



TECHNISCHE
UNIVERSITÄT
DRESDEN

Evaluierung iterativer Rekonstruktionsverfahren zur Optimierung der Bildqualität und Reduktion von Metallartefakten in der Computertomographie

Bachelor-Arbeit
zur Erlangung des Hochschulgrades
Bachelor of Science
im Bachelor-Studiengang Physik

vorgelegt von

Felix Christoph Negwer
geboren am 06.09.1992 in Reutlingen

Institut für Kern- und Teilchenphysik
Fachrichtung Physik
Fakultät Mathematik und Naturwissenschaften
Technische Universität Dresden

2016

Eingereicht am 23. Februar 2016

1. Gutachter: Prof. Dr. Arno Straessner

2. Gutachter: Prof. Dr. Wolfgang Enhardt

Betreuer: Patrick Wohlfahrt und Dr. Christian Richter

Zusammenfassung

Einleitung

Bei einer strahlentherapeutischen Behandlung wird ein Bestrahlungsplan auf Grundlage eines Computertomogramms vom Patienten erstellt. Besonders bei der Strahlentherapie mit Protonen, die im Vergleich zu Photonen eine inverse Tiefendosisverteilung aufweisen, müssen CT-Aufnahmen hohe Qualitätsanforderungen erfüllen. In dieser Arbeit wird der Einfluss des iterativen Rekonstruktionsverfahren SAFIRE und des iterativen Verfahrens zur Metallartefaktreduktion iMAR auf die Bildqualität mit der standardmäßig verwendeten gefilterten Rückprojektion verglichen.

Methoden

Anhand von 17 Materialien wurden die Auswirkung von SAFIRE auf CT-Zahl, Strahlauhärtung, Bildrauschen und Dosis untersucht. Die Evaluierung von iMAR erfolgte mit Hilfe eines Kopfphantomes, welches aufgrund eines Metallimplantates im Wirbelkörper und einer austauschbaren Zahnfüllung unterschiedlich stark ausgeprägte Artefakte zeigt. Drei Ärzte und sechs Medizinphysik-Experten bewerteten den optischen Bildeindruck der Rekonstruktionen.

Ergebnisse

SAFIRE hat keinen Einfluss auf die Konstanz der CT-Zahlen und kann das Bildrauschen um bis zu 50 % reduzieren. Die quantitativen Parameter zur Beschreibung der Metallartefaktreduktion hängen stark vom untersuchten Bildbereich ab. Anhand dieser konnte keine klare Verbesserung durch die Verwendung von iMAR festgestellt werden. Die optische Analyse hat hingegen gezeigt, dass iMAR zu einer Verbesserung des subjektiven Bildeindrucks führen kann.

Diskussion

Mit SAFIRE kann die Dosis von CT-Aufnahmen zur Therapiekontrolle während eines Behandlungszyklus stark reduziert werden. In dem hier betrachteten Dosisbereich kann die Dosis bei gleichbleibendem Bildrauschen um 70 % reduziert werden. Das Metallartefaktreduktionsverfahren iMAR verbessert signifikant den optischen Bildeindruck. Dennoch sind die erzielten Verbesserungen nicht ausreichend, um im Allgemeinfall eine hochpräzise Protonentherapie für Patienten mit Metallimplantaten gewährleisten zu können.

Abstract

Introduction

In radiotherapy a treatment plan is created based on a computed tomogram of the patient. Especially in radiotherapy with protons, which have an inverse depth-dose distribution in comparison to photons, CT scans have to satisfy high quality standards. The influence of the iterative reconstruction method SAFIRE and the iterative method for metal artefact reduction iMAR on the image quality was compared with the commonly used filtered backprojection.

Methods

Based on 17 materials, the effect of SAFIRE on CT number, beam hardening, noise and dose was studied. The evaluation of iMAR was performed with a head phantom. Due to the metal implants in its vertebral body and its interchangeable dental filling the phantom showed artefacts of different strength. The optical quality of the reconstructions was assessed by three physicians and six medical physics experts.

Results

SAFIRE had no influence on the constance of CT numbers and was able to reduce the noise by 50%. The quantitative parameters for the description of metal artefact reduction depend strongly on the investigated scan region. Based on these parameters no clear enhancement by the use of iMAR could be showed. In contrast the optical analysis revealed that iMAR can lead to a subjective enhancement of the scan impression.

Conclusion

SAFIRE can strongly reduce the dose of CT scans for therapy control during a treatment cycle. Within the studied dose region, the dose can be reduced by 70% while the noise remains unchanged. The optical scan impression was significantly improved by the metal artefact reduction method iMAR. The achieved improvements are nevertheless not sufficient to generally ensure high precision proton therapy for patients with metal implants.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Grundlagen der Computertomographie	3
2.1	Wechselwirkungsprozesse von Photonen mit Materie	3
2.2	Grundprinzip der Computertomographie	5
2.3	Artefakte der Bildrekonstruktion	6
2.4	Bildrekonstruktion	8
2.5	Dual-Energy-Computertomographie	13
2.6	Rekonstruktionskerne	13
3	Material und Methoden	15
3.1	Phantommaterialien	15
3.2	CT-Scans der Phantommaterialien	18
3.3	Experimentelle Datengewinnung	20
3.4	Analyse des optischen Bildeindrucks	23
4	Durchführung und Ergebnisse	25
4.1	Analyse der iterativen Rekonstruktion SAFIRE	25
4.2	Einfluss von SAFIRE auf MonoCT-Bilder	29
4.3	Metallartefaktreduktion	30
4.4	Auswertung der Analyse des Bildeindrucks	34
5	Diskussion der Ergebnisse	37
5.1	Einfluss der iterativen Rekonstruktion SAFIRE	37
5.2	Einfluss der Metallartefaktreduktion iMAR	38
5.3	Auswertung der Umfrage des optischen Bildeindrucks	39
5.4	Schlussfolgerung für die Protonentherapie	40
	Literaturverzeichnis	41
	Abbildungsverzeichnis	43
	Tabellenverzeichnis	47

Danksagung	49
Anhang	51

1 Einleitung

Im Jahr 2012 stieg weltweit die Anzahl der Krebsneuerkrankungen auf etwa 14 Millionen. Die Krebstodesfälle wurden im selben Zeitraum auf 8,2 Millionen geschätzt. In den nächsten zwei Jahrzehnten sollen die Krebsfälle um weitere 50 % steigen [WHO, 2014]. Die Strahlentherapie hat sich oftmals in Kombination mit operativen Eingriffen oder Chemotherapie als wirksame Behandlungsmethode etabliert.

Die Behandlung mit Protonen, anstatt der üblicherweise verwendeten Photonentherapie wurde erstmals im Jahr 1949 von Robert Wilson theoretisch beschrieben [Wilson, 1946]. Bereits 1953 fand die erste Patientenbehandlung mit Protonen am Lawrence Berkeley Laboratory in Kalifornien statt [Lawrence, 1957]. Der entscheidende physikalische Vorteil der Protonentherapie im Vergleich zur konventionellen Photonenbestrahlung liegt in der inversen Tiefendosisverteilung [Schardt et al., 2010]. Die maximale Energiedeposition liegt bei Protonen am Ende der Eindringtiefe. Dies macht eine bessere Tiefendosisverteilung möglich, die sich durch ein möglichst großes Verhältnis zwischen der im Tumorgewebe deponierten Dosis und der im umliegenden Gewebe deponierten Dosis auszeichnet. Auch wenn sich die Ionenstrahltherapie seit ihrer ersten Anwendung am Patienten erheblich weiterentwickelt hat und mittlerweile Anwendung in Anlagen weltweit findet, so nimmt sie immer noch einen geringen Anteil im Vergleich zur Photonentherapie ein.

Um die physikalischen Vorteile der Protonen- und Ionentherapie nutzen zu können, muss eine genaue Kenntnis der Partikelreichweite vorliegen [Paganetti, 2012]. Zu Beginn einer strahlentherapeutischen Behandlung wird eine 3D-Abbildung der Anatomie des Patienten mittels Computertomographie (CT) erstellt. Da Photonen im Vergleich zu Protonen jedoch unterschiedlichen Wechselwirkungsprozessen beim Durchlaufen von Geweben unterliegen, werden die im CT-Scan ermittelten CT-Zahlen in wasseräquivalente Weglängen (WEPL) von Protonen über sogenannte Hounsfield-WEPL-Lookup-Tabellen umgerechnet. Daher ist eine genaue Bestimmung der CT-Zahlen essentiell. [Schneider et al., 1996, Jäkel et al., 2001]

Diese Arbeit wurde am OncoRay, dem Nationalen Zentrum für Strahlenforschung in der Onkologie Dresden, in der Arbeitsgruppe 'Hochpräzisionsstrahlentherapie' durchgeführt. Im Fokus dieser Arbeitsgruppe steht neben der Erforschung von optimalen klinischen Behandlungsstrategien von Tumorpatienten die Evaluierung und Entwicklung von neuen Methoden zur präziseren Reichweitevorschau und -verifikation. Im Rahmen dieser Arbeit wird das Potential iterativer Rekonstruktionsalgorithmen in der Computertomographie [Beister et al., 2012] zur

Optimierung der Bildqualität analysiert. Die Bewertung erfolgte hierbei anhand der Konstanz der CT-Zahlen, der applizierten Dosis, der Reduktion von Metallartefakten [Tremmel, 2012, Bär, 2014] und dem subjektiven Bildeindruck.

2 Grundlagen der Computertomographie

2.1 Wechselwirkungsprozesse von Photonen mit Materie

Photonen, die Materie durchdringen, wechselwirken mit ihrer Umgebung und werden entlang ihrer Flugbahn abgeschwächt. Der lineare Schwächungskoeffizient μ beschreibt dabei die Wahrscheinlichkeit, dass Photonen mit Materie interagieren und berechnet sich aus dem Produkt der Teilchenzahldichte n_a und dem Wechselwirkungsquerschnitt σ_a

$$\mu = n_a \cdot \sigma_a. \quad (2.1)$$

In der radiologischen Diagnostik, also in Energiebereichen $E < 200 \text{ keV}$, ergibt sich der Wechselwirkungsquerschnitt hauptsächlich aus drei Wechselwirkungsprozessen, der kohärenten Streuung, der inkohärenten Streuung und dem photoelektrischen Effekt.

$$\sigma_a = \sigma_{\text{koh}} + \sigma_c + \sigma_{\text{ph}} \quad (2.2)$$

Paarbildung und Kernphotoeffekte treten erst bei Energien $E > 1 \text{ MeV}$ auf. [Krieger, 2004]

2.1.1 Kohärente Streuung

Unter der kohärenten Streuung, oder auch Thomson-Streuung, versteht man die Streuung an gebundenen Elektronen der Atomhülle, bei der keine Energieübertragung stattfindet. Die Abstrahlung ist daher frequenz- und phasengleich und es ändert sich ausschließlich die Richtung des Photons. Der Wechselwirkungsquerschnitt ergibt sich aus der Streuformel nach Thomson und zeigt die folgende Energie- und Ordnungszahlabhängigkeit: [Wohlfahrt, 2014]

$$\sigma_{\text{koh}} \propto \rho \cdot \frac{Z^2}{E^2}. \quad (2.3)$$

Die kohärente Streuung ist linear von der Dichte ρ abhängig. Im Energiebereich der radiologischen Diagnostik ist der Anteil der kohärenten Streuung sehr gering. Erst bei Energien $E > 50 \text{ keV}$ nimmt dieser zu. [Krieger, 2004]

2.1.2 Inkohärente Streuung

Der Compton-Effekt beschreibt die inkohärente Streuung eines Photons an einem äußeren, schwach gebundenen Hüllenelektron des Absorbers. Dabei wird die Energie und der Impuls des Photons teilweise an das Elektron übertragen, wodurch das Photon seine Bewegungsrichtung ändert und das Elektron aus der Atomhülle gestoßen wird. Die im Mittel an das Elektron übertragene Energie des Photons nimmt dabei mit der Energie des Photons zu. Der Wirkungsquerschnitt σ_c kann mit Hilfe der Klein-Nishina-Formel berechnet werden. Unter Vernachlässigung der Bindungsenergie der Hüllenelektronen lässt sich der Wirkungsquerschnitt der inkohärenten Streuung als Näherung mit

$$\sigma_c \propto \rho \cdot \frac{Z}{A} \cdot \frac{1}{E_\gamma} \quad (2.4)$$

beschreiben. Danach ist der Wirkungsquerschnitt proportional zum Verhältnis zwischen Kernladungszahl Z und Massenzahl A des Absorbers $\sigma_c \propto \frac{Z}{A}$. Da im menschlichen Körper hauptsächlich leichte und stabile Materialien vorkommen und für diese $Z \approx 1/2 A$ gilt (außer für Wasserstoff), ist der Wirkungsquerschnitt weitgehend unabhängig von der Ordnungszahl Z . Die inkohärente Streuung ist linear abhängig von der Dichte ρ . Bei Energien $E_\gamma > 70 \text{ keV}$ trägt die inkohärente Streuung zu einem wesentlichen Teil des Wechselwirkungsquerschnittes bei und ist der wichtigste Aspekt bezüglich der Energieabgabe an das durchstrahlte Gewebe. [Krieger, 2004, Schlegel and Bille, 2002]

2.1.3 Photoeffekt

Der photoelektrische Effekt beschreibt die vollständige Absorption eines Photons durch ein in der Atomhülle gebundenes Elektron. Die gesamte Energie des Photons E_γ wird dabei genutzt, um das Elektron mit der Bindungsenergie U_B aus der Elektronenhülle zu entfernen. Die Energiebilanz ergibt sich zu $E_\gamma = E_k + U_B$, wobei E_k die kinetische Energie des Elektrons nach der Wechselwirkung beschreibt. Neben den freiwerdenden Photoelektronen können als Tertiärstrahlung Auger-Elektronen und charakteristische Röntgenstrahlung auftreten. In der medizinischen Anwendung kann die Energieübertragung der Tertiärstrahlung auf das Gewebe wegen derer geringen Energie im Vergleich zu den Photoelektronen vernachlässigt werden.

Die Wechselwirkungswahrscheinlichkeit ist wesentlich von der Photonenenergie E_γ und der Ladungszahl Z bestimmt. Mit zunehmender Energie verringert sich die Absorption der Photonen mit $\sigma_{\text{ph}} \propto 1/E_\gamma^3$. Die Abhängigkeit der Ladungszahl Z wird mit $\sigma_{\text{ph}} \propto Z^n$ beschrieben, wobei n abhängig vom Gewebe Werte zwischen 3 und 4 annehmen kann. Für Materialien in biologischem Gewebe mit einer Ordnungszahl von $Z \approx 10$ gilt $n \approx 3$. Dagegen haben Stoffe mit hohen Ordnungszahlen wie Metalle ein Wert von $n \approx 4$. Daraus ergibt sich für den

Wechselwirkungsquerschnitt des Photoeffekts der Zusammenhang

$$\sigma_{\text{ph}} \propto \rho \cdot \frac{Z^{3\dots 4}}{E_{\gamma}^3}. \quad (2.5)$$

Für chemische Verbindungen und heterogene Gemische wird eine effektive Kernladungszahl $Z_{\text{eff}} = \sum_i n_i Z_i$ eingeführt, die sich aus dem Massenanteil n und der Kernladungszahl Z des jeweiligen Atoms ergibt. Durch die große Abhängigkeit des Wechselwirkungsquerschnitts von der Kernladungszahl ist der Photoeffekt wesentlich für die Unterscheidung verschiedener Gewebarten verantwortlich. Da jedoch die Wahrscheinlichkeit mit steigender Energie sinkt, nimmt damit auch der Gewebekontrast ab. [Schlegel and Bille, 2002]

2.2 Grundprinzip der Computertomographie

Die Computertomographie ist ein bildgebendes Verfahren, das in der radiologischen Diagnostik verwendet wird. Aufgrund der Wechselwirkung von Röntgenstrahlung mit Gewebe kann durch die verschiedenen Schwächungskoeffizienten μ die Anatomie des Menschen sichtbar gemacht werden. Der große Vorteil der Computertomographie im Vergleich zu Röntgenbildern ist die mögliche dreidimensionale Darstellung.

Bei der Computertomographie wird der Patient schichtweise aus vielen verschiedenen Winkeln durchstrahlt. Als Strahlquelle wird eine um die Patientenlängsachse (z -Achse) rotierbare Röntgenröhre verwendet, die im medizinischen Bereich mit einer Beschleunigungsspannung von 70 bis 150 kV betrieben wird. Der Detektor ist gegenüber der Röntgenröhre angebracht und misst die Intensität des Strahls, die den Patienten durchdringt. Unter Vernachlässigung sämtlicher Streueffekte ergibt sich die gemessene Intensität I entlang des Strahlverlaufs S durch das Lambert-Beer Gesetz:

$$I = I_0 \exp\left(-\int_S \mu(x, y) ds\right) \quad (2.6)$$

Dabei beschreibt $\mu(x, y)$ die gesuchte Verteilung der linearen Schwächungskoeffizienten in der betrachteten Schicht. Durch Logarithmierung des Messwertes I ergibt sich das Integral über die Schwächungskoeffizienten und damit die sogenannte Projektion von $\mu(x, y)$:

$$\lambda := -\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = \int \mu(x, y) ds \quad (2.7)$$

2.2.1 Hounsfield-Einheit und die CT-Skala

Da der Schwächungskoeffizient eines Volumenelements $\mu(x, y, z)$ von der Energie der Röntgenstrahlung abhängt, wird zur besseren Vergleichbarkeit zwischen verschiedenen CT-Scannern die Hounsfield-Skala verwendet. Die Hounsfield-Skala bezieht sich auf die Schwächungskoeffizienten von Wasser μ_W und Luft μ_L und wird aus praktischen Gründen mit 1000 multipliziert:

$$H := \frac{\mu - \mu_W}{\mu_W - \mu_L} \cdot 1000 \text{ HU.} \quad (2.8)$$

Damit ergibt sich eine von der Energie des Röntgenspektrums unabhängige CT-Zahl H für Wasser und wasserähnliche Materialien wie Weichteilgewebe. Für dichtere Materialien z.B. Knochen ergeben sich unterschiedliche CT-Zahlen für unterschiedliche Photonenenergiespektren.

Die standardmäßig verwendete CT-Skala reicht von -1024 HU bis zu 3071 HU und ergibt sich aus der 12bit-Kodierung, wodurch die Grauwerte auf $2^{12} = 4096$ limitiert sind. Dieses Intervall ist ausreichend, um das Spektrum an CT-Zahlen im menschlichen Körper abzudecken. Für Wasser ergibt sich ein CT-Zahl von $H_W \approx 0$ HU und Luft $H_L \approx -1000$ HU. Allerdings können Materialien mit hoher Ordnungszahl Z , wie beispielsweise Metalle, nur unterschieden werden, wenn sie den Maximalwert $H = 3071$ HU nicht erreichen. Um eine Unterscheidung von Metallen mit hoher Kernladungszahl Z möglich zu machen, gibt es bei manchen CT-Scannern die Möglichkeit, eine 16bit-Kodierung zu verwenden. Dies erhöht den Maximalwert der HU-Skala auf $2^{16} - 10241 = 55295$.

Neben der Hounsfield-Einheit wird oftmals die Größe $H^+ = H + 1000$ verwendet. Die Verschiebung zu nicht-negativen Zahlen bietet einige Vorteile in der Berechnung und Auswertung. [Schlegel and Bille, 2002]

2.3 Artefakte der Bildrekonstruktion

Als Bildartefakte werden alle systematischen Unterschiede zwischen dem CT-Wert des rekonstruierten Bildes und der wahren Verteilung der Schwächungskoeffizienten $\mu(x, y, z)$ bezeichnet. Artefakte können aufgrund physikalischer Effekte, basierend auf der Anatomie des Patienten und durch Scannereigenschaften entstehen.

2.3.1 Strahlaufhärtung

Die Strahlaufhärtung beschreibt die stärkere Absorption von niederenergetischen Photonen im Vergleich zu höherenergetischen Photonen beim Passieren von Materie. Die mittlere Energie des Energiespektrums wird mit zunehmender Tiefe des Gewebes zu höheren Energien verschoben. Hierbei spricht man von einer 'Aufhärtung' des Spektrums. Durch die steigende mittlere

Energie werden in homogenen Materialien Photonen aufgrund ihres mit steigender Tiefe sinkenden Schwächungskoeffizienten geringer abgebremst. Somit erhält man kleinere CT-Zahlen für Materialien in tieferen Gewebeschichten als für oberflächennahe. Bei der Bildrekonstruktion kann diesem Effekt durch Strahlaufhärtungskorrekturen entgegengewirkt werden, die im Abschnitt 2.4.4 genauer beschrieben werden. Da der Mensch hauptsächlich aus Wasser und Weichteilgewebe besteht, wird eine Korrektur vorgenommen, die davon ausgeht, dass der Strahl nur Wasser durchquert hat. Bei Geweben wie Lunge und Knochen oder sogar Metallen, die eine von Wasser abweichende Schwächung aufweisen, entstehen Strahlaufhärtungsartefakte. Neben der Strahlaufhärtungskorrektur für Wasser gibt es Rekonstruktionsalgorithmen, die zusätzlich eine Knochenkorrektur vornehmen. Dafür werden über einen Schwellwert aus dem rekonstruierten Bild die Knochen separiert und ebenfalls korrigiert.

2.3.2 Partialvolumeneffekt

Bei Objekten mit scharfen Kanten oder sehr kleine Objekte können Partialvolumeneffekte auftreten. Wenn die Grenze zweier Substanzen mit unterschiedlichen Schwächungskoeffizienten innerhalb eines Voxels liegt, ergibt sich eine Mittelung zwischen den erzeugten Intensitäten entsprechend ihres Volumenanteils. Der Schwächungskoeffizient berechnet sich nach Gleichung 2.7 mit $\lambda = \frac{\ln(I(x))}{\ln(I_0)}$. Da die Intensitäten im Logarithmus mit $\ln(\alpha \cdot I_1 + (1 - \alpha) \cdot I_2)$ entsprechend ihres Volumenanteils α eingehen und dies ungleich der Linearkombination ihrer Logarithmen $\alpha \cdot \ln(I_1) + (1 - \alpha) \cdot \ln(I_2)$ ist, ergibt sich ein falscher Wert für den mittleren Schwächungskoeffizienten $\bar{\mu}$.

Im CT-Bild führt dies zu Streifen mit unrealistischen CT-Zahlen, insbesondere an Übergängen zwischen Knochen und Weichteilgewebe. Besonders gut sichtbar ist dieser Einfluss bei CT-Bildern des Kopfes im Bereich von Hals, Nasen und Ohren, da hier sehr viele kleine Strukturen mit stark ändernden Schwächungskoeffizienten aufzufinden sind. Durch die Wahl kleiner Schichtdicken und eines kleinen Field of Views (FOVs) können diese Artefakte reduziert werden.

2.3.3 Metallartefakte

Metallartefakte treten bei Metallimplantaten wie z.B. Zahnfüllungen, künstlichen Gelenken oder chirurgischen Schrauben auf. Bei Metallen kommt es zu einer Kombination aus dem Partialvolumeneffekt und der Strahlaufhärtung. Durch die hohe Abhängigkeit des Photoeffekts von der Ordnungszahl Z (Kapitel 2.1.3) sind starke Strahlaufhärtungen zu beobachten, die bei üblichen Bildrekonstruktionen nicht berücksichtigt werden. Dadurch entstehen strahlenförmige Artefakte die vom Metallimplantat ausgehen. Besonders ausgeprägte Artefakte kann man auffinden, wenn mehrere Implantate unter einem Detektorsichtwinkel nacheinander durchstrahlt werden. Dies tritt zum Beispiel bei mehreren Zahnimplantaten oder zwei künstlichen Hüftköp-

fen auf. Die Partialvolumeneffekte entstehen durch die meist sehr harten Kanten der Metallimplantate. CT-Bilder mit ausgeprägten Metallartefakten sind in der medizinischen Diagnostik teilweise unbrauchbar, da die Artefakte große Bereiche des Bildes überdecken können.

2.4 Bildrekonstruktion

Die Rohdaten bei der CT sind die Projektionen aus verschiedenen Projektionsrichtungen und werden mit Gleichung 2.7 berechnet. Bei der Bildrekonstruktion werden aus den Rohdaten die Schnittbilder berechnet. Dieser Prozess wird als Rekonstruktion bezeichnet. Eine Methode zur Rekonstruktion von CT-Bildern ist die gefilterte Rückprojektion (filtered back projection, FBP), welche im Folgenden näher beschrieben wird. Dazu wird zunächst die Projektion betrachtet und anschließend nachvollzogen, wieso eine einfache Rückprojektion nicht ausreicht und ein scharfes Bild nur durch eine geeignete Filterung entsteht. Außerdem werden die iterativen Rekonstruktionsalgorithmen und die Metallartefaktreduktion beschrieben.

2.4.1 Projektion

Die Rohdaten entsprechen analytisch der Radontransformation \mathfrak{R} der Schwächungskoeffizienten $\mu(x, y)$ auf einem Gebiet A . Die Projektion kann beschrieben werden als

$$\lambda_{\Phi}(p) = \ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = \int_A f(\vec{r}) \delta(p - \vec{r} \cdot \hat{n}_{\Phi}) d^2r = \mathfrak{R}[f(\vec{r})], \quad (2.9)$$

wobei p den Abstand mit Vorzeichen zwischen Projektionsgerade und Ursprungspunkt $(0,0)$, Φ den Winkel zwischen y -Achse und Projektionsgerade, und $f(\vec{r})$ die Verteilung der Schwächungskoeffizienten μ am Ort (x, y) beschreibt. Eine graphische Darstellung ist in Abbildung 2.1 zu finden. Der Vektor \hat{n}_{Φ} ist der Einheitsvektor orthogonal zur Projektionsgerade g_p . Durch die δ -Funktion werden daher nur die Vektoren \vec{r} entlang der Projektionsgerade berücksichtigt. Die Projektionsgeraden werden hier als parallel zueinander angenommen, diese Art der Projektion wird als Parallelprojektion bezeichnet. [Schlegel and Bille, 2002]

Gesucht ist nun die inverse Radontransformation \mathfrak{R}^{-1} , um die Verteilung $f(\vec{r})$ zu bestimmen.

2.4.2 Gefilterte Rückprojektion

Die einfache Rückprojektion \mathfrak{B} kann als 'Versmieren' der Werte von $\lambda_{\Phi}(p)$ entlang der Projektionsgerade g_p verstanden werden. Integriert man über die Winkel Φ erhält man die rückprojektierte Verteilung $f_b(\vec{r})$:

$$f_b(\vec{r}) = \int_0^{\pi} \lambda_{\Phi}(\vec{r} \cdot \hat{n}_{\Phi}) d\phi = \mathfrak{B}[\lambda_{\Phi}(p)] = \mathfrak{B}\mathfrak{R}(f(\vec{r})). \quad (2.10)$$

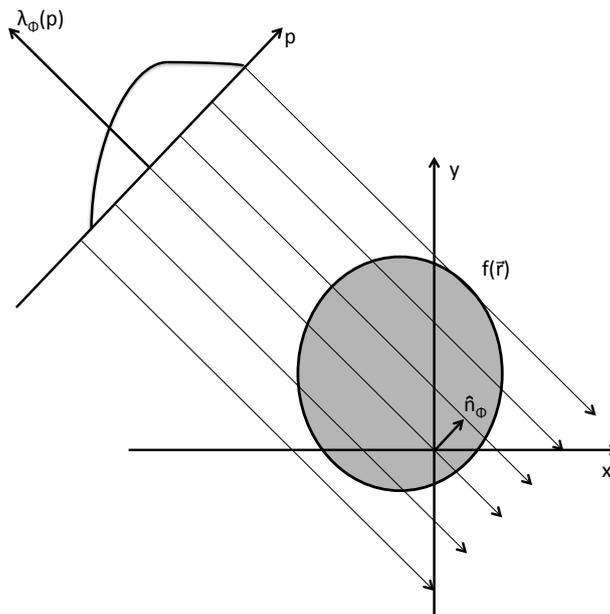


Abbildung 2.1: Schematische Darstellung der Projektion $\lambda_\Phi(p)$ einer Verteilung $f(\vec{r})$ unter dem Winkel Φ , die Pfeile beschreiben die Projektionsgeraden g_p . [Bär, 2014]

Aus Symmetriegründen ist es ausreichend, über das Intervall $(0, \pi)$ zu integrieren. Der Operator \mathfrak{B} ist eine Rücktransformation der Projektionen in den Bildraum (x, y) , man kann jedoch mathematisch zeigen, dass \mathfrak{B} nicht die inverse Radontransformation \mathfrak{R}^{-1} ist.

$$f_b(\vec{r}) = \mathfrak{B}\mathfrak{R}[f(\vec{r})] = \int_A f(\vec{r}') \frac{1}{|\vec{r} - \vec{r}'|} d^2r' \quad (2.11)$$

Damit ist deutlich, dass $f_b(\vec{r}) = \mathfrak{B}\mathfrak{R}[f(\vec{r})]$ von $f(\vec{r})$ verschieden ist. Stattdessen sind diese zwei Verteilungen durch eine Faltung mit einem Faltungskern

$$h(\vec{r}) = |\vec{r}|^{-1} \quad (2.12)$$

verknüpft. Man schreibt daher auch $f_b(\vec{r}) = (f * h)(\vec{r})$. Die Funktion $h(\vec{r})$ wird auch als Punktbildfunktion bezeichnet. Dies kann anschaulich nachvollzogen werden, wenn man den Operator $\mathfrak{B}\mathfrak{R}$ auf eine δ -Funktion im Ursprung $(0,0)$ anwendet. Die Projektion $\lambda_\Phi(p)$ ergibt unabhängig vom Winkel Φ wieder eine δ -Funktion am Punkt $p = 0$. Durch die Rücktransformation in den Bildraum, also dem 'Verschmieren' entlang der Projektionsgeraden, ergibt sich eine Verteilung die mit $1/r$ nach außen abnimmt, da die Dichte der Geraden sich mit r verringert. Eine punktförmige Verteilung wird demnach durch den Operator $\mathfrak{B}\mathfrak{R}$ auf den gesamten Raum 'verschmiert'.

Um auf die gesuchte inverse Radontransformation \mathfrak{R}^{-1} zu kommen, kann man eine Entfaltung der Punktbildfunktion $h(\vec{r})$ mit Hilfe des Faltungstheorems durchführen. Demnach ist die Fourier-Transformation von $(f * h)(\vec{r})$ eine Multiplikation im Fourierraum. Die Fourier-Transformation von $h(\vec{r})$ im zweidimensionalen \mathfrak{F}_2 ergibt

$$H(\rho) := \mathfrak{F}_2[h(\vec{r})] = \frac{1}{|\rho|}. \quad (2.13)$$

Nun lässt sich die inverse Radontransformation \mathfrak{R}^{-1} bestimmen. Aus

$$\mathfrak{F}_2[f * h](\vec{r}) = \mathfrak{F}_2\{\mathfrak{B}\mathfrak{R}[f(\vec{r})]\} = \mathfrak{F}_2[f(\vec{r})] \cdot \frac{1}{|\rho|} \quad (2.14)$$

ergibt sich mit der Rücktransformation in den Bildraum die gesuchte Verteilung

$$f(\vec{r}) = \mathfrak{F}_2^{-1} |\rho| \mathfrak{F}_2 \mathfrak{B}\mathfrak{R}[f(\vec{r})]. \quad (2.15)$$

Damit erhält man einen Ausdruck für die inverse Radontransformation

$$\mathfrak{R}^{-1} = \mathfrak{F}_2^{-1} |\rho| \mathfrak{F}_2 \mathfrak{B}. \quad (2.16)$$

In der gefilterten Rückprojektion wird die inverse Radontransformation mit dem Central-Slice-Theorem verknüpft. Dieses besagt, dass

$$\mathfrak{F}\mathfrak{R} = \mathfrak{F}_2 \text{ oder auch } \mathfrak{R}^{-1} \mathfrak{F}^{-1} = \mathfrak{F}_2^{-1} \quad (2.17)$$

ist. Setzt man 2.17 in 2.16 ein, folgt

$$\mathfrak{R}^{-1} = \mathfrak{R}^{-1} \mathfrak{F}^{-1} |\rho| \mathfrak{F}\mathfrak{R}\mathfrak{B}. \quad (2.18)$$

Da $|\rho| = |\nu|$ ist, ergibt die inverse Radontransformation mit weiteren Umrechnungen

$$\mathfrak{R}^{-1} = \mathfrak{B}\mathfrak{F}^{-1} |\nu| \mathfrak{F}. \quad (2.19)$$

Um die gesuchte Verteilung $f(\vec{r})$ aus der Projektion $\lambda_\Phi(p)$ zu berechnen, wird demnach zunächst die Fourier-Transformation auf die Projektion $\lambda_\Phi(p)$ angewendet, anschließend mit der Frequenz $|\nu|$ multipliziert, wieder in den Ortsraum transformiert und zum Schluss die Rückprojektion, also die Integration über Φ , durchgeführt. Diese Abfolge wird als gefilterte Rückprojektion (FBP) bezeichnet und genügt, um ein Bild mit gut sichtbaren Konturen zu erstellen. Um weitere Details sichtbar zu machen, oder bestimmte Bildeigenschaften zu erreichen, ist es notwendig weitere Filter nach der Fourier-Transformation einzufügen. Dies wird in verschiedenen Rekonstruktionskernen realisiert. Werden weitere gewichtete Filter verwendet,

spricht man im Allgemeinen von der gewichteten gefilterten Rückprojektion (weighted filtered back projection, WFBP). [Schlegel and Bille, 2002]

Diese Herleitung bezieht sich nur auf den Fall der Parallelprojektion. Für Fächerstrahlen, wie sie in den meisten CT-Scannern verwendet werden, sind die Projektionsgeraden g_p zusätzlich noch winkelabhängig. In [Podgorsak et al., 2005] kann eine genaue Beschreibung dieser Rekonstruktion gefunden werden.

2.4.3 Iterative Rekonstruktionsalgorithmen

Neben der gefilterten Rückprojektion gibt es iterative Rekonstruktionsalgorithmen die Korrekturen der Daten im Bild-Raum oder Rohdatenraum vornehmen.

Alle iterativen Methoden bestehen aus drei Hauptschritten, die iterativ wiederholt werden und in Abbildung 2.2 schematisch dargestellt sind. Zunächst wird durch die Projektion (Gleichung 2.7) aus einem 3D-Bild ein künstlicher Rohdatensatz erstellt. Dieser wird im nächsten Schritt mit dem Original verglichen und eine Korrektur eingebracht. Diese Korrektur wird im letzten Schritt mit der gefilterten Rückprojektion in den Bildraum transformiert und dem Ausgangsbild hinzugefügt. Die Iteration kann mit einem leeren Bilddatensatz oder einem ersten FBP-Bilddatensatz begonnen werden. Je ähnlicher die Ausgangsbilddaten dem finalen Bilddatensatz sind, desto schneller erreicht die Iteration eine stabile Lösung. Die iterative Rekonstruktion wird beendet, wenn entweder eine festgelegte Anzahl an Iterationen erreicht wurde, die Korrekturen klein genug sind oder ein festgelegtes Kriterium im erstellten Bild erfüllt ist.

Prinzipiell kann man die iterativen Rekonstruktionsalgorithmen in drei verschiedene Methoden unterteilen: [Beister et al., 2012]

- **rein iterative Methode:** Bei der rein iterativen Methode werden im Gegensatz zu den anderen iterativen Methoden keine weiteren Informationen in die Rekonstruktion mit einbezogen. Hier werden die Korrekturen lediglich auf Differenzen zwischen den Iterationsschritten erstellt.
- **statistische Methode:** Die Grundidee der statistischen Methode ist die Einbeziehung der Zählstatistik der Photonendetektoren in den Rekonstruktionsprozess. Die Anzahl der Photonen, die die Röntgenröhre verlassen und die den Detektor erreichen, folgen einer Poissonverteilung.
- **Modell-basierte Methode:** Als Modell-basierte Methoden werden alle Methoden bezeichnet, die mehr als nur die Zählstatistik der Photonen in die Rekonstruktion mit einfließen lassen. Diese Methode versucht alle physikalischen Prozesse der Photonen zwischen der Röntgenröhre und dem Detektor so genau wie möglich zu modulieren. Neben der Zählstatistik, wie in der statistischen Methode, werden Streu- und Absorptionsprozesse in die Statistik mit einbezogen.

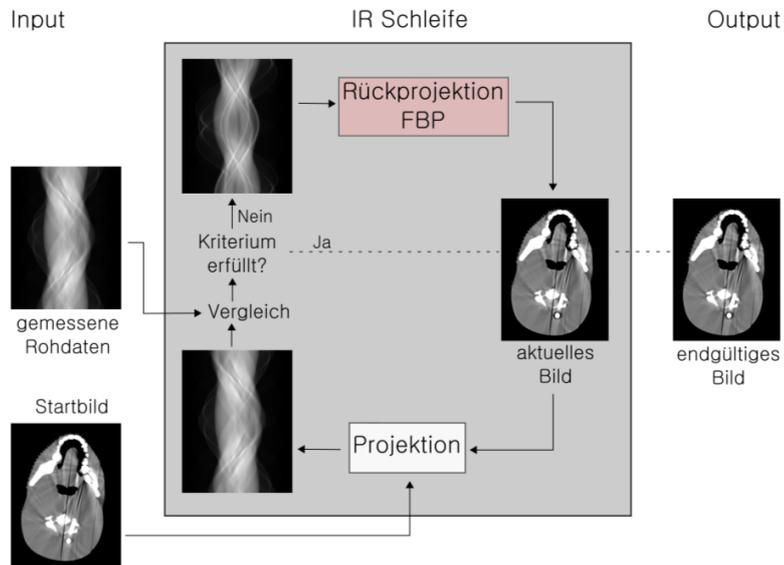


Abbildung 2.2: Schematische Darstellung eines iterativen Rekonstruktionsalgorithmus. Zunächst werden mit der Projektion aus dem Startbild künstliche Rohdaten erstellt. Danach werden die künstlichen und gemessenen Rohdaten miteinander verglichen und eine Korrektur eingebracht. Anschließend werden mit den korrigierten Rohdaten über die FBP ein verbessertes Bild erstellt. Wenn das Abbruch-Kriterium erfüllt ist, wird die Schleife unterbrochen und das endgültige Bild erstellt. [Beister et al., 2012]

2.4.4 Strahlhärtungskorrektur und Metallartefaktreduktion

Strahlhärtungskorrekturen und Metallartefaktreduktionen sind notwendig, um für die Diagnostik verwendbare Bilder zu erstellen. Die Korrekturen beruhen beide auf einem ähnlichen Prinzip, das in Abbildung 2.3 schematisch dargestellt ist. Zunächst wird in einem vorläufig rekonstruierten Bild Knochen, Metall oder ein anderes zu korrigierendes Material über einen Schwellwert separiert. Anschließend wird sowohl das separierte Bild, als auch das rekonstruierte Originalbild mit der Vorwärtsprojektion (Gleichung 2.7) in den Rohdatenraum transformiert. Die Projektion des separierten Bildes beinhaltet nur die Schwächung des zu korrigierenden Materials, die Projektion des gesamten Bildes zeigt die vollständige Schwächung. Der Algorithmus korrigiert anhand des Anteils wasseräquivalenter und zu korrigierender Materialien auf dem Linienintegral entlang der Projektionsgeraden. Mit dem separierten Bild wird der Anteil der unterschiedlichen Materialien bestimmt. Die vollständige Schwächung kann nun anhand einer empirischen Verteilung $\lambda(l_{\text{Wasser}}, l_{\text{Knochen}})$ korrigiert werden und zum Schluss kann die Bildrekonstruktion wieder durchgeführt werden.

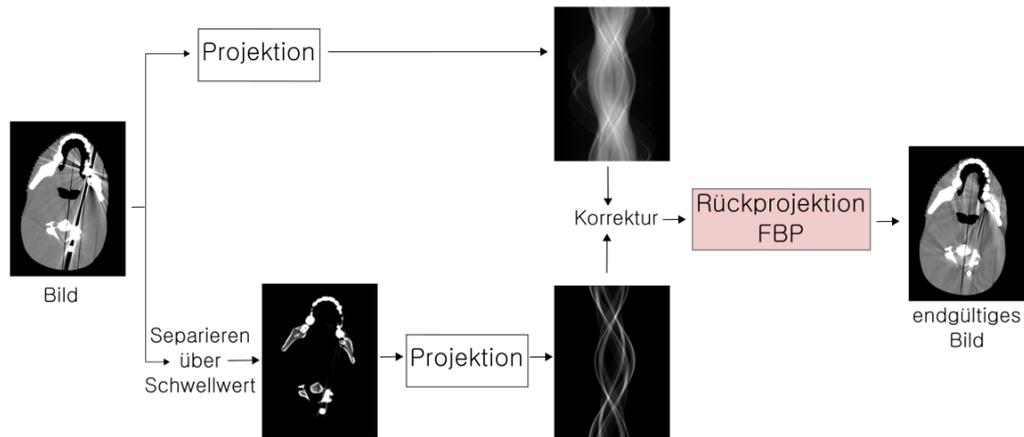


Abbildung 2.3: Schematischer Ablauf der Strahlaufhärtungskorrektur oder der Metallartefaktreduktion. In dem Startbild wird über einen Schwellwert der Knochen separiert. Das Startbild und das separierte Bild werden mit der Projektion in Rohdaten überführt. Die Korrektur wird anhand des Anteils wasseräquivalenter und zu korrigierender Materialien eingefügt und zuletzt wird das Bild aus der Korrektur mit der FBP erstellt.

2.5 Dual-Energy-Computertomographie

Bei der Dual-Energy-Computertomographie (DECT) werden zwei Bilder mit unterschiedlichen Röntgenspektren vom Patienten erstellt. Mit einem Wichtungsfaktor α werden die Bilder mit

$$H_{\text{mono}} = \alpha \cdot H_{80\text{kVp}} + (1 - \alpha) \cdot H_{140\text{kVp}} \quad (2.20)$$

zu einem pseudo-monoenergetischen (MonoCT) Bild addiert. Die CT-Zahl H_{mono} ist die neu berechnete CT-Zahl eines Voxels, und die CT-Zahlen $H_{80\text{kVp}}$ und $H_{140\text{kVp}}$ sind die CT-Zahlen der beiden einzelnen CT-Aufnahmen. Bei der Rekonstruktion werden dabei zunächst die einzelnen Bilder über gewöhnliche Verfahren rekonstruiert und anschließend das MonoCT-Bilder erstellt. Zum Erstellen der MonoCT-Bilder bei DECT gibt es verschiedene Algorithmen. In dieser Arbeit wurde der Algorithmus 'syngo.CT DE Monoenergetic Plus' von Siemens Healthcare, Forchheim, Deutschland, verwendet. [Hünemohr et al., 2013]

2.6 Rekonstruktionskerne

In der Computertomographie wurden verschiedenste Rekonstruktionskerne für spezielle Anatomien oder Spezialanwendungen entwickelt, die aufgrund der anatomischen Eigenschaften Korrekturen oder geeignete Filter anwenden.

Siemens Healthcare, Forchheim, Deutschland unterscheidet in der gefilterten Rückprojektion in Körperkerne (B für 'Body'), Kopfkern (H für 'Head') und Kinderkopfkern (C für 'Child Head'). Neben dem Buchstaben für die Körperregion wird bei jedem Kern eine zweistellige Zahl angegeben, die Auskunft über die Bildschärfe gibt. Je höher die Zahl ist, desto schärfer

wird das CT-Bild. Bei niedrigeren Zahlen wird das Bild stärker geglättet. Neben den auf die Anatomie bezogenen Kernen hat Siemens C-Kerne speziell für Dual-Energy-CT (DECT) entwickelt. Dieser kann bei DECT-fähigen CT-Scannern auch für Single-Energy-CT angewendet werden.

Zur Metallartefaktreduktion gibt es von Siemens die MARIS-Kerne M ('metal artifact reduction in image space'), die im Bildraum Korrekturen vornehmen. Außerdem hat Siemens das iterative Metallartefaktreduktionsverfahren iMAR entwickelt. iMAR ist ein Algorithmus, der zusätzlich zu allen Kernen außer den MARIS-Kernen hinzugefügt werden kann. Dabei werden für verschiedene Körperregionen und Metallimplantaten Auswahlmöglichkeiten angeboten.

Ein iteratives Rekonstruktionsverfahren von Siemens ist SAFIRE ('sinogramm affirmed iterative reconstruction'). Dieses Verfahren ist eine modell-basierte Methode, die sowohl im Bildraum, als auch im Rohdatenraum Korrekturen einbringt. Die Kerne basieren dabei auf den Kernen der gefilterten Rückprojektion und werden wie folgt umbenannt:

- Algorithmus 'I' entspricht dem Faltungskern 'B'
- Algorithmus 'J' entspricht dem Faltungskern 'H'
- Algorithmus 'N' entspricht dem Faltungskern 'M'
- Algorithmus 'Q' entspricht dem Faltungskern 'D'

Zusätzlich kann man die Stärke des Iterationsgrades zwischen 1 bis 5 auswählen. In dieser Arbeit werden die SAFIRE-Kerne mit den Kürzel der Faltungskerne der gefilterten Rückprojektion bezeichnet und als SAFIRE benannt. [App, 2013b, App, 2013a]

3 Material und Methoden

Die Planung strahlentherapeutischer Behandlungen basiert auf CT-Bildern des Patienten. Daher wird zu Beginn jeder Behandlung eine Planungs-CT-Aufnahme des Patienten erstellt. Auf Grundlage dieser CT-Aufnahme wird individuell eine optimale Dosisberechnung für jeden Patienten durchgeführt. Besonders bei der Protonenbestrahlung, in der eine hochpräzise Planung notwendig ist, werden hohe Ansprüche an CT-Bilder gestellt. Es ist dabei entscheidend, dass die CT-Zahlen für gleiche Gewebe sich trotz unterschiedlicher Anatomie vom Patienten nicht unterscheiden, da auf deren Grundlage die Protonenreichweite berechnet wird. Die Konstanz der CT-Zahlen trotz unterschiedlicher Anatomien ist ein Aspekt der in dieser Arbeit näher untersucht wird. Ein weiterer resultiert aus der Strahlenbelastung durch die Computertomographie. Im Laufe der Behandlung werden weitere Kontroll-CT-Aufnahmen erstellt, um Veränderungen in der Anatomie feststellen zu können. Ist es möglich durch verbesserte Rekonstruktionsalgorithmen die Dosis zu reduzieren, so könnten zum Einen häufiger Kontroll-CT-Aufnahmen zur Überwachung erstellt oder zum Anderen die Strahlenbelastung reduziert werden. Bezüglich dieser Eigenschaften wird der iterative Rekonstruktionsalgorithmus SAFIRE mit der gefilterten Rückprojektion FBP verglichen.

Ein weiterer Aspekt in der Bestrahlungsplanung sind Metallartefakte. Sind die zu bestrahlenden Bereiche im CT-Bild mit Metallartefakten überlagert, ist eine genaue Planung besonders in der Protonentherapie nicht möglich. Dies tritt beispielsweise durch metallische Zahnfüllungen bei HNO-Patienten auf. In dieser Arbeit wird der Einfluss der iterativen Metallartefaktreduktion iMAR bezüglich solcher Artefakte untersucht.

3.1 Phantommaterialien

Für die Untersuchungen standen gewebeäquivalente und nicht gewebeäquivalente Materialien sowie ein Kopfphantom (Modell 731-HN) der Firma CIRS (Norfolk, Virginia, USA) zur Verfügung.

3.1.1 Materialproben

In dieser Arbeit wurden zur Analyse der Konstanz von CT-Zahlen verschiedener Rekonstruktionsalgorithmen 17 verschiedene Materialien verwendet, die den Standardmessbereich der Computertomographie abdecken. Es wurden neun gewebeäquivalente Materialien (2x Lunge,

Fett, festes Wasser, Gehirn, Muskel, 3x Knochen, Cortical Bone) der Firma Gammex RMI, Biebertal, Deutschland, fünf Kunststoffe (Styrodur, PE, PMMA, Teflon, PVC), ein wasseräquivalenter Stoff (RW3) der Firma PTW, Freiburg, Deutschland, und Aluminium analysiert. Die Materialien sind alle zylinderförmig und haben einen Durchmesser von 25 mm. Die Materialien wurden bis auf Cortical Bone in eine schraubbare Klemmvorrichtung in U-Form eingespannt (Abbildung 3.1a). Cortical Bone wurde am Rand der Halterung angebracht und fixiert.

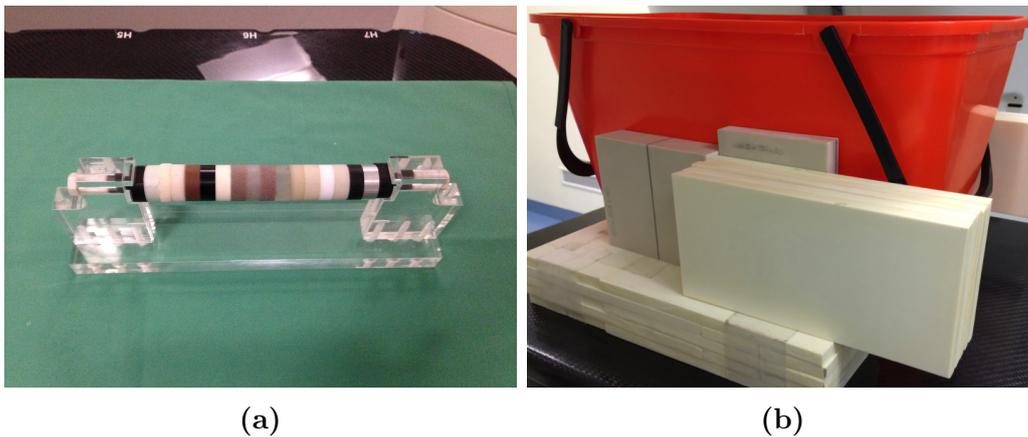


Abbildung 3.1: 17 Materialproben mit 25 mm Durchmesser und 10 mm Länge in einer schraubbaren Klemmvorrichtung in U-Form (a) Luftaufbau (b) Beckenaufbau mit Materialplatten von Cortical Bone und Wasserbehälter

Um die Stahlaufhärtungskorrektur verschiedener Rekonstruktionskerne zu untersuchen, wurden die Materialien in unterschiedlichen Aufbauten gemessen. Zusätzlich zum Aufbau in Luft wurden zwei weitere Aufbauten in einem Wasserbad gemessen, womit der Umfang des menschlichen Körpers nachempfunden wurde. Bei einem der Aufbauten mit Wasserbad wurden zusätzlich Materialplatten von Cortical Bone (Dicke rund 3 cm) außerhalb des Behälters aufgestellt, womit die Anatomie des Beckens nachgestellt wurde (Abbildung 3.1b).

3.1.2 Kopfphantom

Das verwendete Kopfphantom (Abbildung 3.2) besteht aus gewebeäquivalenten Materialien für Protonen- und Photonentherapie. Die eine Hälfte des Phantoms ist in 2 cm dicke Abschnitte unterteilt (Abbildung 3.2c). Das Phantom hat eine Prothese aus Titanium im Nackenbereich, die mit zwei Schrauben in den Wirbelkörpern fixiert ist. Außerdem kann eine metallene Zahnfüllung im linken oberen Backenzahn ausgetauscht werden. Diese Zahnfüllung wird verwendet, um Bilder mit und ohne Metallartefakte im Mundraum zu erstellen. Für die CT-Aufnahmen wurde eine Maske (Abbildung 3.2a) angefertigt, wie sie in der Protonentherapie üblich ist. Damit kann sichergestellt werden, dass das Kopfphantom nach Austausch des Zahnes wieder in die selbe Position gebracht wird.

Tabelle 3.1: Übersicht der verwendeten Materialien mit Kürzel und Massendichte relativ zu Wasser ρ_{rel} .

Material	Kürzel	Dichte ρ_{rel}
Styrodur 3035 Cs	Sty	0,033
Lunge LN300 RMI 455	Lu1	0,300
Lunge LN450	Lu2	0,450
Fett AP6 RMI 453	Fet	0,920
Polyethylen	PE	0,930
RW3	RW3	1,045
festes Wasser RMI 451	fWa	1,015
Gehirn SR2	Geh	1,049
Muskel RMI 452	Mu	1,050
Plexiglas PMMA	PG	1,190
Knochen CB2 10 % CaCO_3	Kn1	1,170
Knochen CB2 30 % CaCO_3	Kn2	1,340
Knochen CB2 50 % CaCO_3	Kn3	1,560
Cortical Bone	CB	1,819
Teflon	Tef	2,250
Polyvinylchlorid	PVC	1,406
Aluminium	Alu	2,687

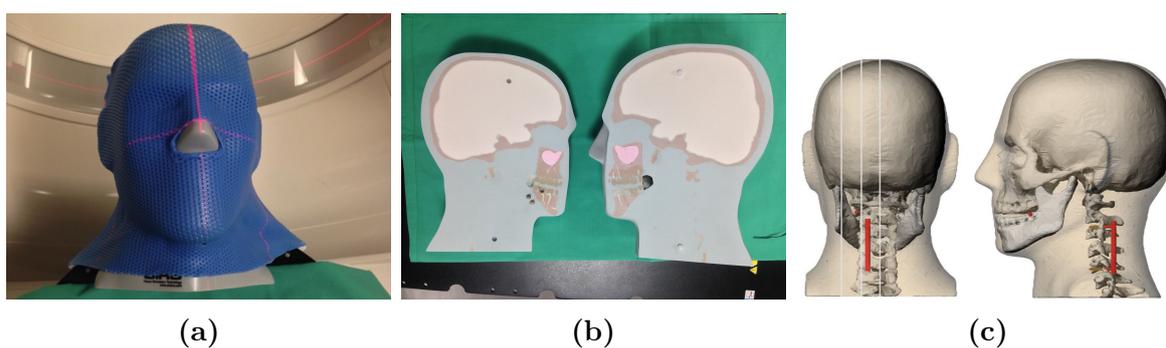


Abbildung 3.2: (a) Aufnahme des Kopfphantoms mit Maske und Laser zu Positionierung im CT-Scanner, (b) Aufnahme der zwei Hälften des Kopfphantoms, (c) coronale Ansicht des Kopfphantoms mit dargestellten Unterteilungen und sagittale Ansicht des Kopfphantoms mit hervorgehobener Knochenstruktur und rot markierten Metallimplantaten. Abbildung (c) entnommen von [CIR, 2013]

3.2 CT-Scans der Phantommaterien

3.2.1 Materialproben

Für die drei Aufbauten wurden vergleichbare CT-Bilder mit einer konstanten Dosis von $CTDI_{vol_{32\text{cm}}} \approx 28,5\text{ mGy}$ aufgenommen und rekonstruiert. CTDI steht für 'Computed Tomography Dose Index' und ist eine häufig verwendete Größe, um die absorbierte Dosis bei einem CT-Scan anzugeben. Die für CT-Scans mit konstanter Dosis verwendeten Hochspannungen sind in Tabelle 3.2 aufgelistet.

Tabelle 3.2: Variation der Hochspannung bei einer konstanten Dosis von $CTDI_{vol_{32\text{cm}}} \approx 28,5\text{ mGy}$

	Eingestellte Parameter
$CTDI_{vol_{32\text{cm}}}$ in mGy	28,5
Hochspannung in kV	80; 100; 120; 140
Strom-Zeit-Produkt in mAs	1200, 60, 353, 244

Um den Einfluss der Dosis auf die CT-Bilder zu analysieren wurden Bilder mit konstanter Hochspannung und Variation der Dosis erstellt. Dabei wurde die Hochspannung von 120 kV ausgewählt, wie sie standardmäßig in der klinischen Anwendung verwendet wird. Zusätzlich wurden DECT-Aufnahmen mit Spannungen von 80 kV und 140 kV erstellt. Das Strom-Zeit-Produkt der DECT-Scans wurde dabei so gewählt, dass in der Summe die gleiche Dosis wie bei einem SECT-Scan appliziert wird. Die eingestellten Parameter sind in Tabelle 3.3 aufgelistet.

Tabelle 3.3: Variation der CT-Parameter mit konstanter Spannung von 120 kV bei SECT und 80 kV/ 140 kV bei DECT

	Hochspannung in kV	Dosis in mGy	Strom in mAs
SECT-Scan	120	28,3	350
		18,3	225
		8,1	100
DECT-Scan	80	13,1	544
		8,4	350
		3,7	155
	140	14,9	128
		9,7	83
		4,32	37

Alle erstellten SECT-Aufnahmen wurden mit den selben Kernen rekonstruiert (Tabelle 3.4). Bei der Wahl der verschiedenen Rekonstruktionskerne wurde eine Vorauswahl getroffen. Es

wurde ein Standardkern für Körperregionen B41 verwendet. Des Weiteren wurden die DECT-Kerne D30 und D34 ausgewählt und zwei MARIS-Kerne (Metallartefaktreduktion, Kapitel 2.6) M30 und M34. Zusätzlich wurden die darauf basierenden SAFIRE-Kerne mit den Iterationsgraden 1, 3 und 5 angewendet, um das gesamte Spektrum abzudecken.

Tabelle 3.4: Verwendete Rekonstruktionskerne

	Rekonstruktionskerne
Rekonstruktionskerne FBP	B41; D30; D34; M30; M34
Rekonstruktionskerne SAFIRE	I41; Q30; Q34; N30; N34
SAFIRE Iterationsgrad	1; 3; 5

Die DECT-Aufnahmen wurden mit dem D34-Kern rekonstruiert und anschließend mit dem Algorithmus 'syngo.CT DE Monoenergetic Plus' in MonoCT-Datensätze zwischen 40 keV und 190 keV umgerechnet.

3.2.2 Kopfphantom

Das Kopfphantom wurde mit und ohne metallischer Zahnfüllung gescannt. Hier wurden nur Messungen mit einer konstanten Dosis von $CTDI_{vol,32cm} \approx 28,5$ mGy erstellt. Die Parameter wurden wie bei den Materialproben variiert (siehe Tabelle 3.3).

Bei der Rekonstruktion wurde nur der D34-Kern verwendet. Dieser wurde mit allen iMAR-Korrekturen kombiniert, die in Tabelle 3.5 aufgelistet sind. Die Auswahlmöglichkeiten beschränken sich zwar auf Körperregionen, jedoch ist aus interner Kommunikation mit Siemens bekannt, dass die Korrekturen für eine Körperregion nicht ausschließlich nur für diese geeignet sind und manchmal Korrekturen aus anderen Körperregionen ähnlich gute bis bessere Ergebnisse liefern können.

Tabelle 3.5: Auswählbare iMAR-Korrekturen

Körperregion	Kürzel	Dicom-Beschreibung
Zahnfüllung	ZF	iMARde
Implantate der Extremitäten	IE	iMARex
Hüftimplantate	HI	iMARhi
Neurocoils	NC	iMARne
Herzschrillmacher	HSM	iMARpa
Schulterimplantate	SI	iMARsh
Wirbelsäulenimplantat	WI	iMARsp
Lungencoils	LC	iMARth

3.3 Experimentelle Datengewinnung

Für die Auswertung der CT-Datensätze wurden zunächst kreisförmige Region of Interests (ROIs) mit einem Durchmesser von 18 mm in den Transversalschnittbildern der 17 Materialien ausgewählt. Um Partialvolumeneffekte bei den Übergängen zwischen den Materialien und am äußeren Rand zu vermeiden, wurden die ROIs mit ausreichend Abstand von den Kanten definiert. Die Auswertung der ROIs wurde anschließend mit Python durchgeführt. Dazu wurde ein Programm geschrieben, das automatisch alle CT-Daten im DICOM-Format (Digital Imaging and Communicatuians in Medicine) einliest und die ausgewählten Schichten und ROIs untersucht. Für alle Materialien konnten fünf ROIs in unterschiedlichen Schichten definiert werden, außer bei einem Lungenmaterial, da sich hier Wasser in das Material eingelagert hat und es kleiner geworden ist. Für dieses Lungengewebe konnten nur drei Schichten ausgewählt werden. Die ROIs eines Materials in den verschiedenen Schichten wurden gemeinsam ausgewertet und folgende Parameter bestimmt:

- Mittelwert: $\bar{H} = \frac{1}{n} \sum_i^n H_i$ mit der Pixelanzahl n
- Standardabweichung: $\sigma_H = \sqrt{\text{Var}(H)}$
- Median: $\tilde{H} = \text{median}(H_i)$
- Maximum: $H_{\max} = \max(H_i)$
- Minimum: $H_{\min} = \min(H_i)$

Für das Kopfphantom wurden verschiedene ROIs in den von der Zahnfüllung beeinflussten Schicht definiert. In Abbildung 3.3 sind die verschiedenen ROIs markiert und beschriftet. Alle sechs ROIs sind im Weichteilgewebe des Kopfphantoms und wurden mit ausreichend Abstand zu harten Kanten definiert, damit keine Partialvolumeneffekte auftreten. In der ROI auf der Zunge ist ein Luftschlitz zu erkennen, welcher über einen Schwellwert bei der Messung ohne Zahnfüllung separiert wurde und so von der Berechnung ausgeschlossen werden kann. Für alle ROIs wurden ebenfalls die oben aufgelisteten Parameter bestimmt.

3.3.1 Analyse des Bildrauschen

Als Bildrauschen bezeichnet man die Standardabweichung einer ROI eines homogenen Materials. Durch unterschiedliche CT-Parameter oder Rekonstruktionskerne verändert sich das Bildrauschen. Um das Bildrauschen zu quantifizieren, wird ein mittleres Bildrauschen mit

$$\bar{\sigma} = \sqrt{\sum_i \sigma_i^2} \quad (3.1)$$



Abbildung 3.3: D34-Kern, Kopfphantom mit den eingezeichneten ROIs. 1. Gewebe 1, 2. Gewebe 2, 3. Gewebe 3, 4. Wange 1, 5. Zunge, 6. Wange 2. Bei der ROI in der Zunge wurde der Schlitz über einen Schwellwert in einem Referenzbild ohne Zahnfüllung ausgenommen, damit nur ein homogenes Gewebe analysiert wird.

bestimmt. Dabei wird über die Varianz aller Materialien außer den lungenäquivalenten Stoffen summiert. Die Lungenmaterialien sind in ihrer Struktur inhomogen, so dass die Standardabweichung der CT-Zahlen kein Maß für das Bildrauschen darstellt.

Bei der Analyse der DECT-Bilder wird ein Image-Noise-Ratio (*INR*) erstellt. Dabei wird das Verhältnis des Bildrauschens unterschiedlicher MonoCT-Bilder verglichen. Als Referenzwert wird das MonoCT-Bild genommen, welches mit der gefilterten Rückprojektion erstellt wurde. Dies wird mit den verschiedenen SAFIRE Rekonstruktionen verglichen. Der *INR* ist definiert als

$$INR = \frac{\bar{\sigma}_{\text{FBP}}}{\bar{\sigma}_{\text{SAFIRE}}} \quad (3.2)$$

und wurde für verschiedene MonoCT-Bilder bei unterschiedlichen Energien ermittelt.

3.3.2 Quantifizierung der Strahlaufhärtung

Die Strahlaufhärtung entsteht durch unterschiedliche Dicken und Dichten im untersuchten Objekt und spiegelt sich in unterschiedlichen CT-Werten in den verschiedenen Aufbauten wieder. Anhand der Variation der Messaufbauten kann die Strahlaufhärtung quantifiziert werden. Bei der Luftmessung findet keine Strahlaufhärtung durch die Messumgebung statt. Die stärkste Aufhärtung ist bei der Beckenmessung zu erwarten. Anhand der mittleren CT-Zahlen eines

Materials in verschiedenen Messaufbauten wird die Differenz des maximalen und minimalen Mittelwertes gebildet. Dies dient als Maß für die Strahlaufhärtung eines Materials:

$$\beta_{\text{BH}} := \max(\{\bar{H}\}) - \min(\{\bar{H}\}). \quad (3.3)$$

In der Menge $\{\bar{H}\}$ sind die Mittelwerte einer ROI der verschiedenen Messaufbauten enthalten. Zusätzlich wird die Summe über den Strahlaufhärtungsparameter β_{BH} aller gewebeäquivalenten Materialien betrachtet.

3.3.3 Artefakt-Index AI

Der Artefakt-Index AI dient zur Quantifizierung der Stärke der Metallartefakte in einer beliebigen ROI und ist definiert als

$$AI := \pm \sqrt{|\sigma_{\text{mit}}^2 - \sigma_{\text{ohne}}^2|} \quad (3.4)$$

wobei hier σ_{mit} die Standardabweichung in einer ROI mit Zahnimplantat in der selben Ebene und σ_{ohne} die Standardabweichung der selben ROI in der Referenzmessung ohne Zahnimplantat und iMAR-Korrektur beschreibt. Der Artefakt-Index AI ist positiv wenn $\sigma_{\text{mit}}^2 > \sigma_{\text{ohne}}^2$ und negativ wenn $\sigma_{\text{mit}}^2 < \sigma_{\text{ohne}}^2$. Das heißt, je kleiner der Betrag des Artefakt-Index, desto geringer sind Artefakte ausgeprägt. [Lin et al., 2011]

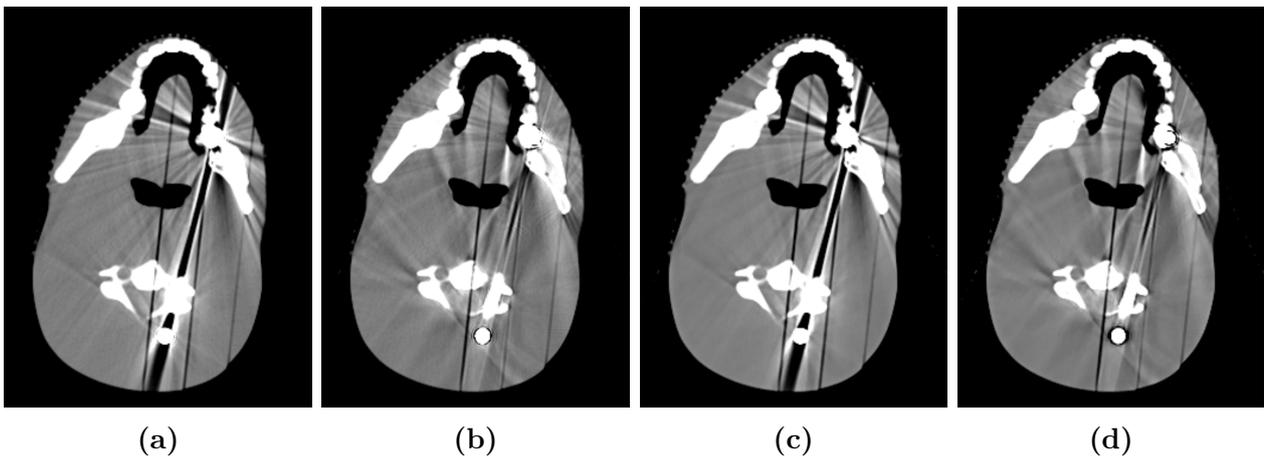


Abbildung 3.4: CT-Bilder mit Zahnfüllung zur Analyse des Bildeindrucks. Alle Bilder wurden mit dem D34-Kern erstellt und einer Spannung von 120 kV, zusätzlich wurde die iMAR-Korrektur für Zahnfüllung und SAFIRE mit Iterationsgrad 5 ausgewählt: (a) ohne zusätzlichen iterativen Algorithmus, (b) iMAR-Korrektur für Zahnfüllung, (c) SAFIRE und (d) iMAR-Korrektur für Zahnfüllung und SAFIRE. Alle dargestellten Bilder haben eine Fensterung für Weichteilgewebe. Die Testpersonen konnten die Fensterung beliebig verstellen.

3.4 Analyse des optischen Bildeindrucks

Um den Einfluss der iterativen Rekonstruktionsmethoden SAFIRE und iMAR auf den optischen Bildeindruck zu bestimmen, wurden in einer Umfrage die Bildqualität durch drei Ärzte und sechs Medizinphysik-Experten (MPE) bewertet. Hierfür begutachteten die Befragten verschiedene Bildrekonstruktionen des Kopfphantoms, ohne weitere Angaben zu den CT-Datensätzen zu bekommen. Die Fensterung der Graustufen konnte individuell eingestellt werden. Die ausgewählten CT-Bilder sind in Abbildung 3.4 dargestellt. Die CT-Bilder wurden gleichzeitig angezeigt und deren Fensterung und Bildausschnitt gekoppelt. Die Bewertung wurde zunächst anhand der Regionen in Tabelle 3.6 vorgenommen.

Tabelle 3.6: Regionen anhand deren der ICS bestimmt wird

Region Nr.	Beschreibung
1	Zunge
2	Wirbelsäule
3	Wangenknochen rechts
4	Wangenknochen links
5	Zähne

Jede Region wurde mit einem Wert S zwischen -2 und 2 nach Tabelle 3.7 bewertet und daraus der Bildqualitätswert ('image criteria score', ICS) berechnet mit

$$ICS = \sum_{i=1}^N \frac{S_i}{N}. \quad (3.5)$$

Dabei beschreibt S_i die Bewertung der einzelnen Regionen eines Befragten und N ist die Anzahl der Regionen. Um den Unterschied der ICS verschiedener Bilder auf Signifikanz zu prüfen, wurden die S -Werte mit dem Mann-Whitney-U Test verglichen [Crop et al., 2015]. Der Mann-Whitney-U Test ist ein verteilungsfreier Test, der zum Vergleich zweier unabhängiger Stichproben dient.

Tabelle 3.7: Bewertungskriterien für die Regionen

Bewertung S	Die Struktur ist
-2	sehr schlecht zu erkennen
-1	schlecht zu erkennen
0	mittelmäßig zu erkennen
1	gut zu erkennen
2	sehr gut zu erkennen

4 Durchführung und Ergebnisse

Der Einfluss des iterativen Rekonstruktionsalgorithmus SAFIRE auf die Bildqualität wurde anhand der Materialproben bestimmt. Die Analyse der iterativen Metallartefaktreduktion iMAR erfolgte anhand des Kopfphantoms. Dazu wurden CT-Bilder mit Variation der Hochspannung und des Stroms-Zeit-Produktes erstellt. Die hier aufgeführten Ergebnisse wurden alle bei einer Hochspannung von 120 kV aufgenommen, da diese Spannung bei SECT-Scans klinisch angewendet wird. Die Ergebnisse für andere Hochspannungen sind im Anhang aufgeführt und zeigen vergleichbares Verhalten. Neben der quantitativen Evaluation wurde zusätzlich eine Analyse des optischen Bildeindrucks mit Ärzten und MPEs durchgeführt.

4.1 Analyse der iterativen Rekonstruktion SAFIRE

Bei der Untersuchung des Einflusses des iterativen Rekonstruktionsalgorithmus SAFIRE wurde die Konstanz der CT-Zahlen, die Strahlaufhärtung durch die verschiedenen Messaufbauten, der Einfluss der Dosis auf das Bildrauschen und der Einfluss auf MonoCT-Bilder untersucht.

4.1.1 Konstanz der CT-Zahl

Für die Bestrahlungsplanung ist es essenziell, dass die CT-Zahl eines Materials auch bei verschiedenen Rekonstruktionen konstant ist und die Algorithmen diese nicht verschieben. Dazu wurde die Differenz ΔH der CT-Zahl zwischen den FBP-Kernen und den dazugehörigen SAFIRE-Kernen mit den Iterationsgraden 1, 3 und 5 für alle 17 Materialien näher betrachtet. In Abbildung 4.1 ist die Differenz ΔH der CT-Zahl zwischen dem B41-Kern und den dazugehörigen SAFIRE-Kernen im Beckenaufbau dargestellt. Der Fehler ergibt sich aus der Standardabweichung des Mittelwerts des jeweiligen Materials. Für diesen Kern ist die maximale Differenz $\Delta H_{\max} = 2,6$ HU bei Styrodur zu finden. Die Differenzen nehmen im Allgemeinen mit steigendem Iterationsgrad von SAFIRE zu.

Tabelle 4.1 zeigt die maximale Differenz ΔH_{\max} und die mittlere Differenz $\overline{\Delta H}$ aller CT-Scans bei einer Hochspannung von 120 kV. Die mittlere Abweichung ist in allen Fällen $\overline{\Delta H} < 1$ HU, die maximale Abweichung beträgt $\Delta H_{\max} = 2,6$ HU. Es zeigt sich, dass die iterative Rekonstruktion keinen für die Protonentherapie relevanten Einfluss auf die CT-Zahlen hat. Die SAFIRE-Kerne tragen somit nicht zu einer verbesserten Strahlaufhärtungskorrektur bei. Außerdem ist kein Unterschied zwischen den Kernen M30 und M34 zu erkennen.

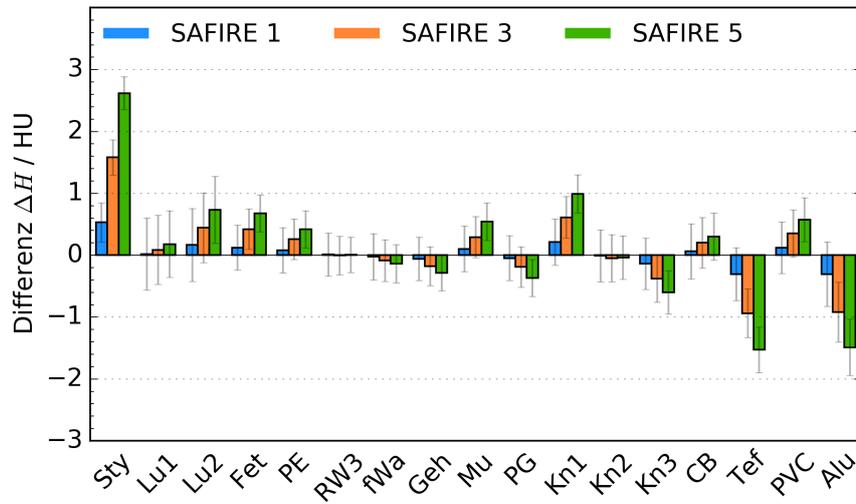


Abbildung 4.1: Körperkern B41, Hochspannung von 120 kV, Beckenaufbau. Es ist die Differenz $\Delta H = H_{\text{SAFIRE}} - H_{\text{FBP}}$ zwischen der FBP und den verschiedenen SAFIRE Iterationsgraden angegeben. Die Fehlerbalken entsprechen der Standardabweichung des Mittelwertes $\sigma_m = \sigma/\sqrt{n}$ für SAFIRE.

Tabelle 4.1: Maximale Differenz ΔH_{max} und mittlere Differenz $\overline{\Delta H}$ zwischen dem FBP-Kern und den SAFIRE-Kernen bei einer Hochspannung von 120 kV.

Aufbau	Iterationsgrad		B41	D30	D34	M30	M34
Luft	1	$\overline{\Delta H}$	0,1	0,2	-0,1	0,1	0,1
	1	ΔH_{max}	0,2	0,4	1,3	0,4	0,4
	3	$\overline{\Delta H}$	0,1	0,4	0,0	0,3	0,3
	3	ΔH_{max}	0,1	1,2	1,6	1,2	1,2
	5	$\overline{\Delta H}$	0,3	0,7	0,2	0,6	0,6
	5	ΔH_{max}	1,2	1,9	2,0	2,0	2,0
Wasser	1	$\overline{\Delta H}$	0,0	0,1	0,1	0,1	0,1
	1	ΔH_{max}	0,2	0,2	0,4	0,3	0,3
	3	$\overline{\Delta H}$	0,1	0,4	0,3	0,4	0,4
	3	ΔH_{max}	0,6	0,7	0,7	0,8	0,8
	5	$\overline{\Delta H}$	0,2	0,6	0,5	0,6	0,6
	5	ΔH_{max}	1,0	1,2	1,1	1,2	1,2
Becken	1	$\overline{\Delta H}$	0,0	0,1	0,1	0,1	0,1
	1	ΔH_{max}	0,5	0,5	0,3	0,3	0,3
	3	$\overline{\Delta H}$	0,1	0,3	0,2	0,3	0,3
	3	ΔH_{max}	1,6	1,5	1,5	0,7	0,7
	5	$\overline{\Delta H}$	0,2	0,2	0,4	0,5	0,5
	5	ΔH_{max}	2,6	2,6	2,5	1,7	1,7

4.1.2 Analyse der Strahlaufhärtung

Um den Einfluss der unterschiedlichen Messumgebungen auf die CT-Zahl eines Materials zu bestimmen, wurden die CT-Zahlen der unterschiedlichen Messaufbauten miteinander verglichen. Hier soll der Einfluss der unterschiedlichen Rekonstruktionskerne auf die Strahlaufhärtung genauer untersucht werden.

In Abbildung 4.2 ist der Strahlaufhärtungsparameter β_{BH} für die Kerne B41, M34, D30 und D34 mit dem SAFIRE-Iterationsgrad 5 abgebildet. Dazu ist die Standardabweichung der Materialien aufgetragen. Die geringste Strahlaufhärtung ist bei den Materialien mit Dichten im Bereich von Wasser $\rho \approx 1 \text{ g/cm}^3$ zu beobachten. Bei den Materialien mit geringeren Dichten ist die Strahlaufhärtung um den Faktor 2 größer als bei den wasserähnlichen Materialien. Da alle Rekonstruktionskerne eine Korrektur der Strahlaufhärtung unter der Annahme vornehmen, dass das durchstrahlte Gewebe hauptsächlich aus Wasser besteht, werden die Materialien mit geringerer Dichte zu stark korrigiert (Kapitel 2.3.1).

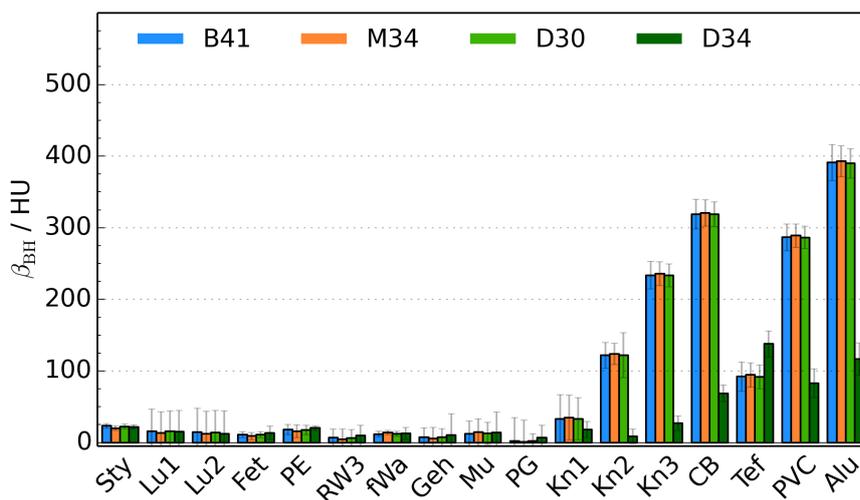


Abbildung 4.2: SAFIRE-Kerne: B41, M34, D30, D34; Hochspannung 120kV. Strahlaufhärtungsparameter β_{BH} und die Standardabweichung σ der 17 Materialien.

Die knochenäquivalenten Materialien (Kn1-3 und CB) zeigen starke Strahlaufhärtungsartefakte. Bei Cortical Bone ist der Strahlaufhärtungsparameter $\beta_{\text{BH}} \approx 320 \text{ HU}$ für die Kerne B41, M34 und D30. Bei dem D34-Kern ist die Strahlaufhärtung deutlich geringer mit $\beta_{\text{BH}} = 69 \text{ HU}$. Auch bei den anderen knochenäquivalenten Materialien ist die Strahlaufhärtung des D34-Kerns bis zu 85 % geringer. Aus interner Kommunikation mit Siemens Healthcare ist bekannt, dass der D34-Kern eine zusätzliche Strahlaufhärtungskorrektur bezüglich Knochen beinhaltet. Das Prinzip der Korrektur ist in Abschnitt 2.4.4 beschrieben. Dies erklärt die geringe Strahlaufhärtung im Vergleich zu den anderen Rekonstruktionskernen. Bei dem Material Teflon ist hingegen die Strahlaufhärtung des D34-Kerns schlechter. Hier führt die Strahlaufhärtungskorrektur bezüglich Knochen zu einer Überkorrektur der CT-Zahl, da Teflon im Vergleich zu Knochen ein anderes Schwächungsverhalten aufweist.

Da die Strahlaufhärtung vom verwendeten Röntgenspektrum abhängig ist, wurde der Strahlaufhärtungsparameter β_{HU} bei verschiedenen Hochspannungen untersucht. In Abbildung 4.3 ist für die FBP die Summe über den Strahlaufhärtungsparameter aller gewebeäquivalenten Materialien dargestellt. Bei den Rekonstruktionskernen ohne zusätzliche Strahlaufhärtungskorrektur (B41, M34, D30) verringert sich die Strahlaufhärtung um 30 % zwischen den CT-Scans mit 80 kV und 140 kV Röhrenspannung. Bei dem D34-Kern verringert sich die Strahlaufhärtung um 50 %. Der D34-Kern zeigt bei allen Energien die besten Ergebnisse und kann die Strahlaufhärtung um 50 % - 80 % verringern.

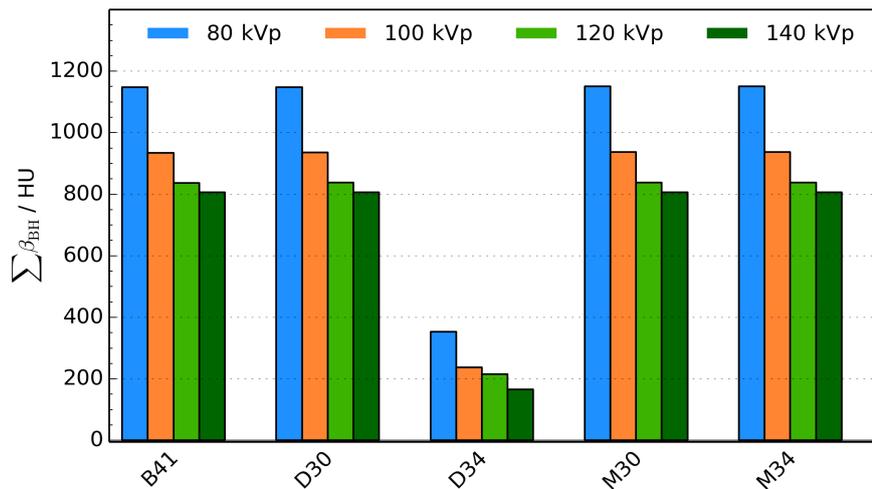


Abbildung 4.3: Summe über den Strahlaufhärtungsparameter β_{BH} der gewebeäquivalenten Materialien bei verschiedenen Röntgenspektren und FBP-Rekonstruktionskernen.

4.1.3 Einfluss der Dosis auf das Bildrauschen

Da bei der Protonentherapie im Laufe einer strahlentherapeutischen Behandlung mehrere Kontroll-CT-Scans erstellt werden, ist es wichtig die Dosis einer CT-Aufnahme möglichst gering zu halten. Durch die Reduzierung der Dosis steigt im Allgemeinen das Bildrauschen.

In Abbildung 4.4 ist das Verhalten des mittleren Bildrauschens $\bar{\sigma}$ in Relation zur Dosis für den Beckenaufbau dargestellt. Die verwendeten Bilder wurden mit einem Röntgenspektrum von 120 kVp und drei verschiedenen Strömen erstellt. Hier ist der Rekonstruktionskern D34 und die dazugehörigen SAFIRE-Kerne dargestellt.

Die gefilterte Rückprojektion mit dem D34-Kern zeigt das stärkste Bildrauschen. Alle Iterationsgrade von SAFIRE können das Bildrauschen verringern. Bei dem Iterationsgrad 5 sinkt das mittlere Bildrauschen bei der höchsten Dosis um 45 % im Vergleich zur gefilterten Rückprojektion, bei der geringsten Dosis um 42 %. In dem untersuchten Bereich der Dosis kann die Dosis bei gleichbleibendem Bildrauschen um 70 % reduziert werden.

Auch beim Wasseraufbau kann SAFIRE das Bildrauschen um mindestens 40 % senken. Bei der Messung im Luftaufbau ist der Effekt ebenfalls zu sehen, hier wird das mittlere Bildrauschen

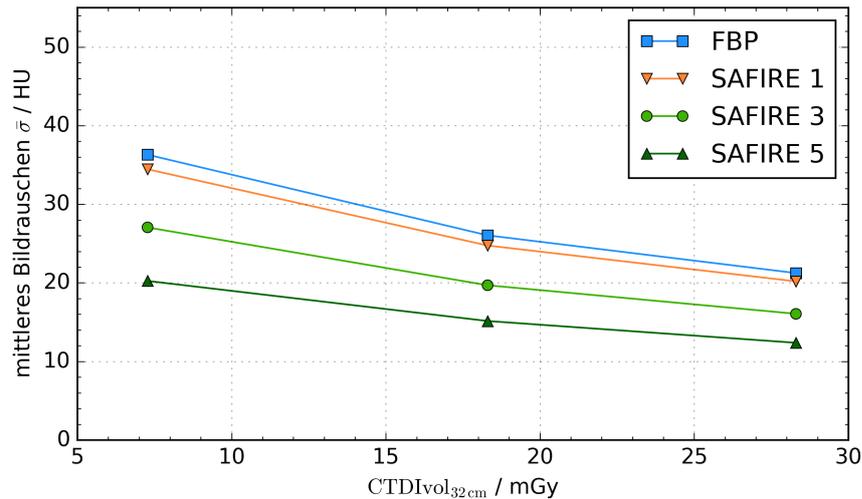


Abbildung 4.4: Dual-Energy-Kern D34, Hochspannung 120 kV. Mittleres Bildrauschen $\bar{\sigma}$ aller Materialien in Abhängigkeit des $\text{CTDI}_{\text{vol}32\text{cm}}$ beim Beckenaufbau.

jedoch nur um maximal 18 % gesenkt. Da die Wechselwirkungsprozesse von der Dichte ρ der Materialien abhängig sind, wechselwirken die Photonen im Luftaufbau weniger entlang der Strahlenachse. Dadurch werden mehr Photonen im Detektor registriert und genauere CT-Zahlen der Materialien können berechnet werden. Dies führt zu einem geringeren Bildrauschen im Luftaufbau. Daher ist der Vorteil von SAFIRE-Rekonstruktion nicht so groß wie bei den anderen Messaufbauten.

4.2 Einfluss von SAFIRE auf MonoCT-Bilder

In einer Analyse von P. Wohlfahrt et al. [Wohlfahrt et al., 2016] konnte gezeigt werden, dass die Energie der auf DECT-basierten MonoCT-Datensätze einen Einfluss auf das Bildrauschen und die Strahlaufhärtung zeigt. Im Vergleich zu 120 kVp SECT-Aufnahmen mit FBP und D34 wurde ein INR- und BHR-Optimum für 79 keV MonoCT-Datensätze ermittelt. Hierdurch konnte eine Reduktion des Bildrauschens um 8 % und eine Verringerung des Strahlaufhärtungseinflusses von 23 % im Mittel und 69 % für Knochen erzielt werden.

In dieser Arbeit wurde ausgehend von den Ergebnissen von Wohlfahrt et al. der Einfluss von SAFIRE auf die MonoCT-Bilder untersucht. In Abbildung 4.5 ist das *INR* der drei untersuchten SAFIRE Iterationsgrade im Wasseraufbau über Energien zwischen 40 keV und 190 keV aufgetragen. Als Rekonstruktionskern wurde D34 verwendet.

Für alle Iterationsgrade von SAFIRE ist das $\text{INR} > 1$. Dies zeigt, dass SAFIRE für alle Energien eine Verbesserung bezüglich des Bildrauschens bei MonoCT-Bilder liefert. Das *INR* wird für Iterationsgrad 5 bei Energien zwischen 70 keV und 80 keV maximal. Hier ist das $\text{INR} > 1,9$ und somit kann das Bildrauschen um fast den Faktor 2 reduziert werden.

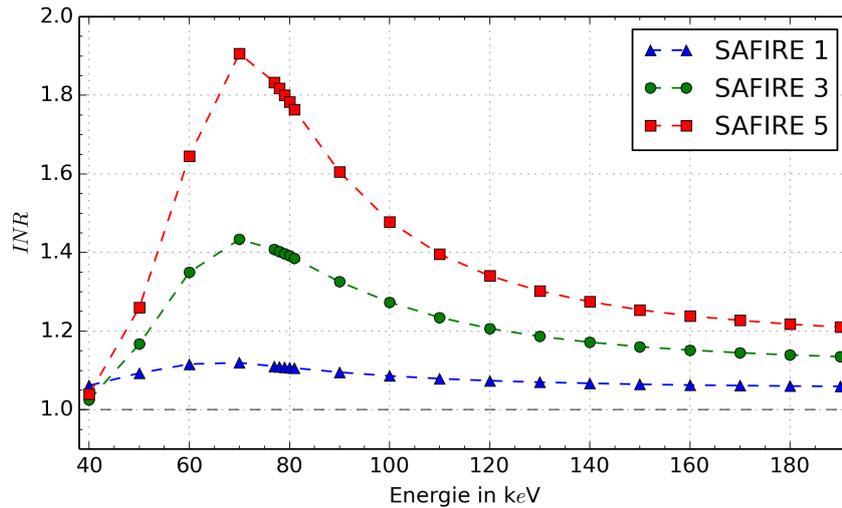


Abbildung 4.5: Dual-Energy-Kern D34, Wasseraufbau. *INR* in Abhängigkeit der Energie der MonoCT-Datensätze für verschiedene Iterationsgrade von SAFIRE.

4.3 Metallartefaktreduktion

Die Analyse der iterativen Metallartefaktreduktion iMAR erfolgt anhand des Kopfphantoms. Dazu werden zunächst die CT-Zahlen in den verschiedenen ROIs analysiert, um Abweichungen zu gemessenen Referenzwerten festzustellen. Anschließend wird mit dem Artefakt-Index auf die Standardabweichung der ROIs eingegangen und damit die Ausprägung der Artefakte quantitativ untersucht.

4.3.1 Einfluss auf CT-Zahlen

Um den Einfluss der Metallartefaktreduktion iMAR zu bestimmen, wurden zunächst die CT-Zahlen der verschiedenen ROIs analysiert. Die betrachteten ROIs in der Zunge, Gewebe 1, 2 und 3 sowie Wange 1 und 2 umfassen Bereiche im Kopfphantom, die aus dem gleichen Material bestehen, welches äquivalent zu Weichteilgewebe ist (Soft Tissue Grey, CIRS). Durch Referenzmessungen bei unterschiedlichen Hochspannungen konnten die CT-Zahlen für das verwendete Weichteilgewebe bestimmt werden. Die CT-Referenzwerte sind in Tabelle 4.2 aufgelistet.

Tabelle 4.2: CT-Zahl des Weichteilgewebes im Kopfphantom bei verschiedenen Hochspannungen

Hochspannung in kV	CT-Zahl
80	1026
100	1028
120	1030
140	1031

Abbildung 4.6 zeigt die Differenz ΔH zwischen dem Mittelwert \bar{H} der ROI in der Zunge und dem Referenzwert bei einer Hochspannung von 120 kV für den D34-Kern und allen iMAR Korrekturen. Als Fehler wird die Standardabweichung des Mittelwertes in der ROI angegeben. Die ROI in der Zunge ist ein Bereich, der hauptsächlich vom Metallimplantat im Backenzahn und dem gegenüberliegenden Backenzahn mit hoher Dichte ($\rho = 2,04 \text{ g/cm}^3$) beeinflusst wird. Bei den Bildern mit Metallimplantat weichen alle iMAR-Korrekturen vom Referenzwert weiter ab als der D34-Kern ohne Metallartefaktkorrektur. Die CT-Zahl bei dem D34-Kern weicht um 1 HU vom Referenzwert ab. Die Korrektur für Zahnimplantate liefert mit $\Delta H = 9 \text{ HU}$ ebenso ein gutes Ergebnis. Die Abweichung aller anderen iMAR-Korrekturen ist $\Delta H > 15 \text{ HU}$. Bei fünf der Korrekturen ist die Abweichung bereits $\Delta H > 20 \text{ HU}$.

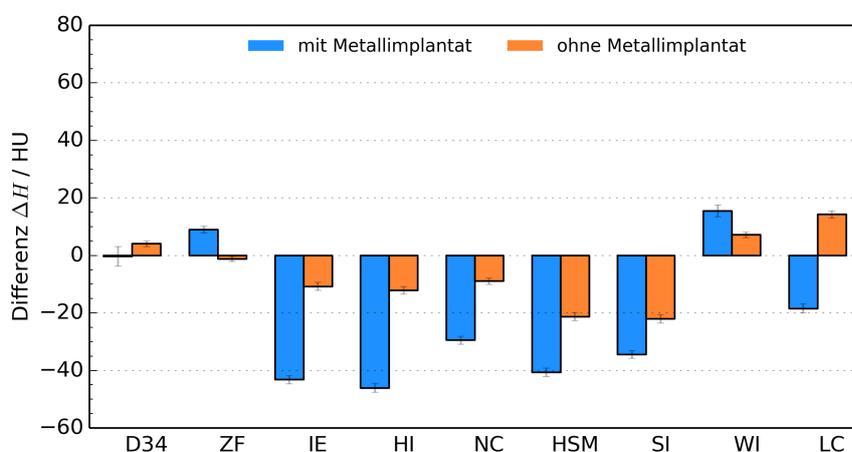


Abbildung 4.6: Dual-Energy-Kern D34, Hochspannung 120 kV, ROI: Zunge. Differenz ΔH zwischen Mittelwert in der ROI und dem Referenzwert aus Tabelle 4.2.

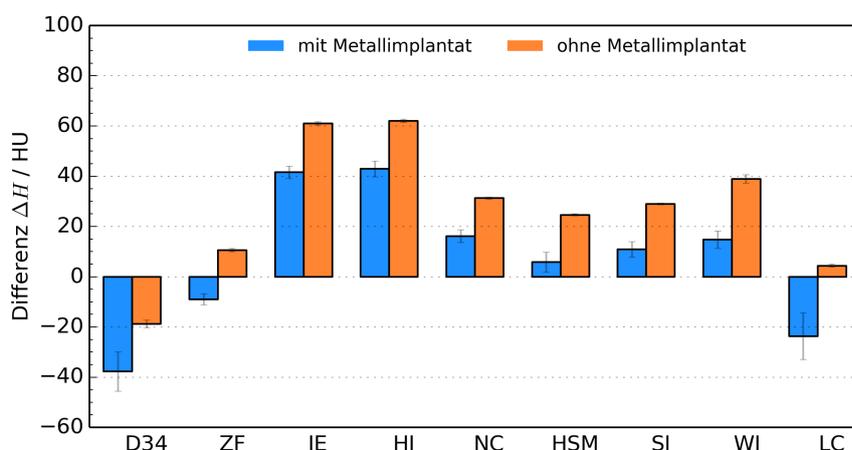


Abbildung 4.7: Dual-Energy-Kern D34, Hochspannung 120 kV, ROI: Gewebe 1. Differenz ΔH zwischen Mittelwert in der ROI und dem Referenzwert aus Tabelle 4.2.

Bei den CT-Aufnahmen ohne Metallimplantat im Backenzahn ist die ROI nicht direkt von Metallartefakten durchzogen, durch die Backenzähne mit ihrer hohen Dichte sind jedoch Strahlauhfärtungsartefakte zu sehen. Die Abweichungen der CT-Zahl vom Referenzwert sind für die Korrekturen für Zahnfüllungen und Wirbelkörperimplantate und bei dem D34-Kern $\Delta H < 10$ HU und liefern damit ein gutes Ergebnis. Die Abweichungen bei anderen iMAR-Korrekturen sind größer. Hier sieht man, dass sich durch die Korrekturen die CT-Zahlen verschieben können. In der ROI Zunge sind die Ergebnisse des D34-Kerns und der Korrektur für Zahnimplantate am besten.

Abbildung 4.7 zeigt die Differenzen in der ROI Gewebe 1. Diese ROI ist von den Metallimplantaten am Wirbelkörper und im Zahn stark beeinflusst, da sie auf der Verbindungslinie der Metallimplantate liegt und sich daher starke Artefakte ausbilden (Abbildung 3.3). Dies spiegelt sich auch in der Differenz der CT-Zahlen zum Referenzwert wieder. Bei der Standardrekonstruktion mit dem D34-Kern ergibt sich eine Abweichung von $\Delta H = 38$ HU. Die Korrektur für Zahnfüllungen hat eine Abweichung von $\Delta H = 9$ HU, die Korrektur für Herzschrittmacher von $\Delta H = 5$ HU. Dies sind die einzigen Korrekturen die eine Abweichung $\Delta H < 10$ HU aufweisen.

Ohne Metallimplantat im Zahn ist die ROI nicht so stark von Artefakten beeinträchtigt, wobei trotzdem Artefakte durch das Implantat an der Wirbelsäule sichtbar sind. Die Korrektur für Lungencoils zeigt eine Abweichung von $\Delta H = 4$ HU, die Korrektur für Zahnfüllungen von $\Delta H = 10$ HU. Die anderen Rekonstruktionen weisen Abweichungen $\Delta H > 10$ HU auf. Die Korrektur für Wirbelsäulenimplantate, hat eine Abweichung von $\Delta H = 40$ HU und ist damit deutlich vom Referenzwert entfernt, obwohl die Artefakte durch ein Wirbelsäulenimplantat entstehen.

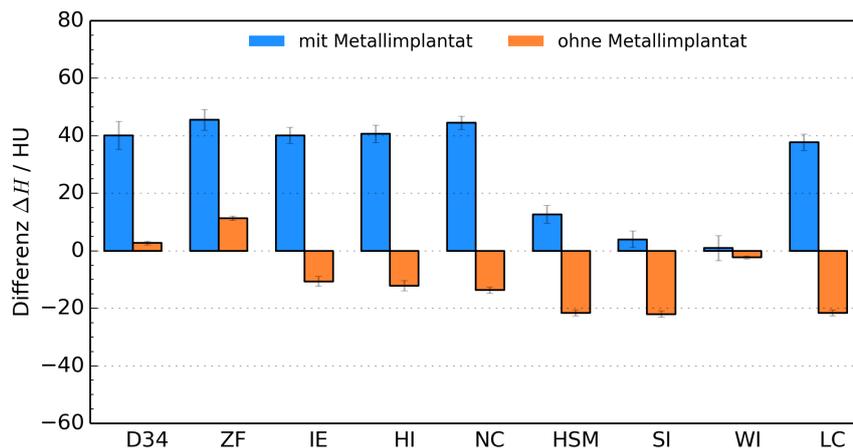


Abbildung 4.8: Dual-Energy-Kern D34, Hochspannung 120 kV, ROI: Wange 2. Differenz ΔH zwischen Mittelwert in der ROI und dem Referenzwert aus Tabelle 4.2.

Wie in den Abbildungen 4.6 und 4.7 gezeigt, erweisen sich iMAR für Zahnfüllungen und der D34-Kern ohne iMAR als präferabel. In Abbildung 4.8 ist die Differenz zwischen Referenzwert

und den Mittelwerten der verschiedenen Korrekturen für die ROI Wange 2 (Abbildung 3.3) dargestellt. Dieser Bereich wird stark von der Zahnfüllung beeinflusst. Hier zeigen der D34-Kern und die iMAR-Korrektur für Zahnfüllungen eine Abweichung von $\Delta H > 40$ HU. Dies zeigt wie unterschiedlich die Ergebnisse in den verschiedenen ROIs sein können. Bei beiden Rekonstruktionen zeigt die Korrektur für Wirbelsäulenimplantate mit einer Abweichung von $\Delta H < 3$ HU das beste Ergebnis.

4.3.2 Artefakt-Index

Neben den CT-Zahlen wurde der Artefakt-Index (Kapitel 3.3.3) der ROIs bestimmt. Der Artefakt-Index (Gleichung 3.4) liefert einen Zusammenhang zwischen den Standardabweichungen in einer ROI für Bilder mit und ohne Zahnfüllung. Dies ermöglicht eine Aussage über die Ausprägung der Metallartefakte. Abbildung 4.9 stellt den Artefakt-Index der ROI Gewebe 1 des D34-Kerns und den verschiedenen iMAR-Korrekturen bei einer Hochspannung von 120 kV dar. Bis auf die Korrektur für Lungencoils ist der *AI* bei allen iMAR-Korrekturen um mindestens 50 % geringer im Vergleich zur Rekonstruktion mit dem D34-Kern ohne Korrektur. Die Korrektur für Zahnfüllungen erzielt das beste Ergebnis.

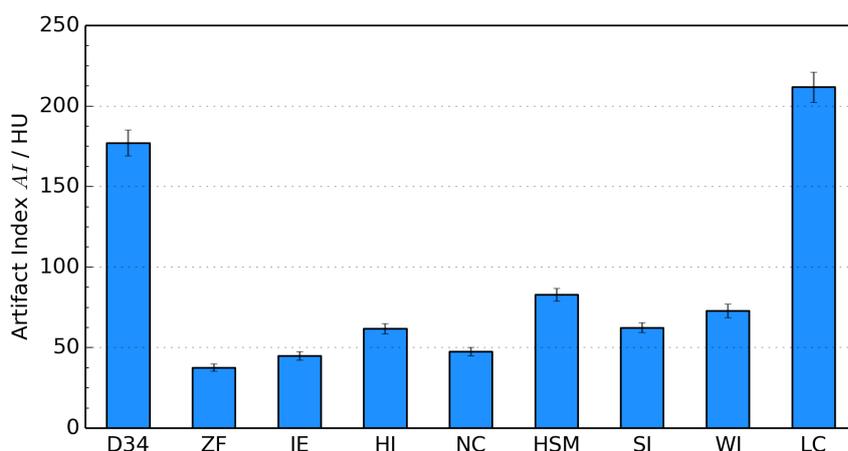


Abbildung 4.9: Dual-Energy-Kern D34, Hochspannung 120 kV, ROI: Gewebe 1. Artefakt-Index *AI* der D34-Rekonstruktion und allen iMAR-Korrekturen.

Der Artefakt-Index der ROI Gewebe 3 ist in Abbildung 4.10 dargestellt. Hier ist der Artefakt-Index bei iMAR für Zahnfüllungen mindestens um den Faktor 2 größer, im Vergleich zu allen anderen Rekonstruktionen. Das zeigt ebenfalls wie unterschiedlich sich die Ergebnisse in verschiedenen Bereichen darstellen.

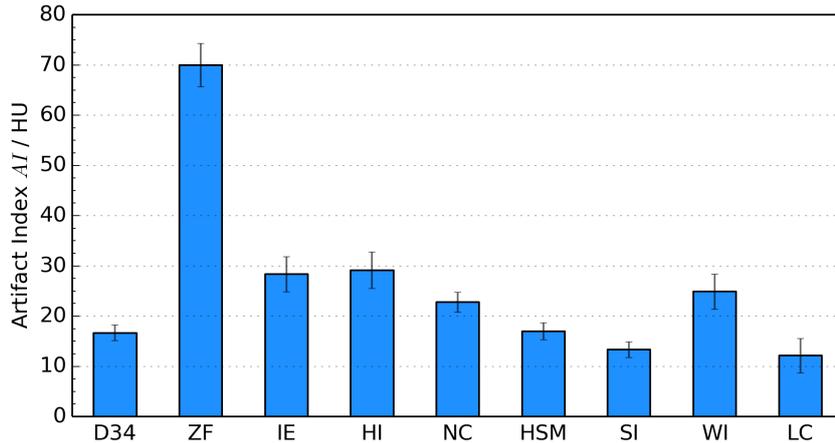


Abbildung 4.10: Dual-Energy-Kern D34, Hochspannung 120 kV, ROI: Gewebe 3. Artefakt-Index AI der D34-Rekonstruktion und allen iMAR-Korrekturen.

4.4 Auswertung der Analyse des Bildeindrucks

Bei der Analyse des Bildeindrucks wurden den Befragten die CT-Bilder in Abbildung 3.4 vorgelegt. Abbildung 3.4a wurde mit dem D34-Kern rekonstruiert ohne zusätzliches iteratives Verfahren, Abbildung 3.4b zeigt die Rekonstruktion mit den D34-Kern und iMAR-Korrektur für Zahnfüllungen, Abbildung 3.4c ist die Rekonstruktion mit D34 und SAFIRE mit Iterationsgrad 5 ohne iMAR-Korrektur und Abbildung 3.4d mit D34 und SAFIRE mit Iterationsgrad 5 sowie zusätzlicher iMAR-Korrektur für Zahnfüllungen.

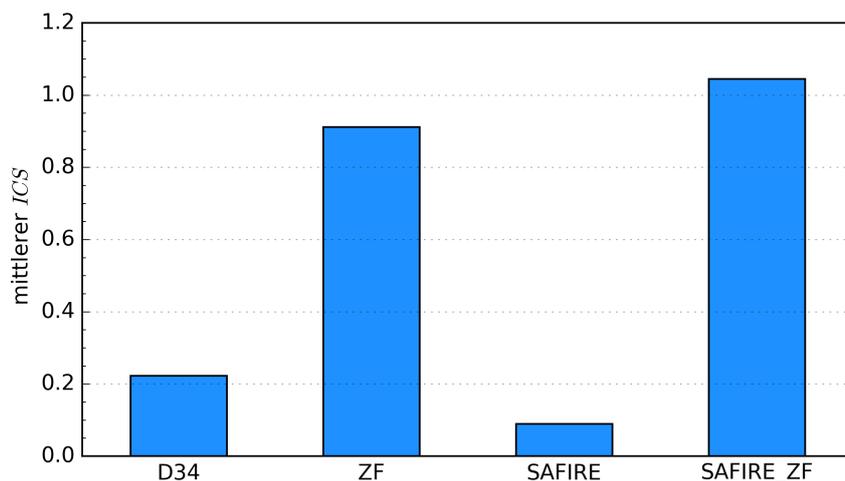


Abbildung 4.11: Mittlerer ICS der vier CT-Bilder aus Abbildung 3.4. ZF steht für eine Rekonstruktion mit der iMAR-Korrektur für Zahnfüllung. Die Rekonstruktion unter Verwendung von SAFIRE Iterationsgrad 5 sind mit SAFIRE gekennzeichnet.

In Abbildung 4.11 ist der mittlere Bildqualitätswert (image criteria score, ICS) für die vier untersuchten Bilder aufgetragen. Demnach erreichen die CT-Aufnahmen mit iMAR-Korrektur

die besseren Ergebnisse. Bei CT-Aufnahmen mit iMAR-Korrektur ist der *ICS* der Aufnahme mit SAFIRE um 0,13 Punkte besser, als die Aufnahme ohne SAFIRE. Bei den CT-Aufnahmen ohne iMAR Korrektur ist die Aufnahme ohne SAFIRE besser.

Mit dem Mann-Whitney-U-Test wurde überprüft, ob der Unterschied zwischen jeweils zwei Aufnahmen signifikant ist. Die p -Werte zwischen den Rekonstruktionen ohne und mit iMAR-Korrektur sind alle $p \ll 0,05$ und damit ist der Unterschied signifikant. Bei dem Vergleich der CT-Aufnahmen mit iMAR ist $p = 0,55$, bei den Aufnahmen ohne iMAR ergibt sich $p = 0,5$. Demnach zeigt die SAFIRE-Rekonstruktion keinen signifikanten Einfluss auf den Bildeindruck bei Anwesenheit von Metallartefakten.

5 Diskussion der Ergebnisse

Im Rahmen dieser Arbeit wurde der Einfluss iterativer Rekonstruktionsverfahren zur Optimierung der Bildqualität und Reduktion von Metallartefakten in der Computertomographie untersucht. Die erzielten Ergebnisse werden in die drei Themenbereiche unterteilt: Einfluss der iterativen Rekonstruktion SAFIRE, Einfluss der Metallartefaktreduktion iMAR und Auswirkung auf den Bildeindruck. Zuletzt wird eine Schlussfolgerung für die Protonentherapie gezogen.

5.1 Einfluss der iterativen Rekonstruktion SAFIRE

Zunächst wurden der Einfluss der iterativen Rekonstruktion SAFIRE im Vergleich zur gefilterten Rückprojektion bei verschiedenen Kernen untersucht. Die Bewertung erfolgte anhand der mittleren CT-Zahl und deren Standardabweichung in den ROIs der 17 Materialien. Da bei der Protonentherapie aus den CT-Zahlen die Protonenreichweite berechnet wird, müssen die CT-Zahlen konstant gehalten werden. Dies wurde in Kapitel 4.1.1 analysiert.

Die Untersuchungen haben gezeigt, dass die Änderungen des Mittelwerts der ROIs die durch das iterative Verfahren SAFIRE entstehen minimal sind. Die Differenz (Tabelle 4.1) bei allen Rekonstruktionen und Aufbauten ist maximal $\Delta H = 2,6$ HU und damit für die Bestrahlungsplanung nicht relevant. Alle Rekonstruktionskerne zeigen bei dieser Untersuchung ein ähnliches Verhalten.

Die Strahlaufhärtung hat auf die CT-Zahlen einen großen Einfluss und konnte durch die unterschiedlichen Aufbauten analysiert werden. Bei der Untersuchung der Differenzen zwischen FBP und SAFIRE hat sich bereits gezeigt, dass SAFIRE keinen Einfluss auf die Strahlaufhärtung hat. Die Analyse der Strahlaufhärtung über den Parameter β_{BH} der verschiedenen Rekonstruktionskerne zeigte, dass der Dual-Energy-Kern D34 und die darauf basierenden SAFIRE-Kerne eine bis zu 80% geringere Strahlaufhärtung aufweisen. Da ein geringer Einfluss von Strahlaufhärtung auf die CT-Zahlen für die Bestrahlungsplanung in der Protonentherapie zu einer Präzisionssteigerung führt, ist die Verwendung des Kerns D34 zu empfehlen. In der weiteren Arbeit wurde nur noch der D34-Kern analysiert.

Ein weiterer Aspekt in der Protonentherapie ist die Strahlenbelastung durch CT-Scans. Besonders durch die hohe Anzahl der Kontroll-CT-Aufnahmen (z.B. planmäßig 10-12 Kontroll-CT-Aufnahmen im Laufe einer Behandlung eines Prostatakarzinoms) wird unerwünschte Dosis im

Patienten deponiert. Der Einfluss der Dosis auf das Bildrauschen wurde in Kapitel 4.1.3 analysiert. Hier zeigt sich, dass das Bildrauschen der SAFIRE-Rekonstruktionen deutlich unter der gefilterten Rückprojektion liegt. Mit dem Iterationsgrad 5 kann das Bildrauschen bei den körperähnlichen Aufbauten Wasser und Becken zwischen 40 % und 50 % reduziert werden.

Mit SAFIRE Iterationsgrad 5 könnte man die Dosis im untersuchten Bereich um 50 % reduzieren und dabei die selbe Bildqualität erreichen. Durch eine Reduzierung der Dosis bei den Kontroll-CT-Aufnahmen könnte die Strahlenbelastung des Patienten reduziert oder häufiger CT-Aufnahmen erstellt werden. Dies wäre besonders hinsichtlich geplanter 4D-CT-Aufnahmen bei bewegten Tumoren ein wesentlicher Aspekt [Bert and Durante, 2011]. Die Dosisbelastung durch Kontroll-CT-Scans bei Prostatakarzinomen liegt bei $\text{CTDI}_{\text{vol}32\text{cm}} \approx 7 \text{ mGy}$, bei Hirntumoren bei $\text{CTDI}_{\text{vol}32\text{cm}} \approx 6 \text{ mGy}$. Die Messung mit der geringsten Dosis in dieser Arbeit liegt bei $\text{CTDI}_{\text{vol}32\text{cm}} = 8,1 \text{ mGy}$, daher wäre eine weitere Analyse des Verhaltens des Bildrauschen bei Reduzierung der Dosis $\text{CTDI}_{\text{vol}32\text{cm}} < 6 \text{ mGy}$ sinnvoll.

Ein weiterer Aspekt zur Optimierung des Bildrauschens ist die Dual-Energy-CT [Kuchenbecker et al., 2015]. In der Untersuchung des Einflusses von SAFIRE auf pseudo-monoenergetische Bilder hat sich gezeigt, dass auch hier die SAFIRE-Rekonstruktion ein geringeres Bildrauschen zeigen. Das Bildrauschen kann im Energiebereich zwischen 70 keV und 80 keV um mehr als 45 % reduziert werden.

Die in dieser Arbeit untersuchten quantitativen Parameter bezüglich der iterativen Rekonstruktion SAFIRE im Vergleich zur gefilterten Rückprojektion zeigen sehr gute Ergebnisse. Der Nachteil der iterativen Rekonstruktion ist der höhere Rechenaufwand und die damit verbundene Rechenzeit. Die Rechenzeit nimmt mit zunehmendem Iterationsgrad zu und kann etwa 5 min in Anspruch nehmen. Da dies in der Strahlentherapie jedoch keinen Einfluss hat, stellt dies keine Probleme dar. In der Radiologie oder Notfallaufnahme könnten die langen Rechenzeiten jedoch zu einem Ausschlusskriterium führen.

5.2 Einfluss der Metallartefaktreduktion iMAR

Der Einfluss der Metallartefaktreduktion iMAR wurde anhand des Kopfphantoms von CIRS untersucht. Die Untersuchungen haben gezeigt, dass die Abweichung der CT-Zahlen von den Referenzwerten stark von den ROIs und den iMAR-Korrekturen abhängt. Meist zeigt die Korrektur für Zahnfüllungen ein gutes Ergebnis, jedoch nicht in jeder ROI wie beispielsweise Wange 2 offenbart. Ebenso die Analyse des Artefakt-Index unterscheidet sich je nach betrachteter Region. Auch hier zeigt die Korrektur für Zahnfüllungen meist ein gutes Ergebnis, jedoch gibt es ROIs in der diese Korrektur ebenfalls schlecht ausfällt wie im Gewebe 3.

Dies zeigt, dass die Auswirkung der iterativen Metallartefaktreduktion iMAR stark von der ROI abhängt und es keine klare Verbesserung gibt. Die nötige Konstanz für eine Bestrahlungsplanung in der Protonentherapie kann keine der Korrekturen liefern.

5.3 Auswertung der Umfrage des optischen Bildeindrucks

Bei der Analyse des optischen Bildeindrucks zeigten die CT-Bilder mit iMAR-Korrektur ein signifikant besseres Ergebnis im Vergleich zu den CT-Bildern ohne iMAR-Korrektur ($p \ll 0,05$). Die SAFIRE-Rekonstruktionen zeigen dagegen keine Verbesserung des Bildeindrucks bei Anwesenheit von Metallartefakten.

Die CT-Scans des Kopfphantoms wurden mit einer sehr hohen Dosis $\text{CTDI}_{\text{vol}32\text{cm}} \approx 28,5 \text{ mGy}$ im Vergleich zu klinischen CT-Scans erstellt. Die Dosis bei Planungs-CT-Aufnahmen beträgt $\text{CTDI}_{\text{vol}32\text{cm}} \approx 20 \text{ mGy}$, bei Kontroll-CT-Aufnahmen nur $\text{CTDI}_{\text{vol}32\text{cm}} \approx 7 \text{ mGy}$. Daher zeigen die CT-Aufnahmen des Kopfphantom durch die hohe Photonenzahl ein relativ geringes Bildrauschen. Da die SAFIRE-Rekonstruktion nur einen Einfluss auf das Bildrauschen hat und in Kapitel 4.1.3 gezeigt werden konnte, dass das Bildrauschen bei dem Luftaufbau bzw. hoher Dosis sich weniger verbessert, wird der Unterschied zwischen den SAFIRE- und der FBP-Rekonstruktionen nicht so gut sichtbar.

Ein weiterer Aspekt der optischen Bildanalyse war die Bewertung ausgewählter Regionen im Kopfphantom. Da das Kopfphantom nicht die detailreiche Anatomie wie der menschliche Körper aufweist, konnten hauptsächlich nur Knochen bewertet werden. Die befragten Personen konzentrierten sich dabei besonders auf die Kontur der Regionen sowie die Artefaktbereiche.

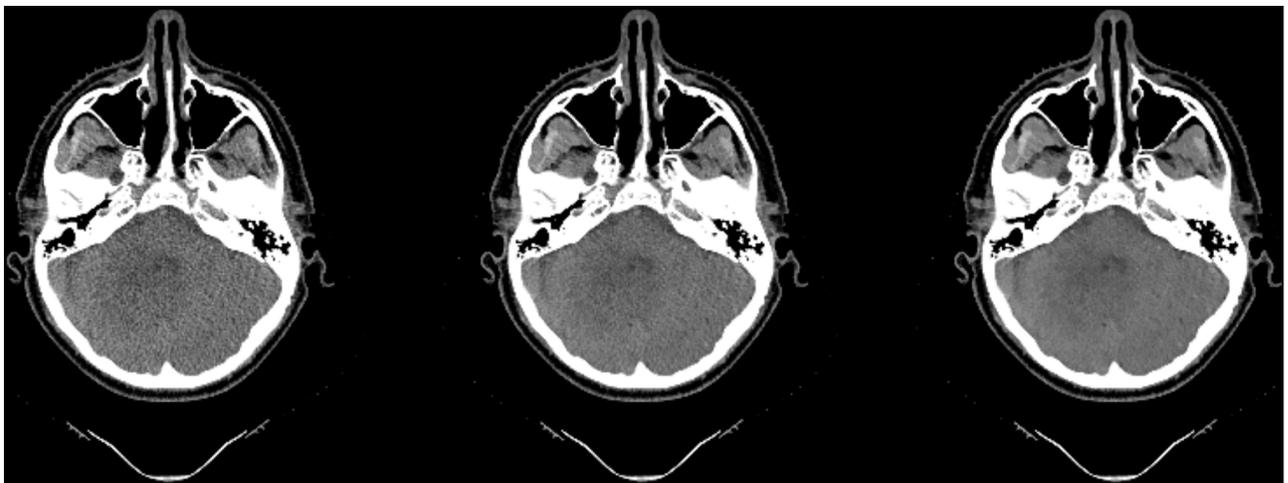


Abbildung 5.1: Kontroll-CT-Aufnahme rekonstruiert mit FBP (links) und SAFIRE mit Iterationsgrad 3 (Mitte) und 5 (rechts) bei einem $\text{CTDI}_{\text{vol}32\text{cm}} \approx 6 \text{ mGy}$

Abbildung 5.1 zeigt eine Kontroll-CT-Aufnahme eines Kopfpatienten rekonstruiert mit D34 FBP, SAFIRE Iterationsgrad 3 und 5. An diesem Beispiel lässt sich die Reduktion des Bildrauschens durch die Verwendung von SAFIRE deutlich erkennen. Die selben CT-Aufnahmen wurden einer Ärztin vorgelegt, die den Bildeindruck der SAFIRE-Rekonstruktion als sehr positiv bewertete.

5.4 Schlussfolgerung für die Protonentherapie

Die iterative Rekonstruktion SAFIRE bietet einen deutlichen Vorteil gegenüber der gefilterten Rückprojektion bezüglich des Bildrauschens und der Dosis. Daher ist die Verwendung bei Kontroll-CT-Aufnahmen sehr zu empfehlen. Ob auch die CT-Aufnahmen für die Bestrahlungspläne mit SAFIRE rekonstruiert werden, hängt von der Einschätzung der Ärzte ab. Der Bildindruck wirkt im Vergleich zu CT-Rekonstruktionen mit der FBP teilweise etwas 'künstlich' oder ungewohnt. Aus physikalischer Sicht ist die SAFIRE-Rekonstruktion jedoch zu empfehlen. Die iterative Metallartefaktreduktion iMAR zeigte mit der Korrektur für Zahnfüllungen in der optischen Analyse ein sehr gutes Ergebnis. Jedoch konnte analytisch nachgewiesen werden, dass die Artefakte nicht optimal korrigiert werden und zum Teil verstärkte Abweichungen der CT-Zahl oder stärkere Artefakte auftreten. Ebenso kann es passieren, dass Konturen falsch dargestellt werden. Dies sieht man beispielsweise in Abbildung 3.4b an der Zunge, da hier ein kleiner Teil der Zunge im Bild rechts fehlt. Die iMAR-Korrektur kann Vorteile bezüglich der Metallartefakte bringen, jedoch sind die Korrekturen nicht ausreichend, um ein CT-Bild ohne Metallartefakte zu erstellen. Für die Protonentherapie ist iMAR keine klare Verbesserung hinsichtlich Metallimplantaten.

Literaturverzeichnis

- [CIR, 2013] (2013). *Computerized Imaging Reference Systems Inc.*
- [App, 2013a] (2013a). *SOMATOM Sensation Open Application Guide.*
- [App, 2013b] (2013b). *syngoCT 20135 Application Guide.*
- [WHO, 2014] (2014). *World Cancer Report 2014.* IARC Nonserial Publication.
- [Beister et al., 2012] Beister, M., Kolditz, D., and Kalender, W. A. (2012). Iterative reconstruction methods in X-ray CT . *Physica Medica*, 28(2):94 – 108.
- [Bert and Durante, 2011] Bert, C. and Durante, M. (2011). Motion in radiotherapy: particle therapy. *Physics in medicine and biology*, 56(16):R113.
- [Bär, 2014] Bär, E. (2014). Improving ct based planning of radiation therapy in patients with metallic implants. Master’s thesis, Medical Faculty Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg.
- [Crop et al., 2015] Crop, A., Casselman, J., Hoof, T., Dierens, M., Vereecke, E., Bossu, N., Pamplona, J., D’Herde, K., Thierens, H., and Bacher, K. (2015). Analysis of metal artifact reduction tools for dental hardware in CT scans of the oral cavity: kVp, iterative reconstruction, dual-energy CT, metal artifact reduction software: does it make a difference? *Neuroradiology*, 57(8):841–849.
- [Hünemohr et al., 2013] Hünemohr, N., Krauss, B., Tremmel, C., Ackermann, B., Jäkel, O., and Greulich, S. (2013). Experimental verification of ion stopping power prediction from dual energy ct data in tissue surrogates. *Physics in medicine and biology*, 59(1):83.
- [Jäkel et al., 2001] Jäkel, O., Jacob, C., Schardt, D., Karger, C., and Hartmann, G. (2001). Relation between carbon ion ranges and x-ray ct numbers. *Medical physics*, 28(4):701–703.
- [Krieger, 2004] Krieger, H. (2004). *Grundlagen der Strahlungsphysik und des Strahlenschutzes.* Teubner, Stuttgart ; Leipzig ; Wiesbaden.
- [Kuchenbecker et al., 2015] Kuchenbecker, S., Faby, S., Sawall, S., Lell, M., and Kachelrieß, M. (2015). Dual energy ct: How well can pseudo-monochromatic imaging reduce metal artifacts? *Medical physics*, 42(2):1023–1036.

- [Lawrence, 1957] Lawrence, J. H. (1957). Proton irradiation of the pituitary. *Cancer*, 10(4):795–798.
- [Lin et al., 2011] Lin, X. Z., Miao, F., Li, J. Y., Dong, H. P., Shen, Y., and Chen, K. M. (2011). High-definition CT Gemstone spectral imaging of the brain: initial results of selecting optimal monochromatic image for beam-hardening artifacts and image noise reduction. *Journal of computer assisted tomography*, 35(2):294–297.
- [Paganetti, 2012] Paganetti, H. (2012). Range uncertainties in proton therapy and the role of monte carlo simulations. *Physics in medicine and biology*, 57(11):R99.
- [Podgorsak et al., 2005] Podgorsak, E. B. et al. (2005). Radiation oncology physics. *a handbook for teachers and students/EB Podgorsak.*—Vienna: International Atomic Energy Agency, 657.
- [Schardt et al., 2010] Schardt, D., Elsässer, T., and Schulz-Ertner, D. (2010). Heavy-ion tumor therapy: Physical and radiobiological benefits. *Reviews of modern physics*, 82(1):383.
- [Schlegel and Bille, 2002] Schlegel, W. and Bille, J. (2002). *Medizinische Physik - 2 : Medizinische Strahlenphysik*. Springer, Springer.
- [Schneider et al., 1996] Schneider, U., Pedroni, E., and Lomax, A. (1996). The calibration of ct hounsfield units for radiotherapy treatment planning. *Physics in medicine and biology*, 41(1):111.
- [Tremmel, 2012] Tremmel, C. (2012). Improving ion beam therapy treatment planning for metal implants by using dual-energy CT scanning. Master’s thesis, University of Heidelberg.
- [Wilson, 1946] Wilson, R. R. (1946). Radiological use of fast protons. *Radiology*, 47(5):487–491.
- [Wohlfahrt, 2014] Wohlfahrt, P. (2014). Einfluss der Computertomographie auf die Reichweitenermittlung von Protonen in der Protonenstrahlentherapie.
- [Wohlfahrt et al., 2016] Wohlfahrt, P., Möhler, C., Jakobi, A., Baumann, M., Enghardt, W., Krause, M., Greilich, S., and Richter, C. (2016). Clinical use of dual-energy ct for proton treatment planning to reduce ct-based range uncertainties. *ESTRO 35*.

Abbildungsverzeichnis

2.1	Schematische Darstellung der Projektion $\lambda_{\Phi}(p)$ einer Verteilung $f(\vec{r})$ unter dem Winkel Φ , die Pfeile beschreiben die Projektionsgeraden g_p . [Bär, 2014]	9
2.2	Schematische Darstellung eines iterativen Rekonstruktionsalgorithmus. Zunächst werden mit der Projektion aus dem Startbild künstliche Rohdaten erstellt. Danach werden die künstlichen und gemessenen Rohdaten miteinander verglichen und eine Korrektur eingebracht. Anschließend werden mit den korrigierten Rohdaten über die FBP ein verbessertes Bild erstellt. Wenn das Abbruch-Kriterium erfüllt ist, wird die Schleife unterbrochen und das endgültige Bild erstellt. [Beister et al., 2012]	12
2.3	Schematischer Ablauf der Strahlauvhärtungskorrektur oder der Metallartefaktreduktion. In dem Startbild wird über einen Schwellwert der Knochen separiert. Das Startbild und das separierte Bild werden mit der Projektion in Rohdaten überführt. Die Korrektur wird anhand des Anteils wasseräquivalenter und zu korrigierender Materialien eingefügt und zuletzt wird das Bild aus der Korrektur mit der FBP erstellt.	13
3.1	17 Materialproben mit 25 mm Durchmesser und 10 mm Länge in einer schraubbaren Klemmvorrichtung in U-Form (a) Luftaufbau (b) Beckenaufbau mit Materialplatten von Cortical Bone und Wasserbehälter	16
3.2	(a) Aufnahme des Kopfphantoms mit Maske und Laser zu Positionierung im CT-Scanner, (b) Aufnahme der zwei Hälften des Kopfphantoms, (c) coronale Ansicht des Kopfphantoms mit dargestellten Unterteilungen und sagittale Ansicht des Kopfphantoms mit hervorgehobener Knochenstruktur und rot markierten Metallimplantaten. Abbildung (c) entnommen von [CIR, 2013]	17
3.3	D34-Kern, Kopfphantom mit den eingezeichneten ROIs. 1. Gewebe 1, 2. Gewebe 2, 3. Gewebe 3, 4. Wange 1, 5. Zunge, 6. Wange 2. Bei der ROI in der Zunge wurde der Schlitz über einen Schwellwert in einem Referenzbild ohne Zahnfüllung entnommen, damit nur ein homogenes Gewebe analysiert wird.	21

3.4	CT-Bilder mit Zahnfüllung zur Analyse des Bildeindrucks. Alle Bilder wurden mit dem D34-Kern erstellt und einer Spannung von 120 kV, zusätzlich wurde die iMAR-Korrektur für Zahnfüllung und SAFIRE mit Iterationsgrad 5 ausgewählt: (a) ohne zusätzlichen iterativen Algorithmus, (b) iMAR-Korrektur für Zahnfüllung, (c) SAFIRE und (d) iMAR-Korrektur für Zahnfüllung und SAFIRE. Alle dargestellten Bilder haben eine Fensterung für Weichteilgewebe. Die Testpersonen konnten die Fensterung beliebig verstellen.	22
4.1	Körperkern B41, Hochspannung von 120 kV, Beckenaufbau. Es ist die Differenz $\Delta H = H_{\text{SAFIRE}} - H_{\text{FBP}}$ zwischen der FBP und den verschiedenen SAFIRE Iterationsgraden angegeben. Die Fehlerbalken entsprechen der Standardabweichung des Mittelwertes $\sigma_m = \sigma/\sqrt{n}$ für SAFIRE.	26
4.2	SAFIRE-Kerne: B41, M34, D30, D34; Hochspannung 120kV. Strahlaufhärtungsparameter β_{BH} und die Standardabweichung σ der 17 Materialien.	27
4.3	Summe über den Strahlaufhärtungsparameter β_{BH} der gewebeäquivalenten Materialien bei verschiedenen Röntgenspektren und FBP-Rekonstruktionskernen.	28
4.4	Dual-Energy-Kern D34, Hochspannung 120 kV. Mittleres Bildrauschen $\bar{\sigma}$ aller Materialien in Abhängigkeit des $\text{CTDI}_{\text{vol}32\text{cm}}$ beim Beckenaufbau.	29
4.5	Dual-Energy-Kern D34, Wasseraufbau. INR in Abhängigkeit der Energie der MonoCT-Datensätze für verschiedene Iterationsgrade von SAFIRE.	30
4.6	Dual-Energy-Kern D34, Hochspannung 120 kV, ROI: Zunge. Differenz ΔH zwischen Mittelwert in der ROI und dem Referenzwert aus Tabelle 4.2.	31
4.7	Dual-Energy-Kern D34, Hochspannung 120 kV, ROI: Gewebe 1. Differenz ΔH zwischen Mittelwert in der ROI und dem Referenzwert aus Tabelle 4.2.	31
4.8	Dual-Energy-Kern D34, Hochspannung 120 kV, ROI: Wange 2. Differenz ΔH zwischen Mittelwert in der ROI und dem Referenzwert aus Tabelle 4.2.	32
4.9	Dual-Energy-Kern D34, Hochspannung 120 kV, ROI: Gewebe 1. Artefakt-Index AI der D34-Rekonstruktion und allen iMAR-Korrekturen.	33
4.10	Dual-Energy-Kern D34, Hochspannung 120 kV, ROI: Gewebe 3. Artefakt-Index AI der D34-Rekonstruktion und allen iMAR-Korrekturen.	34
4.11	Mittlerer ICS der vier CT-Bilder aus Abbildung 3.4. ZF steht für eine Rekonstruktion mit der iMAR-Korrektur für Zahnfüllung. Die Rekonstruktion unter Verwendung von SAFIRE Iterationsgrad 5 sind mit SAFIRE gekennzeichnet.	34
5.1	Kontroll-CT-Aufnahme rekonstruiert mit FBP (links) und SAFIRE mit Iterationsgrad 3 (Mitte) und 5 (rechts) bei einem $\text{CTDI}_{\text{vol}32\text{cm}} \approx 6\text{mGy}$	39
.2	Hochspannung von 120 kV, Beckenaufbau. Differenz $\Delta H = H_{\text{SAFIRE}} - H_{\text{FBP}}$ zwischen der FBP und den verschiedenen SAFIRE Iterationsgraden angegeben. (a) D30-Kern, (b) D34-Kern, (c) M30-Kern und (d) M34-Kern.	51

.3	SAFIRE-Kerne: B41, M34, D30, D34, Strahlauvhärtungsparameter β_{BH} und die Standardabweichung σ der 17 Materialien bei den Hochspannungen (a) 80 kV, (b) 100 kV, (c) 120 kV und (d) 140 kV.	52
.4	DECT-Kern D34, Hochspannung 120 kV. Mittleres Bildrauschen $\bar{\sigma}$ aller Materialien in Abhängigkeit des $CTDI_{vol,32cm}$ beim (a) Luftaufbau und (b) Wasseraufbau. . .	52
.5	DECT-Kern D34, INR der verschiedenen Iterationsgrade von SAFIRE in Abhängigkeit der Energie von MonoCT-Datensätzen (a) Luftaufbau und (b) Beckenaufbau.	53
.6	DECT-Kern D34, ROI: Zunge. Differenz ΔH zwischen Mittelwert in der ROI und dem Referenzwert aus Tabelle 4.2 bei der Hochspannung (a) 80 kV, (b) 100 kV, (c) 120 kV und (d) 140 kV.	53
.7	Artifakt-Index AI, DECT-Kern D34, Hochspannung 120 kV in den ROIs (a) Gewebe 3, (b) Wange 1, (c) Wange 2 und (d) Zunge.	54

Tabellenverzeichnis

3.1 Übersicht der verwendeten Materialien mit Kürzel und Massendichte relativ zu Wasser ρ_{rel}	17
3.2 Variation der Hochspannung bei einer konstanten Dosis von $\text{CTDI}_{\text{vol}32\text{cm}} \approx 28,5\text{ mGy}$	18
3.3 Variation der CT-Parameter mit konstanter Spannung von 120 kV bei SECT und 80 kV/ 140 kV bei DECT	18
3.4 Verwendete Rekonstruktionskerne	19
3.5 Auswählbare iMAR-Korrekturen	19
3.6 Regionen anhand deren der ICS bestimmt wird	23
3.7 Bewertungskriterien für die Regionen	23
4.1 Maximale Differenz ΔH_{max} und mittlere Differenz $\overline{\Delta H}$ zwischen dem FBP-Kern und den SAFIRE-Kernen bei einer Hochspannung von 120 kV.	26
4.2 CT-Zahl des Weichteilgewebes im Kopfphantom bei verschiedenen Hochspannungen	30

Danksagung

Mein Dank gilt all denen, die mich bei dieser Arbeit unterstützt haben.

Ich möchte mich bei Herrn Prof. Dr. Arno Straessner vom Institut für Kern- und Teilchenphysik der Technischen Universität Dresden für seine Bereitschaft das Erstgutachten zu dieser Arbeit zu übernehmen, sowie Herrn Prof. Dr. Wolfgang Enghardt vom OncoRay für seine Arbeit als Zweitgutachter herzlich bedanken.

Ebenfalls möchte ich mich ganz herzlich bei Herrn Dr. Christian Richter bedanken, dass ich in seiner Arbeitsgruppe dieses spannende Thema bearbeiten durfte und für die herzliche Aufnahme in die Arbeitsgruppe.

Ganz besonders möchte ich mich bei Herrn Patrick Wohlfahrt für die exzellente Betreuung bedanken. Patrick hat sich für jede meiner Fragen viel Zeit genommen und konnte mich für die Medizinphysik begeistern.

Für die Unterstützung bei dem Erstellen der Graphiken und für die Motivation möchte ich mich bei Julia Krawczak bedanken.

Für die gegenseitige Motivation im gesamten Studium möchte ich mich bei Conrad Zimmermann, Jona Welsch, Mark Niehues, Frabrice Grote, Stefaan Hessmann und Stephan Meschede ganz besonders Bedanken.

Zuletzt gilt mein Dank meinen Eltern, die mir mein Studium ermöglicht haben und mich immer unterstützen.

Anhang

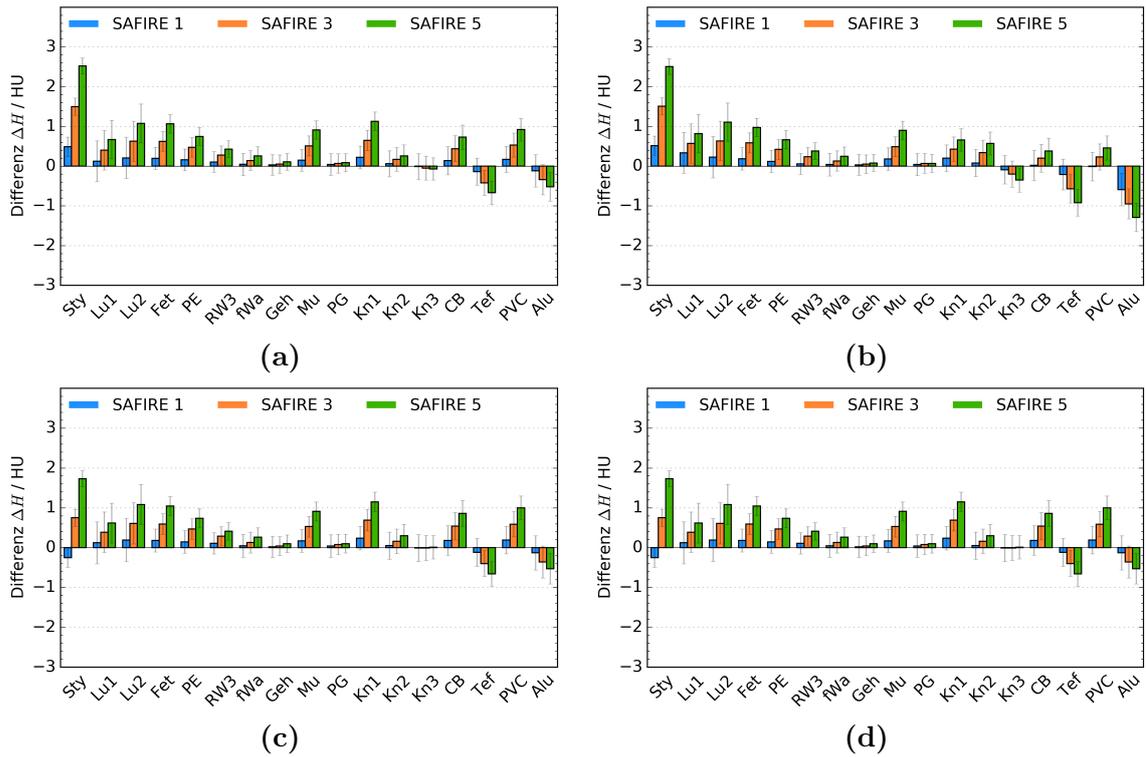


Abbildung .2: Hochspannung von 120 kV, Beckenaufbau. Differenz $\Delta H = H_{\text{SAFIRE}} - H_{\text{FBP}}$ zwischen der FBP und den verschiedenen SAFIRE Iterationsgraden angegeben. (a) D30-Kern, (b) D34-Kern, (c) M30-Kern und (d) M34-Kern.

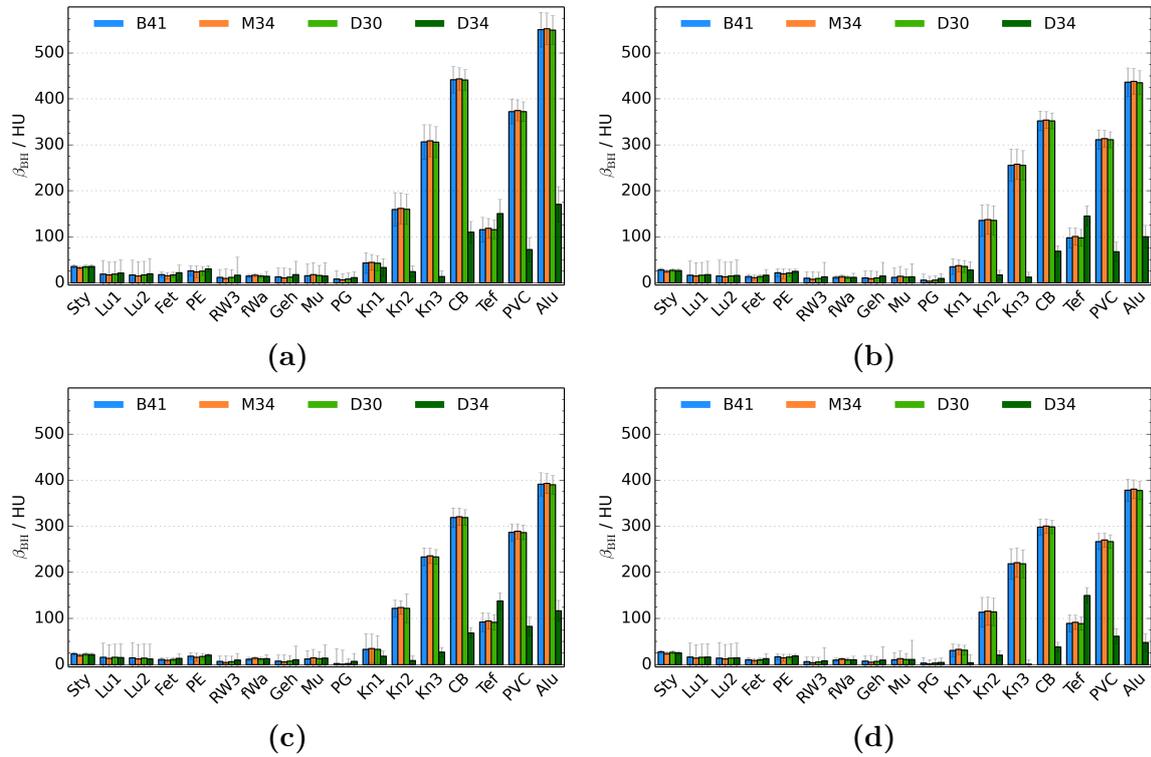


Abbildung .3: SAFIRE-Kerne: B41, M34, D30, D34, Strahlauhärtungsparameter β_{BH} und die Standardabweichung σ der 17 Materialien bei den Hochspannungen (a) 80 kV, (b) 100 kV, (c) 120 kV und (d) 140 kV.

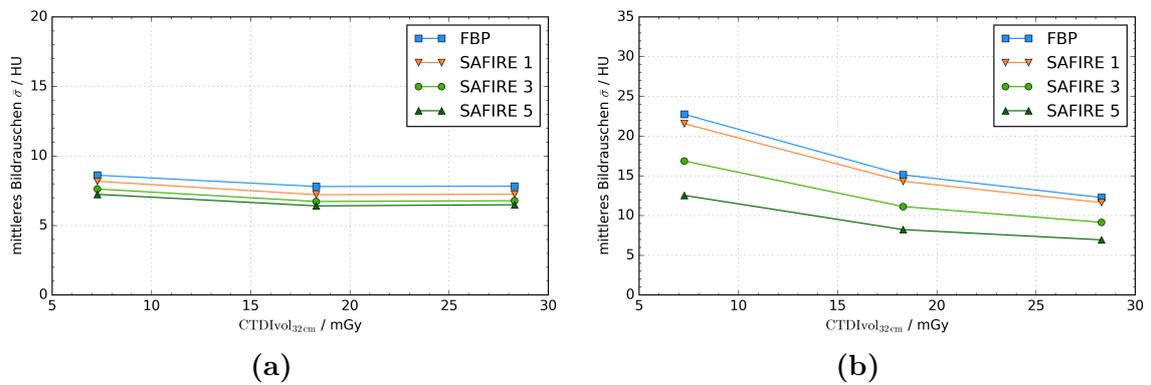


Abbildung .4: DECT-Kern D34, Hochspannung 120 kV. Mittleres Bildrauschen $\bar{\sigma}$ aller Materialien in Abhängigkeit des $CTDI_{vol_{32cm}}$ beim (a) Luftaufbau und (b) Wasseraufbau.

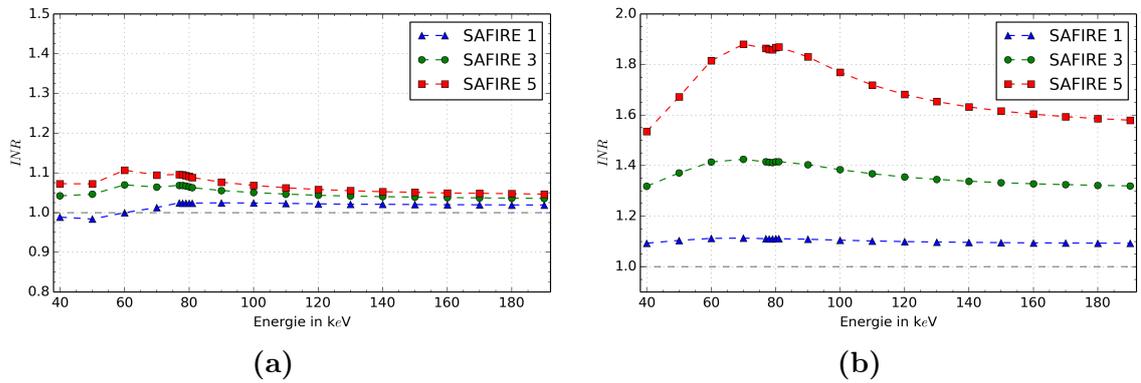


Abbildung .5: DECT-Kern D34, INR der verschiedenen Iterationsgrade von SAFIRE in Abhängigkeit der Energie von MonoCT-Datensätzen (a) Luftaufbau und (b) Beckenaufbau.

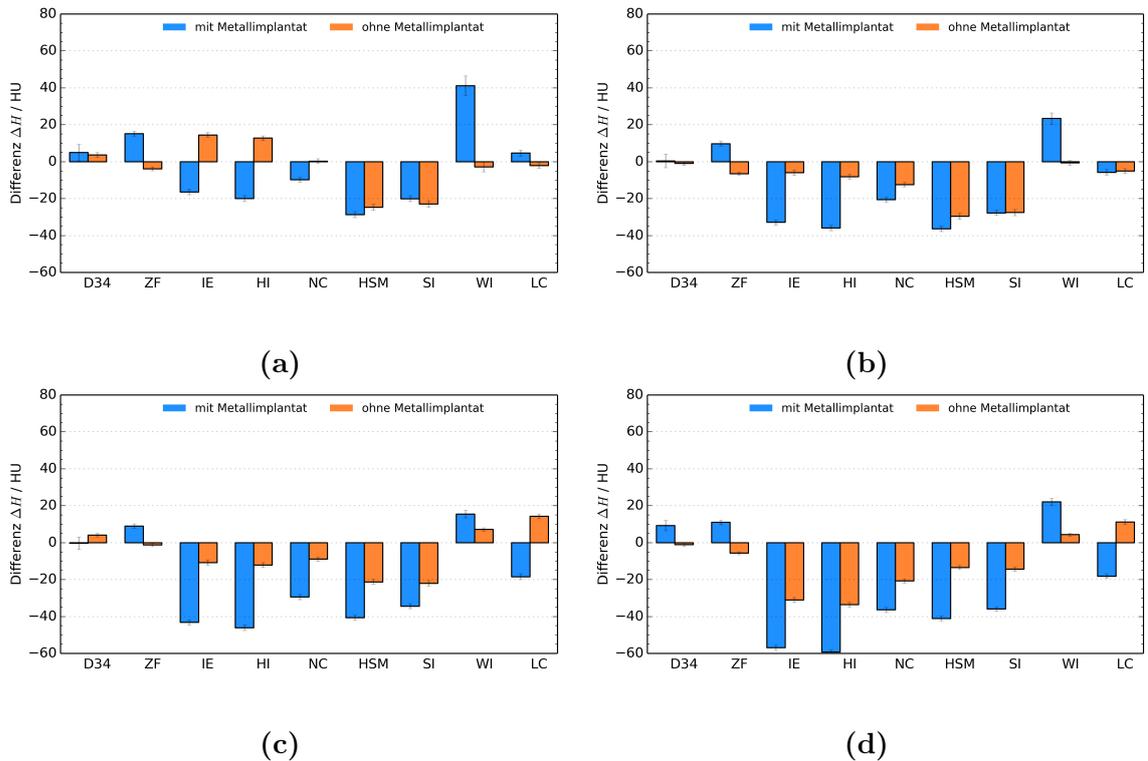


Abbildung .6: DECT-Kern D34, ROI: Zunge. Differenz ΔH zwischen Mittelwert in der ROI und dem Referenzwert aus Tabelle 4.2 bei der Hochspannung (a) 80 kV, (b) 100 kV, (c) 120 kV und (d) 140 kV.

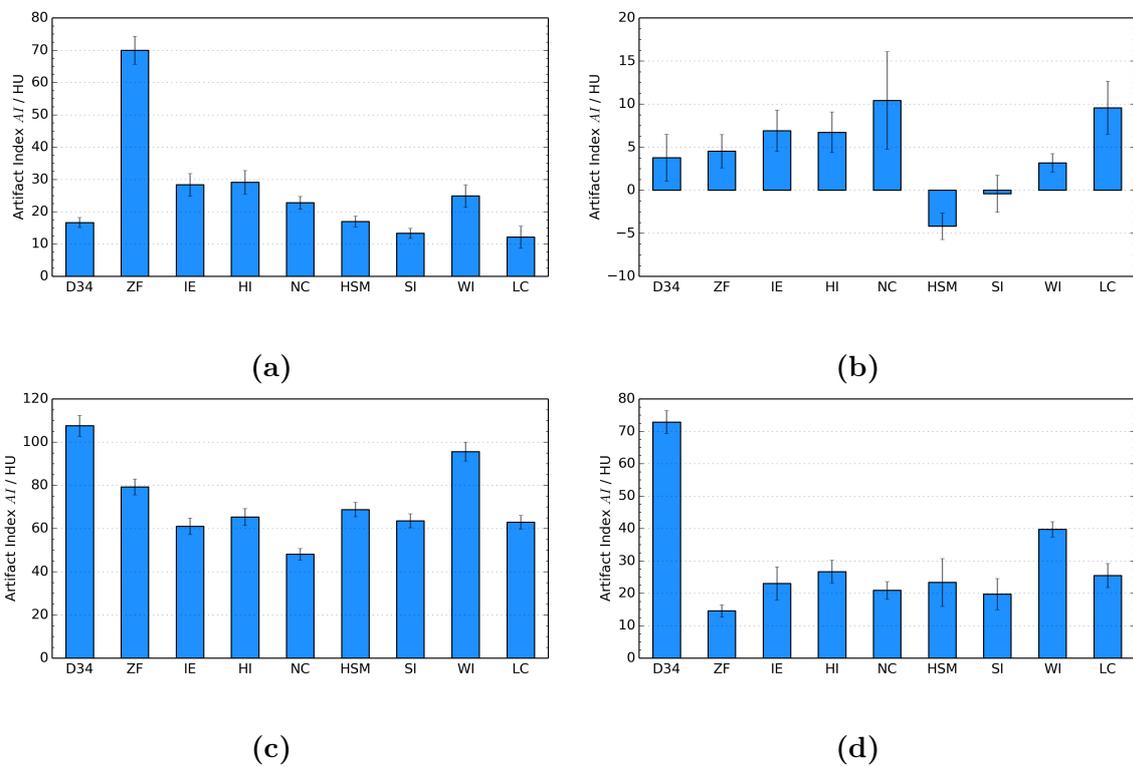


Abbildung .7: Artfakt-Index AI, DECT-Kern D34, Hochspannung 120 kV in den ROIs (a) Gewebe 3, (b) Wange 1, (c) Wange 2 und (d) Zunge.

Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Bachelor-Arbeit mit dem Titel *Evaluierung iterativer Rekonstruktionsverfahren zur Optimierung der Bildqualität und Reduktion von Metallartefakten in der Computertomographie* selbstständig und ohne unzulässige Hilfe Dritter verfasst habe. Es wurden keine anderen als die in der Arbeit angegebenen Hilfsmittel verwendet. Mir ist bekannt, dass die Nichteinhaltung dieser Erklärung zum nachträglichen Entzug des Hochschulabschlusses führen kann.

Felix Christoph Negwer
Dresden, Februar 2016