Molekulare Bildgebung in der Nuklearmedizin -

Positronen-Emissions-Tomographie

Heinrich Harke

Medizinphysik-Experte
Klinik für Nuklearmedizin
Medizinische Hochschule Hannover



PET-Radiopharmaka

F-18 - FDG Glukosemetabolismus Kardiologie, Neurologie, Onkologie

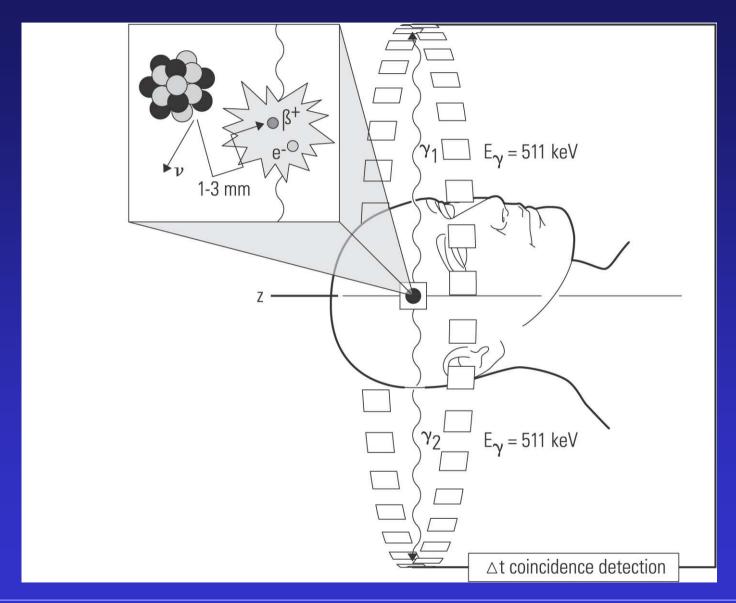
O-15 - Wasser Perfusion Kardiologie, Neurologie

N-13 - Ammoniak Perfusion Kardiologie

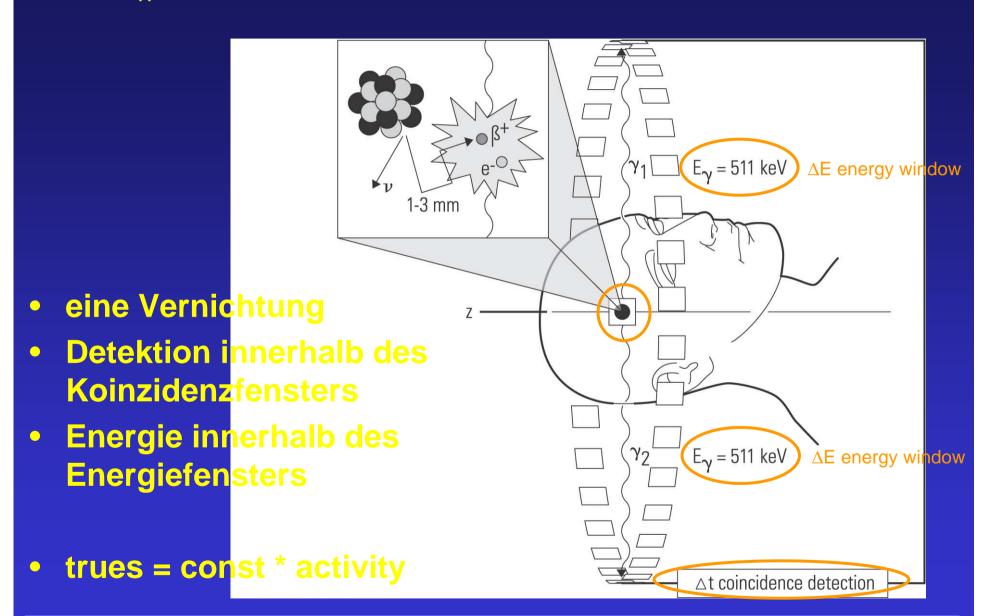
C-11 - Methionin Aminosäurestoffwechsel Kardiologie

- Weitere Radiopharmaka: F-18-Fluorid, F-18-DOPA, C-11 - Acetat, C-11 - HED
- Halbwertszeiten F-18: 109,7 min; O-15: 2,0 min; N-13: 10,0 min; C-11: 20,4 min

Koinzidenz



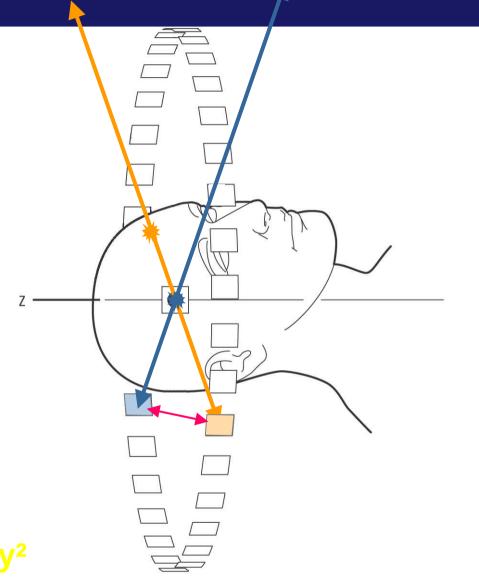
"Trues" - Wahre Koinzidenzen



"Randoms" - Zufällige Koinzidenzen

- zwei Vernichtungen
- Detektion innerhalb des Koinzidenzfensters
- Energie innerhalb des Energiefensters

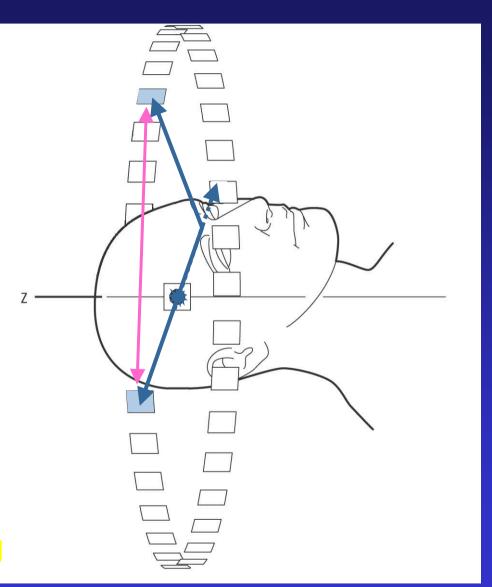
randoms = const * activity²



"Scatter" - Gestreute Koinzidenzen

- eine Vernichtung
- Detektion innerhalb des Koinzidenzfensters
- Energieverlust durch Streuprozess
- aber Energie noch innerhalb des Energiefensters

scatter ~ Objektabhängig



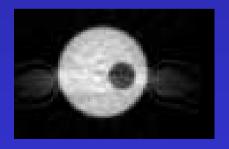
Korrektur der Absorption

- Patient absorbiert einen Teil der Strahlung
- Absorption ist objektabhängig
- Absorption kann korrigiert werden, wenn Dichteverteilung bekannt ist
- Messung der Dichteverteilung
 - externe Quellen Cs-137, Ge-68
 - CT



Korrektur der "scatter"

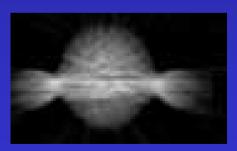
- Streuung ist objektabhängig
- Streuung kann korrigiert werden, wenn Dichteverteilung bekannt ist
- Individuelle Modellierung der Scatter-Verteilung (Watson-Algorithmus)



Emission



Transmission



"scatter"



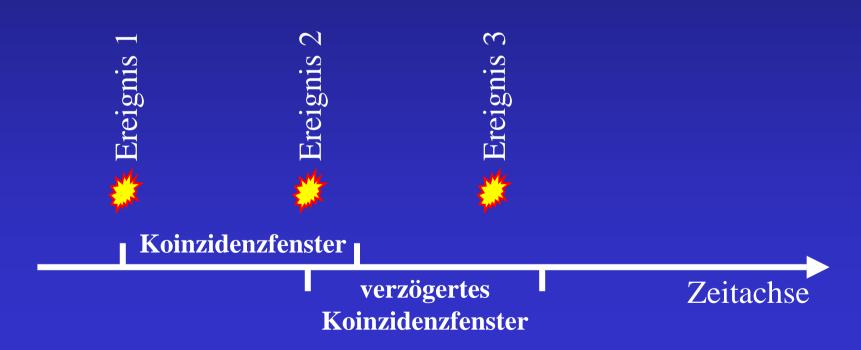
korrigiert





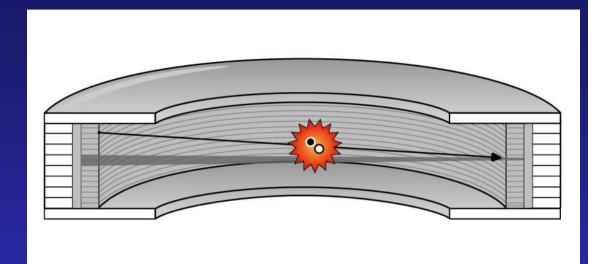
Korrektur der "randoms"

- Kürzeres Koinzidenzfenster
- Korrektur in "real-time" für jede Projektionslinie mit einem verzögertem Koinzidenzfenster

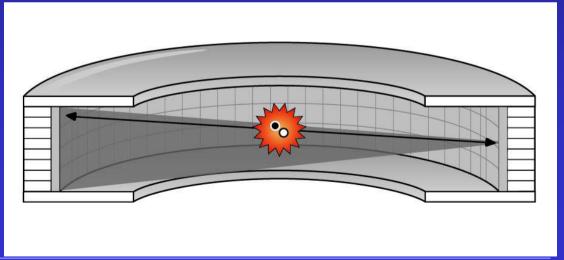


Optimierung durch 3-D

Die **2-D Geometrie** verwendet Abschirmungen (Septen) vor den Detektoren um den Akzeptanzwinkel für Koinzidenzereignisse einzuschränken. Dadurch wird die Empfindlichkeit des Systems eingeschränkt und führt zu längeren Aufnahmezeiten.



In der **3-D Geometrie** wird keine Abschirmung verwendet und der Akzeptanzwinkel ist maximal. Die Empfindlichkeit des Systems ist deutlich höher und bietet Flexibilität für geringere Patientendosis oder kürzere Aufnahmenzeiten.



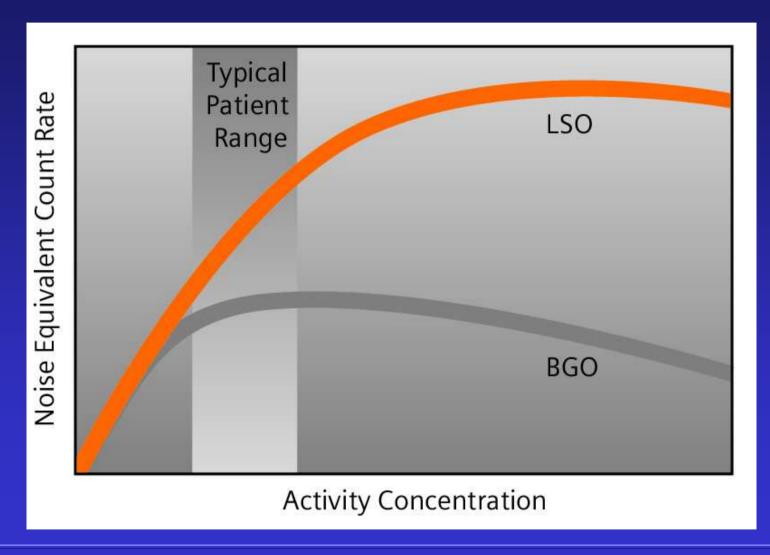
Noise Equivalent Countrate (NEC)

- Der statistische Fehler eines PET-Systems ergibt sich im wesentlichen aus "randoms" und "scatter"
- Vergleich mit einem System ohne "randoms" und "scatter"

$$NEC = \frac{t^2}{t + s + (2)r}$$

• NEC beschreibt die effektive Zählrate des PET-Scanners als eine Funktion der Aktivität im Sichtfeld

Noise Equivalent Countrate (NEC)



PET - Scanner 1996



Transmission Emission Quellenbewegung

30sec x 5

3 min x 5 5 min x 5

Gesamtuntersuchungszeit 43 min for 75 cm axiale Aufnahmelänge.



PET/CT - Scanner 2004



Transmission Emission

12 sec x 1 3 min x 5

Gesamtuntersuchungszeit 16 min for 75 cm axiale Aufnahmelänge.



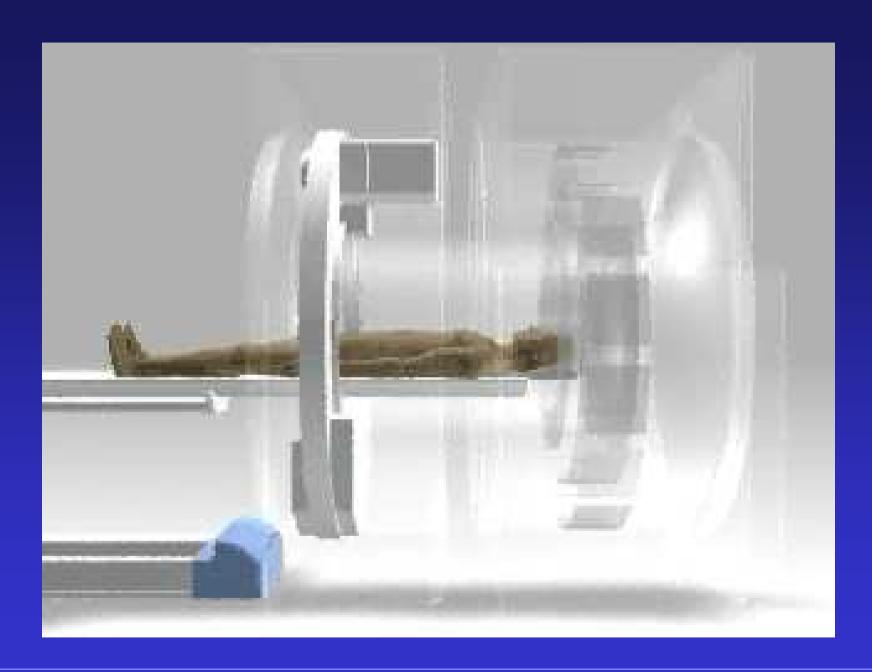
PET/CT

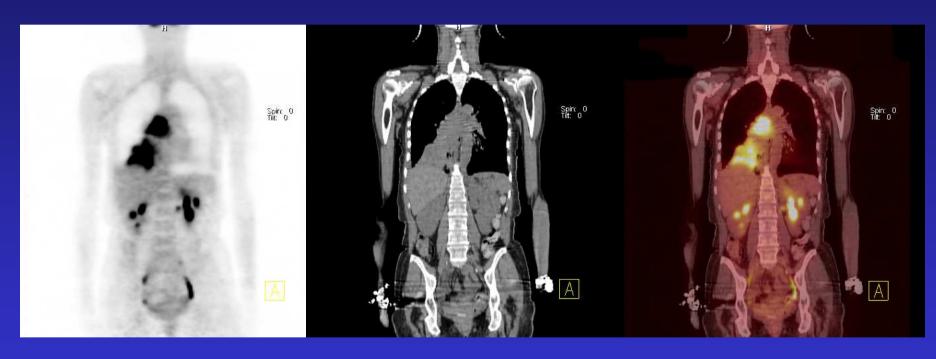
Welche Vorteile hat PET/CT?

- Reduzierung der Untersuchungszeit
- Anatomische Lokalisation
- Überlagerte anatomische und metabolische Bilder

ONE SCAN, ONE INTEGRATED DIAGNOSIS





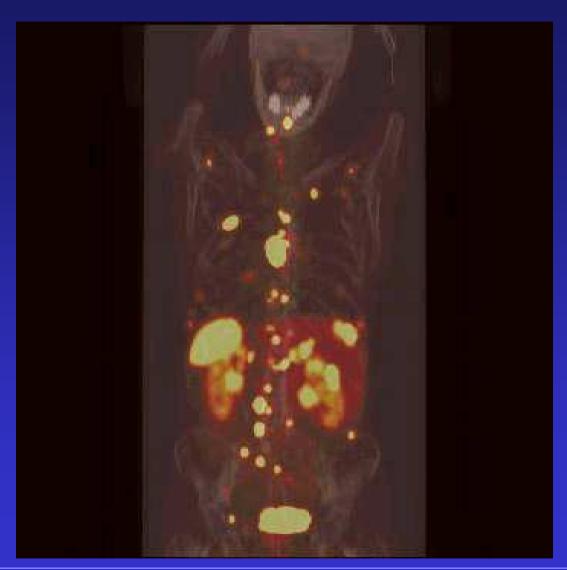


A. FDG PET

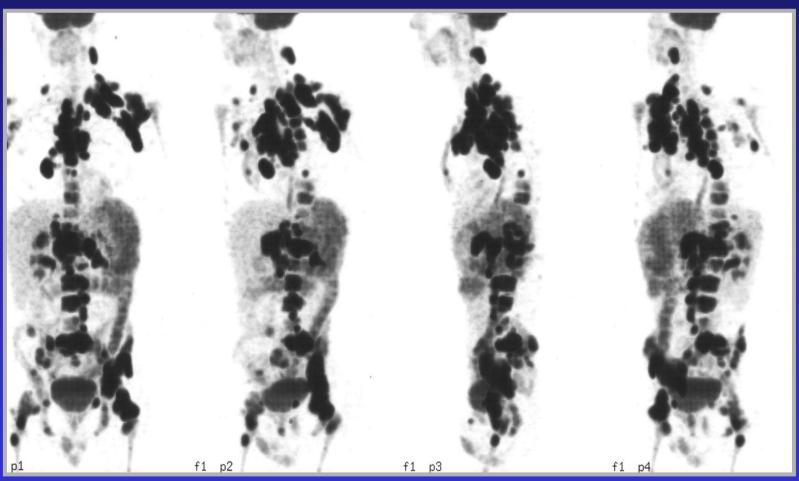
B. CT

C. Fused: 58% PET/ 42% CT

Non-Hodgkin Lymphom



Hochmalignes Non-Hodgkin Lymphom, Erstuntersuchung 24.01.02



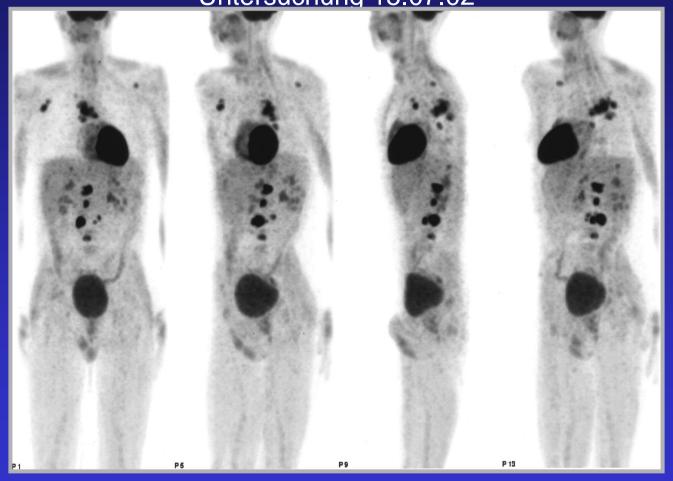
 $SUV_{max} = 23.0$

MM 080957



Hochmalignes Non-Hodgkin Lymphom, Z.n. 6 x CHOP

Untersuchung 15.07.02



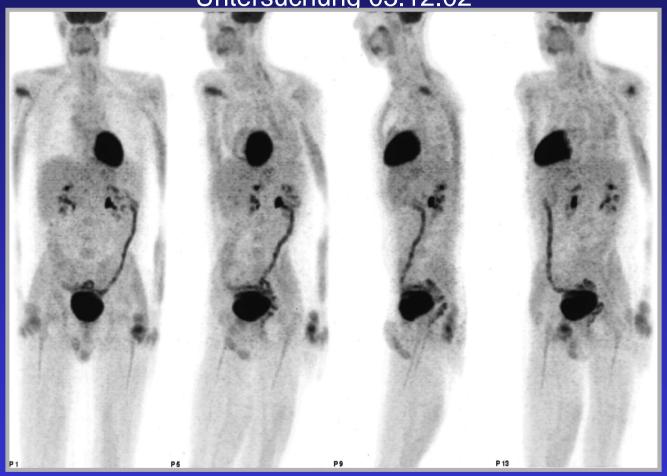
 $SUV_{max} = 10,4$

MM 080957



Hochmalignes Non-Hodgkin Lymphom, Z.n. 12 x CHOP

<u>Untersuchung 03.12.02</u>



 $SUV_{max} = 0$

MM 080957



PET und PET/CT - Zukunft

- PET-Messdauer reduzieren schnelle Szintillatoren: LSO, GSO, ?? größeres axiales Sichtfeld
- Höhere Integration
 ein Detektor für CT und PET
- PET/MR ?
- Tier-PET

