

Korrektur der Kopfbewegung während einer PET-Untersuchung - ein spezielles Problem der Bildregistrierung

Lutz Tellmann¹, Roger R. Fulton^{1,2}, Isabelle Stangier¹, Oliver Winz¹,
Uwe Just³, Hans Herzog¹ und Uwe Pietrzyk^{1,4}

¹Institut für Medizin, Forschungszentrum Jülich, Leo-Brandt-Str., 52425 Jülich,

²Dept. of PET and Nuclear Medicine, Royal Prince Alfred Hospital, Sydney, AUS,

³Institut für Bioanorganische und Radiopharmazeutische Chemie, Forschungszentrum
Rossendorf, Dresden, ⁴Fachbereich C, Physik, Bergische Universität Wuppertal

Email: l.tellmann@fz-juelich.de

Zusammenfassung. Ein spezielles Problem der Bildregistrierung stellt die Korrektur von Kopfbewegungen in der Positronen-Emissions-Tomographie (PET) des Hirns dar. In dieser Arbeit wird die „Multiple Acquisition Frame“ Methode zur Korrektur dieser Bewegungen für die klinische Routine vorgestellt. Die Messung der Bewegungen erfolgt dabei mit Hilfe eines Infrarotkameranagements. Zur Validierung der Methode wurde eine Phantom-Messung mit kontrollierten Bewegungen durchgeführt und korrigiert. Für die Abschätzung des Einflusses der Bewegung auf die Bildqualität wurden simulierte Bewegungen unterschiedlicher Größenordnung an unbewegten Phantomdaten gerechnet und visuell ausgewertet. Die Anwendbarkeit der vorgestellten Methode wird im Rahmen einer Patientenstudie dokumentiert.

1 Einleitung und Problemstellung

Mit der Verbesserung der Bildauflösung in Positronen-Emissions-Tomographie (PET) des Gehirns stellen Bewegungen des Kopfes ein immer größeres Problem für die Bildqualität und für weitere Auswertungen der Daten dar. Speziell für die Analyse kleinerer Strukturen im Hirn führen Bewegungen zu Ungenauigkeiten, z.B. in der Quantifizierung der Daten oder bei ROI-Analysen.

In dieser Arbeit wird die Realisierung einer Bewegungskorrektur unter Benutzung von im „Listmode“ aufgenommenen PET-Daten und den synchron detektierten Bewegungsdaten unter Verwendung der „Multiple Acquisition Frame“ Methode (MAF) als Anwendung in der Routine vorgestellt. Zur Validierung der Methode wurde eine Phantommessung mit einem 3D-Hirn-Phantom mit für Patientmessungen realistischen Bewegungen durchgeführt und korrigiert. Um einen Eindruck des Einflusses der Bewegung auf die Bildqualität zu bekommen, wurden Bewegungen unterschiedlicher Größenordnung anhand von Phantomdaten simuliert und visuell ausgewertet. Um den Einsatz der Methode zu demonstrieren, wurde sie bei einer Patientenstudie zur Korrektur angewendet.

2 Methodik

2.1 Detektion der Kopfbewegungen

Die während der PET-Messung häufig auftretenden Kopfbewegungen der Patienten oder Probanden wurden mit Hilfe eines Infrarot-Kamerasystems POLARIS [3] aufgezeichnet. Dieses Kamerasystem misst mit Hilfe von gepulstem Infrarotlicht die Position von reflektierende Kugeln, die an einem geometrisch festgelegten Target befestigt sind. Damit wird die Orientierung und Position des Target im Koordinatensystem der Kamera mit den sechs Freiheitsgraden (Translation x, y und z und den entsprechenden Rotationen) aufgezeichnet. Diese Koordinaten werden dann unter Berücksichtigung der festen Beziehung zwischen einem an der Rückseite der PET-Gantry befestigten Referenz-Target und dem PET-Koordinatensystem wie in [1] beschrieben transformiert.

Das Target für die Aufzeichnung der Kopfbewegung ist an einer Brille befestigt, die der Patient während der Messung trägt.

Die Akquisition der Bewegungsdaten erfolgte mit einem Standard Linux PC, der mit der Kamera über eine serielle Schnittstelle (RS232) verbunden ist. Die Messung wurde synchron zur PET-Messung über einen Fußschalter gestartet und lieferte kontinuierlich Messwerte im Sekundentakt über den gesamten Messzeitraum.

2.2 PET Akquisitions-Umgebung

Die PET-Messungen wurden mit einem SIEMENS/CTI ECAT Exact HR+ durchgeführt. Die Akquisition erfolgte im sogenannten „Listmode“, in dem alle Einzelereignisse der Messung mit Zeitpunkt und Adresse aufgezeichnet werden. Diese Messmethode erlaubt den Zugriff auf einzelne zeitlich markierte Ereignisse und damit eine beliebige Sortierung in zeitliche Abschnitte nach der Messung im Vergleich zu der herkömmlichen Messmethode, bei der die „Frames“ zu Beginn der Messung schon festgelegt werden müssen.

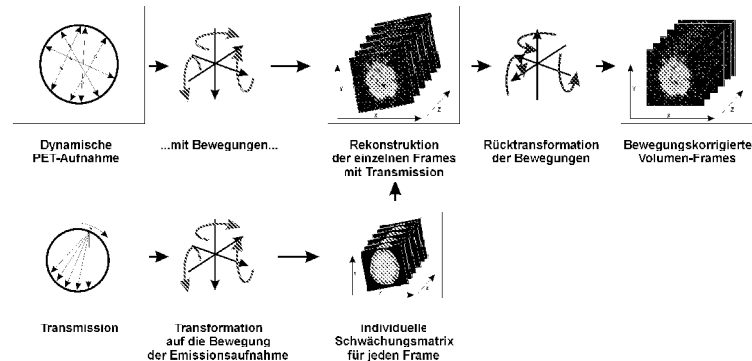
Zur Korrektur der Schwächung wurde eine Transmissionsmessung mit einer ^{68}Ge -Quelle durchgeführt. Nach der Datenaufnahme wurden die Daten mit Hilfe eines Sortierungsprogramm (U. Just, FZ Rossendorf) für jeden Zeitframes in ein Sinogramm sortiert, welches die Projektionsdaten für die Rekonstruktion enthält.

2.3 Bewegungskorrektur

Die Bewegungskorrektur wurde mit der „Multiple Acquisition Frame“ Methode, wie sie in [1] und Abb. 1 beschrieben ist, realisiert. Dafür wurden die „Listmode“-Daten in zeitliche Frames sortiert, die interaktiv unter zu Hilfenahme der Bewegungsdaten vom POLARIS System definiert wurden.

Die für die Schwächungskorrektur erforderliche Transmissionsmessung wurde zur Erzeugung einer Schwächungsmatrix rekonstruiert und mit Hilfe der POLARIS Daten in die gleiche Position wie die Emissionsdaten transformiert. Aus den

Abb. 1. Prinzip der „Multiple Acquisition Frame“ Methode (MAF) zur Bewegungskorrektur



transformierten Schwächungsbildern wurden dann für jeden Zeitframe individuelle Schwächungsdaten erzeugt.

Die Rekonstruktion jedes unabhängigen „Frames“ wurde dann mit der Standard Software von SIEMENS/CTI unter Berücksichtigung von Zerfall, Schwächung und Streuung durchgeführt. Nach der Rekonstruktion wurden die Bilddaten für jeden „Frame“ in eine gemeinsame Referenzposition unter Berücksichtigung der Bewegungsdaten transformiert und in einen dynamischen Bilddatensatz geschrieben.

2.4 Phantom Messungen

Zur Überprüfung der Methode wurde eine 3D PET Messung in „Listmode“ mit einem mit 370MBq ^{18}F gefüllten Hoffman Hirnphantom durchgeführt. In sechs zeitlichen Abschnitten wurden Translationen bis zu 6mm und Rotationen bis zu 5° an dem Phantom vorgenommen. Diese Bewegungen liegen in der typischen Größenordnung bei Patientmessungen. Die Bewegungen wurden mit dem POLARIS System aufgezeichnet. Nach der Messung wurden die Daten nach der beschriebenen MAF Methode korrigiert.

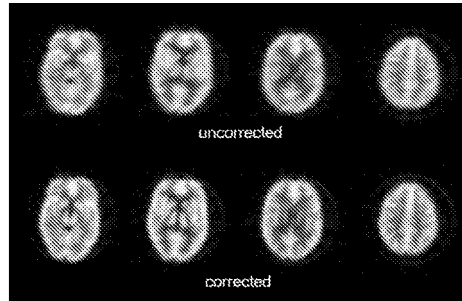
2.5 Simulation von Bewegungen

Um einen Referenzbilddatensatz zu erhalten, wurde eine zweite Messung des Hoffman Phantoms ohne Bewegungen durchgeführt. Zur Evaluierung des Einflusses der Bewegung auf die Bildqualität wurden simulierte Bewegungen von 2-6mm Translation und Rotationen von $0,5\text{-}2^\circ$ durch dreidimensionale lineare Interpolation angewendet. Diese Daten wurden dann visuell mit dem Referenzbild verglichen und zusätzlich mit Profilen und Regionen (ROI) untersucht.

2.6 Patientenmessungen

PET Messungen eines Patienten im Rahmen einer Rezeptorstudie, unter Gabe von ~ 300 MBq ^{18}F -Xanthin, wurden ebenfalls in 3D Listmode über 60min

Abb. 2. Bewegungskorrektur des 3D Hoffman Hirnphantoms mit realistischen Bewegungen



durchgeführt. Die Kopfbewegungen wurden mit dem POLARIS System und dem beschriebenen Kopftarget aufgezeichnet. Nach der Messung wurden die Daten unter Berücksichtigung der akquirierten Bewegungsdaten sortiert und nach der MAF Methode korrigiert.

3 Ergebnisse

Die Bilder in Abb. 2 demonstrieren den Einfluss von Bewegung auf die Bilddaten des Hoffman Hirnphantoms. Die unkorrigierten Bilder zeigen deutlich einen Verlust an Kontrast und Auflösung verglichen mit den korrigierten Bildern. ROI und Profiluntersuchungen zeigten eine Abweichung zwischen dem korrigierten und dem unkorrigierten Bild von bis zu 30%, verbunden mit einer Änderung im Verteilungsmuster.

In Abb. 3 ist das gleiche Phantom mit berechneten Translationen von 2-6mm und Rotationen von 0,5-2° im Vergleich zum unbewegten Bild dargestellt. Der Effekt der Bewegung ist erst bei Bewegungen oberhalb von Verschiebungen von 4mm und bei Rotationen über 1° zu sehen. Wie man erwarten könnte, beeinflussen Bewegungen, die kleiner als die Auflösung des bildgebenden Systems sind, die Bildqualität kaum, wohin gegen Bewegungen oberhalb der Auflösungsgrenze korrigiert werden sollten.

Das hier vorgestellte System zur Erfassung der Bewegungsdaten wurde während einer Rezeptorstudie verwendet. In der Patientengruppe wurde beobach-

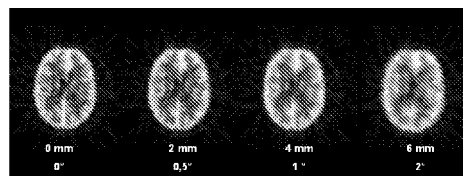
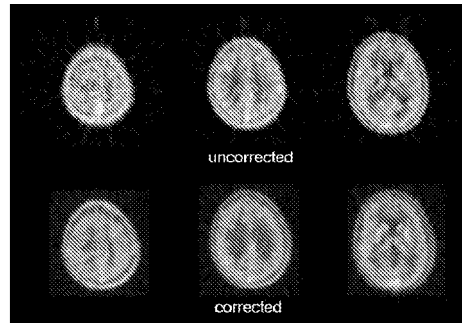


Abb. 3. Simulierte Bewegungen am 3D Hoffman Hirnphantom zur Demonstration des Einflusses auf die Bildqualität

Abb. 4. Bewegungskorrektur einer Patientenmessung im Rahmen einer Rezeptorstudie mit ^{18}F -Xanthin



tet, dass sich ein Teil der Patienten maximal 4mm Translation und nicht mehr als $1\text{-}2^\circ$ Rotation bewegten. Diese Bewegungen liegen damit deutlich unterhalb der Auflösungsgrenze des PET und hatten keinen dramatischen Einfluss auf die Bildqualität und wurden daher auch nicht korrigiert. Andere Patienten, wie in Abb. 4 gezeigt, bewegten ihren Kopf bis zu 10 mm und über 5° . Diese Daten wurden nach der MAF Methode korrigiert und zeigten eine deutlich sichtbare Verbesserung der Bildqualität, kleine Strukturen können nach der Korrektur nun identifiziert werden.

4 Diskussion

Die hier vorgestellte Arbeit beschreibt die Realisierung einer Korrekturmethode für Kopfbewegungen in der PET. Die Notwendigkeit dieser Korrektur für Bewegungen oberhalb der Auflösung des Systems wurde anhand von Simulationen verdeutlicht. Mit der beschriebenen MAF Methode kann die Bewegungskorrektur auch an Patientendaten durchgeführt werden.

Zukünftige Aspekte der Bewegungskorrektur sind eine direkte Korrektur der Listmode Daten auf der Basis der einzelnen Ereignisse oder auch eine direkte Rekonstruktion der Listmode Daten unter Einbeziehung der Bewegungsinformation.

Literaturverzeichnis

1. Fulton R: Correction for Patient Movement in Emission Tomography. PhD Thesis, University of Technology, Sydney, 2000.
2. Fulton RR et al: Correction for head movements in positron emission tomography using an optical motion tracking system. IEEE Trans Nucl Sci, 49(1): 116–123.
3. Northern Digital Incorporated, 403 Albert Street, Waterloo, Ontario, Canada N2L 3V2
4. U. Pietrzyk et al: Head motion induced signal deterioration during PET brain studies. Poster at the Human Brain Mapping Conference, New York, 2003.