum-Verschiebung aufgetreten, was zu größeren Abweichungen in der Kalibrierung führte.

Der Vergleich der Vergrößerung und der Höhe der Röntgenquelle zeigen systematische Abweichungen zwischen FORCAST und Offline-Kalibrierung. Die Varianz der FORCAST-Kalibrierung ist dadurch zu erklären, dass bei den verschiedenen Testfällen die relative Position des Phantoms zum Detektor verändert wurde. Das kann dadurch ausgeglichen werden, dass beispielsweise die Vergrößerung oder die Höhe entsprechend angepasst wird.

Offline- und FORCAST-Kalibrierungen ergaben ähnliche Kamera-Parameter. Die Abweichungen beim Projektionswinkel betragen weniger als 1° und bei der Vergrößerung maximal 0,04,

was etwa 7 % entspricht. Dennoch ist die Kalibrierung des BB-Evaluationsphantoms mit den Offline-Kalibrierungsparametern artefaktbehaftet (Abbildung 4.7). Statistische Störungen wie die Isozentrum-Verschiebungen können nicht von einer Offline-Kalibrierung, jedoch von FORCAST berücksichtigt werden.

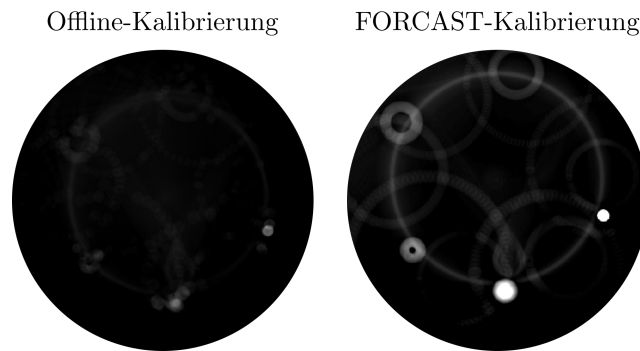


Abbildung 4.7: Rekonstruktionen nach Kalibrierung. Links ist eine Rekonstruktion des BB-Evaluationsphantoms mit Offline-Kalibrierung, rechts mit FORCAST-Kalibrierung zu sehen [98].

Evaluation der Rekonstruktion Zur Bewertung der Rekonstruktionen, die mit FORCAST kalibriert wurden, wurde das BB-Evaluationsphantom (siehe Abschnitt 3.4.2) verwendet. Es wurden Lage und Durchmesser der Metallkugeln in den Rekonstruktionen ausgewertet und mit einem CBCT verglichen. Abbildung 4.8 zeigt die Auswertung im Detail für den anspruchvollsten Testfall 3 mit verschobener Objektposition (3 cm Verschiebung und 10° Verkippung) und zusätzlichem Objekt (Stift). Die FORCAST-Rekonstruktion wurde mit verschiedenen anderen Rekonstruktionen in der Fokusschicht jeder Metallkugel verglichen. Die CBCT-Rekonstruktion, aufgenommen mit einem kommerziellen high dose-Protokoll (a), wird als Grundwahrheit betrachtet. Basierend auf dem CBCT wurde eine ZT simuliert. Die gerenderte Rekonstruktion (b) weist eine perfekte Kalibrierung auf und stellt das bestmögliche Ergebnis der FORCAST-Rekonstruktion mit Realdaten dar. (d) und (e) zeigen zum Vergleich die unkalibrierte und die kalibrierte Rekonstruktion. In den Projektionsbildern des VCM (c) und der ZT (f) sind die Verschiebung des Objekts und der zusätzliche Stift zu erkennen. Für alle Rekonstruktionen wurden die gleichen Farbeinstellungen/HU-Fensterungen gewählt.

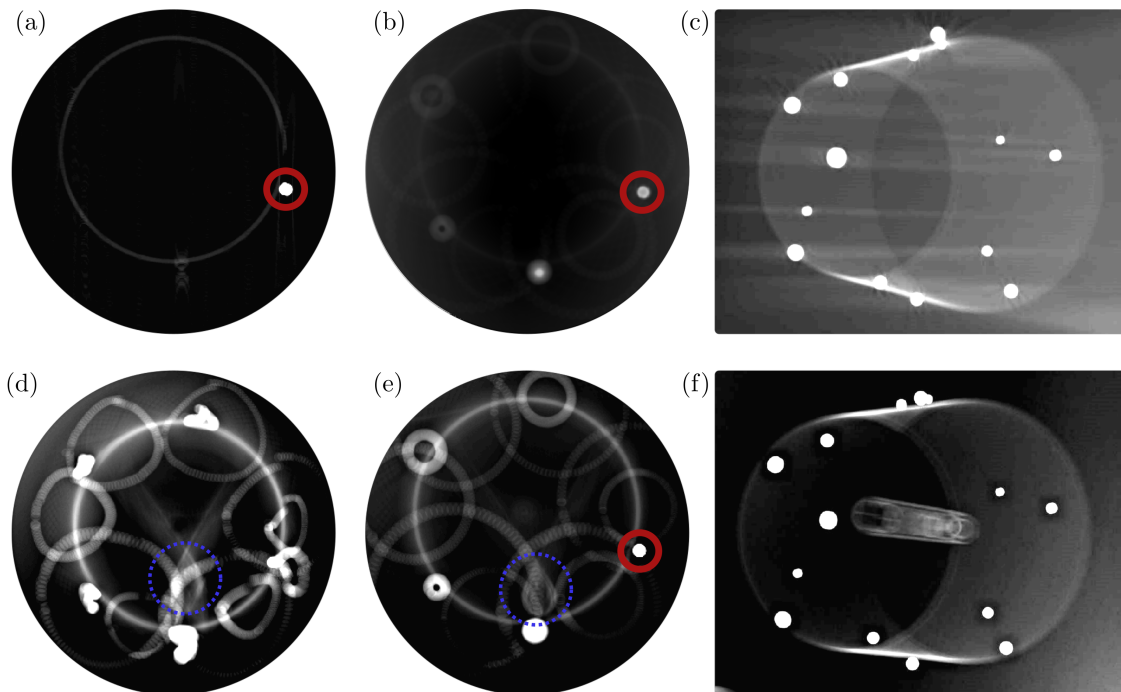


Abbildung 4.8: Evaluation der Rekonstruktionsqualität anhand eines BB-Evaluationsphantoms. (a) zeigt das high dose Referenz-CBCT, (b) ein gerendertes ZT mit exakt bekannten Kalibrierungsparametern, (d) eine unkalibrierte ZT-Rekonstruktion und (e) die FORCAST-kalibrierte Rekonstruktion. (c) und (f) zeigen Projektionen des VCM und der Realaufnahme. Das zusätzliche Objekt (Stift) und die abweichende Objektpositionierung sind deutlich zu erkennen. Der Stift ist in der Rekonstruktion blau markiert, die in dieser Schicht ausgewertete Kugel rot [98].

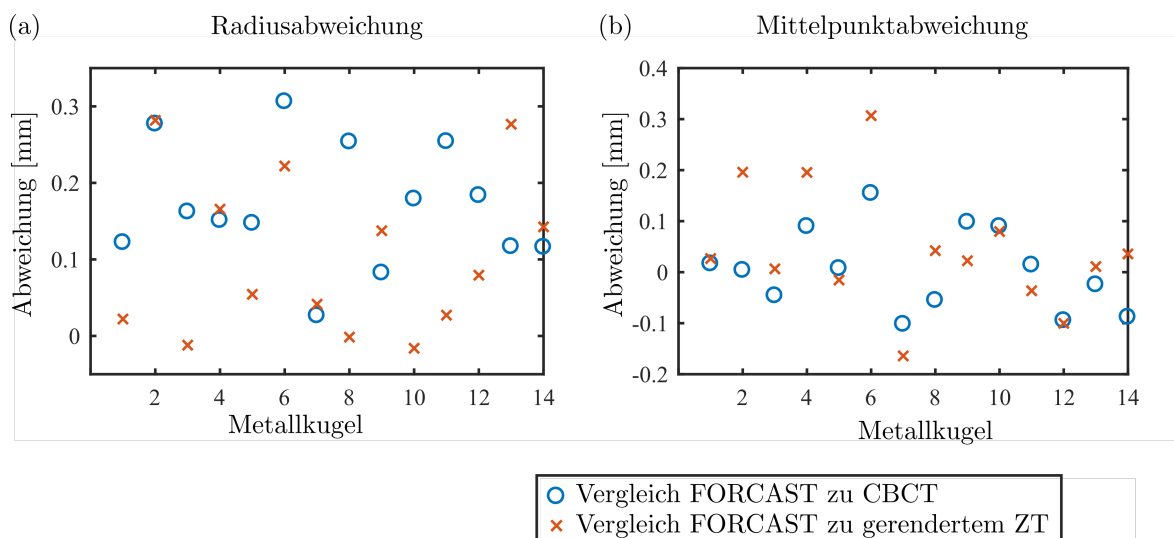


Abbildung 4.9: Auswertung der Rekonstruktionsqualität anhand eines BB-Evaluationsphantoms. (a) zeigt die Abweichungen der BB-Radien im Vergleich zu Referenz-CBCT und gerendertem ZT, (b) die Abweichungen der Mittelpunkte [98].

Zur Evaluierung wurde in allen drei Rekonstruktionen (a,b,e) die Lage der Fokusschicht jeder Metallkugel ausgewählt und die Lage des Kreismittelpunkts sowie der Radius bestimmt. Die Ergebnisse sind in Abbildung 4.9 zusammengestellt. Für alle BBs wurde eine maximale Abweichung von 0,31 mm bei Radius und/oder Mittelpunktposition gemessen. Bei einer Voxelgröße von 0,5 mm liegt also eine Subvoxel-Genauigkeit vor. In Testfall 3 betrug die mittlere Abweichung des Mittelpunkts ($0,01 \pm 0,08$) mm und die Radiusabweichung ($0,13 \pm 0,07$) mm. Die Ergebnisse der beiden anderen Testfälle sind in Tabelle 4.3 zusammengefasst.

Tabelle 4.3: Ergebnisse FORCAST-Evaluation. Δp steht für die Mittelpunktabweichungen, Δr für die Abweichungen der gemessenen Radien.

Testfall	$\Delta p(\text{FORCAST},$ gerenderte ZT) [mm]	$\Delta p(\text{FORCAST},$ CBCT) [mm]	$\Delta r(\text{FORCAST},$ gerenderte ZT) [mm]	$\Delta r(\text{FORCAST},$ CBCT) [mm]
1	$-0,03 \pm 0,09$	$0,03 \pm 0,15$	$0,19 \pm 0,10$	$0,05 \pm 0,15$
2	$0,04 \pm 0,10$	$0,10 \pm 0,13$	$0,12 \pm 0,06$	$0,08 \pm 0,09$
3	$0,01 \pm 0,08$	$0,04 \pm 0,12$	$0,13 \pm 0,07$	$0,10 \pm 0,10$

4.2.2 Anthropomorphe Phantom-Aufnahmen

Nach den initialen Plausibilitätstests wurde ein anthropomorphes Phantom (Abschnitt 3.4.2) vermessen und die Aufnahme mithilfe von FORCAST kalibriert. So sollte gezeigt werden, dass FORCAST auch in der Lage ist, beliebige Objekte ohne regelmäßige Strukturen zu kalibrieren.

ZT-Trajektorie Das Lendenwirbel-Phantom wurde zunächst mit einer ZT-Trajektorie aufgenommen. Die Aufnahme wurde mit einem Halbtomo-Winkel von $\alpha = 25^\circ$ und 100 Projektionen durchgeführt. Für diese Kalibrierung wurden SURF-Punkte anstelle von Kreisen als Feature Punkte verwendet. Da bei dieser Methode die Positionen der Feature Punkte im dreidimensionalen VCM nicht bekannt sind, muss die Jacobi-Matrix numerisch berechnet werden (Abschnitt 3.2.3). Abbildung 4.10 (a) zeigt das initiale Kalibrierungsproblem. Insgesamt konnten 270 korrespondierende Punkte zwischen der realen Aufnahme und der Vorhersage gefunden werden. Nach 10 Iterationen wurden 287 Paare detektiert und der Projektionsfehler wurde von 16,9 px

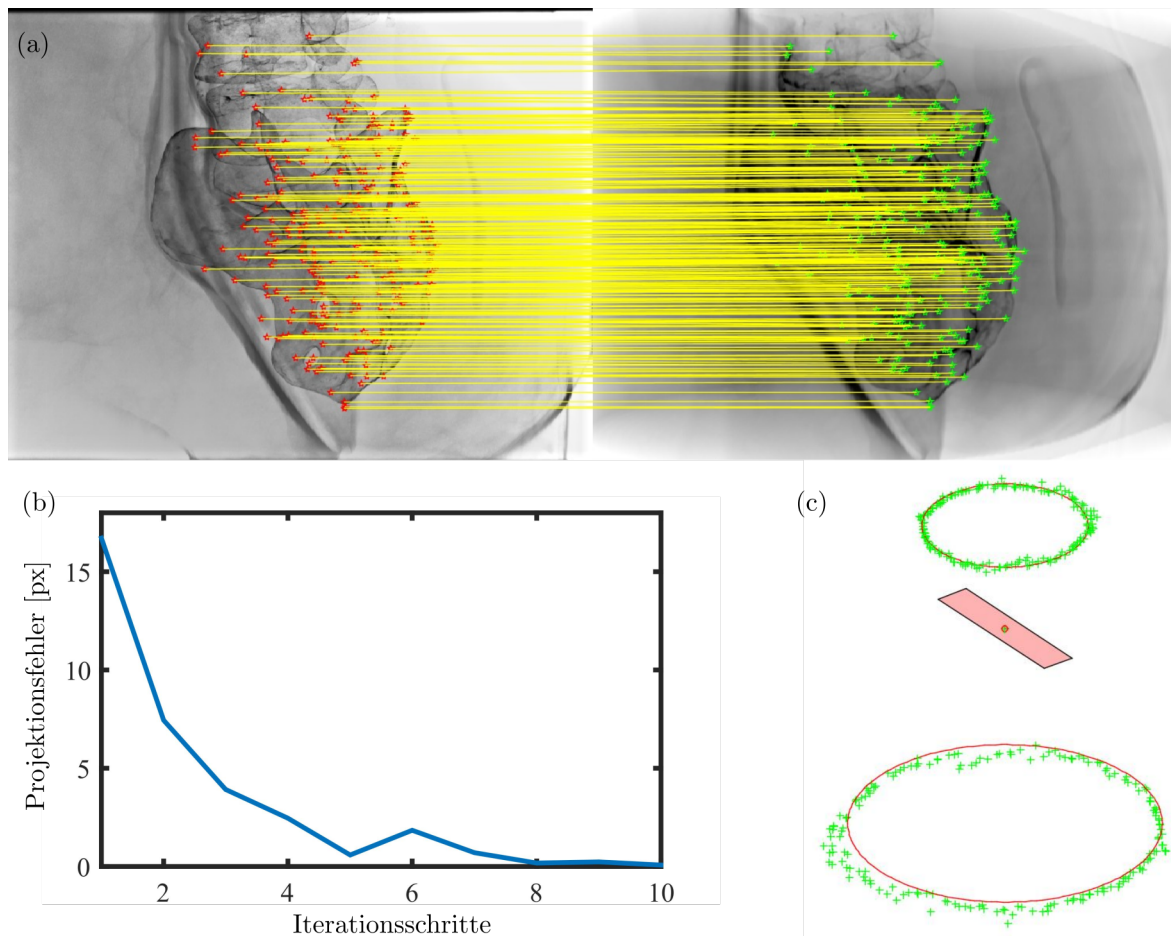


Abbildung 4.10: FORCAST-Kalibrierung einer ZT-Aufnahme eines Lendenwirbel-Phantoms. (a) zeigt Feature Punkte, die zur Kalibrierung einer Iteration verwendet wurden. Die gelben Striche indizieren korrespondierende Feature Punkte in DRR und gemessener Projektion. (b) zeigt den Verlauf des Projektionsfehlers und (c) die kalibrierten Positionen von Röntgenquelle und Detektor in Relation zum Patiententisch.

auf 0,1 px reduziert ($1 \text{ px} \approx 0,48 \text{ mm}$). Die Kalibrierung dauerte etwa 30 Minuten. Abbildung 4.11 zeigt die dazugehörigen Rekonstruktionen. Durch die Kalibrierung sind die Knochenstrukturen klarer zu erkennen. Für die unkalibrierte und kalibrierte Rekonstruktion wurden die Werte der Sharpness-Metrik berechnet. Die unkalibrierte Rekonstruktion erreichte 88 % des Sharpness-Wertes der kalibrierten Rekonstruktion.

CBCT-Trajektorien Analog zur ZT-Messung wurde das Lendenwirbel-Phantom mit einer CBCT-Trajektorie gescannt. Es handelte sich um ein modifiziertes konventionelles Protokoll mit 124 Projektionen. FORCAST konnte diese Trajektorie in ca. 40 Minuten kalibrieren. Die

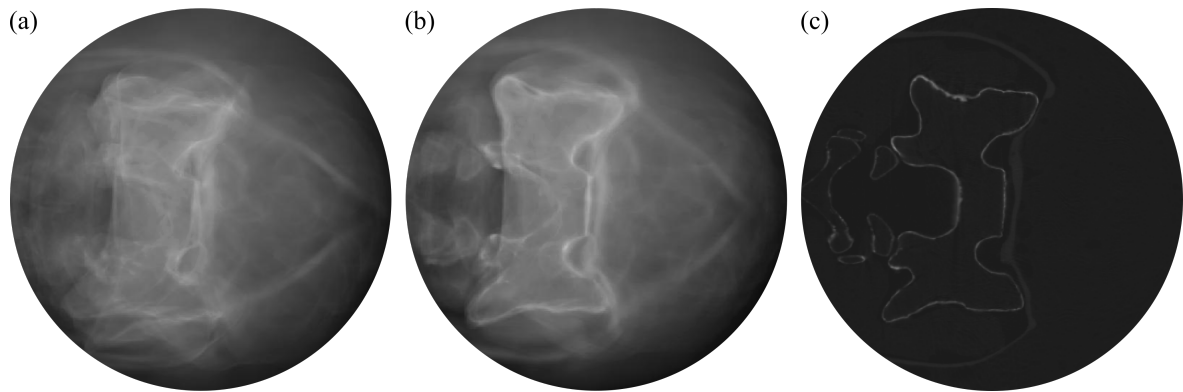


Abbildung 4.11: Vergleich der Bildrekonstruktionen. (a) zeigt die Fokusebene einer unkalibrierten ZT mit 100 Projektionen, (b) die gleiche Schicht nach Kalibrierung und (c) ein CBCT mit 496 Projektionen zum Vergleich [98].

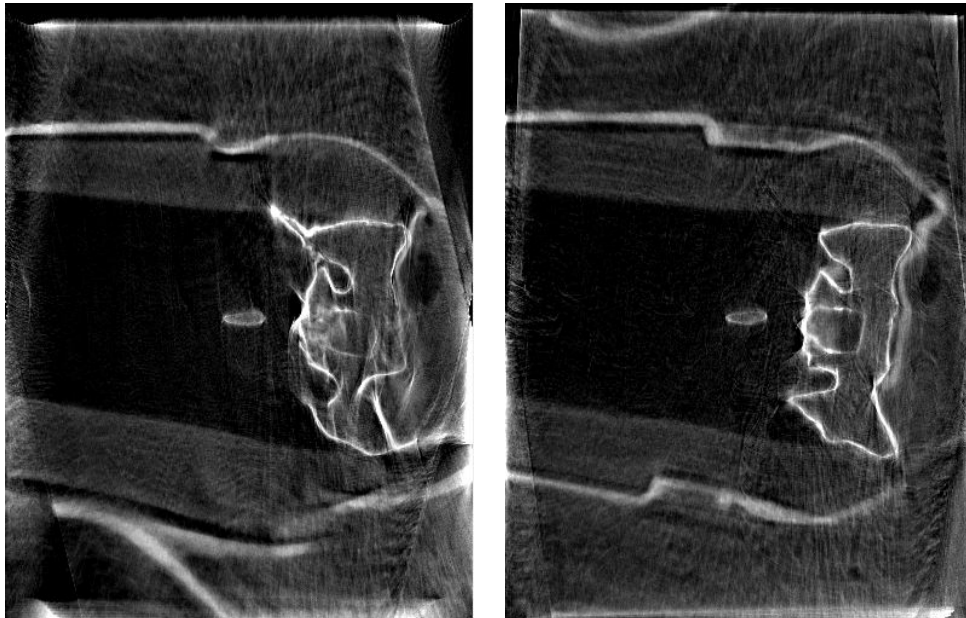


Abbildung 4.12: CBCT-Rekonstruktion mit FORCAST-Kalibrierung. Links ist die unkalibrierte Rekonstruktion, rechts die kalibrierte Rekonstruktion zu sehen.

Rekonstruktionen des unkalibrierten und kalibrierten Datensatzes sind in Abbildung 4.12 zu sehen. Durch die Kalibrierung sind die Kanten der Lende nun zusammenhängend und schärfer dargestellt. Die Auswertung der Sharpness-Metrik bestätigt dieses Resultat. Die unkalibrierte Rekonstruktion erreichte nur 63 % der Sharpness-Werte der kalibrierten Rekonstruktion.

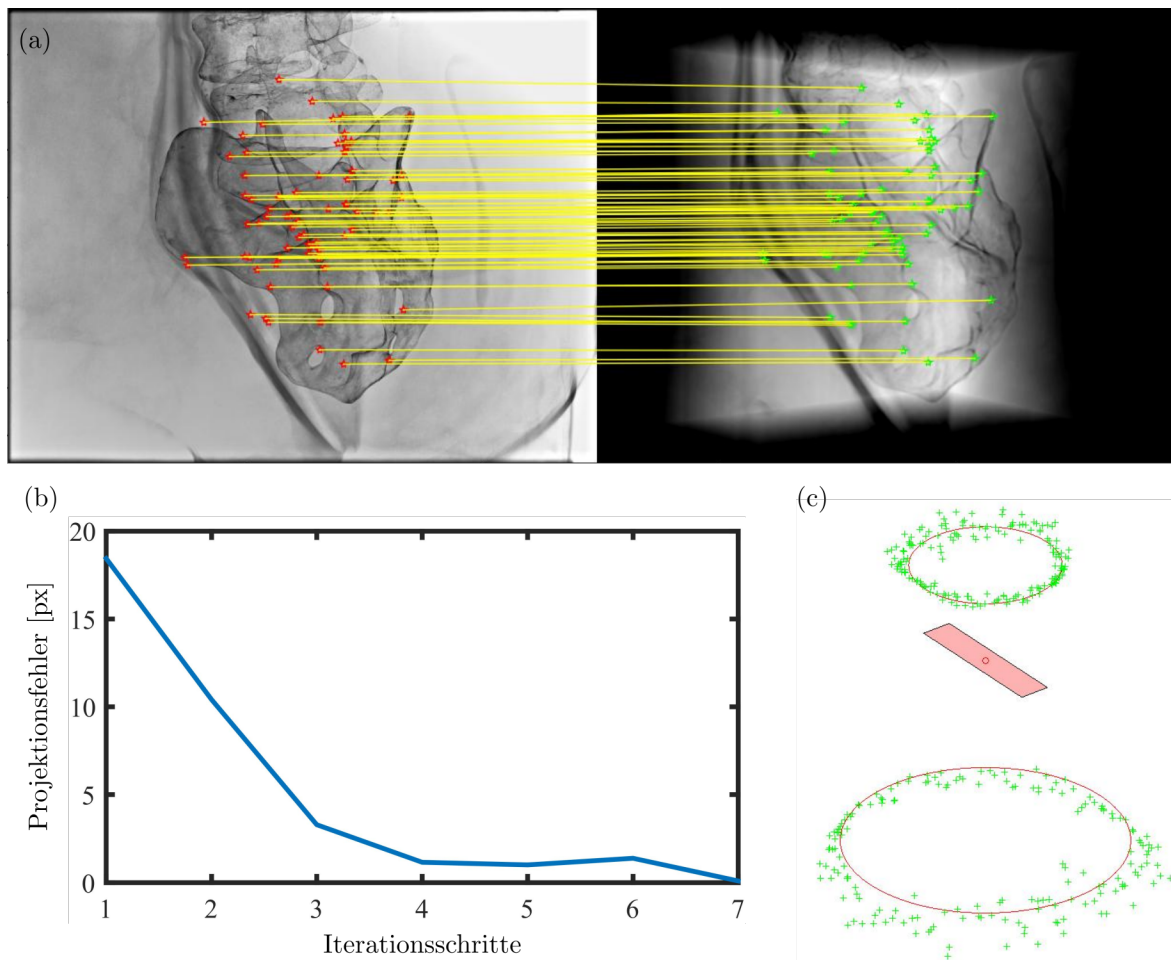


Abbildung 4.13: FORCAST-Kalibrierung einer CBCT-Aufnahme eines Lendenwirbel-Phantoms. Die gelben Striche indizieren korrespondierende Feature Punkte in DRR und gemessener Projektion. (a) zeigt Feature Punkte, die zur Kalibrierung einer Iteration verwendet wurden, (b) den Verlauf des Projektionsfehlers und (c) die kalibrierten Positionen von Röntgenquelle und Detektor in Relation zum Patiententisch.

Multimodale Kalibrierung In MIC-Szenarien sind diagnostische Daten oft in Form von Fächerstrahl-CT-Datensätzen vorhanden. Aufgrund der unterschiedlichen CT-Geräte und deren Geometrien unterscheiden sich die Rekonstruktionen beispielsweise in Schärfe, Kontrast und HU-Werten. Mit dem anthropomorphen Phantom (Abschnitt 3.4.2) sollte getestet werden, ob es mit FORCAST möglich ist CT-Datensätze, die an einem CT-Gerät mit einer anderen Strahlgeometrie aufgenommen wurden, als Kalibrierungsmodell zu verwenden. Dazu wurde das Lendenwirbel-Phantom an einem Fächerstrahl-CT (Somatom Force, Siemens Healthineers, Forchheim, Deutschland) vermessen. Das CT-Modell umfasst $512 \times 512 \times 390$ Voxel. Zur Verwendung als VCM musste das CT-Modell an die Orientierung und den Kontrast des ZT-Scans

angepasst werden. Abbildung 4.13 zeigt die Kalibrierung exemplarisch für eine Projektion. Anfangs wurden 73 passende Punktepaare gefunden, nach 12 Iterationen 95. Bereits nach 7 Iterationen unterschritt der Projektionsfehler den Wert von 0,1 px. Im Vergleich zur monomodalen Kalibrierung wurden weniger Kalibrierungspunkte detektiert, was u.a. an unterschiedlichen Grauwerten und dem kleineren FOV liegt.

4.2.3 Rechenzeit- und Konvergenzbetrachtungen

Rechenzeit FORCAST wurde in MATLAB implementiert und greift auf die ASTRA-Toolbox zu. Obwohl die Vorwärts- und Rückwärtsprojektoren der Toolbox optimiert sind und in C++ implementiert wurden, ist FORCAST nicht optimiert. Ein Problem der derzeitigen Implementierung sind Speicherverwaltung und -zugriff. In der ersten Version von FORCAST muss für jede Berechnung einer Projektion das VCM auf die Grafikkarte übertragen werden. Diese Speicher-/Schreibvorgänge sind im Vergleich zu den Berechnungen selbst zeitintensiv.

Für die Messung der Rechenzeit von FORCAST wurden drei verschiedene Implementierungen miteinander verglichen. Bei Implementierung 1 wurde die ursprüngliche Version von FORCAST gemessen. Hier wird jede Projektion einzeln kalibriert. Bei Implementierung 2 wurde das VCM um 160 Schichten, die keine relevanten Informationen tragen, reduziert. Bei Implementierung 3 wurden alle 100 Projektionen gleichzeitig kalibriert. Implementierung 4 kombiniert die parallelisierte Kalibrierung mit der Reduzierung des VCM. Tabelle 4.4 zeigt die gestoppten Rechenzeiten. Die ursprüngliche Implementierung benötigte 1528 s. Die Reduzierung des Rekonstruktionsvolumens ermöglichte eine Zeitersparnis von 169 s, was einer Verbesserung um etwa 11 % entspricht. Die Parallelisierung und damit Optimierung der Speicherzugriffe erzielte eine Verbesserung von 586 s bzw. 38 %. Die Sharpness-Werte zeigen, dass die Optimierungen keinen signifikanten Einfluss auf die Rekonstruktionsqualität haben.

Empirische Konvergenzbetrachtungen Das Konvergenzverhalten der FORCAST-Optimierung wurde untersucht, indem die Ähnlichkeiten zwischen den vorausgesagten und realen Projektionen quantifiziert wurden. Als Ähnlichkeitsmaß wurden GC, SSIM und nMI verwendet

Tabelle 4.4: Benötigte Rechenzeiten.

	Rechenzeit [s]	Sharpness-Metrik [a.U.]
Implementierung 1	1528	1,00
Implementierung 2	1359	0,98
Implementierung 3	942	1,00
Implementierung 4	905	1,00

(siehe Abschnitt 3.4.1). Zudem wurde der Projektionsfehler für alle Projektionen aufgenommen. Alle Werte wurden in Boxplots aufgetragen (Abbildung 4.14 und 4.15). Die rote Linie zeigt den Median, die Box die Grenzwerte des oberen sowie des unteren Quartils an. Die Fahnen indizieren die Grenzen der 2,7-fachen Standardabweichung. Alle Messwerte außerhalb der 2,7-fachen Standardabweichung werden durch rote Punkte als Ausreißer markiert.

Die Abbildungen 4.14 und 4.15 zeigen die Auswertung der Projektionen für die konsekutive und parallelisierte Implementierung (Implementierung 1 und 3) von FORCAST. In beiden Abbildungen ist zu erkennen, dass während der ersten Iterationen (1 bis 4) der Projektionsfehler stark abnimmt, ohne dass sich der Median der Ähnlichkeitsmetriken stark verändert. Dies liegt daran, dass in den ersten Iterationen die translative Ausrichtung korrigiert wird. Da der Projektionsfehler vom Abstand der korrespondierenden Punkte abhängt, sinkt der Projektionsfehler stark während der ersten Iterationen. Die translative Ausrichtung fügt allerdings nur wenige neue Bildinformationen in den zweidimensionalen Projektionen hinzu. Folglich nimmt die Ähnlichkeit zwischen DRR und realen Projektionen und damit der Median der Ähnlichkeitsmetriken nur wenig zu. Mit Beginn der fünften Iteration wird verstärkt die Angulation kalibriert. Die Rotationen beeinflussen stärker die Ähnlichkeitsmetriken und der Median der drei Metriken steigt bis auf ein Plateau (Iterationen 7-8). Das Plateau korreliert mit der Minimierung des Projektionsfehlers. Nach sechs Iterationen ist der Projektionsfehler weitestgehend konvergiert und der Median wird nicht weiter optimiert.

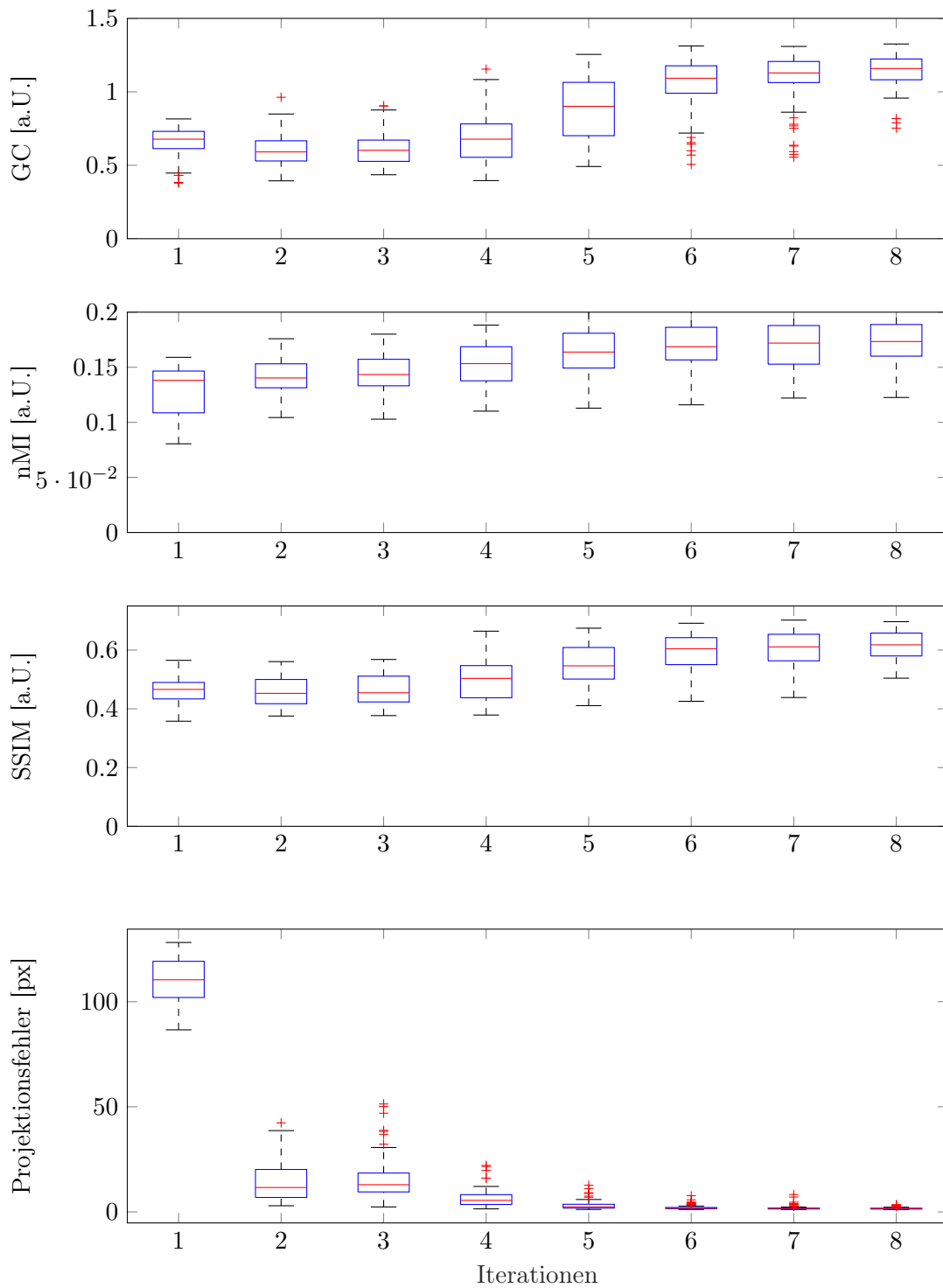


Abbildung 4.14: Boxplot-Auswertung der konsekutiven FORCAST-Implementierung. Die Boxplots zeigen die Auswertung der Ähnlichkeitsmetriken für alle 100 Projektionen. Anhand der Objektfunktion kann eine empirische Konvergenz erkannt werden.

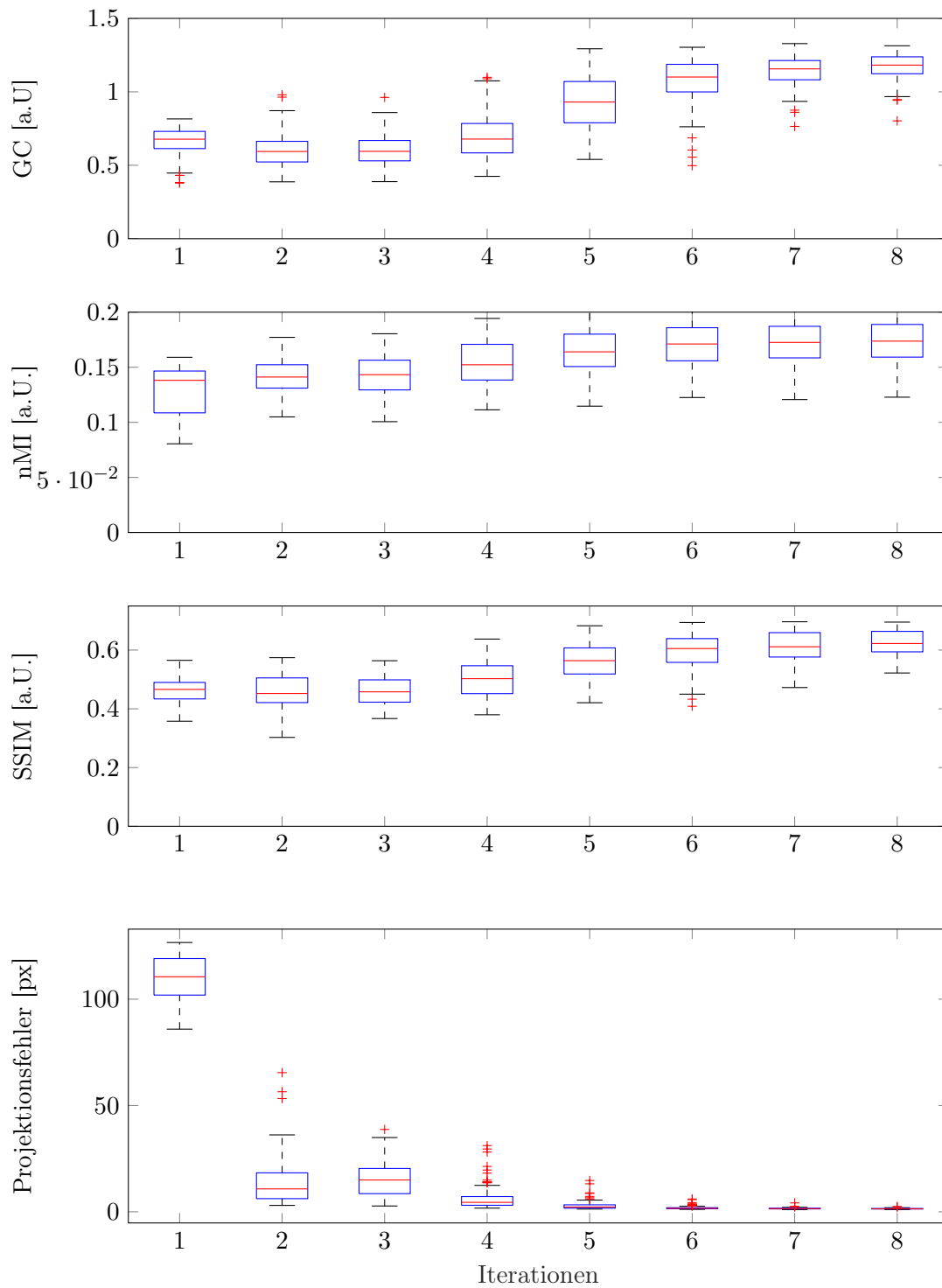


Abbildung 4.15: Boxplot-Auswertung der parallelisierten FORCAST-Implementierung. Analoge Auswertung zur konsekutiven FORCAST-Implementierung.

4.3 Bildrekonstruktion & extended FOV-Rekonstruktion

Um die Vorteile von ZT- und CBCT-Trajektorien ausnutzen zu können, wurde ein gemeinsamer Rekonstruktionsalgorithmus (eFOV) entwickelt (Abschnitt 3.3.3). Dieser baut auf dem PICCS- und TV-Ansatz auf und erlaubt eine Bildrekonstruktionen mit großem FOV und einer LAA-Minimierung. Die verwendeten Rekonstruktionsparameter sind im Anhang zu finden (Anhang 7.2).

Für den Nachweis der Realisierbarkeit des Ansatzes wurde das Lendenwirbel-Phantom (Abschnitt 3.4.2) verwendet. Gemäß Testfall 3 (Abschnitt 3.2.5) wurde die Positionierung des Phantoms zwischen CBCT- und ZT-Scan um 10° verkippt und um 3 cm verschoben. Zusätzlich wurde das Phantom vor dem ZT-Scan mit einer Biopsienadel punktiert. Insgesamt wurde das Phantom dreimal gescannt. Die erste Aufnahme bestand aus einem high dose CBCT, welches als Referenz zur quantitativen Evaluierung der Bildrekonstruktionen diene. Die zweite Aufnahme war ein low dose CBCT mit 124 Projektionen und die dritte Aufnahme bestand aus einem ZT-Scan. Die low dose CBCT- und die ZT-Aufnahme wurden mit FORCAST kalibriert. Abbildungen 4.17 und 4.18 zeigen die Rekonstruktionsergebnisse des eFOV-Ansatzes. Die Spalten der Abbildungen geben Frontal-, Saggital- und Transversalebene an. Die Frontalebene entspricht hier der Fokusebene der ZT-Trajektorie.

In Abbildung 4.17 sind Vergleichsrekonstruktionen zur optischen Bewertung der eFOV-Rekonstruktionen abgebildet. In der ersten Reihe befindet sich ein high dose CBCT mit 496 Projektionen. Dieses stellt die beste verfügbare Bildinformation über das Objekt dar. Die zweite Reihe ist eine low dose CBCT-Aufnahme mit 124 Projektionen, welche für die eFOV-Rekonstruktion verwendet wurde. Die dritte Reihe zeigt eine direkte Rekonstruktion einer ZT-Aufnahme mit 100 Projektionen und einem Halbtomo-Winkel $\alpha = 25^\circ$. Im Vergleich zu den beiden CBCT-Aufnahmen fällt auf, dass das FOV, wie im Methodenteil 3.3.3 beschrieben, erstens größer ist und zweitens zwei Bildbereiche mit unterschiedlicher Abtastung aufweist. Das FOV der ZT ist mit 530×600 Pixeln mehr als 1,6-fach so groß wie das FOV der CBCT-Aufnahmen mit 512×388 Pixeln. Die naive ZT-CBCT-Rekonstruktion in der

vierte Reihe wurde berechnet, indem das low dose CBCT als Prior für die ZT-Rekonstruktion im PICCS-Formalismus verwendet wurde. Durch Trunkierungseffekte sind deutliche Kanten entlang der FOV-Grenzen des CBCTs zu erkennen. Zudem sind deutliche LAA in den Saggital- und Transversalebene zu erkennen.

Eine quantitative Auswertung konnte nur innerhalb des FOV der high dose CBCT-Aufnahme durchgeführt werden, weil außerhalb keine Bildinformationen vorhanden sind. Die quantitative Evaluation der drei Rekonstruktionen (low dose CBCT, ZT, naives ZT-CBCT) bestätigt die optische Bewertung (Abbildung 4.16). In allen Ähnlichkeitsmetriken, außer der RMSE, zeigt die ZT-Rekonstruktion die schlechtesten Werte. Die low dose CBCT- und naive ZT-CBCT-Rekonstruktionen weisen einen in etwa vergleichbaren Graphenverlauf bei der SSIM-, nMI- und PCC-Metrik auf. In Tabelle 4.5 wurden die mittleren prozentualen Abweichungen einer Rekonstruktion gegenüber den übrigen Rekonstruktionen metrik-spezifisch ermittelt. Eine genauere Erklärung der Berechnung findet sich im Methodenteil 3.3.3. Die vollständige Auswertung, die zur Berechnung von Tabelle 4.5 verwendet wurde, befindet sich im Anhang (Anhang 7.1). Die Metriken nMI, SSIM und PCC werden größer, je ähnlicher Referenz- und Vergleichsbild sind. Dementsprechend bedeutet ein positiver Wert in Tabelle 4.5, dass die entsprechende Rekonstruktion besser als die restlichen Rekonstruktionen abschnitt. Beim RMSE ist es der umgekehrte Fall. Je größer der Fehler, desto größer der RMSE.

Die Auswertung zeigt, dass im Mittel die ZT in allen Metriken schlechter als die restlichen Rekonstruktionen abschnitt. Das low dose CT schnitt bei nMI und SSIM mit 3,8 % und 5,3 % leicht besser als die naive ZT-CBCT-Rekonstruktion ab. Bei der PCC-Metrik ergab das naive ZT-CBCT das beste Ergebnis (4,4 %).

Abbildung 4.18 zeigt die eFOV-Rekonstruktionen mit den verwendeten Zwischenrekonstruktionen Prior #1 und Prior #2. Die erste Reihe zeigt das Prior #1. In diesem wurden die Projektionen von CBCT und ZT für eine gemeinsame Rekonstruktion verwendet. Durch eine starke TV-Regularisierung wurde das Bild geglättet und Kanten entlang der verschiedenen FOV verhindert. Gleichzeitig bewirkte die TV-Glättung auch einen Verlust an morphologischen Details in Prior #1. Prior #2 verwendet den Prior #1-Datensatz als Vorwissen (Abbildung

Tabelle 4.5: Auswertung der Ähnlichkeitsmetriken. Die Tabelle zeigt die mittleren Abweichungen der Ähnlichkeitsmetriken für verschiedene Rekonstruktionen.

	nMI	PCC	SSIM	RMSE
low dose CBCT	3,8 %	-0,1 %	5,3 %	-5,0 %
ZT	-18,6 %	-13,2 %	-4,1 %	6,8 %
naives ZT-CBCT	3,1 %	4,4 %	0,2 %	-3,0 %
eReko #1	5,2 %	7,5 %	-0,8 %	-1,3 %
eReko #2	6,5 %	1,4 %	-0,5 %	2,6 %

4.18, 2. Reihe). Durch eine Rückprojektion werden die morphologischen Details des FOV des low dose CBCT wiederhergestellt.

Das Prior #2 wurde im letzten Schritt als Vorwissen für die beiden finalen eFOV-Rekonstruktionen eReko #1 und eReko #2 (Abbildung 4.18, 3. und 4. Reihe) verwendet. Beide Rekonstruktionen unterscheiden sich in den Regularisierungsparametern. Die unterschiedlich starke Gewichtung von Datenkonsistenzterm zu Regularisierung bewirkt eine unterschiedlich starke Glättung in den Rekonstruktionen. Die Biopsienadel wurde in beiden Rekonstruktionen exakt an derselben Position rekonstruiert. Die FOV-Grenzen konnten im Gegensatz zu der naiven ZT-CBCT-Kombination ohne Artefakte rekonstruiert werden. Auch zeigt der Vergleich mit der naiven ZT-CBCT-Kombination, dass die Artefakte in den Saggital- und Transversalebene stärker unterdrückt werden.

Die quantitative Evaluation der eFOV-Rekonstruktionen und des Referenz high dose CBCT bestätigt die Beobachtungen (Abbildung 4.16). In den Ähnlichkeitsmetriken werden ähnliche Graphenverläufe wie beim low dose CBCT erzielt. Die mittleren Abweichungen aus Tabelle 4.5 zeigen, dass eReko #1 und eReko #2 bei der nMI-Metrik leicht bessere Werte (5,2 % und 6,5 %) als das low dose CBCT und die naive ZT-CBCT-Rekonstruktion erzielten. Bei der PCC-Metrik schnitt eReko #1 mit 7,5 % am besten ab, bei der SSIM-Metrik die low dose CBCT-Rekonstruktion mit 5,3%.

In allen Metriken ist allerdings zu erkennen, dass die eFOV ähnlich gute Werte wie das low dose CBCT erzielen kann. Das bedeutet, dass die vorher schlechtere ZT-Rekonstruktion durch

den eFOV-Algorithmus auf die Bildqualität eines CBCT verbessert werden konnte, während gleichzeitig das FOV erweitert und Objektveränderungen berücksichtigt wurden.

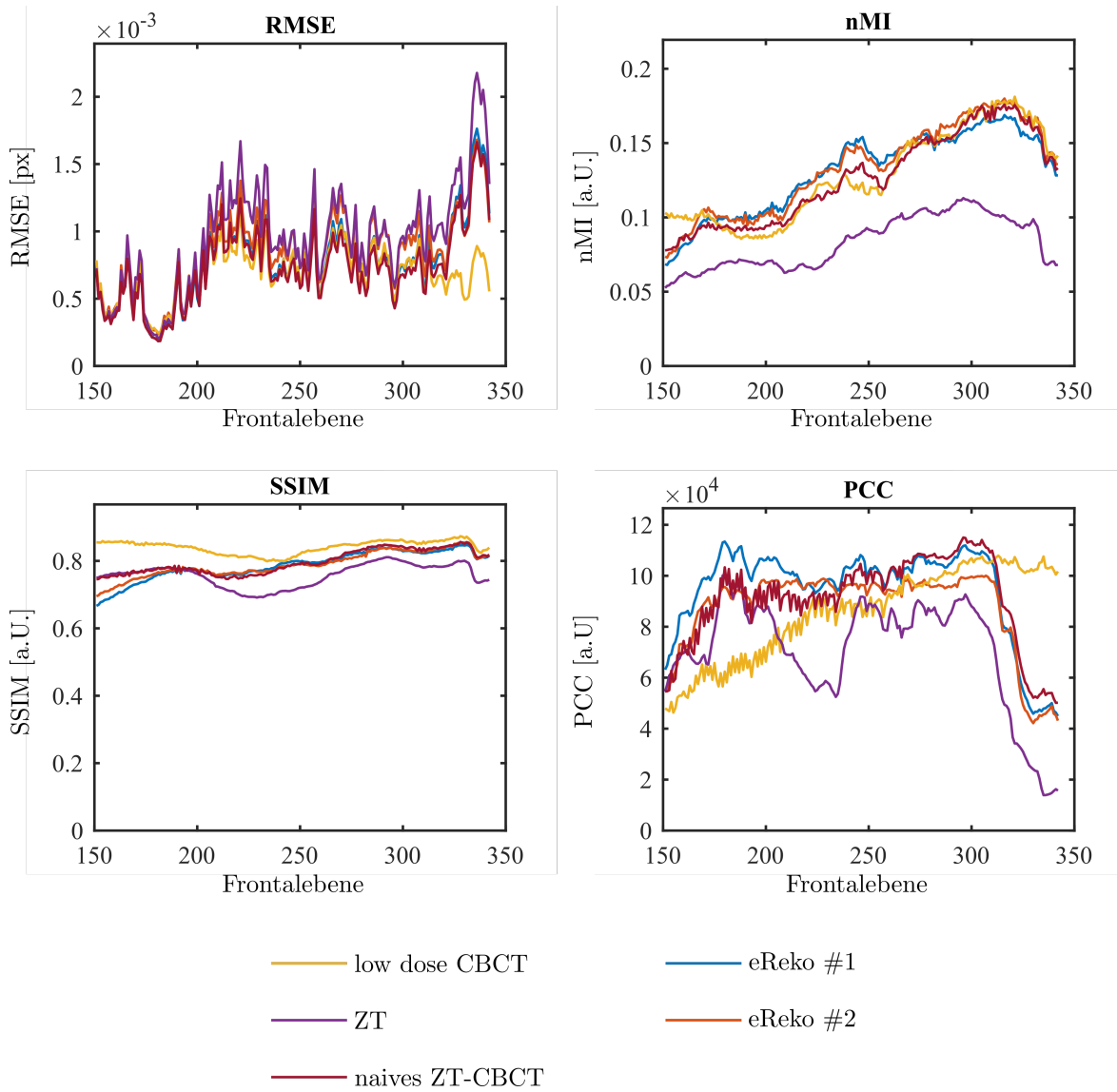


Abbildung 4.16: Evaluierung der Rekonstruktionen.

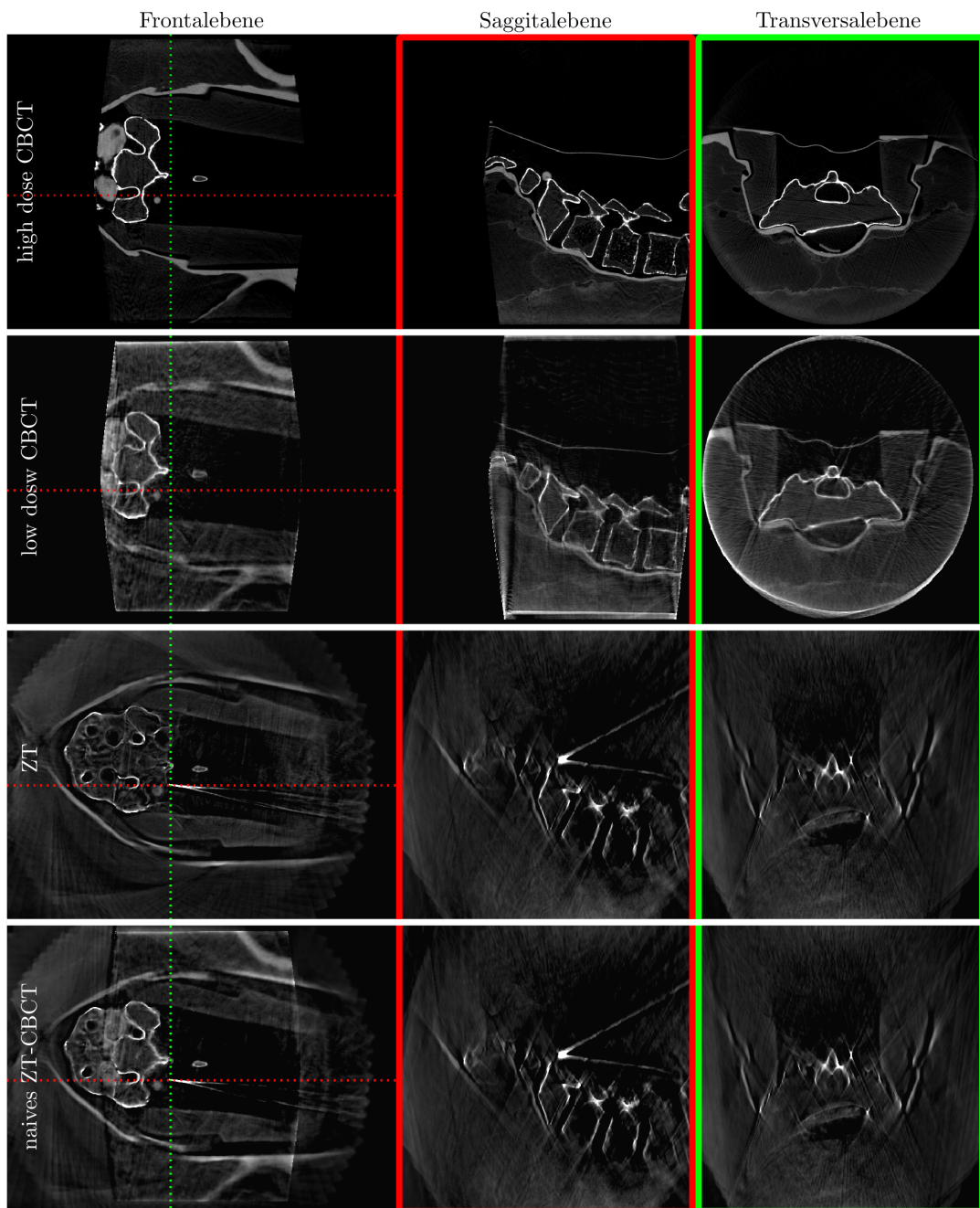


Abbildung 4.17: Lendenwirbel-Rekonstruktionen. Die erste Reihe zeigt ein high dose CBCT-Scan als Referenz. Die zweite Reihe zeigt ein low dose CBCT. Die dritte die ZT-Rekonstruktion und die vierte die naive Kombination von ZT- und CBCT-Rekonstruktion.

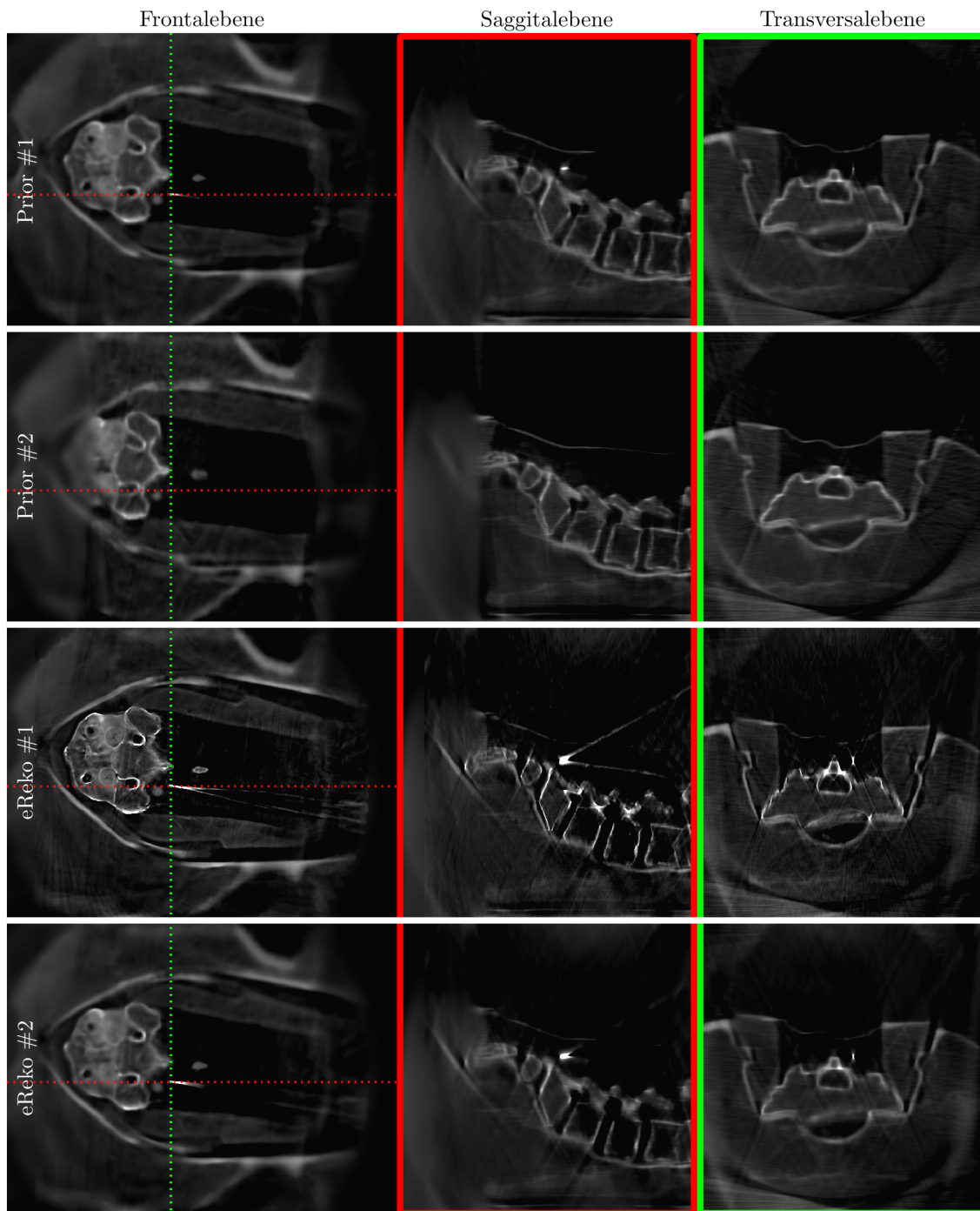


Abbildung 4.18: Lendenwirbel-eFOV-Rekonstruktionen. Die ersten Reihen zeigen die verwendeten Prior. Die letzten beiden Reihen die finalen Rekonstruktionen mit unterschiedlichen Parametern.

Diskussion

In dieser Arbeit wurden insgesamt drei Arbeitspakete bearbeitet. Das erste beschäftigte sich mit der Analyse und Implementierung adaptiver Trajektorien an einem klinischen C-Bogen-System, das zweite mit der Kalibrierung der Trajektorien und das abschließende mit der vorwissenbasierten Bildrekonstruktion der Trajektorien.

5.1 Scan-Trajektorien-Implementierung

Im ersten Arbeitspaket wurde an einer Implementierung von adaptiven Scan-Trajektorien an einem klinischen C-Bogen-System gearbeitet. Es konnte erfolgreich eine software- und hardwarebasierte Plattform entwickelt werden, die es ermöglicht an einem interventionellen C-Bogen-System beliebige adaptive Trajektorien ohne zusätzliche Vorrichtungen abzufahren. Dadurch konnten zweiachsige Scan-Trajektorien, wie für eine ZT erforderlich, am C-Bogen realisiert werden. In bisher publizierten Ansätzen musste bei solchen Trajektorien entweder ein starrer Laboraufbau verwendet oder das zu scannende Objekt drehbar auf dem Patiententisch gelagert werden [37, 38]. Beides ist klinisch nicht anwendbar, weil der Patient während eines Eingriffs nicht rotiert werden kann und das Messfeld auf wenige Zentimeter beschränkt ist. Durch die direkte Implementierung am klinischen Gerät entfallen diese Limitierungen und die Trajektorien wurden nah an der klinischen Anwendung getestet. Die Trajektorien wurden per Step & Shoot Technik implementiert, um die Machbarkeit zu testen und die

Bildqualität zu analysieren. Für eine klinische Translation müssen die Akquisitionszeiten von etwa 30 Minuten für eine ZT-Trajektorie mit 100 Projektionen reduziert werden. Die Scan-Trajektorien-Plattform soll daher um kontinuierlich gefahrene Scan-Trajektorien erweitert werden. Die maximale Rotationsgeschwindigkeit des C-Bogen-Systems beträgt $100\frac{\circ}{s}$ und kann rein mechanisch gesehen eine volle Rotation in weniger als 4 s durchführen. Die Verwendung von kontinuierlich gefahrenen Trajektorien würde also die Akquisitionzeit drastisch reduzieren.

Die Bildqualität der ZT-Trajektorien wurde anhand von Simulationen und Realmessungen mit einem BB-Evaluationsphantom untersucht. Die Untersuchungen ergaben, dass die Bildqualität bei ZT-Aufnahmen anisotrop verteilt ist. Es wird zwischen der Fokusebene und den restlichen Schnittebenen unterschieden. In der Fokusebene ist die Bildqualität am höchsten und in den dazu senkrechten Schichten treten LAA auf. In den Simulationen konnte gezeigt werden, dass Objekte trotz der Artefakte an den korrekten Stellen rekonstruiert werden. Innerhalb der Fokusschicht zeigte die Auswertung der Bildqualität, dass die ZT-Trajektorien bei Halbtomo-Winkeln von $\alpha = 25^\circ$ bis $\alpha = 60^\circ$ bei allen Simulationen ähnlich gut oder besser abschnitten als vergleichbare CBCT-Trajektorien. Die Ähnlichkeitsmetriken sind stark abhängig von sowohl den Scan-Trajektorien als auch den Scan-Objekten. Bei dem ASF-Phantom konnte im besten Falle (Kugelobjekt) eine Verbesserung der SSIM von 0,18 a.U. (CBCT) auf 0,55 a.U. (ZT, $\alpha = 25^\circ$) erreicht werden. Bei den anderen Objekten waren die Unterschiede in den Ähnlichkeitsmetriken weniger stark ausgeprägt und betragen ca. 5-10 %. Die Abhängigkeit der Ähnlichkeitsmetriken von den Objekten lässt sich damit erklären, dass die, von den Scan-Trajektorien verursachten, Artefakte durch verschiedene Objekte unterschiedlich stark aufsummiert werden. Publikationen aus der Materialwissenschaft mit vergleichbaren Trajektorien bestätigen diese Ergebnisse [35]. Eine simulationsbasierte Auswertung der ASF von vier verschiedenen Objekten zeigte, dass die FWHM der ASF annähernd linear mit dem Halbtomo-Winkel α korreliert. Ähnliche Beobachtungen konnten Hu et al. und Sechopoulos et al., die analoge Untersuchungen für lineare Tomosynthese-Bahnen durchführten, machen [128, 121].

Die relativen Streustrahlenmessungen der beiden Trajektorien zeigten, dass ZT-Trajektorien eine Reduktion der Strahlenexposition des medizinischen Personals ermöglichen können. Bei der

CBCT-Aufnahme wurden die höchsten Dosen in den Bereichen Torso und Gesicht gemessen. Bei einer ZT-Trajektorie betragen die relativen Dosen im Gesichtsbereich dagegen nur 75 %. Allerdings ist gerade das Gesicht ein kritischer Körperbereich, da dieser nur partiell durch Schutzbrillen mit Bleigläsern geschützt werden kann. In jüngster Zeit wurden insbesondere zum besseren Schutz der Augen eine Reihe neuer Strahlenschutzverordnungen erlassen. So wird ab 2018 die maximal beruflich erlaubte Augenlinsendosis von 150 μSv auf 20 μSv reduziert [129].

5.2 Kalibrierung

Eine der größten Herausforderungen dieser Arbeit war die Kalibrierung der adaptiven Trajektorien. Standardmethoden wie Offline-Kalibrierungen konnten aufgrund der experimentellen Implementierung der Scan-Trajektorien und der mangelnden Wiederholbarkeit der Trajektorien mit ausreichender Genauigkeit nicht verwendet werden. Stattdessen wurde mit FORCAST eine Kalibrierungsmethode entwickelt, die eine retrospektive bzw. Online-Kalibrierung erlaubt. Eine Online-Kalibrierung erhöht die Flexibilität der verschiedenen Aufnahmemodi am C-Bogen-System. Sie erlaubt sowohl das schnelle prototypische Testen von neuen Scan-Trajektorien, als auch die Ausführung von 3D-Bildgebung an beliebigen Orten im Interventionsraum. Damit kann Ärzten ermöglicht werden, dynamisch zwischen dosisarmer 2D- und 3D-Bildgebung zu wechseln. Der Vergleich einer FORCAST- und Offline-Kalibrierung zeigte, dass die Kalibrierungsparameter plausibel sind und innerhalb der Größenordnung einer Offline-Kalibrierung liegen.

Die Kalibrierungszeiten betragen mehr als 15 Minuten für 100 Projektionen. Für eine klinische Anwendung muss diese Zeit reduziert werden. Eine erste Parallelisierung von FORCAST bei der Berechnung der DRRs brachte eine Verbesserung der Rechenzeit von 1600 s auf 900 s. Um die Rechenzeiten von FORCAST weiter zu reduzieren, wird FORCAST in Zukunft mithilfe von optimierten Toolboxes wie das *Reconstruction Toolkit* noch stärker parallelisiert [130].

FORCAST basiert analog zu Murders et al. und Ouadah et al. [50, 51] auf einem sogenannten Registrierungsansatz. Das bedeutet, dass die Ähnlichkeit zwischen dem VCM und dem gescannten Objekt über die Projektionen maximiert wird. Im Vergleich zu den oben genannten Publikationen wurde zusätzlich gezeigt, dass der Registrierungsansatz neben den CBCT-Trajektorien auch ZT-Trajektorien kalibrieren kann. Es wurde zudem explizit getestet, wie FORCAST sich bei klinisch relevanten Problemen, wie unterschiedlichen Positionierungen des zu scannenden Objekts oder Änderungen am Objekt selbst, verhält. In den Testfällen konnte kein signifikanter Qualitätsverlust festgestellt werden. Mithilfe eines BB-Evaluationsphantoms konnte experimentell bestimmt werden, dass die Rekonstruktionen der verschiedenen Metallkugeln am Phantom innerhalb der Pixelgenauigkeit mit einem Referenz-CBCT übereinstimmten. Die Abweichungen des Radius und der Mittelpunktpositionen betragen weniger als 0,35 mm bei einer Voxelgröße von 0,5 mm. Im Mittel betragen sie für die Radiusabweichung $(0,13 \pm 0,07)$ mm und für die Mittelpunktabweichung $(0,01 \pm 0,08)$ mm. Die mittlere und maximale Abweichung waren in beiden Fällen somit unterhalb der Messgenauigkeit der Rekonstruktionen.

Mithilfe eines weiteren Testfalls konnte gezeigt werden, dass auch Datensätze anderer CT-Geometrien zur Verwendung als VCM genutzt werden können. FORCAST wertet im Gegensatz zu den anderen beiden erwähnten Ansätzen nur einzelne Bildpunkte aus und nicht das gesamte Projektionsbild. Dadurch ist FORCAST robust gegenüber Strahlgeometrie-bedingten Unterschieden in Konturen und Kontrast. Interventionsplanung und Diagnose werden aufgrund der besseren Bildqualität, der geringeren Strahlungs dosis und dem größeren FOV in der Regel mit einem Fächerstrahl-CT durchgeführt. Durch die Verwendbarkeit von Fächerstrahl-CT-Daten wird die Verfügbarkeit von VCMs für FORCAST stark erhöht.

In den bisherigen Untersuchungen wurden keine Deformationen des VCM aufgrund von Atmung oder unterschiedlichen Patientenlagerungen berücksichtigt. Dies soll in den nächsten Studien nachgeholt werden. Um das VCM trotz elastischer Deformationen verwenden zu können, wird in den VCM eine Klassifizierung in rigide Strukturen wie Knochen oder Prothesen und andere Strukturen vorgenommen. Die Kalibrierungen werden dann nur anhand der rigiden Objekte durchgeführt und der Einfluss elastischer Deformationen kann eliminiert werden.

5.3 Bildrekonstruktion

Im ersten Arbeitspaket wurde festgestellt, dass durch die Unterabtastung des Objekts in den Rekonstruktionen LAA verursacht werden. Durch Vorwissen können diese Artefakte unterdrückt werden. FORCAST maximiert die Ähnlichkeit zwischen dem VCM und der gescannten ROI, weshalb das VCM das optimale Vorwissen darstellt. Der eFOV-Rekonstruktionsalgorithmus, basierend auf dem PICCS-Algorithmus, vereint die neuen Informationen einer ZT mit dem Vorwissen. Für den Nachweis der Machbarkeit wurde eine Messung eines Lendenwirbel-Phantoms verwendet. Mithilfe der eFOV-Rekonstruktion konnte ein CBCT des Phantoms, das auch als VCM verwendet wurde, als Vorwissenregularisierung im PICCS-Kontext genutzt werden. Die resultierenden Rekonstruktionen konnten die Vorteile von CBCT und ZT miteinander verbinden. Die Rekonstruktionen ergaben ein mehr als doppelt so großes FOV wie ein konventionelles CBCT. Zusätzlich waren in den Ebenen senkrecht zur Fokusebene keine Artefakte mehr zu erkennen. Die Auswertungen mit verschiedenen Metriken konnten keine signifikanten Bildqualitätsminderungen in allen drei Ebenen feststellen. Eine Biopsienadel konnte ebenfalls korrekt rekonstruiert werden. Insgesamt wurden für die Rekonstruktion nur 224 Projektionen (124 Projektionen CBCT-Vorwissen und 100 ZT-Projektionen) verwendet. Ein konventionelles Planungs- und Kontroll-CBCT benötigt zwischen 400 und 500 Projektionen pro Scan. Über die verringerte Anzahl an Projektionen kann die Dosisersparnis der eFOV-Aufnahmen gegenüber den konventionellen CBCT abgeschätzt werden. Neben der Anzahl der Projektionen muss die pro Projektion emittierte Energie der Röntgenquelle beachtet werden. Diese ist proportional zu dem Produkt aus Stromstärke und Pulsweite. Bei den ZT-Projektion wurde die 3,7-fache Energie der Referenz-CBCT-Projektion verwendet, um einen besseren Kontrast in den Projektion zu erzielen. Das bedeutet, dass mit der derzeitigen ZT-Implementierung wird eine Dosisreduzierung von etwa 25% erreicht wird. In der Zukunft werden die Aufnahmeparameter der ZT-Projektionen optimiert, um die benötigte Energie zu reduzieren. Ein Ansatz die schlechteren Kontraste in den Projektionen zu kompensieren ist, über Bildverarbeitungsalgorithmen die Projektionen nach der Aufnahme aufzubereiten. Nach der Optimierung der Projektionsparameter soll dann die Dosisersparnis mit dem Streustrahlenaufbau gemessen

werden.

Zusammenfassung & Ausblick

In dieser Doktorarbeit wurde eine umfassende Methode entwickelt, die es erlaubt adaptive Trajektorien an einem interventionellen C-Bogen-System zu implementieren, bezüglich der Streustrahlung zu quantifizieren, zu kalibrieren und zu rekonstruieren. Dadurch können die Vorteile und Nachteile neuer Trajektorien in einem klinischen Umfeld auf ihre Tauglichkeit geprüft werden.

Der Schwerpunkt dieser Arbeit und für die Erprobung neuer Trajektorien ist eine Reduzierung der Strahlenbelastung für Patienten und medizinisches Personal unter Beachtung des ALARA-Prinzips. Mithilfe eines BB-Evaluationsphantoms konnte nachgewiesen werden, dass die Positionen hochkontrastiger Objekte in den ZT-Scans mit einer Ungenauigkeit von weniger als 0,3 mm bei lediglich 100 Projektionen bestimmt werden konnten. Im Vergleich dazu benötigen konventionelle CBCT zwischen 400 und 500 Projektionen. Die Strahlendosis könnte somit auf einen Wert von einem Viertel bzw. Fünftel verringert werden. Auch das medizinisch-radiologische Personal, das aufgrund der Röntgenaufnahmen in der klinischen Routine die meiste Dosis akkumuliert, muss bei der Betrachtung der Strahlenbelastung berücksichtigt werden. Der Streustrahlenversuch konnte zeigen, dass bei einer CBCT-Aufnahme die höchsten Strahlendosen im Bereich des oberen Torsos und Gesichts auftreten. Bei ZT hingegen betragen die relativen Strahlendosen in diesen Bereichen nur 75% bzw. 46%. Diese Resultate zeigen deutlich, dass neue flexible Trajektorien geeignet sind, die Strahlendosis für Patienten und medizinisches Personal zu reduzieren und gleichzeitig den diagnostischen Wert zu erhalten.

In den Messungen wurde festgestellt, dass die Bildqualität von ZT außerhalb der Fokusschicht schlechter ist als die vergleichbarer CBCT. Demgegenüber ist das FOV größer und erlaubt dem behandelnden Arzt einen besseren Überblick über die kritischen Eingriffsregionen. Bei Operationen an größeren Organen wie Leber und Lunge ist dies ein wichtiger Aspekt. Mit einem vorwissenbasierten Ansatz konnten die Vorteile beider Scan-Trajektorien, CBCT und ZT, in einer Rekonstruktion vereint werden. Ausgehend von plausiblen Annahmen wie beispielsweise einer Verfügbarkeit von Bilddaten über den Eingriffsort, konnte gezeigt werden, dass diese Daten dazu verwendet werden können, die schlechtere Bildqualität von ZT zu regularisieren und auf das Niveau von CBCTs zu verbessern. Im nächsten Schritt soll der eFOV-Ansatz mit einem zur Veröffentlichung eingereichten Deep-Learning Artefaktkorrektur-Ansatz kombiniert werden.

Nachdem der Nachweis für die Realisierbarkeit von adaptiven Trajektorien an einem klinischen Gerät in dieser Arbeit erbracht wurde, soll die klinische Relevanz nun an konkreten Messprotokollen für medizinische Anwendungsfälle nachgewiesen werden. Beispielsweise kann dem behandelnden Arzt mit FORCAST ermöglicht werden, direkt, ohne Neupositionierung des Patienten, zwischen 2D- und 3D-Bildgebung wechseln. Um sämtliche Vorteile des hier dargestellten Konzeptes in einem Anwendungsfall auszunutzen, bieten sich Nadelpplatzierungen mit robotischer Unterstützung an. Bei diesen Eingriffen wird der Patient üblicherweise im Interventionsraum zuerst mit einem konventionellen CBCT gescannt, um eine Nadelpfadplanung basierend auf der derzeitigen Patientenlage durchzuführen. Adaptive Scan-Trajektorien führen anschließend dosisarm alle Kontrollscans durch und nutzen dabei gezielt die CBCT-Daten zur Kalibrierung und Optimierung der Bildqualität aus.

Das Konzept, adaptive Trajektorien mit Vorwissen und einer flexiblen Kalibrierung zu kombinieren, kann auf alle bildgestützten Operationen angewandt werden. Es erlaubt diagnostisch relevante Informationen strahlungsarm zu akquirieren und gleichzeitig eine umfassende technische Integration des bildgebenden Großgeräts in den modernen Hybrid-Interventionsraum. Besonders im Hinblick auf die aufstrebende MIC und Präzisionsmedizin, können adaptive Trajektorien für neue effizientere und schonendere Behandlungsmethoden verwendet werden.

7.1 Fehlertabellen Bildrekonstruktionen

Tabelle 7.1: Δf_{ij} -Auswertung nMI.

	low dose CBCT	ZT	naives ZT- CBCT	eReko #1	eReko #2	Mittelwert
low dose CBCT	0,0 %	22,4 %	0,8 %	-1,4 %	-2,7 %	3,8 %
ZT	-22,4 %	0,0 %	-21,7 %	-23,8 %	-25,1 %	-18,6 %
naives ZT- CBCT	-0,8 %	21,7 %	0,0 %	-2,1 %	-3,4 %	3,1 %
eReko #1	1,4 %	23,8 %	2,1 %	0,0 %	-1,3 %	5,2 %
eReko #2	2,7 %	25,1 %	3,4 %	1,3 %	0,0 %	6,5 %

Tabelle 7.2: Δf_{ij} -Auswertung PCC.

	low dose CBCT	ZT	naives ZT- CBCT	eReko #1	eReko #2	Mittelwert
low dose CBCT	0,0 %	13,1 %	-4,6 %	-7,7 %	-1,5 %	-0,1 %
ZT	-13,1 %	0,0 %	-17,6 %	-20,7 %	-14,6 %	-13,2 %
naives ZT- CBCT	4,6 %	17,6 %	0,0 %	-3,1 %	3,0 %	4,4 %
eReko #1	7,7 %	20,7 %	3,1 %	0,0 %	6,2 %	7,5 %
eReko #2	1,5 %	14,6 %	-3,0 %	-6,2 %	0,0 %	1,4 %

Tabelle 7.3: Δf_{ij} -Auswertung SSIM.

	low dose CBCT	ZT	naives ZT- CBCT	eReko #1	eReko #2	Mittelwert
low dose CBCT	0,0 %	9,5 %	5,1 %	6,1 %	5,9 %	5,3 %
ZT	-9,5 %	0,0 %	-4,3 %	-3,3 %	-3,6 %	-4,1 %
naives ZT- CBCT	-5,1 %	4,3 %	0,0 %	1,0 %	0,7 %	0,2 %
eReko #1	-6,1 %	3,3 %	-1,0 %	0,0 %	-0,3 %	-0,8 %
eReko #2	-5,9 %	3,6 %	-0,7 %	0,3 %	0,0 %	-0,5 %

Tabelle 7.4: Δf_{ij} -Auswertung RMSE.

	low dose CBCT	ZT	naives ZT- CBCT	eReko #1	eReko #2	Mittelwert
low dose CBCT	0,0 %	-11,8 %	-2,0 %	-3,7 %	-7,6 %	-5,0 %
ZT	11,8 %	0,0 %	9,8 %	8,1 %	4,2 %	6,8 %
naives ZT- CBCT	2,0 %	-9,8 %	0,0 %	-1,7 %	-5,5 %	-3,0 %
eReko #1	3,7 %	-8,1 %	1,7 %	0,0 %	-3,9 %	-1,3 %
eReko #2	7,6 %	-4,2 %	5,5 %	3,9 %	0,0 %	2,6 %

7.2 Rekonstruktionsparameter eFOV-Rekonstruktionen

Tabelle 7.5: Verwendete Rekonstruktionsparameter für die eFOV-Rekonstruktionen

	ZT-CBCT	ePrior #1	ePrior #2	eReko #1	eReko #2
Schrittweite	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2
Iterationen	30	30	30	30	30
α	0,5	0,0	0,0	0,8	0,8
λ	450	22	634	634	16
μ	1,25	1,25	1,25	1,25	1,25
ADMM-Schritte	50	50	50	50	50

Abbildungsverzeichnis

1.1	Experimenteller Interventionsraum mit C-Bogen-System	2
2.1	Schema differentieller Wirkungsquerschnitt und Thomson-Streuung	11
2.2	Compton-Streuung	14
2.3	Photoelektrischer Effekt	17
2.4	Makroskopische Wechselwirkungsabhängigkeiten von Röntgenstrahlung	18
2.5	Massenabsorptionskoeffizientenspektrum von Blei und Wasser	19
2.6	Schematischer Aufbau einer Röntgenröhre	22
2.7	Massenabsorptionskoeffizientenspektrum von Aluminium	23
2.8	Schematischer Aufbau eines Flachdetektors	24
2.9	CT-Strahlgeometrien	24
2.10	Beispielhafte HU-Werte für verschiedene Gewebearten	26
2.11	Analytische Bildrekonstruktion mit einer Parallelstrahl-Geometrie	29
2.12	Rückprojektion	31
2.13	Analytische Bildrekonstruktion einer Fächerstrahl-Geometrie	32
2.14	Analytische Bildrekonstruktion einer Cone-Beam-Geometrie	33
2.15	Voxelisierung des Bildraums	34
2.16	Ablaufschema IRT	37
2.17	Orlov-Bedingung	40
2.18	Arten der Unterabtastung	41
3.1	Hybrid-Interventionsraum mit ARTIS zeego und Erklärung der Koordinatensysteme	44
3.2	Aufnahmemodi CBCT	46
3.3	ZT-Trajektorie und Abtastung des Fourier-Raums	48
3.4	Messaufbau zur Streustrahlenverteilung	53

3.5	Verwendetes Parameterset zur Beschreibung des bildgebenden Systems	55
3.6	Spezifische Projektionsfehler	59
3.7	FORCAST-Algorithmus	63
3.8	Funktionsprinzips von Compressed Sensing	69
3.9	Unterschiedliche FOV von CBCT und ZT	75
3.10	Ablaufschema eFOV-Rekonstruktionen	77
3.11	Schema der Software-Implementierung	80
3.12	Verwendete Phantome	83
4.1	Evaluierung der ZT-Bildqualität anhand eines Würfelphantoms	86
4.2	ASF- und Ähnlichkeits-Auswertung	90
4.3	ZT-Implementierung am klinischen C-Bogen	91
4.4	Streustrahlenverteilungskarten in Abhängigkeit von der Scan-Trajektorie	92
4.5	FORCAST-Kalibrierung des BB-Evaluationsphantoms	96
4.6	Vergleich von Offline-Kalibrierung und FORCAST	97
4.7	Rekonstruktionen mit Offline- und FORCAST-Kalibrierung	99
4.8	Evaluation der Rekonstruktionsqualität anhand eines BB-Evaluationsphantoms	100
4.9	Auswertung der Rekonstruktionsqualität anhand eines BB-Evaluationsphantoms	100
4.10	FORCAST-Kalibrierung einer ZT-Aufnahme eines Lendenwirbel-Phantoms	102
4.11	Vergleich der Bildrekonstruktionen von unkalibrierter ZT-, FORCAST- und einem CBCT-Rekonstruktion	103
4.12	CBCT-Rekonstruktion mit FORCAST-Kalibrierung	103
4.13	FORCAST-Kalibrierung einer CBCT-Aufnahme eines Lendenwirbel-Phantoms	104
4.14	Boxplot-Auswertung der konsekutiven FORCAST-Implementierung	107
4.15	Boxplot-Auswertung der parallelisierten FORCAST-Implementierung	108
4.16	Evaluierung der eFOV-Rekonstruktionen	112
4.17	Lendenwirbel-eFOV Rekonstruktionen, Teil 1	113
4.18	Lendenwirbel-eFOV Rekonstruktionen, Teil 2	114

Literaturverzeichnis

- [1] STATISTISCHES BUNDESAMT: *Gesundheit: Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik (DRG-Statistik) Operationen und Prozeduren der vollstationären Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern (4-Steller)*. https://www.destatis.de/DE/Publikationen/Thematisch/Gesundheit/Krankenhaeuser/OperationenProzeduren5231401137014.pdf?__blob=publicationFile 1
- [2] STATISTISCHES BUNDESAMT: *Gesundheit: Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik (DRG-Statistik) Operationen und Prozeduren der vollstationären Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern (4-Steller)*. https://www.destatis.de/DE/Publikationen/Thematisch/Gesundheit/Krankenhaeuser/OperationenProzeduren5231401147014?__blob=publicationFile 1
- [3] STATISTISCHES BUNDESAMT: *Gesundheit: Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik (DRG-Statistik) Operationen und Prozeduren der vollstationären Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern (4-Steller)*. https://www.destatis.de/DE/Publikationen/Thematisch/Gesundheit/Krankenhaeuser/OperationenProzeduren5231401157014.pdf?__blob=publicationFile 1
- [4] STATISTISCHES BUNDESAMT: *Gesundheit: Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik (DRG-Statistik) Operationen und Prozeduren der vollstationären Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern (4-Steller)*. https://www.destatis.de/DE/Publikationen/Thematisch/Gesundheit/Krankenhaeuser/OperationenProzeduren5231401167014.pdf?__blob=publicationFile 1
- [5] FRAUNHOFER PAMB: *M2OLIE: Robotic Kypho IORT (RoRaTh / UMM)*. <https://www.youtube.com/watch?v=pmdsdBC63uI>. Version: 2016 2, 4, 44
- [6] GEBHARD, F. ; RIEPL, C. ; RICHTER, P. ; LIEBOLD, A. ; GORKI, H. ; WIRTZ, R. ; KÖNIG, R. ; WILDE, F. ; SCHRAMM, A. ; KRAUS, M.: Der Hybridoperationssaal. In: *Der Unfallchirurg* 115 (2012), Nr. 2, 107–120. <http://dx.doi.org/10.1007/s00113-011-2118-3>. – DOI 10.1007/s00113-011-2118-3 2, 3, 44
- [7] KPODONU, Jacques: Hybrid cardiovascular suite: The operating room of the future. In: *Journal of cardiac surgery* 25 (2010), Nr. 6, S. 704–709. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1540-8191.2010.01111.x>. – DOI 10.1111/j.1540-8191.2010.01111.x 2
- [8] PRASAD, K. N. ; COLE, W. C. ; HAASE, G. M.: Radiation protection in humans: Extending the concept of as low as reasonably achievable (ALARA) from dose to biological damage. In: *The British journal of radiology* 77 (2004), Nr. 914, S. 97–99.

- <http://dx.doi.org/10.1259/bjr/88081058>. – DOI 10.1259/bjr/88081058. – ISSN 0007–1285 2
- [9] FARMAN, Allan G.: ALARA still applies. In: *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics* 100 (2005), Nr. 4, S. 395–397. <http://dx.doi.org/10.1016/j.tripleo.2005.05.055>. – DOI 10.1016/j.tripleo.2005.05.055 2
- [10] SIEMENS HEALTHINEERS: *Sanfte Revolution im Operationssaal: Minimal-invasive Eingriffe im Hybrid-OP schonen Patienten*. <http://www.siemens.com/press/de/materials/healthcare/2010-09-hybrid-op.php>. Version: 2012 3
- [11] KLINIKUM CHEMNITZ ; KLINIKUM CHEMNITZ G GMBH (Hrsg.): *Klinoskop: Zeitschrift der Klinikum Chemnitz gGmbH*. https://www.klinikumchemnitz.de/fileadmin/user_upload/Klinoskop/1455810946_23_klinoskop_3_2014_new_blau.pdf. Version: 2014 (3) 3
- [12] LANFRANCO, Anthony R. ; CASTELLANOS, Andres E. ; DESAI, Jaydev P. ; MEYERS, William C.: Robotic surgery: A current perspective. In: *Annals of surgery* 239 (2004), Nr. 1, S. 14–21. <http://dx.doi.org/10.1097/01.sla.0000103020.19595.7d>. – DOI 10.1097/01.sla.0000103020.19595.7d. – ISSN 0003–4932 3
- [13] RASMUS, M. ; HUEGLI, R. W. ; BILECEN, D. ; JACOB, A. L.: Robotically assisted CT-based procedures. In: *Minimally invasive therapy & allied technologies : MITAT : official journal of the Society for Minimally Invasive Therapy* 16 (2007), Nr. 4, S. 212–216. <http://dx.doi.org/10.1080/13645700701520636>. – DOI 10.1080/13645700701520636. – ISSN 1364–5706 3
- [14] ARNOLLI, Maarten M. ; HANUMARA, Nevan C. ; FRANKEN, Michel ; BROUWER, Danis M. ; BROEDERS, Ivo A. M. J.: An overview of systems for CT- and MRI-guided percutaneous needle placement in the thorax and abdomen. In: *The international journal of medical robotics + computer assisted surgery : MRCAS* 11 (2015), Nr. 4, S. 458–475. <http://dx.doi.org/10.1002/rcs.1630>. – DOI 10.1002/rcs.1630 3
- [15] CLEARY, Kevin ; MELZER, Andreas ; WATSON, Vance ; KRONREIF, Gernot ; STOIANOVICI, Dan: Interventional robotic systems: Applications and technology state-of-the-art. In: *Minimally invasive therapy & allied technologies : MITAT : official journal of the Society for Minimally Invasive Therapy* 15 (2006), Nr. 2, S. 101–113. <http://dx.doi.org/10.1080/13645700600674179>. – DOI 10.1080/13645700600674179. – ISSN 1364–5706 3
- [16] RAFII-TARI, Hedyeh ; PAYNE, Christopher J. ; YANG, Guang-Zhong: Current and emerging robot-assisted endovascular catheterization technologies: A review. In: *Annals of biomedical engineering* 42 (2014), Nr. 4, S. 697–715. <http://dx.doi.org/10.1007/s10439-013-0946-8>. – DOI 10.1007/s10439-013-0946-8. – ISSN 1573–9686 4
- [17] KOSTRZEWA, Michael ; RATHMANN, Nils ; KARA, Kerim ; SCHOENBERG, Stefan O. ; DIEHL, Steffen J.: Accuracy of percutaneous soft-tissue interventions using a multi-axis, C-arm CT system and 3D laser guidance. In: *European Journal of Radiology* 84 (2015), Nr. 10, S. 1970–1975. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejrad.2015.06.028>. – DOI 10.1016/j.ejrad.2015.06.028. – ISSN 0720048X 4, 43

- [18] KOSTRZEWA, Michael ; KARA, Kerim ; RATHMANN, Nils ; TSAGOGIORGAS, Charalambos ; HENZLER, Thomas ; SCHOENBERG, Stefan O. ; HOHENBERGER, Peter ; DIEHL, Steffen J. ; ROESSNER, Eric D.: Computed Tomography-Assisted Thoracoscopic Surgery: A Novel, Innovative Approach in Patients With Deep Intrapulmonary Lesions of Unknown Malignant Status. In: *Investigative radiology* 52 (2017), Nr. 6, S. 374–380. <http://dx.doi.org/10.1097/RLI.0000000000000353>. – DOI 10.1097/RLI.0000000000000353 4, 43
- [19] BOCTOR, Emad M. ; CHOTI, Michael A. ; BURDETTE, Everette C. ; WEBSTER III, Robert J.: Three-dimensional ultrasound-guided robotic needle placement: An experimental evaluation. In: *The international journal of medical robotics + computer assisted surgery : MRCAS* 4 (2008), Nr. 2, S. 180–191. <http://dx.doi.org/10.1002/rcs.184>. – DOI 10.1002/rcs.184 4
- [20] CORNELIS, F. ; TAKAKI, H. ; LASKHMANAN, M. ; DURACK, J. C. ; ERINJERI, J. P. ; GETRAJDMAN, G. I. ; MAYBODY, M. ; SOFOCLEOUS, C. T. ; SOLOMON, S. B. ; SRIMATHVEERAVALLI, G.: Comparison of CT Fluoroscopy-Guided Manual and CT-Guided Robotic Positioning System for In Vivo Needle Placements in Swine Liver. In: *Cardiovascular and interventional radiology* 38 (2015), Nr. 5, S. 1252–1260. <http://dx.doi.org/10.1007/s00270-014-1016-9>. – DOI 10.1007/s00270-014-1016-9. – ISSN 0174-1551 4
- [21] SCHOMBERG, Hermann: Complete Source Trajectories for C-Arm Systems and a Method for Coping with Truncated Cone-Beam Projections. In: *FULLY3D* (2001) 4
- [22] PACK, Jed D. ; NOO, Frédéric ; KUDO, H.: Investigation of saddle trajectories for cardiac CT imaging in cone-beam geometry. In: *Physics in Medicine and Biology* 49 (2004), Nr. 11, S. 2317–2336. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/49/11/014>. – DOI 10.1088/0031-9155/49/11/014. – ISSN 0031-9155 4
- [23] YANG, Haiquan ; LI, Meihua ; KOIZUMI, Kazuhito ; KUDO, Hiroyuki: View-independent reconstruction algorithms for cone beam CT with general saddle trajectory. In: *Physics in medicine and biology* 51 (2006), Nr. 15, S. 3865–3884. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/51/15/018>. – DOI 10.1088/0031-9155/51/15/018. – ISSN 0031-9155 4
- [24] YING, Zhengrong ; SIMANOVSKY, Sergey ; NAIDU, Ram ; MARCOVICI, Sorin: *CT scanning systems and methods using multi-pixel x-ray sources*. 2017 4
- [25] GANG, Grace J. ; STAYMAN, J. W. ; EHTIATI, Tina ; SIEWERDSEN, Jeffrey H.: Task-driven image acquisition and reconstruction in cone-beam CT. In: *Physics in medicine and biology* 60 (2015), Nr. 8, S. 3129–3150. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/60/8/3129>. – DOI 10.1088/0031-9155/60/8/3129. – ISSN 0031-9155 4
- [26] OUADAH, S. ; JACOBSON, M. ; STAYMAN, J. W. ; EHTIATI, T. ; WEISS, C. ; SIEWERDSEN, J. H.: Task-driven orbit design and implementation on a robotic C-arm system for cone-beam CT. In: *SPIE Medical Imaging* (2017), S. 101320H. <http://dx.doi.org/10.1117/12.2255646>. – DOI 10.1117/12.2255646 4
- [27] III, James T. D. ; GODFREY, Devon J.: Digital x-ray tomosynthesis: current state of the art and clinical potential. In: *Physics in Medicine and Biology* 48 (2003), Nr.

- 19, S. R65. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/48/19/R01>. – DOI 10.1088/0031-9155/48/19/R01. – ISSN 0031-9155 4, 75
- [28] SIEWERDSEN, J. H. ; DALY, M. J. ; BACHAR, G. ; MOSELEY, D. J. ; BOOTSMA, G. ; BROCK, K. K. ; ANSELL, S. ; WILSON, G. A. ; CHHABRA, S. ; JAFFRAY, D. A. ; IRISH, J. C.: <title>Multimode C-arm fluoroscopy, tomosynthesis, and cone-beam CT for image-guided interventions: from proof of principle to patient protocols</title>. In: *SPIE Medical Imaging* (2007), S. 65101A–65101A–11. <http://dx.doi.org/10.1117/12.713642>. – DOI 10.1117/12.713642 4
- [29] LU, Yao ; CHAN, Heang-Ping ; GOODSITT, Mitch ; WEI, Jun ; HADJIISKI, Lubomir ; SCHMITZ, Andrea ; EBERHARD, Jeffrey W. ; CLAUS, Bernhard E. H.: Effects of projection-view distributions on image quality of calcifications in digital breast tomosynthesis (DBT) reconstruction. In: *SPIE Medical Imaging* (2010), S. 76220D. <http://dx.doi.org/10.1117/12.844481>. – DOI 10.1117/12.844481 4
- [30] GARRETT, John W.: *Advances in Digital Breast Tomosynthesis: Image Reconstruction, Artifact Correction, and Dose Reduction: PhD Thesis*. 10.05.2017. – PhD Thesis 4, 27, 71
- [31] SIMONI, Paolo ; GERARD, Laurent ; KAISER, Marie-Joelle ; RIBBENS, Clio ; RINKIN, Charline ; MALAISE, Olivier ; MALAISE, Michel: Use of Tomosynthesis for Detection of Bone Erosions of the Foot in Patients With Established Rheumatoid Arthritis: Comparison With Radiography and CT. In: *AJR. American journal of roentgenology* 205 (2015), Nr. 2, S. 364–370. <http://dx.doi.org/10.2214/AJR.14.14120>. – DOI 10.2214/AJR.14.14120. – ISSN 0361-803X 4
- [32] NETT, Brian ; TANG, Jie ; LENG, Shuai ; CHEN, Guang-Hong: Tomosynthesis via Total Variation Minimization Reconstruction and Prior Image Constrained Compressed Sensing (PICCS) on a C-arm System. In: *Proceedings of SPIE—the International Society for Optical Engineering* 6913 (2008), S. nihpa92672. <http://dx.doi.org/10.1117/12.771294>.. – DOI 10.1117/12.771294. 5, 7, 75
- [33] LANGAN, David A. ; CLAUS, Bernhard E. H. ; AL ASSAD, Omar ; TROUSSET, Yves ; RIDDELL, Cyril ; AVIGNON, Gregoire ; SOLOMON, Stephen B. ; LAI, Hao ; WANG, Xin: Interventional C-arm tomosynthesis for vascular imaging: initial results. In: *SPIE Medical Imaging* (2015), S. 94125N. <http://dx.doi.org/10.1117/12.2081195>. – DOI 10.1117/12.2081195 5
- [34] GONDROM, S. ; ZHOU, J. ; MAISL, M. ; REITER, H. ; KRÖNING, M. ; ARNOLD, W.: X-ray computed laminography: An approach of computed tomography for applications with limited access. In: *Nuclear Engineering and Design* 190 (1999), Nr. 1-2, S. 141–147. [http://dx.doi.org/10.1016/S0029-5493\(98\)00319-7](http://dx.doi.org/10.1016/S0029-5493(98)00319-7). – DOI 10.1016/S0029-5493(98)00319-7. – ISSN 00295493 5
- [35] XU, Feng ; HELFEN, Lukas ; BAUMBACH, Tilo ; SUHONEN, Heikki: Comparison of image quality in computed laminography and tomography. In: *Optics express* 20 (2012), Nr. 2, S. 794–806. <http://dx.doi.org/10.1364/OE.20.000794>. – DOI 10.1364/OE.20.000794. – ISSN 1094-4087 5, 116

- [36] STEVENS, Grant M. ; BIRDWELL, Robyn L. ; BEAULIEU, Christopher F. ; IKEDA, Debra M. ; PELC, Norbert J.: Circular tomosynthesis: potential in imaging of breast and upper cervical spine—preliminary phantom and in vitro study. In: *Radiology* 228 (2003), Nr. 2, S. 569–575. <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2282020295>. – DOI 10.1148/radiol.2282020295. – ISSN 0033–8419 5
- [37] NETT, Brian E. ; ZAMBELLI, Joseph ; RIDDELL, Cyril ; BELANGER, Barry ; CHEN, Guang-Hong: Circular tomosynthesis implemented with a clinical interventional flat-panel based C-Arm: Initial performance study. In: *SPIE Medical Imaging* (2007), S. 65101N. <http://dx.doi.org/10.1117/12.713789>. – DOI 10.1117/12.713789 5, 115
- [38] CLAUS, Bernhard E. ; LANGAN, David A. ; AL ASSAD, Omar ; WANG, Xin: Circular tomosynthesis for neuro perfusion imaging on an interventional C-arm. In: *SPIE Medical Imaging* (2015), S. 94122A. <http://dx.doi.org/10.1117/12.2082695>. – DOI 10.1117/12.2082695 5, 58, 98, 115
- [39] DEMENTHON, Daniel F. ; DAVIS, Larry S.: Model-based object pose in 25 lines of code. In: *International Journal of Computer Vision* 15 (1995), Nr. 1-2, S. 123–141. <http://dx.doi.org/10.1007/BF01450852>. – DOI 10.1007/BF01450852. – ISSN 0920–5691 5
- [40] CHO Y, MOSELEY DJ, SIEWERDSEN JH, AND JAFFRAY DA: Accurate technique for complete geometric calibration of cone-beam computed tomography systems. In: *Medical Physics* 32 (2005), Mar, Nr. 4, 968–983. <http://dx.doi.org/10.1118/1.1869652>. – DOI 10.1118/1.1869652 5
- [41] FORD JC, ZHENG D, AND WILLIAMSON JF: Estimation of CT cone-beam geometry using a novel method insensitive to phantom fabrication inaccuracy: Implications for isocenter localization accuracy. In: *Medical Physics* 38 (2011), May, Nr. 6Part1, 2829–2840. <http://dx.doi.org/10.1118/1.3589130>. – DOI 10.1118/1.3589130 6
- [42] NAVAB N, BANI-HASHEMI A, NADAR MS, WIESENT K, DURLAK P, BRUNNER T, BARTH K, AND GRAUMANN R: 3D reconstruction from projection matrices in a C-arm based 3D-angiography system. Version: 1998. <http://dx.doi.org/10.1007/bfb0056194>. In: *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*. Springer Berlin Heidelberg, 1998. – DOI 10.1007/bfb0056194, 119–129 6
- [43] YANG K, KWAN A, MILLER D, AND BOONE J: A geometric calibration method for cone beam CT systems. In: *Medical Physics* 33 (2006), May, Nr. 6Part1, 1695–1706. <http://dx.doi.org/10.1118/1.2198187>. – DOI 10.1118/1.2198187 6
- [44] KALENDER, Willi a.: *Computertomographie: Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen*. 2., überar. Erlangen : Publicis Corp. Publ, 2006 <http://d-nb.info/967424135/04>. – ISBN 978–3–89578–215–2 6
- [45] HANZELKA T, FOLTÁN R, HORKÁ E, AND ŠEDÝ J: Reduction of the negative influence of patient motion on quality of CBCT scan. In: *Medical Hypotheses* 75 (2010), Dec, Nr. 6, 610–612. <http://dx.doi.org/10.1016/j.mehy.2010.07.046>. – DOI 10.1016/j.mehy.2010.07.046 6

- [46] SCARFE WC AND FARMAN AG: What is Cone-Beam CT and How Does it Work? In: *Dental Clinics of North America* 52 (2008), Oct, Nr. 4, 707–730. <http://dx.doi.org/10.1016/j.cden.2008.05.005>. – DOI 10.1016/j.cden.2008.05.005 6
- [47] DALY MJ, SIEWERDSEN JH, CHO YB, JAFFRAY DA, AND IRISH JC: Geometric calibration of a mobile C-arm for intraoperative cone-beam CT. In: *Medical Physics* 35 (2008), Apr, Nr. 5, 2124–2136. <http://dx.doi.org/10.1118/1.2907563>. – DOI 10.1118/1.2907563 6
- [48] KYRIAKOU Y, LAPP RM, HILLEBRAND L, ERTEL D, AND KALENDER WA: Simultaneous misalignment correction for approximate circular cone-beam computed tomography. In: *Physics in Medicine and Biology* 53 (2008), Oct, Nr. 22, 6267–6289. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/53/22/001>. – DOI 10.1088/0031-9155/53/22/001 6
- [49] MENG Y, GONG H, AND YANG X: Online Geometric Calibration of Cone-Beam Computed Tomography for Arbitrary Imaging Objects. In: *IEEE Transactions on Medical Imaging* 32 (2013), Feb, Nr. 2, 278–288. <http://dx.doi.org/10.1109/tmi.2012.2224360>. – DOI 10.1109/tmi.2012.2224360 6
- [50] MUDERS J AND HESSER J: Stable and Robust Geometric Self-Calibration for Cone-Beam CT Using Mutual Information. In: *IEEE Transactions on Nuclear Science* 61 (2014), Feb, Nr. 1, 202–217. <http://dx.doi.org/10.1109/tns.2013.2293969>. – DOI 10.1109/tns.2013.2293969 6, 118
- [51] OUADAH S, STAYMAN JW, GANG GJ, EHTIATI T, AND SIEWERDSEN JH: Self-calibration of cone-beam CT geometry using 3D–2D image registration. In: *Physics in Medicine and Biology* 61 (2016), Mar, Nr. 7, 2613–2632. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/61/7/2613>. – DOI 10.1088/0031-9155/61/7/2613 6, 118
- [52] BEISTER, Marcel ; KOLDITZ, Daniel ; KALENDER, Willi a.: Iterative reconstruction methods in X-ray CT. In: *Physica Medica* 28 (2012), Nr. 2, S. 94–108. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejmp.2012.01.003>. – DOI 10.1016/j.ejmp.2012.01.003. – ISSN 11201797 7, 34, 36
- [53] GEYER, Lucas L. ; SCHOEPF, U. J. ; MEINEL, Felix G. ; NANCE, John W. ; BASTARRIKA, Gorka ; LEIPSIC, Jonathon A. ; PAUL, Narinder S. ; RENGO, Marco ; LAGHI, Andrea ; CECCO, Carlo N.: State of the Art: Iterative CT Reconstruction Techniques. In: *Radiology* 276 (2015), Nr. 2, S. 339–357. <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2015132766>. – DOI 10.1148/radiol.2015132766. – ISSN 0033-8419 7
- [54] CHEN, Guang-Hong ; TANG, Jie ; LENG, Shuai: Prior image constrained compressed sensing (PICCS): A method to accurately reconstruct dynamic CT images from highly undersampled projection data sets. In: *Medical Physics* 35 (2008), Nr. 2, 660. <http://dx.doi.org/10.1118/1.2836423>. – DOI 10.1118/1.2836423. – ISSN 00942405 7, 68, 71
- [55] LAUZIER, Pascal T. ; TANG, Jie ; CHEN, Guang-Hong: Prior image constrained compressed sensing: Implementation and performance evaluation. In: *Medical Physics* 39

- (2012), Nr. 1, 66. <http://dx.doi.org/10.1118/1.3666946>. – DOI 10.1118/1.3666946. – ISSN 00942405 7, 69, 71, 76
- [56] CHEN, Guang-Hong ; TANG, Jie ; HSIEH, Jiang: Temporal resolution improvement using PICCS in MDCT cardiac imaging. In: *Medical Physics* 36 (2009), Nr. 6, S. 2130. <http://dx.doi.org/10.1118/1.3130018>. – DOI 10.1118/1.3130018. – ISSN 00942405 7
- [57] LAUZIER, Pascal T. ; TANG, Jie ; CHEN, Guang-Hong: Time-resolved cardiac interventional cone-beam CT reconstruction from fully truncated projections using the prior image constrained compressed sensing (PICCS) algorithm. In: *Physics in Medicine and Biology* 57 (2012), Nr. 9, S. 2461. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/57/9/2461>. – DOI 10.1088/0031-9155/57/9/2461. – ISSN 0031-9155 7
- [58] QI, Zhihua ; CHEN, Guang-Hong: Extraction of tumor motion trajectories using PICCS-4DCBCT: A validation study. In: *Medical Physics* 38 (2011), Nr. 10, S. 5530–5538. <http://dx.doi.org/10.1118/1.3637501>. – DOI 10.1118/1.3637501. – ISSN 00942405 7
- [59] NETT, Brian E. ; BRAUWEILER, Robert ; KALENDER, Willi ; ROWLEY, Howard ; CHEN, Guang-Hong: Perfusion measurements by micro-CT using prior image constrained compressed sensing (PICCS): initial phantom results. In: *Physics in Medicine and Biology* 55 (2010), Nr. 8, S. 2333. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/55/8/014>. – DOI 10.1088/0031-9155/55/8/014. – ISSN 0031-9155 7
- [60] BANNAS, Peter ; LI, Yinsheng ; MOTOSUGI, Utaroh ; LI, Ke ; LUBNER, Meghan ; CHEN, Guang-Hong ; PICKHARDT, PerryJ.: Prior Image Constrained Compressed Sensing Metal Artifact Reduction (PICCS-MAR): 2D and 3D Image Quality Improvement with Hip Prostheses at CT Colonography: European Radiology. In: *Eur Radiol* (2015), S. 1–8. <http://dx.doi.org/10.1007/s00330-015-4044-1>. – DOI 10.1007/s00330-015-4044-1. – ISSN 0938-7994 7
- [61] LI, Yinsheng ; NIU, Kai ; TANG, Jie ; CHEN, Guang-Hong: Statistical image reconstruction via denoised ordered-subset statistically penalized algebraic reconstruction technique (DOS-SPART). In: *SPIE Medical Imaging* (2014), S. 90330U. <http://dx.doi.org/10.1117/12.2043491>. – DOI 10.1117/12.2043491 7, 71, 73
- [62] SZCZYKUTOWICZ, Timothy P. ; CHEN, Guang-Hong: Dual energy CT using slow kVp switching acquisition and prior image constrained compressed sensing. In: *Physics in medicine and biology* 55 (2010), Nr. 21, S. 6411–6429. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/55/21/005>. – DOI 10.1088/0031-9155/55/21/005. – ISSN 0031-9155 7
- [63] GARRETT, John W. ; LI, Yinsheng ; LI, Ke ; CHEN, Guang-Hong: Reduced anatomical clutter in digital breast tomosynthesis with statistical iterative reconstruction. In: *Medical Physics* 45 (2018), Nr. 5, S. 2009–2022. <http://dx.doi.org/10.1002/mp.12864>. – DOI 10.1002/mp.12864. – ISSN 00942405 7, 71
- [64] STILLE, Maik ; THORSTEN BUZUG, M.: Metal artifact reduction by projection replacements and non-local prior image integration. In: *Current Directions in Biomedical*

- Engineering* 1 (2015), Nr. 1. <http://dx.doi.org/10.1515/CDBME-2015-0026>. – DOI 10.1515/CDBME-2015-0026. – ISSN 2364-5504 7
- [65] CHEN, Guang-Hong ; LI, Yinsheng: Synchronized multiartifact reduction with tomographic reconstruction (SMART-RECON): A statistical model based iterative image reconstruction method to eliminate limited-view artifacts and to mitigate the temporal-average artifacts in time-resolved CT. In: *Medical Physics* 42 (2015), Nr. 8, S. 4698–4707. <http://dx.doi.org/10.1118/1.4926430>. – DOI 10.1118/1.4926430. – ISSN 00942405 7
- [66] LI, Yinsheng ; NIU, Kai ; LI, Ke ; SCHAFFER, Sebastian ; ROYALTY, Kevin ; STROTHER, Charles ; CHEN, Guang-Hong: C-arm cone beam CT perfusion imaging using the SMART-RECON algorithm to improve temporal sampling density and temporal resolution. In: *SPIE Medical Imaging* (2016), S. 97830U. <http://dx.doi.org/10.1117/12.2216838>. – DOI 10.1117/12.2216838 7
- [67] HOUNSFIELD, G. N.: Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. In: *The British journal of radiology* 46 (1973), Nr. 552, S. 1016–1022. <http://dx.doi.org/10.1259/0007-1285-46-552-1016>. – DOI 10.1259/0007-1285-46-552-1016. – ISSN 0007-1285 9, 25
- [68] BUZUG, Thorsten M.: *Computed tomography: From photon statistics to modern cone-beam CT ; with 10 tables*. Berlin : Springer, 2010. – ISBN 978-3-642-07257-4 9, 19, 23, 24, 25, 30, 31, 32, 38, 39, 40, 41, 48, 52
- [69] CHEN, Guang-Hong ; CULBERSON, Wesley: *Radiation Physics and Dosimetry: Medical Physics Seminar*. University of Wisconsin, Madison, 22.12.2017. – Medical Physics Seminar 10, 12, 15, 17
- [70] JACKSON, John D. ; MÜLLER, Kurt: *Klassische Elektrodynamik*. 3., überarb. Aufl. Berlin : de Gruyter, 2002. – ISBN 3110165023 10
- [71] ALS-NIELSEN, Jens ; DES MCMORROW: *Elements of modern X-ray physics*. Second edition. Chichester : Wiley, 2011 <https://ebookcentral.proquest.com/lib/subhh/detail.action?docID=699505>. – ISBN 0470973943 10
- [72] DEMTRÖDER, Wolfgang: *Experimentalphysik 3: Atome, Moleküle und Festkörper*. 5., neu bearbeitete und aktualisierte Auflage. Berlin and Heidelberg : Springer Spektrum, 2016 (Springer-Lehrbuch). <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-662-49094-5>. <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-662-49094-5>. – ISBN 3662490935 13, 16, 18
- [73] FLIESSBACH, Torsten: *Elektrodynamik: Lehrbuch zur Theoretischen Physik II*. 6., überarb. Aufl. Heidelberg : Spektrum Akademischer Verlag, 2012. <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-8274-3036-6>. <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-8274-3036-6>. – ISBN 978-3-8274-3035-9 13
- [74] SELTZER, Stephen: *X-ray Form Factor, Attenuation and Scattering Tables, NIST Standard Reference Database 66* 13, 16

- [75] CHANTLER, C. T. ; OLSEN, K. ; DRAGOSET, R. A. ; CHANG, J. ; KISHORE, A. R. ; KOTOCHIGOVA, S. A. ; ZUCKER, D. S. ; NIST, Physical Measurement L. (Hrsg.): *X-Ray Form Factor, Attenuation, and Scattering Tables: NIST Standard Reference Database 66*. <https://www.nist.gov/pml/x-ray-form-factor-attenuation-and-scattering-tables>, 2005 13, 16
- [76] HAKEN, Hermann ; WOLF, Hans C.: *Atom- und Quantenphysik: Einführung in die experimentellen und theoretischen Grundlagen ; mit 32 Tabellen, 177 Aufgaben und vollständigen Lösungen*. 8., aktualisierte und erw. Aufl. Berlin : Springer, 2004 (Springer-Lehrbuch). – ISBN 3540026215 14, 20, 21
- [77] KLEIN, O. ; NISHINA, Y.: Über die Streuung von Strahlung durch freie Elektronen nach der neuen relativistischen Quantendynamik von Dirac. In: *Zeitschrift für Physik* 52 (1929), Nr. 11-12, S. 853–868. <http://dx.doi.org/10.1007/BF01366453>. – DOI 10.1007/BF01366453. – ISSN 0044–3328 16
- [78] CLAUDE, L. ; PIER-GIORGIO, R.: *Principles Of Radiation Interaction In Matter And Detection (3rd Edition)*. World Scientific Publishing Company, 2011. – ISBN 9789814458467 16
- [79] NIST, Physical Measurement L. ; NIST, Physical Measurement L. (Hrsg.): *X-Ray Mass Attenuation Coefficients*. <https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/tab3.html>. Version: 2018 17, 19, 23
- [80] LAUBENBERGER, Theodor ; LAUBENBERGER, Jörg: *Technik der medizinischen Radiologie: Diagnostik, Strahlentherapie, Strahlenschutz ; für Ärzte, Medizinstudenten und MTRA ; [mit 71 Tabellen]*. 7., überarb. Aufl., Nachdr. Köln : Dt. Ärzte-Verl., 2006. – ISBN 3–7691–1132–X 18
- [81] IAEA: *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Vienna : IAEA, 2005 (Non-serial Publication). <https://ebookcentral.proquest.com/lib/gbv/detail.action?docID=4981668>. – ISBN 92–0–107304–6 20
- [82] MORNEBURG, Heinz (Hrsg.): *Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik: Röntgendiagnostik und Angiographie, Computertomographie, Nuklearmedizin, Magnetresonanztomographie, Sonographie, Integrierte Informationssysteme*. 3., wesent. Erlangen : Publicis MCD Verl., 1995 <http://d-nb.info/944266711/04>. – ISBN 978–3–89578–002–8 21, 22
- [83] HSIEH, Jiang: *SPIE PM. Bd. 188: Computed tomography: Principles, design, artifacts, and recent advances*. 2. ed. Hoboken, NJ and Bellingham, Wash. : Wiley Interscience and SPIE Press, 2009 <http://www.loc.gov/catdir/enhancements/fy1009/2009004797-d.html>. – ISBN 9780470563533 23, 28, 29, 31, 32
- [84] KALENDER, Willi a.: *Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications*. 4. überarb. u. erw. Auflage. Erlangen : PUBLICIS, 2017. – ISBN 3895784710 25
- [85] RICHTER, Anne ; HU, Qiaoqiao ; STEGLICH, Doreen ; BAIER, Kurt ; WILBERT, Jürgen ; GUCKENBERGER, Matthias ; FLENTJE, Michael: Investigation of the usability of

- conebeam CT data sets for dose calculation. In: *Radiation oncology (London, England)* 3 (2008), S. 42. <http://dx.doi.org/10.1186/1748-717X-3-42>. – DOI 10.1186/1748-717X-3-42 25
- [86] KAK, Avinash C. ; SLANEY, Malcolm: *Classics in applied mathematics*. Bd. 33: *Principles of computerized tomographic imaging: "This SIAM edition is an unabridged republication of the work first published by IEEE Press, New York, 1988."*. Philadelphia, Pa. : Society for Industrial and Applied Mathematics (SIAM 3600 Market Street Floor 6 Philadelphia PA 19104), 2001 http://epubs.siam.org/ebooks/siam/classics_in_applied_mathematics/c133. – ISBN 9780898719277 26, 31, 32
- [87] DÖSSEL, Olaf: *Bildgebende Verfahren in der Medizin*. Berlin, Heidelberg : Springer Berlin Heidelberg, 2016. <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-54407-1>. <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-54407-1>. – ISBN 978-3-642-54406-4 26
- [88] KAK, Avinash C. ; SLANEY, Malcolm: *Principles of computerized tomographic imaging*. New York : IEEE Press, 1988. – ISBN 0879421983 29, 31
- [89] SIDDON, R. L.: Prism representation: A 3D ray-tracing algorithm for radiotherapy applications. In: *Physics in Medicine & Biology* 30 (1985), Nr. 8, 817. <http://stacks.iop.org/0031-9155/30/i=8/a=005>. – ISSN 0031-9155 35
- [90] SHEWCHUK, Jonathan R.: *An Introduction to the Conjugate Gradient Method Without the Agonizing Pain: Edition 1 1/4*, Carnegie Mellon's School of Computer Science, Diss., 1994. <https://www.cs.cmu.edu/~quake-papers/painless-conjugate-gradient.pdf> 38, 70
- [91] ORLOV, S. S.: Theory of three dimensional reconstruction: I. Conditions for a complete set of projections. In: *Kristallografiya* 20 (1975), S. 511–515 41
- [92] QUINTO, Eric T.: Artifacts and Visible Singularities in Limited Data X-Ray Tomography. In: *Sensing and Imaging* 18 (2017), Nr. 1, S. 19. <http://dx.doi.org/10.1007/s11220-017-0158-7>. – DOI 10.1007/s11220-017-0158-7. – ISSN 1557-2064 41, 42
- [93] QUINTO, Eric T.: Singularities of the X-ray transform and limited data tomography in R^2 and R^3 . In: *SIAM Journal on Mathematical Analysis* 24 (1993), Nr. 5, S. 1215–1225 41, 42
- [94] FOMEKONG, Edward ; SAFI, Salah E. ; RAFTOPOULOS, Christian: Spine Navigation Based on 3-Dimensional Robotic Fluoroscopy for Accurate Percutaneous Pedicle Screw Placement: A Prospective Study of 66 Consecutive Cases. In: *World neurosurgery* 108 (2017), S. 76–83. <http://dx.doi.org/10.1016/j.wneu.2017.08.149>. – DOI 10.1016/j.wneu.2017.08.149 43
- [95] HOHENBERGER, Peter ; KOSTREWA, Michael ; KARA, Kerim ; RATHMANN, Nils ; MANEGOLD, Christian ; TSAGOGIORGAS, Charalambos ; SCHOENBERG, Stefan ; DIEHL, Steffen ; RÖSSNER, Eric: P3.04-008 CATS: Computed Tomography-Assisted Thoracoscopic Surgery - A Novel Approach in Patients with Deep Intrapulmonary Lesions of Unknown Dignity. In: *Journal of Thoracic Oncology* 12 (2017), Nr. 1, S. S1389. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jtho.2016.11.2123>. – DOI 10.1016/j.jtho.2016.11.2123. – ISSN 15560864 43

- [96] CHAO, Yin-Kai ; PAN, Kuang-Tse ; WEN, Chih-Tsung ; FANG, Hsin-Yueh ; HSIEH, Ming-Ju: A comparison of efficacy and safety of preoperative versus intraoperative computed tomography-guided thoracoscopic lung resection. In: *The Journal of thoracic and cardiovascular surgery* (2018). <http://dx.doi.org/10.1016/j.jtcvs.2018.06.088>. – DOI 10.1016/j.jtcvs.2018.06.088 44
- [97] SIMENS HEALTHINEERS: *Data Sheet VC21: Artis zeego: Multi-axis system for interventional imaging*. <http://www.deltamedicalsystems.com/DeltaMedicalSystems/media/Product-Details/Artis-zeego-Data-Sheet.pdf> 45
- [98] CHUNG, Khanlian ; SCHAD, Lothar R. ; ZÖLLNER, Frank G.: Tomosynthesis implementation with adaptive online calibration on clinical C-arm systems. In: *International journal of computer assisted radiology and surgery* (2018). <http://dx.doi.org/10.1007/s11548-018-1782-y>. – DOI 10.1007/s11548-018-1782-y 48, 59, 86, 95, 96, 97, 99, 100, 103
- [99] CHUNG, Khanlian ; KARSTENSEN, Lennart ; SIEGFARTH, Marius ; SCHAD, Lothar R. ; ZÖLLNER, Frank G.: Investigation of scatter radiation of non-circular X-ray scan trajectories. In: *Fully3D 2017* (2017) 53
- [100] CHIDA, Koichi ; KAGA, Yuji ; HAGA, Yoshihiro ; KATAOKA, Nozomi ; KUMASAKA, Eriko ; MEGURO, Taiichiro ; ZUGUCHI, Masayuki: Occupational dose in interventional radiology procedures. In: *AJR. American journal of roentgenology* 200 (2013), Nr. 1, S. 138–141. <http://dx.doi.org/10.2214/AJR.11.8455>. – DOI 10.2214/AJR.11.8455. – ISSN 0361–803X 53
- [101] HARTLEY, Richard ; ZISSERMAN, Andrew: *Multiple view geometry in computer vision*. 2. ed. Cambridge : Cambridge Univ. Press, 2003 <http://site.ebrary.com/lib/academiccompletetitles/home.action>. – ISBN 978–0–511–18618–9 55, 57, 58
- [102] CLAUS, Bernhard E. H.: Geometry calibration phantom design for 3D imaging. In: *SPIE Medical Imaging* (2006), S. 61422E. <http://dx.doi.org/10.1117/12.652342>. – DOI 10.1117/12.652342 58
- [103] CHUNG, Khanlian ; SCHAD, Lothar R. ; ZÖLLNER, Frank G.: Correction to: Tomosynthesis implementation with adaptive online calibration on clinical C-arm systems. In: *International journal of computer assisted radiology and surgery* (2018). <http://dx.doi.org/10.1007/s11548-018-1810-y>. – DOI 10.1007/s11548-018-1810-y 60
- [104] BAY, Herbert ; ESS, Andreas ; TUYTELAARS, Tinne ; VAN GOOL, Luc: Speeded-Up Robust Features (SURF). In: *Computer Vision and Image Understanding* 110 (2008), Nr. 3, S. 346–359. <http://dx.doi.org/10.1016/j.cviu.2007.09.014>. – DOI 10.1016/j.cviu.2007.09.014. – ISSN 10773142 62, 64
- [105] BARBER, C. B. ; DOBKIN, David P. ; HUHDANPAA, Hannu: The quickhull algorithm for convex hulls. In: *ACM Transactions on Mathematical Software (TOMS)* 22 (1996), Nr. 4, S. 469–483 64

- [106] BOURIER, Felix ; FAHRIG, Rebecca ; WANG, Paul ; SANTANGELI, Pasquale ; KURZIDIM, Klaus ; STROBEL, Norbert ; MOORE, Teri ; HINKEL, Cameron ; AL-AHMAD, Amin: Accuracy assessment of catheter guidance technology in electrophysiology procedures: A comparison of a new 3D-based fluoroscopy navigation system to current electroanatomic mapping systems. In: *Journal of cardiovascular electrophysiology* 25 (2014), Nr. 1, S. 74–83. <http://dx.doi.org/10.1111/jce.12264>. – DOI 10.1111/jce.12264 65
- [107] BISSONNETTE, Jean-Pierre ; MOSELEY, Doug ; WHITE, Elizabeth ; SHARPE, Michael ; PURDIE, Tom ; JAFFRAY, David A.: Quality assurance for the geometric accuracy of cone-beam CT guidance in radiation therapy. In: *International journal of radiation oncology, biology, physics* 71 (2008), Nr. 1 Suppl, S. S57–61. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijrobp.2007.06.086>. – DOI 10.1016/j.ijrobp.2007.06.086. – ISSN 0360–3016 65
- [108] JÄHNE, Bernd: *Digitale Bildverarbeitung*. 5., überarb. und erw. Aufl. Berlin : Springer, 2002 (Engineering online library). – ISBN 3–540–41260–3 65
- [109] DONOHO, D. L.: Compressed sensing. In: *IEEE Transactions on Information Theory* 52 (2006), Nr. 4, S. 1289–1306. <http://dx.doi.org/10.1109/TIT.2006.871582>. – DOI 10.1109/TIT.2006.871582. – ISSN 0018–9448 68
- [110] CANDÈS, E. J. ; ROMBERG, J. ; TAO, T.: Robust uncertainty principles: Exact signal reconstruction from highly incomplete frequency information. In: *IEEE Transactions on Information Theory* 52 (2006), Nr. 2, S. 489–509. <http://dx.doi.org/10.1109/TIT.2005.862083>. – DOI 10.1109/TIT.2005.862083. – ISSN 0018–9448 68, 69
- [111] BLOCK, Kai T. ; UECKER, Martin ; FRAHM, Jens: Undersampled radial MRI with multiple coils. Iterative image reconstruction using a total variation constraint. In: *Magnetic resonance in medicine* 57 (2007), Nr. 6, S. 1086–1098. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.21236>. – DOI 10.1002/mrm.21236. – ISSN 0740–3194 69
- [112] CHOI, Kihwan ; WANG, Jing ; ZHU, Lei ; SUH, Tae-Suk ; BOYD, Stephen ; XING, Lei: Compressed sensing based cone-beam computed tomography reconstruction with a first-order method. In: *Medical Physics* 37 (2010), Nr. 9, S. 5113–5125. <http://dx.doi.org/10.1118/1.3481510>. – DOI 10.1118/1.3481510. – ISSN 00942405 69
- [113] LAROQUE, Samuel J. ; SIDKY, Emil Y. ; PAN, Xiaochuan: Accurate image reconstruction from few-view and limited-angle data in diffraction tomography. In: *Journal of the Optical Society of America A* 25 (2008), Nr. 7, S. 1772. <http://dx.doi.org/10.1364/JOSAA.25.001772>. – DOI 10.1364/JOSAA.25.001772. – ISSN 1084–7529 69
- [114] SIDKY, Emil Y. ; PAN, Xiaochuan: Image reconstruction in circular cone-beam computed tomography by constrained, total-variation minimization. In: *Physics in Medicine and Biology* 53 (2008), Nr. 17, S. 4777–4807. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/53/17/021>. – DOI 10.1088/0031-9155/53/17/021. – ISSN 0031–9155 69
- [115] SONG, Jiayu ; LIU, Qing H. ; JOHNSON, G. A. ; BADEA, Cristian T.: Sparseness prior based iterative image reconstruction for retrospectively gated cardiac micro-CT. In: *Medical Physics* 34 (2007), Nr. 11, S. 4476. <http://dx.doi.org/10.1118/1.2795830>. – DOI 10.1118/1.2795830. – ISSN 00942405 69

-
- [116] VAN AARLE, Wim ; PALENSTIJN, Willem J. ; CANT, Jeroen ; JANSSENS, Eline ; BLEICHRODT, Folkert ; DABRAVOLSKI, Andrei ; BEENHOUWER, Jan de ; JOOST BATENBURG, K. ; SIJBERS, Jan: Fast and flexible X-ray tomography using the ASTRA toolbox. In: *Optics express* 24 (2016), Nr. 22, S. 25129–25147. <http://dx.doi.org/10.1364/OE.24.025129>. – DOI 10.1364/OE.24.025129. – ISSN 1094–4087 79
- [117] VAN AARLE, Wim ; PALENSTIJN, Willem J. ; BEENHOUWER, Jan de ; ALTANTZIS, Thomas ; BALS, Sara ; BATENBURG, K. J. ; SIJBERS, Jan: The ASTRA Toolbox: A platform for advanced algorithm development in electron tomography. In: *Ultramicroscopy* 157 (2015), S. 35–47. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ultramicro.2015.05.002>. – DOI 10.1016/j.ultramicro.2015.05.002. – ISSN 1879–2723 79
- [118] PALENSTIJN, W. J. ; BATENBURG, K. J. ; SIJBERS, J.: Performance improvements for iterative electron tomography reconstruction using graphics processing units (GPUs). In: *Journal of Structural Biology* 176 (2011), Nr. 2, S. 250–253. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jsb.2011.07.017>. – DOI 10.1016/j.jsb.2011.07.017. – ISSN 10478477 79
- [119] KINGSTON, A. ; SAKELLARIOU, A. ; VARSLLOT, T. ; MYERS, G. ; SHEPPARD, A.: Reliable automatic alignment of tomographic projection data by passive auto-focus. In: *Medical Physics* 38 (2011), Nr. 9, S. 4934–4945. <http://dx.doi.org/10.1118/1.3609096>. – DOI 10.1118/1.3609096. – ISSN 00942405 82
- [120] WU, Tao ; MOORE, Richard H. ; RAFFERTY, Elizabeth A. ; KOPANS, Daniel B.: A comparison of reconstruction algorithms for breast tomosynthesis. In: *Medical Physics* 31 (2004), Nr. 9, S. 2636–2647. <http://dx.doi.org/10.1118/1.1786692>. – DOI 10.1118/1.1786692. – ISSN 00942405 82
- [121] HU, Yue-Houng ; ZHAO, Bo ; ZHAO, Wei: Image artifacts in digital breast tomosynthesis: Investigation of the effects of system geometry and reconstruction parameters using a linear system approach. In: *Medical Physics* 35 (2008), Nr. 12, S. 5242–5252. <http://dx.doi.org/10.1118/1.2996110>. – DOI 10.1118/1.2996110. – ISSN 00942405 82, 116
- [122] ZHANG, Yiheng ; CHAN, Heang-Ping ; SAHINER, Berkman ; WEI, Jun ; GOODSITT, Mitchell M. ; HADJIISKI, Lubomir M. ; GE, Jun ; ZHOU, Chuan: A comparative study of limited-angle cone-beam reconstruction methods for breast tomosynthesis. In: *Medical Physics* 33 (2006), Nr. 10, S. 3781–3795. <http://dx.doi.org/10.1118/1.2237543>. – DOI 10.1118/1.2237543. – ISSN 00942405 82
- [123] WANG, Z. ; BOVIK, A. C. ; SHEIKH, H. R. ; SIMONCELLI, E. P.: Image Quality Assessment: From Error Visibility to Structural Similarity. In: *IEEE Transactions on Image Processing* 13 (2004), Nr. 4, S. 600–612. <http://dx.doi.org/10.1109/TIP.2003.819861>. – DOI 10.1109/TIP.2003.819861. – ISSN 1057–7149 82
- [124] STREHL, Alexander ; GHOSH, Joydeep: Cluster ensembles—a knowledge reuse framework for combining partitionings. (2002), S. 93–99 82
- [125] VAN DER BOM, I. M. J. ; KLEIN, S. ; STARING, M. ; HOMAN, R. ; BARTELS, L. W. ; PLUIM, J. P. W.: Evaluation of optimization methods for intensity-based 2D-3D

- registration in x-ray guided interventions. In: *SPIE Medical Imaging* (2011), S. 796223. <http://dx.doi.org/10.1117/12.877655>. – DOI 10.1117/12.877655 82
- [126] SHEPP, L. A. ; LOGAN, B. F.: The Fourier reconstruction of a head section. In: *IEEE Transactions on Nuclear Science* 21 (1974), Nr. 3, S. 21–43. <http://dx.doi.org/10.1109/TNS.1974.6499235>. – DOI 10.1109/TNS.1974.6499235. – ISSN 00189499 83
- [127] CHUNG, Khanlian ; KARSTENSEN, Lennart ; SIEGFARTH, Marius ; SCHAD, Lothar R. ; ZÖLLNER, Frank G.: Investigation of scatter radiation of non-circular X-ray scan trajectories. In: *Fully3D 2017* (2017) 91, 92
- [128] SECHOPOULOS, Ioannis: A review of breast tomosynthesis. Part I. The image acquisition process. In: *Medical Physics* 40 (2013), Nr. 1, S. 014301. <http://dx.doi.org/10.1118/1.4770279>. – DOI 10.1118/1.4770279. – ISSN 00942405 116
- [129] http://www.radiologiemagazin.de/epaper-Radiologie_Magazin_3-2017/epaper/RadiologieMagazin_3-2017.pdf 117
- [130] RIT, S. ; VILA OLIVA, M. ; BROUSMICHE, S. ; LABARBE, R. ; SARRUT, D. ; SHARP, G. C.: The Reconstruction Toolkit (RTK), an open-source cone-beam CT reconstruction toolkit based on the Insight Toolkit (ITK). In: *Journal of Physics: Conference Series* 489 (2014), S. 012079. <http://dx.doi.org/10.1088/1742-6596/489/1/012079>. – DOI 10.1088/1742-6596/489/1/012079. – ISSN 1742-6588 117

Danksagung

Als erstes danke ich Prof. Dr. Schad für die Möglichkeit meine Arbeit an seinem Institut anfertigen zu dürfen. Sie haben uns Doktoranden ohne zu zögern immer den Rücken freigehalten.

Auch danke ich Herrn Prof. Dr. Hausmann für sein Interesse an der Arbeit und die umgehende Bereitschaft sie mitzubetreuen.

Prof. Dr. Uwer und Prof. Dr. Ewerz danke ich für ihre Teilnahme an der Prüfungskommission.

Thank you, Prof. Dr. Chen and Dr. Garrett, for all the support and help during my stay at the University of Wisconsin - Madison.

Prof. Dr. Zöllner danke ich für die Betreuung und die gemeinsamen morgendlichen Tassen Kaffee.

Ein spezieller Dank gebührt Gordian Kabelitz, Barbara Waldkirch, Alena-Kathrin Schnurr, Tom Russ, Dominik Bauer und Nadia Paschke für das Korrekturlesen und Unterstützen während der Abgabephase!

Dem gesamten Lehrstuhl danke ich für tolle Doktorandenjahre! Die Zeit und die gelegentlichen Kickerspiele werde ich nie vergessen.

Haus 8 und IMaGIn gebührt ein Sonderdank! Danke für die Mittagspausen und all die Diskussionen!

Familie und Freunden danke ich für all die Unterstützung.

Als letztes verdient meine Frau einen großen Dank. Danke für die Geduld und das Motivieren und das Korrekturlesen und und und... Ich freue mich auf alle Abenteuer und Herausforderungen, die uns mit dem Zuwachs bevorstehen.

Erklärung

Bei der eingereichten Dissertation zu dem Thema *Adaptive Cone-Beam Scan-Trajektorien für interventionelle Anwendungen* handelt es sich um meine eigenständig erbrachte Leistung.

Ich habe nur die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt und mich keiner unzulässigen Hilfe Dritter bedient. Insbesondere habe ich wörtlich oder sinngemäß aus anderen Werken übernommene Inhalte als solche kenntlich gemacht.

.....

Ort, Datum

.....

Unterschrift