

Unterdrückung von Streustrahleffekten in dynamischen SPECT Aufnahmen

Claudia Prang und Klaus Toennies

AG Bildverarbeitung/Bildverstehen, ISG
Fakultät für Informatik, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg
Email: klaus@cs.uni-magdeburg.de

Zusammenfassung. Streuartefakte in SPECT können eine verminderte Aufnahme des Radiopharmazeutikums im linken Herzventrikel verdecken. Dynamisches SPECT (dsSPECT) von Standardaufnahmesequenzen ist eine neue Methode, die zusätzlich Information über die zeitliche Veränderung liefert. Wir untersuchen, inwieweit diese zeitliche Änderung für die Erkennung und Entfernung von Streuartefakten im linken Herzventrikel genutzt werden kann. Die Untersuchung wurde auf künstlich eingebrachten Artefakten in Patientendaten und auf echten Streuartefakten durchgeführt. Tests ergaben, dass künstliche Artefakte erkannt und entfernt werden können. Tests auf echten Streuartefakten zeigten, dass das vereinfachte Modell zu plausiblen Ergebnissen bei der Entfernung von Streuartefakten führt.

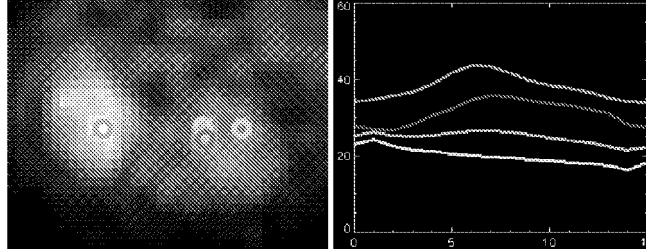
1 Einleitung

Durch Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) wird ein dreidimensionales tomographisches Bild der Verteilung eines Radiopharmazeutikums rekonstruiert. Das Signal-Rausch-Verhältnis von SPECT-Daten ist, bedingt durch die geringe Dosis des applizierten Radiopharmazeutikums, niedrig. Zudem verschlechtern Absorption, Kollimatorunschärfe und Streuartefakte das Signal weiter. Die Absorptionskorrektur ist bereits oft in kommerzielle Rekonstruktionsalgorithmen integriert, doch für die Korrektur von Streuartefakten existiert bisher noch keine gute Lösung.

Streuung kann bei kardialen Perfusionsstudien zu diagnostischen Problemen führen. Es kann vorkommen, dass von der Leber emittierte Photonen fälschlicherweise dem linken Herzventrikel zugeordnet werden [1]. Dies kann die Erkennung von Durchblutungsstörungen in diesem Teil des Herzventrikels vollständig verdecken.

Existierende Methoden zur Entfernung von Streuartefakten können direkt auf den Projektionsdaten angewendet werden, in den Rekonstruktionsprozess integriert werden, oder nach der Rekonstruktion als Filters angewendet werden [2-4]. Die Regularisierungskomponente dieser Techniken führt oft dazu, dass der Kontrast in streuartefakt-korrigierten Bildern zwar ansteigt, lokale Variationen aber nicht beseitigt werden. Berücksichtigt die Methode eine inhomogen verteilte

Abb. 1. dSPECT-Bild und TACs: Eine Leber-TAC (orange), zwei artefakt-behaftete Herz TACs (rot, grau) und normale Herz-TAC(blau).



Absorption und Streuung, so ist es wegen der großen Komplexität des Problems oft langsam.

Verglichen mit statischem SPECT vermittelt dynamisches SPECT zusätzliche Information, durch die lokale Streueffekte möglicherweise erkannt und entfernt werden können. Zusammen mit einem globalen Korrekturverfahren könnten so viele der durch Streuung verursachten Effekte effizient entfernt werden. Die Entfernung lokaler Streuartefakte wurde bereits an Fast Rotation Dynamic SPECT gezeigt. Dort wurde das Zeitsignal anhand eines vorab bekannten Modells über das Verhalten der Kontrastmittelkonzentration faktorisiert [5]. Wir gewinnen dagegen die Modellkurven für organspezifisches Verhalten dagegen direkt aus den Daten. Die Methode wurde an simulierten und an echten Streuartefakten in Patientendaten untersucht. Studien mit dem Kontrastmittel Teboroxime-99m an normalen Probanden wurden verwendet.

2 Dynamisches SPECT

Dynamisches SPECT (dSPECT) erweitert die Information aus normalen SPECT-Aufnahmen um eine zeitliche Dimension. Da unterschiedliche Organe das Kontrastmittel unterschiedlich aufnehmen und abbauen, beinhalten dSPECT-Daten zusätzliche, jedoch nicht eindeutige anatomische Information. Die in [6,7] vorgestellte dSPECT-Methode erzeugt ein solches zeitabhängiges Signal aus Standardmessungen (Abb. 1).

Zeitliche Variationen der Kontrastmittelkonzentration auch durch Rekonstruktionsartefakte verursacht werden, da das rekonstruierte Signal erheblich durch Rauschen beeinflusst ist. Zeitaktivitätskurven (time activity curves – TACs) eines einzelnen Voxels sind daher nicht zuverlässig genug. Daher wird die Szene zunächst gemäß einer Ähnlichkeitsbedingung für die TACs durch ein dreidimensionales Region Merging segmentiert [8]. Die Anzahl der Segmente ist so bemessen, dass die Aktivität pro Segment pro Zeiteinheit in etwa der Aktivität pro Voxel über den gesamten Zeitraum entspricht.

Für die TAC-basierte Streuerkennung nehmen wir an, dass gestreute und ungestreute Photonen dasselbe Verhalten über die Zeit zeigen. Dies wurde in einer früheren Arbeit bestätigt [8] (Abb. 1). Dann hat die TAC organspezifische Merkmale, die für Erkennung und Entfernung von Streuung genutzt werden.

3 Ein Modell für die Streuung

3.1 Lokale Streuung

Die Signatur $TAC^{afh}(\mathbf{v})$ einer Artefaktregion an Position \mathbf{v} im linken Ventrikel (LV) ist eine Linearkombination der primären TAC^h und einer unbekanntem, gewichteten Anzahl N von Streukurven TAC_i^s :

$$TAC^{afh}(\mathbf{v}) = TAC^h(\mathbf{v}) + \sum_{i=1}^N \beta_i TAC_i^s(\mathbf{v}). \quad (1)$$

Die Anzahl der Unbekannten ist jedoch viel zu hoch, um diese Gleichung zu lösen. Daher machen wir die folgenden vereinfachenden Annahmen: Die Streuung verursachenden Organe werden durch eine geringe Anzahl von unterschiedlichen TACs beschrieben, wobei zwei TACs dann als von gleicher Charakteristik betrachtet werden, wenn sie sich nur durch einen konstanten Faktor unterscheiden. Nur eine, in der Regel nahe an der Artefaktregion liegende Region ist für das Streuartefakt verantwortlich. Die Gleichung vereinfacht sich dann zu

$$TAC^{afh}(\mathbf{v}) = TAC^h(\mathbf{v}) + \beta \cdot TAC^{lv}(\mathbf{v}), \quad (2)$$

wobei TAC^{lv} die Leberregion ist, die das Artefakt verursacht. Dieses Modell erfordert die Berechnung der beiden Signaturen TAC^h und TAC^{lv} , sowie die des Parameters β .

3.2 Generierung von TAC^h

Untersuchungen zeigten, dass die Herz-TAC als exponentielle Kurve modelliert werden kann. Dies würde jedoch die Lösung eines zwar einfachen, aber nicht-linearen Gleichungssystems erfordern. Daher erzeugen wir die Modell-TAC direkt aus den Daten. Für die gegebene zeitliche Auflösung von 20 sec pro Zeitschritt kann erwartet werden, dass sich TACs derselben funktionalen Einheit nur durch einen Skalierungsfaktor unterscheiden. Ein Herzmodell $TAC^{h'}$ aus den zur Artefaktregion benachbarten Segmenten führt daher zu der folgenden Gleichung mit unbekannter Skalierung α :

$$TAC^{afh}(\mathbf{v}) = \alpha \cdot TAC^{h'}(\mathbf{v}) + \beta \cdot TAC^{lv}(\mathbf{v}). \quad (3)$$

3.3 Auswahl von TAC^{lbv}

Leber-TACs werden aus schwellwertsegmentierten Regionen hoher Aktivität in der Leber ausgewählt. Sie haben im Gegensatz zu Herz-TACs ihr Aktivitätsmaximum im Aufnahmezeitraum. Allerdings variiert der Zeitpunkt für dieses Maximum innerhalb der Leber. Jede TAC der Leber spannt als Vektor mit TAC^h einen zweidimensionalen Raum auf. Falls die ausgewählte Leber-TAC den Streuartefakt verursachte, dann ist die Projektion TAC^{emb} der Artefakt-TAC TAC^{afh} auf den Unterraum

$$TAC^{emb} = (TAC^{afh} \bullet TAC^{h'}) TAC^{h'} + (TAC^{afh} \bullet TAC^{lv}) TAC^{lv} \quad (4)$$

gleich TAC^{afh} . Die Parameter α und β von Gleichung (3) sind durch die beiden Skalarprodukte gegeben. Die korrigierte Herz-TAC ist:

$$TAC^h = \left(TAC^{afh} \bullet TAC^{h'} \right) TAC^{h'} \quad (5)$$

Dabei kann die Norm $\|TAC^{afh} - TAC^{emb}\|$ für die Auswahl von TAC^{lv} genutzt werden. Falls es keine Leberregion mit $\|TAC^{afh} - TAC^{emb}\| < \varepsilon$ gibt, lässt sich TAC^{lv} nicht bestimmen.

4 Ergebnisse

Zunächst wurde die Rekonstruktion von TAC^h durch $TAC^{h'}$ nach Gleichung (4) geprüft. Eine TAC im linken Ventrikel wurde durch die gewichtete Summe dieser TAC und einer beliebig gewählten Leber-TAC ersetzt. $TAC^{h'}$ wurde aus benachbarten Herzregionen geschätzt. Acht verschiedene Leber-TACs von drei verschiedenen Datensätzen wurden verwendet. Vier verschiedene Herzregionen in jedem Datensatz wurden für Modellkurven TAC^h verwendet (insgesamt 96 Testfälle). Die richtige Leber-TAC wurde meist gefunden. Falls eine andere Leberkurve als die, die zur Erzeugung des Artefakts diente, gefunden wurde, war deren TAC der richtigen TAC sehr ähnlich.

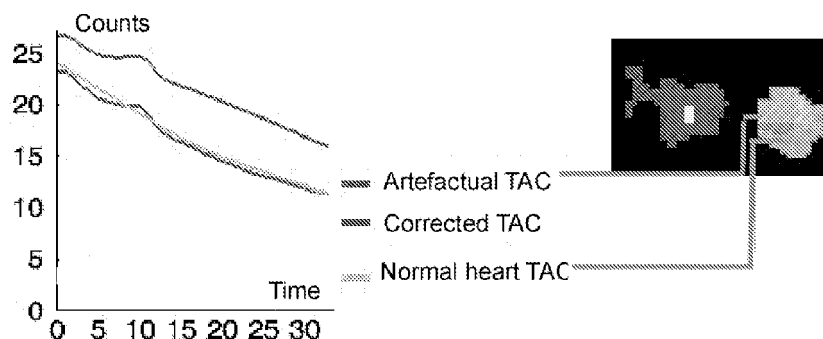
Die ungestörte Herzkurve wurde nach Gleichung (3) berechnet. Für jeden Testfall wurde der Fehler als prozentuale Abweichung von der Norm der korrekten ungestörten Herz-TAC bestimmt. Der Durchschnittsfehler variierte für unterschiedliche Leber-TACs zwischen 2.4% und 7.1% (sh. Tab.1), wobei bei Leber-TACs 7 und 8 in zwei der zwölf Fälle eine falsche Lebermodell-TAC zu Abweichungen zwischen 20% und 30% führte. Berücksichtigt man, dass die Durchschnittsvariation im linken Herzventrikel zwischen 30 und 40% lag, sind diese Resultate dennoch sehr ermutigend.

In einem zweiten Test wurden in Patientendaten erkennbare Streuartefakte entfernt. Da die wahre TAC nicht bekannt war, beschränkte sich die Auswertung auf die Frage, ob der Ort der das Artefakt verursachenden Leber-TAC plausibel war und ob die Entfernung des Artefakts ein sinnvolles Resultat ergab. Streuartefakte waren in verschiedenen Schichten von zwei Datensätzen erkennbar. In allen Fällen wurde eine Leber-TACs in der Nähe der Artefaktregion gefunden, die zu einem plausiblen Resultat bei der Entfernung des Streuanteils führte, obwohl eine Validierung nicht möglich war (Abb. 2). In einigen Fällen war der TAC-Verlauf nach Entfernung des Streuanteils plausibel, doch lag die Durchschnittsaktivität unter der des umgebenden Gewebes. Ursache kann die normale Aktivitätsvariation oder eine geringere Durchblutung sein.

5 Zusammenfassung

Unsere Untersuchungen zeigten, dass Modellkurven der Herz-TAC eingesetzt werden können, um die verursachende Leber-TAC zu finden. Beide Modell-TACs

Abb. 2. Die dunkelgrüne TAC enthält einen fast vollständig entfernten (rote Kurve) Streuartefakt. Die hellblaue Kurve zeigt die TAC einer benachbarten Region.



zusammen konnten genutzt werden, um den Streuanteil auch dann zu entfernen, wenn es Abweichungen zwischen der Durchschnittsaktivität von Modellkurve und der der tatsächlichen Herz-TAC gab. Erste Tests an tatsächlichen Streuartefakten zeigen, dass die Hypothese einer einzigen Ursprungsregion für gestreute Photonen zu plausiblen Resultaten bei der Artefaktentfernung führten. Für die weitere Prüfung der Hypothese sind Tests an einem numerischen Phantom geplant. Letztendliches Ziel ist die automatische Bestimmung von Artefaktregionen auf Grund ihres unterschiedlichen Zeitverhaltens und die anschließende Entfernung der Artefakte.

Literaturverzeichnis

1. King MA, et al. A Monte Carlo investigation of artefacts caused by liver uptake in single-photon emission tomography perfusion imaging with technetium 99m-labeled agents. *J Nucl Cardiol*, 3, pp.18-29, 1996.
2. Buvat I, et al. Comparative assessment of nine scatter correction methods based on spectral analysis using Monte Carlo simulations. *J Nucl Med*, 36, pp.1476-1488, 1995.
3. Beekman FJ, et al. Efficient fully 3-d iterative SPECT reconstruction with Monte-Carlo-based scatter correction. *IEEE Trans Med Imaging*, 21, pp-867-877, 2002.
4. Vandervoort E, et al. Implementation of an analytically based scatter correction in SPECT reconstruction. 2003 IEEE Nucl Sci Symp and Med Imaging Conf. October 2003.
5. Sitek A, et al. Removal of liver activity contamination in teboroxime dynamic cardiac SPECT imaging with the use of factor analysis. *J Nucl. Cardiol.*, 9(2), pp.197-205, 2002.
6. Farncombe T, et al. Dynamic SPECT imaging using single camera rotations (dSPECT), *IEEE Trans Nucl Sci*, 46, pp.1055-1061, 1999.
7. Celler A et al. Performance of the dynamic single photon emission computed tomography (dSPECT) method for decreasing or increasing activity changes, *Phys Med Biol*, 45, pp.3525-3544, 2000.
8. Toennies KD et al. Scatter segmentation in dynamic SPECT images using principal component analysis. *Proc SPIE*,. 2003.