

Maximum-Likelihood-Ansatz zur Metallartefaktreduktion bei der Computertomographie

May Oehler und Thorsten M. Buzug

Department of Mathematics and Technology,
RheinAhrCampus Remagen, 53424 Remagen, Deutschland
Email: {moehler,buzug}@rheinahrcampus.de

Zusammenfassung. Aufgrund der Aufhärtung des Röntgenspektrums treten besonders bei Metallen Artefakte in der CT-Bildrekonstruktion auf. Mathematisch liegt die Ursache in der Inkonsistenz der Daten des Radonraums. Zur Unterdrückung der Bildfehler werden die inkonsistenten Daten mit polynomialer Interpolation überbrückt und anschließend mit einem gewichteten Maximum-Likelihood-Expectation-Maximization-Algorithmus rekonstruiert. Dieses Verfahren wird als λ -MLEM Algorithmus bezeichnet.

1 Einleitung

Die Computertomographie (CT) zählt heute zu einem der wichtigsten bildgebenden Verfahren in der Medizin. Ein Problem bei der Beurteilung von CT-Bildern stellen Metallartefakte dar. Metalle in Form von Zahnfüllungen, wie Amalgam oder Gold, sowie Hüftprothesen aus Stahl absorbieren auch die hochenergetische Röntgenstrahlung stärker als das umliegende Gewebe und führen zu falschen Schwächungswerten. Im rekonstruierten Bild führt dies häufig zu dunklen Streifen zwischen den Metallobjekten und zu nadelstrahlförmigen, von den Objekten ausgehenden Streifen, die das umliegende Gewebe überlagern und hierdurch die diagnostische Beurteilung erschweren. Zurückzuführen sind diese Probleme auf ein niedriges SNR im Bereich des Metallschattens, ein erhöhtes Verhältnis von Streustrahlung zu Primärstrahlung und auf Strahlaufhärtungsartefakte [1]. Um die diagnostische Beurteilung der Bilder, sowie die Planung von Operationen im Kieferbereich oder nach Hüftimplantatoperationen zu erleichtern, besteht ein Interesse an der Reduktion der Artefakte.

2 Material und Methoden

Als Standardrekonstruktion wird in der Computertomographie auf Grund ihrer Geschwindigkeit die gefilterte Rückprojektion (FBP) eingesetzt. Dieses Verfahren stellt jedoch keine adäquate Methode im Umgang mit den inkonsistenten Daten im Radonraum dar. Einen besseren Ansatz hierfür stellt das 1984 eingeführte

Maximum-Likelihood-Expectation-Maximization-Verfahren (MLEM) für die Computertomographie dar [2]. Der Vorteil des MLEM-Verfahrens im Vergleich zur Rekonstruktion mit der gefilterten Rückprojektion liegt darin, dass während der Rekonstruktion in geeigneter Weise Einfluss auf die aufgenommenen Rohdaten genommen werden kann. Weiterhin hat das MLEM-Verfahren das Potenzial die zur Aufnahme von CT-Bildern benötigte Dosis zu reduzieren, denn es ist in der Lage, Bilder aus Rohdaten zu rekonstruieren, die eine schlechte Statistik aufweisen und nur aus einer geringen Anzahl an Projektionen bestehen. Aus diesem Grund stellt es in der Nuklearmedizin das Standardverfahren zur Rekonstruktion dar. Zentrale Vorteile gegenüber der FBP sind weiterhin das Fehlen der streifenförmigen Artefakte im Bild und ein exakteres betonen der Organ und Körperkonturen [3].

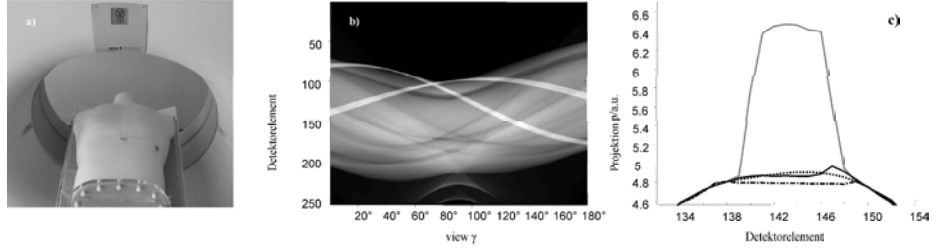
Zunächst werden die Rohdaten eines Torsophantoms der Firma CIRS Inc. mit dem Scanner Tomoscan M/EG der Firma Philips aufgenommen (Abb. 1a). Das Torsophantom wird mit zwei Stahlmarkern versehen. Die Vergleichsgrundlage bilden jeweils die rekonstruierten Bilder der Rohdaten dieses Torsophantoms ohne Stahlmarker in derselben Schnittlage. Den ersten Schritt zur Reduktion der entstehenden Metallartefakte stellt ein einfaches Reparaturverfahren des Rohdatenraumes dar (Abb. 1b). Hierzu werden zunächst die Metallmarker in einem vorläufigen, mit der FBP rekonstruierten Bild mit Hilfe eines Schwellwertes detektiert.

Durch Vorwärtsprojektion der segmentierten Marker erhält man ein reines Metallmarker-Sinogramm, das den Verlauf der Metallprojektionen im Rohdatenraum liefert. Alle Werte innerhalb dieses Sinogramms, die verschieden von Null sind, werden als inkonsistente Daten bezeichnet. In der Literatur [4], [5] und [6] finden sich verschiedene Ansätze, die inkonsistenten Daten zu überbrücken. In dieser Arbeit werden die inkonsistenten Daten mit polynomialer Interpolation innerhalb einer Projektion unter einem festen Winkel überbrückt.

Damit wird die unter dem Marker liegende Weichteilabsorption geschätzt. Abbildung 1c zeigt das Ergebnis der polynomialen Interpolation (gepunktete schwarze Kurve) im Vergleich zur linearen Interpolation (schwarze Strichpunkt-Kurve), der Projektion, gemessen mit Metallmarkern (graue Kurve) und der *Ground Truth*, gemessen ohne Metallmarker (schwarze Kurve) anhand eines vergrößerten Profil-Ausschnittes aus Abb. 1b unter einem Winkel von $\gamma = 120^\circ$. Hierin zeigt sich, dass mit der polynomialen Interpolation eine gute Näherung an die *Ground Truth* gelingt. Anschließend werden die so geschätzten Weichteildaten mit dem MLEM-Algorithmus rekonstruiert.

Da es sich bei diesem Reparaturschema des Radonraums um einen rein pragmatischen Ansatz handelt, dem ein schwaches physikalisches Model zu Grunde liegt, kann an dieser Stelle nicht erwartet werden, dass die interpolierten Daten jenen entsprechen, die tatsächlich ohne Metallmarker gemessen werden. Aus diesem Grund werden im Folgenden die jeweiligen Projektionen, die durch einen Metallmarker verlaufen, sowie die entsprechenden Zeilen der dazugehörigen Systemmatrix, mit einem Vertrauensparameter λ gewichtet. Dieses neue Verfahren wird λ -MLEM-Algorithmus genannt.

Abb. 1. (a) Experimenteller Philips Tomoscan M/EG mit CIRS Torsophantom markiert mit zwei Stahlmarkern; (b) Sinogramm der aufgenommenen Daten des Torsophantoms markiert mit zwei Stahlmarkern; (c) Vergrößerter Ausschnitt der Projektion im Bereich der Metallprojektion unter dem Winkel $\gamma = 120^\circ$ einschließlich der Ergebnisse der linearen und polynomialen Interpolationen sowie der *Ground Truth* (gemessen ohne Stahlmarker).



Die Herleitung des neuen λ -MLEM-Algorithmus basiert auf zwei Änderungen der ursprünglichen Formel [2]. Im ersten Schritt werden alle Zeilen der Systemmatrix \mathbf{A} , die zu Projektionen gehören, die durch ein Metallobjekt verlaufen, mit dem Vertrauensparameter $0 \leq \lambda \leq 1$ gewichtet, so dass die neue Log-Likelihood-Funktion für die Transmissions-Computertomographie wie folgt lautet

$$l(f^*) = \ln(L(f^*)) = \sum_{i=1}^M \left(-\tilde{n}_i \sum_{j=1}^N \lambda_i a_{ij} f_j^* - n_0 e^{-\sum_{j=1}^N \lambda_i a_{ij} f_j^*} \right) + const., \quad (1)$$

wobei n_0 der Anzahl der Photonen, die die Röntgenröhre verlassen und \tilde{n}_i der modifizierten Anzahl der detektierten Photonen entspricht. Der ursprüngliche MLEM-Algorithmus ist ein einfacher Gradienten-Algorithmus [7], der auch nach Modifikation in folgender Form dargestellt werden kann

$$f_r^{*(n+1)} = f_r^{*(n)} + \mathbf{D} \left(f_r^{*(n)} \right) \text{grad}(l(f^*)); \quad (2)$$

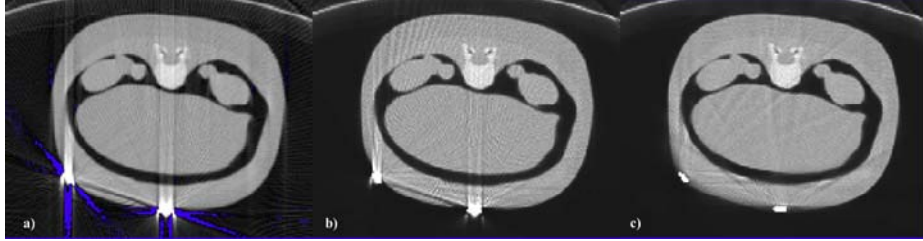
hierbei entspricht \mathbf{D} der Diagonalmatrix für die Transmissions-Computertomographie

$$\mathbf{D} \left(f_r^{*(n)} \right) = \text{diag} \left(\frac{f_r^{*(n)}}{\sum_{i=1}^M \tilde{n}_i \lambda_i a_{ir}} \right), \quad (3)$$

so dass Gleichung (2) wie folgt geschrieben werden kann

$$\begin{aligned} f_r^{*(n+1)} &= f_r^{*(n)} + \frac{f_r^{*(n)}}{\sum_{i=1}^M \tilde{n}_i \lambda_i a_{ir}} \left\{ \frac{\partial l(f^*)}{\partial f_r^*} \right\} \\ &= f_r^{*(n)} + \frac{f_r^{*(n)}}{\sum_{i=1}^M \tilde{n}_i \lambda_i a_{ir}} \left\{ \sum_{i=1}^M n_0 \lambda_i a_{ir} e^{-\sum_{j=1}^N \lambda_i a_{ij} f_j^{*(n)}} - \sum_{i=1}^M \tilde{n}_i \lambda_i a_{ir} \right\}. \end{aligned} \quad (4)$$

Abb. 2. (a) FBP-Rekonstruktion, (b) MLEM-Rekonstruktion; (c) λ -MLEM-Rekonstruktion mit $\lambda_i = 0.5$ (innerhalb der Metallprojektionen).



Der zweite Änderungsschritt beinhaltet die Überlegung, dass die Anzahl der gemessenen Röntgenquanten im Detektor proportional zur Intensität der Röntgenstrahlung ist. Aus diesem Grund muss die Projektionssumme

$$p_i = \sum_{j=1}^N a_{ij} f_j, \quad (5)$$

das heißt, die gemessenen Projektionswerte p_i im Sinogram ebenfalls adäquat gewichtet werden. Die angepasste Anzahl der Röntgenquanten ist damit $\tilde{n}_i = n_0 e^{-\lambda_i p_i}$. Somit lautet die neue Fix-Punkt-Iteration

$$f_r^{*(n+1)} = f_r^{*(n)} \frac{\sum_{i=1}^M \lambda_i a_{ir} e^{-\sum_{j=1}^N \lambda_i a_{ij} f_j^{*(n)}}}{\sum_{i=1}^M \lambda_i a_{ir} e^{-\lambda_i p_i}}. \quad (6)$$

In Abb. 2a ist das Ergebnis der FBP-Rekonstruktion dargestellt. Abbildung 2b zeigt das Ergebnis der Rekonstruktion mit dem klassischen MLEM-Algorithmus [7] basierend auf der modifizierten MLEM-Gleichung (6). Diese ist nämlich identisch mit der ursprünglichen MLEM-Rekonstruktionsvorschrift bei einer Wahl von $\lambda_i \equiv 1$ für alle Projektionen $i \in \{1, \dots, M\}$. Innerhalb der beiden unterschiedlich rekonstruierten Bilder 2a/b sind die Metallartefakte gut zu erkennen. Dies beruht auf Inkonsistenzen innerhalb der unbehandelten Rohdaten, die durch Aufhärtung hervorgerufen werden. Im Vergleich hierzu zeigt Abb. 2c das Ergebnis der zunächst mit polynomialer Interpolation reparierten Rohdaten und anschließender Rekonstruktion mit dem λ -MLEM-Algorithmus. Die mit dem λ -MLEM-Algorithmus rekonstruierten Bilder wirken im Vergleich zu den mit dem FBP-Algorithmus berechneten Bildern verrauschter. Daher ist die Erweiterung der Rekonstruktionsvorschrift des λ -MLEM-Algorithmus durch einen Regularisierungsterm erforderlich.

3 Ergebnisse und Diskussion

Als Beurteilungskriterium für die Güte der Metall-Artefakt-Unterdrückung wurde der Korrelationskoeffizient zwischen den Bildern jeweils mit und ohne Stahlmarker - also der *Ground Truth* - berechnet. Das beste Ergebnis wurde mit dem

λ -MLEM-Algorithmus mit einer Wahl von $\lambda = 0.5$ erzielt (Abb. 2c). Es zeigt sich, dass die Metallartefakte im Vergleich zur Rekonstruktion mit der Standard-FBP gut reduziert werden können. Derzeit ist der λ -MLEM-Algorithmus in MATLABTM implementiert und benötigt bei 500 Iterationen auf einem Intel Pentium 4 Prozessor mit 3 GHz ca. 20 Minuten (Radonraum: 256x180 Daten; Bildraum: 256x256 Pixel). Auf Grund dieser langen Rechenzeit planen wir eine Implementation auf dedizierter Hardware, die Unterteilung der Projektionen in *Ordered Subsets* und die Einführung von Relaxationsmethoden. Weiterhin werden die entwickelten Verfahren mit anderen Algorithmen zur Metallartefaktreduktion verglichen. Hierbei stellen Methoden, die die polychromatischen Eigenschaften der Röntgenstrahlung in der Computertomographie berücksichtigen, einen besonderen Schwerpunkt dar.

Literaturverzeichnis

1. Kachelrieß M. Reduktion von Metallartefakten in der Röntgen-Computertomographie. Ph.D. thesis. Friedrich-Alexander-Universität Erlangen- Nürnberg; 1998.
2. Lange K, Carson R. EM reconstruction algorithms for emission and transmission tomography. *J Comput Assist Tomog* 1984;8:306–316.
3. Jank J, Backfriede W, Bergmann H, Kletter K. Analyse des Konvergenzverhaltens von Rekonstruktionsalgorithmen anhand lokaler und globaler Parameter. *Med Phys* 2001;11:246–254.
4. Glover GH, Pelc NJ. An algorithm for the reduction of metal clip artifacts in CT reconstructions. *Med Phys* 1981;8:799–807.
5. Kalender WA, Hebel R, Ebersberger J. Reduction of CT artifacts caused by metallic implants. *Radiology* 1987;164:576–577.
6. Lewis RM, Bates RHT. Image reconstruction from projections III: Projection completion methods (theory). *Optik* 1978;50:189–204.
7. Lange K, Bahn M, Little R. A Theoretical Study of Some Maximum Likelihood Algorithms for Emission and Transmission Tomography. *IEEE Trans Med Imaging* 1987;6:106–114.