

Vorwissensbasierte NFFT zur CT-Metallartefaktreduktion

Bärbel Kratz, May Oehler, Thorsten M. Buzug

Institut für Medizintechnik, Universität zu Lübeck
kratz@imt.uni-luebeck.de

Kurzfassung. Metallobjekte können bei einer CT-Aufnahme zu Artefakten im rekonstruierten Bild führen. Um diesen Einfluss zu reduzieren und die resultierende Bildqualität zu erhöhen, ist eine Artefaktreduktion möglich. In dieser Arbeit wird ein Verfahren basierend auf nicht-äquidistanten Fouriertransformationen (NFFT) als Reduktionsmöglichkeit betrachtet. Durch geeignete Dämpfung dieser Transformation kann Vorwissen einbezogen werden. In Abhängigkeit von der Korrektheit dieser Informationen, kann die resultierende Bildqualität stark variieren. Es werden verschiedene Möglichkeiten der Vorwissensintegration betrachtet und mit NFFT-Interpolationsergebnissen ohne Verwendung dieser a-priori Informationen verglichen.

1 Einleitung

Die Computertomographie (CT) ist eines der am weitesten verbreiteten bildgebenden Verfahren in der medizinischen Diagnostik. Metallobjekte führen bei einer CT-Aufnahme zu starken Inkonsistenzen in den aufgenommenen Rohdaten, wodurch während der Bildrekonstruktion sternförmige Artefakte entstehen. Um die Bildqualität zu erhöhen und damit eine korrekte Diagnose zu unterstützen, kann eine Metallartefaktreduktion (MAR) durchgeführt werden. In den vergangenen drei Jahrzehnten wurden viele MAR-Methoden entwickelt, wobei das Ersetzen der inkonsistenten Rohdaten eine weit verbreitete Strategie ist. Die Datenneubestimmung kann auf verschiedene Arten vorgenommen werden, beispielsweise durch eine Interpolation [1] oder durch nur teilweises Einbeziehen der metallbeeinflussten Rohdaten [2]. Trotz dieser neu ermittelten Daten beinhaltet der Datensatz je nach Qualität der Neubestimmung weiterhin Inkonsistenzen, die zu neuen Artefakten im rekonstruierten Bild führen. Da die überwiegend verwendete gefilterte Rückprojektion (FBP) als Rekonstruktionsschritt sehr sensibel auf diese residualen Inkonsistenzen reagiert, kann daher zusätzlich zur Datenneubestimmung eine alternative Rekonstruktionsmethode in Betracht gezogen werden.

In dieser Arbeit wird ein Interpolationsansatz basierend auf nichtäquidistanten Fouriertransformationen (NFFT) [3] verwendet, wie er in [4] zur Artefaktreduktion präsentiert wurde. Dieses Verfahren ist auf verschiedene Arten auf die konkrete Fragestellung optimierbar. Je nach Vorliegen der zu bearbeitenden Daten kann zum Beispiel eine angepasste Interpolationsdimension gewählt werden.

Dadurch werden nicht nur parallele Projektionspfade mit in den Interpolationsschritt einbezogen.

Des Weiteren ist die Verwendung von Vorwissen möglich, sofern dieses gegeben ist, was zu einer deutlich verbesserten Bildqualität führen kann. Zwei verschiedene Integrationsmöglichkeiten von a-priori Informationen werden folgend vorgestellt und abschließend mit NFFT-Interpolationsergebnissen ohne Vorwissen verglichen.

2 Material und Methoden

Die MAR-Methoden werden auf zwei verschiedene CT-Datensätze angewendet. Zur Evaluierung wurden zwei Aufnahmen eines anthropomorphen Torsophantoms (CIRS Inc.) durchgeführt, mit und ohne Metallobjekte. So ergibt sich zu einem metallbeeinflussten Datensatz (Abb. 1(a) im Radonraum und 1(b) im Bildbereich) ein Referenzdatensatz, mit dem zur Bewertung der MAR-Ergebnisse ein Vergleich durchgeführt werden kann. Anhand eines Hüftimplantat-Datensatzes (Abb. 1(c) im Radonraum und 1(d) im Bildbereich) soll außerdem ein Beispiel der MAR-Anwendung für klinische Daten gegeben werden.

Seien $p(\mathbf{r})$, $\mathbf{r} = (\gamma, \xi)$ die erfassten Radondaten an den Positionen \mathbf{r} mit Projektionswinkel γ und Detektorposition ξ . Um eine Neubestimmung der metallbeeinflussten Daten vorzunehmen, wird zuvor eine Separierung von metallbeeinflussten und nicht beeinflussten Daten benötigt. Durch eine vorläufige FBP-Rekonstruktion und eine Schwellwertanwendung kann eine Maske gewonnen werden, die transformiert in den Radonraum eine Trennung der Metalldaten \bar{R} an den Stellen $\bar{\mathbf{r}}_n$ und den restlichen Daten R' an den Positionen \mathbf{r}'_j ermöglicht. Nach diesem Maskierungsschritt können die entfernten Werte auf Basis der verbliebenen Daten neu bestimmt werden.

Wie in [4] vorgestellt, kann nach der Maskierung im Radonraum - basierend auf den verbleibenden, nichtäquidistant verteilten Stützpunkten \bar{R} - eine Dateneubestimmung durch eine zweidimensionale NFFT [3] durchgeführt werden, welche in Matrix-Vektorschreibweise durch

$$\mathbf{p} = \mathbf{B}\hat{\mathbf{p}}, \text{ mit } \mathbf{p} = (p(\mathbf{r}'_j))_{j=0}^{R'-1}, \mathbf{B} = (e^{2\pi i \mathbf{k}_\kappa^T \mathbf{r}'_j})_{\kappa,j=0}^{R-1, R'-1}, \hat{\mathbf{p}} = (\hat{p}_\kappa)_{\kappa=0}^{R-1} \quad (1)$$

gegeben ist. Die Variablen $\mathbf{k}_\kappa \in [-\frac{R_1}{2}, \frac{R_1}{2}] \times \dots \times [-\frac{R_d}{2}, \frac{R_d}{2}]$ entsprechen äquidistanten Frequenzen, $R = R_1 \dots R_d$ definiert die Datensatzgröße mit den Dimen-

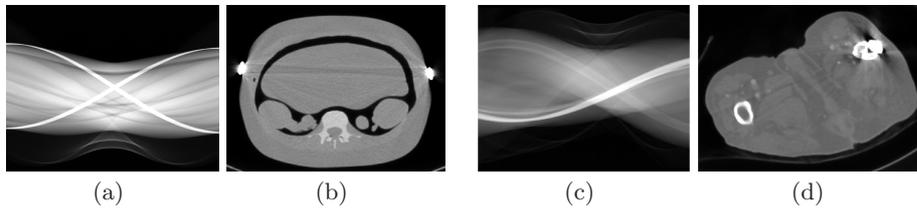


Abb. 1. Phantom und Hüftdatensatz im Radonraum (a,c) und im Bildbereich (b,d).

sionsgrößen R_1, \dots, R_d , R' entspricht der gegebenen Anzahl von Stützpunkten an den Positionen \mathbf{r}'_j und \hat{p}_κ beschreibt die zugehörigen Fourierkoeffizienten. Durch Auswertung von (1) an den Positionen $\bar{\mathbf{r}}_n$ ergibt sich eine Interpolation im Maskenbereich. Da im Rahmen dieser Anwendung $R' < R$ gilt, ist (1) unterbestimmt und kann durch das gedämpfte Minimierungsproblem

$$\|\hat{\mathbf{p}}\|_{\hat{\mathbf{w}}}^2 = \sum_{\kappa=0}^{R-1} \frac{|\hat{p}_\kappa|^2}{\hat{w}_\kappa} \xrightarrow{\hat{\mathbf{p}}} \min \quad \text{mit} \quad \mathbf{p} = \mathbf{B}\hat{\mathbf{p}}, \quad (2)$$

gelöst werden [5]. Die Dämpfungsfaktoren $\hat{\mathbf{w}} = (\hat{w}_\kappa)_{\kappa=0}^{R-1}$ können, falls vorhanden, Vorwissen in die Koeffizientenberechnung einfließen lassen. Liegt kein Vorwissen vor, so ist eine $\hat{\mathbf{w}}$ -Belegung anhand von vorangegangenen Interpolationsergebnissen möglich, um eine Richtung der gesuchten Lösung approximativ vorzugeben. Im Rahmen dieser Arbeit wurden dazu beispielhaft eine lineare und eine kubische Interpolation betrachtet.

Ein Ansatz zur Wertneuzuweisung im Maskenbereich wurde von [2] inspiriert. Hierbei wird nach einer Rekonstruktion als Zwischenschritt eine neue Wertzuweisung der Metallbereiche im Bildraum vorgenommen. Dies kann auf verschiedene Arten durchgeführt werden. Eine Möglichkeit liefert ein Einbeziehen der originalen Werte im Maskenbereich des rekonstruierten Bildes, jedoch mit reduzierter Intensität. So sollen die im Verhältnis zum restlichen Datensatz sehr hohen Metallwerte keinen negativen Einfluss auf die spätere Rekonstruktion haben. Hier wurde eine prozentuale Gewichtung von 50 % gewählt, um ein erneutes Vorkommen der Metallartefakte zu vermeiden.

Alternativ dazu kann die Metallnachbarschaft im rekonstruierten Bild betrachtet werden. Es ist wahrscheinlich, dass im Metallbereich ohne Metallobjekte ähnliche Werte vorliegen würden, wie in der näheren Umgebung. Daher bildet eine Möglichkeit die Verwendung des Medianwertes der Nachbarschaft des Maskenbereichs. Im Rahmen dieser Arbeit wurden die Ergebnisse für eine 8-Nachbarschaft verwendet. Bei einer zu groß gewählten Nachbarschaftsbetrachtung erhöht sich die Gefahr, in andere Strukturbereiche zu gelangen und somit einen abweichenden Wert für den Metallbereich zu ermitteln.

Eine Transformation zurück in den Radonraum liefert für beide Ansätze eine Belegung im Maskenbereich für die Dämpfungsfaktoren in Gl. (2).

Da die FBP sehr sensitiv auf Inkonsistenzen innerhalb der Rohdaten reagiert (ein Vergleich wurde in [6] durchgeführt), wurde hier zur Rekonstruktion der Interpolationsergebnisse ein gewichteter Maximum-Likelihood-Expectation-Maximization-Ansatz (λ -MLEM) [7] verwendet. Bei der Gewichtung handelt es sich um einen Vertrauensfaktor λ , der je nach Art der Werte zwischen 0 und 1 variiert werden kann. Insbesondere bei interpolierten Daten ergibt sich somit die Möglichkeit, durch eine reduzierte Gewichtung diese neuen Werte nur teilweise in die Rekonstruktion einfließen zu lassen. Dies liefert einen optimalen Kompromiss zwischen interpolierten Werten mit residualen Fehlern und ein Nichteinbeziehen der gesamten Daten im Maskenbereich.

3 Ergebnisse

Abb. 2 zeigt die jeweils besten rekonstruierten MAR-Ergebnisse mit variierender Dämpfung, ohne und mit der Integration von a-priori Informationen. Die kubisch gedämpfte NFFT (Abb. 2(a)) lieferte das beste Ergebnis ohne die Verwendung von Vorwissen. Bei der Einbeziehung des Median der Nachbarschaft ergab sich die größte Qualitätsverbesserung aller verwendeten Ansätze (Abb. 2(b)).

Alle Ansätze reduzieren die Anzahl von Metallartefakten, wobei jedoch neue Bildfehler entstehen. Die Ursache dafür liegt im Interpolationsschritt, der zu einem gewissen Grade erneut fehlerhafte Werte einbringt. Die Anzahl und Intensität dieser neuen Strukturen kann durch die NFFT in Kombination mit Vorwissen jedoch deutlich reduziert werden. Ein numerischer Vergleich basierend auf den relativen Abweichungen zum Referenzdatensatz aller betrachteten Verfahren ist in Abb. 3 dargestellt. Die Kurven entsprechen dabei einem variierenden Vertrauensfaktor λ für den Rekonstruktionsschritt. Für jedes Verfahren ist markiert, welche λ -Belegung zu einer minimalen Referenzabweichung führt. Alle Interpolationen weisen eine gute Annäherung an die Referenz auf, wobei die Median-gedämpfte NFFT die beste relative Fehlerreduktion liefert.

Angewendet auf den klinischen Hüftdatensatz ergeben sich die Bilder, welche in Abb. 2(c, d) dargestellt sind. Hier wird deutlich, dass unter Hinzunahme von

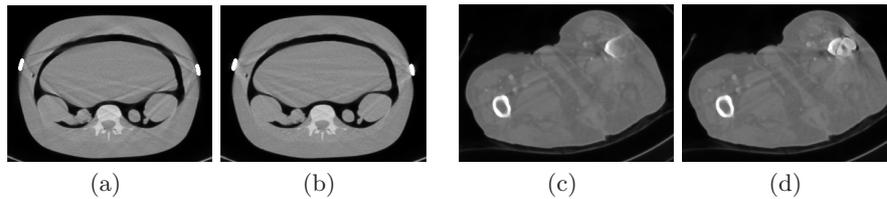


Abb. 2. Kubisch- und Median-gedämpfte NFFT Interpolation des Phantoms (a,b) und des Hüftdatensatzes (c,d).

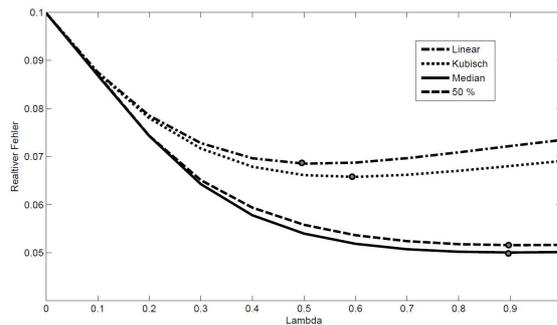


Abb. 3. Relativer Fehler $\|(\mathbf{Bild}_{\text{Referenz}} - \mathbf{Bild}_{\text{MAR}})\|_2 / \|\mathbf{Bild}_{\text{Referenz}}\|_2$ (ohne Betrachtung des Metallbereiches) der einzelnen Ansätze in Abhängigkeit von verschiedenen Werten λ während der Rekonstruktion.

Vorwissen während des Interpolationsschrittes deutlich mehr Strukturinformationen im Metallbereich erhalten und neu gewonnen werden.

4 Diskussion und Ausblick

Der NFFT-Ansatz besitzt einige Vorteile gegenüber herkömmlichen Interpolationsverfahren. Neben der Möglichkeit, die Interpolationsdimension an den gegebenen Datensatz anzupassen, kann Vorwissen in die Transformation einbezogen werden. In Kombination mit einer λ -MLEM-Rekonstruktion zeigt sich, dass mit dem Einbringen von korrektem Vorwissen in den Interpolationsschritt der Vertrauensfaktor während der Rekonstruktion deutlich erhöht werden kann. Dies bestätigt, dass die Interpolationsergebnisse weniger residuale Fehler beinhalten und somit zu einer besseren Bildqualität führen.

Zukünftig soll die Integration von Vorwissen in die NFFT-Interpolation weiter optimiert werden. Im Rahmen dieser Arbeit wurde das prozentuale Einbeziehen im Objektraum auf die Hälfte des Originalwertes gesetzt, um das erneute Aufkommen von Metallartefakten zu vermeiden. Eine Schwelle, bis zu der diese Werte maximal positiv in die spätere Rekonstruktion des Bildes eingehen, ist noch genauer zu evaluieren. Des Weiteren sollten ebenfalls unterschiedliche Nachbarschaftsdefinitionen auf ihre Vor- und Nachteile hin überprüft werden.

Literaturverzeichnis

1. Kalender WA, Hebel R, Ebersberger J. Reduction of CT artifacts caused by metallic implants. *Radiology*. 1987;164:576–7.
2. Lemmens C, Faul D, Nuyts J. Suppression of Metal Artifacts in CT Using a Reconstruction Procedure that combines map and projection completion. *IEEE Trans Med Imaging*. 2009;28(2):250–60.
3. Potts D, Steidl G. New fourier reconstruction algorithms for computerized tomography. *Proc SPIE*. 2000;4119:13–23.
4. Kratz B, Knopp T, Müller J, et al. Comparison of nonequispaced fourier transform and polynomial based metal artifact reduction methods in computed tomography. In: *Proc BVM*; 2008. p. 21–5.
5. Kunis S, Potts D. Stability results for scattered data interpolation by trigonometric polynomials. *SIAM J Sci Comput*. 2007;29:1403–19.
6. Kratz B, Oehler M, Buzug TM. On limitations of 1d interpolation-based metal artefact reduction approaches. A comparison of fbp versus mlem. In: *Proc World Congr Med Phys Biomed Eng*. vol. 25/II; 2009. p. 398–401.
7. Oehler M, Buzug TM. Statistical image reconstruction for inconsistent CT projection data. *Methods Inf Med*. 2007;46:261–9.