

Streustrahlenkorrektur mittels zeitlicher Primärmodulation in der industriellen Röntgen-Computertomografie

Karsten SCHÖRNER*, Matthias GOLDAMMER*, Jürgen STEPHAN*
* Corporate Technology, Siemens AG, 81739 München
karsten.schoerner@siemens.com, 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 neuartige Technik zur Messung des Streustrahlenanteils, die auf dem Prinzip der zeitlichen Modulation des Primärsignals basiert, wird in dieser Arbeit vorgestellt. Bei dieser Technik wird ein sogenannter Primärmodulator in den Strahlengang vor dem Prüfobjekt eingefügt, der durch eine z.B. schachbrettartige Anordnung von Kupferfeldern eine räumliche Modulation des Primärsignals auf dem Detektor bewirkt. Im Gegensatz dazu geht bei den auftretenden Compton-Streuprozessen im Objekt diese Signalmodulation verloren. Durch geeignete Demodulationsalgorithmen können für jede CT-Projektion Primär- und Streusignal voneinander getrennt und eine Abschätzung der Höhe sowie der räumlichen Verteilung des Streuanteils vorgenommen werden. Durch eine entsprechende Korrektur der CT-Projektionen erhält man in der CT-Rekonstruktion eine erheblich verbesserte Bildqualität. Der Vorteil dieser Methode gegenüber anderen experimentellen Messverfahren, z.B. der Streuabschätzung mittels Beamstop-Array (BSA), liegt darin, dass der Streuanteil simultan zu den normal aufgenommenen CT-Projektionen bestimmt werden kann, d.h. keine zusätzlichen Aufnahmen notwendig werden. Neben der Darstellung der Methode wird ein Vergleich mit BSA-gemessenen Streusignalen sowie ein Vergleich mit einer alternativen Technik gezeigt, die auf der räumlichen Primärmodulation basiert.

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. Typische Beispiele sind die Prüfung von Gasturbinenkomponenten wie der keramischen Hitzeschilde zur Isolierung der Brennkammer [1], oder auch ganzer Turbinenschaufeln [2].

Zu den hierbei üblicherweise auftretenden Streustrahlenartefakten gehören Cupping-Artefakte (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 Oberflächendetektion 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.

In diesem Beitrag wollen wir ein neuartiges experimentelles Verfahren vorstellen, bei dem durch die zeitliche Modulation der Primärstrahlen (engl. temporal primary modulation, kurz: TPM) der Streuanteil indirekt gemessen werden kann. Der besondere Vorteil dieser Methode liegt darin, dass sie sich komplett in den normalen CT-Scan integrieren lässt, wodurch zusätzliche Messzeiten und -aufwand entfallen. Neben der Einführung in das Grundprinzip der Streustrahlenmessung mittels TPM werden zwei Vergleiche gezeigt: In dem ersten werden Streusignale aus einer TPM- und einer Beamstop-Array (BSA)-Messung [1,7,8] miteinander verglichen. Da die BSA-Messung als Referenz dient, kann so die TPM-Methode als adäquates Mittel zur Streumessung validiert werden. Zusätzlich werden im letzten Abschnitt Vergleiche mit einer alternativen Methode, nämlich mit der räumlichen Primärmodulation (engl. spatial primary modulation, kurz: SPM) [9,10] durchgeführt. Die neuartige TPM-Methode erscheint vielversprechend und weckt die Hoffnung, zukünftig in der industriellen CBCT Streustrahlenartefakte ohne zeitlichen Mehraufwand beseitigen zu können.

2. Grundprinzip der zeitlichen Primärmodulation (TPM)

Die Methode der Streustrahlenmessung mittels zeitlicher Primärmodulation (TPM) wird in [11] theoretisch erläutert und erste Experimente hierzu beschrieben. Das zugrunde liegende Konzept der Methode wird anhand Abbildung 1 hier kurz vorgestellt: Zunächst wird ein sogenannter Primärmodulator in den Strahlengang vor dem Objekt eingebracht. Der Primärmodulator besitzt ein sich räumlich wiederholendes Abschwächungsmuster und kann z.B. als Schachbrettmuster gefertigt sein, vergleiche Abbildung 2. Hierbei transmittieren die hellen Felder die Strahlung nahezu ungehindert, während hingegen bei den dunklen Feldern eine Abschwächung der Modulationsstärke A (in Prozent) stattfindet. Bei entsprechendem Versetzen des Primärmodulators um eine halbe Periodenlänge (entspricht

Abbildung 1. Prinzip der Streumessung mittels zeitlicher Primärmodulation: Ein Primärmodulator befindet sich im Strahlengang vor dem Objekt und prägt durch Abschwächung den Primärstrahlen ein räumliches Modulationsmuster auf (z.B. Schachbrettmuster). Durch Versetzen des Primärmodulators um eine halbe Periode (d.h. um eine Blocklänge) kann für jeden Pixel eine Amplitudenmodulation des Primärsignals bewirkt werden. In Summe weisen die Streuteile durch die diffuse räumliche Verteilung der Streustrahlung diese Modulation nicht auf. Dieser Effekt wird entsprechend zur Signaltrennung von Primär- und Streuteilen verwendet.

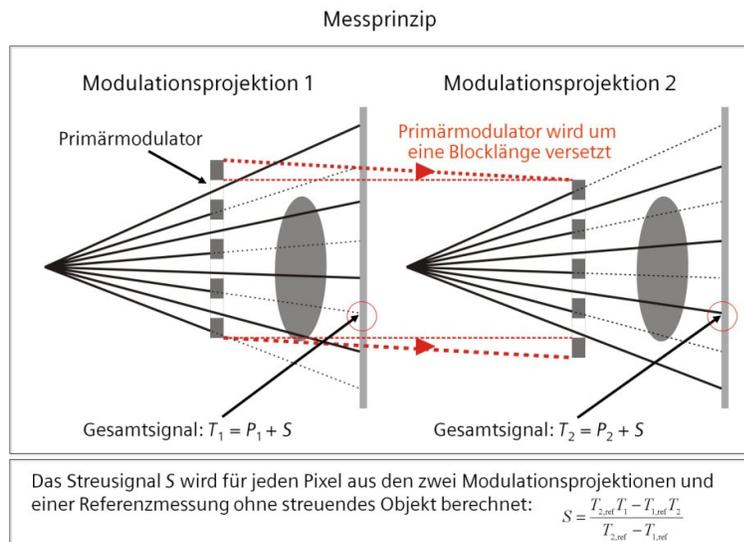
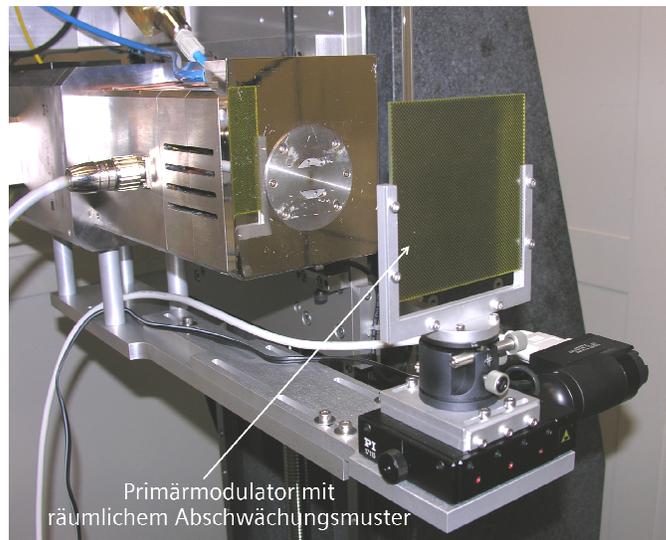


Abbildung 2. Fotoaufnahme des Primärmodulators im Schachbrettmuster, 99x99 Felder, jedes Feld mit Seitenlänge 1mm. Helle Felder schwächen die Röntgenstrahlen kaum ab, dunkle Felder aus 0.7mm starken Kupfer führen zu einer Abschwächung von etwa $A=20\%$. Der Primärmodulator ist auf einem motorisierten Lineartisch installiert. Er kann so während des CT-Scans für jede Projektion um eine halbe Periode, d.h. um eine Blocklänge, horizontal versetzt werden. Hierdurch wird die zeitliche Modulation der Primärstrahlen erreicht.



einer Blocklänge) kann durch das den Primärstrahlen aufgeprägte Modulationsmuster eine Amplitudenmodulation der Primärsignale bewirkt werden. Hierzu werden pro Winkelschritt anstelle einer normalen CT-Projektion der Dauer t_{proj} zwei sogenannte Modulationsprojektionen der Dauer $t_{proj}/2$ aufgenommen. Dadurch kann die TPM-Methode zeitlich neutral implementiert werden.

Während die Primärstrahlen in jedem Detektorpixel zu einem amplitudenmodulierten Primärsignal $P_{1,2}$ bei den Modulationsprojektionen 1 und 2 führen, gilt dies nicht für die Streusignale S . Diese bleiben während der Primärmodulation (nahezu) konstant. Der Grund hierfür liegt in der diffusen räumlichen Verteilung der Streustrahlung (v.a. durch Compton-Streuprozesse hervorgerufen) und dem feinmaschigen räumlichen Modulationsmuster, welches für die Modulation der Primärstrahlung verwendet wird. Eine Simulation, die diese Annahme erfolgreich überprüft, findet sich in [11].

Somit werden also für jeden Detektorpixel die Gesamtsignale

$$T_1 = P_1 + S, \quad \text{und} \quad T_2 = P_2 + S$$

in den beiden Modulationsprojektionen aufgezeichnet. Durch eine vorhergehende Referenzmessung (die für CTs bei gleichbleibender Geometrie nur einmal durchgeführt werden muss) mit Primärmodulator aber ohne Objekt im Strahlengang sind die Referenzsignale T_{1ref} und T_{2ref} bekannt, wobei

$$A = (T_{1ref} - T_{2ref}) / \max(T_{1ref}, T_{2ref}) .$$

Damit kann bei bekannter Modulationsstärke A das Primärsignal im CT-Scan – für jeden Pixel einzeln – berechnet werden zu:

$$P = (T_1 - T_2) / A .$$

Geht man davon aus, dass – ohne Beschränkung der Allgemeinheit –

$$T_{1ref} > T_{2ref},$$

lässt sich das Streusignal indirekt berechnen zu:

$$\begin{aligned} S &= T_1 - P = T_1 - (T_1 - T_2) / A \\ &= (T_{2ref} T_1 - T_{1ref} T_2) / (T_{2ref} - T_{1ref}) . \end{aligned}$$

Hiermit ist es möglich, für jedes Pixel einzeln das Streusignal aus den zwei Modulationsprojektionen zu bestimmen. Da die Streusignale der einzelnen Pixel stark verrauscht sein können, sind an dieser Stelle weitere Glättungsalgorithmen notwendig, um ein Gesamtstreubild zu generieren. Dieses kann dann in einem weiteren Schritt von den Modulationsprojektionen subtrahiert werden, um die eigentliche Streukorrektur durchzuführen. Es werden die streukorrigierten Modulationsprojektionen durch die Referenzmodulationsprojektionen dividiert, um die Modulationsmuster zu entfernen. Abschließend wird aus den streu- und musterkorrigierten Modulationsprojektion durch Mittelwertbildung eine Gesamtprojektion für den jeweiligen Winkelschritt generiert.

3. Vergleich der Streumessungen mittels zeitlicher Primärmodulation (TPM) und Beamstop-Array (BSA)

Um das neue Verfahren der zeitlichen Primärmodulation (TPM) zu validieren, werden Streumessungen durchgeführt, die die TPM-Methode mit der bekannten Beamstop-Array Technik (BSA) [1,7,8] vergleichen. Dazu werden in einem ersten Schritt mit dem oben beschriebenen Verfahren TPM-Streubilder erzeugt, wobei der in Abbildung 2 gezeigte Primärmodulator mit 99x99 Feldern der Seitenlänge 1mm zum Einsatz kommt. Er wird 21cm vor der Röntgenröhre auf einem motorisierten Lineartisch installiert und ist somit über die Programmsteuerung in den Aufnahmeprozess integriert. Die übrigen Röntgenparameter zur Aufnahme der insgesamt 1080 Winkelprojektionen finden sich in Tabelle 1. Es wird dabei ein Aluminiumklotz als Versuchsobjekt verwendet, der durch seine räumliche Nähe einen erheblichen Anteil der einfallenden Röntgenstrahlung auf den Detektor streut.

Nach Aufnahme der TPM-Streubilder werden in einem zweiten Schritt BSA-Streudaten aufgenommen. Dabei kommt ein BSA mit 8x10 Bleizylindern zum Einsatz (horizontale und vertikale Abstände jeweils 20mm), der in zwei um 14.1mm diagonal versetzten Positionen vor dem Objekt mit aufgenommen wird. Aus diesen direkt hinter den insgesamt 8x10x2=160 Primärblockern gemessenen Streuwerten lässt sich durch bikubische Spline-Interpolation ein BSA-Streubild als Referenz für jeden Winkelschritt erzeugen.

Tabelle 1. Aufnahmeparameter bei den experimentellen Vergleichsmessungen.

Röntgenröhre: Spannung	200kVp
Röntgenröhre: Strom	375 μ A
Vorfilter	2.0mm Kupfer
Fokus-Objekt-Abstand (FOA)	75.3cm
Fokus-Detektor-Abstand (FDA)	90.0cm
Integrationszeit (pro Winkelschritt)	2 x 5.0s
Anzahl der Projektionen	1080
Abmessungen Prüfkörper (Material)	8x18x4 cm ³ (Aluminium)

Die so gemessenen TPM- und BSA-Streubilder/-werte werden in Abbildung 3 exemplarisch für neun Winkelschritte und in Abbildung 4 für drei repräsentative Stellen im Gesichtsfeld (Field-of-View, FOV) über alle Winkelprojektionen hinweg miteinander verglichen. In Abbildung 3 ist dabei durch farbige Kodierung das Verhältnis S_{BSA}/S_{TPM} wiedergegeben. Kleine Kreise zeigen die Stellen der BSA-Streumessung an. Insgesamt stimmen die beiden Methoden in den gemessenen Streuanteilen recht gut überein, die Abweichungen sind typischerweise kleiner $\pm 10\%$. Auffällig sind jedoch lokal begrenzte Streifen bzw. kreisförmige Regionen, die deutlich größere Abweichung ($> \pm 30\%$) durch die Farben dunkelblau bzw. dunkelrot kennzeichnen.

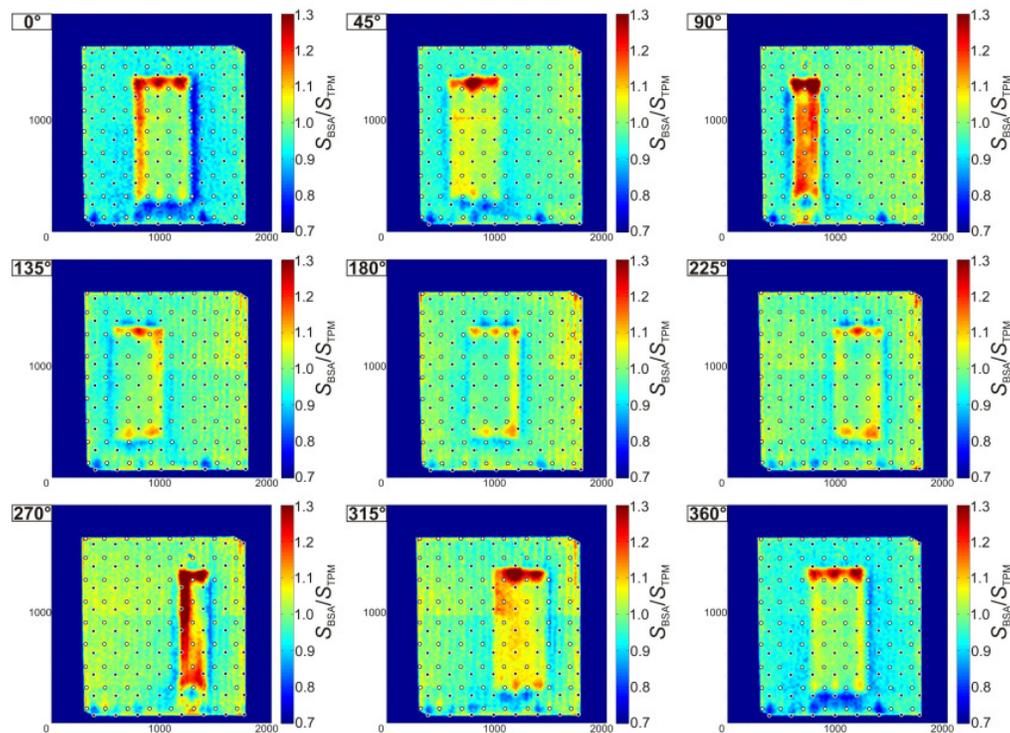
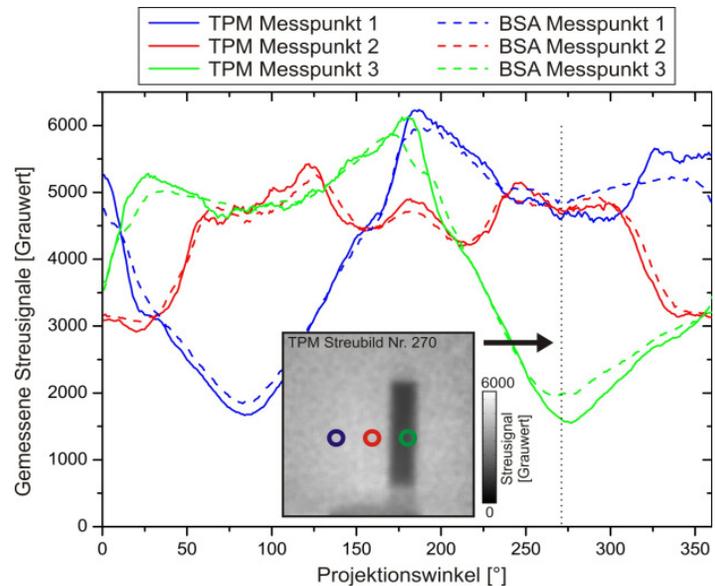


Abbildung 3. Quotientenbilder, die sich aus dem Verhältnis BSA-Streubild dividiert durch TPM-Streubild ergeben. Neun verschiedene Projektionswinkel sind gezeigt. Messstellen der BSA-Messungen sind durch Kreise angedeutet, wobei zwei diagonal versetzte BSA-Positionen aufgenommen wurden. Insgesamt stellt man eine recht gute Übereinstimmung von BSA- und TPM-bestimmten Streuwerten fest. Hierbei sind typische Abweichungen kleiner als $\pm 10\%$. Es existieren jedoch lokal auch deutlich größere Abweichungen, was im Text näher erläutert wird.

Abbildung 4. Vergleich von TPM- und BSA-gemessenen Streusignalen an drei repräsentativen Stellen im Gesichtsfeld. Die durchgezogenen Kurven zeigen TPM-Streusignale, die gestrichelten die entsprechenden Werte aus der BSA-Messung. Es lässt sich über den 360°-Projektionsverlauf hinweg eine recht gute Übereinstimmung der beiden Methoden in den gemessenen Streusignalen feststellen.



Diese Bereiche größerer Abweichungen liegen durchweg zwischen Stützstellen der BSA-Messung, die durch die Kreise gekennzeichnet sind. Zudem ist in diesen Bereichen ein starker lokaler Anstieg/Abfall des Streusignals im Vergleich zur Umgebung festzustellen, d.h. es sind Bereiche in der Nähe der Objektkanten, an denen sich das Streusignal schnell verändert. Man erkennt hieraus tendenziell eine Übereinstimmung beider Methoden an tatsächlichen Messstellen des BSAs und mitunter große Abweichungen in Bereichen, in denen bei der BSA-Methode interpoliert wird und gleichzeitig das Streusignal sich rapide ändert. Dies lässt auf eine unzureichende Streuabschätzung durch die BSA-Methode an ebendiesen Stellen schließen. Vergleicht man die gemessenen Streusignale aus BSA- und TPM-Messung ausschließlich an solchen Stellen, an denen der BSA auch tatsächlich direkt misst, ergibt sich ein Verlauf über alle Projektionswinkel hinweg wie in Abbildung 4 gezeigt. Hier zeigen beide Methoden grundsätzlich nur kleine Abweichungen.

4. Vergleich der zeitlichen Primärmodulation (TPM) mit der räumlichen Primärmodulation (SPM)

Neben der zeitlichen Primärmodulation gibt es ein alternatives Verfahren, welches auf der räumlichen Modulation der Primärstrahlung (engl. spatial primary modulation, kurz SPM) basiert und welches in [9,10] genauer beschrieben wird. Bei diesem Verfahren ist der Primärmodulator stationär installiert und es wird nur eine Projektion aufgenommen (anstatt der zwei Modulationsprojektionen bei der TPM-Methode). Die SPM-Methode macht sich dabei zunutze, dass bei Betrachtung im Bildfrequenzraum durch das sich räumlich wiederholende Modulationsmuster spektrale Kopien des Primärbildes erzeugt werden, die nicht bzw. kaum von Streuteilen überlagert werden. Hierdurch ist im Bildfrequenzraum eine Separation beider Signalanteile möglich. In diesem Abschnitt vergleichen wir die TPM- mit der SPM-Methode und diskutieren qualitative Unterschiede.

Mit den in Tabelle 1 angegebenen Parametern wird für den oben beschriebenen Testkörper aus Aluminium eine Projektion mit stationärem Primärmodulator (SPM) bzw. zwei Modulationsprojektionen der halben Dauer mit versetztem Primärmodulator (TPM) aufgenommen. So lässt sich für beide Verfahren jeweils das Primärbild berechnen. Diese

Primärbilder werden in Abbildung 5 miteinander verglichen. Man erkennt bei der SPM-Methode gewisse Artefakte im berechneten Primärbild, die im TPM-Primärbild nicht bestehen. Diese Artefakte sind vornehmlich Ringing-Kreise, die von scharfen Objektbegrenzungen (z.B. Ecken, Kanten, Kugel oberhalb des Prüfkörpers) ausgehen. Diese Artefakte entstehen aufgrund einer Vermischung der hohen Objektfrequenzen (die unmoduliert bleiben) und der spektralen Kopien, die zur Demodulation des Primärbildes verwendet werden. Dies ist eine intrinsische Beschränkung des SPM-Verfahrens, die sich besonders dann in solchen Artefakten äußert, wenn hohe Bildfrequenzen vorhanden sind.

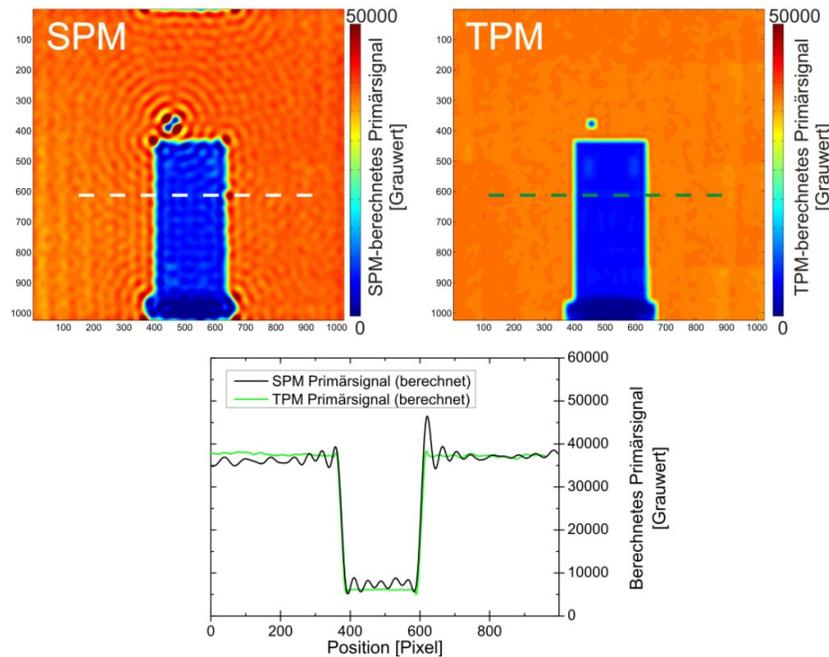


Abbildung 5. Vergleich der mittels räumlicher Primärmodulation (SPM) und zeitlicher Primärmodulation (TPM) berechneten Primärbilder.

Weitere Unterschiede zwischen SPM- und TPM-Methode seien nachfolgend aufgezählt:

- Bei der SPM-Methode ist die maximale Bildfrequenz, die im Streubild detektiert werden kann, gegeben durch die halbe räumliche Modulationsfrequenz des Modulationsmusters. Dies ist bedingt durch Filteroperationen, die bei der SPM-Methode zum Ausblenden gewisser Bildfrequenzbereiche durchgeführt werden. Auf der anderen Seite bietet die TPM-Methode zunächst einmal die Möglichkeit, mit voller Detektorauflösung die Streuverteilung aufzunehmen. In der Praxis wird man wegen des hohen Rauschens im pixelgenauen Streubild durch Downsampling eine Rauschreduktion erzielen und gleichzeitig die Auflösung verringern. Bei unseren Experimenten liegen wir mit der Auflösung im Streubild dabei jedoch immer um mindestens den Faktor 2 höher als bei entsprechender SPM-Technik.
- Ein stationärer Primärmodulator, wie er bei der SPM-Technik verwendet wird, kann bei unzureichender Korrektur von Streustrahlung, Beamhardening-Effekten und letztendlich bei nicht vollkommener Elimination des Modulationsmusters zu starken Ringartefakten in der CT-Rekonstruktion führen. Das gleiche gilt im Prinzip auch für die TPM-Methode, jedoch wird hier durch das Versetzen des Primärmodulators dieser Effekt minimiert, da dunkle und helle Stellen des Musters aus den beiden Modulationsprojektionen bei der Mittelwertbildung überlagert werden.

5. Zusammenfassung

In diesem Beitrag haben wir eine neuartige Methode zur Streustrahlenkorrektur in der industriellen CT vorgestellt, die auf der zeitlichen Primärmodulation der Primärstrahlen (TPM) beruht. Wesentliche Vorteile dieser Methode gegenüber anderen Streukorrekturmethoden ist es, dass sie sich zeitlich neutral, d.h. ohne zusätzliche Messzeit und –aufwand implementieren lässt. Eine Validierungsversuch mit der etablierten Beamstop-Array Technik zeigt, dass sich mit der TPM-Methode korrekte Streusignale berechnen lassen. Darüber hinaus ist mit der TPM-Methode eine räumlich deutlich feiner aufgelöste Messung der Streuverteilung möglich als mit der BSA-Methode.

Schließlich haben wir die TPM-Methode verglichen mit einem alternativen Verfahren, das auf der räumlichen Primärmodulation (SPM) basiert. Hierbei stellte sich heraus, dass sich bei der SPM-Methode hohe, unmodulierte Objektfrequenzen mit Bildfrequenzen der spektralen Kopien vermischen und somit nicht unterschieden werden können. Hierdurch bilden sich Artefakte in Form von Ringing-Kreisen aus.

Insgesamt stellt die TPM-Methode eine vorteilhafte Methode zur Streukorrektur dar. Durch die Möglichkeit, sie zeit- und im Prinzip auch dosisneutral einzusetzen, ist sie sowohl für industrielle CT-Anwendungen als auch für den medizinischen Bereich interessant.

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] Schörner K, Goldammer M, Stierstorfer K, Stephan J, Böni P: *Scatter Correction Method by Temporal Primary Modulation in X-Ray CT*. IEEE Trans. Nucl. Sci., electronic preprint version, doi: 10.1109/TNS.2012.2218127, (2012).