

Aktuelle Forschung Medizintechnik –
Latest Research in Medical Engineering

RESEARCH

Bärbel Kratz

Reduktion von Metallartefakten in der Computertomographie

Entwicklung und Evaluation
Fourier-basierter Strategien

 Springer Vieweg

Aktuelle Forschung Medizintechnik – Latest Research in Medical Engineering

Editor-in-Chief:

Th. M. Buzug, Lübeck, Deutschland

Unter den Zukunftstechnologien mit hohem Innovationspotenzial ist die Medizintechnik in Wissenschaft und Wirtschaft hervorragend aufgestellt, erzielt überdurchschnittliche Wachstumsraten und gilt als krisensichere Branche. Wesentliche Trends der Medizintechnik sind die Computerisierung, Miniaturisierung und Molekularisierung. Die Computerisierung stellt beispielsweise die Grundlage für die medizinische Bildgebung, Bildverarbeitung und bildgeführte Chirurgie dar. Die Miniaturisierung spielt bei intelligenten Implantaten, der minimalinvasiven Chirurgie, aber auch bei der Entwicklung von neuen nanostrukturierten Materialien eine wichtige Rolle in der Medizin. Die Molekularisierung ist unter anderem in der regenerativen Medizin, aber auch im Rahmen der sogenannten molekularen Bildgebung ein entscheidender Aspekt. Disziplinen übergreifend sind daher Querschnittstechnologien wie die Nano- und Mikrosystemtechnik, optische Technologien und Softwaresysteme von großem Interesse.

Diese Schriftenreihe für herausragende Dissertationen und Habilitationsschriften aus dem Themengebiet Medizintechnik spannt den Bogen vom Klinikingenieurwesen und der Medizinischen Informatik bis hin zur Medizinischen Physik, Biomedizintechnik und Medizinischen Ingenieurwissenschaft.

Editor-in-Chief:

Prof. Dr. Thorsten M. Buzug
Institut für Medizintechnik,
Universität zu Lübeck

Editorial Board:

Prof. Dr. Olaf Dössel
Institut für Biomedizinische Technik,
Karlsruhe Institute for Technology

Prof. Dr. Heinz Handels
Institut für Medizinische Informatik,
Universität zu Lübeck

Prof. Dr.-Ing. Joachim Hornegger
Lehrstuhl für Mustererkennung,
Universität Erlangen-Nürnberg

Prof. Dr. Marc Kachelrieß
German Cancer Research
Center, Heidelberg

Prof. Dr. Edmund Koch
Klinisches Sensing und Monitoring,
TU Dresden

Prof. Dr.-Ing. Tim C. Lüth
Micro Technology
and Medical Device Technology,
TU München

Prof. Dr.-Ing. Dietrich Paulus
Institut für Computervisualistik,
Universität Koblenz-Landau

Prof. Dr.-Ing. Bernhard Preim
Institut für Simulation und Graphik,
Universität Magdeburg

Prof. Dr.-Ing. Georg Schmitz
Lehrstuhl für Medizintechnik,
Universität Bochum

Bärbel Kratz

Reduktion von Metallartefakten in der Computertomographie

Entwicklung und Evaluation
Fourier-basierter Strategien

Mit einem Geleitwort von Prof. Dr. Thorsten M. Buzug

 Springer Vieweg

Bärbel Kratz
Universität zu Lübeck, Deutschland

Dissertation Universität zu Lübeck, 2013

Aktuelle Forschung Medizintechnik – Latest Research in Medical Engineering
ISBN 978-3-658-08420-2 ISBN 978-3-658-08421-9 (eBook)
DOI 10.1007/978-3-658-08421-9

Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über <http://dnb.d-nb.de> abrufbar.

Springer Vieweg

© Springer Fachmedien Wiesbaden 2015

Das Werk einschließlich aller seiner Teile ist urheberrechtlich geschützt. Jede Verwertung, die nicht ausdrücklich vom Urheberrechtsgesetz zugelassen ist, bedarf der vorherigen Zustimmung des Verlags. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Bearbeitungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen und die Einspeicherung und Verarbeitung in elektronischen Systemen.

Die Wiedergabe von Gebrauchsnamen, Handelsnamen, Warenbezeichnungen usw. in diesem Werk berechtigt auch ohne besondere Kennzeichnung nicht zu der Annahme, dass solche Namen im Sinne der Warenzeichen- und Markenschutz-Gesetzgebung als frei zu betrachten wären und daher von jedermann benutzt werden dürften.

Der Verlag, die Autoren und die Herausgeber gehen davon aus, dass die Angaben und Informationen in diesem Werk zum Zeitpunkt der Veröffentlichung vollständig und korrekt sind. Weder der Verlag noch die Autoren oder die Herausgeber übernehmen, ausdrücklich oder implizit, Gewähr für den Inhalt des Werkes, etwaige Fehler oder Äußerungen.

Gedruckt auf säurefreiem und chlorfrei gebleichtem Papier

Springer Fachmedien Wiesbaden ist Teil der Fachverlagsgruppe Springer Science+Business Media (www.springer.com)

Vorwort des Reihenherausgebers

Das Werk Reduktion von Metallartefakten in der Computertomographie - Entwicklung und Evaluation Fourier-basierter Strategien von Dr. Bärbel Kratz ist der 18. Band der Reihe exzellenter Dissertationen des Forschungsbereiches Medizintechnik im Springer Vieweg Verlag. Die Arbeit von Dr. Kratz wurde durch einen hochrangigen wissenschaftlichen Beirat dieser Reihe ausgewählt. Springer Vieweg verfolgt mit dieser Reihe das Ziel, für den Bereich Medizintechnik eine Plattform für junge Wissenschaftlerinnen und Wissenschaftler zur Verfügung zu stellen, auf der ihre Ergebnisse schnell eine breite Öffentlichkeit erreichen.

Autorinnen und Autoren von Dissertationen mit exzellentem Ergebnis können sich bei Interesse an einer Veröffentlichung ihrer Arbeit in dieser Reihe direkt an den Herausgeber wenden:

Prof. Dr. Thorsten M. Buzug
Reihenherausgeber Medizintechnik
Institut für Medizintechnik
Universität zu Lübeck
Ratzeburger Allee 160
23562 Lübeck
Web: www.imt.uni-luebeck.de
Email: buzug@imt.uni-luebeck.de

Geleitwort

Im Werk Reduktion von Metallartefakten in der Computertomographie - Entwicklung und Evaluation Fourier-basierter Strategien von Dr. Bärbel Kratz geht es um Artefakte in der CT. Artefakte sind Bildfehler, die durch die Art der Rekonstruktion - das ist heute in der Praxis die gefilterte Rückprojektion (FBP) - oder durch den Einsatz spezieller Technologien oder Anordnungen bei der Messwerterfassung entstehen. Die Kenntnis der Ursachen von Artefakten ist die Voraussetzung für Gegenmaßnahmen. Diese Gegenmaßnahmen sind umso wichtiger, da es in der Natur der gefilterten Rückprojektion liegt, Artefakte über das gesamte Bild zu verschmieren und so den diagnostischen Wert des gesamten Bildes zu reduzieren oder ganz zu vernichten.

Wenn Materialien mit hohen Schwächungskoeffizienten im zu untersuchenden Objekt vorhanden sind, dann ergeben sich starke streifenförmige Artefakte, die sich über das gesamte Bild ausbreiten. Dies ist typischerweise bei metallischen Implantaten wie z.B. künstlichen Hüftgelenken aber auch schon bei Zahnfüllungen aus Amalgam der Fall. Insbesondere dann, wenn es aufgrund der Dicken der Materialien praktisch zu einer Totalabsorption der Röntgenstrahlung kommt, gehen sehr helle Streifen strahlenförmig von diesem Objekt aus, so dass das Bild diagnostisch unbrauchbar wird. Bärbel Kratz gibt einen breiten Überblick über Methoden zur Qualitätsbeurteilung von CT-Bildern. Sie stellt hier insbesondere eine Studie vor, die im Rahmen der eigenen Forschung entworfen und durchgeführt wurde. Dabei handelt es sich um eine Expertenbefragung bezüglich der Bildqualität von metallbeeinflussten CT-Bildern sowie Ergebnissen verschiedener Metallartefaktreduktionen. Die Antworten der radiologischen Experten wurden dann als Referenzbewertung interpretiert, was einen Vergleich mit den Ergebnissen neuer Methoden zur Qualitätsbewertung ermöglichte. Darüber hinaus stellt Bärbel Kratz zwei grundsätzlich neue Bewertungsmethoden vor, die keine Referenz für eine Qualitätsaussage benötigen.

Einen Überblick bisher bekannter Ansätze zur Reduktion von Metallartefakten gibt das vorliegende Werk anschließend. Darüber hinaus wird dann von Bärbel Kratz eine neue Strategie zur Datenneubestimmung auf Basis von Fouriertransformationen für die Metallartefaktreduktion vorgestellt. Das

Werk behandelt dabei auch Details, wie zum Beispiel eine adäquate Randbehandlung von nicht periodischen Daten oder wie eine sinnvolle Integration von Vorwissen in den Berechnungsschritt betrachtet werden kann. Außerdem erläutert Bärbel Kratz, warum diese Schritte für eine möglichst gute Bildqualität des Ergebnisses von zentraler Bedeutung sind.

Das Werk von Bärbel Kratz ist in vielerlei Hinsicht als sehr gut zu beurteilen. Sprachlich schnörkellos und mit hoher Präzision reihen sich Originalbeiträge aneinander. Bärbel Kratz stellt ein Verfahren zur Metallartefaktreduktion vor, das neu ist und den Stand der Technik auf diesem Gebiet wesentlich verbessert. Die Originalbeiträge von Frau Kratz sind durch hochrangige Publikationen in Konferenzen und Fachzeitschriften belegt.

Prof. Dr. Thorsten M. Buzug
Institut für Medizintechnik
Universität zu Lübeck

Kurzfassung

Die Computertomographie (CT) ist ein röntgenbasiertes, bildgebendes Verfahren, das insbesondere im klinischen Alltag zur Diagnoseunterstützung verwendet wird. Metallobjekte im aufzunehmenden Bereich beeinflussen die Röntgenstrahlung derart, dass sich inkonsistente Abschwächungswerte ergeben. Die Inkonsistenzen führen wiederum bei der anschließenden Rekonstruktion zum Schnittbild zu Bildfehlern (Artefakten). Zur Reduktion der Artefakte im Bild können zahlreiche Strategien zur Metallartefaktreduktion (MAR) eingesetzt werden, wobei das Verfahren mit der höchsten Fehlerreduktion gesucht ist. Um das optimale Verfahren zu bestimmen, kann ein direkter Vergleich zwischen den Methodenergebnissen und einem gegebenen Referenzdatensatz durchgeführt werden. Dieser Datensatz enthält alle Bildinformationen, jedoch keine Artefakte. Eine solche Referenz ergibt sich durch einen CT-Datensatz des gleichen Objektes jedoch ohne Metalle. Die Entfernung des Metalls ist jedoch nicht immer möglich beziehungsweise sinnvoll. Metallische Hüftimplantate, Zahnfüllungen oder Nägel sind nur einige klinische Beispiele, bei denen eine vorherige Entfernung des Metalls aus dem Körper ohne großen Aufwand und Schmerzen für den Patienten nicht durchgeführt werden können.

Im Rahmen dieser Arbeit werden referenzbasierte Methoden zur Qualitätsbewertung sowie Ansätze ohne eine Referenz betrachtet. Ein im Rahmen dieser Arbeit neu entwickeltes Verfahren beruht auf einem Vergleich der Bilddaten mit einer inhärent gegebenen Referenz. Hierbei wird ausgenutzt, dass die Metallartefakte erst bei der Rekonstruktion des Bildes entstehen. In den ursprünglichen Daten im Rohdatenraum sind noch keine Artefakte außerhalb der Strukturen metallbeeinflusster Rohdaten vorhanden. Durch eine Transformation des CT-Bildes mit Metallartefakten zurück in den Rohdatenraum kann ein direkter Vergleich zwischen den beiden Datensätzen durchgeführt werden. Die Bewertungsmethode verwendet somit ausschließlich verschiedene Variationen des originalen Datensatzes. Anhand einer Expertenbefragung wird gezeigt, dass herkömmliche, referenzbasierte als auch das neue, referenzlose Verfahren Qualitätseinstufungen liefern, die zu den Expertenmeinungen vergleichbar sind. Somit ergibt sich die Möglichkeit einer vollautomatischen,

objektiven und reproduzierbaren Bewertung von Bildqualitäten mit und ohne das Vorhandensein einer Referenz.

Außerdem werden in dieser Arbeit Ansätze betrachtet, die zur Eliminierung der Metallartefakte eine Neubestimmung der metallbeeinflussten Rohdaten vornehmen. Eine neue Methode zur Artefaktreduktion basiert auf der Dateninterpolation anhand von Fouriertransformationen. Durch diese Vorgehensweise ist eine Erweiterung der Interpolation auf beliebige Dimensionen möglich, wobei hier ein-, zwei- sowie dreidimensionale Datenneubestimmungen betrachtet werden. Je höher die Dimension gewählt wird, desto mehr Strukturinformationen des Datensatzes können in den Schritt der Datenneubestimmung einbezogen werden. Dadurch kann die Anpassung der neuen Werte an die ursprünglichen, umliegenden Rohdaten verbessert werden. Durch die optimierte Anpassung der Rohdaten verringert sich entsprechend die Artefaktanzahl im rekonstruierten Bild. Mit der Fourierbasierten Methode ist diese Dimensionserhöhung anhand einer entsprechend höherdimensionalen Transformation realisierbar. Außerdem beinhaltet die Fouriertransformierte der Rohdaten bereits inhärent alle Strukturinformationen. Im Gegensatz zu anderen Interpolationsverfahren müssen somit keine weiteren Maßnahmen bezüglich der Umsetzung einer erhöhten Interpolationsdimension sowie den zugehörigen Nachbarschaftsinformationen durchgeführt werden.

Bei der praktischen Umsetzung der neuen Methode muss eine alternative Berechnung anstatt der herkömmlichen Fourieralgorithmen in Betracht gezogen werden. Der Grund liegt in den von den restlichen Daten entfernten, metallbeeinflussten Projektionswerten, wodurch die verbleibenden Stützstellen für die Interpolation nicht länger äquidistant verteilt vorliegen. Eine äquidistante Verteilung ist für den standardmäßig verwendeten Algorithmus (die schnelle Fouriertransformation) jedoch eine notwendige Voraussetzung. Die lückenhaften Rohdaten werden daher im Rahmen dieser Arbeit als nicht-äquidistant verteilte Stützstellen interpretiert und anhand von bekannten, nichtäquidistanten Fourieralgorithmen transformiert.

Es wird gezeigt, dass eine höherdimensionale Interpolation gegenüber den anderen Ansätzen von Vorteil ist, da sie in der Regel zu gleichwertigen oder qualitativ hochwertigeren Ergebnissen führt. Neben der Dimensionserhöhung kann bei dem Fourier-Ansatz außerdem anhand einer speziellen Dämpfung der Transformation zusätzliches Vorwissen in die Datenneubestimmung einbezogen werden. Dafür werden mehrere Vorgehensweisen vorgestellt, wobei sich unterschiedliche Auswirkungen auf die Optimierung der interpolierten Daten ergeben.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Material	7
2.1	Notation der Datensätze	7
2.2	Dreidimensionale simulierte Testdatensätze	8
2.3	Zweidimensionale reale Testdatensätze	9
2.4	Dreidimensionale reale Testdatensätze	11
3	Grundlagen der Computertomographie	15
3.1	Röntgenstrahlung	18
3.2	Zweidimensionale Aufnahmen	20
3.2.1	Aufnahmegenerationen	20
3.2.1.1	Erste Generation	21
3.2.1.2	Zweite Generation	22
3.2.1.3	Dritte Generation	22
3.2.1.4	Vierte Generation	23
3.2.2	Radontransformation	24
3.3	Dreidimensionale Aufnahme	26
3.4	Bildrekonstruktion	28
3.4.1	Fourier-Scheiben-Theorem	29
3.4.2	Gefilterte Rückprojektion	30
3.5	Einflüsse auf die Bildqualität	34
3.5.1	Inkonsistente Daten	35
3.5.2	Rauschen	37
3.5.3	Strahlaufhärtung	37
3.5.4	Streuung	39
3.5.5	Partialvolumeneffekte	40
3.5.6	Bewegung	41
3.5.7	Metalle	41
4	Klassische Bildbewertungen in der Computertomographie	43
4.1	Stand der Forschung	44

4.1.1	Distanzmaße	45
4.1.2	Auswertung interessanter Bildregionen	47
4.1.3	Expertenbefragung	48
4.1.4	Automatische Bewertung ohne Referenz	49
4.2	Referenzbasierte Vergleichsmethoden	50
4.2.1	Summe quadrierter Differenzen	52
4.2.2	Relativer Fehler	53
4.2.3	Normalisierte absolute Distanz	53
4.2.4	Mittlere strukturelle Ähnlichkeit	54
4.3	Referenzlose Vergleichsmethode: Expertenbefragung	55
4.3.1	Betrachtete Testvarianten	56
4.3.1.1	Likert-Skala	56
4.3.1.2	Eins-Aus-Zwei-Test	57
4.3.1.3	Prozentuale Einstufung	58
4.3.2	Richtlinien für Teilnehmer der Befragung	59
5	Automatische Bildbewertungen in der Computertomographie	63
5.1	Referenzlose Evaluation durch Just Noticeable Blur	64
5.1.1	Idee des Just Noticeable Blur	64
5.1.2	Referenzlose Just-Noticeable-Blur-Metrik	66
5.2	Referenzlose Evaluation durch Vorwärtsprojektion	70
5.2.1	Ausnutzung einer Vorwärtsprojektion	72
5.2.2	Referenzlose Metrik durch Vorwärtstransformation	73
5.2.3	Potenzielle Probleme	78
5.2.3.1	Inhärenter Fehler	79
5.2.3.2	Abgeschnittene Projektionen	79
5.2.3.3	Kegelstrahlproblem für dreidimensionale Daten	81
6	Ergebnisse und Diskussion der Bildbewertungen	83
6.1	Ergebnisse der Expertenbefragung	83
6.1.1	Auswertungen der Testdaten	84
6.1.2	Aufgetretene Probleme	90
6.2	Vergleich zwischen Metriken und Experten	93
6.3	Bewertung der potenziellen Probleme	99
6.3.1	Inhärenter Fehler	100
6.3.2	Abgeschnittene Projektionen	101
6.3.3	Kegelstrahlproblem für dreidimensionale Daten	102
7	Klassische Metallartefaktreduktion	105

7.1	Stand der Forschung	106
7.1.1	Eindimensionale Interpolationsverfahren	106
7.1.2	Höherdimensionale Interpolationsverfahren	107
7.1.3	Integration von datenbasiertem Vorwissen	107
7.1.4	Normalisierung der Rohdaten	108
7.1.5	Bildbasierte Verfahren	108
7.1.6	Modifizierte Bildrekonstruktionen	109
7.1.7	Kombination verschiedener Verfahren	110
7.2	Segmentierung metallbeeinflusster Rohdaten	111
7.3	Vergleichsverfahren zur Metallartefaktreduktion	115
7.3.1	Datenbasierte Vorverarbeitung	115
7.3.2	Kombination verschiedener Projektionswerte	117
7.3.3	Eindimensionale Splineinterpolationen	119
8	Fourier-basierte Metallartefaktreduktion	123
8.1	Idee der Fourier-basierten Metallartefaktreduktion	124
8.2	Schnelle, nichtäquidistante inverse Fouriertransformation	126
8.3	Schnelle, nichtäquidistante Fouriertransformation	131
8.4	Höherdimensionale Datenneubestimmung	132
8.5	Randbehandlung	134
8.5.1	Datenbasierte Randbehandlung	138
8.5.2	Verwendung nichtäquidistanter Kosinustransformationen	138
8.5.2.1	Diskrete Kosinustransformation	139
8.5.2.2	Schnelle, nichtäquidistante Kosinustransformation	140
8.6	Integration von Vorwissen	142
8.6.1	Analytische Dämpfung	143
8.6.2	Datenbasierte Dämpfung	143
8.7	Bildrekonstruktion mit Metallartefaktreduktion	147
9	Ergebnisse und Diskussion der Metallartefaktreduktionen	151
9.1	Konvergenz der iterativen Fouriertransformation	151
9.2	Evaluation der Randbehandlungen	153
9.3	Vergleich der Artefaktreduktionen	155
9.3.1	Vergleich im Radonraum	157
9.3.1.1	Eindimensionale Ergebnisse	159
9.3.1.2	Zweidimensionale Ergebnisse	167
9.3.1.3	Dreidimensionale Ergebnisse	174
9.3.1.4	Zusammenfassung für den Radonraum	184
9.3.2	Vergleich im Bildraum	184

9.3.2.1	Eindimensionale Ergebnisse	185
9.3.2.2	Zweidimensionale Ergebnisse	191
9.3.2.3	Dreidimensionale Ergebnisse	199
9.3.2.4	Zusammenfassung für den Bildraum	205
10	Zusammenfassung und Ausblick	209
	Literaturverzeichnis	213

1 Einleitung

In der Computertomographie (CT) werden Bilder eines Objektes und seines inneren Aufbaus unter Verwendung von Röntgenstrahlung erzeugt. Von unterschiedlichen Blickwinkeln wird diese Strahlung ausgesandt, vom Objekt abgeschwächt, erfasst und anschließend aus den abgeschwächten Strahlen ein Schnittbild rekonstruiert. Diese Art der Bildgebung hat sich in den vergangenen Jahrzehnten als fester Bestandteil der medizinischen Diagnostik etabliert. Generell ergeben sich qualitativ sehr hochwertige Bilddaten, auf deren Basis Behandlungsentscheidungen für Patienten getroffen werden können. Unter bestimmten Bedingungen entstehen jedoch schwerwiegende Bildfehler, sogenannte Bildartefakte, die die eigentlichen Bildinhalte überlagern. Diese Artefakte reduzieren den Nutzen der Bilddaten für diagnostische Zwecke, da nur noch bedingt hilfreiche Informationen aus ihnen gewonnen werden können.

Metallische Gegenstände sind eine Ursache für Artefakte in CT-Bildern. Die Anwesenheit solcher Objekte führt zu einer erhöhten, nichtlinearen Abschwächung der Röntgenstrahlung, welche wiederum zu einer Veränderung der mittleren Energie führt [De 01]. Zusätzlich werden Einflüsse wie Streuung [Glo82, Den12], Rauschen [Gua96, Den12] und Partialvolumeneffekte [Glo80, De 01, De 00] deutlich verstärkt. Insgesamt ergeben sich dadurch Projektionswerte, die inkonsistent sind. Während der Rekonstruktion des Bildes führt diese Inkonsistenz zu Artefakten in Form von strahlenförmigen Strukturen, die das gesamte Bild überlagern sowie zu dunklen Schattenartefakten als Verbindungen zwischen mehreren Metallobjekten.

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit den Einflüssen von Metallobjekten auf die Qualität des resultierenden CT-Bildes. Dabei sind zum einen die durch Metallobjekte verursachten Artefakte von Interesse. Zum anderen können sich weitere Bildfehler durch Verfahren ergeben, welche zur Metallartefaktreduktion (MAR) eingesetzt werden. Zwar reduzieren die Verfahren in der Regel die initialen Metallartefakte erfolgreich, jedoch ergeben sich gleichzeitig neue Bildfehler. Sie werden durch verbleibende Inkonsistenzen innerhalb der Rohdaten verursacht, die durch die Methoden nicht beseitigt oder sogar erzeugt wurden. In diesem Zusammenhang stellt sich die Frage einer adäquaten Bewertung der Methoden zur Artefaktreduktion. Nur wenn

die ursprünglichen Metallartefakte erfolgreich reduziert werden können, ohne dass gravierende neue Artefakte entstehen, handelt es sich um ein zufriedenstellendes Ergebnis. Außerdem ist eine Vorgehensweise wünschenswert, die aus mehreren Methoden diejenige mit der besten Artefaktreduktion bestimmen kann. Dabei handelt es sich um das Verfahren, das den besten Kompromiss zwischen reduzierter Metallartefakte sowie der Vermeidung neu verursachter Artefakte im rekonstruierten Bild liefert.

Eine Möglichkeit, die Qualität von CT-Bildern zu bewerten, ergibt sich anhand einer Klassifizierung durch radiologische Experten. Diese Bewertung ist jedoch subjektiv und daher schwierig zu verallgemeinern. Abhängig vom jeweiligen Fokus des Befragten werden Bildqualitäten unter Umständen unterschiedlich eingestuft [Lei10, Kim10]. Alternativ kann eine zweite CT-Aufnahme des gleichen Objektes ohne metallische Gegenstände als Referenz für ein numerisches Distanzmaß verwendet werden. Bei dieser Vorgehensweise handelt es sich um einen objektiven Vergleich, der in zahlreichen wissenschaftlichen Arbeiten der Vergangenheit Anwendung fand (siehe beispielsweise [Mah03, Ber04, Oeh07, Kra09a, Lem09]). Jedoch ist eine Referenzaufnahme ohne Artefakte nicht für alle Objekte realisierbar. Insbesondere metallische Objekte im menschlichen Körper, wie beispielsweise Hüftimplantate oder Zahnfüllungen, können vor einer CT-Aufnahme nicht entfernt werden. In diesen Fällen wird alternativ eine referenzlose, objektive Qualitätsbestimmung benötigt.

Bisher wurden kaum Verfahren für eine referenzlose Qualitätsbeurteilung von CT-Bildern vorgestellt. In [McG00] wurden verschiedene referenzlose Verfahren für eine Detektion von Bildfehlern beschrieben, die durch Bewegung verursacht wurden. Bei dieser Art von Fehlern handelt es sich jedoch eher um Unschärfen im Bild. Eine Anwendung auf die Bewertung von streifenförmigen Metallartefakten erweist sich daher als nicht sinnvoll [Ens10]. Alternativ wurden in wissenschaftlichen Arbeiten zum Thema MAR die bereits erwähnte Qualitätseinstufungen durch radiologische Experten durchgeführt. Im Rahmen dieser Arbeit werden nun neue Strategien zur Qualitätsbestimmung von CT-Bildern vorgestellt, die keine Referenz benötigen. Dabei wird ihre Anwendbarkeit auf Bilder betrachtet, die durch Metallartefakte oder durch während einer MAR-Methode neu verursachte Fehler, negativ beeinflusst werden. Ein Evaluationsansatz wertet dazu im CT-Bild auftretende Kanten aus [Fer06b, Fer09], wie sie gerade durch Metallobjekte in Form der strahlenförmigen Artefakte verursacht werden [Kae11a, Kae11b]. Ein zweiter Ansatz verwendet die ursprünglichen Projektionswerte, die nicht von Metall beeinflusst wurden, als inhärente Referenz. Dies wird durch eine Transformation des zu bewertenden Bildes zurück in den Radonraum ermög-

licht. Die auftretenden Unterschiede zwischen den Originaldaten und diesem zweiten Datensatz lassen sich direkt auf die Bildartefakte zurückführen [Kra11, Kra12a].

Die Reduktion der Metallartefakte an sich ist bereits seit Jahrzehnten ein großes Forschungsfeld. Einige Verfahren nutzen adaptierte Algorithmen zur Bildrekonstruktion, welche die Auswirkungen der metallbeeinflussten Projektionswerte auf das CT-Bild reduzieren [De 00, Lem06, Oeh07, Lem09]. Andere Ansätze basieren auf der Neubestimmung der metallbeeinflussten Projektionswerte noch vor der Berechnung des CT-Bildes [Kal87, Roe03, Wat04, Ber04, Oeh08, Pre10a, Abd11].

In dieser Arbeit wird ein neuer Ansatz vorgestellt, der ebenfalls auf der Neubestimmung der metallbeeinflussten Projektionswerte aufsetzt. Bei einem solchen Vorgehen ist der Erfolg der Methode stark von der Fähigkeit abhängig, bereits existierende Strukturinformationen innerhalb der Rohdaten korrekt in den Metallspuren fortzusetzen. Diese Fähigkeit soll hier durch die Verwendung von Fouriertransformationen für die Datenneubestimmung erreicht werden. Ein weiterer Vorteil ergibt sich bei diesem Ansatz durch die Anpassung an verschiedene Dimensionen, so dass beispielsweise ein dreidimensionaler Datensatz auch mit einem dreidimensionalen Fourier-basierten Verfahren bearbeitet werden kann. Nach der Entfernung der metallbeeinflussten Werte liegen die verbleibenden Rohdaten nicht länger äquidistant zueinander vor. Dadurch kann der Standardalgorithmus für Fouriertransformationen, die schnelle Fouriertransformation, nicht mehr verwendet werden. Alternativ ist die Uminterpretation der lückenhaften Daten in nichtäquidistante Stützstellen möglich. In der Vergangenheit wurden dazu schnelle Algorithmen für beliebig verteilte Stützstellen entwickelt [Pot01], die im Zuge dieser Arbeit für die Reduktion von Metallartefakten Anwendung finden.

Zunächst werden in Kapitel 2 die im Weiteren verwendeten Testdaten vorgestellt. In Kapitel 3 werden Grundlagen der Computertomographie beschrieben, die für das weitere Verständnis dieser Arbeit von Bedeutung sind. Dabei handelt es sich um die Rekonstruktion der CT-Bilder, während der die hier relevanten Metallartefakte erzeugt werden sowie die physikalischen Hintergründe einer Aufnahme anhand von Röntgenstrahlung. Außerdem werden verschiedene, negative Einflüsse auf die Qualität von CT-Bildern vorgestellt, die durch Metallobjekte zusätzlich verstärkt werden.

In Kapitel 4 wird ein Überblick möglicher Methoden zur Qualitätsbeurteilung von CT-Bildern gegeben. Es wird außerdem eine Studie vorgestellt, die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführt wurde. Dabei handelt es sich um eine Expertenbefragung bezüglich der Bildqualität von metallbeeinflussten CT-Bildern sowie Ergebnissen verschiedener Metallartefaktreduktionen. Die

Antworten der radiologischen Experten können für diese Daten als Referenzbewertung interpretiert werden, wodurch ein Vergleich mit den Ergebnissen neuer Methoden zur Qualitätsbewertung möglich wird. In Kapitel 5 werden dann zwei neue Bewertungsmethoden vorgestellt, die keine Referenz für eine Qualitätsaussage benötigen. Basierend auf den Referenzeinstufung der radiologischen Experten werden diese Verfahren in Kapitel 6 bezüglich ihrer korrekten Aussage ausgewertet und mit häufig verwendeten, referenzbasierten Verfahren verglichen.

In Kapitel 7 wird ein Überblick einiger bisher bekannter Ansätze zur Reduktion von Metallartefakten gegeben. Daran anschließend wird eine Methode zur Detektion der metallbeeinflussten Projektionswerte vorgestellt. Die Detektion und anschließende Entfernung dieser Daten ist für Reduktionsmethoden im Vorfeld notwendig, bei denen die metallbeeinflussten Daten neu bestimmt werden sollen. Abschließend werden in diesem Kapitel Verfahren zur Reduktion von Metallartefakten vorgestellt, die zum einen für die Expertenbefragung und zum anderen teilweise als Vergleichsmethoden mit neuen Ansätzen verwendet werden.

In Kapitel 8 wird dann die Idee zur Datenneubestimmung auf Basis von Fouriertransformationen für die Metallartefaktreduktion vorgestellt. Dabei werden unterschiedliche Punkte, wie eine adäquate Randbehandlung von nicht periodischen Daten oder eine sinnvolle Integration von Vorwissen in den Berechnungsschritt betrachtet. Es wird außerdem erläutert, warum diese Schritte für eine möglichst gute Bildqualität des Ergebnisses von zentraler Bedeutung sind.

In Kapitel 9 werden abschließend die Resultate für die in Kapitel 2 vorgestellten Testdatensätze nach der Anwendung einiger Vergleichsverfahren sowie der neuen Fourier-basierten Methoden zur Reduktion von Metallartefakten betrachtet. Alle Ergebnisse werden im Rohdatenraum sowie nach der Rekonstruktion im Bildraum miteinander verglichen. Für die Daten mit einer Referenz werden außerdem in beiden Räumen referenzbasierte Qualitätsbestimmungen durchgeführt. Für Daten ohne eine Referenz wird das referenzlose Verfahren verwendet, das in Kapitel 6 die robustesten Ergebnisse erzielte. Darüber hinaus wird der Vergleich für die Anwendung der Fourier-basierten Datenneubestimmung im Eindimensionalen, Zweidimensionalen sowie Dreidimensionalen betrachtet. Daraus kann geschlossen werden, ob eine höherdimensionale Methode zu einer genaueren Datenneubestimmung führen kann.

Die Inhalte dieser Arbeit wurden in zwei begutachteten Zeitschriftenartikeln [Kra11, Kra12b] und auf zahlreichen Konferenzen veröffentlicht [Kra08a, Kra08b, Kra09b, Kra09c, Kra10, Kra12a, Kra14]. Außerdem wur-

den unter Mitwirkung der Autorin der vorliegenden Arbeit weitere Konferenzbeiträge verfasst [Oeh08, Ens09, Lev10, Lev11, Ens10, Kae11a, Kae11b, Lev11, Ens11, Ham12, Sti13].

2 Material

Im Rahmen dieser Arbeit werden Verfahren zur Reduktion von Bildfehlern in der Computertomographie (CT) vorgestellt und Methoden präsentiert, welche die Qualität von CT-Bildern automatisch bestimmen. Dabei wird der Fokus auf Fehler gelegt, die durch Metallobjekte, die sich im aufzunehmenden Bereich befinden, verursacht werden. Für eine aussagekräftige Bewertung dieser neuen Verfahren sind verschiedene Testdatensätze benötigt. In den folgenden Abschnitten werden die verwendeten Daten vorgestellt und die zugehörigen Rahmenbedingungen, wie Gerätespezifikationen und Aufnahmeparameter, angegeben.

Um CT-Bilder einheitlich darzustellen, kann die sogenannte Hounsfieldskala verwendet werden, deren Werte in der Einheit HU angegeben wird. Diese Einheit ist nach Sir Godfrey Hounsfield benannt, der für die Entwicklung der CT-Technologie mit verantwortlich war. Die Skala ist definiert durch

$$[\text{CT-Zahl}] (\mu_{\text{Material}}) := \frac{\mu_{\text{Material}} - \mu_{\text{Wasser}}}{\mu_{\text{Wasser}}} \cdot 1000 \text{ HU}. \quad (2.1)$$

Der Abschwächungskoeffizient μ_{Material} eines Materials wird in Relation zum Abschwächungskoeffizienten μ_{Wasser} gesetzt. Wasser bildet somit die Referenz und entspricht 0 HU. Luft liegt bei ungefähr -1000 HU und Röhrenknochen bei bis zu 1000 HU und mehr. Die Intervalle überschneiden sich je nach Gewebeart, wodurch eine Abgrenzung basierend auf HU-Werten nur eingeschränkt möglich ist. Alle folgenden Abbildungen im Bildraum werden in HU-Werten dargestellt. Die HU-Skala ist über einen zu großen Wertebereich definiert, als dass das menschliche Auge die einzelnen Wertevariationen noch differenzieren könnte. Durch eine Fensterung werden HU-Bereiche gezielt eingeschränkt, so dass interessante Regionen sichtbar werden. Die jeweilige Fensterung wird durch die entsprechende Fenstergröße (englisch: „window width“, WW) sowie das Fensterzentrum (englisch: „window level“, WL) angegeben.

2.1 Notation der Datensätze

Bei einer CT-Aufnahme wird Röntgenstrahlung abgeschwächt und die entsprechenden Restintensitäten der Strahlung erfasst. Diese Werte können

außerdem in Abschwächungswerte transformiert werden, worauf in Abschnitt 3.2.2 noch näher eingegangen wird. In dieser Arbeit werden die Abschwächungswerte auch als Projektionswerte oder Rohdaten $\mathbf{p} = p(\mathbf{r}_i)$ bezeichnet. Die auf einem äquidistanten Gitter liegenden Koordinaten sind als Vektor mit bis zu drei Einträgen für jeden Projektionswert definiert, gegeben durch $\mathbf{r}_i = (\gamma_w, \xi_d, \zeta_a) \in \mathbf{R}$, wobei $\gamma_w \in \{0, \dots, W - 1\}$ den Projektionswinkel, $\xi_d, d \in \{0, \dots, D - 1\}$ die Detektorposition, $\zeta_a, a \in \{0, \dots, A - 1\}$ die Position in axialer Objektrichtung vorgibt und die Menge \mathbf{R} alle zulässigen Koordinatenvektoren \mathbf{r}_i mit $i \in \{0, \dots, |\mathbf{R}| - 1\}$ im Rohdatenraum beinhaltet. W , D und A geben die Größen der jeweiligen Dimensionen an.

Im Folgenden werden drei Varianten von Rohdaten betrachtet. Im Eindimensionalen gilt γ_w und ζ_a als konstant, es werden somit alle Detektorelemente für einen festen Projektionswinkel und einer axialen Position betrachtet. Im Zweidimensionalen werden für eine konstante axiale Position ζ_a alle Projektionswinkel mit allen entsprechenden Detektorelementen betrachtet. Im Dreidimensionalen sind schließlich alle drei Koordinaten variabel.

Für die zugehörigen rekonstruierten Daten im Bildraum gelten weiterhin die Bezeichnungen $\mathbf{f} = f(\mathbf{b}_o)$, wobei $\mathbf{b}_o = (x_j, y_k, z_l) \in \mathbf{B}$ mit den Positionen $x_j, j \in \{0, \dots, X - 1\}$, $y_k, k \in \{0, \dots, Y - 1\}$ und $z_l, l \in \{0, \dots, Z - 1\}$ sind. Die Menge \mathbf{B} beinhaltet alle zulässigen Koordinatenvektoren \mathbf{b}_o mit $o \in \{0, \dots, |\mathbf{B}| - 1\}$ im Bildraum und X , Y sowie Z geben die Größe der jeweiligen Dimensionen an. Im Rahmen dieser Arbeit ist im Bildraum zum einen die zweidimensionale Repräsentation von Bedeutung, bei der z_l konstant ist und zum anderen die dreidimensionale Darstellung, bei der alle Koordinaten variabel sind.

2.2 Dreidimensionale simulierte Testdatensätze

Zwei Datensätze werden anhand eines dreidimensionalen, anthropomorphen Softwarephantoms aus [Seg08] erstellt. Die Simulation einer CT-Aufnahme wird durch eine Radontransformation zweidimensionaler Schichten des Phantoms vorgenommen (siehe Abschnitt 3.2.2). Dazu wird die in [Man02] und [De 04] vorgeschlagene Vorgehensweise verwendet, wobei eine monoenergetische Linienintegration ohne in der Realität auftretende physikalische Effekte durchgeführt wird (siehe Kapitel 3).

Die Datensätze, dargestellt in Abbildung 2.1, sind Körperbereichen mit häufigen Metallpräsenzen nachempfunden und werden als Hüftprothesen (die oberen ersten drei Zeilen, im Folgenden als XCAT-Hüfte bezeichnet) und als

metallische Zahnfüllungen (die unteren letzten drei Zeilen, im Folgenden als XCAT-Dental bezeichnet). Die Metalle werden durch entfernte Rohdaten simuliert (die entsprechenden Positionen im Bildraum sind durch Pfeile gekennzeichnet). Die entfernten Werte werden für spätere Bewertungen der Bildqualität als Referenz verwendet. Die Dimensionsgrößen der in Fächerstrahlgeometrie simulierten Rohdaten sind für die Datensätze XCAT-Hüfte $D = 400, W = 200$ und $A = 12$ sowie XCAT-Dental $D = 576, W = 368$ und $A = 12$. Die simulierten Daten sind kleiner als in der Realität üblich. Dadurch ergibt sich eine geringere Laufzeit der im Folgenden vorgestellten Algorithmen.

2.3 Zweidimensionale reale Testdatensätze

Im Rahmen dieser Arbeit wurde eine Befragung radiologischer Experten durchgeführt, um Einstufungen der Bildqualität von artefaktbehafteten CT-Bildern zu erhalten. Die ursprünglichen Datensätze, die dafür verwendet wurden, sind in Abbildung 2.2 dargestellt.

In Abbildung 2.2 (a) ist ein Beispiel eines anthropomorphen Abdomenphantoms zu sehen. Es handelt sich um ein speziell für die Metallartefaktreduktion modifiziertes Phantom der Firma QRM [QRM]. An unterschiedlichen Positionen befinden sich Aushöhlungen mit variierenden Durchmessern, in die Metallzylinder platziert werden können und so zu verschiedenen Artefaktanordnungen führen. Damit ergeben sich zahlreiche Kombinationsmöglichkeiten in Anzahl, Größe und Position der metallischen Objekte innerhalb des Phantoms. Durch eine Aufnahme ohne Metallobjekte und mit den ursprünglichen Materialien in den Aushöhlungen ergibt sich außerdem wie bei den simulierten Datensätzen eine Referenz für einen späteren Vergleich.

Bei den realen Aufnahmen eines anthropomorphen Phantoms handelt es sich zwar um eine bessere Annäherung an die gewünschten medizinischen CT-Bilder als das zuvor vorgestellte Softwarephantom, sie ist jedoch eine deutliche Vereinfachung gegenüber der Aufnahme eines menschlichen Körpers. Ergebnisse von Artefaktreduktionen sowie Qualitätsbeurteilungen von befragten Experten können somit nur unter Vorbehalt von Phantom- auf klinische Patientendaten übertragen werden.

Die klinischen Patientenaufnahmen Dental 1, Dental 2 (aufgenommen bei 120 kV, 125 mAs) und Dental 3 (aufgenommen bei 120 kV, 150 mAs) sind in den Abbildungen 2.2 (c) bis (e) zu sehen. Wie alle Aufnahmen des Abdomenphantoms (aufgenommen bei 120 kV, 100 mAs), wurden sie mit einem Siemens Somatom Definition AS in der Klinik für Radiologie des

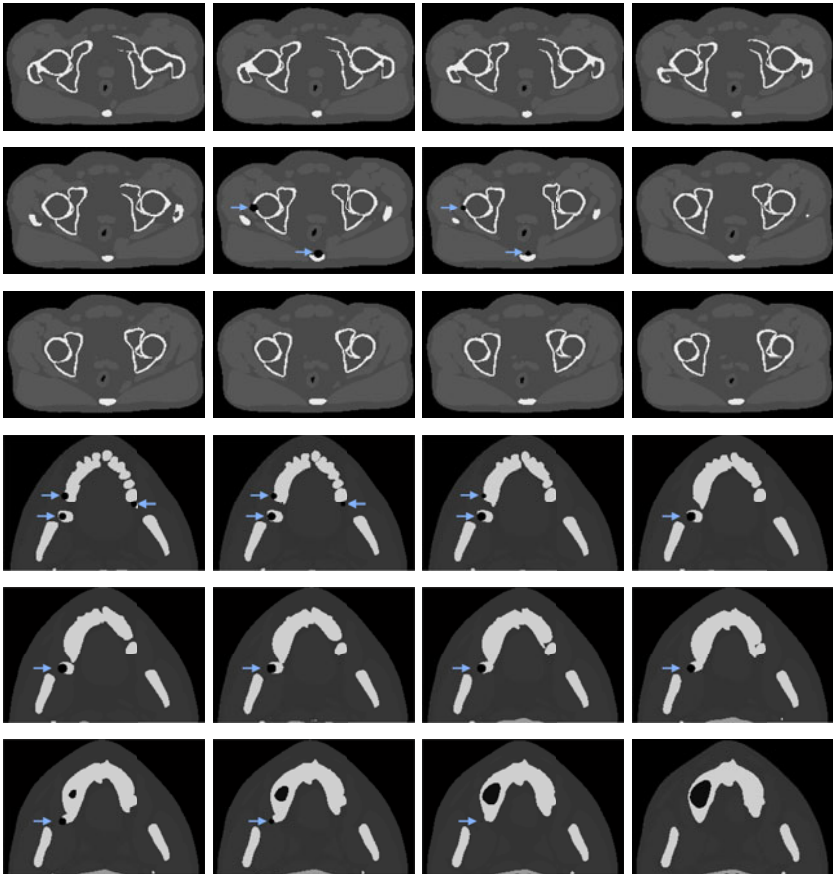


Abbildung 2.1: Simulierte Testdaten im Bildraum an jeweils zwölf unterschiedlichen axialen Positionen: XCAT-Hüfte (die ersten drei Zeilen sind in Anlehnung an [Kra12b]) und XCAT-Dental (letzten drei Zeilen). Die Metallobjekte sind an Positionen simuliert, die jeweils durch Pfeile gekennzeichnet sind (das vorletzte Bild von XCAT-Dental weist eine sehr kleine, kaum noch sichtbare Metallregion auf).

Universitätsklinikums Schleswig-Holsteins in Lübeck aufgenommen. Das Gerät hat eine Fächerstrahlgeometrie mit einem gebogenen Detektor. Es bietet die Möglichkeit einer Einzelschicht- sowie einer Helixaufnahme. Die im Rahmen dieser Arbeit verwendeten Daten des Gerätes wurden jeweils als Einzelschichtaufnahmen erfasst.

Abbildung 2.2 (b) zeigt die Aufnahme eines Torsophantoms (aufgenommen bei 110 kV, 60 mAs), das mit Metallobjekten versehen wurde. Die Aufnahmen wurden mit einem Siemens Somatom Emotion Duo aufgenommen. Mit diesem Gerät entstanden ebenfalls die klinischen Patientenaufnahmen Hüfte 1 (aufgenommen bei 130 kV, 80 mAs), Hüfte 2 (aufgenommen bei 130 kV, 135 mAs) und Aorta (aufgenommen bei 110 kV, 165 mAs) in den Abbildungen 2.2 (c), (g) und (h). Bei diesen Datensätzen handelt es sich um Helixaufnahmen, die anschließend für die weitere Verwendung in eine zweidimensionale Schicht umgerechnet wurden (nähere Informationen zu dieser Umrechnung sind beispielsweise in [Kal05] zu finden).

2.4 Dreidimensionale reale Testdatensätze

Im Rahmen dieser Arbeit werden unter anderem dreidimensionale Methoden zur Artefaktreduktion vorgestellt. Um ihre Effizienz bezüglich der Qualitätsverbesserung der CT-Bilder zu prüfen, werden neben den simulierten Testdaten aus Abschnitt 2.2 ebenfalls klinische Beispiele betrachtet. Dazu werden, den simulierten Daten ähnelnde, Beispiele verwendet. Die Aufnahmen wurden mit dem zuvor erwähnten Siemens Somatom Definition AS erfasst.

Der erste dreidimensionale klinische Datensatz (aufgenommen bei 120 kV, 100 mAs), dargestellt in Abbildung 2.3, zeigt die Kieferregion eines Patienten mit zahlreichen metallischen Zahnfüllungen, deren Größe und Anzahl je nach axialer Position der Aufnahmen variieren. Der zweite Datensatz besteht aus den Aufnahmen einer Hüftregion mit zwei Hüftimplantaten (siehe Abbildung 2.4, 140 kV, 400 mAs). Es handelt sich um Aufnahmen eines Körperspenders, die im Rahmen einer Kooperation des Instituts für Medizintechnik mit dem Institut für Anatomie an der Universität zu Lübeck entstanden. Der Leichnam des Körperspenders wurde unter Genehmigung durch das „Gesetz über das Leichen-, Bestattungs- und Friedhofswesen (Bestattungsgesetz) des Landes Schleswig-Holstein vom 04.02.2005, Abschnitt II, Paragraph 9 (Leichenöffnung, anatomisch)“ untersucht. In diesem Fall ist es gestattet, die Körper von Körperspendern/innen zu wissenschaftlichen Zwecken und/oder Lehraufgaben einer CT-Untersuchung zu unterziehen.