Physikalische und Rekonstruktionstechnische Vorrausetzungen zur Darstellbarkeit kleiner Objekte in der PET

Simone Peschl und Michael Mix

Radiologische Universitätsklinik Freiburg,
Nuklearmedizin, Abtl. PET
Hugstetter Str. 55, 79106 Freiburg
Email: peschl@ukl.uni-freiburg.de

Zusammenfassung: Das Auflösungsvermögen der Positronen-Emissions-Tomographie resultiert aus einem Zusammenspiel verschiedenster Parameter, die in ihrer Summe Grenzen der Detektierbarkeit kleiner Objekte festlegen. Diese Grenzen sollten an Hand von Simulationen mit einem Software-Phantom in Abhängigkeit von Akquisitionszeit und Aktivitätskontrast Objekt / Hintergrund ermittelt werden. Die Rekonstruktionen wurden vergleichsweise mit gefilterter Rückprojektion mit zwei verschiedenen Filtertypen, mit iterativer Rekonstruktion (ML-OSEM)[1,2] mit variierender Anzahl an Iterationen und Subsets und mit einer Optimierung des ML-OSEM durchgeführt. Als Maß für das resultierende Auflösungsvermögen, respektive der Detektierbarkeit wurde das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis berechnet. Bei den gewählten Aktivitätskontrasten von 6:1, 4:1 zwischen Objekt und Hintergrund resultieren signifikante Unterschiede in der Entwicklung des Kontrast-zu-Rausch-Verhältnises in Abhängigkeit von der Rekonstruktion. Um bei dem gesetzten Durchmesser der Läsion von ca. 7 mm eine sichere Abgrenzung vom Hintergrund zu erreichen, bedarf es unterschiedlicher Akquisitionszeiten. Unabhängig von der Rekonstruktion konnte bei einem gesetzten Aktivitätskontrast von 2:1 keine ausreichende Abgrenzung der Läsion erreicht werden. Diese Auswertungen wurden in ersten Versuchen auf eine dynamische Ganzkörperuntersuchung mit einem auffälligen Lymphknoten vergleichbarer Größe im Lungenbereich übertragen.

Schlüsselwörter: PET, Detektierbarkeit, Akqusitionszeit, Rekonstruktionsverfahren

1 Software-Phantom

In Anlehnung an eine onkologische Ganzkörperuntersuchung wurde ein Modelldatensatz erzeugt, indem die Aktivitätsverteilung einer Emissionsaufnahme im Thoraxbereich entsprechend dem Meßprozeß angepaßt wurde. Dieser wurde im Bildraum mit einer Läsion versehen, welche mit einem Durchmesser von 7mm etwa dem zweifachen technischen Auflösungsvermögen eines gängigen 2D-PET Ringscanners entspricht (Abbildung 1a). Die Aktivitätsverhältnisse zwischen Läsion und Hintergrund wurden zu 6:1, 4:1 und 2:1 gewählt. Den verschiedenen Gewebetypen wurden die Schwächungskoeffizienten der gemessenen Transmissionsmessung zugewiesen.

Nach der Vorwärtsprojektion der Modelldatensätze wurden die Scandaten mit den Schwächungskoeffizienten verrechnet. Die Anzahl der Gesamtereignisse in den Sinogrammen und damit die Akquisitionszeit wurde durch Skalierung der Absolutwerte der Pixel schrittweise variiert. Der Meßprozeß wurde dann, als vom Absolutwert abhängiges Rauschen simuliert und durch Zufallsereignisse einer angenommenen Poissonverteilung generiert. Als Eckwerte für die Anzahl der Gesamtereignisse sind gemäß einer onkologischen Ganzkörperuntersuchung für die Akquisitionszeit von 3.5min 109400 Ereignisse und für 30min 984000 Ereignisse zu nennen. Um zufällige positive Addition von Rauschen zum tatsächlichen Ereignis zu vermeiden, welches im Anschluß zu einer falschen Detektion führen könnte, wurden pro Meßkonstellation jeweils 4 Simulationen durchgeführt und gemittelt ausgewertet. Die Sinogramme wurden im Anschluß ohne Normalisierung und Zerfallskorrektur rekonstruiert.

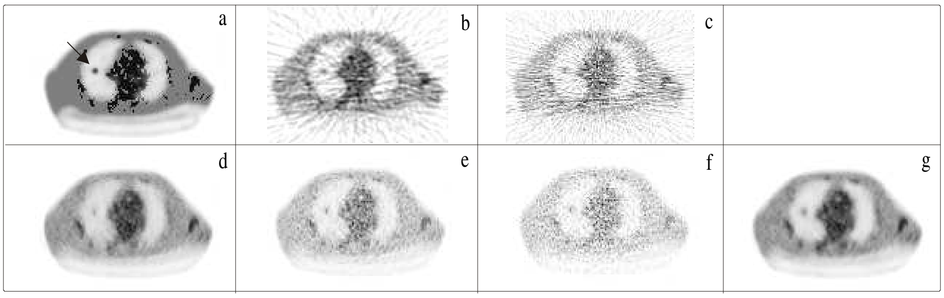

Abb.1: (a) Modelldatensatz im Thoraxbereich mit gesetzter Läsion (Pfeil), Aktivitätskontrast von 6:1, Aqkuisitionszeit von 30min. (b) und (c) Rekonstruktion mit FBP, Hanningfilter (0,4) und Sheppfilter (0,6). (d),(e) und (f) ML-OSEM, 2 Iter. 4 Subs., 4 Iter. 16 Subs. und 8 Iter. 32 Subs. (g) optimierter OSEM.

2 Rekonstruktionsverfahren

Die gefilterte Rückprojektion (FBP) wurde einerseits mit einem Hanning-Filter mit einer cut-off-Frequenz von 40% der Nyquist-Frequenz und andererseits mit einem Shepp-Filter mit einer cut-off-Frequenz von 60% der Nyquist-Frequenz durchgeführt. Diese Frequenzen werden in der klinischen Routine gewählt. Die iterativen Rekonstruktionen mit ML-OSEM wurde in 3 Variationen durchgeführt: 2 Iteration und 8 Subsets, 4 Iterationen und 16 Subsets und 8 Iterationen und 32 Subsets. Des weiteren wurde ein optimierter ML-OSEM angewendet, welcher nachfolgend als smoothed-OSEM bezeichnet werden soll. Hierbei handelt es sich um eine Abfolge von Verarbeitungsschritten, bestehend aus einer Kombination aus iterativer Rekonstruktion mit verschiedener Anzahl von Iterationen und Subsets, sowie 3-dimensionalen Gauß-Filtern unterschiedlicher Kernelbreite. Die resulierenden Bilder der verschiedenen Rekonstruktionsverfahren eines Modelldatensatzes mit der Zählstatistik von 30 Minuten Meßzeit und einer gesetzten Läsion mit dem Aktivitätsverhältnis von 6:1 sind in Abbildung 1b-g dargestellt. Die obere Bildreihe zeigt neben dem Modelldatensatz mit markierter gesetzter Läsion die FBP mit Hanning-Filter und Shepp-Filter. Die untere Reihe illustriert die Ergebnisse des ML-OSEM mit den gewählten Einstellungen und zuletzt des smoothed-OSEM.

3 Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis

Da das Ziel der durchgeführten Simulationen die Untersuchung der Detektierbarkeit kleiner Läsionen war, wurde das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis (CNR) in der Nachbarschaft der Läsion als Maß zur Beurteilung gewählt [3]. Die Signalkomponente ist durch die Differenz zwischen mittlerer Aktivität innerhalb der Läsion L und der mittleren Aktivität des Hintergrundes B gegeben. L wurde innerhalb einer kleinen Region-of-Interest (ROI) in der Läsion (Durchmesser der ROI ungefähr die Hälfte des Gesamtdurchmessers der Läsion) und B in einer größeren ROI im Hintergrund, welche die Läsion umschließt, berechnet. Die Rauschkomponente σ ist definiert als Standardabweichung der Aktivität innerhalb der ROI im Hintergrund. CNR berechnet sich dann durch $CNR = L - H / \sigma$. Dieses Verhältnis wird maximiert einerseits durch Vergrößerung der Signaldifferenz zwischen Läsion und Hintergrund und andererseits durch Verringerung des Rauschens im Hintergrund.

4 Ergebnisse

In Abb. 2 sind für die Rekonstruktionen mit ML-OSEM (2 Iterationen und 8 Subsets) und mit smoothed-OSEM die rekonstruierte Aktivität der Läsion und die Entwicklung der Standardabweichung des Rauschens im Hintergund über die Meßzeit aufgetragen. Des weiteren sind CNR-Verhältnisse für die unterschiedlichen Rekonstruktionsverfahren, gemittelt aus jeweils 4 Messungen, in Abb. 3 zu sehen. Zur Bestimmung der Detektierbarkeit der Läsionen wurde in den Bilddatensätzen geprüft, ab welcher Akquisitionsdauer sich diese ausreichend vom Hintergrund abgrenzen und der entsprechende Schwellwert zusätzlich aufgetragen.

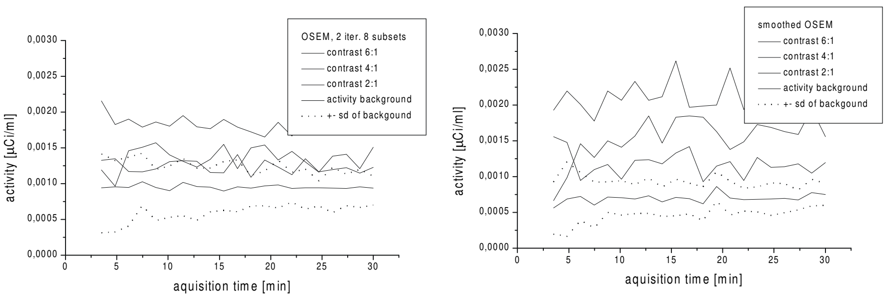

Abb.2: Rekonstruierte Aktivität der gesetzten Läsion und des Hintergundes und die Standardabweichung des Rauschens, welche sich mit zunehmender Meßzeit verringert. Das rekonstruierte Aktivitätsverhältnis (AV) ergibt sich durch mittlere Aktivtät ROI L / mittlere Aktivität ROI H, z.B. für den gesetzten Kontrast von 6:1 links ca. 2:1 und andererseits ca. 3:1.

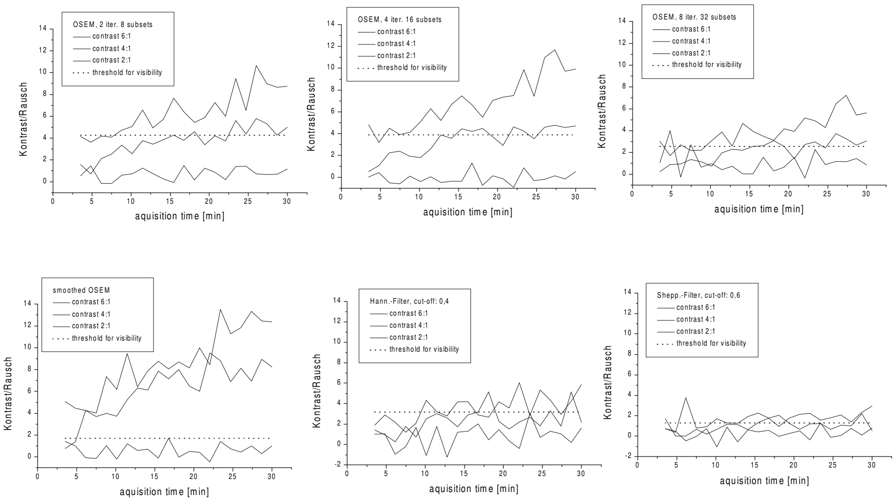

Abb.3: CNR für die verschiedenen Aktivitätskontraste und Rekonstruktionsverfahren über die Meßzeit aufgetragen. Die Mindestdauer der Aufnahme ermittelt sich über den Schwellwert der Detektierbarkeit.

5 Patientendatensatz

Zur Anwendung der Auswertung auf einen Patientendatensatz wurde eine dynamisch gefahrene Ganzkörperaufnahme, bestehend aus Einzelaufnahmen mit der Dauer von 1,2,3 und 4 Minuten gewählt. In Abb. 4 sind transaxiale Schnitte im Bereich des Thorax zu sehen, wobei die übereinander liegenden Bildpaare die Ergebnisse der Rekonstruktionen mit ML-OSEM und smoothed-OSEM darstellen, jeweils über die Akquisitionszeit von 1-4 Minuten. Der Durchmesser des, exemplarisch durch Pfeile markierten malignen Lymphknotens wurde mittels Isodensity Contouren (Prozent des Maximums: 70%) auf ca. 7 mm bestimmt.

5 Diskussion

Bei den Simulationen mit einem gesetztem Aktivitätsverhältnis von 2:1 und der gewählten Läsionsgröße von 7mm konnte mit keiner der beschriebenen Rekonstrukionsmethoden eine ausreichende Abgrenzung vom Hintergrund erreicht werden und somit war die Läsion nicht detektierbar. Dasselbe gilt bei einem Aktivitätskontrast von 4:1 für die Rekonstruktion mit der FBP. Vergleicht man die nötige Meßzeit zur Detektion der Läsion nach der Rekonstruktion mit ML-OSEM von ca. 22 min bei allen 3 Varianten, so liegt sie deutlich über der Dauer von 7 min mit smoothed-OSEM. Bei einem Aktivitätskontrast von 6:1 verringert sich dieser Unterschied, bleibt aber dennoch erhalten. Deutlich höher sind die Mindestmeßzeiten nach den Rekonstrukionen mit FBP.

Die signifikant kürzere Meßzeit mit dem smoothed-OSEM kann durch die Verarbeitungsabfolge mit mehrmaligen Filterungen erklärt werden. Das bewirkt einerseits eine geringere Standardabweichung des Rauschens innerhalb der ROI H im Hintergund andererseits liegen auch die absoluten Mittelwerte der Akitvitäten in der ROI L und H weiter auseinander. Das rekonstruierte Akivitätsverhältnis bei einem gesetzten Verhältnis von 6:1 im Modelldatensatz ist deshalb mit smoothed-OSEM ungefähr 3:1, im Gegensatz zu 2:1 mit ML-OSEM.

Im Patientendatensatz in Abbildung 4 ist die Läsion selbst bei sehr kurzer Akquisitionszeit von 3 bzw. 4 Minuten mit iterativer Rekonstruktion sichtbar, nach der Rekonstruktion mit FBP ist dies nicht der Fall. Als Erklärung für die nahezu gleiche Mindestmeßzeit bei ML-Osem und smoothed-OSEM kann das rekonstruierte Aktivitätsverhältnis von 4:1 dienen. Dies bedeutet, daß die physiologische Anreicherung im Lymphknoten den tatsächliche Kontrast von ca. 8:1 haben muß und somit von den simulierten Kontrastverhältnissen abweicht.

Die Simulationen und der Patientendatensatz zeigen, daß die zur Detektion kleiner Läsionen nötige Meßzeit mit abnehmenden Kontrast Läsion zu Hintergrund zunimmt und zusätzlich noch von der gewählten Rekonstruktionsmethode abhängt.

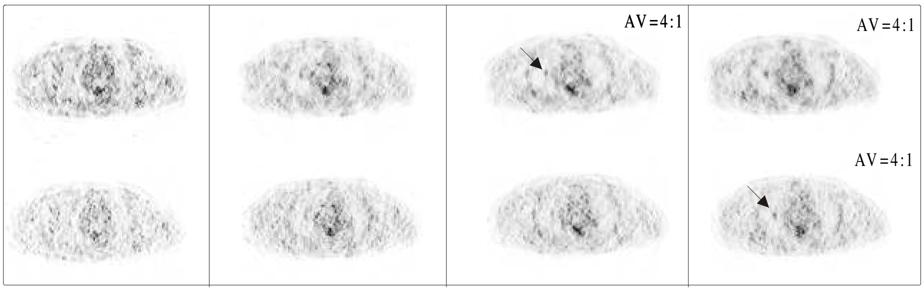

Abb.4: Dynamische Ganzkörperaufnahme mit Läsion (Pfeile) im Thoraxbereich. Bildpaare mit smoothed-OSEM (oben) und ML-OSEM (2 Iter., 8 Subs.) mit zunehmender Meßzeit von 1-4 Minuten . Ab 3 bzw. 4 Minuten hat die Läsion den Aktivtätsverhältnis von ca. 4:1 und ist sichtbar.

6 Literatur

1. Shepp L.A., Vardi Y., IEEE Trans. Med. Imag., Vol. MI-2, 1982. [3] Shepp L.A., Vardi Y., IEEE Trans. Med. Imag., Vol. MI-2, 1982.
2. Hudson H.M., Larkin R.S, IEEE Trans. Med. Imag., Vol. MI-13, 1994.
3. Meikle S.R. et al: Accelerated EM Reconstruction in Total-Body PET: Potential for Improving Tumor Detectiability. Phys.Med.Biol.,1994,39,1689-1704.