

Bildgebende Verfahren in der Medizin - Nuklearmedizin -

Aktivität

$$N(t) = N_0 \cdot e^{-\lambda t}$$

$N(t)$ = Zahl der Nuklide zur Zeit t ,
 N_0 = Zahl der Nuklide zur Zeit $t = 0$,
 λ = Zerfallskonstante.

Aktivität = Zahl der Zerfälle pro Zeit

$$A(t) = -\frac{dN}{dt} = \lambda N_0 \cdot e^{-\lambda t} = A_0 \cdot e^{-\lambda t}$$

Einheit: $\frac{\text{Zahl der Zerfälle}}{\text{Sekunde}} = \text{Becquerel} = \text{Bq}$

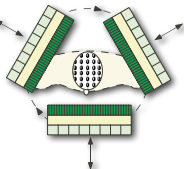
Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT)

Messsignal in der Nuklearmedizin

$$S = \int A(x, y) dl$$

Zählrate, ev. korrigiert auf $t=0$, ev. korrigiert um Raumwinkel

SPECT-System mit drei Messköpfen



Abbildungsfehler:

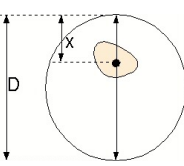
- Kollimatoren messen keine echten Linienintegrale.
- Gamma-Quanten können auf ihrem Weg von der Quelle zum Detektor absorbiert werden.
- Trotz des Impulshöhenanalysators können gestreute Quanten die Messsignale verfälschen.

Prinzip der vereinfachten Absorptionskorrektur (SPECT)

Messsignal anterior: $S_A = k \cdot A \cdot e^{-\mu x}$

Messsignal posterior: $S_P = k \cdot A \cdot e^{-\mu (D-x)}$

k = Kalibrierfaktor, A = Aktivität am Ort x ,
 μ = mittlerer Schwächungskoeffizient des Gewebes



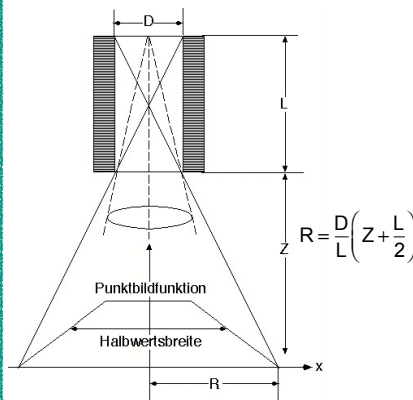
Geometrisches Mittel:

$$S_{GM} = \sqrt{S_A \cdot S_P} = k \cdot A \cdot e^{-\mu D/2}$$

Messung von $\mu \cdot D$ durch eine Transmissionsmessung:

$$\ln\left(\frac{J_0}{J}\right) = \mu \cdot D$$

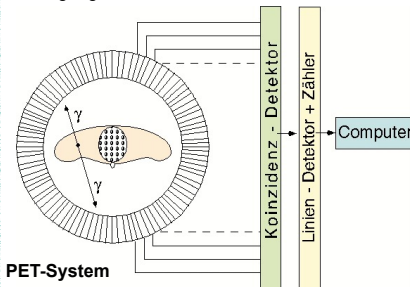
Kollimator-Element



D = Durchmesser des Kollimators,
 L = Länge des Kollimators
 Z = Entfernung vom Kollimator zum Gamma-Strahler.

Positronen-Emissions-Tomographie (PET)

Erzeugung des Positrons: $p \rightarrow n + e^+ + \nu$



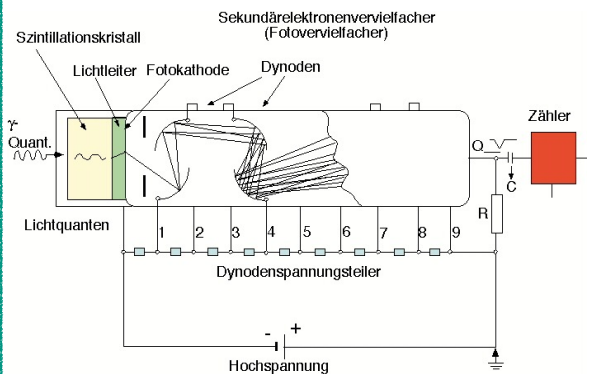
PET-System

Auflösung PET abhängig von:

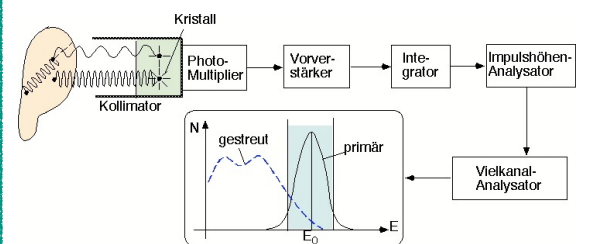
- mittlere freie Weglänge der Positronen (einige mm)
- Halbwertsbreite der Winkelverteilung ($180^\circ \pm 0,3^\circ$)
- Genauigkeit, mit der ein Gamma-Quant im Detektorring lokalisiert wird

Typische Auflösung heute 3mm - 5 mm

Szintillationszähler



Szintillationsdetektor mit Impulshöhenanalysator



Absorptionskorrektur (PET)

$$W_1 = k_1 \cdot e^{-\int_x^{x_0} \mu(x) dx}$$

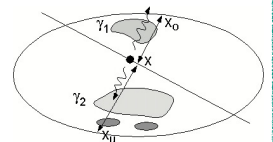
k = Proportionalitätsfaktor
 μ = Schwächungskoeffizient

$$W_2 = k_2 \cdot e^{-\int_{x_u}^x \mu(x) dx}$$

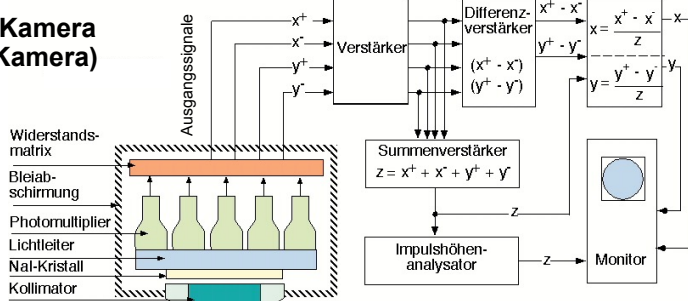
$$W_{ges} = W_1 \cdot W_2 = k_1 \cdot k_2 \cdot e^{-\int_{x_u}^{x_0} \mu(x) dx}$$

Transmissionsmessung liefert:

$$\int_{x_u}^{x_0} \mu(x) dx = \ln \frac{J_0}{J}$$



Gamma Kamera (Anger Kamera)

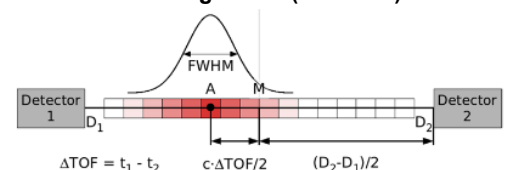


PET

Abbildungsfehler:

- Linienintegrale von Ereignissen, die nicht durch das Zentrum gehen, werden immer breiter
- zufällige Koinzidenzen
- Nachweis gestreuter Quanten
- Absorption

Time of Flight PET (TOF-PET)



Verständnisfragen

- Wie unterscheiden sich Isotope eines Elements?
- Welche Formen des radioaktiven Zerfalls gibt es?
- Erläutern Sie die Time of Flight (TOF) PET?
- Wie wird der „Einfallsort“ des Gamma-Quants bei der Gamma Kamera ermittelt?
- Wie erreicht man einen energieaufgelösten Nachweis und warum braucht man eine energieaufgelöste Detektion?

- Welche räumliche Auflösung wird heute bei der PET technisch erreicht? Von welchen 3 Größen ist diese Auflösung abhängig?
- Nennen Sie 4 Phänomene, die bei der PET-Bildgebung zu Abbildungsfehlern führen.
- Beschreiben Sie die Funktionsweise des Szintillationszählers.
- Was sind die Unterschiede zwischen PET und SPECT?
- Was ist ein Radionuklidgenerator?