

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

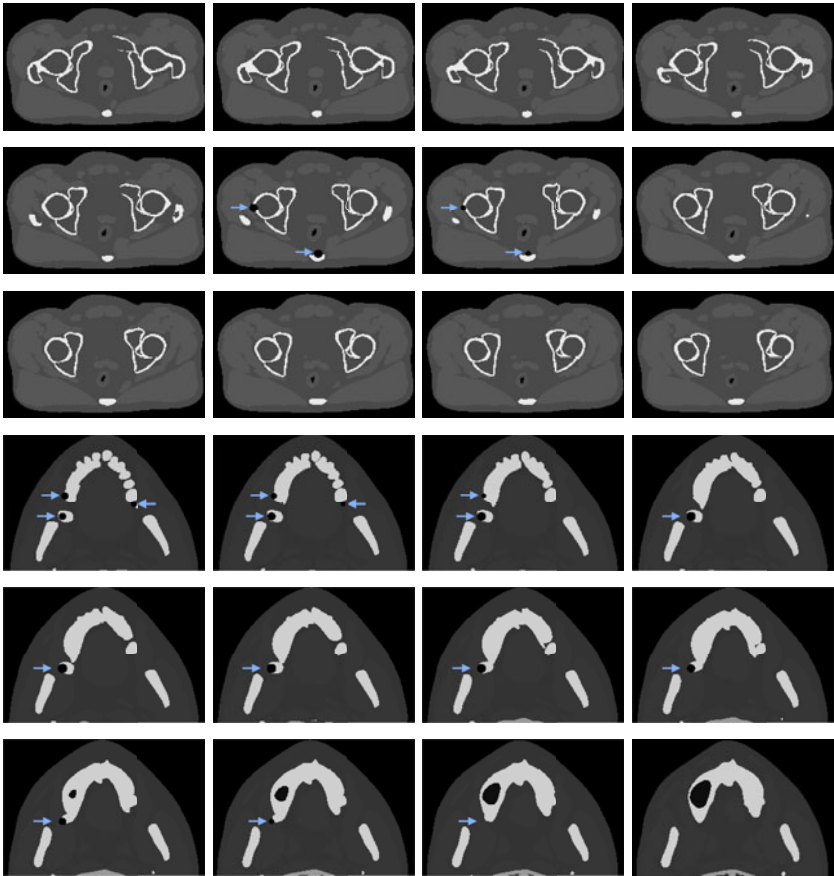


Abbildung 2.1: Simulierte Testdaten im Bildraum an jeweils zwölf unterschiedlichen axialen Positionen: XCAT-Hüfte (die ersten drei Zeilen sind in Anlehnung an [Kra12b]) und XCAT-Dental (letzten drei Zeilen). Die Metallobjekte sind an Positionen simuliert, die jeweils durch Pfeile gekennzeichnet sind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

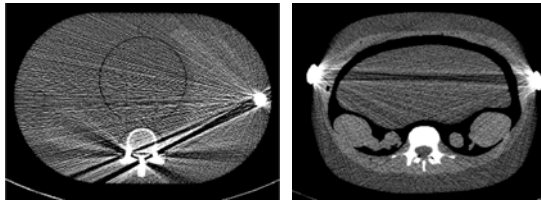
Universitätsklinikums Schleswig-Holsteins in Lübeck aufgenommen. Das Gerät hat eine Fächerstrahlgeometrie mit einem gebogenen Detektor. Es bietet die Möglichkeit einer Einzelschicht- sowie einer Helixaufnahme. Die im Rahmen dieser Arbeit verwendeten Daten des Gerätes wurden jeweils als Einzelschichtaufnahmen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

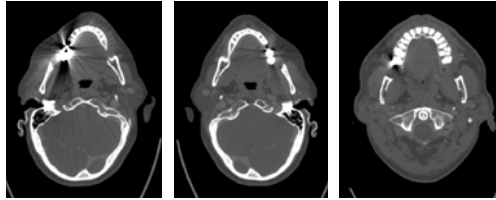
Im Rahmen dieser Arbeit werden unter anderem dreidimensionale Methoden zur Artefaktreduktion vorgestellt. Um ihre Effizienz bezüglich der Qualitätsverbesserung der CT-Bilder zu prüfen, werden neben den simulierten Testdaten aus Abschnitt 2.2 ebenfalls klinische Beispiele betrachtet. Dazu werden, den 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.



(a) Abdomenphantom

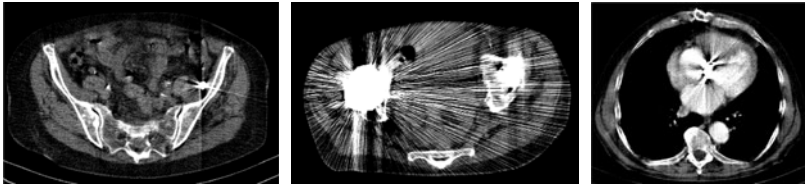
(b) Torsophantom



(c) Dental 1

(d) Dental 2

(e) Dental 3



(f) Hüfte 1

(g) Hüfte 2

(h) Aorta

Abbildung 2.2: Reale CT-Bilder mit den Fensterungen $WL=90$ HU, $WW=300$ HU (a) $WL=90$ HU, $WW=400$ HU (b), $WL=300$ HU, $WW=1500$ HU (c) bis (e) und $WL=90$ HU, $WW=400$ HU (f), (g) und (h), (in Anlehnung an [Kra11]).

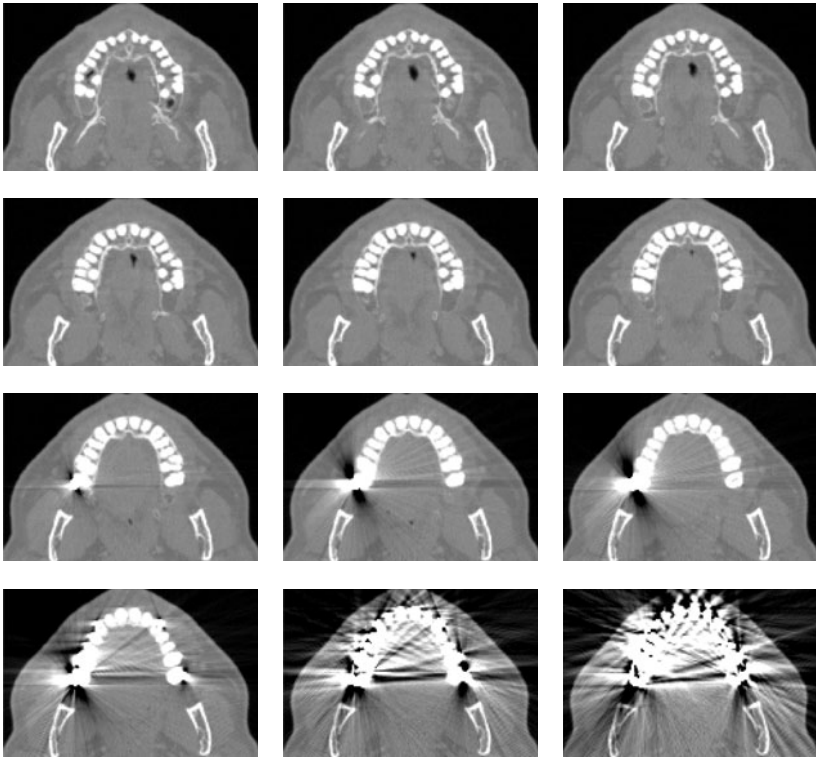


Abbildung 2.3: Reale CT-Aufnahmen in der Kieferregion eines Patienten mit metallischen Zahnfüllungen an variierenden Positionen. Die Schichten zeigen verschiedene Körperbereiche entlang der axialen Richtung (WL=0 HU, WW=2000 HU), (in Anlehnung an [Kra12b]).

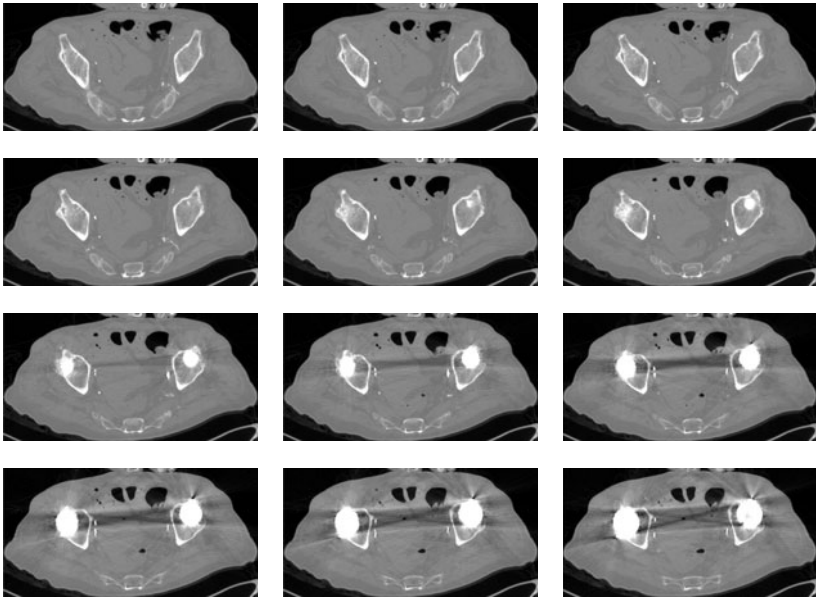


Abbildung 2.4: Reale CT-Aufnahmen in der Hüftregion eines Körperspenders mit zwei Hüftimplantaten. Die Schichten zeigen verschiedene Körperbereiche entlang der axialen Richtung (WL=0 HU, WW=2000 HU), (in Anlehnung an [Kra12b]).

Reduktion von Metallartefakten in der
Computertomographie

Entwicklung und Evaluation Fourier-basierter Strategien

Kratz, B.

2015, XIV, 228 S. 113 Abb., Softcover

ISBN: 978-3-658-08420-2