Metallartefaktreduktion für orthopädische Implantate (O-MAR)

Zusammenfassung

Seit Beginn der Computertomographie wurden zahlreiche Verfahren zur Unterdrückung von Metallartefakten vorgeschlagen – mit unterschiedlichem Erfolg.[1-4] O-MAR (Metallartefaktreduktion für orthopädische Implantate) von Philips Healthcare ist ein zuverlässiger Algorithmus zur Abschwächung von Artefakten, die von metallischen Objekten in CT-Bildern hervorgerufen werden. Dieses White Paper bietet einen Überblick über diesen neuartigen Algorithmus und dessen Anwendbarkeit sowie eine quantitative Analyse in Bezug auf dessen Einsatz bei Bildern mit einem Phantom. Es werden mehrere Beispiele für den Einsatz von O-MAR bei unterschiedlichen anatomischen Strukturen und Implantattypen beschrieben. In bestimmten Fällen kann O-MAR Artefakte hervorrufen und ist deshalb kontraindiziert. Auch diese Fälle werden in diesem Dokument beschrieben.

Hintergrund

Materialien mit hoher Atomzahl (Z-Wert) wie Prothesen oder Zahnfüllungen können bei CT-Bildern zu starken Artefakten führen, die sich im Bild als Streifen, dunkle Bereiche oder eine allgemeine Verdunkelung des Bildes manifestieren. Mögliche Ursachen dieser Artefakte sind Strahlaufhärtungseffekte, eine Verringerung der Röntgenstrahl-Photonen („Photon Starvation“) oder der Einsatz gefilterter Rückprojektion bei scharfen Gradienten in den Sinogrammdaten. Die Strahlaufhärtung beruht auf der polychromatischen Zusammensetzung des Röntgenstrahls. Wenn der Strahl ein Objekt durchdringt, werden mehr niedrigenergetische Photonen als hochenergetische Photonen absorbiert. Daher enthält der Röntgenstrahl nach dem Durchdringen des Objekts proportional mehr hochenergetische Photonen, was zur Strahlaufhärtung führt. Infolge der Strahlaufhärtung verhält sich die Absorption der Röntgenstrahlen nicht linear zur Entfernung. Dieser Effekt kann über eine polynomische Korrektur der Rohdaten berichtigt werden. Diese eignet sich für Objekte, die aus nur einem Material bestehen (z.B. Wasser), oder Objekte, die Materialien mit einer ähnlichen Röntgenabschwächung wie Gewebe enthalten. Die Kombination von Metall und Gewebe führt jedoch zu ungenauen Ergebnissen und verursacht Artefakte.

Aufgrund der hohen Abschwächung von Metall weisen Röntgenstrahlen, die durch Metall dringen, am Detektor einen geringen Photonenfluss auf. Gelegentlich ist dieser Fluss so gering, dass die Anzahl der Photonen am Detektor nicht ausreicht, um ein Signal zu erzeugen. Dies führt zu fehlerhaften Berechnungen während des Rekonstruktionsprozesses. Auch wenn der Detektor ausreichend Photonen erfasst, ist das Quantenrauschen bei Metall wesentlich stärker als bei Röntgenstrahlen, die nicht durch Metall dringen. Dieses starke Rauschen verursacht Streifen im CT-Bild.

PHILIPS

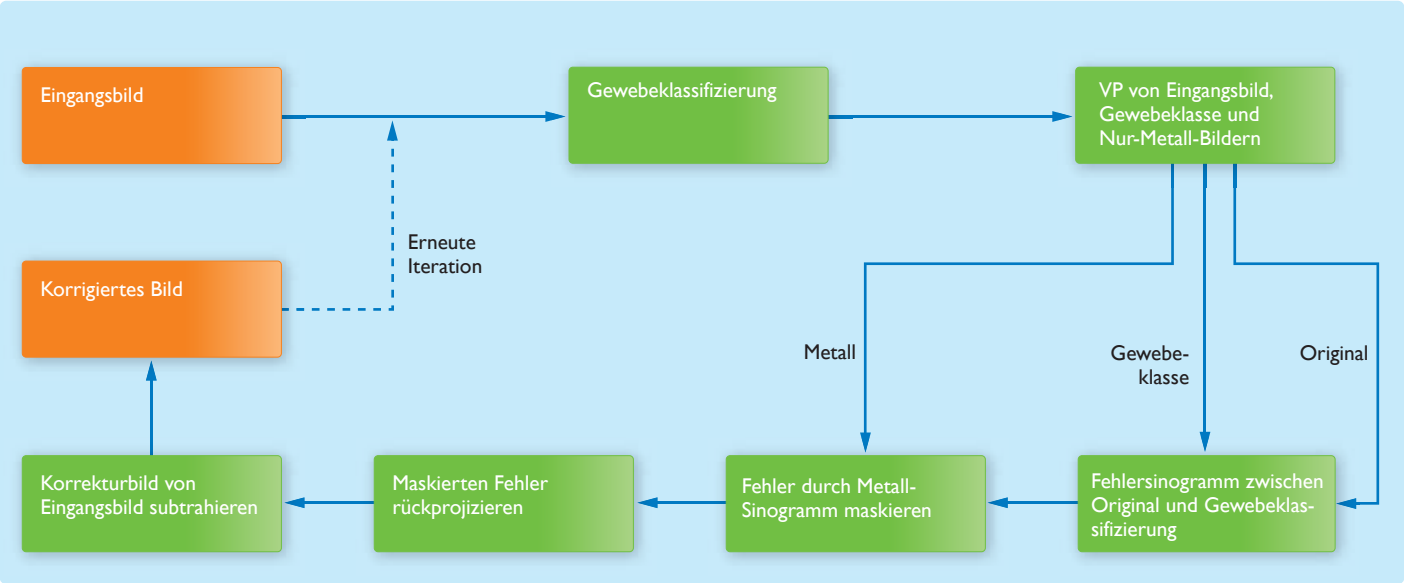
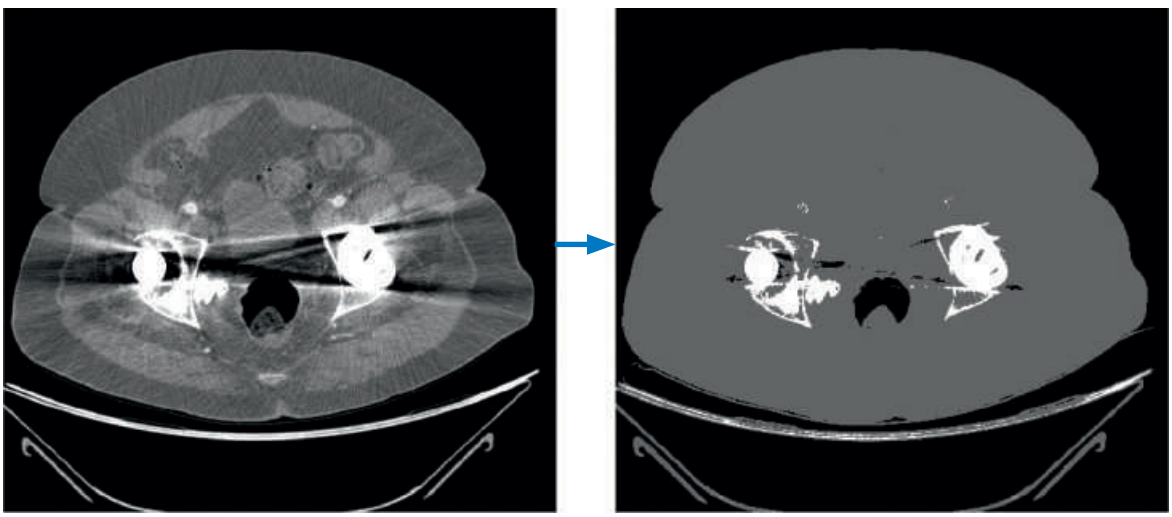


Abbildung 1

Beschreibung des Algorithmus

Das entscheidende Merkmal bei der O-MAR-Implementierung ist eine iterative Schleife, bei der das ausgegebene Korrekturbild vom ursprünglichen Eingangsbild subtrahiert wird. Das daraus resultierende Bild wird bei der anschließenden Wiederholung des Prozesses als neues Eingangsbild verwendet. Ein Systemdiagramm dieses Verfahrens ist in Abbildung 1 dargestellt. Der erste Schritt besteht darin, das Eingangsbild mittels Schwellwertverfahren zu segmentieren, um ein Bild zu erstellen, das nur die Metallelemente enthält. Bei diesem reinen Metallbild werden alle Pixel mit Ausnahme derer, die als „Metall" kategorisiert sind, auf „Null" zurückgesetzt. Dieses Bild wird zur Bestimmung der Projektionen innerhalb der Sinogrammdaten herangezogen, die metallische Anteile aufweisen. Sind im Bild keine großen Bereiche von Metallpixeln vorhanden, so wird keine weitere Verarbeitung durchgeführt. Aus diesem Grund wirkt sich O-MAR nicht auf Bilder ohne Metall aus. Darüber hinaus wird O-MAR nicht bei Stents oder ähnlichen kleinen Metallobjekten angewendet.

Um ein reines Gewebebild zu erstellen, werden die Pixel im Eingangsbild als „Gewebe" und „kein Gewebe" klassifiziert und entspechend segmentiert. Alle Pixel innerhalb eines HU-Bereichs (Hounsfield Unit) nahe 0 werden als Gewebe klassifiziert. Alle Gewebepixel werden auf denselben Wert gesetzt; die anderen Pixel bleiben jedoch unverändert.
Der HU-Wert für Gewebe ist der Durchschnittswert aller Gewebepixel, siehe Abbildung 2. Die reinen Metall-, Gewebe- und die Eingangsbilder werden vorwärts projiziert (FP), um die entsprechenden Sinogrammdaten zu erzeugen.



Original | Als Gewebe klassifiziert

Abbildung 2

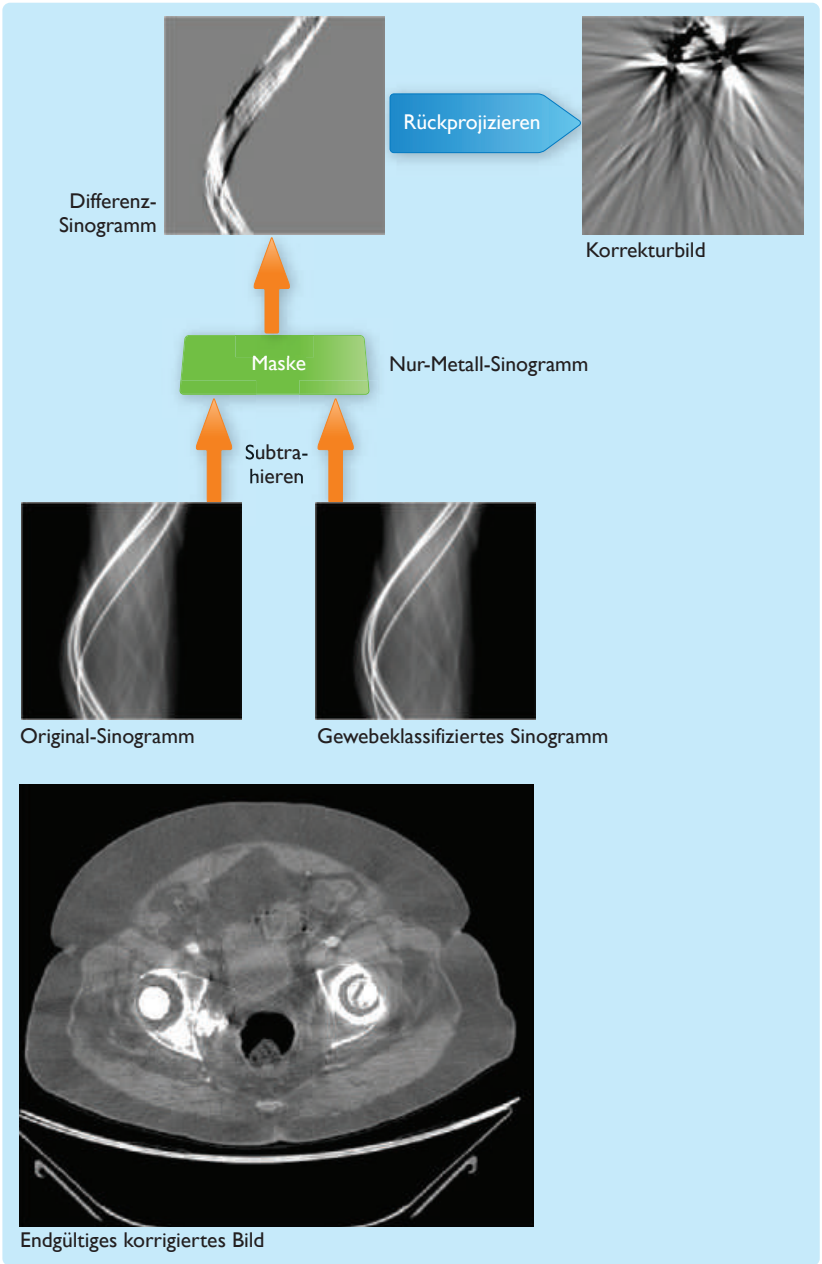
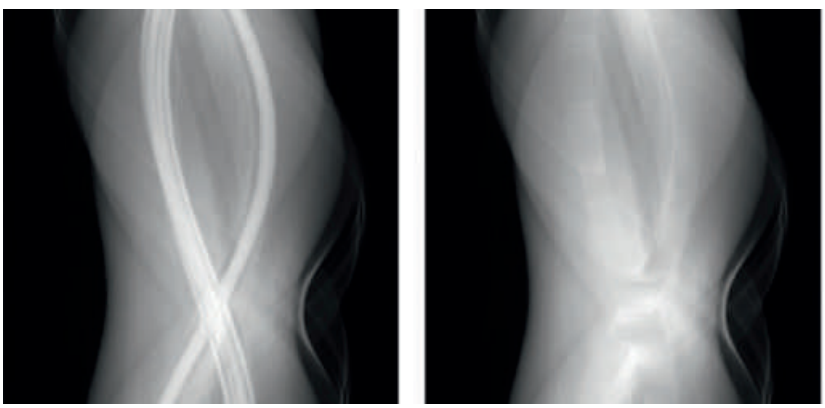


Abbildung 3



Original-Sinogramm — Nach Entfernen der Metall-Datenpunkte

Abbildung 4

Das als Gewebe klassifizierte Sinogramm wird vom ursprünglichen Bild-Sinogramm subtrahiert, was in einem Fehler-Sinogramm resultiert. Die Metall-Sinogrammdaten werden nun als Maske verwendet, um alle Nicht-Metall-Datenpunkte aus dem Fehler-Sinogramm zu entfernen. Diese Fehler-Sinogrammdaten werden dann rückprojiziert, um das Korrekturbild zu erzeugen, siehe Abbildung 3.

Ein besonderer Aspekt dieses Algorithmus ist die erste Iteration. Das als Gewebe klassifizierte Bild wird nicht aus dem ursprünglichen, nicht korrigierten Bild gewonnen. Stattdessen werden die als Metall klassifizierten Datenpunkte im Sinogramm identifiziert und entfernt. Diese werden dann durch interpolierte Werte ersetzt, um Gewebe zu simulieren (siehe Abbildung 4). Dieses Sinogramm wird nun rückprojiziert und das entstandene Bild wird zur Segmentierung von Gewebe und zur Erstellung des als Gewebe klassifizierten Bildes herangezogen. Bei nachfolgenden Iterationen wird dieser Schritt nicht durchgeführt.

Dieser komplexe Prozess ist im Rekonstruktionssystem des CT-Scanners integriert. O-MAR kann über ein einfaches Auswahlkästchen auf dem Bedienfeld der CT-Konsole aktiviert werden. Das System führt dann zur Verarbeitung der Rohdaten den O-MAR-Algorithmus aus. Die O-MAR-Bilder sollten mit dem konventionellen Datensatz verglichen werden. Zu diesem Zweck rekonstruiert und speichert das System zusätzlich zu den mit O-MAR verarbeiteten Bildern auch die nicht korrigierten Bilder ab. Da eine – wenn auch geringe – Wahrscheinlichkeit besteht, dass O-MAR ein Artefakt hervorruft, ist es unabdingbar, die nicht korrigierten Bilder heranzuziehen, bevor eine endgültige Diagnose gestellt wird. Das System stellt das nicht korrigierte Datenvolumen automatisch und ohne zusätzlichen Aufwand für den Anwender bereit. O-MAR-Bilder werden bei der Anzeige dieser Datensätze auf der CT-Konsole oder auf anderen Philips Workstations durch den Text „O-MAR“ unten links gekennzeichnet. Zusätzlich wird dieser Text den folgenden öffentlichen DICOM-Tags vorangestellt:

- Series Description [0008, 103E]
- Image Comments [0020,4000]

O-MAR-Bilder werden auf jedem PACS oder Strahlentherapieplanungssystem kenntlich gemacht, das diese Tags anzeigt.

Phantomstudien

Für eine quantitative Analyse von O-MAR wurden mehrere Experimente mit Metall in einem CT-Phantom durchgeführt. Ein 15-mm-Stahlbolzen wurde in das Brilliance Big Bore Phantom eingesetzt. Mehrere Scans wurden bei 90, 120 und 140 kV und mit unterschiedlichen mAs-Werten vorgenommen. Die gleichen Scans wurden mit entferntem Bolzen durchgeführt. Kreisförmige Untersuchungsbereiche (ROIs) wurden auf allen Bildern an den gleichen Stellen eingezeichnet und der durchschnittliche HU- und SD-Wert (Standardabweichung) wurden berechnet.

90 kV	120 kV	140 kV	CTDI
nicht zutreffend	50 mAs	35 mAs	3,0 mGy
228 mAs	100 mAs	68 mAs	5,9 mGy
674 mAs	300 mAs	204 mAs	17,8 mGy
1135 mAs	500 mAs	340 mAs	29,6 mGy
2271 mAs	1000 mAs	678 mAs	59,2 mGy

Tabelle 1

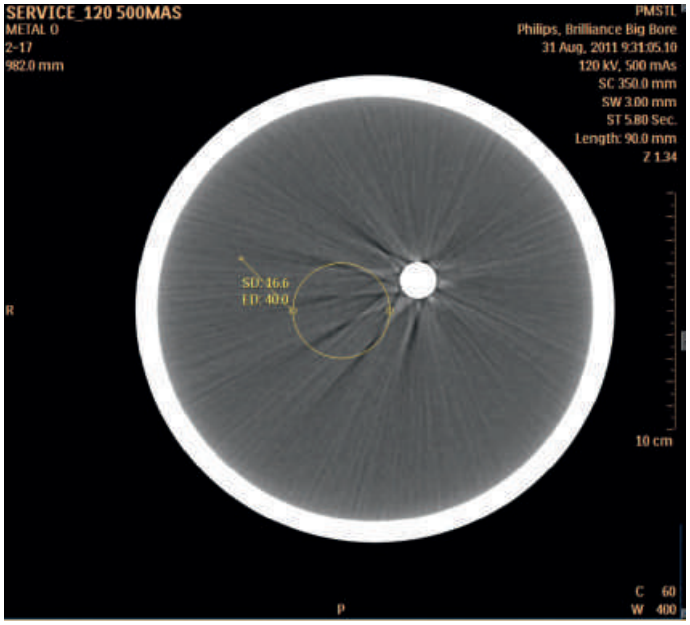


Abbildung 5

Die mAs-Werte wurden für die 120-kV-Scans ausgewählt. Die mAs-Werte für die Scans mit anderen kV-Werten wurden so angepasst, dass der CTDI dem der 120-kV-Scans entsprach. Diese Herangehensweise ermöglicht, dass das Nicht-Metall- oder Hintergrundrauschen bei allen kV-Werten äquivalent ist. Die jeweiligen mAs-Werte sind in Tabelle 1 angegeben. Der 90-kV-/50-mAs-Scan war stark verrauscht und wurde ausgeschlossen, um die Darstellung der Ergebnisse nicht zu verzerren. Eine ROI mit 4 cm Durchmesser wurde in der Mitte der Schichten eingezeichnet. Diese Position wurde aufgrund der Nähe zum Stahlbolzen gewählt und ermöglichte ein signifikantes Sampling der Metall-Streifenartefakte. Die Mitte des Bildes ist auch ein Bereich mit dem geringsten statistischen Rauschen, siehe Abbildung 5. Die Standardabweichung des HU-Werts innerhalb dieser ROI dient als Indikator für den Schweregrad der Metallartefakte. Sowohl die nicht korrigierten als auch die O-MAR-Bilder wurden ausgewertet.

Abbildung 6 zeigt ein Beispiel der gleichen Schichten, die mit und ohne O-MAR rekonstruiert wurden. Die 4-cm-ROI wurde in beiden Bildern an der gleichen Stelle eingezeichnet. In diesem Fall betrug die Standardabweichung bei dem O-MAR-Bild 6,3 HU (im Gegensatz zu 12,4 HU bei dem Bild, das ohne O-MAR rekonstruiert wurde).

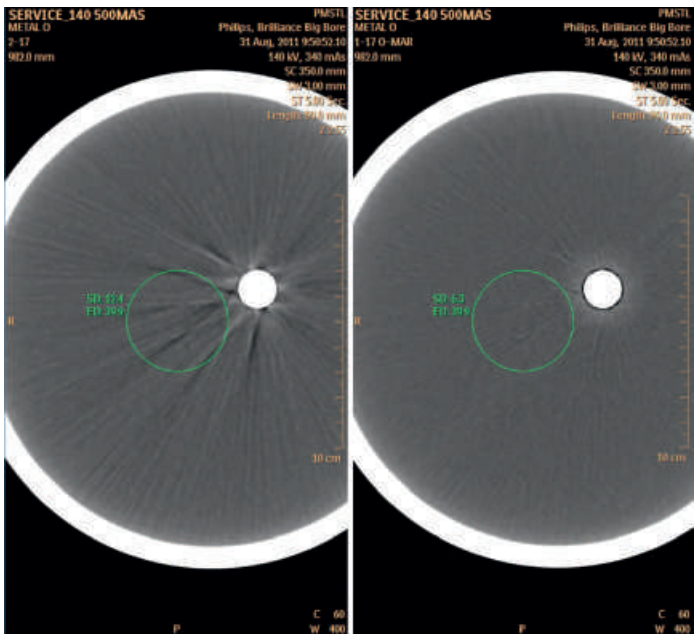


Abbildung 6 120 kV, 500 mAs, nicht korrigiert und O-MAR

Die SD-Werte für nicht korrigierte Metall- und O-MAR-Bilder sind in Diagramm 1 grafisch dargestellt. Eine Kurve der Rauschwerte bei einem reinen Wasserphantom, d.h. ohne Metall, ist ebenfalls enthalten. Hinweis: Die SD-Werte des nicht-metallischen Phantoms sind unabhängig vom kV-Wert, da der mAs-Wert so angepasst wurde, dass er der Dosis (CTDI) entsprach.

Auch wenn die Verwendung eines reinen Wasserphantoms mit einem zylindrischen Bolzen als ein triviales Beispiel erscheinen mag, lassen sich von diesen Experimenten mehrere Erkenntnisse über die Entstehung von Metallartefakten ableiten.

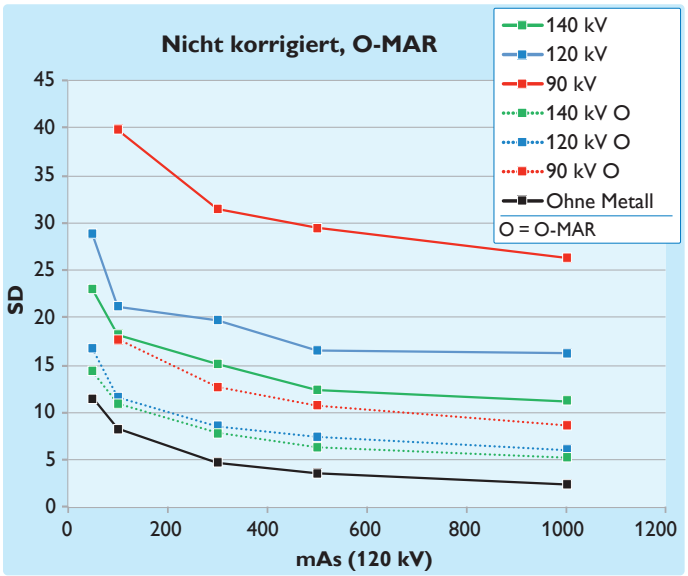


Diagramm 1

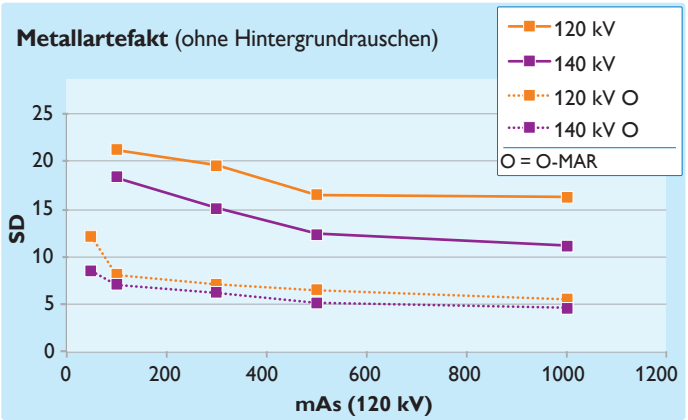


Diagramm 2

Anstelle eines direkten Vergleichs der Bilder, die mit und ohne O-MAR korrigiert wurden, unter strikter Verwendung des gemessenen SD-Wertes, wäre es in diesen Fällen präziser, die Abweichung des Hintergrundrauschens zu entfernen. Eine geeignetere Auswertung folgt dem Grundsatz, dass das Rauschen aufgrund eines Artefakts durch die folgende Gleichung definiert ist[5]:

$$Artefakt = \sqrt{SD_a^2 - SD_b^2}$$

Wobei SD_a das gemessene Rauschen mit vorhandenem Artefakt und SD_b das Hintergrundrauschen ist, das für die Zwecke dieser Analyse als SD (Rauschen) des Phantoms ohne Metalleinsatz angesetzt wird. Die Ergebnisse der mit und ohne O-MAR korrigierten Bilder nach erneuter Berechnung der oben erfassten Daten zur Entfernung des Hintergrundrauschens sind in Diagramm 2 dargestellt. Die Daten der 90-kV-Scans wurden unterdrückt, da sie Diagramme aufgrund der durchgehend wesentlich höheren Anfälligkeit für Metallartefakte häufig verzerrten (siehe Diagramme 1 und 2).

Erörterung

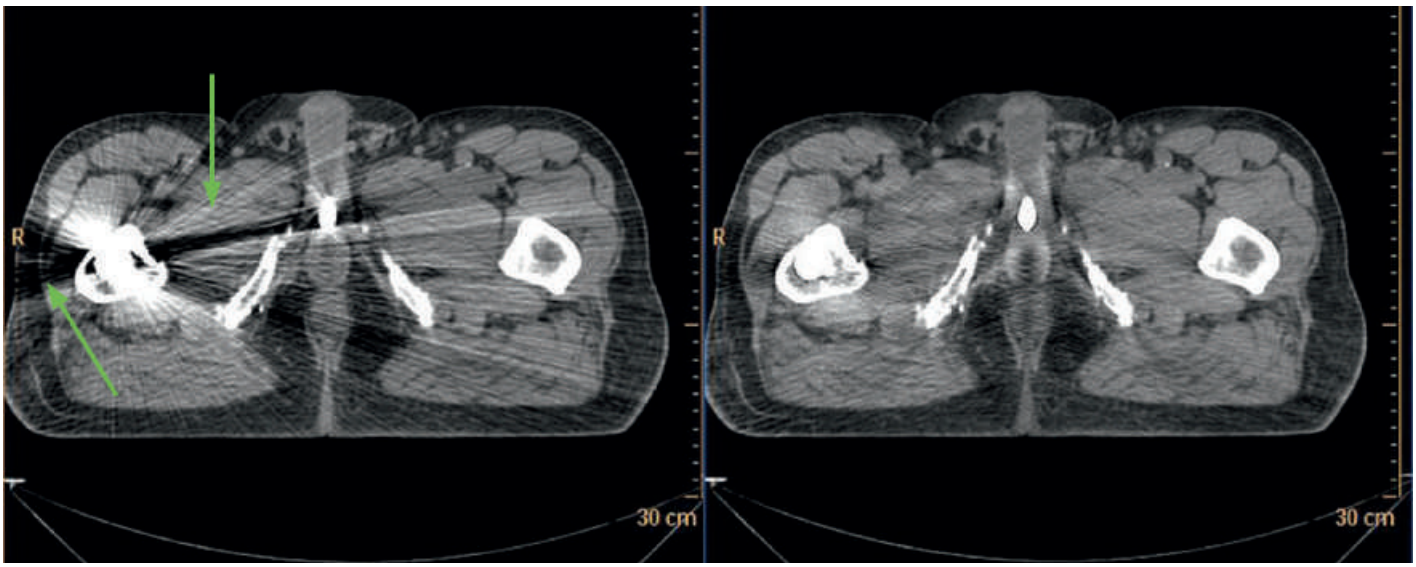
- Durch die O-MAR-Korrektur kann die Bildqualität auch bei starkem Hintergrundrauschen deutlich verbessert werden.
- Bei höherem kV-Wert kann der O-MAR-Algorithmus metallinduzierte Artefakte besser reduzieren. Wenn möglich, sollten bei Vorliegen von orthopädischen Implantaten mit Metall 140 kV verwendet werden.
- Bei konstantem mAs-Wert und einer Erhöhung von 120 auf 140 kV wird die Qualität von O-MAR-Bildern erheblich verbessert. Die Erhöhung auf 140 kV verringert nicht nur die Auswirkung der Strahlaufhärtung, sondern auch das statistische Rauschen, wovon die Qualität der O-MAR-Bilder profitiert.

Patientenbilder

Obwohl O-MAR Metallartefakte wie im Abschnitt oben gezeigt nicht vollständig eliminiert, kann es die Auswirkung von Metall auf CT-Bilder reduzieren und so die diagnostische Qualität der Bilder erheblich verbessern. In diesem Abschnitt werden unterschiedliche orthopädische Metallimplantate in verschiedenen anatomischen Bereichen untersucht, um die klinische Wirksamkeit von O-MAR anhand realer Patientendaten aufzuzeigen.

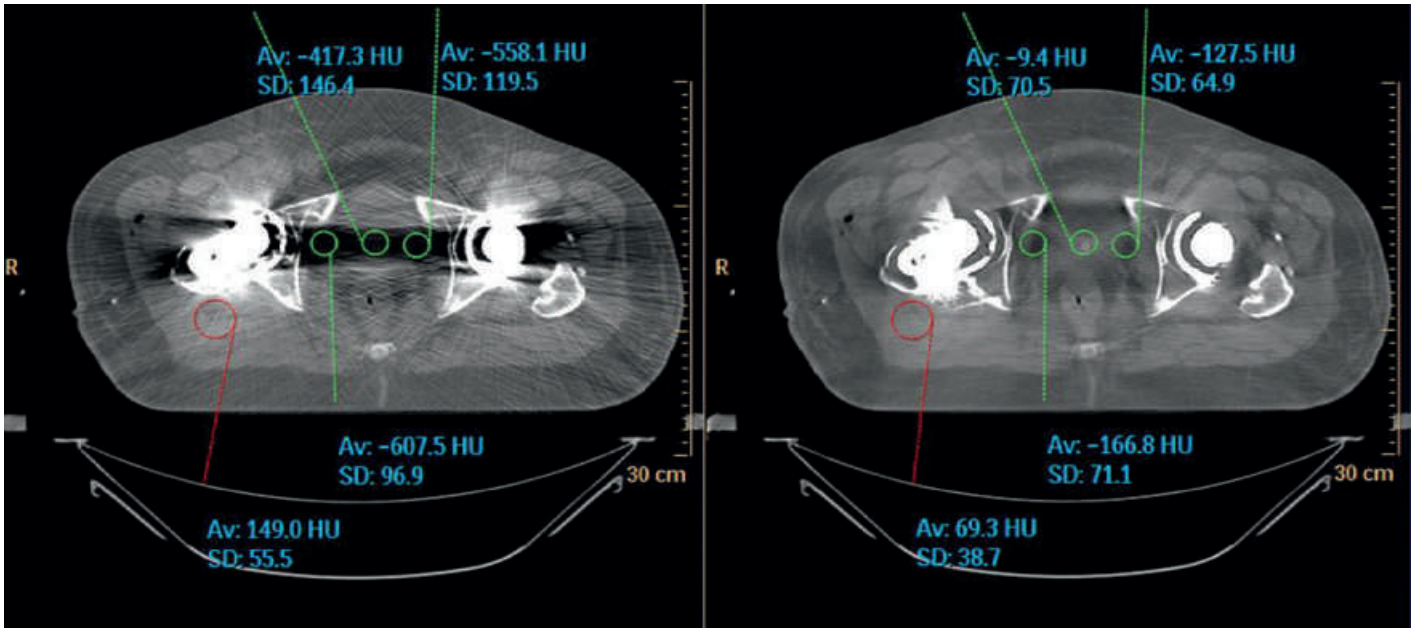
Aufgrund der zunehmend älteren Bevölkerung sind auch CT-Scans bei Patienten mit orthopädischen Hüftprothesen alltäglich. Derartige große Metallobjekte können in CT-Bildern zu starken Metallartefakten führen. Abbildung 7 zeigt ein Beispiel für die offensichtliche Verbesserung der diagnostischen Qualität. Sowohl die Streifenartefakte als auch die Abschattungen wurden abgeschwächt.

Eine beidseitige Hüftprothese stellt eine größere Herausforderung dar. Sie führt zur Entstehung eines großen Bereichs dunkler Pixel in der Mitte der zu untersuchenden anatomischen Region, wodurch die von den Metallartefakten betroffenen Schichten diagnostisch praktisch nicht nutzbar sind. Abbildung 8 zeigt die Möglichkeiten, die O-MAR bei anspruchsvollen Aufnahmen bietet. Auf diesen Bildern wurden mehrere ROIs eingezeichnet und die durchschnittlichen HU- und SD-Werte werden angezeigt. Die HU-Werte des O-MAR-Bildes liegen näher an den typischen Werten für Weichgewebe und weisen so nach, dass die HU-Integrität mit O-MAR aufrechterhalten wird. Zu beachten ist die ROI im Muskelgewebe auf der rechten Seite des Patienten. Ein typischer HU-Wert für diesen Bereich liegt bei ~55. Der HU-Wert des O-MAR-Bildes ist mit 69,3 HU plausibler als die 149 HU, die im nicht korrigierten Bild zu sehen sind.



Nicht korrigiert O-MAR

Abbildung 7



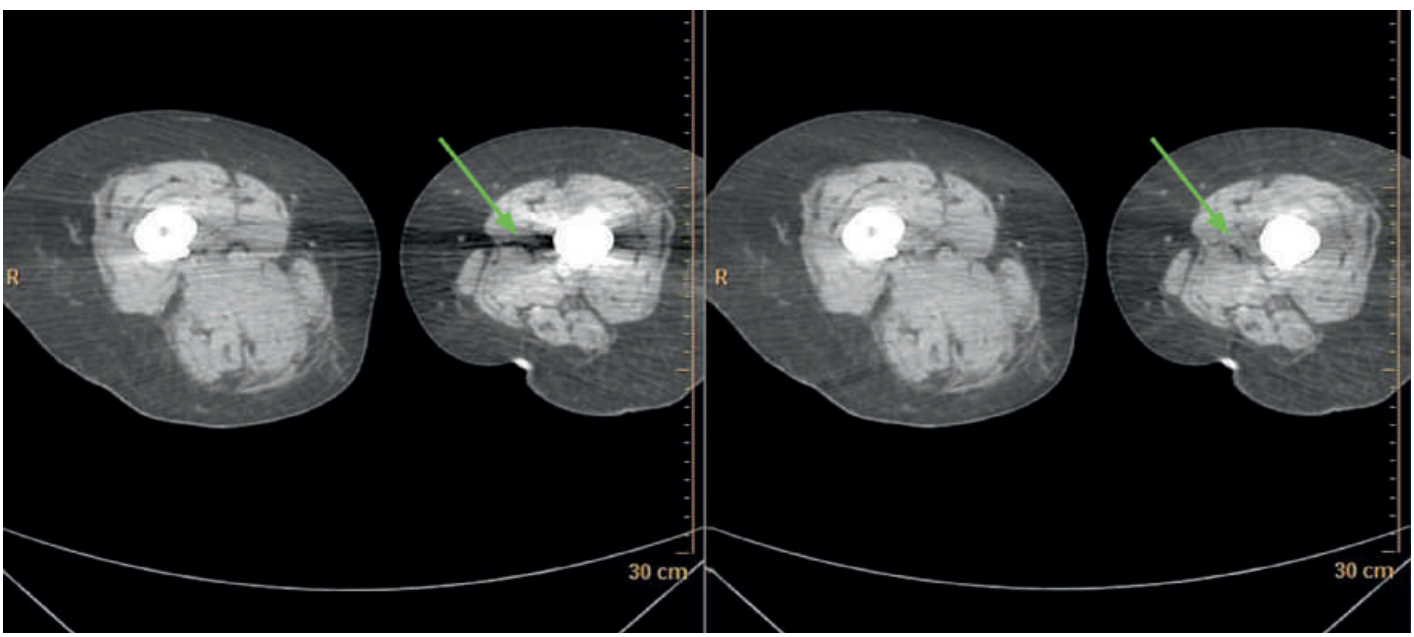
Nicht korrigiert O-MAR

Abbildung 8

Nicht korrigiert	O-MAR
–607,5	–166,8
–417,3	–9,4
–558,1	–127,5

Durchschnittlicher HU-Wert der ROIs in der Mitte

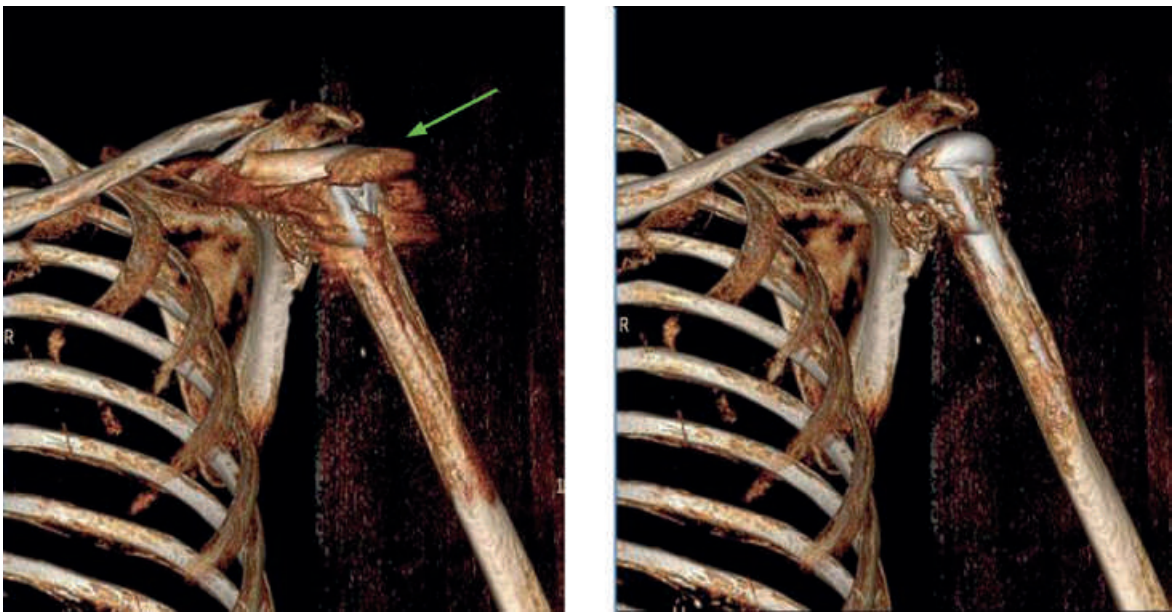
Auch die Bildgebung von Extremitäten kann durch Metall beeinträchtigt werden. Abbildung 9 zeigt ein orthopädisches Implantat im linken Bein eines Patienten. Mit O-MAR wird das Muskelgewebe in der Nähe des Implantats nicht mehr verdeckt.



Nicht korrigiert O-MAR

Abbildung 9

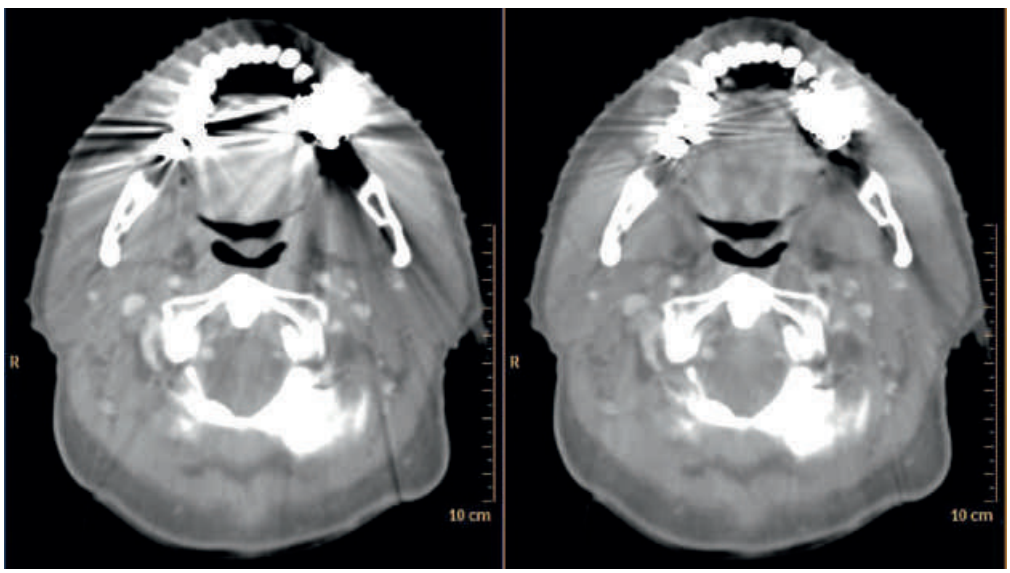
Metallartefakte wirken sich nicht nur auf 2D-Schichten aus. Gelegentlich weisen auch 3D-Volumen-gerenderte Bilder Abweichungen aufgrund von Metall auf. Zum Beispiel zeigt Abbildung 10 einen Oberarmknochen mit Implantat. Im nicht korrigierten Bild verdecken die durch das Metall bedingten Streifenartefakte den Bereich, in dem das Implantat an der Schulter angebracht ist. Auf dem O-MAR-Bild ist die Verbindung von Metall und Knochen hingegen deutlich sichtbar.



Nicht korrigiert | O-MAR

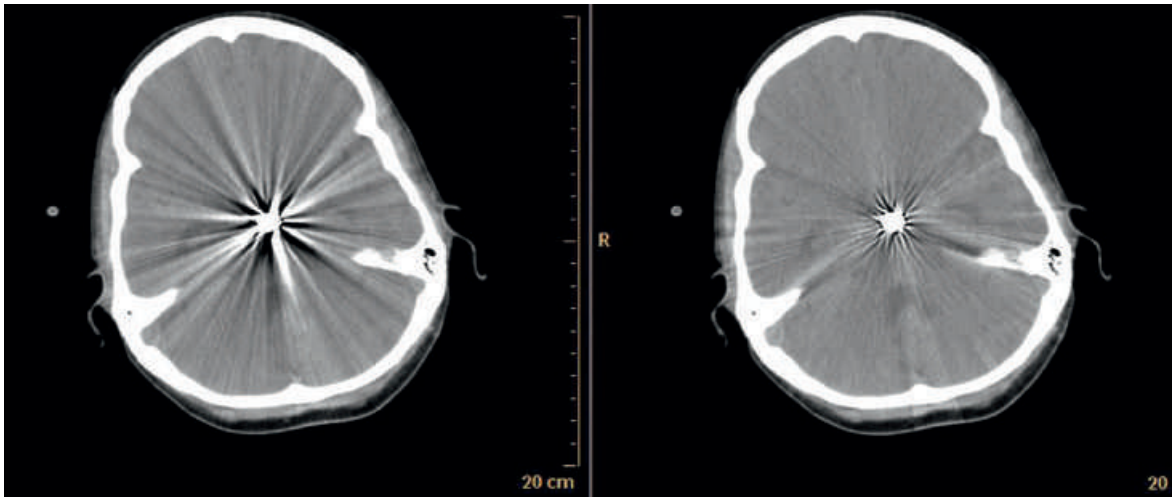
Abbildung 10 Metallimplantat Oberarmknochen

O-MAR wurde in erster Linie für Artefakte entwickelt, die durch orthopädische Metallimplantate hervorgerufen werden. Es ist jedoch auch bei nicht-orthopädischen Metallimplantaten, z.B. bei Zahnfüllungen, anwendbar. Abbildung 11 zeigt ein CT-Bild, für das O-MAR bei einem Patienten mit einer Zahnkrone angewendet wurde. Sowohl das Weichgewebe als auch die Hautgrenze sind klarer erkennbar. Dies ist für die Strahlentherapieplanung wichtig, bei der oftmals automatische Algorithmen zur Bestimmung der Hautkontur eingesetzt werden. Ohne O-MAR würden diese automatischen Methoden fehlschlagen und der Anwender müsste die äußere Kontur manuell korrigieren.



Nicht korrigiert | O-MAR

Abbildung 11



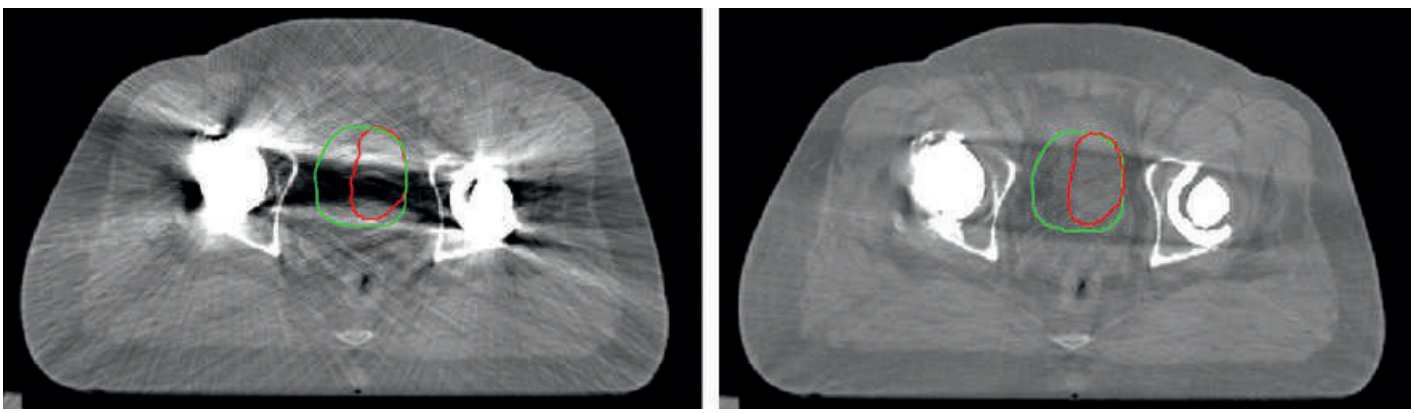
Nicht korrigiert O-MAR

Abbildung 12

Eine weiteres Beispiel für nicht-orthopädisches Metall sind Metall-Clips, die bei Hirnscans zu starken Artefakten führen können. Auch in diesen Fällen liefert O-MAR ausgezeichnete Ergebnisse, wie in Abbildung 12 zu sehen ist. Im O-MAR-Bild sind der vierte Ventrikel und die Hörner der lateralen Ventrikel gut erkennbar, während diese Regionen im nicht korrigierten Bild nahezu vollständig von den Streifenartefakten verdeckt werden.

Radioonkologie

Bei der Computertomographie in der Strahlentherapieplanung ist es entscheidend, dass der Tumor und die gefährdeten Organe genau identifiziert und die Konturen präzise abgegrenzt werden. Dies kann durch orthopädische Implantate erheblich erschwert werden. Abbildung 13 zeigt das O-MAR-Bild und das nicht korrigierte Bild einer Blase. Bei beiden Bildern wurde durch denselben Arzt eine Kontur eingezeichnet (roter Kreis: O-MAR, grüner Kreis: nicht korrigiert). Auf den nicht korrigierten Bildern war die Blase überwiegend von dem dunklen, durch das Metall verursachten Schatten verdeckt. Daher überschätzte der Arzt die Größe der Blase. Auf den O-MAR-Bildern war die Kontur der Blase hingegen sichtbar. Es bestand keine Interobserver-Variabilität und die konturierten Volumen unterschieden sich um 32%. Es handelt sich hierbei um ein Beispiel aus einer umfassenden und kontrollierten Studie von Henry Ford Health Systems. Zur vollständigen Analyse aller Auswirkungen von O-MAR in der Radioonkologie ist eine weitergehende Untersuchung der dosimetrischen Auswirkung von Konturunterschieden und der potenziellen Erhöhung der Genauigkeit der Heterogenitätskorrektur erforderlich. Dies ist für ein zukünftiges Projekt geplant.



Nicht korrigiert **O-MAR**

Volumendifferenz 32%

Abbildung 13 Blasenkontur, O-MAR-Kontur in Rot, nicht korrigierte Kontur in Grün

Kontraindikationen

O-MAR ist für die Korrektur von Artefakten bei orthopädischen Metallimplantaten optimiert, die in normales Gewebe eingebettet sind. In bestimmten Fällen kann dieser Ansatz sowohl bei orthopädischem als auch bei nicht-orthopädischem Metall zu kleineren Artefakten führen. Deshalb ist der Einsatz von O-MAR in diesen Fällen kontraindiziert. Grundsätzlich treten Probleme auf, wenn sich das Metall in der Nähe von Luft oder Gewebe mit geringer Dichte, z.B. der Lunge, befindet.

Abbildung 14 zeigt einen Scan, bei dem das Metall über die Hautgrenze hinausragt. In diesem Fall könnte der O-MAR-Algorithmus fälschlicherweise zu einer Ausdehnung der Hautkonturierung führen. O-MAR sollte daher nicht eingesetzt werden, wenn Metall über die Hautgrenze hinausragt.

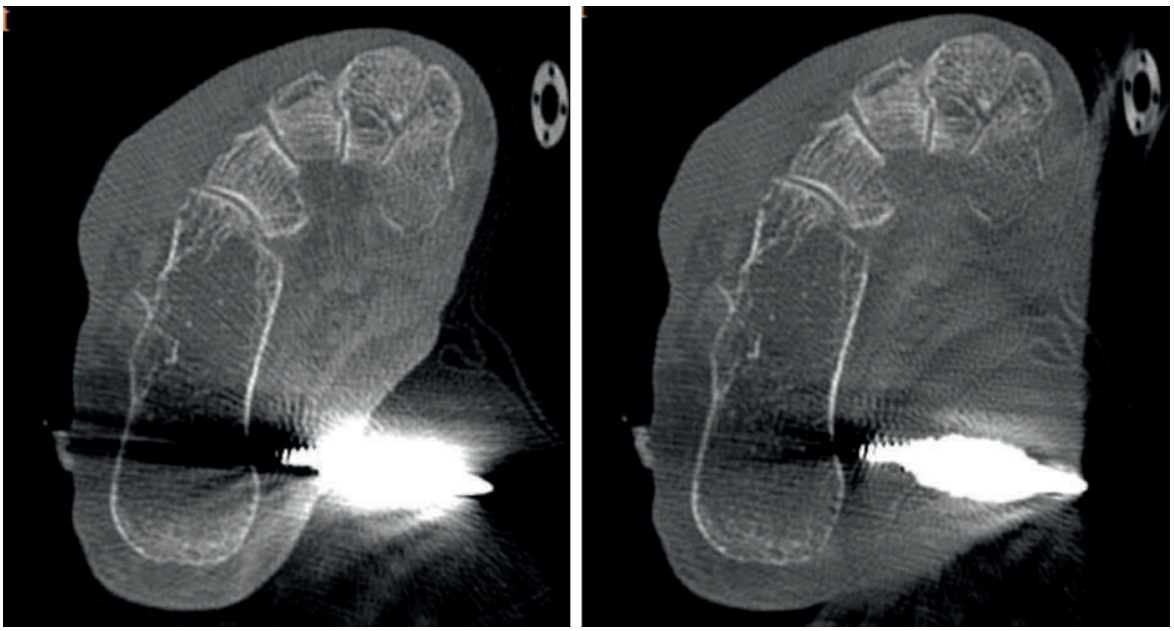


Abbildung 14 O-MAR-Bild ist rechts. Ausdehnung des Fußgewebes beachten.

Metallschrauben in der Wirbelsäule können bei der Anwendung von O-MAR ein Problem darstellen. Die Darstellung von Knochen in unmittelbarer Nähe von Schrauben kann sich geringfügig verschlechtern. Abbildung 15 zeigt einen L2-Wirbel mit zwei Metallschrauben. Beachten Sie, dass der Dornfortsatz im O-MAR-Bild zu fehlen scheint.

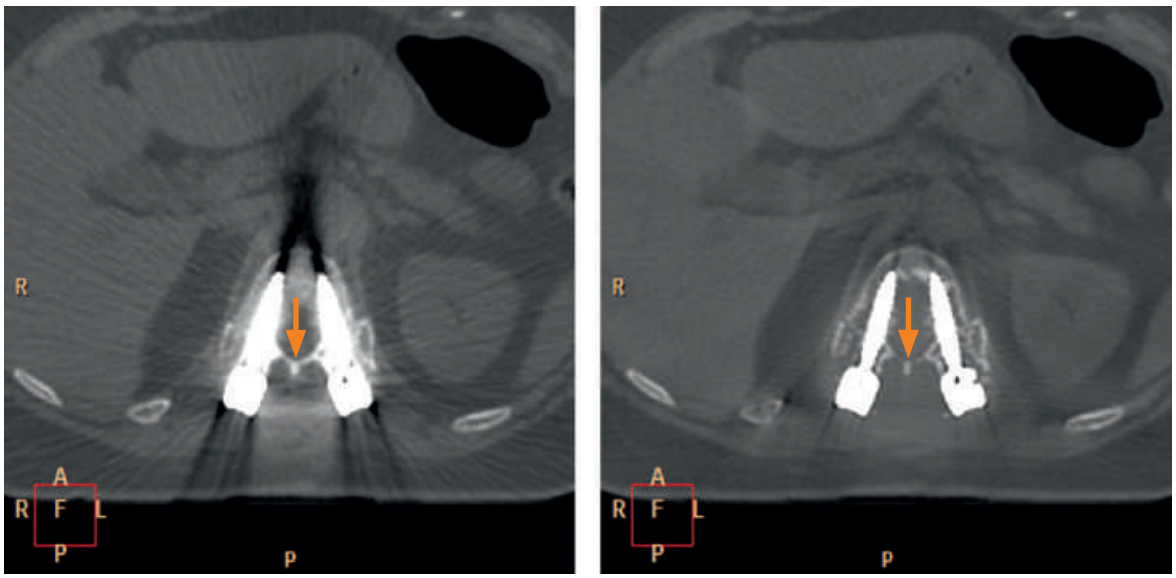


Abbildung 15 O-MAR-Bild ist rechts. L2-Wirbel

Ähnlich wie Luft kann auch Lungengewebe beim Einsatz von O-MAR gelegentlich zu Beeinträchtigungen führen. Abbildung 16 zeigt Streifen, die durch den O-MAR-Algorithmus verursacht wurden.

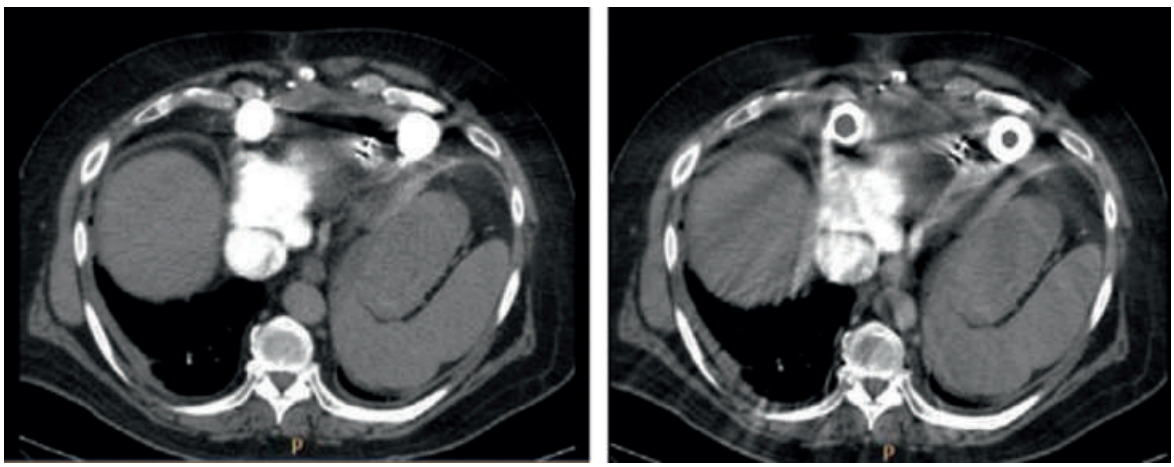


Abbildung 16 O-MAR-Bild rechts. Streifen im O-MAR-Bild.

Herzschrittmacher können bei der Anwendung von O-MAR ein besonderes Problem darstellen (Abbildung 17). Die Nähe des Schrittmachers zur Lunge sowie die Metalldrähte, die bis in den Herz-Lungen-Bereich reichen, können bei der Anwendung von O-MAR zu Streifenartefakten führen, die in einem nicht korrigierten Bild nicht vorhanden sind. Aus diesem Grund ist der Einsatz von O-MAR bei der Bildgebung anatomischer Bereiche mit Herzschrittmacher oder den zugehörigen Drähten kontraindiziert.

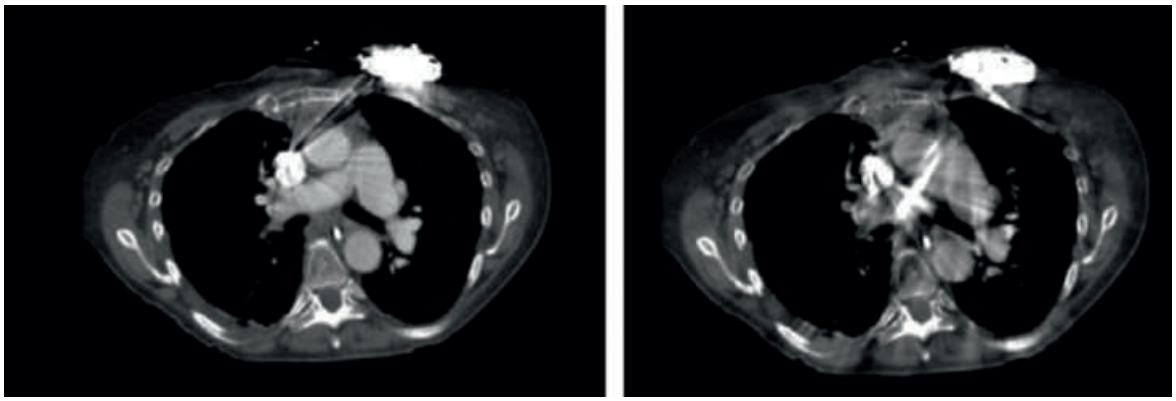


Abbildung 17 O-MAR-Bild rechts.

Schlussfolgerung

In diesem White Paper wurden zahlreiche Beispiele aufgezeigt, wie sich Metallartefakte, die durch orthopädische Implantate hervorgerufen werden, mit dem O-MAR-Algorithmus effektiv reduzieren lassen. Mit O-MAR können Streifenartefakte reduziert und verdeckte anatomische Bereiche zu großen Teilen visualisiert werden. Dies ermöglicht eine umfassendere und zuverlässigere Diagnosestellung. O-MAR vereinfacht außerdem die Konturierung von Tumoren und kritischen Strukturen und verbessert so den Arbeitsablauf bei Anwendungen in der Radioonkologie.

In einigen Fällen sollte der O-MAR-Algorithmus nicht angewendet werden (wie im Abschnitt zum Thema Kontraindikationen ausgeführt), beispielsweise wenn sich das Metall in unmittelbarer Nähe zu Luft oder Lungengewebe befindet, oder zu einem kleinen metallischen Objekt wie einem Stent in jodhaltigem Kontrastmittel. Da dies zu unvorhersehbaren Konsequenzen führen kann, bei denen O-MAR Anomalien im Bild erzeugt, sollten die Bilder stets mit den nicht korrigierten Bildern verglichen werden. Auch wenn O-MAR angewendet wird, rekonstruiert das System immer beide Bildsätze. So stehen die nicht-korrigierten Bilder stets zur Verfügung. Bei korrekter Anwendung kann O-MAR die Darstellung von CT-Bildern verbessern, die durch orthopädische Metallimplantate beeinträchtigt werden.

Literaturverweise

1 G. Glover and N. Pelc "An algorithm for the reduction of metal clip artifacts in CT reconstructions." *Medical Physics 4*, 799-807 (1981)
2 R Brooks and G. Chiro "Correction for beam hardening in computed tomography." *Phys. Med. Biol*. 21, 390 (1976)
3 C. Ling, M. Schell et al. "CT-Assisted assessment of bladder and rectum dose in gynecological implants." *Int. J. Radiat. Oncol. Biol*. Phys. 13, 1577-1582 (1987)
4 G. Wang D. Snyder and JA. O'Sullivan et al. "Iterative deblurring for CT metal artifact reduction." *IEEE Transact Med Imaging* 15, 657– 664. (1996)
5 XZ Lin, F. Miao et al. "High-definition CT Gemstone spectral imaging of the brain: initial results of selecting optimal monochromatic image for beam-hardening artifacts and image noise reduction." *J. Comput. Assist. Tomogr*. 35(2), 294-297 (2011)

Bitte besuchen Sie uns unter www.philips.com/healthcare

© 2012 Koninklijke Philips Electronics N.V.
Alle Rechte vorbehalten.

Philips Healthcare behält sich das Recht vor, ein Produkt zu verändern und dessen Herstellung jederzeit und ohne Ankündigung einzustellen.

Philips Healthcare ist ein Bereich der Royal Philips Electronics

www.philips.com/healthcare
healthcare@philips.com

Gedruckt in den Niederlanden
4522 962 82393 * JUL 2014