

Erkennung von Kopfbewegungen während Emissionstomographischer Datenaufnahmen

Karl Reichmann¹, F. Boschen², R. Rödel¹, K.U. Kühn³,
A. Joe¹ und H. J. Biersack¹

¹Klinik und Poliklinik für Nuklearmedizin der Universitätskliniken Bonn, 53127 Bonn

²Fachbereich 13 Elektrotechnik und Informationstechnik, 42119 Wuppertal

³Abteilung für Medizinische Psychologie der Universitätskliniken Bonn, 53127 Bonn
Email: karl.reichmann@ukb.uni-bonn.de

Zusammenfassung. One assumption in emission tomography is the stability of activity distribution during acquisition. Thus, to detect movement of the patient, acquisition was splitted into two time segments. By calculating and comparing the centers of mass of the projections, evaluation of movement may be performed by means of two movement indicators: integral and total movement index. Depending on the movement of a phantom, iBI had values from 2.6 to 6 and the tBI values from 100 to 300. For Patients we obtained values of the iBI from 2.7 to 16 and of the tBI from 100 to 5000.

1 Einleitung

Eine wesentliche Annahme bei Durchführung tomographischer Aufnahmen ist ein vollständiger und konsistenter Satz der aufgenommenen Daten. Ein häufiger Grund, dass diese Voraussetzung nicht gegeben ist, sind Bewegungen des Patienten während der Datenaufnahme. Die Aufgabe dieser Präsentation ist es, quantitative Masse für Bewegungen der Patienten zur Verfügung zu stellen.

In der Literatur wurden bereits Aufnahmeprotokolle und Rekonstruktionsalgorithmen beschrieben, diese Bewegungen zu erkennen bzw. sie zu korrigieren [1, 2]. Voraussetzung dieser Vorgehensweisen waren entweder die Beobachtung des Patienten durch Videokameras oder eine ad hoc Kenntnis der Bewegung.

Diese Präsentation soll zeigen, dass es möglich war, die Bewegung des Patienten aus den Aufnahmezeiten heraus zu erkennen und geeignete Masse der Bewegung zu extrahieren. Einzige Voraussetzung war ein leicht modifiziertes Aufnahmeprotokoll. Die hier vorgestellte Methode wurde sowohl an Phantomen als auch an Patienten getestet.

2 Methoden

Bei der für die Datenaufnahmen verwendeten Kamera handelte es sich um eine für die Emissionstomographie des Gehirns optimierte Gammakamera (CERASPECT, DSI/USA). Der eigentliche Detektor war, im Gegensatz zu den üblichen planar gebauten Gammakameras, zylinderförmig (3). Der für die

Abbildung zuständige Parallelloch - Kollimator war in drei 120-Grad Segmente eingeteilt, so dass in jedem Moment drei Projektionen gleichzeitig aufgenommen wurden. Dadurch entsprach diese Kamera einer Dreikopf-Kamera für die Einzelphotonen Tomographie SPECT (= Single Photon Emission Computed Tomography).

Das in der klinischen Routine verwendete Aufnahmeprotokoll für Durchblutungsaufnahmen lautete: Mit einer Aufnahmedauer von 30 Minuten wurden 120 Projektionen aufgenommen. Die Abbildung bei jeder dieser Projektionen erfolgte in eine 512 x 64-er Bildmatrix. Die 512 Pixel waren eingeteilt in 3 x 171 Pixel, die jeweils den drei Kollimatorsegmenten entsprachen. Die 64 axialen Pixel ergaben nach Rekonstruktion die 64 Schichten. Die tomographische Rekonstruktion erfolgte über die gefilterte Rückprojektion (Butterworth - Filter). Die resultierenden Schichten hatten 128 X 128 Bildelemente. So gefiltert betrug ihre Ortsauflösung ca. 10 mm.

Die Modifikation dieses Standard - Protokolles bestand darin, dass die Dauer der Aufnahme von 30 Minuten gesplittet wurde in zwei äquivalente und vollständige Aufnahmen von jeweils 15 Minuten. Vor klinischer Rekonstruktion wurden die beiden Sätze von Rohdaten aufaddiert und anschliessend nach dem Standard Protokoll tomographisch rekonstruiert.

Zur Verifizierung der Bewegungsanalysen wurden Simulationen am Phantom durchgeführt. Als Phantom diente ein homogen mit ^{99m}Tc gefüllter Zylinder von 20 cm Durchmesser und einer Länge von 15 cm. Von diesem Phantom wurden 160 tomographische Aufnahmen, die dem klinischen Protokoll entsprachen, durchgeführt. Da jede Aufnahme über 15 Minuten aufgenommen wurde, ergab sich eine Aufnahmedauer (elapsed time) von 42.7 Stunden. Das entspricht etwa 7 Halbwertszeiten von ^{99m}Tc . Die applizierte Aktivität betrug 830 MBq. Für die erste Aufnahme ergaben sich dadurch 82 accumulierte Ereignisse pro Pixel. Die letzten Aufnahmen wurden mit 1/138 der ursprünglichen Aktivität aufgenommen. Damit überstrichen wir bei unseren Phantomaufnahmen den Bereich von 10-facher bis 1/10tel der klinischen Aktivität.

Während der ersten 64 Aufnahmen, also während der ersten 17 Stunden nach Messbeginn, wurde das Phantom in Ruhe gelassen. Von der 65. bis 77. Aufnahme, die von der Aktivitätskonzentration etwa der klinischen Routine entsprachen, wurden Verschiebungen unterschiedlicher Dauer von bis zu ± 5 mm durchgeführt. Die Verschiebungszeitpunkte und -stärken wurden durch Protokoll und Fotografie festgehalten. Die Genauigkeit dieser Positionierung lag bei ca. 0.2 - 0.3 mm.

Die Bewegung zu erkennen wurde die Lage des Phantomes im Raum während der ersten und der zweiten 15 Minuten verglichen. Die Position wurde dadurch bestimmt, dass für jedes Kollimator-Segment getrennt Projektion für Projektion und Schicht für Schicht die Schwerpunkte bestimmt wurden (in dieser Darstellung jedoch beschränken wir uns auf das erste Kollimator-Segment). Aus dieser Berechnung resultierten jeweils für die ersten und zweiten 15 Minuten Positionsmatrizen der Grösse 120 (Projektionen) x 64 (Schichten). Die Schwerpunktwerte wurden in Graustufen umgewandelt und in Bildmatrizen graphisch dargestellt.

Eine solche Matrix haben wir die Schwerpunkt Matrix (SM) genannt. Als Bewegungsmatrix (BM) wurde die Differenz der beiden Schwerpunktmatrizen bezeichnet. Ohne Bewegung musste die Bewegungsmatrix, von statistischen Schwankungen abgesehen, Werte um Null ergeben. Bewegungen während der Datenaufnahme mussten sich in Inhomogenitäten der Bewegungsmatrizen widerspiegeln. Das Vorzeichen der Bewegungsmatrix gab die Richtung der Bewegung an. Unabhängig von der Bewegungsrichtung war die quadrierte Bewegungsmatrix. Wir haben sie CHI – Quadrat Matrix (CHQM) genannt. Aus statistischen Gründen mussten die Bewegungsmatrizen in einer 3 (Projektionen) x 17 (Schichten) - Prozedur geglättet werden.

Die Stärke der beobachteten Bewegung zu quantifizieren wurden ein integraler und ein totaler Bewegungsindex eingeführt. Der integrale Bewegungsindex (iBI) war als die Spannweite $iBI = \max - \min$ der Bewegungsmatrix definiert. Dieser iBI entsprach dem Mass der integralen Inhomogenität einer Gammakamera. Wegen des Wertebereiches um die Nullpunktslage durfte hier jedoch nicht durch $(\max + \min)$ dividiert werden. Der zentrale Bereich (32 Schichten) der Bewegungsmatrizen wurde zu Bewegungsprofilen zusammengefasst. Der totale Bewegungsindex (tBI) war definiert als die absolute Fläche unter den resultierenden Profilen.

Für 37 zufällig ausgewählte Patienten der klinischen Durchblutungs-SPECT des Gehirns wurden dieselben Prozeduren zur Bewegungserkennung durchgeführt.

3 Ergebnisse

Als Beispiele für die Bewegungserkennung wurden vier Datensätze herangezogen: jeweils für Phantommessung und Patientenuntersuchung werden hier Datensätze ohne und mit Bewegung vorgestellt. Die Phantommessungen entsprachen, statistisch gesehen, der klinischen Routine. Die im Phantom Beispiel durchgeführte Bewegung dauerte weniger als eine Minute, der Ausschlag betrug ± 3.5 mm. Art und Stärke der Patientenbewegungen waren naturgemäss unbekannt und mussten sich aus den Auswertungen ergeben.

Die beiden Schwerpunktmatrizen des nicht bewegten Phantoms (Abb. 1 a–b links) zeigten jeweils ein glattes, onduliertes Schwerpunkt Muster, das sich aus der nicht zentrierten Position des Phantoms ergab. Von Projektion zu Projektion ergaben sich dadurch unterschiedliche Schwerpunktwerte, die kein Hinweis auf Bewegung waren. Dasselbe galt für die Schwerpunktmatrizen (Abb. 2 a–b links) von Patienten, wobei hier die nicht rotationssymmetrische Struktur des Kopfes hinzu kam. Bei visuellem Vergleich der Schwerpunktmatrizen des bewegten Phantoms (Abb. 1 a–b Mitte) konnte die Bewegung anhand senkrechter Streifen erkannt werden. Derselbe Vergleich bei Patienten fiel dagegen sowohl beim gering als auch beim stark bewegten Patienten (Abb. 2 a–b links und Mitte) negativ aus.

Die Bewegungsmatrizen des nicht bewegten Phantoms waren im Rahmen der Statistik homogen. Für den integralen Bewegungsindex (iBI) ergab sich ein Wert

von 2.6, für den totalen (tBI) ein Wert von 97. Die weniger als 1 Minute andauernde Bewegung des Phantoms von ± 3.5 mm (was ca. $1/3$ der Ortsauflösung der Kamera entsprach) war visuell als dunkler bzw. heller Streifen zu erkennen. Für den integralen Bewegungsindex (iBI) erhielten wir in diesem Fall einen Wert von 5.9 und für den totalen (tBI) einen Wert von 300. Der kleinste beobachtete integrale Bewegungsindex (iBI) der ausgewerteten Patienten betrug 2.66, der grösste 6.92 (in einem Extremfall wurde sogar ein Wert von 15.96 beobachtet). Die totalen Bewegungsindizes der Patienten lagen im Bereich zwischen 100 und 1000 (der Extremfall hatte einen Wert von 5000). Die visuelle Beurteilung der Bewegungsmatrizen (Abb. 1 und 2, jeweils mittlere Spalte c) zeigte beim bewegten Phantom bzw. Patienten deutlich die stattgefundene Bewegung. Dasselbe galt für die Bewegungsprofile (Abb. 1 mittlere Spalte d).

4 Diskussion

Die Aufspaltung einer tomographischen Datenaufnahme in Portionen von 2×15 Minuten versetzte uns in die Lage, Bewegung von Patienten während der Aufnahme zu erkennen. Als „Bewegungsmelder“ zur Verfügung standen die Bewegungsmatrizen, die zunächst visuell beurteilt werden konnten. Aus den Bewegungsmatrizen konnten aber Indizes für die Bewegung extrahiert werden: integraler und totaler Bewegungsindex. Während der Auswertungen hat sich herausgestellt, dass die visuelle Interpretation der Bewegungsmatrizen empfindlicher war als die integralen und totalen Bewegungsindizes. Dies galt speziell für den Bereich geringer Bewegung, wo der totale Bewegungsindex einen Wert von 100 bis 150 hatte. Die Bewegungsindizes waren aber unter klinischen Randbedingungen in der Lage, kurzfristige (weniger als eine Minute von insgesamt 30) und schwache (± 3.5 mm) Bewegungen zu erkennen. Die Bewegungsindizes haben gegenüber der visuellen Beurteilung den Vorteil, dass Schwellen definiert werden können, ab denen eine Aufnahme wiederholt werden muss.

Die hier gemachten Messungen und Aussagen resultierten zwar alle von der selben Gammakamera CERASPECT. Vom Prinzip her sind diese Aussagen aber auf alle Dreikopf Kameras anwendbar. Wieweit, der Aufbereitung der Originaldaten wegen, diese Bewegungserkennung auch auf die Positronentomographie anzuwenden ist, bleibt noch zu untersuchen. Ein weiterer zu untersuchender Punkt ist, ab welcher Schwelle der Bewegungsindizes sich Artefakte in den Tomogrammen zeigen.

Literaturverzeichnis

1. Picard Y, Thomas CJ: Motion correction of PET images using multiple acquisition frames. *IEEE Trans Med Imaging*; 16(2):137-44, 1997.
2. Li J, Jaszczak RJ, Coleman RE: A filtered backprojection algorithm for axial head motion correction in fan-beam SPECT. *Phys Med Biol*; 40(12):2053-63, 1995.
3. Smith, A.P., S. Genna: Acquisition and Calibration Principles for ASPECT. *IEEE Transactions on Nuclear Science* 35(1), 740-743, 1988.

Abb. 1. Linke Spalte: Phantom, keine Bewegung; mittlere Spalte: Phantom, $\pm 3,5$ mm Bewegung.

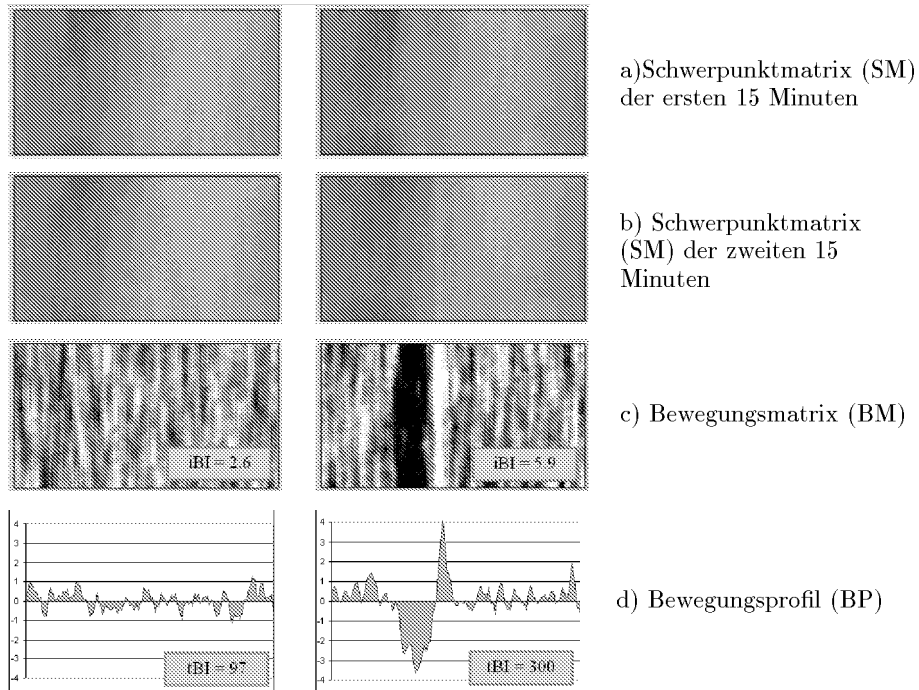


Abb. 2. Linke Spalte: Patient, geringe Bewegung; mittlere Spalte: Patient, starke Bewegung.

