

Metallartefakte in der Computertomographie. Softwarebasierte Ansätze zur Artefaktreduktion

Bärbel Kratz, Thorsten M. Buzug
Institut für Medizintechnik
Universität zu Lübeck
Ratzeburger Allee 160
23538 Lübeck
{kratz, buzug}@imt.uni-luebeck.de

Abstract: In der Computertomographie führen Metallobjekte innerhalb des durchstrahlten Körpers zu einer nichtlinearen Veränderung des Röntgenspektrums. Nach Rekonstruktion der Schnittbilder aus diesen inkonsistenten Projektionsdaten treten häufig sternförmige Artefakte um die Metallobjekte herum auf. Diese Beeinträchtigung der Bildqualität kann dazu führen, dass die Bilder entweder nicht mehr zur Diagnose geeignet sind oder es gar zu einer Fehldiagnose aufgrund von fehlerhaften Bildstrukturen kommt. Hier soll gezeigt werden, wie mit Methoden der Informatik Defizite des physikalischen Messprozesses kompensiert werden können. Die standardmäßig verwendete gefilterte Rückprojektion (FBP) erweist sich als sehr empfindlich gegenüber inkonsistenten Radondaten. Zur Verbesserung metallbeeinflusster Daten ist somit, neben einer Sinogrammrestauration, die Verwendung alternativer Rekonstruktionsverfahren sinnvoll. In diesem Beitrag werden verschiedene Verfahren zur Datenneubestimmung im Radonraum präsentiert, sowie ein zur FBP alternativer Rekonstruktionsansatz betrachtet, welcher exemplarisch Vorteile im Anwendungsbereich von Metallartefaktreduktionen verdeutlicht. Diese Verfahren, sowie mögliche methodische Kombinationen, werden abschließend anhand eines anthropomorphen Torsophantoms mit entsprechendem Referenzdatensatz technisch validiert.

1 Einführung

Die Bildgebung in der Computertomographie (CT) basiert auf der Abschwächung von Röntgenstrahlung durch ein Objekt, repräsentiert durch $I(s) = I(0) \exp(-\int_0^s \mu(\eta) d\eta)$ mit der Anfangsintensität $I(0)$, den Abschwächungskoeffizienten μ auf der zurückgelegten Strecke s , der am Detektor erfassten Intensität $I(s)$ und der Position η . Metallobjekte, z. B. Zahnfüllungen oder Implantate, weisen einen sehr hohen Abschwächungskoeffizienten auf. Ab einer gewissen Metalldicke kann es zu einer so genannten Totalabsorption der Röntgenstrahlung kommen. Dies widerspricht zwar der theoretisch definierten Abschwächung, in der Praxis liegt das Nutzsignal jedoch unter der Rauschschwelle und kann nicht mehr differenziert werden.

Ebenfalls problematisch sind starke Kanten, welche zwischen dem Metallobjekt und seiner Umgebung typischerweise existieren. Die Änderung des Abschwächungsgrads nimmt in diesen Bereich besonders hohe Werte an. Sollte diese Region durch ein gemeinsames

Detektorelement erfasst werden, so geschieht eine Mittelung aller involvierten Koeffizienten μ und der resultierende Wert wird dem Element zugewiesen. Der Logarithmus einer linearen Mittelung stimmt jedoch nicht mit der Summe der Logarithmen überein. Dadurch ergibt sich ein mittleres $\bar{\mu}$, welches nicht zu den mittleren Intensitäten $\bar{I}(s)$ passt. Dieser Vorgang wird als Partialvolumeneffekt bezeichnet.

Ein weiteres Problem sind sogenannte Aufhärtingsartefakte. Das Spektrum einer Röntgenröhre ist nicht monochromatisch. Die Strahlenabsorption ist von Energie abhängig, wobei niederenergetische Strahlen stärker absorbiert werden als höher energetische Strahlen, was zu einer Erhöhung der mittleren Energie des Gesamtspektrums führt. Dieser Vorgang tritt bei allen Gewebearten auf, ist jedoch bei Metallen um ein Vielfaches verstärkt.

Die beschriebenen Effekte führen zu Inkonsistenzen in den aufgenommenen Radondaten. Die CT-Standardrekonstruktion, die gefilterte Rückprojektion (FBP), setzt jedoch ideale Verhältnisse voraus. Die erfassten Daten werden während der Rekonstruktion über den Bildbereich zurück verschmiert, wodurch sich die Metallinkonsistenzen auf das gesamte Bild auswirken.

Eine Möglichkeit, Metallartefakte zu reduzieren, liegt in der Nichtverwendung der metallbeeinflussten Daten zur Rekonstruktion des CT-Bildes. In der Vergangenheit wurde eine Vielzahl von möglichen Ansätzen zur Neubestimmung der Radonwerte vorgestellt, z. B. durch Interpolationen [KHE87, WK04, RLP⁺03], Gradienteninformationen [BRS⁺04, OKK⁺08], Wavelets [ZRW⁺00] oder durch Veränderung, bzw. nur teilweise Betrachtung der erfassten Metallwerte [LFN09].

Hier werden beispielhaft einige Interpolationen betrachtet, die zur Sinogrammrestauration verwendet werden können. Da sich die standardmäßig verwendete FBP nachteilig auf Ergebnisse von Metallartefaktreduktionen (MAR) auswirken kann, wird daran anschließend die Verwendung eines alternativen Rekonstruktionsprozesses betrachtet. Dazu wird exemplarisch eine statistische, gewichtete Maximum Likelihood Expectation Maximization (MLEM) Rekonstruktion verwendet, wie sie in [OB06] vorgeschlagen wurde. Abschließend werden die vorgestellten Verfahren, sowie ausgewählte Kombinationen anhand eines Torsophantoms betrachtet und miteinander verglichen.

2 Material

Die Ergebnisse der MAR-Methoden, auf die im Folgenden eingegangen wird, werden auf Basis von zwei CT-Datensätzen präsentiert. Dabei handelt es sich um separate Aufnahmen eines anthropomorphen Torsophantoms (CIRS Inc.), mit und ohne Metallmarker. Durch diese Vorgehensweise der Aufnahme erhält man zu einem metallbeeinflussten Datensatz eine entsprechende Referenzmessung.

Abbildung 1 zeigt in der oberen Zeile den Metalldatensatz und in der unteren Zeile die Referenz, im Radonraum (a), sowie nach der FBP im Bildbereich (b).

Basierend auf diesen Daten kann daraufhin ein Vergleich zwischen den verschiedenen MAR-Ergebnissen und dem Referenzdatensatz durchgeführt werden. Da sich zwei CT-

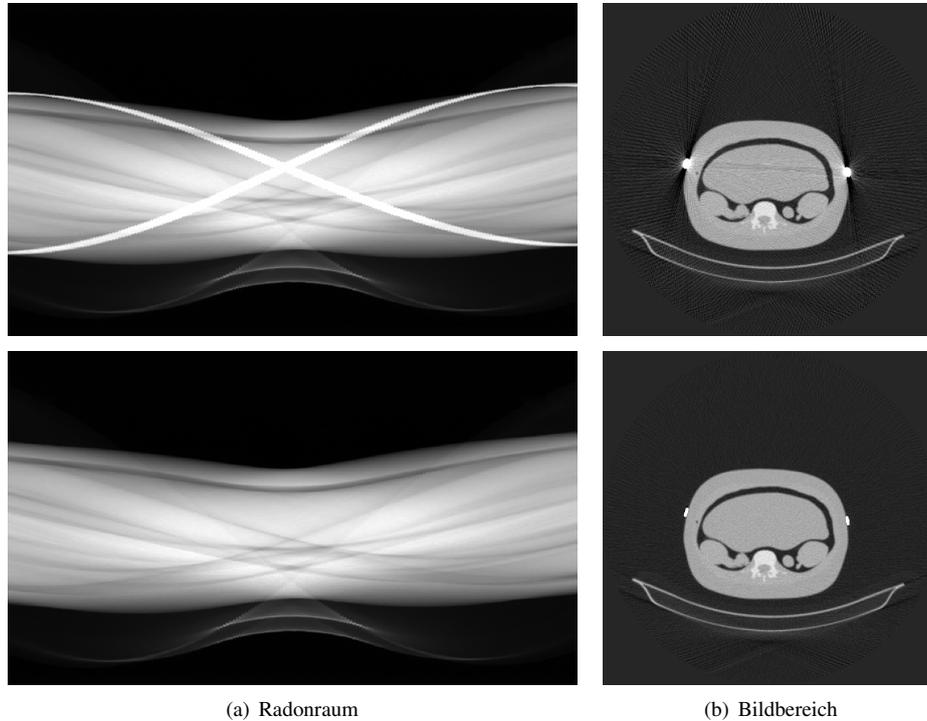


Abbildung 1: Metalldatensatz (obere Zeile) und Referenzdatensatz (untere Zeile) im Radonraum (a) und nach der FBP im Bildbereich (b).

Aufnahmen immer um einen gewissen Rauschanteil voneinander unterscheiden, sollten so viele Originaldaten wie möglich verwendet werden. Eine Kombination von Original- und Referenzdaten in den metallbeeinflussten Bereichen führt zu einer bestmöglichen Referenz.

3 Methoden

Im Folgenden werden Beispiele zur Reduktion von Metallartefakten vorgestellt, basierend auf Spline, sowie Fourierinterpolationen und eine alternative Rekonstruktionsmethode. Daran anschließend werden zu diesen Methoden, ausgehend von den Beispieldatensätzen aus Abbildung 1, die einzelnen Ergebnisse betrachtet und im Hinblick auf die Qualität der Reduktion von Metallartefakten bewertet.

Neubestimmung von Radondaten

Durch eine geeignete Maskierung können metallbeeinflusste und unbeeinflusste Daten separiert werden. Eine Schwellwertanwendung auf das rekonstruierte Metallbild ergibt eine adäquate, nach Möglichkeit leichte Übersegmentierung aller Metalle. Das Teilbild mit allen Metallobjekten führt, durch eine Vorwärtsprojektion zurück in den Radonraum, zu einer Maske für das ursprüngliche Sinogramm.

Sei $p(\mathbf{r})$, $\mathbf{r} = (\gamma, \xi)$, definiert als die R gemessenen Radonwerte an den Positionen \mathbf{r} in Abhängigkeit vom Projektionswinkel γ und der Detektorposition ξ . Nach der Segmentierung von \bar{R} metallbeeinflussten Radonwerten an den Stellen $\bar{\mathbf{r}}_n$, stehen noch $M' = R - \bar{R}$ unbeeinflusste Daten an den Positionen \mathbf{r}'_j zur Verfügung. Basierend auf diesen Daten können unterschiedliche Verfahren durchgeführt werden, um die fehlenden Werte neu zu bestimmen.

Zahlreiche interpolationsbasierte Verfahren wurden für diese Anwendung in den letzten Jahren veröffentlicht. Bereits 1987 wurde in [KHE87] eine Möglichkeit vorgestellt, das Problem von Metallartefakten basierend auf einer Neuinterpolation zu reduzieren. Der Ansatz basiert auf einer Polynominterpolation, durch

$$s_j(\xi) = \sum_{l=0}^{n-1} c_{l,j}(\xi - \xi_j)^l \quad (1)$$

innerhalb jeder Sinogrammspalte. Für die lineare Interpolation gilt dabei $n = 2$ und für den kubischen Fall $n = 4$ [RLP⁺03]. Die Koeffizienten $c_{l,j}$ ergeben sich als Lösungen eines linearen Gleichungssystems (Näheres zur Vorgehensweise siehe z. B. [PTV02]).

Eine weitere Möglichkeit bietet die Anwendung von Fouriertransformationen. Ausgehend von den maskierten Sinogrammdaten $p(\mathbf{r}'_j)$ ist eine Fouriertransformation in beliebiger Dimension theoretisch möglich. Durch geeignete Wahl der Auswertungspunkte bei einer darauf folgenden inversen Fouriertransformation, kann eine Bestimmung der gesuchten Werte erreicht werden. Problematisch verhält sich bei diesem Ansatz jedoch die Voraussetzung der schnellen Fouriertransformation (FFT) [PTV02], für die die Stützstellen äquidistant verteilt vorliegen müssen. Diese Bedingung ist im Falle der Sinogrammrestauration nicht erfüllt. Ohne die Verwendung der FFT-Algorithmen, welche eine verhältnismäßig geringe Komplexität von $O(R \log R)$ aufweisen, ist dieser MAR-Ansatz nicht in akzeptabler Berechnungszeit möglich. Eine Lösung bietet die Umsetzung einer nichtäquidistanten schnellen Fouriertransformation (NFFT) [PST01], welche als C-Bibliothek verfügbar ist [KKP06]. Die Positionen \mathbf{r}'_j im Radonraum werden für diesen Ansatz als beliebig verteilt interpretiert und für eine NFFT als Stützstellen verwendet. Für beliebige Dimension kann dann die NFFT durchgeführt werden, gegeben durch

$$p(\mathbf{r}'_j) = \sum_{\kappa=0}^{R-1} \hat{p}_{\kappa} e^{2\pi i k_{\kappa}^T \mathbf{r}'_j}, \quad j = 0, \dots, M' - 1. \quad (2)$$

Dabei entspricht $k_{\kappa} \in \left[-\frac{R_1}{2}, \frac{R_1}{2}\right] \times \dots \times \left[-\frac{R_d}{2}, \frac{R_d}{2}\right]$ äquidistanten Frequenzen im Fourierraum, R_1, \dots, R_d den unterschiedlichen Dimensionen des zugrundeliegenden Datensatzes mit der Gesamtzahl von Daten $R = R_1 \cdot \dots \cdot R_d$, M' der Anzahl von gegebenen

Stützstellen \mathbf{r}'_j und schließlich \hat{p}_κ den Fourierkoeffizienten. Durch Auswerten von (2) an den Metallpositionen $\bar{\mathbf{r}}_n$ werden die Werte im Maskenbereich interpoliert. Die Matrix-Vektor-Schreibweise von (2) ist gegeben durch

$$\mathbf{p} = \mathbf{B}\hat{\mathbf{p}}, \quad \mathbf{p} = (p(\mathbf{r}'_j))_{j=0}^{M'-1}, \quad \mathbf{B} = \left(e^{2\pi i k_\kappa^\top \mathbf{r}'_j} \right)_{\kappa,j=0}^{R-1, M'-1}, \quad \hat{\mathbf{p}} = (\hat{p}_\kappa)_{\kappa=0}^{R-1}. \quad (3)$$

Für die Anwendung der Sinogrammfüllung ist (3) unterbestimmt, da die Anzahl von gegebenen Werten M' kleiner ist, als die Anzahl von gesuchten Werten R . Das Gleichungssystem (3) kann durch konjugierte Gradientenmethoden (CG) gelöst werden [KP07]. Die NFFT weist insgesamt eine Komplexität von $O(R \log R + \epsilon M)$ auf, wobei ϵ den gewünschten Grad an Genauigkeit der Transformation festlegt. Durch die iterative CG-Methode ergibt sich eine Gesamtkomplexität von $O(\tau(R \log R + \epsilon M))$, mit einer Iterationsanzahl von τ . Diese Lösung ist somit bezogen auf ihre Rechenkomplexität für hinreichend kleine τ durchaus anwendbar und bietet einen universellen Ansatz zur Reduktion von Metallartefakten.

Alternative Bildrekonstruktion

Die zur CT-Rekonstruktion standardmäßig verwendete FBP erweist sich als sehr anfällig für Inkonsistenzen innerhalb der Radondaten (siehe auch [Nat86, LFN09]). Mögliche Alternativen bieten iterative Rekonstruktionsansätze, die diejenige Lösung des linearen Gleichungssystems $\mathbf{p} = \mathbf{A}\mathbf{f}$ suchen, welche die entsprechende Fehlernorm $\|\mathbf{p} - \mathbf{A}\mathbf{f}\|_2$ minimiert. Bei dem Vektor \mathbf{p} handelt es sich um alle erfassten Radonwerte, \mathbf{f} repräsentiert das zu rekonstruierende Bild und Matrix \mathbf{A} wird häufig als Systemmatrix bezeichnet [Tof96] und beinhaltet Informationen über den Strahlenverlauf durch \mathbf{f} .

Im Folgenden wird als Beispiel eines alternativen Rekonstruktionsverfahrens die statistische Maximum Likelihood Expectation Maximization (MLEM) Methode betrachtet, welche 1984 in [LC84] vorgestellt wurde. Eine angepasste Variante des Verfahrens kann durch geeignete Gewichtung während der Rekonstruktion erreicht werden [OB06]. Durch Iteration von

$$f_r^{*(k+1)} = f_r^{*(k)} \frac{\sum_{s=0}^{R-1} \lambda_s a_{s,j} e^{-\sum_{j=0}^{N-1} \lambda_s a_{s,j} f_j^{*(k)}}}{\sum_{s=0}^{R-1} \lambda_s a_{s,r} e^{-\lambda_s p_s}} \quad (4)$$

ergibt sich das gesuchte (erwartete) Bild mit beliebigem Startwert $f_r^{*(0)}$. Der Laufindex $s = 0, \dots, R-1$ durchläuft alle gegebenen Projektionswerte und $r = 0, \dots, N-1$ alle Pixel. Durch die Gewichtungen mit $0 \leq \lambda_s \leq 1$ kann die Glaubwürdigkeit jedes Projektionswertes festgelegt werden und zu einer potentiell besseren Rekonstruktion führen. Die Grenze $\lambda_s = 0$ erlaubt keinerlei Einfluss der Daten auf die Rekonstruktion und $\lambda_s = 1$ bezieht den Wert ohne Einschränkung mit in die Rekonstruktion ein (vom Metall nichtbeeinflusste Daten erhalten dem entsprechend immer die Gewichtung $\lambda_s = 1$). Durch Variation der Gewichte kann abhängig von den verwendeten Daten ein optimaler Kompromiss zwischen den neuermittelten Daten und dem Weglassen der Werte gefunden werden.

4 Ergebnisse

Die vorgestellten MAR-Methoden wurden auf dem Metalldatensatz aus Abbildung 1 angewendet und eine Fehleranalyse durch den jeweiligen relativen Fehler $\|\mathbf{f}_r - \mathbf{f}_m\|_2 / \|\mathbf{f}_r\|_2$ durchgeführt, wobei \mathbf{f}_r dem Referenzdatensatz und \mathbf{f}_m den jeweiligen MAR-Ergebnissen entspricht. Im Radonraum sind dabei nur die Werte im Maskenbereich von Interesse, da nur diese neu ermittelt wurden. Bei den rekonstruierten Bildern werden die Fehler über alle Daten ermittelt, um die strahlenförmigen Artefakte über das gesamte Bild mit einzu- beziehen. Des Weiteren werden die Kombinationen der Sinogrammrestaurationen und der λ -MLEM-Rekonstruktion im Hinblick auf eine weitere potentielle Verbesserung betrachtet.

Abbildung 2 zeigt die Interpolationsergebnisse für die lineare (a), kubische (b) und NFFT-Interpolation, wobei für den letzteren Ansatz $d = 2$ gewählt wurde.

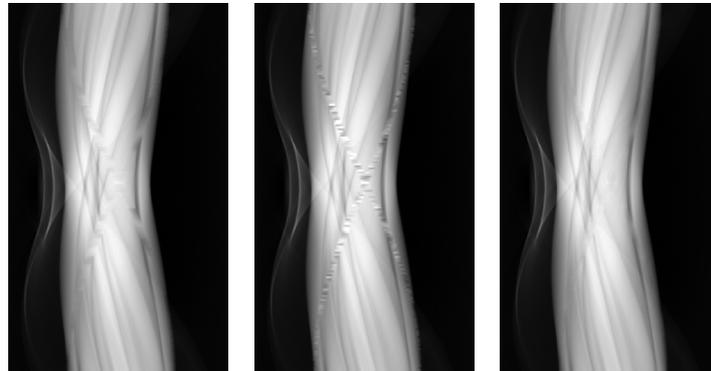
Bereits ohne weitere Vergleichsmetriken erscheinen die eindimensionalen Interpolationsansätze für die MAR-Verwendung zu beschränkt, deutlich heben sich die interpolierten Daten von der Umgebung ab. Das NFFT-Ergebnis erscheint im Gegensatz dazu homogener, Sinusoide werden ansatzweise durch den Maskenbereich logisch fortgesetzt. Dieser Eindruck bestätigt sich in den relativen Fehlern, dargestellt in Tabelle 1. Im Maskenbereich weist die NFFT die geringste Abweichung zum Referenzsinogramm auf.

Tabelle 1: Relative Fehler der verschiedenen Interpolationen.

	Metall	Linear	Kubisch	NFFT
Radonraum	0.5066	0.0767	0.0956	0.0520
FBP	0.2720	0.1090	0.0975	0.0851
MLEM	0.0994 ($\lambda = 0$)	0.0802 ($\lambda = 0.4$)	0.0698 ($\lambda = 0.5$)	0.0637 ($\lambda = 0.6$)

Nach der FBP-Rekonstruktion (in Abbildung 3 zu sehen) sind die ursprünglichen Metallartefakte zwar reduziert worden, allerdings ergeben sich durch die Interpolationen neue Artefakte, die zwischen der ursprünglichen Metallposition und anderen Bildobjekten verlaufen. Unter Betrachtung der relativen Abweichung zur Referenz über das gesamte rekonstruierte Bild, ist festzustellen, dass die NFFT-Variante die beste Annäherung zu liefern scheint.

Durch Verwendung der MLEM-Rekonstruktion kann für alle Methoden eine weitere Verbesserung erreicht werden, was sich bereits visuell (Abbildung 4) feststellen lässt und sich ebenfalls durch reduzierte Fehler (Tabelle 1 unten) bestätigt. Dargestellt sind jeweils die besten Ergebnisse, die qualitative Reihenfolge der einzelnen Interpolationen bleibt jedoch mit jeder Gewichtung gleich.

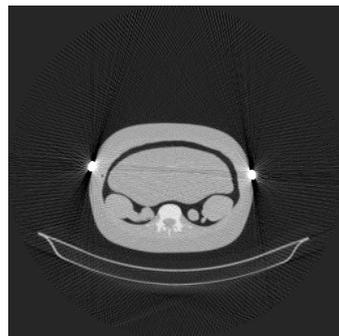


(a) Linear

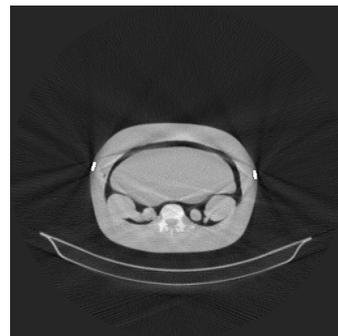
(b) Kubisch

(c) NFFT

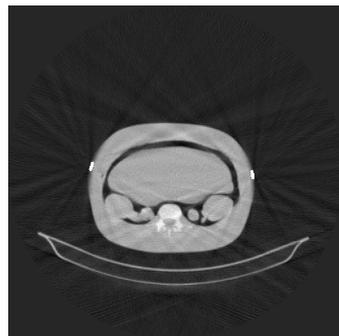
Abbildung 2: Ergebnisse der Interpolationen im Radonraum.



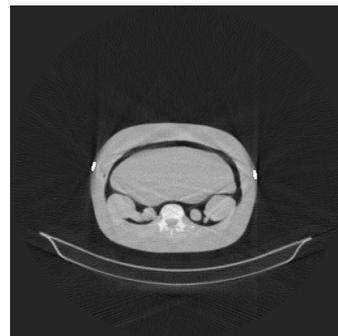
(a) Metall



(b) Linear



(c) Kubisch



(d) NFFT

Abbildung 3: Rekonstruktionen mit FBP: Metall (a), lineare (b), kubische (c) und NFFT-Interpolation (d).

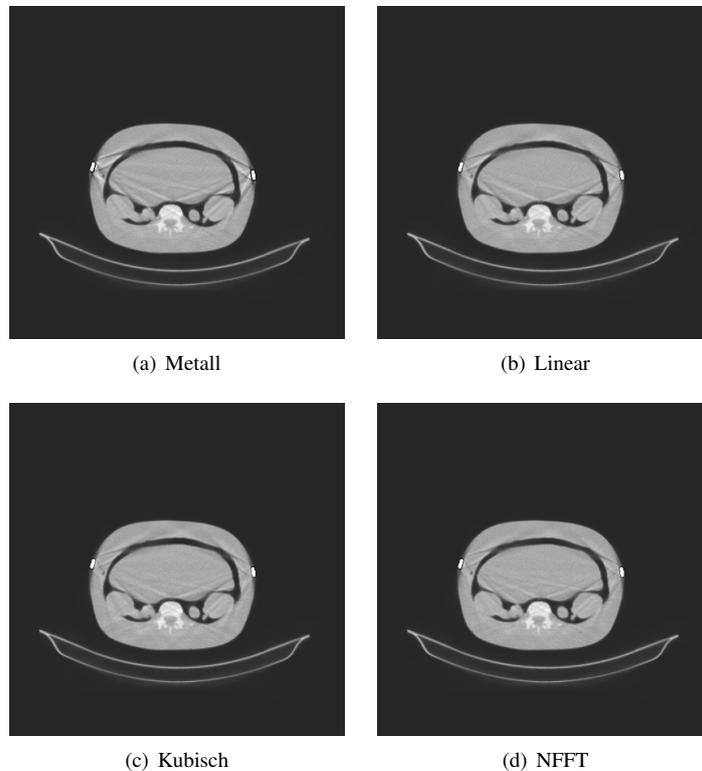


Abbildung 4: Die besten λ -MLEM Ergebnisse: Metall (a), lineare (b), kubische (c) und NFFT-Interpolation (d).

5 Diskussion und Ausblick

Die Ergebnisse der 1D-Interpolationen erscheinen bereits im Radonraum als nicht zufriedenstellende Annäherung zu den restlichen Daten. Dies resultiert nach der Rekonstruktion in zahlreiche neue Artefakte. Eine Interpolation als MAR-Anwendung sollte somit nach Möglichkeit nicht auf die erste Dimension beschränkt sein.

Durch die NFFT-Anwendung unter Einbeziehen der zweiten Dimension ergeben sich verbesserte Ergebnisse im Radonraum, einzelne Kurvenstrukturen können korrekt im Maskenbereich fortgesetzt werden. Die Dimensionserweiterung erscheint intuitiv sinnvoll, da die zu interpolierenden Daten in der zweiten Dimension vorliegen. Eine Erweiterung der meisten anderen (hier bei der linearen und kubischen) Interpolationen ist nicht ohne Weiteres umsetzbar, da unter anderem aufwändige Nachbarschaftsdefinitionen vorgenommen werden müssten.

Nach der FBP-Rekonstruktion aller Interpolationsergebnisse ergibt sich eine reduzierte

Anzahl von Metallartefakten, jedoch entstehen ebenfalls neue Fehler. In Kombination mit der λ -MLEM-Rekonstruktion liefern alle Methoden bessere Annäherungen an die Referenz, insbesondere der NFFT-Ansatz liefert erneut die besten Ergebnisse.

Im Anwendungsbereich von Metallartefakten sollte somit auf die Anwendung der FBP nach Möglichkeit verzichtet werden und alternativ iterative Verfahren, wie die hier verwendete MLEM-Rekonstruktion, verwendet werden. Weitere Ansätze ergeben sich durch die Fortsetzung der Dimensionserhöhung auf dreidimensionale Datensätze, in der Erwartung einer weiteren Verbesserung der MAR-Ergebnisse. Alternativ zur vollständigen Beseitigung der metallbeeinflussten Daten sollte zudem eine teilweise Einbeziehung dieser Informationen in die Interpolation in Betracht gezogen werden.

Danksagung

Die Autoren möchten sich bei May Oehler für die Bereitstellung ihrer Rekonstruktionsmethoden, sowie der Phantomdaten zur weiteren Verwendung bedanken.

Literatur

- [BRS⁺04] M. Bertram, F. Rose, D. Schäfer, J. Wiegert und T. Aach. Directional interpolation of sparsely sampled cone-beam CT sinogram data. In *Proceedings of IEEE International Symposium on Biomedical Imaging*, Seiten 928 – 931, 2004.
- [KHE87] W. A. Kalender, R. Hebel und J. Ebersberger. Reduction of CT Artifacts caused by Metallic Implants. *Radiology*, 164:576 – 577, 1987.
- [KKP06] J. Keiner, S. Kunis und D. Potts. NFFT3.0, Softwarepackage, C subroutine library, 2006.
- [KP07] S. Kunis und D. Potts. Stability results for scattered data interpolation by trigonometric polynomials. *SIAM J. Sci. Comput.*, 29:1403 – 1419, 2007.
- [LC84] K. Lange und R. Carson. EM Reconstruction Algorithms for Emission and Transmission Tomography. *Journal of computer assisted tomography*, 8:306 – 316, 1984.
- [LFN09] C. Lemmens, D. Faul und J. Nuyts. Suppression of Metal Artifacts in CT Using a Reconstruction Procedure That Combines MAP and Projection Completion. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 28(2):250 – 260, 2009.
- [Nat86] F. Natterer. *The Mathematics of Computerized Tomography*. Wiley, New York, 1986.
- [OB06] M. Oehler und T. M. Buzug. Maximum-Likelihood-Ansatz zur Metallartefaktreduktion bei der Computertomographie. In *BVM*, Seiten 36 – 40, 2006.
- [OKK⁺08] M. Oehler, B. Kratz, T. Knopp, J. Müller und T. M. Buzug. Evaluation of Surrogate Data Quality in Sinogram-Based CT Metal-Artefact Reduction. In *SPIE Symposium on Optical Engineering - Image Reconstruction from Incomplete Data Conference*, Jgg. 7076-07, Seiten 1 – 10, 2008.

- [PST01] D. Potts, G. Steidl und M. Tasche. Fast Fourier transforms for nonequispaced data: A tutorial. *Modern Sampling Theory: Mathematics and Application*, Birkhäuser, Boston, Seiten 247 – 270, 2001.
- [PTV02] W. H. Press, S. A. Teukolsky und W. T. Vetterling. *Numerical Recipes in C++*. Cambridge University Press, UK, 2002.
- [RLP⁺03] J. C. Roeske, C. Lund, C. A. Pelizzari, X. Pan und A. J. Mundt. Reduction of computed tomography metal artifacts due to the Fletcher-Suit applicator in gynecology patients receiving intracavitary brachytherapy. *Brachytherapy*, 2:207 – 214, 2003.
- [Tof96] P. Toft. The Radon Transform, Theory and Implementation. Dissertation, Technical University of Denmark, 1996.
- [WK04] O. Watzke und W. A. Kalender. A pragmatic approach to metal artifact reduction in CT: merging of metal artifact reduced images. *Eur Radiol Physics*, 14:849 – 856, 2004.
- [ZRW⁺00] S. Zhao, D. D. Robelton, G. Wang, B. Whiting und K. T. Bae. X-ray CT metal artifact reduction using wavelets: An application for imaging total hip prostheses. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 19(12):1238 – 1247, 2000.