

Teil III: Nuklearmedizinische Diagnostik und Therapie

15 Multimodale SPECT- und PET-Bildgebung: Lösungen

Philipp Ritt und Harald H. Quick

Lösung zu 16.1

Aus Abbildung 10 lassen sich die linearen Abschwächungskoeffizienten (LAC) für Gewebe bei 0 HU entnehmen. Für 140 keV Photonen ergibt sich ein LAC von ca. 0,15 [1/cm] und für 511 keV Photonen ca. 0,095 [1/cm]. Die Abschwächung nach Durchgang durch Materie errechnet sich nach $I(x) = I(0) * e^{-\mu x}$ bzw. der Faktor F der Abschwächung $F = \frac{I(x)}{I(0)} = e^{-\mu x}$. Damit erhält man für 140 keV Photonen: $F = e^{-0,15 * 10} = 0,22$. Für 511 keV Photonen $F = e^{-0,095 * 10} = 0,38$. Anschaulich sind nach Durchgang von 10 cm Weichteilgewebe noch 22% bzw. 38% der ursprünglichen Photonen vorhanden.

Lösung zu 16.2

Aus dem Text kann entnommen werden, dass der Partialvolumeneffekt ab einer Objektgröße von ca. dem 2-3 fachen der räumlichen Systemauflösung nur noch eine geringe Rolle spielt. Damit würden bei dem betrachteten Auflösungsvermögen Objekte ab der Größe 20-30 mm kaum noch vom Partialvolumeneffekt beeinträchtigt sein.

Lösung zu 16.3

Korrekte Reihung: Kalibrierung, Schwächungskorrektur, Partialvolumenkorrektur

Da es sich bei den Nieren um Objekte handelt, welche in der Regel größer als das 2-3 fache des räumlichen Auflösungsvermögens sind, spielt die entsprechende Korrektur bei der Quantifizierung nur eine untergeordnete Rolle.

In der Regel korreliert die Aktivitätsmenge des Radiopharmakons in einer Region mit der Anzahl der detektierten Gammaphotonen (üblicherweise in der Einheit „Counts“) der zugehörigen SPECT Aufnahme. Ein Kalibrierfaktor bzw. eine Kalibrierkurve ist für die Umrechnung von Counts zu Becquerel jedoch zwingend und essenziell notwendig.

Aus Abbildungen 9 und 10 ist ersichtlich, dass Photonenabschwächung insbesondere für niedrigerenergetische Isotope wie Tc-99m einen großen Einfluss hat. Bereits nach dem Durchgang durch 1 cm Gewebe sind durchschnittlich ~15% der ursprünglichen Photonen absorbiert worden, nach 10 cm sogar 78%. Damit werden überproportional weniger Photonen



aus Organen, welche eher zentral und tief im Körper liegen, detektiert. Die Schwächungskorrektur ist damit eine der wichtigsten Korrekturen für quantitatives SPECT.

Lösung zu 16.4

Bei der PET/CT-Hybridbildgebung liefern die CT-Daten nicht nur die räumlich hoch aufgelöste anatomische Bildinformation, sondern werden auch synergistisch zur Schwächungskorrektur der PET-Daten verwendet. Die CT-Bildgebung liefert Transmissionsdaten und somit eine räumliche (3-dimensionale) Verteilung der Schwächungswerte im untersuchten Objekt bei einer Photonenenergie von etwa 80-140 kV. Zur Umrechnung der CT-Schwächungswerte (Hounsfield Units, HU) in PET-Schwächungswerte (linear attenuation coefficients, LAC) bei einer Energie von 511 keV werden z.B. bi-lineare Umrechnungskurven verwendet, wie sie in Abbildung 16.10 gezeigt sind. Die Schwächungskorrektur erfolgt in der PET/CT in der Regel automatisch während der PET-Datenrekonstruktion. Sie ist Grundvoraussetzung für die korrekte Quantifizierbarkeit von PET-Daten.

Lösung zu 16.5

Bei der PET/MR-Hybridbildgebung liegen inhärent keine Transmissionsdaten vor, die zu einer direkten Schwächungskorrektur (attenuation correction, AC) genutzt werden könnten. Die Schwächungskorrektur erfolgt in der PET/MR daher methodisch unterschiedlich zur AC in der PET/CT. Bei der PET/MR erfolgt die AC zweiteilig: 1. MR-basiert für die Patientengewebe und 2. CT-basiert für die Hardware-Komponenten (z.B. Patientenliege und Hochfrequenz-Spulen). Zur AC der Patientengewebe wird in der Regel eine Dixon-Sequenz verwendet und anschließend segmentiert, so dass aus den Bilddaten verschiedene Gewebeklassen (z.B. Luft, Fett, Weichgewebe und Lungengewebe) gewonnen werden können. Jeder Gewebeklasse wird dann ein passender 511 keV-Schwächungswert (LAC) zugewiesen. Hardware-Komponenten sind in der MR-Bildgebung jedoch in der Regel nicht sichtbar. Daher hat es sich hier bewährt, dass 3D CT-basierte „templates“ jeder Hardware-Komponente (Patientenliege, HF-Spulen) angefertigt werden, die dann in die AC der PET-Daten mit einbezogen werden. Dies setzt voraus, dass die jeweilige Hardware-Komponente geometrisch stabil und an einem bekannten Ort ortsfest platziert ist.

