

Streustrahlenmessung und -korrektur mittels räumlicher Primärmodulation in der CT

Karsten SCHÖRNER*, Matthias GOLDAMMER**, Jürgen STEPHAN**
* Corporate Technology, Siemens AG, 81739 München, und
Physik-Department E21, Technische Universität München, 85748 Garching
karsten.schoerner.ext@siemens.com, karsten.schoerner@tum.de
** Corporate Technology, Siemens AG, 81739 München
matthias.goldammer@siemens.com, juergen.stephan@siemens.com

Kurzfassung. Streustrahlung führt in der industriellen Röntgen-CT zu erheblichen Artefakten in den rekonstruierten CT-Volumina, insbesondere zu Streifenartefakten, Kontrastverlusten und einer Wölbung im Grauwert-Linienprofil in homogenen Materialbereichen („Cupping“). Eine neue Technik zur Messung des Streustrahlenanteils, die auf dem Prinzip der räumlichen Modulation des Primärsignals basiert, wird in dieser Arbeit vorgestellt. Ursprünglich entwickelt für medizinische Anwendungen wird bei dieser Technik ein sogenannter Primärmodulator in den Strahlengang vor dem Prüfobjekt eingefügt. Er sorgt durch eine z.B. schachbrettartige Anordnung von Kupferfeldern für eine räumliche Modulation des Primärsignals auf dem Detektor. Im Gegensatz dazu geht bei den auftretenden Compton-Streuprozessen im Objekt diese Signalmodulation verloren. Durch geeignete Algorithmen können in der fouriertransformierten Projektion Primär- und Streusignal getrennt und eine Abschätzung der Höhe und räumlichen Verteilung des Streuanteils vorgenommen werden. Durch eine entsprechende Korrektur der Bilder erhält man schließlich erheblich verbesserte Rekonstruktionen. Der Vorteil dieser Methode gegenüber anderen experimentellen Messverfahren, z.B. der Streuabschätzung mittels Beamstop-Array, liegt darin, dass der Streuanteil idealerweise simultan zu den normal aufgenommenen CT-Projektionen bestimmt werden kann, d.h. keine zusätzlichen Aufnahmen notwendig werden. Neben der Darstellung der Methode werden eine Erweiterung zur Strahlaufhärtungskorrektur der halbtransparenten Felder des Primärmodulators sowie erste Ergebnisse einer streustrahlkorrigierten CT mittels räumlicher Primärmodulation vorgestellt.

1. Einführung

Die Röntgen-Computertomographie hat sich in den letzten Jahren zunehmend im industriellen Einsatzbereich als zerstörungsfreie Prüftechnik etabliert. Die exakte Visualisierung innenliegender Strukturen von Prüfkörpern und deren Inspektion, sowie die Möglichkeit, beliebige Objektdetails dreidimensional darstellen und dimensionelle Messaufgaben in den CT-Volumen durchführen zu können, gehören zu den herausragenden Merkmalen der CT. Neben zeilendetektorbasierten CT-Systemen (Fächerstrahl-CT) kommen dabei vielfach Kegelstrahl-CT-Scanner (engl. cone-beam CT, CBCT) zum Einsatz, welche mit Flachdetektoren ausgestattet sind. Sie nutzen die von der Röntgenröhre ausgesandte Strahlung effizienter als vergleichbare zeilendetektorbasierte CT-Systeme. Dadurch lassen sich in der Regel bei Kegelstrahlscannern die Aufnahmezeiten verkürzen. Auf der anderen Seite führt diese volumenmäßig größere Bestrahlung des Objektes auch zu vermehrter Entstehung von Streustrahlung im Objekt und damit zu einer Zunahme der

Streustrahlenartefakte im CT-Volumen. Dies gilt besonders für große zu untersuchende Objekte, welche mit kleiner Vergrößerung aufgenommen werden, also sich nahe am Detektor befinden. Die räumliche Nähe führt hier zu vermehrter Detektion von Streustrahlung. Beispiele solcher Fälle sind die Prüfung von Gasturbinenkomponenten wie der keramischen Hitzeschilde zur Isolierung der Brennkammer [1], oder auch ganzer Turbinenschaufeln [2].

Zu den hierbei typischerweise auftretenden Streustrahlenartefakten gehören der Cupping-Artefakt (ein Durchwölben des Grauwertprofils in homogenen Materialbereichen) [3], Streifenbildung zwischen Strukturdetails, die hohen Kontrast aufweisen [4], und im Allgemeinen auch Kontrastverluste. Des Weiteren werden auch dimensionelle Messaufgaben gestört, da die Artefakte verstärkt an Objektkanten und -ecken erscheinen und so in der CT-Nachbearbeitung zu veränderter Oberflächenfindung führen [5].

Im Bereich der medizinischen CT wurden verschiedene Methoden und Techniken zur Reduzierung bzw. zur Beseitigung der Streustrahlenartefakte entwickelt. Um die Menge an detektierter Streustrahlung zu reduzieren, können beispielsweise sogenannte Antistreu-Gitter [4] eingesetzt werden oder vergrößerte Abstände ("air gaps") zwischen Streuquelle (Objekt) und Detektor eingestellt werden [6]. Dies führt aber lediglich zu einer Reduzierung der Streustrahlenartefakte, nicht zu ihrer vollständigen Beseitigung. Im Gegensatz dazu können Streustrahlenkorrekturmethode verwendet werden, um den in den CT-Projektionen enthaltenen Anteil an Streustrahlung nachträglich durch Subtraktion wieder zu entfernen. Dazu ist eine genaue Kenntnis über den detektierten Streuanteil in jeder einzelnen Projektion erforderlich. Es existieren verschiedene Ansätze, diesen Streuanteil in den Projektionen per Software zu berechnen bzw. zu simulieren, oder aber, ihn experimentell durch Messung zu bestimmen.

Neben den softwarebasierten Methoden möchten wir hier auf zwei experimentelle Verfahren eingehen, welche darauf abzielen, den Streuanteil an einer gewissen Anzahl an Stützstellen in der Projektion zu messen. Zu der ersten Gruppe gehören Beamstop-verwandte Techniken, wie der Beamstop-Array (BSA), oder auch eine komplementäre Technik, der sogenannte Beamhole-Array (BHA) [1,7,8]. Beiden ist gemein, dass hochabsorbierende Elemente wie Wolfram oder Blei verwendet werden, um stellenweise entweder das Primärsignal komplett zu unterdrücken (BSA) oder aber die Streuung bis auf einen Bruchteil zu minimieren (BHA). In beiden Fällen muss jedoch zusätzlich zu der Datenaufnahme der Streusignale noch ein zweiter Scan durchgeführt werden, um für das gesamte Gesichtsfeld Projektionsdaten vorliegen zu haben. Sowohl die BSA- als auch die BHA-Methode führen zu erheblichen Verbesserungen bezüglich der Streustrahlenartefakte. Jedoch stellen sie gleichzeitig auch einen zusätzlichen Zeit-, Dosis- und Messaufwand dar.

Das zweite Verfahren, auf welches wir in dieser Arbeit näher eingehen möchten, betrifft eine Streustrahlenkorrekturmethode, die auf der räumlichen Modulation der Primärstrahlung basiert. Sie wurde erst kürzlich von Bani-Hashemi *et al.* und Zhu *et al.* für den Medizinbereich vorgeschlagen und in ersten Experimenten getestet [9,10]. Der besondere Vorteil dieser Methode liegt darin, dass sie komplett in den normalen CT-Scan integriert werden kann, wodurch zusätzliche Messzeiten und -aufwand entfallen. Wir stellen in diesem Beitrag vor, wie die Streustrahlenkorrektur mittels räumlicher Primärmodulation (engl. spatial primary modulation, kurz: SPM) in industriellen CBCT-Scannern implementiert werden kann. Hierbei gehen wir besonders auf Beamhardening-Effekte ein, die im Zusammenhang mit dem Primärmodulator, der in der SPM-Methode verwendet wird, auftreten. Abschließend werden erste Ergebnisse von CT-Aufnahmen vorgestellt, die mittels SPM streustrahlkorrigiert wurden. Die Methode erscheint vielversprechend und weckt die Hoffnung, zukünftig in der industriellen CBCT Streustrahlenartefakte ohne zeitlichen Mehraufwand beseitigen zu können.

2. Theorie

2.1 Räumliche Primärmodulation: Basiskonzept

Die Methode der Streustrahlenmessung mittels räumlicher Primärmodulation (SPM) wird in [9] theoretisch erläutert und erste Experimente hierzu werden in [10] beschrieben. Das zugrunde liegende Konzept der Methode wird hier kurz vorgestellt. Hauptziel der SPM ist es, für jede CT-Projektion eine Primärprojektion zu erhalten, die zwar in der räumlichen Frequenz beschränkt ist, dafür aber ausschließlich die Primärsignale beinhaltet. Diese kann dann von der Gesamtprojektion abgezogen werden und damit den erwarteten Streuanteil innerhalb dieser CT-Projektion liefern. Dazu wird ein sogenannter Primärmodulator in den Strahlengang zwischen Röntgenröhre und Objekt eingebracht, der der Primärstrahlung ein sich räumlich wiederholendes Abschwächungsmuster aufprägt, bevor diese das Objekt erreicht. Wir betrachten hier ein Abschwächungsmuster in Form eines Schachbrettmusters mit transparenten (hellen) und halbtransparenten (dunklen) Feldern. Dieses aufgeprägte Abschwächungsmuster wird von der Primärstrahlung beibehalten, auch nach Durchstrahlung des Objekts. Im Objekt gestreute Röntgenphotonen hingegen haben infolge der häufig auftretenden Compton-Streuprozesse veränderte Ausbreitungsrichtungen, die zum diffusen Verschmieren des Musters führen. Bei der detektierten Streustrahlung handelt es sich um eine recht niederfrequente Streufunktion S , daher ist die Annahme eines nicht modulierten, niederfrequenten Streustrahlenanteils S gerechtfertigt. Dieser wird überlagert von dem (niederfrequenten) Anteil der Primärstrahlung P . Wie in Abb. 2 gezeigt, überlappen diese beiden Anteile $P+S$ im Fourierraum in der Nähe des Ursprungs, der die räumliche Frequenz Null markiert.

Andererseits erzeugt die räumlich modulierte Primärstrahlung modulierte Primärsignale P auf der Detektorebene. Da die hier detektierten Primärstrahlen keinerlei Wechselwirkung mit dem Objekt hatten und folglich also auch nicht von ihrer ursprünglichen Ausbreitungsrichtung abgelenkt wurden, weisen sie im Gegensatz zu den Streustrahlen immer noch das Modulationsmuster auf. Das detektierte Primärsignalmuster entsteht im Prinzip durch die Multiplikation der räumlichen Abschwächungsfunktion des Primärmodulators mit der Abschwächungsfunktion durch das Objekt. Im Frequenzraum entspricht dies einer Faltung der Objektfrequenzen mit den Frequenzen des Primärmodulators. Der Primärmodulator weist stark ausgeprägte Raumfrequenzen auf, nämlich die Modulationsfrequenz f_{mod} , gegeben durch die reziproke Periode des räumlichen Musters, sowie ihren Harmonischen. Deswegen entstehen im Fourierraum spektrale Kopien der ausschließlichen Primärsignale rund um diese Modulationsfrequenzen, wie es Abb. 2 unten rechts zeigt. Dies ermöglicht eine Separation der modulierten Primärsignale und der unmodulierten Anteile $P+S$ im Zentrum des Frequenzraums. Hierbei werden entsprechende Hoch- und Tiefpassfilter eingesetzt.

2.2 Strahlaufhärtungskorrektur für halbtransparente Felder

Wie oben beschrieben wird bei der SPM-Methode ein Primärmodulator in den Strahlengang vor dem Objekt eingebracht. Dieser prägt der Primärstrahlung ein Intensitätsmuster auf, indem die einfallende Röntgenstrahlung an den semitransparenten (dunklen) Feldern entsprechend abgeschwächt wird. Es bietet sich an, den Primärmodulator als geätzte Leiterplatte herzustellen, die entsprechend dunkle Felder aus Kupfer und helle Felder aus Leiterplattenbasismaterial (Glasfasergewebe und Epoxidharz) aufweist. Während Strahlaufhärtungseffekte für die hellen Felder vernachlässigbar sind, gilt dies nicht für die dunklen Felder, bestehend aus beispielsweise 0.7mm Kupfer.

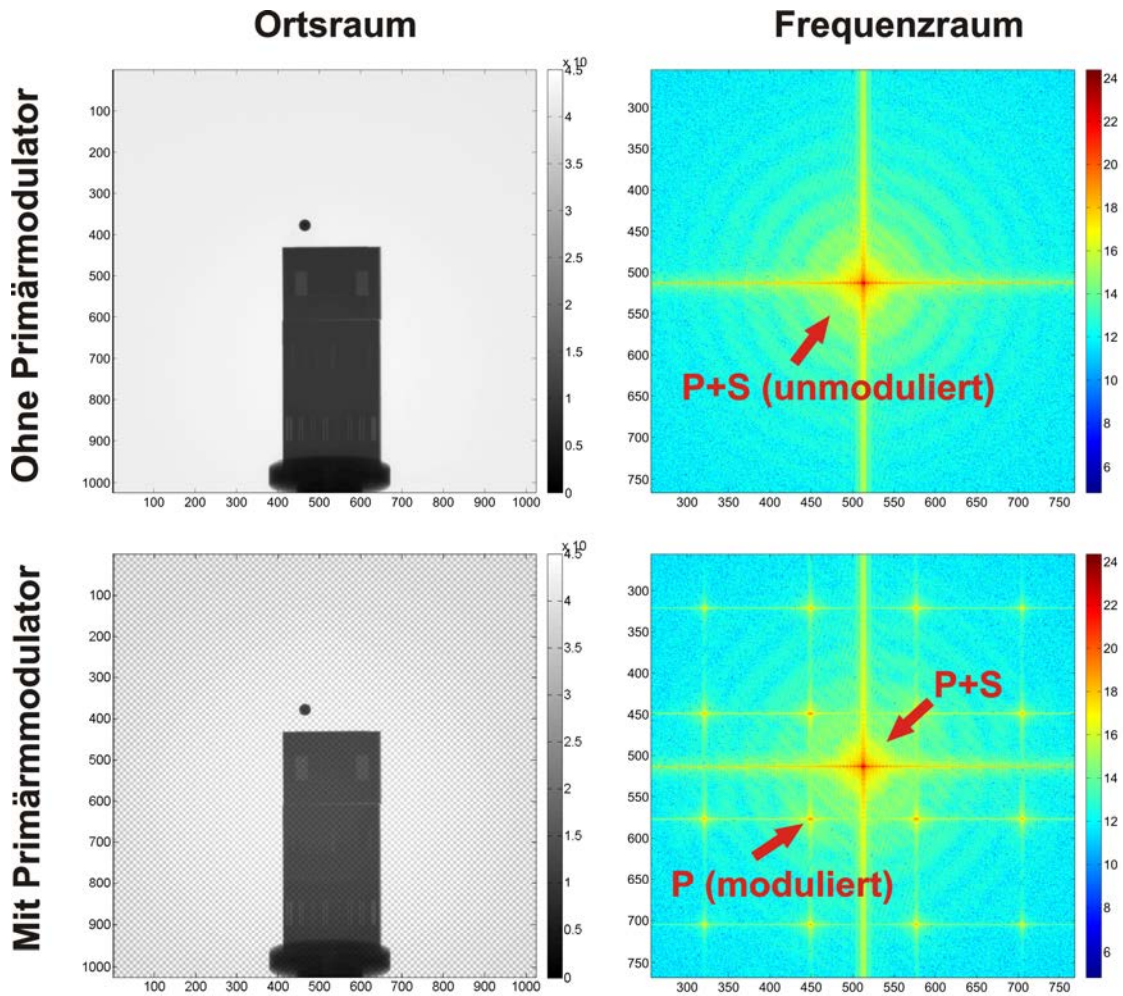


Abbildung 1. Konzept der räumlichen Primärmodulation. Oben: CT-Projektion ohne Primärmodulator, die Gesamtsignale ergeben sich aus der Überlagerung von Primär- und Streusignalen, $T=P+S$. Nach Fouriertransformation ergibt sich ein 2D-Spektrum wie auf der rechten Seite gezeigt. Hier überlappen die beiden Anteile P und S gerade im niederfrequenten Bereich. Unten: Die gleiche CT-Projektion mit Primärmodulator vor dem Objekt. Das sich räumlich wiederholende Modulationsmuster wird der Primärstrahlung aufgeprägt und erzeugt so im Frequenzraum spektrale Kopien der Primärsignale rund um die Modulationsfrequenz f_{mod} und deren Harmonische.

Schauen wir uns an, wie die Strahlaufhärtung an den dunklen Feldern sich auf die Streustrahlungsmessung mittels SPM auswirkt: Die Röntgenstrahlung direkt hinter den dunklen Feldern ist aufgehärtet, d.h. sie besitzt im Vergleich zu den hellen Feldern eine höhere mittlere Energie und hat damit ein größeres Durchdringungsvermögen. Folglich haben Primärstrahlen, die durch die dunklen Felder gelaufen sind und anschließend das Objekt durchstrahlen, größere Primärsignale zur Folge, als es ohne den Strahlaufhärtungseffekt der Fall wäre. Dadurch erscheint die Primärstrahlung hinter den dunklen Feldern räumlich weniger stark moduliert. Während des Demodulationsschrittes der SPM-Methode führt dies dazu, dass Primärsignale kleiner abgeschätzt werden, als es der Wirklichkeit entspricht, und daraus resultieren zu groß abgeschätzte Streusignale. Dieser Effekt ist in der Literatur bekannt, wurde jedoch zunächst nicht weiter berücksichtigt, bis vor kurzem Gao *et al.* vorschlugen, ein optimales Material zur Strahlabschwächung für die dunklen Feldern zu verwenden [11]. Für medizinische Anwendungen bei 120 kVp könnte dies aufgrund der günstigen Lage einer Absorptionskante beispielsweise Erbium sein.

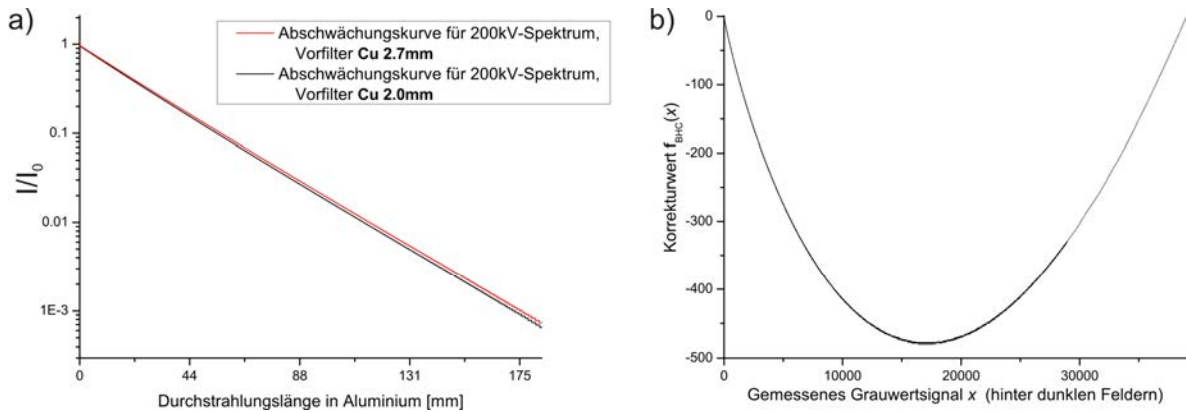


Abbildung 2. a) Logarithmische Auftragung der Abschwächungskurven für zwei unterschiedlich stark vorgefilterte 200kV-Spektren. Für die hellen Felder des Primärmodulators nehmen wir ein durch 2mm Kupfer vorgefiltertes Spektrum an (schwarz), für die dunklen ein durch 2.7mm Kupfer vorgefiltertes Spektrum (rot). b) Aus der Differenz der beiden Abschwächungskurven aus a) konstruieren wir eine Lookup-Tabelle, die jedem ursprünglich gemessenen Grauwertsignal x ein Korrekturwert $f_{\text{BHC}}(x)$ zuordnet.

Alternativ und auf die industrielle CBCT ausgerichtet, schlagen wir eine simulationsbasierte Strahlaufhärtungskorrektur vor, die auf dem sogenannten Linearisierungsansatz [12] beruht. Eine Beschränkung dieser Methode liegt darin, dass sie nur für Objekte aus einem Material, sogenannte Monomaterialien, theoretisch exakt ist. Deswegen betrachten wir hier zunächst auch nur Monomaterialien, also beispielsweise ein Objekt aus purem Aluminium. Weiterhin können wir für dieses Beispielszenario ein polychromatisches Spektrum mit 200kVp, sowie einen Röhrenvorfilter von 2mm Kupfer annehmen. Hierfür lassen sich nun zwei Abschwächungskurven simulieren, die bei Durchgang durch einen kontinuierlichen Aluminiumkeil entstehen: Eine Abschwächungskurve für die hellen Felder, bei denen das Röhrenspektrum lediglich durch den Vorfilter von 2mm Kupfer läuft, und eine zweite Abschwächungskurve für die dunklen Felder, für die das Röhrenspektrum effektiv 2.7mm Kupfer durchläuft, also 2mm beim Vorfilter sowie 0.7mm bei den halbtransparenten Feldern des Primärmodulators. Abbildung 2a zeigt diese beiden beschriebenen Abschwächungskurven I/I_0 in logarithmischer Darstellung: Je größer die durchstrahlten Weglängen im Objekt sind, desto größer ist auch der Unterschied in den Abschwächungskurven. Aus den beiden simulierten Abschwächungskurven konstruieren wir eine Lookup-Tabelle, die in Abb. 2b gezeigt ist. Diese ordnet jedem möglicherweise gemessenen, ursprünglichen Grauwertsignal x hinter dunklen Feldern einen Korrekturwert $f_{\text{BHC}}(x)$ zu. Bevor die räumlich modulierten Projektionen innerhalb der SPM-Methode demoduliert werden, führen wir für alle Detektorpixel (x,y) , die sich hinter dunklen Feldern befinden, eine Strahlaufhärtungskorrektur durch, die die folgenden Schritte umfasst:

- Von dem gemessenen Gesamtsignal $T(x,y)$ für Pixel (x,y) subtrahieren wir einen geschätzten Streuwert $S_{\text{est}}(x,y)$, der z.B. aus dem vorangegangenen Streubild stammen kann: $T'(x,y) = T(x,y) - S_{\text{est}}(x,y)$.
- $T'(x,y)$ benutzen wir als Eingangswert für die Lookup-Tabelle f_{BHC} , dadurch erhalten wir einen (negativen) Korrekturwert, den wir zu $T'(x,y)$ hinzuaddieren. Dies ergibt $T'_{\text{corr}}(x,y)$: $T'_{\text{corr}}(x,y) = T'(x,y) + f_{\text{BHC}}[T'(x,y)]$.
- Die Subtraktion des geschätzten Streuwerts wird rückgängig gemacht, dadurch erhalten wir den strahlaufhärtungskorrigierten Grauwert für Pixel (x,y) , $T_{\text{corr}}(x,y) = T'_{\text{corr}}(x,y) + S_{\text{est}}(x,y)$.

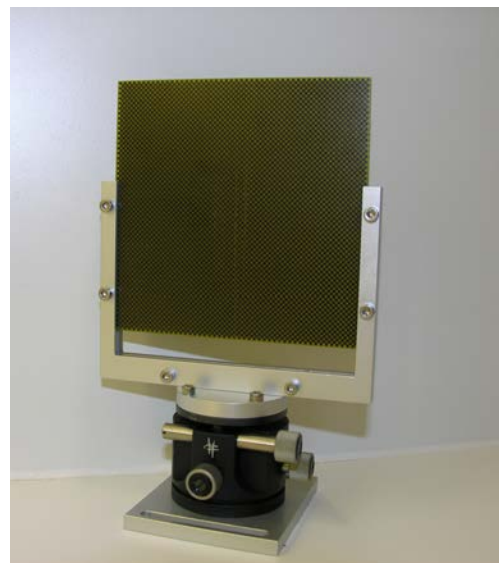
3. Experimentelle Durchführung

Um die Streustrahlenkorrekturmethode mittels SPM in Kombination mit der Strahlaufhärtungskorrektur (BHD) für dunkle Felder zu testen, führen wir erste Experimente an einem industriellen CBCT-Scanner durch. Dieser ist mit einer 225 kV Mikrofokus-Röntgenröhre und Flachdetektor ausgestattet. Das tomografierte Objekt ist ein spezieller Testkörper aus Aluminium zur Demonstration von Streustrahlenartefakten mit den Abmessungen $18 \times 8 \times 4 \text{ cm}^3$. Er enthält in einer Ebene Bohrlöcher verschiedener Durchmesser. Der Testkörper wird mit kleiner Vergrößerung aufgenommen, d.h. die Rotationsachse befindet sich nur 15 cm vor dem Detektor. Die Aufnahmeparameter für die CT sind: 200 kV Röhrenspannung, Anodenstrom $375 \mu\text{A}$, röhrenseitige Vorfilterung mit 2 mm Kupfer, 1080 CT-Projektionen.

Wie im Abschnitt 2.2 dargestellt, benutzen wir einen in Leiterplattentechnologie gefertigten Primärmodulator mit Schachbrettmuster (99x99 Felder), der in Abb. 3 gezeigt ist. Dabei werden die dunklen Felder durch 0.7 mm starkes Kupfer erzeugt. Dies entspricht einer Strahlabschwächung von ungefähr 20%. Wir führen einen ersten CT-Scan mit SPM durch, d.h. der Primärmodulator befindet sich in dem Strahlengang. Anhand einer CT-Projektion wird der Einfluss der Strahlaufhärtungskorrektur für die dunklen Felder demonstriert. In einem zweiten CT-Scan wird für Vergleichszwecke bei ansonsten gleichen Parametern der Primärmodulator entfernt und keine Streustrahlenkorrektur durchgeführt.

Abbildung 3.

Im Experiment eingesetzter Primärmodulator, hier in einen Rahmen eingespannt. Der Primärmodulator ist als Leiterplatte im Schachbrettmuster mit 99x99 Feldern gefertigt und besitzt halbtransparente Felder aus 0.7mm starkem Kupfer.



4. Experimentelle Ergebnisse

4.1 Einfluss der Strahlaufhärtungskorrektur für halbtransparente Felder in Streubildern

Abbildung 4 zeigt auf der linken Seite ein mittels SPM-Methode berechnetes Streubild ohne Strahlaufhärtungskorrektur, in der Mitte das Streubild mit Strahlaufhärtungskorrektur für dunkle Felder und rechts die dazugehörigen Linienprofile. Dabei sind als Referenz auch die Linienprofile eines Streubildes aus einer entsprechenden Monte-Carlo-Simulation bei gleichem Szenario gezeigt. Wie wir sehen, führt die Strahlaufhärtungskorrektur der dunklen Felder zu kleineren berechneten Streuwerten als ohne die Korrektur. Dies ist in Übereinstimmung mit den Überlegungen aus Abschnitt 2.2. Weiterhin erkennt man quantitativ eine Abnahme des Streusignals um ca. 25% für zentrale Bereiche (im Schatten des Objekts) und einen Rückgang von ca. 40% in den äußeren Regionen.

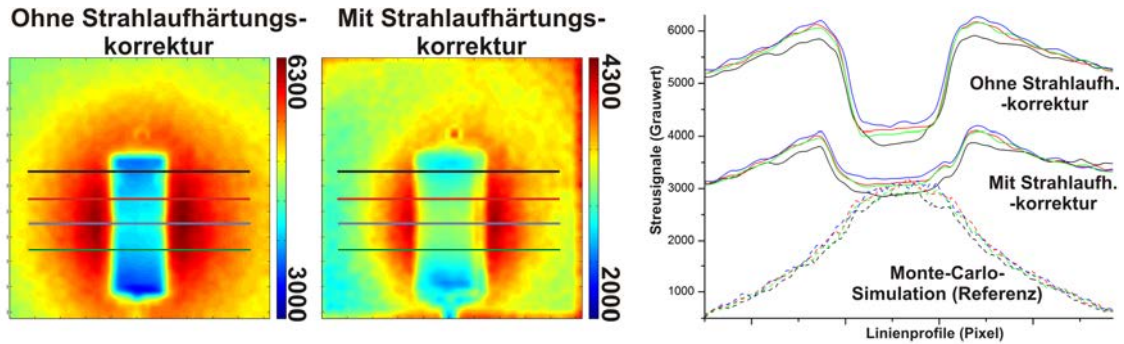


Abbildung 4. Berechnete Streustrahlenbilder ohne Strahlhärtungskorrektur (links), mit Strahlhärtungskorrektur für dunkle Felder des Primärmodulators (Mitte) und dazugehörige Linienprofile (rechts). Als Referenz sind rechts auch entsprechende Linienprofile eines Streubildes aus einer Monte-Carlo-Simulation mit gleichen Szenarioparametern abgebildet.

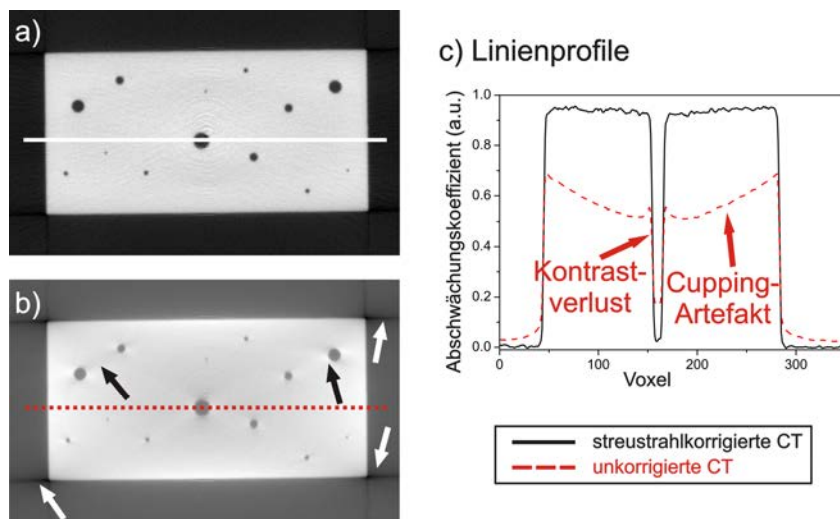
Zudem stimmen die strahlhärtungskorrigierten Streubilder in zentralen Regionen der Projektion recht gut mit den Monte-Carlo simulierten Streubildern überein. In äußeren Bereichen jedoch unterscheiden sich die beiden stark voneinander. Wir erkennen einen steilen Anstieg der Streusignale in den gemessenen Linienprofilen in den Übergangsbereichen zwischen Objekt und Luft, also dort, wo sich die Objektkanten befinden. Diese Charakteristik ist auf detektorinterne Streuung zurückzuführen und wurde in [1,9] genauer untersucht.

4.2 CT-Vergleich: CT mit SPM-Streustrahlenkorrektur vs. CT ohne Streustrahlenkorrektur

In Abb. 5 sind exemplarisch zwei CT-Schichtbilder aus dem streustrahlkorrigierten Scan (Abb. 5a) und aus dem unkorrigierten Scan (Abb. 5b) zum Vergleich gegenübergestellt. In Abb. 5c sind die dazugehörigen Linienprofile abgebildet. In der unkorrigierten CT finden sich typische Streustrahlenartefakte wie z.B. erstens die Streifenbildung entlang der Objektkanten und zwischen verschiedenen Bohrlöchern (Strukturdetails mit hohem Kontrast), zweitens der verringerte Kontrast der Bohrlöcher und drittens den sogenannten Cupping-Artefakt, d.h. ein Durchwölben des Linienprofils in homogenen Materialbereichen. All diese Artefakte sind in der streustrahlkorrigierten Version signifikant verbessert, wie es visuell aus Abb. 5a und auch in den Linienprofilen deutlich wird.

Abbildung 5.

- a) CT-Schichtbild aus streustrahlkorrigierten CT-Volumen, das nahezu keine Artefakte zeigt.
- b) Das entsprechende CT-Schichtbild aus dem nicht korrigierten CT-Volumen mit deutlichen Streustrahlartefakten, wie Streifenbildung (Pfeile), Cupping-Artefakt und allgemeiner Kontrastverlust.
- c) Die Linienprofile zeigen quantitative Verbesserungen der streustrahlkorrigierten CT (Schwarz) im Vergleich zur unkorrigierten CT (rot).



5. Zusammenfassung

Eine neuartige Korrekturmethode zur Beseitigung von Streustrahlenartefakten basierend auf der räumlichen Modulation der Primärstrahlung (SPM) wurde vor wenigen Jahren von den Gruppen Bani-Hashemi *et al.* [10] und Zhu *et al.* [11] vorgeschlagen. Der große Vorteil dieser Methode liegt darin, dass sie komplett in den normalen CT-Scan integriert werden kann und dadurch keine zusätzliche Messzeit bzw. kein zusätzlicher Messaufwand mehr erforderlich ist. Wir haben die SPM-Methode in einem industriellen CBCT-Scanner angewendet und bezüglich der Strahlaufhärtungseffekte für dunkle Felder des Primärmodulators weiterentwickelt. Wird der Effekt der Strahlaufhärtung durch die dunklen Felder nicht berücksichtigt, so fallen die berechneten Streusignale zu groß aus. Um diesen Effekt zu korrigieren, setzen wir eine abgewandelte Strahlaufhärtungskorrektur basierend auf dem Ansatz der Linearisierung ein, die sonst für komplette CT-Projektionen innerhalb der Rekonstruktion verwendet wird. Für Monomaterialien ist dieser Ansatz theoretisch korrekt und vollständig. Im Falle einer demonstrativen Anwendung auf eine CT-Projektion werden die berechneten Streusignale mittels dieser Korrektur zwischen 25-40% kleiner.

Abschließend haben wir gezeigt, dass die Streustrahlenkorrektur mittels räumlicher Primärmodulation in Kombination mit unserem Verfahren zur Strahlaufhärtungskorrektur an dunklen Feldern in der Lage ist, ohne zusätzlichen Zeitaufwand im rekonstruierten CT-Volumen eine nachhaltige Verbesserung der Streustrahlenartefakte zu erzielen.

Danksagung

Die Autoren danken Prof. Dr. Böni von der Technischen Universität München und Dr. Maltz von Siemens Medical Solutions (USA) für ihre Unterstützung.

Referenzen

- [1] Schörner K, Goldammer M, Stephan J: *Comparison between beam-stop and beam-hole array scatter correction techniques for industrial X-ray cone-beam CT*. Nucl. Instr. and Meth. B **269**, pp. 292–299 (2011).
- [2] Bronnikov AV, Killian D: *Cone-beam tomography system used for non-destructive evaluation of critical components in power generation*. Nucl. Instr. and Meth. A **422**, pp. 909–913 (1999).
- [3] Johns PC, Yaffe M: *Scattered radiation in fan beam imaging systems*. Med. Phys. **9**, pp. 231–239 (1982).
- [4] Joseph PM, Spital RD: *The effects of scatter in x-ray computed tomography*. Med. Phys. **9**, pp. 464–472 (1982).
- [5] Schörner K, Goldammer M, Stephan J: *Streustrahlenmessung und -korrektur durch Beamhole-Array und Beamstop-Array*. In Proceedings of Industrielle Computertomografie Tagung, 27-29 Sep 2010, Wels, Austria, pp. 235–242 (2010).
- [6] Sorenson JA, Floch J: *Scatter rejection by air gaps. An empirical model*. Med. Phys. **12**, pp. 308–316 (1985).
- [7] Ning R, Tang X, Conover D: *X-ray scatter correction algorithm for cone beam CT imaging*. Med. Phys. **31**, pp. 1195–1202 (2004).
- [8] Peterzol A, Létang JM, Babot D: *A beam stop based correction procedure for high spatial frequency scatter in industrial cone-beam X-ray CT*. Nucl. Instr. and Meth. B **266**, pp. 4042–4054 (2008).
- [9] Bani-Hashemi A, Blanz E, Maltz J, Hristov D, Svatos M: *Cone Beam X-Ray Scatter Removal Via Image Frequency Modulation and Filtering*. Med. Phys. **32**, p. 2093 (2005).
- [10] Zhu L, Bennett NR, Fahrig R: *Scatter Correction Method for X-Ray CT Using Primary Modulation: Theory and Preliminary Results*. IEEE Trans. Med. Imaging **25**, pp. 1573–1587 (2006).
- [11] Gao H, Zhu L, Fahrig R: *Modulator design for x-ray scatter correction using primary modulation: material selection*. Med. Phys. **37**, pp. 4029–4037 (2010).
- [12] Hammersberg P, Mangard M: *Correction for beam hardening artifacts in computerised tomography*. J. X-Ray Sci. Technol. **8**, pp. 75–93 (1998).