

# Tomographie aus Compton-Streustrahlung

Henrik Botterweck, Elisabeth Röhl

Labor für medizinische Bildgebung, Fachhochschule Lübeck  
botterweck@fh-luebeck.de

**Kurzfassung.** Wir leiten einen Rekonstruktionsalgorithmus zur Streustrahlungstomographie her. Eine schnelle Monte-Carlo Simulation dient in jedem Iterationsschritt der bilderzeugenden Vorwärtsprojektion. Numerische Experimente werden für ein System aus rotierender Röntgenquelle und winkelversetzer Gammakamera durchgeführt. Die dreidimensionalen Rekonstruktionen untersuchen wir auf ihre Korrektheit.

## 1 Einleitung

In der Röntgencomputertomographie wird normalerweise nur die transmittierte Strahlung zur Bildgebung verwendet [1]. Nehmen wir z.B. als Material Wasser und als Photonenenergie 60 keV an, so lässt sich der Großteil der Schwächung auf die Comptonstreuung zurückführen. Erst danach folgen – in dieser Reihenfolge – der von der Kernladungszahl abhängige photoelektrische Effekt und die Rayleigh-Streuung. Mit einem zum Transmissionsdetektor winkelversetzten Detektor lässt sich auch die von der Elektronendichte abhängende Streustrahlung messen. Khettabi und Hussein [2] beschreiben dazu ein Verfahren zur Bildgebung aus einer Transmissionsaufnahme mit zusätzlichen Detektoren parallel zum Durchstrahlungsweg. Die Volumenrekonstruktion der Compton-Streuung wird mit der Vereinfachung gemittelter Wirkungsquerschnitte bei [3] beschrieben.

## 2 Material und Methoden

Mit unserem neuen Ansatz betrachten wir eine Röntgenröhre und eine 90°-winkelvsetzte Pinhole-Gammakamera. Letztere mißt die Streustrahlung und wir untersuchen, inwiefern wir allein daraus das Objekt rekonstruieren können. Wir gehen dabei nicht von Durchschnittswerten der Wirkungsquerschnitte aus, sondern simulieren das System mit Hilfe eines neuen Monte-Carlo-Programms. Dabei berücksichtigen wir die Effekte der Compton- und Rayleighstreuung, des Röntgenspektrums, der Energieabhängigkeit der Absorption, der Energieauflösung der Kamera und statistisches Rauschen. Vor allem wird auch Mehrfachstreuung modelliert. Ein statistischer OSEM-Algorithmus [4] wird an das Problem angepasst. Wir untersuchen die Qualität der Rekonstruktionen unter verschiedenen Annahmen. Dazu nutzen wir ein geometrisches Phantom mit gewebeäquivalenten Eigenschaften.

## 2.1 Technisches Prinzip

Die gewählten Systemparameter spiegeln den geplanten experimentellen Aufbau wider: die am Objekt gestreute Strahlung einer Röntgenröhre mit Wolframanode bei 130 kV wird von einer Pinhole-Gammakamera detektiert. Röntgenröhre und Kamera rotieren um  $90^\circ$  versetzt um das Objekt.

## 2.2 Monte-Carlo (MC) Simulationen

Für die Schätzung der Messungen sowie als Vorwärtsprojektor für die iterative Rekonstruktion haben wir eine MC-Software mit optimierter Varianzreduktion erstellt. Das Programm benötigt auf einem modernen PC nur wenige Sekunden, um auf der Kamera so viele Photonen zu detektieren, wie sie in der Realität erst nach Minuten eintröfen [5].

Der Photonenfluss wird bestimmt durch (mehrfache) Compton- und Rayleighstreuung und photoelektrische Absorption. Eine beliebige Materialverteilung in einem voxelierten Phantom definiert die Elementzusammensetzung und damit die Wirkungsquerschnitte. Für die Kamera wird eine intrinsische Energieunschärfe von 9,5 % entsprechend einem NaI-Kristall angenommen. Eine Punktspreizfunktion wird für das Pinhole tiefenabhängig geometrisch bestimmt. Diese die Projektionsschärfe reduzierenden Effekte werden durch Faltung über alle jeweils in einem festen Abstand von der Kamera gestreuten Photonen berücksichtigt. Die Streuung am Pinholerand, Fluoreszenz in der Kamera, elektronisches Rauschen und Totzeiteffekte wurden bislang noch nicht berücksichtigt. Für eine detaillierte räumliche Abstrahlcharakteristik der Röntgenquelle fehlen noch empirische Daten.

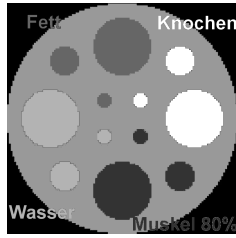
## 2.3 Projektionen

Für jede Projektion bei gegebener Röhren- und Kameraposition werden 10 – 50 Mio. in der Kamera gezählte Photonen simuliert, wodurch ein nahezu rauschfreies Bild geschätzt wird. Dieses wird nachträglich mit Poissonrauschen entsprechend der eingestellten Meßdauer und Röhrenleistung versehen.

Das geometrische Phantom (Abb. 1) besteht aus Wasser, Knochen, Skelettmuskel normaler Dichte, Skelettmuskel 80-prozentiger Dichte und Fettgewebe. Die Elementzusammensetzungen sind aus den ICRU-44-Definitionen [6] übernommen. Das Phantom im Kleintiermaßstab besteht aus einem mit Skelettmuskel gefüllten Zylinder von 64 mm Durchmesser und 16 mm Höhe. In der zentralen Ebene sind je vier Kugeln aus den anderen fünf Materialtypen mit 8, 4 und 2 mm Durchmesser angeordnet. Quelle und Kamera rotieren seitlich um die Schmalseite des Zylinders.

## 2.4 Rekonstruktion

Rekonstruiert wird mit einem modifizierten iterativen OSEM-Algorithmus [4]: er berücksichtigt auch Mehrfachstreuung und wäre bei reiner Einfachstreuung



**Abb. 1.** Zentrale Schicht des Phantoms mit  $32 \times 128 \times 128$  Voxeln. Es besteht aus einem 64 mm Durchmesser Zylinder Skelettmuskel normaler Dichte im Vakuum; Gefüllt mit Kugeln jeweils 8/4/2 mm Durchmesser (dunkler nach heller werdend dargestellt) Muskel 80%-iger Dichte, Fett, Wasser und Knochen. Die Röntgenquelle und Kamera rotieren in der gezeigten Ebene um den Zylinder.

vom EM-Typus. Dann wäre die gemessene Intensität in einem Kamerapixel  $P$

$$I_P = \int_B ds \underbrace{e^{-\int_0^s dt \mu(x(t))}}_{\mu_2} \cdot \rho[x(s)] \cdot \sigma[x(s), \alpha(s)] \cdot \underbrace{e^{-\int_{A(s)} dt \mu(x(s)+t \cdot e(s))}}_{\mu_1} \quad (1)$$

Dabei ist  $B$  der vom Pixel  $P$  aus sichtbare Strahl, parametrisiert als  $x(s)$ .  $A(s)$  ist der Verbindungsstrahl von einem Streuzentrum  $x(s)$  zur Röntgenquelle,  $e(s)$  sein Richtungsvektor.  $\sigma[x(s), \alpha(s)]$  ist der materialabhängige, differentielle Streuquerschnitt am Punkt  $x(s)$  bei geometrisch festgelegtem Streuwinkel  $\alpha(s)$ . Weiter erscheint die Massendichte  $\rho[x(s)]$ . Sie ist ungefähr proportional zur Elektronendichte und damit zum lokalen Streukoeffizienten.

Bis auf die modifizierten Schwächungsterme  $\mu_{1,2}$  und den Streuquerschnitt  $\sigma$  entspricht dies der Situation in der Emissionstomographie, wenn die zu rekonstruierende Emissionsdichte durch die Elektronendichte  $\rho$  ersetzt wird. Entsprechend würde in dieser Näherung ein MLEM oder OSEM-Algorithmus unter den gleichen Bedingungen zur maximum-likelihood Lösung konvergieren: in einem Iterationsschritt werden für die Positionen eines Subsets zunächst die Projektionen zur aktuellen Schätzung bestimmt – mit dem MC-Programm wie oben. Der Quotient aus gemessenen und geschätzten Projektionen wird dann gewichtet mit allen Faktoren aus (1) als Korrekturfaktor zurückprojiziert.

Zu beachten ist, dass das inverse Problem durch Mehrfachstreuung nichtlinear wird: die Summe zweier Masseverteilungen erzeugt nicht die Summe ihrer Projektionen. In unserem Testphantom mit 64 mm Durchmesser sind etwa 30 % der empfangenen Photonen über 30 keV mehrfach gestreut. Obwohl nun der Iterationsschritt nicht mehr exakt der EM-Bedingung [7] entspricht, ist doch die tatsächliche ML-Lösung immer noch ein Fixpunkt der Iteration, solange der Vorwärtsprojektor alle physikalischen Effekte korrekt modelliert. Eine mathematische Untersuchung der Konvergenzeigenschaften steht aus, jedoch verhält sich der Algorithmus in den untersuchten Fällen wie im Emissionsfall.

Ein weiteres für unser Problem zentrales Merkmal ist die Unabhängigkeit der unbekanntenen Absorption  $\mu(x)$  und der Streuwahrscheinlichkeit  $\rho(x)\sigma(x)$ . Eine vereinfachte Situation wäre eine bekannte energieabhängige Absorption (etwa durch eine gleichzeitige Transmissionsmessung). Alternativ kann die photoelektrische Schwächung durch den Umriss des Phantoms und angenommene Homogenität abgeschätzt werden.

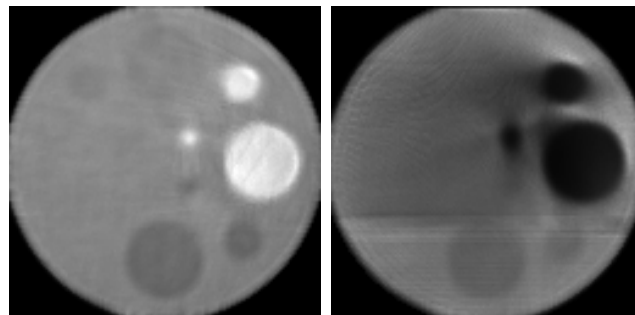
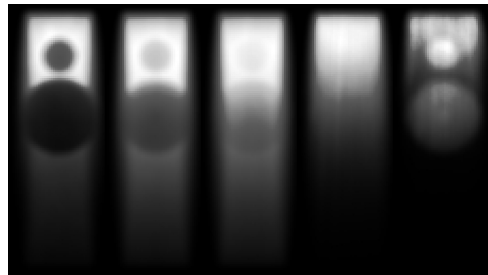
## 2.5 Auswertung

In den Simulationen mit bekanntem Phantom kennen wir die Segmentierung in eingebettete Kugeln verschiedenen Materials. Wir berechnen die Mittelwerte und Standardabweichungen der rekonstruierten Elektronendichten im Vergleich zum wahren Wert.

## 3 Ergebnisse

Beispielprojektionen sind in Abb. 2 vorgestellt. Die Rekonstruktion der zentralen Ebene mit bekannter und unbekannter Absorption ist in Abb. 3 gezeigt. In Tab. 1 werden die rekonstruierte Elektronendichten in den eingebetteten Kugeln mit dem wahren Wert verglichen. Bei bekannter Absorption ergeben sich Fehler von bis zu 6,5 % im Mittel und 10 % Standardabweichung in den Kugeln. Wird in der Rekonstruktion im gesamten Phantom die Absorption von Muskel einfacher Dichte angenommen, so beträgt der mittlere Fehler bis zu 90 % bei einer Standardabweichung von bis zu 87 %.

**Abb. 2.** Energieintervalle 35/65/85/115/135±5 keV einer Projektion des Testphantoms. Farbskala je relativ von 0 bis Maximum. Bei niedrigen Energien absorbieren die Kugeln aus Knochenmaterial stark, weshalb in diesen Bereichen nur wenige Photonen auf den Detektor gelangen. Die hohen Energiefenster enthalten nur kohärent gestreute Photonen.



**Abb. 3.** Rekonstruktion der zentralen Ebene mit bekannter (links) resp. homogener (rechts) Muskelabsorption. Die Farbskalen reichen von 0 (schwarz) bis 2 (weiß) relativ zu Wasser.

**Tabelle 1.** Rekonstruierte Elektronendichten (zwei Iterationen, bekannte und homogene Absorption im Vergleich): Mittelwerte relativ zu Muskelgewebe mit Standardabweichungen in den eingebetteten Kugeln. Zum Vergleich die *wahre* relative  $e^-$ -Dichte und der resultierende mittlere Fehler.

Material	Skalierung	relative $e^-$ -Dichte	bekannte Absorption		homogene Absorption	
			rekonstruierter Mittelwert	mittlerer Fehler	rekonstruierter Mittelwert	mittlerer Fehler
Wasser	1,0	1,005	$1,048 \pm 0,016$	4,3 %	$0,770 \pm 0,080$	22,4 %
Fett	1,0	0,920	$0,980 \pm 0,020$	6,5 %	$0,723 \pm 0,113$	21,4 %
Muskel 80%	0,8	0,800	$0,848 \pm 0,041$	6,0 %	$0,760 \pm 0,053$	5,0 %
Muskel	1,0	1,000	$1,017 \pm 0,042$	1,7 %	$0,848 \pm 0,170$	15,2 %
Knochen	1,0	1,550	$1,489 \pm 0,143$	3,9 %	$0,161 \pm 0,140$	89,6 %

## 4 Diskussion

Ist die Absorption (z.B. aus einer Transmissions-CT-Aufnahme) bekannt, so kann die Elektronendichte aus der Streuung gut rekonstruiert werden. Knochen- und Fettgewebe lassen sich gut vom Muskelgewebe unterscheiden. Nur der Kontrast zwischen Wasser und Muskelgewebe ist erwartungsgemäß zu gering um visuell sichtbar zu werden.

Bei unbekannter Absorption werden nur die Knochenanteile deutlich sichtbar. Jedoch treten starke Artefakte (ähnlich dem Beam Hardening) darum herum auf. Die rekonstruierten Werte sind nicht zur Elektronendichte proportional (der Knochenwert ist fast Null), sondern sie gleichen die starke Absorption dort aus.

Zusammenfassend stellen wir fest, dass mit einer iterativen Monte-Carlo Rekonstruktion nichtlineare Streu-Tomographie möglich wird. Wichtig dafür ist die Berücksichtigung aller physikalischen Effekte im Projektionsschritt. A-priori Wissen über die Absorption oder deren zusätzliche tomographische Rekonstruktion ist notwendig. Als nächster Schritt ist ein experimenteller Aufbau geplant.

## Literaturverzeichnis

1. Buzug TM. Computed Tomography. Springer Verlag; 2008.
2. Khettabi FE, Hussein EMA. An inverse problem for three-dimensional x-ray scatter/transmission imaging. Inverse Probl. 2003;19:477–95.
3. Arsenaault PJ, Hussein EMA. Image reconstruction from the Compton scattering of X-Ray fan beams in thick/dense objects. IEEE Trans Nucl Sci. 2006;53(3):1622–32.
4. Hudson HM, Larkin RS. Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data. IEEE Trans Med Imaging. 1994;13(4):601–9.
5. Botterweck H. Transmissions-Bildgebung mit gestreuten Photonen. In: Proc Dt Gesell Med Phys; 2010.
6. ICRU-1989. Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement. International Commission on Radiation Measurements; 1989.
7. Dempster AP, Laird NM, Rubin DB. Maximum-likelihood from incomplete data via the EM algorithm. J R Stat Soc Series B Stat Methodol. 1977;39:1–38.