

Vorlesung

„Bildgebende Verfahren in der Medizin“

Positronen-Emissions-Tomographie (PET)

Jürgen Braun – Institut für Medizinische Informatik, Biometrie und Epidemiologie



Positronenemissionstomographie

2

PET - Fragestellungen

- I. Wie entwickelte sich die Radiopharmazie?
- II. Wie werden Radionuklide produziert?
- III. Auf welchem Aufnahmeprinzip beruht die PET und welches sind die wichtigsten Aufnahmeparameter?
- IV. Welche Korrekturmechanismen stehen für die PET zur Verfügung?
- V. Welche Diagnosemöglichkeiten bietet die PET?
- VI. Was sind die wichtigsten Isotope und Radiopharmaka für die PET?

Positronenemissionstomographie

3

PET und Medizin

Die PET ist ein nichtinvasives, bildgebendes Verfahren, mit dem zwei- und dreidimensionale Ansichten von Herz, Gehirn und anderen Organen angefertigt werden können.

PET-Aufnahmen dienen bevorzugt der Tumordiagnose, speziell von Lunge, Darm, Hals, Kopf und Lymphomen. Weitere Anwendungen sind Herzerkrankungen, Demenz und Krampfanfälle.

Die PET liefert „metabolische Bildgebung“ mit der Unterschiede zwischen Zellen beim Zellwachstum, beispielsweise schnell-wachsende Tumorzellen, detektiert werden können.

Mit der PET können Tumore nachgewiesen werden, bevor es zu anatomischen Veränderungen kommt und es können aktive Tumore von Narbengewebe differenziert werden.

Die PET kann in manchen Fällen Biopsien ersetzen.

Positronenemissionstomographie

3

PET - Aufnahmeprinzip

Für eine PET-Aufnahme wird dem Patienten ein β^+ -strahlendes Isotop zugeführt. Diese an Pharmaka gebundene Isotope zerstrahlen in Abhängigkeit des Pharmakons in unterschiedlichen Körperregionen, von denen dann Gammastrahlen ausgehen.

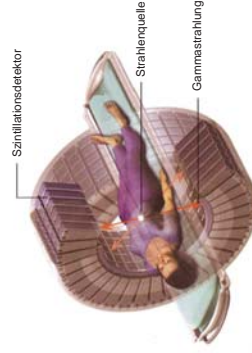
Die Detektoreinheit besteht aus einem Hochleistungsrechner und einem den Patienten ringförmig umgebenden Detektorring. Er besteht aus ca. 12.000 Szintillationsdetektoren (Größe eines Szintillationskristalls (Wismutgermanat): $\sim 4 \times 8 \times 30$ mm, Breite des Detektorarrays, (mehrere Kristalle nebeneinander): $\sim 15,3$ cm).

Die vom Patienten ausgesandten Gammastrahlen werden mit diesen Kristallen registriert und einem Computer verarbeitet. Mit der PET können nicht nur Schnittbilder erstellt werden, sondern auch Stoffwechselvorgänge in bestimmten Regionen, wie dem Gehirn des Patienten, qualitativ und quantitativ dargestellt werden.

Positronenemissionstomographie

4

PET - Aufnahmeprinzip

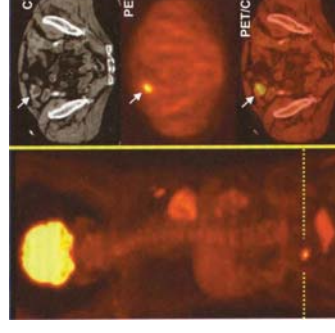


PET-Gerät mit mehreren Detektorebenen zur effektiveren Ausnutzung von Zerfallsereignissen.

Positronenemissionstomographie

5

PET - Anwendungsbeispiel

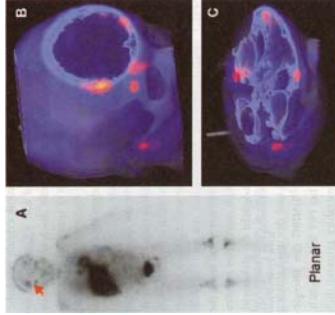


PET/CT Untersuchung eines Patienten mit malignem Melanom. Das Ganzkörper-Projektionsbild (links) zeigt im Unterbauch auf Höhe der gepunkteten Linie eine fokale Anreicherung des Radiopharmakons. Diese Melanom-Metastase in der Darmwand ist im CT-Bild leicht zu übersehen.

Positronenemissionstomographie

6

PET - Anwendungsbeispiel



Untersuchung bei einem Patienten mit Neuroblastom und diffusem Knochenmarksbefall (A) erlaubt die Überlagerung mit dem CT-Bild (B und C) die exakte differentialdiagnostische Lokalisation (ossäre Herde, keine meningalen Herde).

Positronenemissionstomographie

7

I. Radiopharmazie und Therapie

Erkennung des therapeutischen Nutzens von Radioaktivität.

Erste Anwendungen („Radiumtaumel“):

- Haarentfernung
- Hauterkrankungen
- Lungentuberkulose
- Syphilis
- Epilepsie
- Tumortherapie
- Applikation in geschlossenen Behältnissen (Spickung von Tumoren)
- Abtötung von Cholera-, Milzbrand- und Typhusbazillen (es standen noch keine Antibiotika zur Verfügung!!!)

→ vielerorts wurde die Radioaktivität als Wunder-, Revitalisierungs- und Allheilmittel gepriesen.

Positronenemissionstomographie

8

I. Wissenschaftlicher Hintergrund

Zu Beginn des 20. Jahrhunderts:

Radioaktivität: = Abgabe strahlender Energie & „Emanation“

*Emanation:

„... Man bezeichnet jenes unbekanntes Etwas, welches Radiumpräparaten forwährend entströmt und selbst starke radioaktive Wirkungen zeigt als Emanation. ... Die Emanation erwies sich, soweit sie bisher überhaupt untersucht werden konnte, als ein bei starker Kälte verdichtbares Gas. ... Sie ist aber ein unbeständiger Körper; hat man von ihr eine bestimmte Menge in eine Glaskapillare mit Quecksilberverschluss abgesperrt, so verschwindet innerhalb weniger Wochen das Gas bis auf einen kleinen, nicht mehr leuchtenden Rest.“

* Aus dem Reich der Strahlen, Pharm. Ztg. 49 (1904) 1005-1007

Positronenemissionstomographie

9

I. Erste Radiopharmaka

Entdeckung natürlicher radioaktiver Wässer führte zur Entstehung einer beachtlichen Zahl von Kurorten.



Radioaktives Trinkwasser sollte die Heilwirkung von Kurbädern im eigenen Heim imitieren.

Die Strahlungsmensität des angereicherten Trinkwassers schwankte stark und konnte durchaus ein gesundheitsschädliches Ausmaß annehmen.

Positronenemissionstomographie

10

I. Erste Radiopharmaka

Weitere Produkte, die ebenfalls die Lebenskraft (u.a. Potenz und langsames Altern) des Verbrauchers steigern sollten waren:

- radiumhaltige Schokolade
- Radioaktive Zahnpasta, Massagecreme, Kosmetika, Haanwasser, Seife, ...



Positronenemissionstomographie

11

I. Radiopharmazie und Diagnostik

Tracermethode, Ursprung: Lösung eines kulinarischen Problems

George de Hevesy (Chemiker, Nobelpreis 1943, "Für seine Arbeiten über die Anwendung der Isotope als Indikatoren bei der Erforschung chemischer Prozesse")



Zeitweise in England wohnhaft (Junggeselle, Möblierte Wohnung, Vollpension).

Problem: Meatpudding (immer Sonntags)
Verdacht: Wiederverwertung der Reste durch seine Vermieterin

Versuch: Markierung der Reste mit kleiner Menge eines radioaktiven Isotops
Befund: Radioaktivität im Auflauf
Folge: Kündigung

Positronenemissionstomographie

12

I. Radiopharmazie im 20. Jahrhundert

Obwohl frühzeitig bekannt, setzten sich die Erkenntnisse über die Gefahren der Radioaktivität nur allmählich durch. Die unkontrollierten Massen Anwendungen gingen in den 1930er Jahren zurück.

Voraussetzung für die breite Anwendung von Radiopharmaka in Therapie und Diagnostik:

- Isotope mit kurzer Halbwertszeit
- Entdeckung der künstlichen Radioaktivität
- Verbindungen die selektiv aufgenommen werden
- Verfügbarkeit geeigneter bildgebender Verfahren

II. Produktion pharmazeutisch relevanter Radionuklide

Da β^+ strahlende Isotope in der Regel nur kleine Halbwertszeiten besitzen und sie auch nicht Teil von Zerfallsreihen sind, kommen sie in der Natur nicht vor.

Radionuklide für Tracerstudien, externe Strahlentherapie und interne Radiotherapie müssen daher über Kernreaktionen künstlich, z.B. in Kreisbeschleunigern (Zyklotron), erzeugt werden.

Beispiel: Erzeugung von ^{15}O :



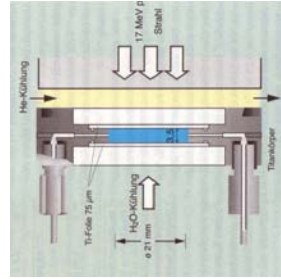
II. Aufbau eines Zyklotrons



Anlage zur Produktion von Radionukliden: rechts das Zyklotron, in der Mitte das Strahlrohr, links die Targetstation.

II. Schema eines Mitteldruck-Wasser-Targets

Beispiel: Produktion von ^{18}F über die $^{18}\text{O}(p,n)$ -Reaktion



Das Target besteht aus 2 Titanfölen, die mit einem Titankörper verbunden sind und als Fenster des Targets fungieren. Der Hohlraum zwischen den Fölen, ist mit H_2^{18}O gefüllt hat ein Volumen von 1,3 ml bei einer Schichtdicke von 3,5 mm.

II. Halbwertszeit und Energie von Isotope für die PET

Isotop	Zerfall über	Halbwertszeit [s]	Energie des Positrons [MeV]	Folgesotop
^{11}C	β^+	1223	1.0	^{11}B
^{13}N	β^+	598	1.2	^{13}C
^{15}O	β^+	122	1.7	^{15}N
^{18}F	β^+	6582	0.6	^{18}O
^{22}Na	β^+	2.6 Jahre	0.5 und 1.8	^{22}Ne
^{26}Si	β^+	2.2	3.8	^{26}Al
^{29}P	β^+	4.1	3.9	^{29}Si
^{38}K	β^+	0.86	5.5	^{38}Ar

III. Zugrundeliegender Strahlungsmechanismus

Protonenreiche Isotope können durch Elektroneneinfang oder Positronenemission zerfallen.

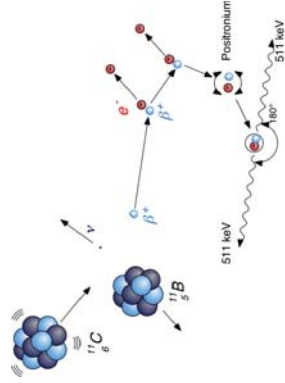
Positronen (β^+) sind die Antiteilchen zu Elektronen (e^-). Ein Positron hat, bis auf das Vorzeichen der Ladung, zum Elektron identische Eigenschaften.

Nach der Positronenemission erfolgt eine nichtelastische Kollision des emittierten Positrons mit einem Elektron (Elektronenhülle).

Bei der Kollision zerstrahlen die Teilchen. Die gemeinsame Masse wird in vollständig in Gammastrahlung umgewandelt.

Unter Berücksichtigung des Energie- und Impulserhaltungssatzes werden 2 Photonen mit einer Energie von jeweils 511 keV in entgegengesetzte Richtungen emittiert.

III. Positronen-Emission



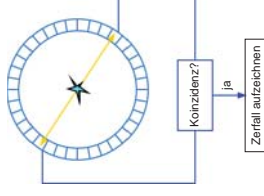
III. Koinzidenzdetektion des Zerstrahlungsvorganges

Der Ort der Zerstrahlung wird mit Koinzidenzdetektion des frei werdenden Photonenpaars (Energie: $2 \times 511\text{ keV}$) bestimmt.

Haben zwei Detektoren zwei 511 keV Photonen zeitgleich detektiert, muß die Zerstrahlung auf der Verbindungsline zwischen den Detektoren erfolgt sein, da die Photonen mit einem Winkel von 180° emittiert werden.

Ein modernes PET-System besitzt mehr als 5000 Detektorpaare, die ringförmig um den Patienten angeordnet sind.

Mit den Detektorelementen können über 20.000.000 Kombinationen unterschiedlicher Koinzidenzen erfaßt werden.



III. Wichtige Aufnahmeparameter bei der PET

Detektorempfindlichkeit: die Wahrscheinlichkeit mit der ein Zerfall registriert wird, wenn ein Photon ein Detektorelement durchquert.

Detektoreffizienz: um die Photonenenergie exakt zu bestimmen, ist es notwendig, deren Energie bei einem Detektordurchgang komplett zu absorbieren.

Zeitauflösung: Die Möglichkeit Koinzidenz-Ereignisse exakt zu bestimmen.

Systemempfindlichkeit: die Anzahl vom Scanner pro Einheitsaktivität registrierter Zerfälle.

Räumliche Auflösung: das Vermögen 2 eng benachbarte Objekte zu unterscheiden.

Zählrate: hohe Zählraten zur Aufzeichnung von Zerfällen.

III. Szintillationsdetektoren

Das Prinzip des Szintillationsdetektors besteht in der Emission von Photonen im sichtbaren und ultravioletten Bereich infolge der Wechselwirkung ionisierender Teilchen mit dem Kristallgitter oder den Molekülen eines sogenannten Szintillators.

Erst durch die Entwicklung hochempfindlicher Wandler, Sekundärelektronenvervielfacher (engl.: Photomultiplier) genannt, ist die Szintillationsmethode zu einem bedeutenden und weitverbreiteten strahlenphysikalischen Meßverfahren geworden.

Aufbau eines Szintillationsdetektors:

- Szintillator, konvertiert einfallende Strahlung in Lichtblitze
- Sekundärelektronenvervielfacher, wandelt die Lichtblitze in ein elektrisches Signal

Verbreitete Szintillatorkristalle sind:

- Natrium-Jodid (NaJ)
- Bismut-Germanat (BGO)

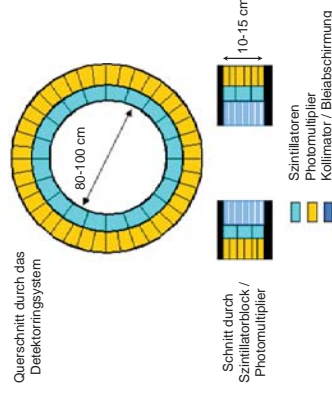
III. Szintillationszähler

Ein Szintillationszähler umfaßt neben dem Detektor drei weitere Komponenten:

- Verstärkungselektronik
- Impulshöhenanalysator
- nachgeschalteter Registerelektronik

Szintillationszähler sind die bei weitem am häufigsten angewendeten Strahlungsmessgeräte in der Nuklearmedizin. In diesem Bereich sind sie Bestandteil sämtlicher bildgebender Geräte wie der Positronenemissionstomographen.

III. PET - Aufbau des Detektorsystems



III. Koinzidenzmessungen

Um die 2 durch Zerstrahlung eines Positrons entstandenen 511 keV Photonen zu detektieren, werden Koinzidenztechniken eingesetzt.

Szintillationsdetektoren werden dazu ringförmig um die zu untersuchende Probe positioniert. Jeder Detektor enthält einen eigenen Vorverstärker/Verstärker/Einkanaldiskriminators-Schaltkreis. Einkanaldiskriminatoren, auch SCA (single channel analyzer) genannt, selektieren Signale nach ihrer Amplitude. Es lassen sich in der Regel eine untere und obere Schwelle einstellen (LL – lower level; UL - upper level) außerhalb derer Signale blockiert werden. Der Bereich zwischen LL und UL wird als *window* bezeichnet.

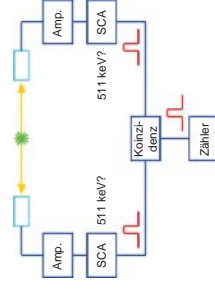
Übersteigt die in den Detektoren absorbierte Energie einen einstellbaren Schwellwert, gibt die Empfangseinheit ein logisches Puls mit definierter Länge und Amplitude aus.

III. Koinzidenzmessungen

Nachfolgend werden die Pulse beider Detektoreinheiten in eine Koinzidenzeinheit eingespeist.

Koinzidenzeinheiten stellen im Prinzip ein logisches AND dar. Eine einfache Methode Koinzidenz zu messen besteht darin, die Eingangssignale zu summieren – liegt die Summe über einer bestimmten Schwelle, so liegt eine zeitliche Koinzidenz vor. Die Koinzidenz entsteht allerdings immer, wenn die Pulse überlappen, d.h. auch wenn sie nicht zum gleichen Zeitpunkt beginnen. Das wirkt sich negativ auf die zeitliche Auflösung aus.

Im Koinzidenzmodul werden die beiden Pulse addiert und überprüft, ob das Summensignal größer als die jeweiligen Einzelsignale ist.

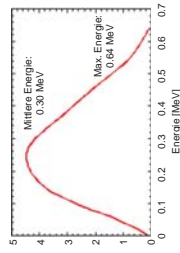


Ist das Summensignal größer als die Einzelsignale, handelt es sich um eine zeitgleiche Detektion von Photonen → Koinzidenz.

III. Räumliche Auflösung

Eine der Grundannahmen in der PET ist, daß der Ort der Zerstrahlung dem Ort des zerfallenden Isotops entspricht. Dies ist jedoch nur eine Näherung, da das Positron einen mehr oder weniger langen Weg vor der Zerstrahlung mit einem Elektron zurücklegt.

Diese Unbestimmtheit oder Auflösungsverlust hängt von der Energie der emittierten Positronen und damit vom jeweiligen Isotop ab.



Energiespektrum von aus ¹⁸F emittierten Positronen

III. Räumliche Auflösung

Obwohl sich die energiereichsten Positronen einige Millimeter bis zur Zerstrahlung bewegen können, muß berücksichtigt werden, daß nur wenige von diesen energiereichen Positronen emittiert werden.

Die mittlere Positronenenergie liegt bei ungefähr 1/3 bis 1/2 der Maximalenergie.

Die Positronen bewegen sich nicht entlang eines geraden Pfades. Sie werden durch inelastische Stöße mit Elektronen abgelenkt und abgebremst. Ihre Entfernung vom „Mutterkern“ ist daher kleiner als der tatsächlich zurückgelegte Weg.

Zusammenstellung von maximaler Energie und Pfadlänge unterschiedlicher Positron-Emitter.

Isotop	E _{max} [keV]	max. Pfadlänge [mm]	FWHM [mm]
¹⁸ F	663	2.6	0.22
¹¹ C	960	4.2	0.28
¹³ N	1200	5.4	0.35
¹⁵ O	1740	8.4	1.22
⁸² Rb	3200	17.1	2.60

III. Koinzidenzen Ebenen im PET-Scanner

Die Position direkter Koinzidenzen Ebenen wird in Bezug zum mittleren Detektorring definiert.

Die Position der Kreuzebenen wird hinsichtlich des mittleren Punktes beider beteiligter Detektorringe angegeben (gilt streng genommen nur, wenn die aufzeichnenden Zerfälle auf der Zentralachse stattfinden).

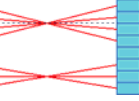
Die Effizienz der Kreuzebenenkoinzidenz sollte doppelt so hoch wie die der direkten Ebenen sein, da Kreuzebenen durch doppelt so viele Koinzidenzlinien wie direkte Ebenen definiert sind.

Aufgrund von Bleifolien zwischen einzelnen Detektorschichten existiert bei schräg einfallenden Photonen eine geringe Abschattung, die eine Verringerung der Effizienz von Kreuzebenen zur Folge hat.

III. Koinzidenzen Ebenen im PET-Scanner

In neuen PET-Systemen sind direkte- und Kreuzebenen nach wie vor definiert. Um die Effizienz der Strahlendosis zu erhöhen, wurden jedoch zusätzliche Kombinationen von Kreuzebenen realisiert.

In manchen Systemen werden eine direkte- und mehrere Kreuzebenen zur Signaldetektion kombiniert.

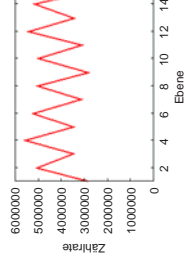


Dies führt zu einer hohen Effizienz im Zentrum der Detektorringe.

An den axialen Enden der Detektorringe kommt es dann zu einem raschen Abfall der Effizienz, weil im Grenzfall keine Kombination mit Kreuzebenen mehr möglich ist.

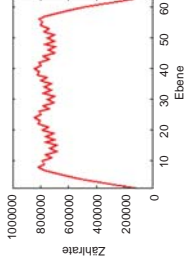
III. Koinzidenzen Ebenen und axiale Empfindlichkeit

Axiale Empfindlichkeit für PET-Systeme der ersten Generation (Siemens ECAT 931)



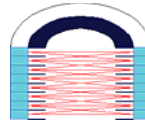
Starke, regelmäßige Schwankungen.

Axiale Empfindlichkeit für ein modernes PET-System (Siemens ECAT Exact HR⁺)



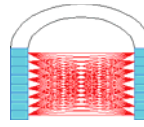
Ausgewogene Empfindlichkeit mit starkem Abfall an den Rändern.

III. 2D- und 3D PET-Aufnahmen



2D-Aufnahmen mit Kollimator:

Für ein System mit N Detektorringen, das so betrieben wird, daß nur reine Direkt- und Kreuzebenen aufgenommen werden, beträgt die Anzahl von detektierbaren Koinzidenzlinien: $N + 2(N - 1)$



3D-Aufnahmen ohne Kollimator:

Im 3D-Aufnahmemodus beträgt die Anzahl detektierbarer Koinzidenzlinien: N^2

IV. Korrekturmechanismen in der PET

Das Ziel der meisten Nuklearmedizinischen Verfahren besteht darin, ein Grauwertbild oder eine orts aufgelöste Zählrate zu bestimmen, die direkt proportional zur lokalen Isotopenkonzentration ist.

Um dies mit der PET zu erreichen sind einige Korrekturen notwendig:

- Abschwächung von Photonen im Gewebe
- unterschiedliche Antwort von Detektorelementen
- zufällige Koinzidenzereignisse
- Detektion von Koinzidenzen aufgrund von Streuung
- Unterproportionale Zählraten bei hoher Zerfallsaktivität
- Durch kurze Halbwertszeiten sinkende Zerfallsaktivität

IV. Experimentelle Bestimmung der Abschwächung

Die Abschwächung läßt sich mit einer Transmissionsaufnahme des Patienten aufnehmen:

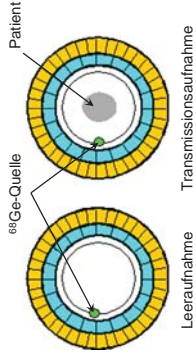
Bevor der Patient im PET-Scanner gelagert wird, erfolgt eine Leer-aufnahme. Als Strahlenquelle dient dabei ein mit ^{68}Ge gefüllter Ring oder ein Rohr, das am Rand oder außerhalb des FOV platziert wird.

Anschließend wird der Patient vor der Gabe von Radiopharmaka zusammen mit der Germaniumquelle im Scanner positioniert um eine Transmissionsaufnahme durchzuführen.

Da der Betrag der Abschwächung unabhängig davon ist, ob sich die Strahlenquelle innerhalb oder außerhalb des Körpers befindet, ist die Bestimmung der Abschwächungskorrektur einfach:

$$\text{Abschwächungskorrektur} = \frac{\text{Leeraufnahme}}{\text{Transmissionsaufnahme}}$$

IV. Bestimmung der Abschwächung



Der Vorteil dieser Methode ist, daß keine Annahmen über die Abschwächungskoeffizienten im Objekt gemacht werden müssen.

IV. Normalisierung

Mit der Normalisierung wird eine unterschiedliche Koinzidenzdetektionseffizienz von Detektorpaaren des PET-Systems korrigiert.

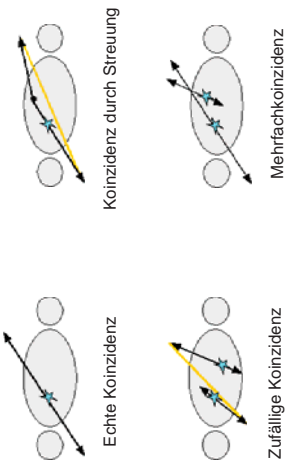
Die unterschiedliche Detektionseffizienz beruht auf:

- Absorptionsunterschiede individueller Szintillationskristalle
- Unterschiede in den Schwellwerten zur Energiebestimmung
- Variationen im Timing der Elektronik (Photomultiplier)

Projektionsdarstellung einer Kopfaufnahme (vor Bildrekonstruktion)



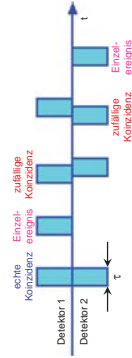
IV. Vorgänge die zu Koinzidenz führen



IV. Korrektur zufälliger Koinzidenzereignisse

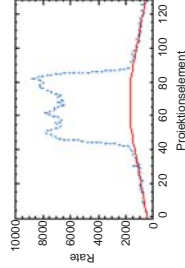
Die mit der PET gemessenen Projektionsdaten müssen hinsichtlich zufälliger Koinzidenzen korrigiert werden. Da sie durch unabhängig stattfindende Ereignisse hervorgerufen werden, erzeugen sie einen zusätzlichen gleichförmigen Hintergrund zu echten Koinzidenzen.

Aufgrund der endlichen Breite von τ in die Koinzidenzeinheit eingespeisten Logikpulsen, existiert eine Wahrscheinlichkeit für zufällige Koinzidenzen zwischen nicht korrelierten Photonendetektionen.



IV. Korrektur von Streueinflüssen

Koinzidenzen die auf Streuung beruhen, erzeugen einen breiten, flaches Hintergrundsignal.



Ein Teil der Streueffekte wird durch die Benutzung des Energiefensters, in dem die Zerfallsenergie liegen muß, ausgeschlossen.

- Techniken zur Eliminierung verbleibender Streueinflüsse sind:
- Dekonvolution des Signals mit gemessenen Streufunktionen,
 - doppelte Energiefensterfunktion zu Unterscheidung der Streuung,
 - Subtraktionsverfahren in den Projektionsdarstellungen.

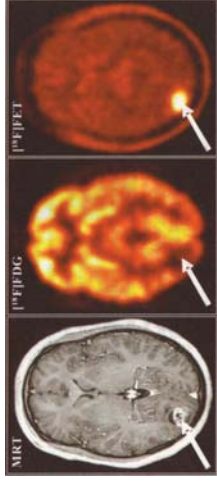
V. PET - Scannerraum



Siemens ECAT Exact PET-Scanner

V. Diagnostik von ZNS-Erkrankungen

Moderne molekulare Bildgebung liefert dank paralleler Entwicklung stoffwechselspezifischer Radiodiagnostika und tomographischer Methoden Erkenntnisse zu normalen und gestörten biochemischen Vorgängen.

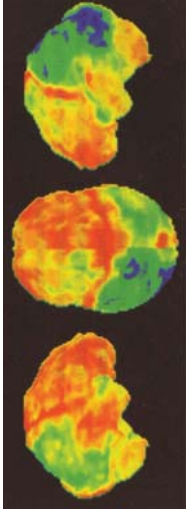


Vergleich der PET-Diagnostik eines Hirntumors (niedriggradiges Gliom) mit ^{18}F -FDG und 2- ^{18}F -Fluorethyl-L-Tyrosin (^{18}F -FET). Links: die morphologische Zuordnung mittels MRT.

Positronenemissionstomographie

43

V. Diagnostik von ZNS-Erkrankungen

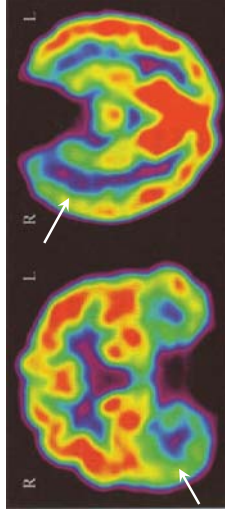


^{18}F -FDG-PET eines Patienten mit Alzheimer-Demenz. Oberflächenprojektionen des Hirnstoffwechsels. Nachweis eines reduzierten Glucosestoffwechsels (grüne und blaue Farbskalierung) linksbetont in den Parietallappen.

Positronenemissionstomographie

44

V. Diagnostik von ZNS-Erkrankungen



^{18}F -FDG-PET eines Patienten mit rechtsseitiger Temporallappenepilepsie. Es findet sich ein reduzierter Glucosemetabolismus in den lateralen Anteilen (Pfeile) des rechten Temporallappens.

Positronenemissionstomographie

45

V. Diagnostik von ZNS-Erkrankungen



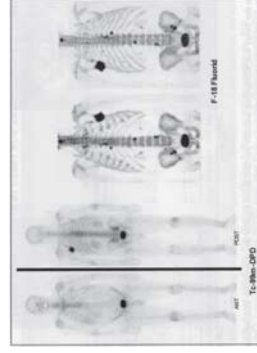
Anamnese:
34-jährige Frau,
verwirrter Geisteszustand
Diagnose:
Alzheimer
(autosomal dominant)

Fluorodeoxyglukose PET
A: coronare, B: sagittale, C: axiale
Diffuser Hypometabolismus frontal (bilateral), parietal,
und im Bereich der Temporallappen.
Ausgespart sind primär sensorischer Cortex,
primärer visueller Cortex und subcorticale Strukturen.

Positronenemissionstomographie

46

V. PET in der Onkologie

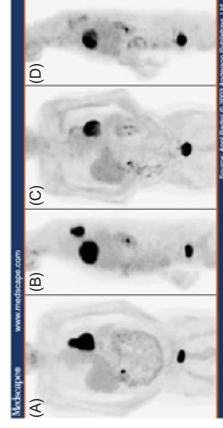


Patient mit einem Lungenkarzinom und multiplen Knochenmetastasen. Im konventionellen Szintigramm (Ganzkörperbilder links) werden nur 2 Knochenmetastasen dargestellt, während in der PET-Szintigraphie (rechts) zusätzliche multiple Manifestationen in der Wirbelsäule und im Beckenring detektiert werden.

Positronenemissionstomographie

47

V. Therapiekontrolle mittels PET



67 Jahre alter Mann mit Lungenkrebs. Coronare (A) und laterale (B) FDG-PET Aufnahmen vor Chemo- und Strahlentherapie. Tumor am linken unteren Lungenflügel. Keine Metastasen. (C), (D) FDG-PET Aufnahme nach Therapie. Noch verbleibendes Tumorgewebe zeigt bis auf randständige Bereiche eine geringere hypermetabolische Aktivität.

Positronenemissionstomographie

48

VI. Radiopharmaka für die PET / Indikationen

¹⁸F)-2-Fluoro-2-Deoxyglukose:

- Glukoseverbrauchs-Bestimmung des Hirns bei degenerativen und dementiellen Erkrankungen des Zentralen Nervensystems.
- Bei cerebrovaskulären Erkrankungen.
- Zur Identifikation epileptischer Herde (Foci).
- Glukoseverbrauchsbestimmung bei koronaren Herzerkrankungen.
- Vitalitätsbestimmungen nach Infarkten und Herztransplantationen.
- Differentialdiagnose bei Verdacht auf Tumorerkrankungen und zur Beurteilung der Vitalität von Tumorgewebe unter einer Therapie.

¹⁸F)-6-Fluoro-L-DOPA

In vivo Untersuchung der präsynaptischen dopaminergen Funktion in Patienten mit Symptomen motordegenerativer Veränderungen.

¹⁸F)-Fluorurazil

Zur Beurteilung der Therapieaussichten von Tumoren.

VI. Radiopharmaka für die PET / Indikationen

¹⁸F)-Fluorid

- Quantifizierung des Metabolismus der Knochen als Untersuchung zur Therapie-Kontrolle nach Knochentransplantation.
- Hochauflösende und hochempfindliche Methode zum Aufspüren von Knochenmetastasen bei Tumoren → Therapieplanung.

¹⁸F)-2-Fluorotyrosin

- Bestimmung des Malignitätsgrades von Tumoren aller Art vor allem aber im Gehirn, Kopf/Hals- und Thorax-Bereich.
- Differentialdiagnose von Läsionen; zur Therapiekontrolle von Tumorerkrankungen.

¹⁸F)- Fluoroalkylspiperon

Zur Bestimmung der postsynaptischen D2 Rezeptor-Dichte striataler Hirnstrukturen bei neuronalen Erkrankungen, vor allem bei motordegenerativen Erkrankungen, wie Morbus Parkinson und bei Schizophrenie und ähnlichen psychiatrischen Erkrankungen.

VI. Radiopharmaka für die PET / Indikationen

¹⁵O)-Wasser, (¹⁵O) - Kohlendioxid, (¹⁵O) - Butanol

- Zur quantitativen Bestimmung des Blutflusses in verschiedenen Organen, vor allem dem Gehirn, dem Herzen, der Leber und der peripheren Muskulatur
- Zur Bestimmung des Perfusionzustandes von Tumoren.
- Zur Messung des extravaskulären Lungengewässers.

¹⁵O)-Sauerstoff

Zur quantitativen Bestimmung des regionalen Sauerstoffverbrauchs verschiedener Organe, vornehmlich des Gehirns.

¹⁵O)-Kohlenmonoxid

Zur quantitativen Bestimmung des regionalen Blutvolumens verschiedener Organe, meist im Zusammenhang mit der Quantifizierung anderer Stoffwechselfparameter wie dem Blutfluß, dem Glukoseverbrauch, etc.

VI. Radiopharmaka für die PET / Indikationen

¹³N)-Ammoniak

- Zur Bestimmung des regionalen Blutflusses des Herzens.
- Zur Perfusionssmessung von Tumoren.

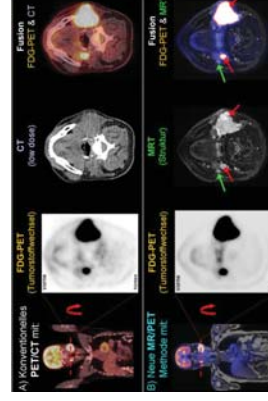
¹¹C)-L-Methionin

- Zur Bestimmung des Malignitätsgrades von Tumoren aller Art vor allem im Gehirn, Kopf/Hals- und im Thorax-Bereich .
- Zur Differentialdiagnose von Läsionen; zur Therapiekontrolle von Tumorerkrankungen.

¹¹C)-Methylspiperon, (¹¹C)-Racloprid

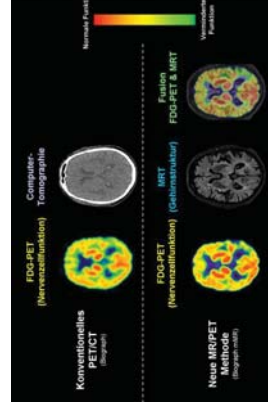
- Bestimmung der postsynaptischen D2-Rezeptor-Dichte striataler Hirnstrukturen bei neuronalen Erkrankungen, vor allem bei motordegenerativen Erkrankungen, wie M.Parkinson und bei Schizophrenie und ähnlichen psychiatrischen Erkrankungen.
- Zur Einleitung der medikamentösen Therapie bei Behandlung dieser Krankheiten mit Neuroleptika.

Neue Entwicklungen: PET-MRT



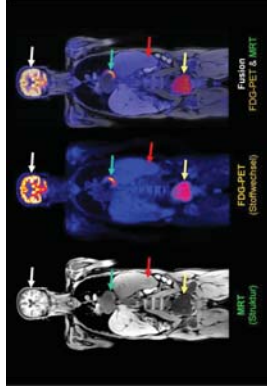
Bisher galt die PET-CT-Kombinationstechnik als "diagnostischer Klassiker", Vorteile PET-MRT: geringere Strahlenbelastung, besserer Weichteilkontrast
Beispiele: Untersuchung eines Patienten mit Lymphdrüsenkrebs
exakte Lokalisierung erkrankter Lymphknoten
(grün: grüner Pfeil, blass: roter Pfeil)

Neue Entwicklungen: PET-MRT



Untersuchung von Alzheimer-Patienten
PET-CT: bisher nur Aussagen über die Funktion der Nervenzellen
PET-MRT: gleichzeitig Informationen über Anatomie und Funktion

Neue Entwicklungen: PET-MRT

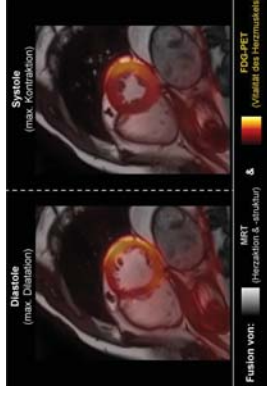


Ganzkörper-PET-MRT eines Patienten mit Knochenmarkserkrankung
 MRT: Veränderung der Milz (roter Pfeil)
 PET: unveränderte Stoffwechsellrate → gutartige Geschwulst
 Erhöhte Tracerverteilung im Herzmuskel (grüner Pfeil) ist normal

Positronenemissionstomographie

55

Neue Entwicklungen: PET-MRT



PET-MRT des Herzens: Überlagerung von Herzaktivität und Struktur mit Durchblutungszustand und Herzfunktion

Positronenemissionstomographie

56

Neue Entwicklungen: PET-MRT



Prototyp eines PET-MRT Ganzkörper-Scanners

Positronenemissionstomographie

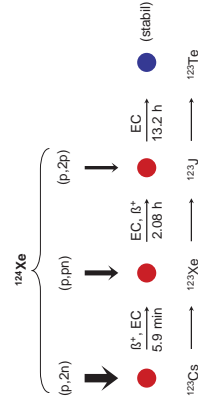
57

Anhang: Produktion organischer Positronenstrahler

Radionuklid	T _{1/2} [min]	Zerfallsart [%]	Produktionsprozess	Energiebereich [MeV]	Zielfüllung
¹¹ C	20,4	β ⁺ (99,8) EC (0,2)	¹⁴ N (p,α)	3 – 13	N ₂ (O ₂)
¹³ N	10,0	β ⁺ (100,0)	¹⁶ O (p,α)	7 – 16	H ₂ ¹⁶ O
¹⁵ O	2,0	β ⁺ (99,9) EC (0,1)	¹⁴ N (d,n) ¹⁵ N (p,n)	0 – 8 0 – 10	N ₂ (O ₂) ¹⁵ N ₂ (O ₂)
¹⁸ F	109,6	β ⁺ (97,0) EC (3,0)	¹⁸ O (p,n)	3 – 16	H ₂ ¹⁸ O ¹⁸ O/F ₂
			²⁰ Ne (p,α)	0 – 14	Ne(F ₂)

„Kleines“ Zyklotron mit einer Teilchenenergien < 20 MeV ist zur Produktion organischer Positronenstrahler ausreichend

Anhang: Produktionsweg von ¹²³I



Die Bildung von ¹²³I bei der Bestrahlung von hochangereichertem ¹²⁴Xe mit ca. 30 MeV Protonen verläuft zu 70 bis 75 % über die (p,2n)-, zu 20 bis 25 % über die (p,pn)- und < 10 % über die direkte (p,2p)-Reaktion.

A

1

A

2