

Dämpfungskorrekturverfahren in der PET

Max Wilken

WWU Münster

24.1.2008

Skiseminar Kleinwalsertal

1 Einführung

- Funktionsweise der PET
- Probleme

2 Dämpfungskorrektur

- Ausmaß der Photonen-Schwächung
- Grundlagen der Dämpfungskorrektur

3 Dämpfungskorrekturverfahren

- Transmissionslose Korrekturmethode
- Transmissionsbasierende Korrekturmethode
- Gegenüberstellung

Prinzip

- Patient wird Radiopharmakon (Radionuklid) injiziert
- Radionuklide emittieren Positronen
- Annihilation (Wechselwirkung eines Positrons mit einem Elektron) führt zur Aussendung zweier Photonen im Winkel 180° zueinander

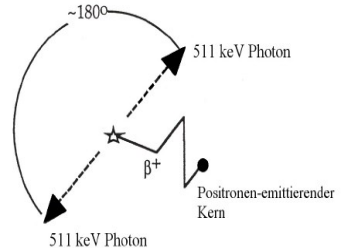


Abbildung: Annihilation

Prinzip

- Ringförmig angeordnete Detektoren registrieren Koinzidenzen (beinahe gleichzeitiges Eintreffen zweier Photonen an gegenüberliegenden Detektoren)
- Aus der zeitlichen und räumlichen Verteilung der Koinzidenzen wird auf die räumliche Verteilung des Radiopharmakons im Körperinneren geschlossen und eine Serie von Schnittbildern errechnet

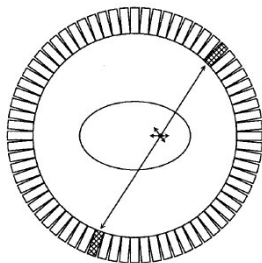


Abbildung: Koinzidenzereignis

Ursachen für verminderte Bildqualität

- Detektion gestreuter und primärer Photonen
- Endliche räumliche Auflösung (erreichbare Auflösung liegt bei ca.4-6mm)
- Beschränkte Anzahl erfassbarer Koinzidenzen (z.B. Totzeit der Szintillationskristalle)
- Physiologische Bewegung sowie Patientenbewegung
- Dämpfung/Schwächung der in Richtung Detektoren reisenden Photonen
 - Verlust wahrer Ereignisse, der durch Absorption und Streuung der Photonen im Gewebe und anderen Materialien verursacht wird
 - Daraus resultiert eine künstlich verringerte Radioaktivität im Inneren des Körpers
 - Dämpfung mit Abstand der wichtigste Effekt

Mathematisch ausgedrückt

a) $\Phi = \Phi_0 e^{-\mu_1 s_1}$

b) $\Phi = \Phi_0 e^{-\mu_1 s_1 - \mu_2 s_2}$

c) $\Phi = \Phi_0 e^{-\sum_i \mu_i s_i}$

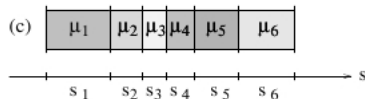
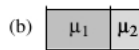
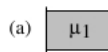


Abbildung: Drei unterschiedliche Dämpfungsmedien mit Dämpfungskoeffizienten μ_i und Länge s_i

Mathematisch ausgedrückt

$$\Phi = \Phi_0 \exp \left[- \int_S \mu(s) ds \right] \quad (1)$$

- Φ_0 Ursprüngliche Photonenfluenz
in Photoneneinheiten pro Flächeneinheit
- Φ Übertragene Photonenfluenz
in Photoneneinheiten pro Flächeneinheit
- ds Differential der anzutreffenden Gewebedicke
während der Photonenstrahl den Weg S durchläuft

Photonendämpfung in Weichgewebe und Kortikalknochen

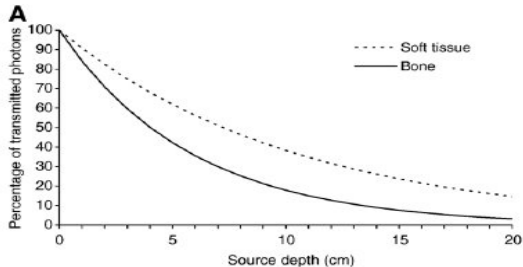


Abbildung: Photonenschwächung von Photonen mit 511keV Energie als Funktion der Ursprungstiefe in Weichgewebe und Kortikalknochen

Tiefenunabhängigkeit der Dämpfungswahrscheinlichkeit

Zur Vereinfachung nimmt man an, dass der die Annihilation umschließende Körper die Dichte von Wasser aufweist. Somit beträgt die Wahrscheinlichkeit, dass Photon 1 nicht gedämpft wird

$$P_1 = e^{(-\mu \cdot d_1)}$$

und für Photon 2

$$P_2 = e^{(-\mu \cdot d_2)}.$$

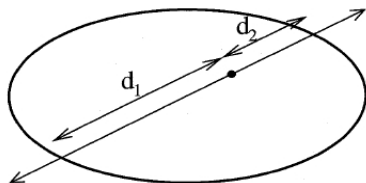


Abbildung: Emittierte Annihilationsphotonen entlang einer bestimmten Line of Response (LOR)

Tiefenunabhängigkeit der Dämpfungswahrscheinlichkeit

Die Wahrscheinlichkeit, dass beide Photonen nicht gedämpft werden ist

$$P = P_1 \cdot P_2 = P_1 = e^{(-\mu \cdot d_1)} \cdot e^{(-\mu \cdot d_2)} = e^{-\mu(d_1+d_2)}.$$

Tiefenunabhängigkeit der Dämpfungswahrscheinlichkeit

- Überleben der beiden Photonen hängt vom gesamten durchlaufenden Dämpfungsmaterial ($d_1 + d_2$) ab
- Punkt der Annihilation auf der LOR ist unwichtig
- Strahlung entlang einer bestimmten LOR wird unabhängig von der Tiefe mit dem selben Faktor gedämpft
- Somit kann die Abschwächung der Photonen vor der Rekonstruktion korrigiert werden

Gedämpfte Radon-Transformation

$$p(s, \phi) = \int_{L(s, \phi)} f(x, y) dr \times \exp \left[- \int_{L(s, \phi)} \mu(x, y) dl \right] \quad (2)$$

- $f(x, y)$ Radionuklidverteilung im Körper
- $\mu(x, y)$ Abbildung der zu $f(x, y)$ gehörigen Dämpfung
- $p(s, \phi)$ Zugehörige gemessene Projektionen
- $L(s, \phi)$ Integrationsweg entlang der LOR
- ϕ Winkel zwischen der umlaufenden Detektorebene und der stationären Rekonstruktionsebene

Illustration der gedämpften Radon-Transformation

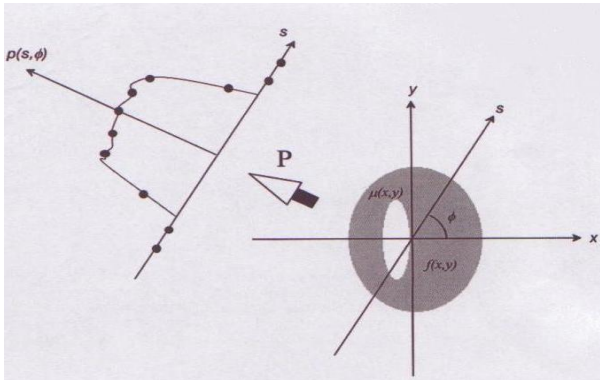
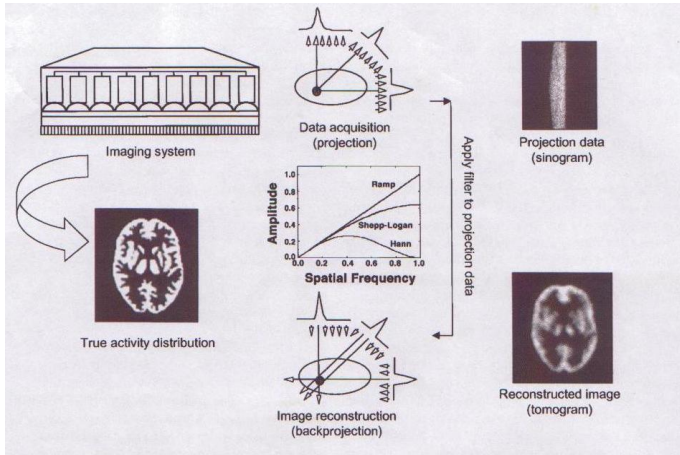


Abbildung: Akquisitionsgeometrie (P bezeichnet den Projektionsoperator)

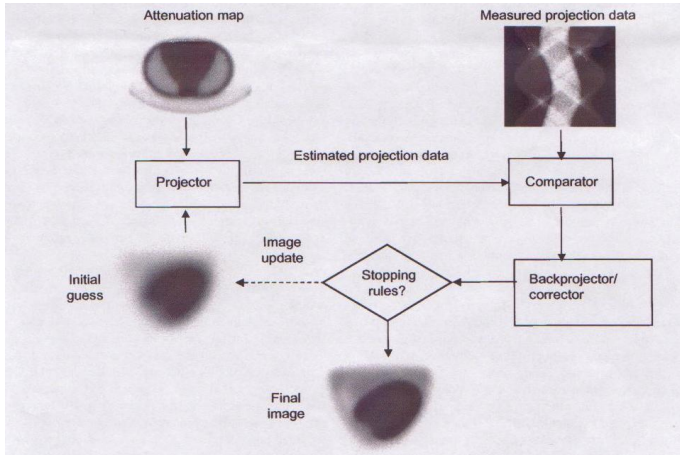
Bildrekonstruktions Algorithmen zur Lösung der gedämpften Radon-Transformation in der Emissions Tomographie

- Direkte analytische Methoden
 - Filtered backprojection (FBP)
- Iterative Methoden
 - Maximum-likelihood expectation maximization (ML-EM)
 - Ordered-Subset-MLEM (OSEM)-Verfahren

FBP



Iterative Herangehensweise



Voraussetzung für ein gutes Dämpfungskorrekturverfahren

- Bestimmung einer Abbildung der Dämpfung
 - Enthält Informationen über die Verteilung linearer Dämpfungskoeffizienten
 - Skizziert die Körperstrukturen

Überblick der Dämpfungskorrekturmethode

- Transmissionslose Korrekturverfahren
 - Calculated Methods
 - Basierend auf angenommenen Verteilungen und Grenzen von Dämpfungskoeffizienten
 - Atlas-guided Methods
- Transmissionsbasierende Korrekturverfahren
 - Externe Radionuklidquelle
 - CT-Scan
 - Segmentierte Magnetresonanz Tomographie (MRT) Bilder

Calculated Methods

- Uniform fit-ellipse method (UFEM)
 - Zunächst approximiert man anhand einer vorläufigen Rekonstruktion der Emissionsdaten den Kopfumriss mit einer Ellipse
 - Innerhalb der Ellipse nimmt man einen konstanten linearen Dämpfungsfaktor ($\mu = 0.096\text{cm}^{-1}$) an
 - Für die Dämpfungskorrekturfaktoren (ACF) gilt somit

$$\text{ACF} = \exp(\mu l) \quad (3)$$

wobei l die Länge der Sehne der LOR geschnitten mit der Ellipse ist

Calculated Methods

- Verfeinerung des obigen Modells z.B. durch Annahme einer durchschnittlichen Schädeldicke (0.45cm) und zugehörigem korrektem μ -Wert ($0,151 \text{ cm}^{-1}$)
- Haupteinschränkung dieser Methode: Werte der linearen Dämpfungskoeffizienten für Gewebe müssen vermutet werden
- Ungültige Annahme der Gewebeuniformität bei den Calculated Methods kann zu signifikante Bildstörungen führen
 - Nichtbeachtung von Lufthohlräumen oder Nasennebenhöhlen

Atlas-guided Methoden

- Wähle digitalisierten Kopfatlas
- Passe diesen einer vorläufigen Rekonstruktion der Emissionsdaten an
- Ordne den einzelnen Bereichen des verformten Kopfatlas Dämpfungskoeffizienten zu
- Rekonstruktion

Probleme der Atlas-guided Methoden

- Sinus wird ungewöhnlich groß dargestellt
- Patientenspezifische Anomalien werden in einem Atlas nicht modelliert

Setup

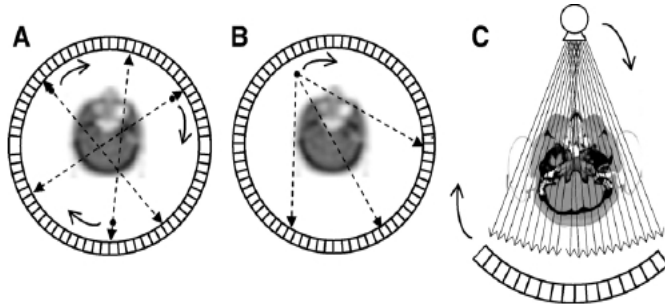


Abbildung: (A) Koinzidenzmessung von Positronen aus rotierenden Quellen, (B) Koinzidenzereignisse zwischen einzelner Photonenquelle und gegenüberliegenden Detektoren, (C) rotierende Röntgenstrahlungsröhre eines in modernen PET/CT-Geräten integrierten Computertomographen.

ACF Berechnung

- Transmissionsscan (pre-injection, simultan, post-injection)
- Blank Scan (Transmissionsscan ohne Untersuchungsobjekt)
- Koinzidenzen des Blank Scans werden durch die Koinzidenz-Daten des Transmissionsscans dividiert und erhält so die ACF für jede LOR

$$\begin{aligned}
 \text{ACF} &= \frac{\text{blank}}{\text{transmission}} \\
 &= \frac{C_0}{C_0 \exp\left(\int_{L(s,\phi)} \mu(x) dx\right)} \\
 &= \exp\left(-\int_{L(s,\phi)} \mu(x) dx\right) \quad (4)
 \end{aligned}$$

ACF Berechnung

- $\mu(x, y)$ wird nicht direkt benötigt
- $C_0 \exp\left(\int_{L(s, \phi)} \mu(x) dx\right)$ kann aufgrund kurzer Messzeiten oder statistischer Effekte der Messung Null werden

Segmented Attenuation Correction

- Möglichkeit lange Transmissionsscan zu verkürzen
- Histogram-based thresholding techniques
 - Grauwerte zur Abgrenzung verschiedener Regionen
 - Es werden nur Intensitätsinformationen genutzt, was zu verrauschten Segmentationen führen kann.
- Fuzzy-clustering based segmentation
 - Iterative Annäherungen, um eine Objektfunktion zu minimieren, wobei die Anzahl der Cluster als Eingabedaten benötigt wird, um jedem Pixel/Voxel eine anteilige Zugehörigkeit zuzuordnen.
 - Robuster als Histogram-based thresholding techniques

PET/CT

- CT Scanner geben rekonstruierte Intensitäten in Hounsfield Units an (HU)
- Zwischen HU und dem Dämpfungskoeffizienten des CT (λ) besteht folgende Abhängigkeitsbeziehung

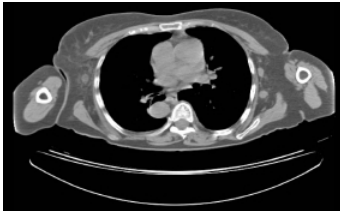
$$HU = \frac{\lambda - \lambda_{H_2O}}{\lambda_{H_2O}} \cdot 1000$$

- Probleme
 - Hohe Auflösung des CT muss PET Auflösung angepasst werden (Gauß-Filterung)
 - Konvertierung der von polyenergetischer Röntgenstrahlung abgeleiteten HU in lineare Dämpfungskoeffizienten mit 511 keV (z.B. Skalierung)

Röntgenstrahlung vs. PET Transmission

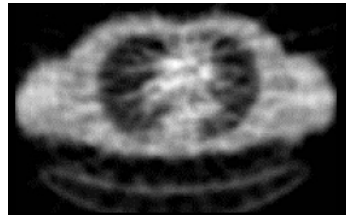
■ Röntgenstrahlung (30-120 keV)

- Wenig Rauschen
- Hohe Auflösung
- Bei der Skalierung auf 511 keV kann es zu Verzerrungen kommen

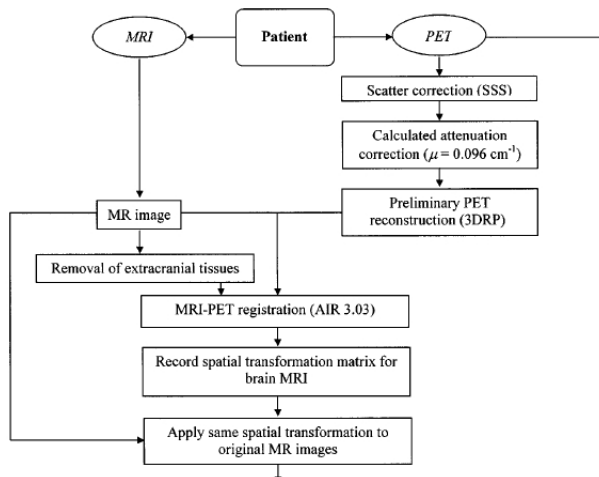


■ PET Transmission (511 keV)

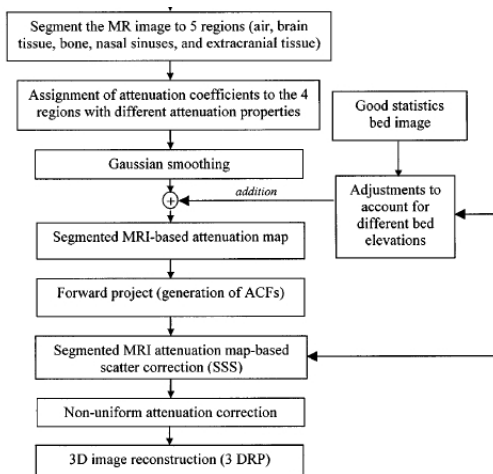
- Verrauscht
- Geringe Auflösung
- Quantitativ genau für 511 keV



MRI-guided attenuation correction (MGAC) am Beispiel 3D PET des Gehirns



MRI-guided attenuation correction (MGAC) am Beispiel 3D PET des Gehirns



Vergleich verschiedener Dämpfungsabbildungen

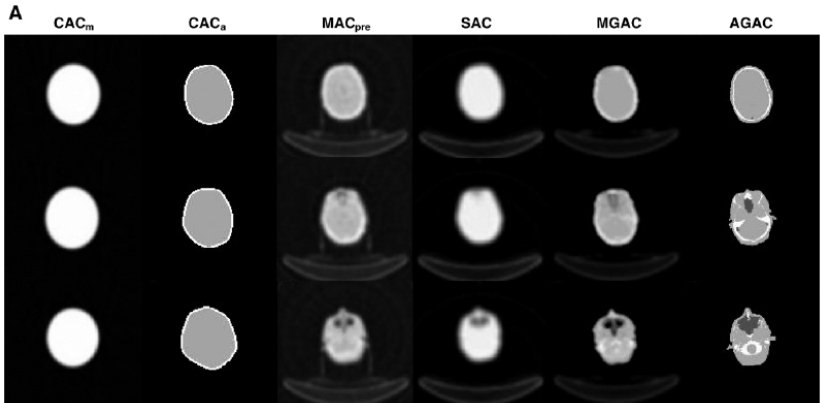


Abbildung: Drei verschiedene transaxiale Ebenen einer Patientenstudie.

- Bengel FM, Ziegler A, Weber C, et al. Whole-body positron emission tomography in clinical oncology: comparison between attenuation-corrected and uncorrected images. *Eur J Nucl Med.* 1997;24:1091-1098.
- Bettinardi V, Pagani E, Gilardi M, et al. An automatic classification technique for attenuation correction in positron emission tomography. *Eur J Nucl Med.* 1999;26:447-458.
- Kruschewski K. Numerische Verfahren für die PET. Diplomarbeit zur Erlangung des akademischen Grades einer Diplom-Mathematikerin der Naturwissenschaftlichen-Technischen Fakultät I der Universität des Saarlandes. 2004
- Toft P. The Radon Transform - Theory and Implementation. PH.D. thesis. Department of Mathematical Modelling, Technical University of Denmark, 1996

- Turkington TG. Attenuation correction in hybrid positron emission tomography. *Semin Nucl Med.* 2000;30:255-267.
- Turkington TG. Introduction to PET Instrumentation. *J Nucl Med Technol.* 2001;29:1-8
- von Schulthess GK, Steinert HC, Hany TF. Integrated PET/CT: Current Applications and Future Directions. *Radiology.* 2006;238:405-422.
- Zaidi H, Montadon ML, Slosman DO. Magnetic resonance imaging-guided attenuation and scatter corrections in three-dimensional brain positron emission tomography. *Med Phys.* 2003;30:937-948.
- Zaidi H, Hasegawa B. Determination of the Attenuation Map in Emission Tomography. *J Nucl Med.* 2003;44:291-315.
- Zaidi H, Montadon ML, Meikle S. Strategies for attenuation compensation in neurological PET studies. *NeuroImage.* 2007;34:518-541