

Verfahren zur Reduktion der Umgebungsstreuung in der Röntgencomputertomographie

Philipp SCHUETZ^{*}, Alice MICELI^{**}, Alexander FLISCH^{*}, Iwan JERJEN^{*},
Jürgen HOFMANN^{*}, Urs SENNHAUSER^{*}

^{*} Eidgenössische Materialprüfungsanstalt Empa, Abteilung für
Elektronik/Metrologie/Zuverlässigkeit, Überlandstrasse 129, CH-8600 Dübendorf

^{**} University of Roma Tor Vergata, Department of Physics,
Via della Ricerca Scientifica 1, I-00133 Roma

Kurzfassung. Computertomographie ist eine effiziente und kostengünstige Methode, um Fehlstellen in Prüfobjekten zu identifizieren und Messaufgaben in schwer zugänglichen Bereichen zu lösen. Für die Inspektion von grossen Objekten wird Röntgenstrahlung mit hoher Photonenenergie eingesetzt. Dabei wird ein substanzieller Teil der Röntgenstrahlung vom Objekt und der Umgebung (Komponenten der Anlage, Detektor, Strahlenschutzeinrichtungen, etc.) gestreut. Diese Streustrahlung verwischt feinste Details auf dem Transmissionsbild und verhindert so eine korrekte Geometriebestimmung respektive die Detektion von kleinen Fehlstellen oder Strukturelementen. Der Einfluss der Objektstreuung wurde bereits intensiv untersucht, daher konzentrieren wir uns in unserem Manuskript auf die quantitative Untersuchung des Beitrags der Umgebungsstreuung.

Basierend auf einem verifizierten Simulationsmodell für den kompletten Industrie- CT-Scanner wird der Einfluss einzelner Komponenten des Gerätes auf den Beitrag der unterschiedlichen Arten von Streustrahlung untersucht. Insbesondere wurden anhand unterschiedlicher Konfigurationen der Simulation ermittelt, ob und wie weit die Umgebungsstreuung reduziert werden kann. Basierend auf diesen Erkenntnissen wurde die Anlage optimiert. In der neuen Konfiguration konnte eine deutliche Reduktion der Streustrahlung experimentell bestätigt werden. Nebst Instrumentierungsfragen untersuchten wir auch den Einfluss von Messparametern wie der Quellen-Kollimation oder dem Objekt-Quellen Abstand. Unsere Resultate zeigen, dass die Umgebungsstreuung von der Fläche abhängt, die vom Röntgenstrahl beleuchtet wird. Für gewisse Konfigurationen finden wir, dass auch im optimierten Aufbau die Umgebungsstreuung stärker zur gemessenen Intensität beiträgt als die Objektstreuung.

Einführung

In den letzten Jahren erfreute sich die Röntgencomputertomographie (CT) zunehmender Beliebtheit für die zerstörungsfreie Fehleranalyse von Industrieprodukten, sowie für die Vermassung von Bauteilen an schwer zugänglichen Stellen [1]. Bei der konventionellen Absorptions-CT (im Kontrast zum Beispiel zur Phasen-Kontrast-CT) wird das Prüfstück in kleinen Winkelschritten um eine feste Achse gedreht und für jeden Winkelschritt ein Röntgentransmissionsbild aufgenommen [2]. Nebst den Messparametern beeinflusst die Strahlung gestreut im Objekt und an den Komponenten der CT-Anlage (nachfolgende als



Umgebung bezeichnet) die Qualität der Transmissionsbilder, sowie der CT-Schichtaufnahmen. Die Ausbreitung der Röntgenstrahlung (falls die Photonenenergie unter 1 MeV liegt) wird durch drei unterschiedliche physikalische Prozesse beeinflusst: Photoabsorption, inelastische oder Compton Streuung und elastische oder Rayleigh Streuung [3]. Für die meisten CT-Systeme und Materialien dominieren die Beiträge von Photoabsorption und Compton Streuung [3]. Um daher verlässlich grosse Objekte aus stark absorbierenden Materialien abbilden zu können, muss der Beitrag von Streuprozessen untersucht und deren Einfluss vermindert werden.

Um die Streustrahlung vorherzusagen werden vor allem analytische Modelle oder Monte Carlo-Simulationen verwendet [4,5]. Da analytische Modelle für komplette Systeme oder komplexe Prüfobjekte sehr aufwendig zu berechnen sind, wird oft auf Monte Carlo-Simulationen zurückgegriffen. Für letztere zeigte sich in den vergangenen Jahren ein Trend weg von selbstentwickelten Lösungen zu etablierten Simulationspaketen, die ursprünglich für Anwendungen aus der Hochenergie-Teilchenphysik entwickelt wurden. Nebst dem hier verwendeten Paket Geant4 [5-7] werden vor allem die Pakete EGS/Rosi [8] und MNCP [9] oft verwendet, um die Propagation von Röntgenstrahlung durch Materie zu untersuchen. Dadurch können die Beiträge einzelner Komponente auf die Qualität der Radiographiebilder gezielt untersucht werden [5,10]. Insbesondere lässt sich ohne Kosten für den experimentellen Aufbau eine Vielzahl unterschiedlicher Konfigurationen evaluieren, um schliesslich nur die geeignetste experimentell zu realisieren. Ausgangspunkt für die Arbeiten in diesem Manuskript ist ein Simulationsmodell des vollständigen CT-Gerätes, welches in Geant4 implementiert wurde [5].

In diesem Vortragsmanuskript werden Strategien zur Reduktion von Umgebungsstreuung präsentiert, welche mit Hilfe der Monte Carlo Simulationen belegt werden. Schrittweise werden die Einflüsse von Detektor, optischen Komponenten und der Betonwände diskutiert und für jede Komponente Verbesserungsvorschläge präsentiert. Schliesslich wird aber auch der Einfluss von Messparametern wie der Querkollimation und dem Abstand von Quelle und Objekt untersucht. Die entwickelten Strategien wurden verwendet, um den bestehenden Detektoraufbau zu optimieren. Um den Erfolg dieser Massnahmen zu illustrieren, werden am Schluss des Manuskripts Tomographiebilder verglichen, die mit beiden Aufbauten aufgenommen wurden.

2. Simulationsmodell und experimentelle Verifikation

2.1 Simulationsmodell

Die Monte Carlo-Simulationen wurden mit dem Paket GEANT4 (Version 4.9) durchgeführt wie beschrieben in [5,10]. Der Weg der Photonen durch die Materie wird durch Rayleigh und Compton Streuprozesse und den Photoelektrischen Effekt beeinflusst. Die Pfade der Elektronen werden durch die physikalischen Prozesse Ionisation, Bremsstrahlung und Mehrfachstreuung verändert. Die Komponenten des Systems werden aus geometrischen Primitiven modelliert, welchen Materialeigenschaften des Vollmaterials zugewiesen wurden. Das ursprüngliche und das optimierte Detektorgehäuse sind in Figur 2 abgebildet. Die Besonderheit des optimierten Detektorgehäuses ist die vergrösserte Aufhängung für den Szintillator mit einer Lichtschutzhaube (die ursprünglichen Ausmasse von $49 \times 51 \times 32 \text{ cm}^3$ wurden zu $58 \times 51 \times 51 \text{ cm}^3$ vergrössert), die aus dünnen Platten aus Kohlenfaserverbundwerkstoffen (CFK) gefertigt ist. Als alternatives Trägermaterial für die reflektierende Schicht des Spiegels, der Szintillationslicht zur CCD Kamera reflektiert, wurde eine 1.5 mm dicke Platte aus Polykarbonat untersucht, um die 2.8 mm dicke Glasplatte zu ersetzen. Zwei der vier Wände der Strahlenschutzkabine bestehen nicht aus einer

Kombination von Stahl und Bleiplatten, sondern aus Betonwänden. Um die Rückstreuung der Betonwände zu reduzieren, wurden diese im Simulationsmodell mit grossen Platten aus 1 mm Zinn und 2 mm Blei verkleidet.

Als Objekt wurde ein Aluminiumquader mit $70 \times 70 \times 190 \text{ mm}^3$ in einer Distanz von 1107 mm von der Quelle platziert. Als Quellspektrum wurde das Resultat eines experimentell verifizierten Simulationsmodells für eine Beschleunigungsspannung von 450 kV mit 1.0 mm Wolfram als externer Filtrierung verwendet [7]. Als Quellenöffnung wurde ein Halböffnungswinkel von 7.25° gewählt. Für jedes Modell wurden $8 \cdot 10^6$ oder $8 \cdot 10^7$ Photonentrajektorien simuliert (die grössere Anzahl von Ereignissen wurde angewendet, falls zu wenig Photonen detektiert wurden). Zur Berechnung der Fehlerwerte der Schätzwerte für die deponierte Energie wurden die Standardabweichung der 8 unabhängigen Monte Carlo Läufe mit je 10^6 oder 10^7 Ereignissen verwendet.

2.2 Tomographieexperimente

Basierend auf den Simulationsergebnissen lassen sich Empfehlungen zur Reduktion der Umgebungsstreuung durch Modifikationen an Systemkomponenten formulieren. Diese Prinzipien wurden befolgt beim Umbau des Systems (vgl. Figur 1). Das Ersetzen des kompakten Detektorgehäuses durch einen zweiteiligen Aufbau aus einem Szintillatorhalter aus dünnen Kohlenfaserplatten und einem Strahlenschutzgehäuse für die CCD-Kamera war die wichtigste Veränderung. Ferner wurden die Betonwände mit Metallplatten von 1 mm Zinn (nach aussen) und 2 mm Blei (zwischen Zinn und Beton) verkleidet, um die Rückstreuung durch die Wände zu reduzieren [10].

Um den Einfluss des neuen Aufbaus auf die Bildqualität zu untersuchen wurde eine Scheibe mit Aussendurchmesser 160 mm und einer zentraler Bohrung mit 20 mm Durchmesser eines Aluminiumstufenzylinders untersucht. Als Beschleunigungsspannung wurde 450 kV und als Strom ein Wert von 2.9 mA (für die Messung des Szintillationsbildes ohne Objekt wurde der Strom auf 2.5 mA reduziert) gewählt. Die Strahlung der Quelle wurde mit 0.5 mm Wolfram vorgefiltert und ein Schlitzkollimator mit 4 mm vertikaler Öffnung wurde verwendet. In der Tomographiemessung wurden 720 Projektionen in Halbgradschritten aufgenommen und anschliessend mit der Software des Systemherstellers rekonstruiert. Laut Herstellerangabe wird dazu ein Verfahren ähnlich zum Feldkamp-David-Kreiss Algorithmus [11] verwendet. Um eine direkte Vergleichbarkeit der Bilder zu ermöglichen, wurden keine Korrekturen für Strahlaufhärtung oder Objektstreuung angewandt.

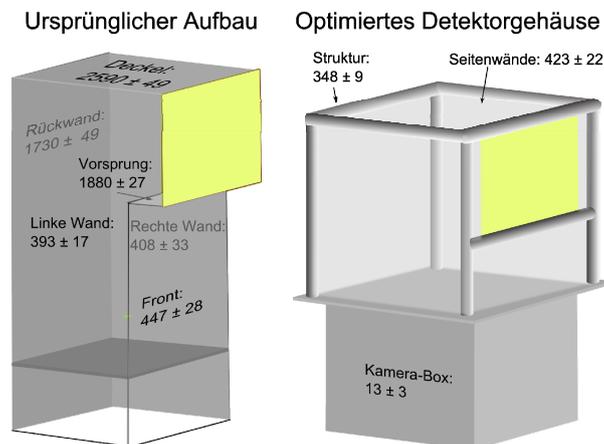


Figur 1: Vergleich der unterschiedlichen Aufbauten vor (links) und nach der Optimierung (rechts). Wichtigste Veränderungen sind das neu entwickelte Detektorgehäuse aus Faserverbundplatten, einem nicht abgebildetem Folien-spiegel und der Metallverkleidung der Wände.

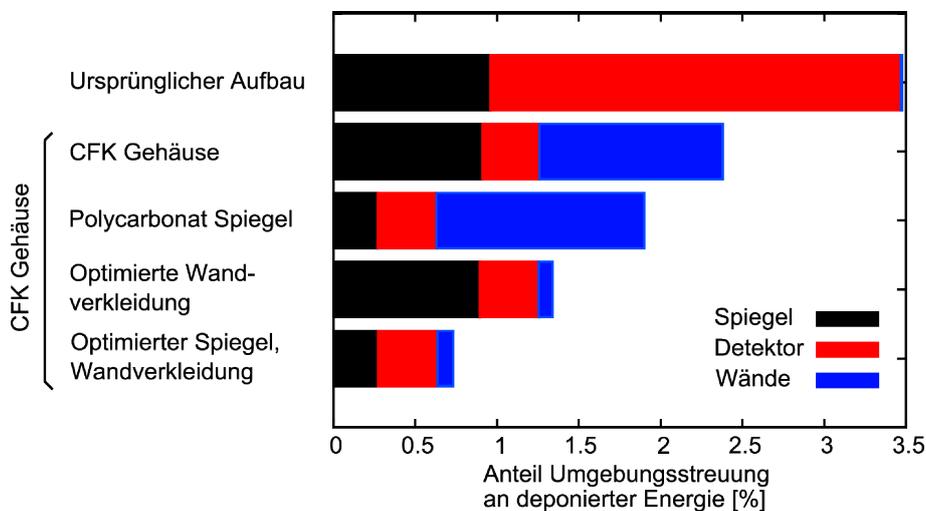
3. Ergebnisse

3.1 Streustrahlungszusammensetzung für einen nicht-optimierten Detektoraufbau

Basierend auf unseren Simulationen, werden 3.49 ± 0.04 % der Energie, die im Szintillator deponiert wird, durch Photonen nach Wechselwirkung mit der Umgebung (Detektorgehäuse, Spiegel und Wände) vermittelt (vgl. Figur 3). Obwohl dieser Wert klein erscheint, ist er von derselben Größenordnung wie die Transmission von 15 cm Aluminium. Am meisten Photonen werden dabei im Detektorgehäuse (2.51 ± 0.03 % der deponierten Energie) gestreut. Diese Photonen werden vor allem im Deckel, der Rückwand und im kleinen Absatz gleich neben dem Szintillator gestreut (vgl. Figur 2). Jeder dieser Teile ist im Primärstrahl und so ein potentielles Streuzentrum für die Röntgenstrahlung. Da die Seitenwände des Detektors aus stark absorbierenden Materialien bestehen, sind auch deren Streuquerschnitte gross im Vergleich zu leichteren Materialien. Zweitstärkster Beitrag zur Umgebungsstrahlung rührt vom Spiegel (prozentualer Anteil von 0.96 ± 0.02 %), der Szintillationslicht in die Kamera umlenkt. Die Wände (Beitrag 0.007 ± 0.001 % der deponierten Energie) tragen kaum bei, da der Stahl-Blei-Aufbau des Detektorgehäuses als Strahl-Stop wirkt.



Figur 2: Streuzentren für Photonen, welche im Szintillator Energie deponieren, für den Detektoraufbau vor und nach der Optimierung. Dargestellt sind Mittelwert und Standardabweichung der Anzahl von Photonen, die gestreut wurden in 8 unabhängigen Monte Carlo-Simulationen, die die vollständige Simulation bilden. (links) Ursprünglicher Detektoraufbau mit Seitenwänden aus Blei- und Stahlplatten. (rechts) Neuer Aufbau des Detektors. Der Anteil des Gehäuses im Primärstrahl wurde minimiert, die Seitenwände wurden aus dünnen Platten aus Kohlenfaserwerkstoffen gefertigt und die Strahlenschutzbox für die CCD Kamera wurde aus dem Primärstrahl bewegt.



Figur 3: Anteil der Umgebungsstreuung (Energie deponiert im Szintillator von Photonen, die zuvor in der Umgebung gestreut wurden). Die einzelnen Konfigurationen sind im Haupttext beschrieben.

3.2 Optimierung des Detektorgehäuses und des Spiegels

Um die Streuung im Detektor zu minimieren, wurden in [10] alternative Detektorgeometrien und Materialien für die Seitenwände untersucht. Unter den untersuchten Aufbauten erwies sich derjenige als optimal, der folgende drei Eigenschaften in sich vereint: Erstens, die Halterung für den Szintillator sowie die Lichtschutzhaube werden so gross gebaut, dass wenig Seitenwände im Primärstrahl sind. Zweitens, die Wände werden aus leichten Faserverbundwerkstoffen gefertigt und, drittens, die Strahlenschutzmassnahmen für die CCD Kamera befinden sich ausserhalb des Primärstrahls (vgl. Figur 2, rechts). Durch diese Modifikation lässt sich der Beitrag der Photonen, die im Detektorgehäuse gestreut werden, von $2.51 \pm 0.03 \%$ auf $0.355 \pm 0.004 \%$ der im Szintillator absorbierten Photonenenergie reduzieren (vgl. Figur 3). Der Beitrag der Umgebung reduziert sich so jedoch nur von 3.49% auf 2.39% der total absorbierten Energie, da der prozentuale Beitrag der Wände von $0.007 \pm 0.001 \%$ auf $1.12 \pm 0.01 \%$ ansteigt (vgl. Figur 3). Um die Umgebungsstreuung signifikant zu verringern, müssen somit die Beiträge von Spiegel und Wänden verringert werden.

Wie in Figur 3 ersichtlich, hängt der Beitrag des Spiegels zur Umgebungsstreuung nur geringfügig vom Detektoraufbau ab. Die $20 \mu\text{m}$ -dicke Reflexionsschicht trägt dabei nur marginal zur Streuung bei. Hingegen führt der Austausch des 2.8 mm dicken Glasträgers durch eine 1.5 mm dicke Polykarbonatplatte zu einer Reduktion des Spiegelbeitrags von $0.91 \pm 0.01 \%$ (ausgehend vom neuen Detektoraufbau) zu $0.271 \pm 0.005 \%$ der total absorbierten Energie (vgl. Figur 3).

3.3 Reduktion der Umgebungsstreuung durch die Wände und kombinierter Massnahmen

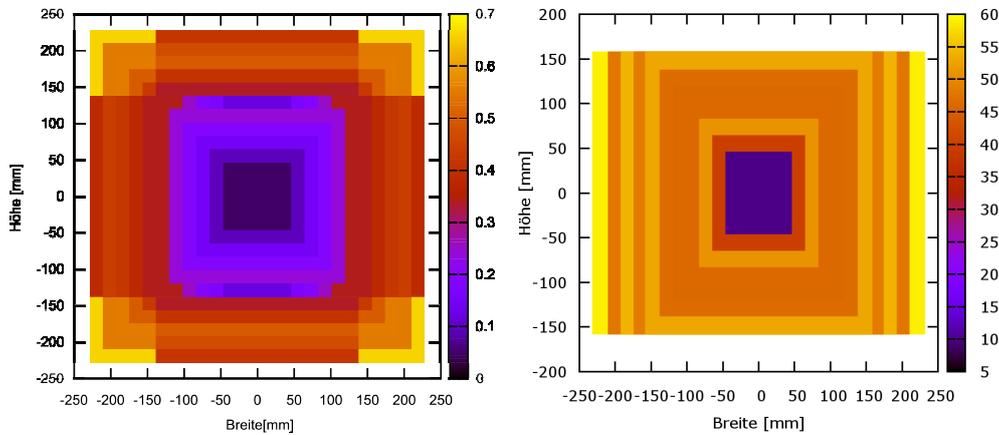
Durch den Austausch der Stahl- und Bleiseitenwände des Detektorgehäuses durch leichtere Materialien steigt der Beitrag der Betonwände hinter dem Detektor deutlich an (vgl. Figur 1), da die Strahlstopwirkung des Detektorgehäuses ausbleibt. In [10] werden unterschiedlichste Kombinationen von Wandverkleidungen mit Metalplatten untersucht. Für die hier beschriebene Kombination zeigt sich, dass sich der Beitrag der Wände von $1.12 \pm 0.01 \%$ auf $0.085 \pm 0.001 \%$ reduzieren lässt (vgl. Figur 3), falls grosse Flächen beider Betonwände mit 1 mm dicken Zinn- und 2 mm dicken Bleiplatten bedeckt werden.

Falls die oben beschriebenen Massnahmen (neues Detektorgehäuse, Polykarbonat-Spiegel und Rückstreuschutz an den Betonwänden) kombiniert werden, lässt sich die Umgebungsstreuung schrittweise reduzieren ohne signifikant den Beitrag der anderen Beiträge zu vergrössern (vgl. Figur 3). Mit allen drei Massnahmen lässt sich der Beitrag der Umgebungsstreuung von $3.49 \pm 0.04 \%$ auf $0.73 \pm 0.01 \%$ reduzieren, was einer Minderung um 80% entspricht.

3.4 Einfluss der Quellenkollimation

In Figur 4 wird der Anteil der Umgebungsstreuung an der absorbierten Energie im Zentrum des Radiographiebildes für unterschiedliche Strahlkollimationen dargestellt. Ohne Objekt bewegen sich die Beiträge unter 1% . Der Anteil schnell aber deutlich hoch für Objekte mit Transmissionen in ähnlicher Grössenordnung, wie zum Beispiel ein Aluminiumquader mit 100 mm Tiefe (vgl. Figur 4, rechts). Eine Aufweitung des Strahls über die Ausdehnung des Objekts hinaus führt zu einer massiven Vergrösserung des Beitrags der Umgebungsstreuung. Daher wurden für den Fall mit Objekt nur wenige Konfigurationen ausgewertet.

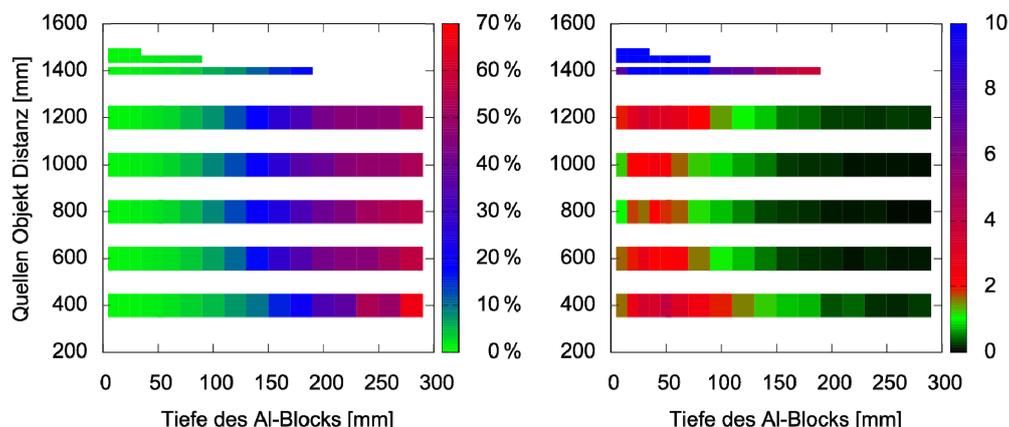
Diese Simulationsergebnisse bestätigen, dass die Quelle auf das Objekt kollimiert werden soll, um zu verhindern, dass die Primärstrahlung auf Teile des Systems trifft, die keine Informationen über das Objekt beitragen, aber den Anteil der Umgebungsstreuung erhöhen.



Figur 4: Anteil der Umgebungsstreuung in Prozent an der absorbierten Energie im Zentrum der Radiographie (Region von 50 x 50 Pixeln um den Mittelpunkt) für unterschiedliche Kollimatoröffnungen. Die Fläche in der Grafik entspricht der Grösse des Strahls auf dem Szintillator (überlappende Geometrien werden ebenso dargestellt). (links) Effekt unterschiedlicher Kollimatoreinstellungen auf die absorbierte Energie im Zentrum ohne Objekt. (rechts) Resultate im Schatten eines Aluminiumblocks mit 70 x 70 x 100 mm³ Ausdehnung.

3.5 Vergleich von Umgebungs- und Objektstreuung für unterschiedliche Messparameter

Nebst der Quellenkollimation lässt sich in einer CT Messung auch der Abstand SOD zwischen Quelle und Objekt einstellen. Für die Intensität der Streuung am Objekt ist bekannt, dass diese sehr stark von der Quellen Objekt Distanz abhängt. Im Gegensatz dazu, hängt die Umgebungsstreuung nur geringfügig von der Quellen Objekt Distanz ab (vgl. Figur 5). Somit lässt sich der Einfluss der Streustrahlung minimieren, indem das Objekt weg vom Detektor bewegt wird. In der täglichen Anwendung gilt allerdings zu berücksichtigen, dass mit der Nähe des Objektes zur Quelle auch der Einfluss der endlichen Grösse des Brennflecks zunimmt, was sich in starken Verwischungen auf den Transmissionsbildern äussern kann.

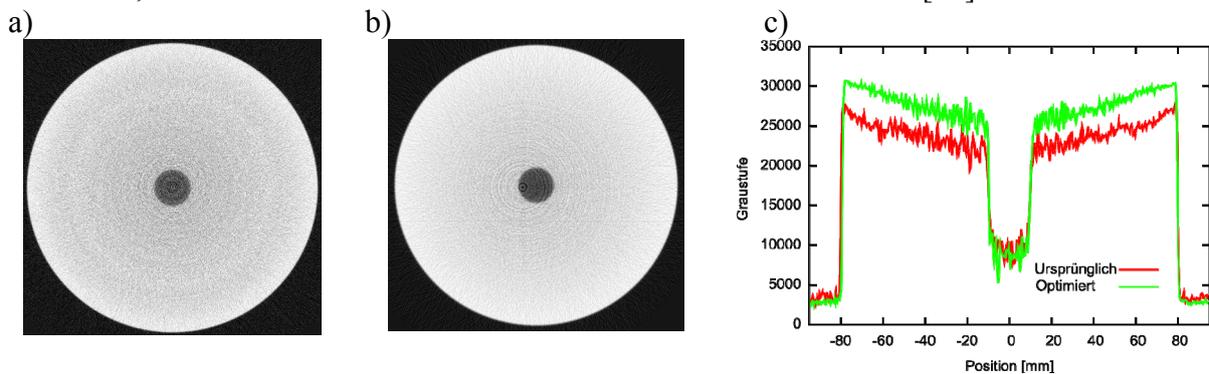


Figur 5: Beitrag der Umgebungsstreuung zur absorbierten Energie im Zentrum (Bereich von 50 x 50 Pixel) des Schattens eines Aluminiumobjektes von 70 x 70 x 100 mm³. (links) Anteil der Umgebungsstreuung an der totalen absorbierten Energie in Prozent. (Rechts) Verhältnis von Objekt- zu Umgebungsstreuung. Werte über 10 sind in blau dargestellt. Für Quellen-Objekt Distanzen über 1400 mm können nicht mehr alle Objekt-Tiefen untersucht werden, da das Objekt in den Detektor hineinragen würde.

3.6 Kontrastverbesserung für Tomographiemessungen

In Figur 6 wird eine tomographisch Schichtaufnahme derselben Stelle in der Stufe eines Aluminiumstufenzylinders verglichen. In beiden Bildern wurden keine Korrekturalgorithmen für Strahlauhfärtung angewandt, um einen fairen Vergleich zu ermöglichen. Ein Vergleich der Graustufenprofile zeigt auf, dass sich die Luft in der zentralen Bohrung deutlich besser vom umgebenden Aluminium abhebt.

Um die Verbesserung des Kontrastes zu quantifizieren, berechnen wir den Kontrast $C = (A_{Al} - A_{Hole})/A_{Hole}$, wobei A_{Al} der mittlere Graustufenwert im Profil (vgl. Figur 6, rechts) für Positionen mit einem Absolutbetrag zwischen 15 und 25 mm und A_{Hole} der mittlere Graustufenwert für eine Position mit einem Absolutbetrag kleiner als 5 mm ist. Mit dieser Definition ergeben sich Kontrastwerte von 1.4 ± 0.3 für den ursprünglichen Aufbau und von 1.9 ± 0.3 für den optimierten Aufbau. Die Verbesserung des Kontrastes entspricht dem Wert, welcher sich basierend auf den Simulationen erwarten liess [10].



Figur 6: Vergleich der tomographischen Schichten gemessen mit dem ursprünglichen (Abbildung a) und dem optimierten Aufbau b) durch das Zentrum der Scheibe mit Aussendurchmesser 160 mm für einen Aluminiumstufenzylinders. Zur Illustration des verbesserten Kontrasts wird in Teil c) ein Graustufenprofil (gemittelt über 5 Pixel) durchs Zentrum des Stufenzylinders aufgezeigt. Als Quellenkollimation wurde ein Schlitzkollimator mit 4 mm vertikaler Öffnung verwendet.

4. Ansätze zur Reduktion der Umgebungsstreuung

In diesem Manuskript wurden drei unterschiedliche Strategien diskutiert, wie die Umgebungsstreuung minimiert werden kann. Durch gezielte Optimierung des Detektoraufbaus und der Strahlenschutzmassnahmen lässt sich in unserem Beispiel der Beitrag der Umgebungsstreuung um 80 % reduzieren. Folgende Prinzipien wurden dabei für die Neuentwicklung des Detektionssystems verwendet: i) Der Anteil von Komponenten im Primärstrahl wurde minimiert, um die Anzahl der Streuzentren zu verringern. Als Konsequenz wurden Szintillatorhalterung vergrößert und Strahlenschutzeinrichtungen für Kameras aus dem Primärstrahl entfernt. ii) Materialien mit hoher Ordnungszahl (Stahl und Blei) wurden durch Materialien mit niedriger Ordnungszahl (zum Beispiel Faserverbundwerkstoffe) ersetzt, um die Streuquerschnitte klein zu halten. iii) Trägermaterialien von optischen Komponenten wie Spiegeln sollen nach Möglichkeit durch Kunststoffe ersetzt werden. Durch Reduktion der Streuung im Detektorgehäuse wird ein grösserer Anteil der Strahlung von den Wänden zurückgestreut. Die Rückstreuung der Wände kann reduziert werden durch Aufbringen von Metallplatten. Für unsere Konfiguration erwies sich die Kombination von 1 mm Zinn und 2 mm Blei als optimal.

Nebst Anpassungen am Detektionssystem lässt sich die Umgebungsstreuung auch durch Kollimation des Primärstrahls auf die Ausdehnung des Objektes reduzieren. Durch diese Einschränkung wird verhindert, dass Teile der Anlage mit dem Röntgenstrahl beleuchtet werden, die ausserhalb des Primärtransmissionbildes liegen, und somit vor allem zur Vergrösserung der Umgebungsstreuung beitragen. Die relative Stärke der Umgebungsstreuung hängt nur geringfügig von der Quellen-Objekt Distanz ab, jedoch stark von der Pfadlänge im Objekt. Trotzdem erlaubt eine Annäherung des Objekts an die Quelle eine Reduktion der Objektstreuung, die sich positiv auf die Bildqualität auswirkt. Nachteil der Verkürzung der Distanz von Quelle und Objekt ist, dass die endliche Ausdehnung des Brennflecks einen grösseren Einfluss auf die Bildqualität hat.

Danksagung

Die Autoren bedanken sich bei Dr. Rolf Brönnimann für inspirierende Diskussionen über Instrumentierungsfragen beim Bau des neuen Detektors.

Referenzen

- [1] M. Bartscher, U. Hilpert, J. Goebbels, G. Weidemann, Enhancement and Proof of Accuracy of Industrial Computed Tomography (CT) Measurements, *CIRP Annals - Manufacturing Technology* 56 (2007) 495 – 498.
- [2] A. C. Kak, S. Malcom, *Principles of computerized tomographic imaging*, IEEE Press, Philadelphia, PA, USA, 1988.
- [3] C. T. Chantler, Theoretical Form Factor, Attenuation, and Scattering Tabulation for $Z=1 - 92$ from $E=1 - 10$ eV to $E=0.4 - 1.0$ MeV, *Journal of Physical and Chemical Reference Data* 24 (1995) 71–643.
- [4] G. Jarry, et al., Characterization of scattered radiation in kV CBCT images using Monte Carlo simulations, *Med. Phys.* 33 (2006) 4320–4329.
- [5] A. Miceli, et al., Monte Carlo simulations of a high-resolution X-ray CT system for industrial applications, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment* 583 (2007) 313 – 323.
- [6] S. Agostinelli, et al., G4—a simulation toolkit, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment* 506 (2003) 250 – 303.
- [7] A. Miceli, et al., Comparison of simulated and measured spectra of an industrial 450 kV X-ray tube, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment* 580 (2007) 123 – 126.
- [8] J. Giersch, A. Weidemann, G. Anton, ROSIan object-oriented and parallel computing Monte Carlo simulation for X-ray imaging, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment* 509 (2003) 151 – 156.
- [9] M. R. Ay, H. Zaidi, Development and validation of MCNP4C-based Monte Carlo simulator for fan- and cone-beam X-ray CT, *Physics in Medicine and Biology* 50 (2005) 4863 – 4885.
- [10] P. Schuetz, et al., in preparation.
- [11] L. A. Feldkamp, L. C. Davis, J. W. Kress, Practical cone-beam algorithm, *J. Opt. Soc. Am. A* 1 (1984) 612–619.