

Schätzung von Faltungskernen zur Röntgen-Streusignalkorrektur

Christoph Luckner^{1,2}, Andreas Maier¹, Frank Dennerlein²

¹Lehrstuhl für Mustererkennung, Friedrich-Alexander Universität Erlangen

²Siemens AG, Healthcare Sector, Erlangen

`christoph.luckner@medtech.stud.uni-erlangen.de`

Kurzfassung. Diese Arbeit präsentiert und evaluiert einen faltungs-basierten Ansatz zur Schätzung des Streusignals in Röntgenbildern. Es wird gezeigt, dass aus zwei Aufnahmen derselben Szene ein Abbild des real existierenden Streusignals generiert werden kann. Im Anschluss daran wird eine faltungsbasierte Streusignalschätzung unter Verwendung von parametrisierbaren Streustrahlkernen, bestehend aus einer Summe eines kurz- und eines langreichweitigen Gaußkerns, diskutiert. Anhand von exemplarischen Phantomaufnahmen wird die Stabilität der Modellparameter dieser Kerne und deren Abhängigkeit von der Objektrotation untersucht. Es konnte gezeigt werden, dass es mit diesem Ansatz möglich ist, robuste Ergebnisse mit einem mittleren Fehler von 13% zu erzielen. Weiterhin wurde festgestellt, dass von den Modellparametern lediglich der kurzreichweitige Gaußkern von der Rotation abhängig ist.

1 Einleitung

Die Reduktion der Streustrahlung in medizinischen Röntgenaufnahmen ist nach wie vor ein aktuelles Forschungsthema mit hoher Relevanz für klinische Röntgensysteme. Die von der Streustrahlung verursachten Probleme sind vielfältig und reichen von einem Kontrastverlust im Bild, über eine Erhöhung des Rauschanteils, bis hin zu schwerwiegenden Artefakten bei tomographischen 3D-Rekonstruktionen, die die Aufnahmen im schlimmsten Fall unbrauchbar werden lassen.

Eine etablierte Möglichkeit, um das Streusignal in Röntgenaufnahmen zu unterdrücken, ist der Einsatz eines Streustrahlrasters. Da dieses jedoch sowohl teilweise das diagnostisch wichtige Primärsignal schwächt [1] als auch in manchen Situationen (bspw. bei freien Röntgenaufnahmen) nicht optimal positionierbar ist, ist es nicht immer das Mittel der Wahl.

Die softwarebasierte Korrektur der Streustrahlung ist daher noch immer ein hochaktuelles Forschungsthema. Ein sehr verbreiteter Ansatz zur Streusignalschätzung ist die Faltung des Primärsignals des aufgenommenen Bildes mit einem geschätzten oder gemessenen Streustrahlkern [2]. Weitere Optionen stellen die Interpolation des Kollimatorschattens [3] oder die Nutzung von Beam-Stop-Arrays [4] dar. Die Möglichkeit der Bestimmung per Faltung bietet den Vorteil, dass keine zusätzliche Hardware benötigt wird und sehr gute Schätzungen des Streusignals an jedem Bildpunkt bei kurzer Rechenzeit erreicht werden können.

Eine Variante dieses Ansatzes wird als Superposition der Streustrahlkerne (SKS) bezeichnet und kann sowohl als Fixpunkt-Iterationsverfahren als auch als einfaches Subtraktionsverfahren zur Streustrahlkorrektur eingesetzt werden [5, 6, 7].

2 Material und Methoden

2.1 Theoretischer Hintergrund

Jedes, über ein konventionelles Röntgensystem mit potenziellem Einsatz eines Streustrahlrasters, erzeugte Röntgenbild I kann allgemein als Addition des Primärsignals P und Streusignals S betrachtet werden. Werden die Variablen ohne Angabe von Koordinaten verwendet (bspw. I statt $I(x, y)$), so handelt es sich dabei stets um die gesamte Bildmatrix

$$I = T_P \cdot (P + P^\epsilon) + T_S \cdot (S + S^\epsilon) \quad (1)$$

wobei P^ϵ und S^ϵ die durch das jeweilige Signal induzierten Rauschterme und T_P bzw. T_S die Transmissionskoeffizienten für Primär- und Streustrahlung sind. Für Aufnahmen ohne Raster gilt $T_P = T_S = 1$. Wird ein Beam-Stop-Array (BSA) in den Strahlengang eingebracht, so ergibt sich an diesen Stellen $T_P = 0$ und $T_S = 1$. Ein ideales Raster hätte $T_P = 1$ und $T_S = 0$. In der Realität liegen diese Werte für ein häufig in der Radiographie verwendetes Raster (Pb15/80) bei $T_P = 0.745$ und $T_S = 0.122$. Da hierbei $T_P < 1$ gilt, wird beim Einsatz eines Streustrahlrasters ein Teil des Primärsignals blockiert, was eine Verschlechterung des Primärsignals-zu-Rauschverhältnisses zur Folge haben kann. Der Rastereinsatz bietet daher insbesondere bei Szenen mit hohem Streustrahlanteil, z.B. für Objekte größer als 10 cm, Vorteile [8].

Da das Streusignal einen niederfrequenten, mit P korrelierten Bildbeitrag darstellt, ist es möglich mittels Tiefpassfilterung des Primärsignals P eine Schätzung des Streusignals \hat{S} zu erhalten. Der zunächst unbekannte Tiefpassfilter wird in Abschnitt 2.3 diskutiert. Die Rauschterme P^ϵ und S^ϵ werden durch die Tiefpassfilterung weitestgehend eliminiert und daher bei der weiteren Betrachtung nicht weiter berücksichtigt [5, 7].

2.2 Berechnung von Streustrahlbildern

Wird ein Röntgenbild bei gleicher Szene sowohl mit als auch ohne Raster aufgenommen, führt dies zu folgendem Gleichungssystem

$$\begin{pmatrix} I_m \\ I_o \end{pmatrix} = \underbrace{\begin{pmatrix} T_P & T_S \\ 1 & 1 \end{pmatrix}}_{\mathbf{A}} \cdot \begin{pmatrix} P \\ S \end{pmatrix} \quad (2)$$

wobei I_m hier die Aufnahme mit und I_o die ohne Raster bezeichnet. Da die Matrix \mathbf{A} für $T_P \neq T_S$ regulär ist, kann sie invertiert werden

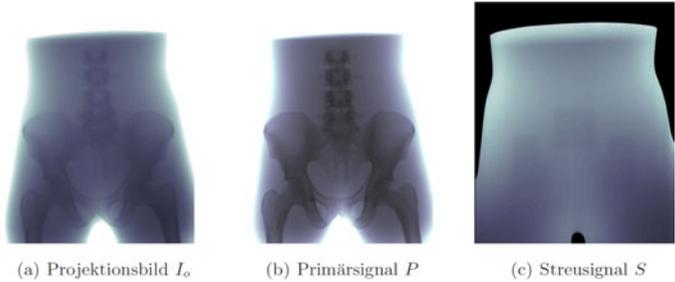
$$\mathbf{A}^{-1} = \frac{1}{T_P - T_S} \begin{pmatrix} 1 & -T_S \\ -1 & T_P \end{pmatrix} \quad (3)$$

Somit wird eine Zerlegung in Streu- und Primärsignal möglich (Abb. 1) und S bzw. P berechnet sich als

$$S = \frac{T_P}{T_P - T_S} \left(I_o - \frac{I_m}{T_P} \right) \text{ bzw. } P = I_o - S = \frac{1}{T_P - T_S} (I_m - T_S \cdot I_o) \quad (4)$$

Nachdem bei Phantommessungen Aufnahmen mit prinzipiell beliebig hoher bildwirksamer Dosis durchgeführt werden können, ist es möglich die Rauschterme P^ϵ und S^ϵ zu vernachlässigen. Dieses so bestimmte Streusignal wird im Folgenden zur Anpassung eines modellbasierten Ansatzes zur Streusignalschätzung verwendet. Durch Imperfektionen des realen Rasters und des Messvorgangs kann es passieren, dass in den berechneten Streusignalbildern S Reste des Primärsignals P zu erkennen sind.

Abb. 1. Beispielhafte Zerlegung eines Projektionsbildes I_o in Primärsignal P und Streusignal S mittels des Verfahrens der gewichteten Differenzen.



2.3 Schätzung der Streustrahlkerne

Zur modellbasierten Schätzung des Streusignals \hat{S} innerhalb einer Aufnahme ohne Raster wird ein Verfahren ähnlich dem in [7] vorgestellten Ansatzes verwendet. Dieses setzt sich aus einer Gewichtung der Aufnahme I_o und einer anschließenden Faltung zusammen

$$\hat{S}_\pi(x, y) = \iint_G \underbrace{I_o(x', y') c_{\alpha, \beta, A}(x', y')}_{\text{Gewichtung des Bildes}} \cdot \underbrace{g_{\sigma_1, \sigma_2, B}(x - x', y - y')}_{\text{Streustrahlkern}} dx' dy' \quad (5)$$

mit Integrationsgebiet G , das an die Größe m des Faltungskerns angepasst ist und $\pi = \{A, B, \alpha, \beta, \sigma_1, \sigma_2\}$ als Modellparameter der Schätzung. $c_{\alpha, \beta, A}(x, y)$ stellt einen Gewichtungsfaktor dar und berechnet sich mit

$$c_{\alpha, \beta, A}(x, y) = A \cdot \left(\frac{I(x, y)}{I_0} \right)^\alpha \cdot \left(-\ln \left(\frac{I(x, y)}{I_0} \right) \right)^\beta \quad (6)$$

wobei I_0 den maximalen Intensitätswert der ungeschwächten Strahlung im gesamten Bild beschreibt sowie α und β als Exponenten, die den Gewichtungsfaktor intensitätsbasiert beeinflussen. $g_{\sigma_1, \sigma_2, B}(x, y)$ besteht aus einer gewichteten

Summe aus einem kurz- und einem langreichweitigen Gauß-Kern

$$g_{\sigma_1, \sigma_2, B}(x, y) = \exp\left(-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma_1^2}\right) + B \cdot \exp\left(-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma_2^2}\right) \quad (7)$$

2.4 Schätzung der Modellparameter

Zur Bestimmung der Modellparameter π und deren der Variabilität bezüglich der Objektrotation γ wurden Aufnahmen eines Schädelphantoms mit einem Siemens Ysio Radiographiegerät (Siemens AG, Healthcare Sector, Germany) erzeugt. Für die Schätzung der Parameter wurde jeweils eine Aufnahme mit (I_m) und ohne (I_o) Raster sowie ohne Raster mit eingesetztem Beam-Stop-Array (I_{BS}) gemacht. Die Aufnahmen wurden mit Formel 4 in Primär- und Streusignalanteil zerlegt. Ziel war es die Modellparameter π für Gleichung 5 so zu schätzen, dass der Fehler zwischen geschätztem Streusignalsbild \hat{S}_π und mittels der Methode der gewichteten Differenzen berechnetem Streusignalsbild S minimal wird

$$\pi_{\text{opt}} = \underset{\pi}{\operatorname{argmin}} \left\{ \sqrt{\frac{1}{N} \cdot \sum_{n=1}^N \left(\hat{S}_\pi(x_n, y_n) - S(x_n, y_n) \right)^2} \right\}, \text{ mit } N: \# \text{ der Pixel} \quad (8)$$

Die Bestimmung der Parameter π wurde mittels Rastersuche durchgeführt. Danach ist es möglich, den Streusignalanteil in Aufnahmen ähnlicher Szene mit diesem Parametersatz zunächst zu bestimmen und anschließend zu eliminieren.

3 Ergebnisse

Abb. 2 zeigt das Ausgangsbild I_o für $\gamma = 0^\circ$, das Ergebnis der modellbasierten Schätzung $\hat{S}_{\pi, \text{opt}}$ sowie als Referenz die nach der Methode der gewichteten Differenz berechnete Version des Streusignals S . Der Plot der gelben Linie aus Abb. 2(a) wird für einen Vergleich der Werte innerhalb der Beam-Stop-Positionen vor und nach der Korrektur verwendet und ist in Abb. 3 dargestellt. Außerdem wurden die Aufnahmen bezüglich der Stabilität der Modellparameter im Hinblick auf die Rotation γ des Phantoms ausgewertet. Die ermittelten optimalen Anpassungsparameter π_{opt} sowie der nach Gleichung 9 bestimmte Fehler \mathcal{Y} sind in

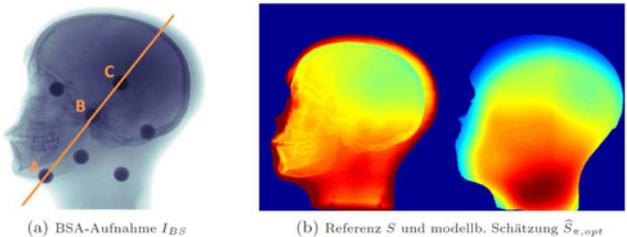


Abb. 2. Farbcodierte (rot = hoch, blau = niedrig) Version des geschätzten und gemessenen Streusignals sowie die als Referenz verwendete BSA-Aufnahme.

Tabelle 1. Auswertung der Aufnahmen (109 kV, 2.0 mAs) des Schädelphantoms bei 0°, 90° und 135° mit $P_{\pi, \text{opt}} = I_o - \hat{S}_{\pi, \text{opt}}$.

γ	A	B	α	β	σ_1	σ_2	$\Upsilon(P, I_o) / \Upsilon(P, P_{\pi, \text{opt}})$
0°	0.75	0.7	0.29	0.13	20 cm	0.82 cm	0.87 / 0.12
90°	0.75	0.7	0.22	0.12	20 cm	2.19 cm	0.43 / 0.14
135°	0.75	0.7	0.29	0.11	20 cm	1.48 cm	0.68 / 0.14

Tab. 1 aufgeführt

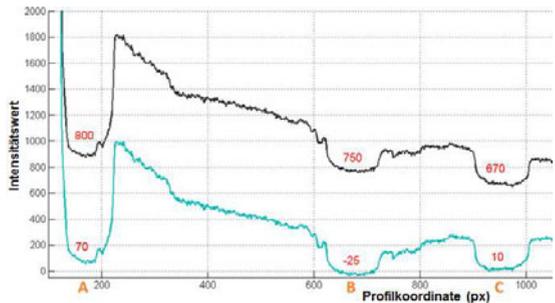
$$\Upsilon(I_{\text{ref}}, \hat{I}) = \frac{1}{N} \cdot \sum_{n=1}^N \frac{|I_{\text{ref}}(x_n, y_n) - \hat{I}(x_n, y_n)|}{I_{\text{ref}}(x_n, y_n)}, \text{ mit } N: \# \text{ der Pixel} \quad (9)$$

4 Diskussion

In dieser Arbeit wurde ein neuartiger Ansatz zur Berechnung des Streusignals aus zwei Röntgenbildern gleicher Szene vorgestellt. Dieser wurde zur Ermittlung eines Streusignalkerns zur Schätzung der Streustrahlung aus einer Röntgenaufnahme benutzt. Es konnte gezeigt werden, dass sich damit Ergebnisse mit einem mittleren Fehler von 13% erzielen lassen. Außerdem wurde die Stabilität der Modellparameter dieser Kerne untersucht, insbesondere deren Abhängigkeit von der Objektrotation. Es wurde festgestellt, dass die Parameter A, B, α, β und σ_1 für das verwendete Kopfphantom weitestgehend rotationsunabhängig sind, während σ_2 zwischen 0.82 und 2.19 variiert.

Die Bestimmung des physikalisch vorhandenen Streusignals aus einem Röntgenbild ohne Raster mit der Methode der gewichteten Differenzen liefert robuste Ergebnisse. Sie eignet sich weiterhin als Referenz für die Optimierungsmethode. Die Objektkanten der in Abb. 2(c) gezeigten Referenz werden durch die enge Fensterung sichtbar. Es konnte gezeigt werden, dass das Ergebnis der modellbasierten Streusignalschätzung um nur $\Upsilon(S, \hat{S}_{\pi, \text{opt}}) = 16\%$ von der Referenz abweicht, was auch durch den Plot in Abb. 3 bestätigt wird. Zudem sind die bestimmten

Abb. 3. Vorher(I_{BS} : schwarz)-Nachher($I_{BS} - \hat{S}_{\pi}$: blau) Vergleich der Intensitätswerte entlang der gelben Linie in Abb. 2(a); die in rot eingetragenen Zahlen sind die mittleren Intensitätswerte innerhalb der BSAs (A:[120,220], B:[630,730], C:[900,1000]).



Optimierungsparameter π weitestgehend invariant bezüglich der Rotation γ . Lediglich der Parameter σ_2 , der den kurzreichweitigen Gaußkern bestimmt, variiert zwischen $\sigma_{2,\min} = 0.82$ und $\sigma_{2,\max} = 2.19$. Der mittlere Fehler der Schätzungen $\bar{Y}(S, \hat{S}_{\pi,\text{opt}})$ beträgt 13%.

Danksagung. The concepts and information presented in this paper are based on research and are not commercially available. Der Autor dankt Andreas Fieselmann für die interessanten und hilfreichen Diskussionen.

Literaturverzeichnis

1. Kyriakou Y, Kalender W. Efficiency of antiscatter grids for flat-detector CT. *Med Phys Biol.* 2007;52(20):6275.
2. Seibert J, Boone J. X-ray scatter removal by deconvolution. *Med Phys.* 1988;15:567.
3. Siewerdsen J, et al. A simple, direct method for x-ray scatter estimation and correction in digital radiography and cone-beam CT. *Med Phys.* 2006;33:187.
4. Maltz JS, et al. Focused beam-stop array for the measurement of scatter in megavoltage portal and cone beam CT imaging. *Med Phys.* 2008;35:2452.
5. Ohnesorge B, et al. Efficient object scatter correction algorithm for third and fourth generation CT scanners. *Eur Radiol.* 1999;9(3):563–9.
6. Rührnschopf E, Klingenberg K. A general framework and review of scatter correction methods in x-ray cone-beam computerized tomography. Part 1: Scatter compensation approaches. *Med Phys.* 2011;38:4296.
7. Sun M, Star-Lack J. Improved scatter correction using adaptive scatter kernel superposition. *Phys Med Biol.* 2010;55(22):6695.
8. Fritz S, Jones A. TU-A-218-07: Quantifying patient thickness for which an antiscatter grid is unnecessary for digital radiographic abdomen exams. *Med Phys.* 2012;39(6):3895.