

Strahlungsdetektoren

Grundlagen der Nuklearmedizin

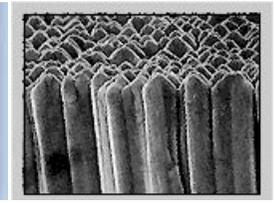
Biophysik für Pharmazeuten II

2016/17

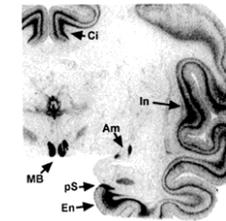
Vorlesung 2

Detektierung der Röntgen- (und γ -)Strahlung

Szintillation



Photographie

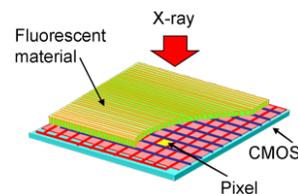


Detektierung der Röntgen- und γ -Strahlung

Gasionisation

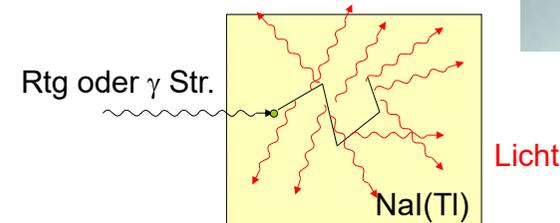


Halbleiter



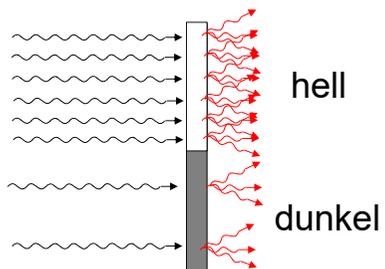
Szintillation

- Szintillationskristall
(Szintillationszähler)
(siehe Praktikum!)



Szintillation

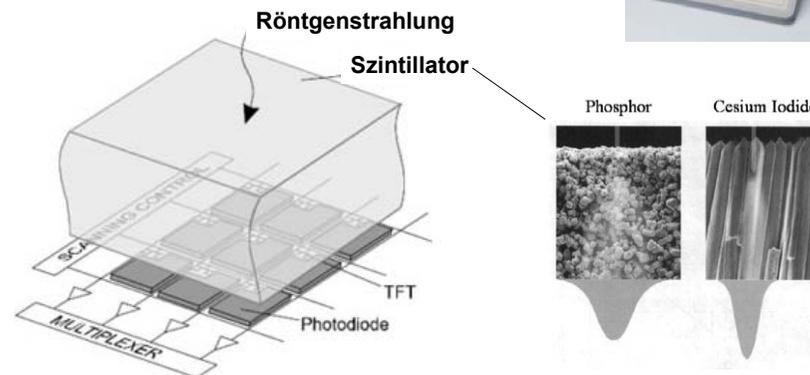
Szintillationsschirm
(Fluoroskopie)



Fluoroskopie: Heute nur mit Bildverstärker!

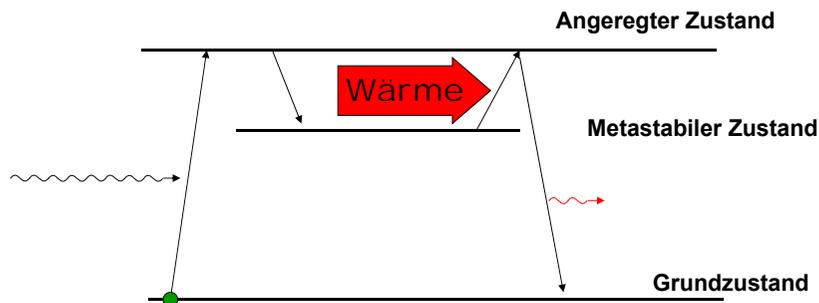
Szintillation

„Flat panel“ Röntgendetektor
zur digitalen Röntgentechnik



Szintillation

Thermolumineszenz

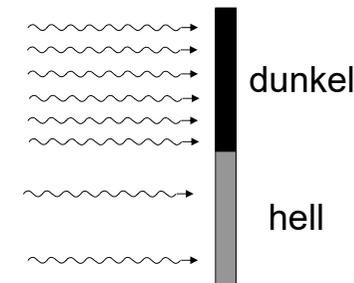
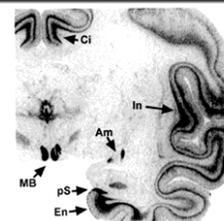


Anwendung: Dosimetrie

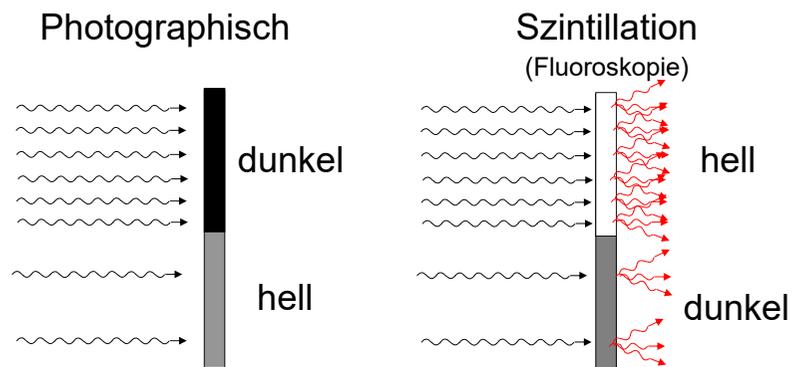


Photographie

Photochemischer Effect der Röntgenstrahlung:
Schwärzung des Röntgenfilmes.



Vergleich des photographischen und fluoroskopischen Bildes

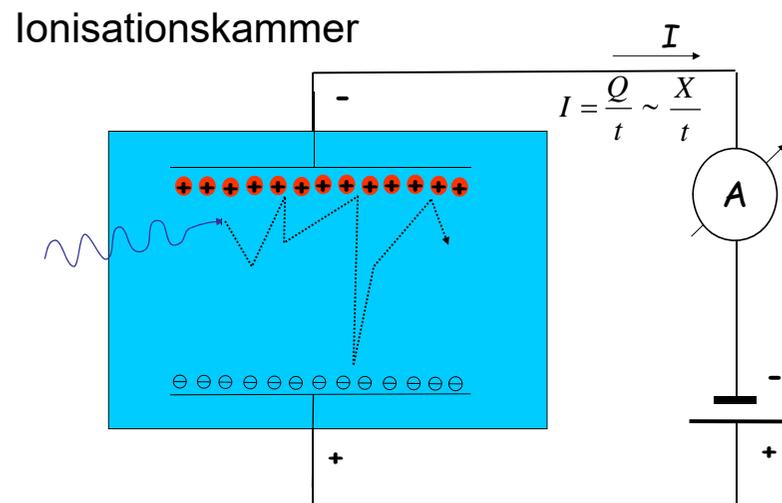


Fluoroskopie

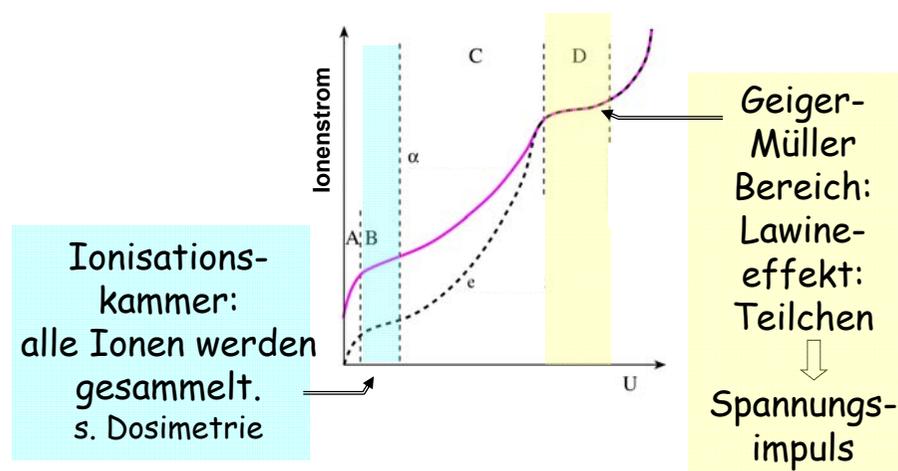


Filmaufnahme

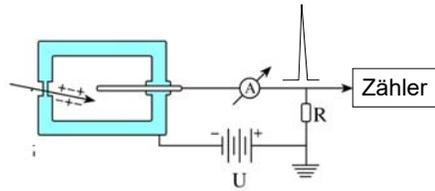
Gasionisationsdetektoren



Gasionisationsdetektoren



Geiger-Müller Zahlrohr



Lawineeffekt !

Nachteil:

- kleine Empfindlichkeit für γ -Strahlung
- Nicht Energieselektive

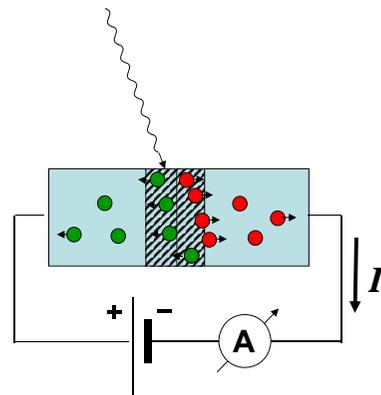
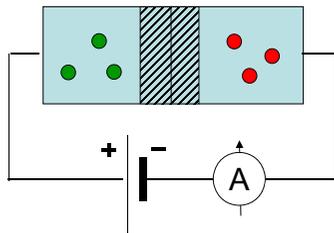
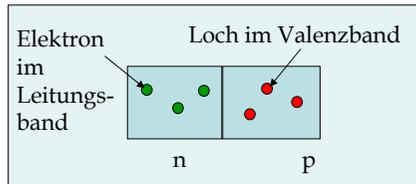
Vorteil: einfache Aufbau

Anwendung: Dosimetrie



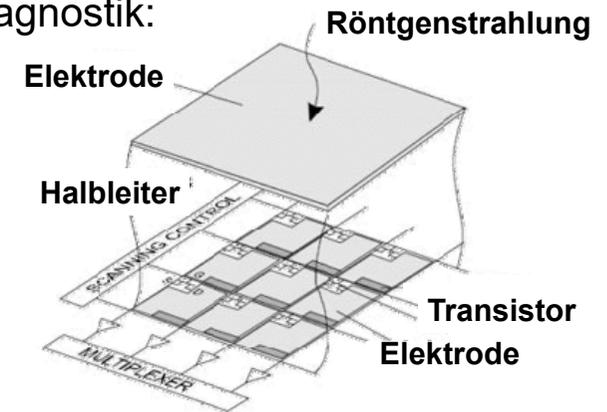
Halbleiter

Prinzip: Halbleiterdiode in Sperrichtung:

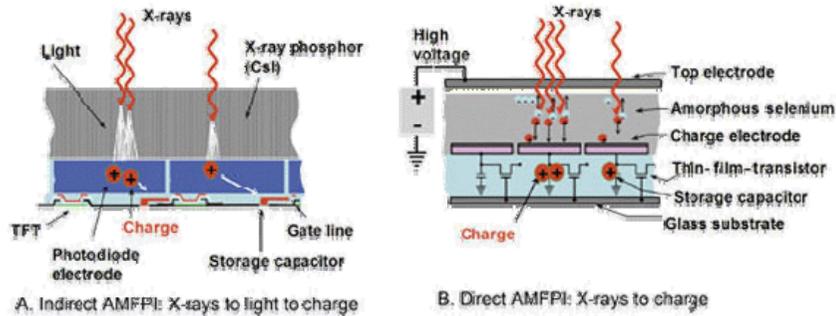


Halbleiter

Anwendung der Halbleiterdetektoren in der Röntgendiagnostik:



Vergleich von direkten und indirekten Halbleiterdetektoren

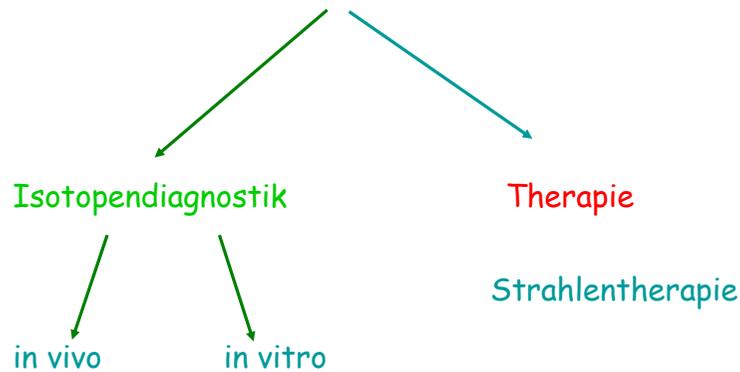


Nuklearmedizin



Als **Nuklearmedizin** bezeichnet man die Anwendung von offenen radioaktiven Stoffen in medizinischer Diagnostik, Therapie und Wissenschaft.

Nuklearmedizin



George de Hevesy (Hevesy György)

(* 1. August 1885 in Budapest;
 † 5. Juli 1966 in Freiburg im Breisgau),
 war ein ungarischer Chemiker.



Hevesy studierte Chemie, Mathematik und Physik in Budapest, Berlin und Freiburg. Anschließend arbeitete er unter anderem bei Ernest Rutherford und Friedrich Adolf Paneth. In Kopenhagen entdeckte 1922 er gemeinsam mit Dirk Coster 1922 das Element Hafnium. Er ist einer der **Begründer der Radiochemie und Erfinder der Tracermethode**, mit der chemische Elemente durch die Beimischung ihrer radioaktiven Isotope analytisch gekennzeichnet werden. Er hat auch die Neutronenaktivierungsanalyse als analytisches Verfahren eingeführt. Von 1926 bis 1934 war er Professor an der Albert-Ludwigs-Universität Freiburg. Nach der Machtübernahme durch die Nationalsozialisten floh er nach Kopenhagen und 1943 weiter nach Stockholm. Im gleichen Jahr wurde ihm der **Nobelpreis für Chemie** verliehen. Bis 1961 arbeitete er in Stockholm und wandte sich physiologischen und klinischen Fragestellungen auf dem Gebiet der Radiobiologie zu.

Wichtige Charakteristiken der nuklearmedizinischen Methoden

- ✓ die nuklearmedizinischen Methoden sind **Funktionsorientiert** (im ggf. z.B. zur Rtg.-CT, Sonographie, Kernspintomographie); z.B.: Durchblutung, Stoffwechsel und Vitalität der Organen/Tumoren;
- ✓ **Anreicherung und Verteilung** der Radiopharmaka im Zielorgan;
- ✓ **Zeitliche/r Aufnahme/Abbau** des dem Organismetabolismus entsprechenden Radiopharmakon;
- ✓ **Vergleich** der Funktion der paarigen **Organe**



21

Physikalische Aspekte bei der Auswahl von in vivo applizierten Isotopen

! Schutz des Patienten vor den Strahlungsschädigungen !

- Überlegungen hauptsächlich in der Diagnostik
- In der Strahlentherapie:
Schutz der übrigen Körperteile

22

Strahlenschutz in der Isotopendiagnostik

- ✓ **Zielsetzung: Heilen!**
- ✓ Information!
- ✓ Die durch die Isotopendiagnostik verursachten Strahlungsschädigungen sind zu minimalisieren.
- ✓ Bedingung der Anwendung:

Schaden der Isotopdiagnostischen Verfahren



Vorhersehbare Schaden ohne Durchführung der isotopdiagnostischen Untersuchung

23

Physikalische Aspekte bei der Auswahl von in vivo applizierten Isotopen

1. Typ des Elementes

Das Isotop soll in dem Zielorgan aufgenommen werden (z.B I in Schilddrüse, Fe in Erythrozyten)

Problem: bei vielen Organe gibt es kein solches Isotop, was spezifisch in dem Organ ausgeschieden wird.

➡ Lösung: markierte Moleküle (Radiopharmaka)

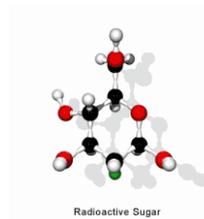
24

Radiopharmaka

Radiopharmaka sind pharmakologisch wirksame Substanzen, die mit einem radioaktiven Isotopes markiert sind.

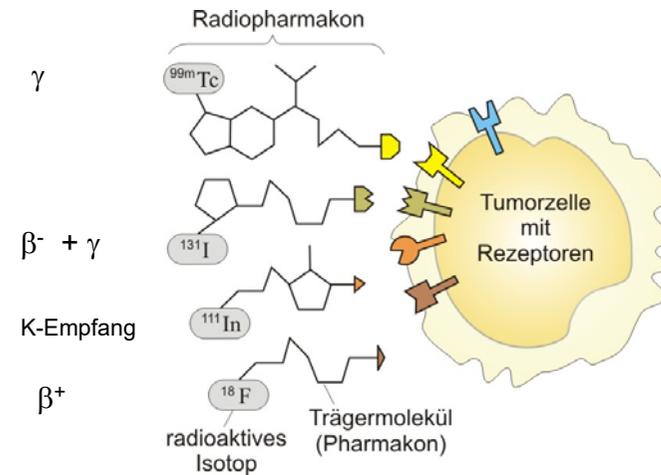
Sie folgen im Körper dem durch das **Pharmakon vorgegebenen Weg** und **erlauben** durch das strahlende Label **eine Verfolgung von außen** (bei Gamma-strahlenden Nukliden)

oder **wirken** eine gezielte **therapeutische Wirkung am Zielort** aus (bei Beta- oder Alpha-strahlendem Isotop).



25

Radiopharmaka



Das strahlende Isotop wird an ein Pharmakon gebunden, das Radiopharmakon koppelt sich dann an die Zielzelle

26

Beispiele für Anwendung von Radiopharmaka

- ^{133}Xe — Untersuchung der Lungenventilation
- ^{123}I — Schilddrüsenszintigraphie (Natriumjodid), Tumorszintigraphie (markiertes Meta-iodo-benzylguanidin, MIBG)
- ^{131}I — Schilddrüsentherapie (Natriumjodid)
- $^{99\text{m}}\text{Tc}$ — Herzmuskelperfusion (markiertes Methoxy-isobutyl-isonitril, MIBI), Hirnperfusion, Entzündungsprozesse (markiertes Hexamethylen-propylamin-oxim, HMPAO)

27

Physikalische Aspekte bei der Auswahl von in vivo applizierten Isotopen

2. Die Halbwertszeit

$$\Lambda = \lambda \cdot N = \frac{\ln 2}{T_{1/2}} \cdot N$$

N ~ Strahlenbelastung!

Bei gleichgroßer Aktivität ist eine geringere Menge des Isotops mit kürzerer Halbwertszeit erforderlich

Charakteristische Zeit des zu Untersuchenden biologischen Prozesses !
Transportierungsproblemen bei sehr kurzen Halbwertszeit!

28

Physikalische Aspekte bei der Auswahl von in vivo applizierten Isotopen

3. Die Aktivität

Strahlenbelastung \leftrightarrow Bildqualität

Möglichst kleine Aktivität \leftrightarrow Möglichst große Aktivität

Anzahl der detektierten γ -Photonen folgt einer Poisson-Verteilung $\sigma^2 = \mu$

29

Beispiele

Organ/	Bildgebung/Test	Aktivität(MBq)
Skelett	Knochen/Knochenmark	600/400
Herz	Perfusion/Vitalität/Ventrikuläre Funktion	800/75/600
Schilddrüse	Speicherungskurve und Scan	3-50
Hirn	Blutfluß	500
	Benzodiazepin-Rezeptoren	185
	Dopamin-Rezeptoren	185
Nieren	unterschiedliche Methoden	30-150
Lunge	Perfusion	100
	Ventilation	1000

Die konkrete Werte müssen Sie nicht kennen, nur die Größenordnung!

31

Physikalische Aspekte bei der Auswahl von in vivo applizierten Isotopen

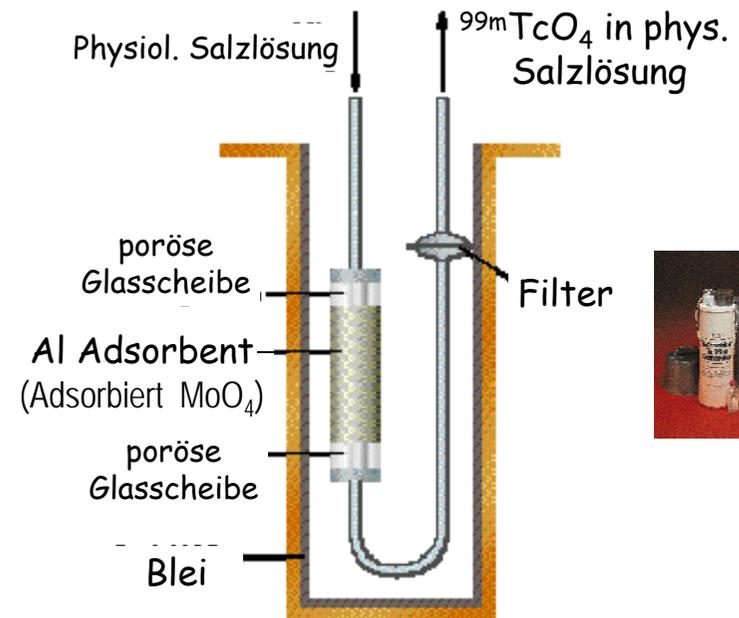
4. Charakter der Strahlung

Das ideale Isotop für die Diagnostik ist der reine γ -Strahler (siehe Ionisationsvermögen, Reichweite)

Die Kernisomerie ist von großer Bedeutung
→ siehe Technetiumgenerator

^{99m}Tc

32



33

Physikalische Aspekte bei der Auswahl von in vivo applizierten Isotopen

5. Die Photonenenergie der γ -Strahlung

Bei geringer Photonenenergie: die Strahlung wird schon von dünnen Schichten vollkommen absorbiert

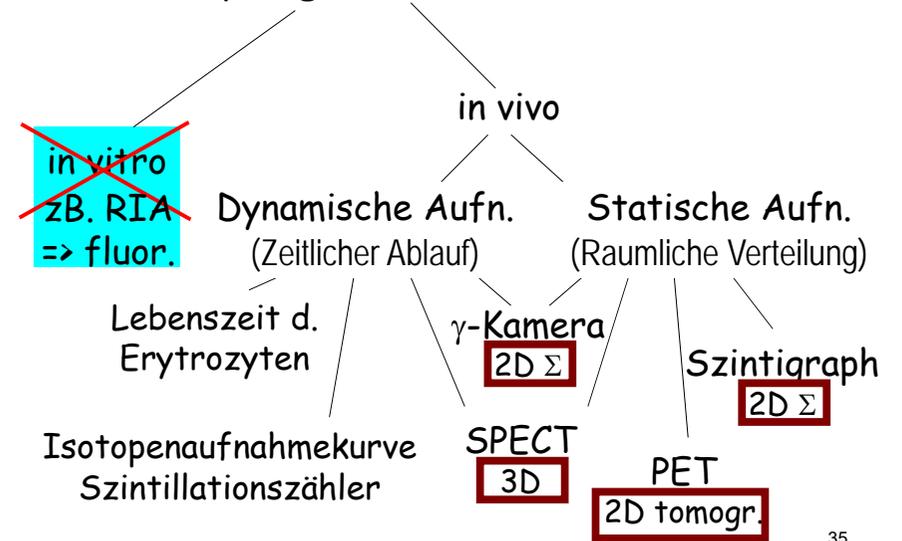
Bei zu hoher Photonenenergie: die Strahlung wird auch im Detektor nicht absorbiert (keine Wechselwirkung)

Optimum: einige 100 keV

$$E_{\gamma} (^{99m}\text{Tc}) = 140 \text{ keV}$$

34

Isotopdiagnostische Verfahren



35

Nuklearmedizin

1. In vitro Laboruntersuchungen

RIA: Radioimmunoassay

R. Yalow - 1977, Nobelpreis für Medizin und Physiologie

Anwendung von radioaktiv markierten Substanzen/Liganden
radioaktiv markiertes Antigen

RIA-Test: Der Test basiert auf einer Kompetitionsreaktion zwischen dem radioaktiv markierten und dem unmarkierten Antigen um den Antikörper

keine Strahlenbelastung für die Patienten

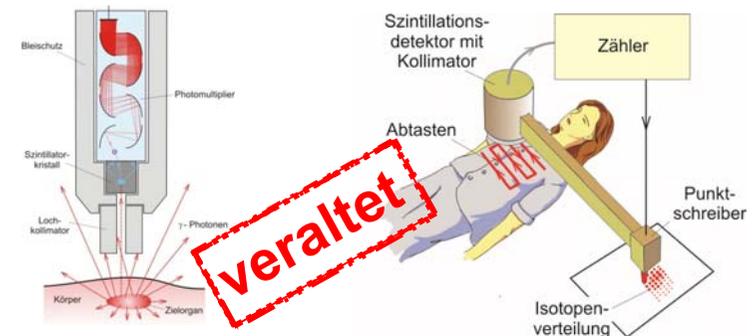
•sehr genaue bestimmung der Konzentration von z.B. Hormonen, Enzymen, Tumorantigenen, Infektionsantigenen, Arzneimitteln und DNA

heute: Fluoreszenzmarkierung wird verwendet statt Radioaktivität.

Bildgebende Nuklearmedizinische Techniken

Szintillationsmesskopf

Szintigraph



Der Lochkollimator gestattet nur das Detektieren der in Lochrichtung einfallenden γ -Photonen

Funktionsprinzip des Szintigraphen

37

Bildgebende Nuklearmedizinische Techniken

Gammakamera

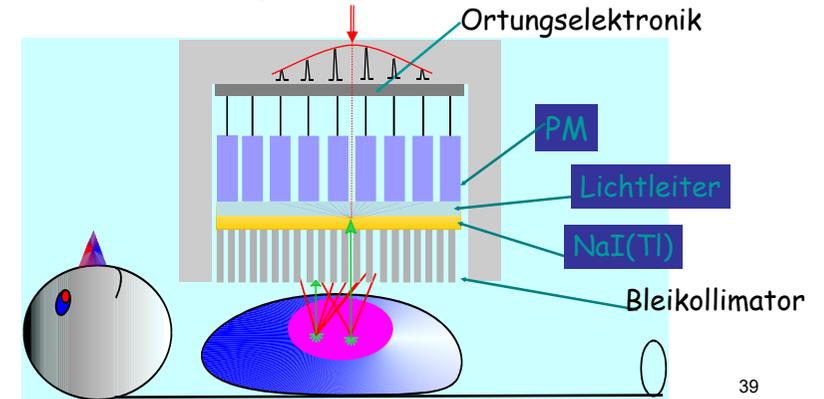
Erfinder: Hal Anger



38

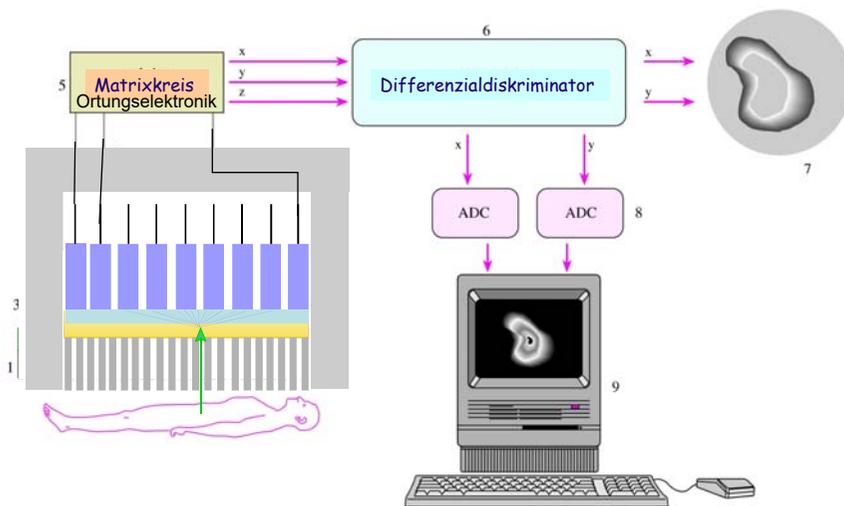
Aufbau der Gammakamera

räumliche Auflösung — Bleikollimator
 nur Strahlen parallel mit der Kollimatorachse
 können durchdringen



39

Aufbau der Gammakamera



40

Messverfahren mit Gammakamera

Arten der Szintigraphie:

- Planare Szintigraphie
- Sequenzszintigraphie
- Funktionsszintigraphie

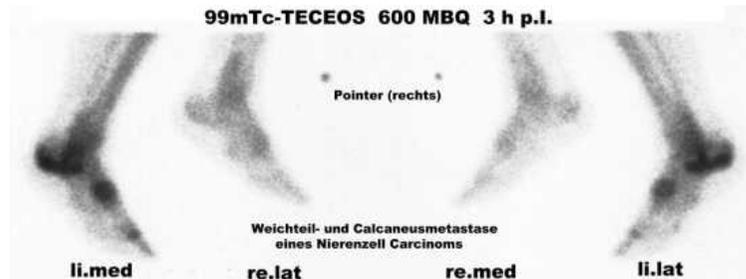
➤ SPECT (Single Photon Emission Computed Tomographie)

Statische Szintigramme: Summationsbild einer Langzeitaufnahme
 • Feststellung der Form, Größe, metabolischen Aktivität von Organen
 • zweidimensionale Projektion der Anreicherung der Isotope in einzelnen Organen

Dynamische Szintigramme: filmartige Verlaufaufnahme
 • Kinetik der Metabolism in den Organen

41

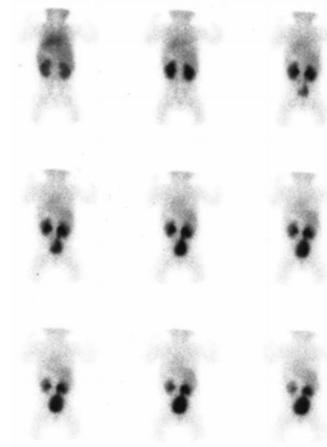
Planare Szintigraphie



Aufnahme von einem Körperabschnitt zu einem definierten Zeitpunkt. Das dreidimensionale zu untersuchende Organ wird zweidimensional abgebildet. Sehr oft werden dabei Aufnahmen von zwei Ansichten angefertigt

42

Sequenzszintigraphie

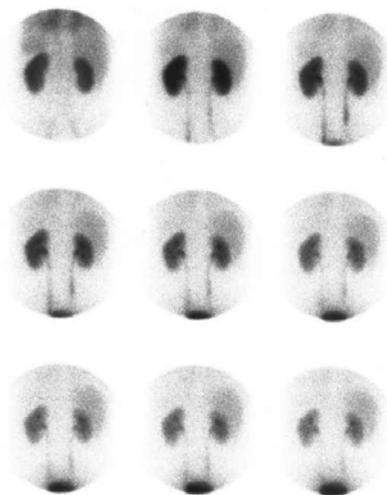


Es handelt sich um eine **fortlaufende Aufnahmeserie** mit Erstellung mehrerer, **zeitlich aufeinanderfolgender Einzelbilder**.

In den Abbildungen ist eine **Sequenz von Nierenaufnahmen** mit zeitgerechtem Aktivitätsdurchsatz durch das Parenchym nach Gabe von 70 MBq Tc-99m-MAG3 mit neun Bildern bei einer Aufnahmezeit von 120 Sekunden dargestellt.

43

Sequenzszintigraphie



^{99m}Tc-MAG3
(Mercaptoacetyltriglycine)

zeitliche Folge von Nierenaufnahmen eines Säuglings

44

Funktionsszintigraphie:

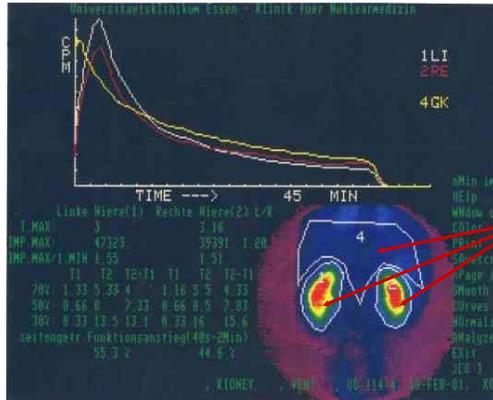
Auswertung der Tracerkinetik einer **Sequenzszintigraphie** über Festlegung von **Regions of Interest (ROI)** am Bildsichtgerät und Berechnung von **Funktionskurven**.

1. Sequenzaufnahme
2. Funktionsauswertung durch Festlegung von ROI

45

Funktionsszintigraphie:

Aus der vorigen Abbildung ergeben sich nach Durchführung der ROI-Technik folgende **Funktionskurven** für die beiden Nieren, aus der sich eine seitengleiche regelrechte tubuläre Sekretionsleistung der Nieren und kein Anhalt für eine Harnabflußbehinderung ergibt.



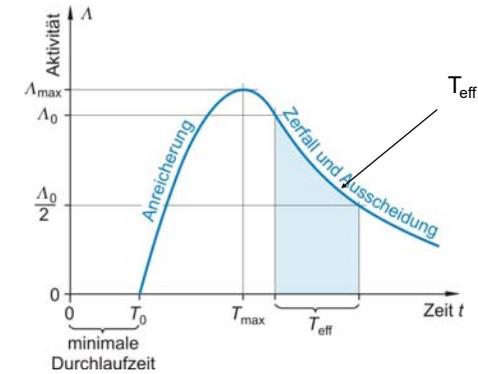
Regions of Interest (ROI)

46

Funktionsszintigraphie:

ZEIT-AKTIVITÄTS-KURVE

Die zeitliche Verfolgung der Stoffwechselprozesse im Organ erfolgt durch Aufnahmen der Zeit-Aktivitäts-Kurve.



s. Praktikum: Isotopendiagnostik

47

Biologische und effektive Halbwertszeit

λ_{phys} - physikalische Zerfallskonstante
(Zerfallswahrscheinlichkeit)

λ_{biol} - biologische „Zerfallskonstante“
(Ausscheidungswahrscheinlichkeit)

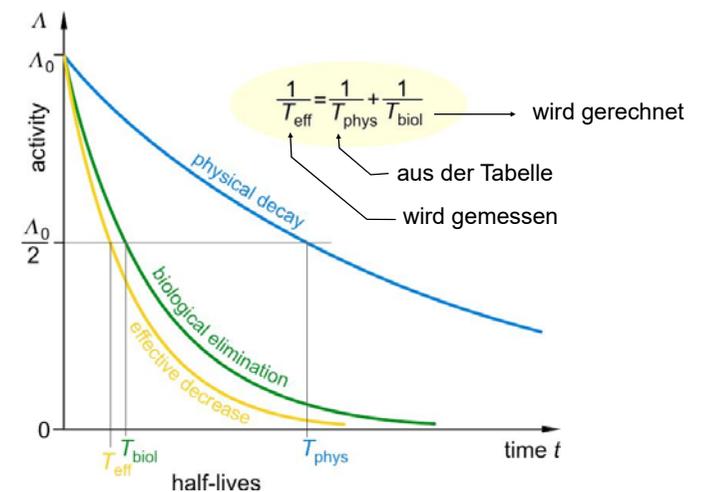
Sei $\lambda_{eff} \cdot \Delta t$ die Wahrscheinlichkeit dafür, daß ein Kern während Δt zerfällt oder ausgeschieden wird.

$$\lambda_{eff} = \lambda_{phys} + \lambda_{biol} \implies$$

$$\frac{1}{T_{eff}} = \frac{1}{T_{phys}} + \frac{1}{T_{biol}}$$

48

Biologische und effektive Halbwertszeit



49

Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT)

– das nuklearmedizinische Analogon zur Röntgen-Computer-Tomographie (CT)



- Dabei werden aus dem Patienten emittierte Einzelphotonen (Gammaquanten) gemessen.
- Die Untersuchung findet unter verschiedenen Winkeln statt → Ein bis zu drei Gammakamera rotieren um die zu untersuchende Region.
- Schnittbilder werden durch das Verfahren der gefilterten Rückprojektion rekonstruiert.
- Erzeugt werden dabei überlagerungsfreie Bilder und dreidimensionale Darstellungen der Aktivitätsverteilung.

50

Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT)

mehrere Detektoren ermöglichen eine kürzere Aufnahmezeit

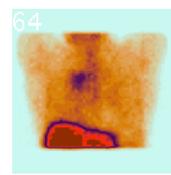


Gammakameras

- Sequenzsintigraphie
- Funktionssintigraphie

51

Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT)



1. Myocard-SPECT zur Untersuchung der Vitalität des Herzmuskelgewebes. Das verwendete Radiopharmakon ist meist Tc-99m MIBI.
2. Knochen-SPECT zur Lokalisation von Regionen mit verändertem Knochenstoffwechsel in der Skelettsintigraphie
3. Hirnfunktions-SPECT (FP-CIT und IBZM-SPECT) zur Diagnostik und Differenzierung von Parkinsonsyndromen und gegenüber weiteren degenerativen Hirnerkrankungen
4. Octreotid-SPECT im Rahmen der Somatostatinrezeptorsintigraphie bei neuroendokrinen Tumoren
5. MIBG-SPECT bei adrenergen Tumoren z. B. des Nebennierenmarkes, sog. Phäochromozytom

Deutsches Krebsforschungszentrum, Heidelberg
Nuklearmedizinische Klinik und Poliklinik der TU München
Klinik für Nuklearmedizin des Universitätsklinikums Essen

52

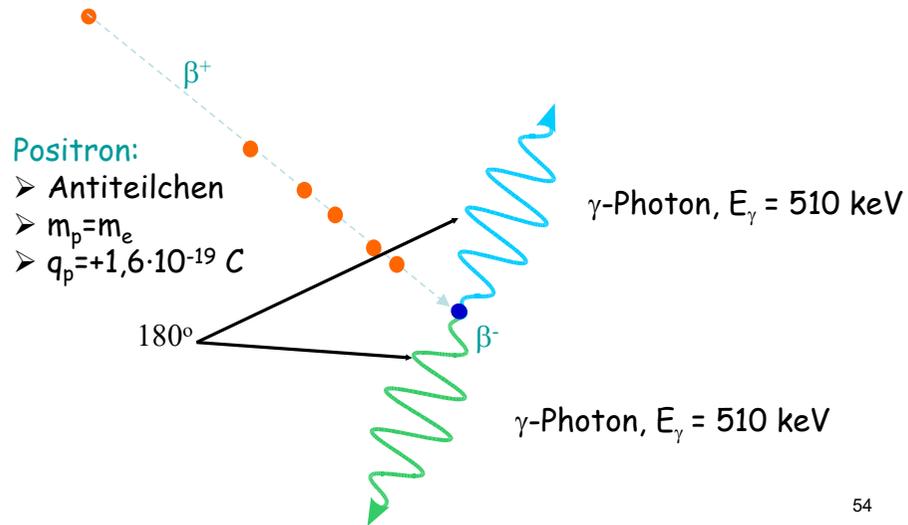
PET: Positronen Emissions Tomographie



Bild einer typischen Positronen-Emissions-Tomographie-Einrichtung

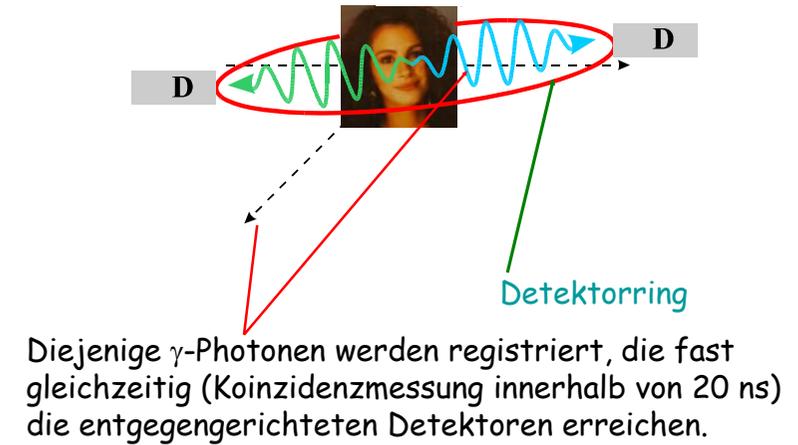
53

PET: Positronen Emissions Tomographie Das Prinzip



54

PET: Positronen Emissions Tomographie Das Prinzip



55

Positronen Emissions Tomograph



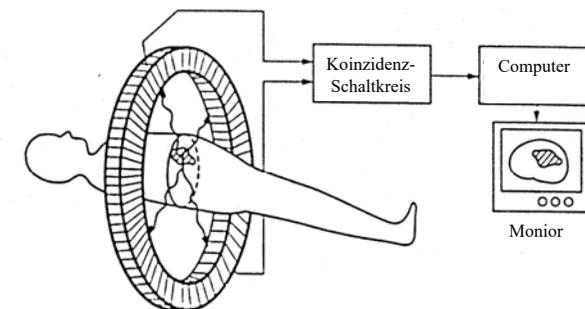
Detektorring
(mehrere Szintillationsmessköpfe)

Tomographische Aufnahmen von einzelnen Schichten;
Bildherstellung in beliebiger Ebenen des dreidimensionalen Raums

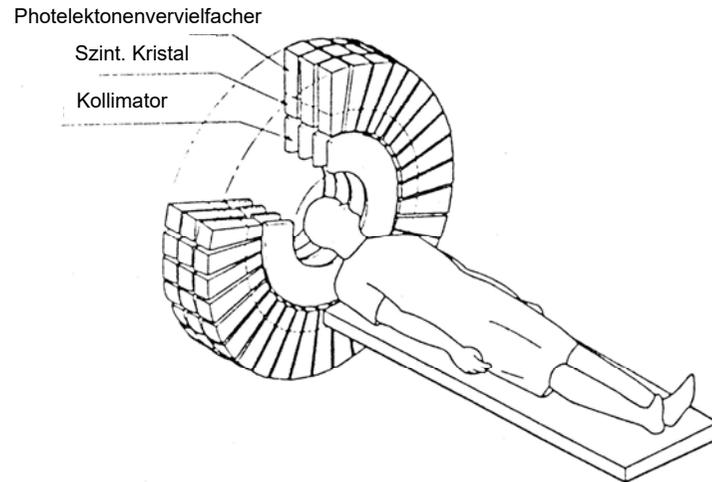
56

Das PET-Gerät

Detektorenring(e)



Mehrere Detektorenringe => 3D Bild



PE-Tomographie

Breite Anwendungsgebiete in der klinischen Praxis:

- kardiologische, neurologische, psychiatrische, onkologische usw. Untersuchungen
- Frühe Diagnose und Differentialdiagnose von Tumoren
- Beurteilung der Tumorprogression, der Rezidive bzw. Metastasen
- Lokalisierung von Epilepsieherden usw. → humane Gehirnforschung

59

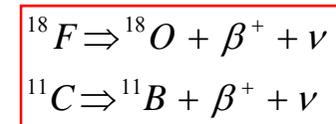
Radioisotope für PET

Isotop	Markermolekül	Was wird nachgewiesen	Klinische Bedeutung
¹⁸ F	Desoxyglukose	Glukosestoffwechsel	Stoffwechselveränderungen, Tumoren
¹⁸ F	¹⁸ F-Ion	Knochenstoffwechsel	Veränderungen des Knochensystems
¹¹ C	Aminosäuren	Aminosäurestoffwechsel	Stoffwechselveränderungen, Tumoren
¹¹ C	Raclopride	Dopamin-(D ₂) Rezeptor	Parkinson-Krankheiten
¹⁵ O	¹⁵ O-markierte Gase	Oxygenstoffwechsel	Messung des Oxygenstoffwechsels
¹⁵ O	Butanol	Blutzirkulation, Blutvolumen	Messung des Oxygenstoffwechsels
¹⁵ O	Wasser	Blutzirkulation, Blutvolumen	z. B. Untersuchung eines Stroke-betroffenen Gebietes
¹³ N	Ammoniak	Blutzirkulation	Messung der Herzmuskelvitalität

In der PET verwendete Radioisotope

Kurzlebige Isotope:

¹⁸F(T=110 min), ¹¹C (T=21 min), ¹³N (T=10 min), ¹⁵O (T=2min)

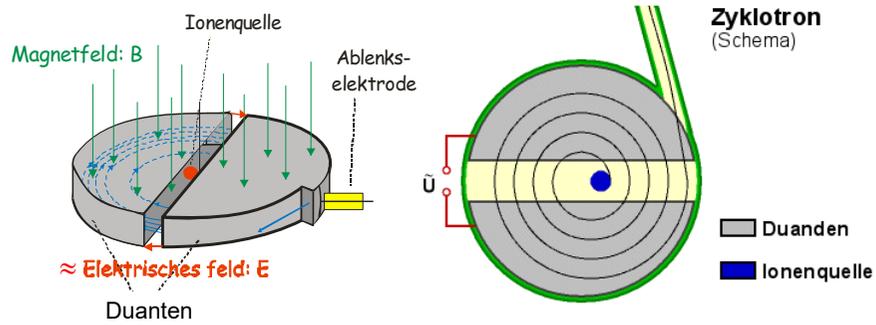


Die Herstellung ist am Applikationsort notwendig.

Die Verwendung von ¹¹C erfordert daher, dass sich ein **Zyklotron** in **relativer Nähe des PET-Systems** befindet. Die Verwendung von ¹³N oder ¹⁵O erfordert sogar, dass sich das **Zyklotron** in **unmittelbarer Nähe des PET-Scanners** befindet.

61

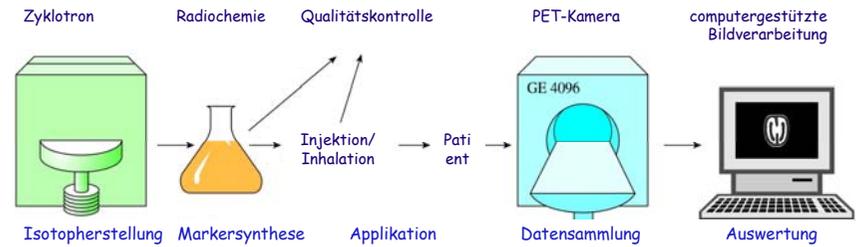
Das Zyklotron



<http://www.zyklotron.iskp.uni-bonn.de/zyklo/technik/technik.html>

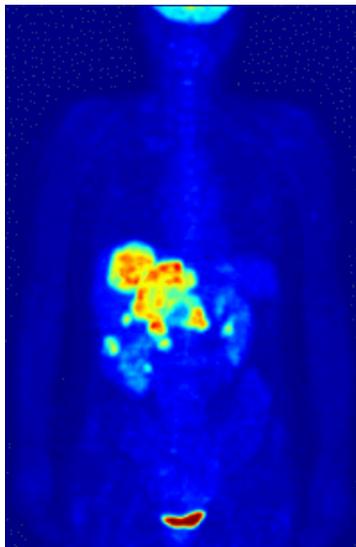
62

PE-Tomographie



63

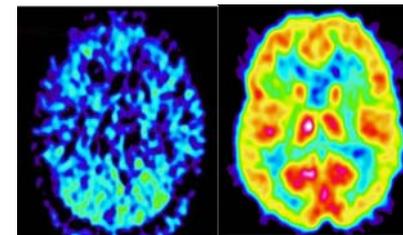
PE-Tomographie



^{18}F -FDG-Ganzkörperaufnahme

64

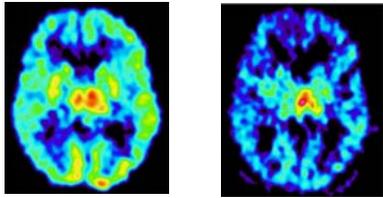
PE-Tomographie



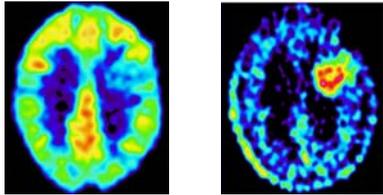
Mit ^{18}F -FDG und ^{11}C -Methionin erstellte PET-Durchschnittsbilder (Aufnahme aus dem PET-Zentrum der DEOEC, mit Genehmigung von Prof. Lajos Trón)

65

PE-Tomographie

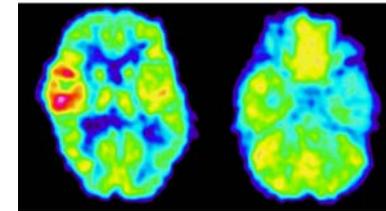


Hirntumor. PET Aufnahmen mit den Radiopharmaka ^{18}F -FDG und ^{11}C -Methionin (Aufnahme aus dem PET-Zentrum der DEOEC, mit Genehmigung von Prof. Lajos Trón)



66

PE-Tomographie



^{18}F -FDG PET Aufnahme des menschlichen Gehirns während eines Epilepsieanfalls (links) und in der anfallfreien Phase (rechts)
(Aufnahme aus dem PET-Zentrum der DEOEC, mit Genehmigung von Prof. Lajos Trón)

67

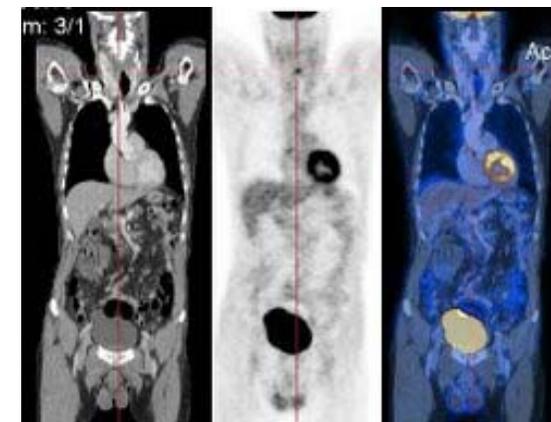
PE-Tomographie

Vorteil: Informationen über die Funktion, die Stoffwechselprozesse der lebenden Organismen → funktionelle bildgebende Verfahren

Nachteil: die Auflösung in der transaxiale Ebene 5 mm
in axialer Richtung 6 mm
die Morphologie des Körpers lässt sich nur grob beurteilen

Beseitigt mit den **Bildfusionsverfahren**
Superposition der MRT- oder CT-Aufnahme mit der PET-Aufnahme → **morphologische und funktionelle Bildgebung**

68



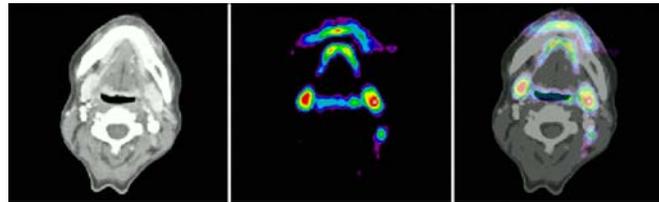
CT

PET

CT-PET

69

PE-Tomographie



CT

^{11}C -metionin-PET

CT-PET

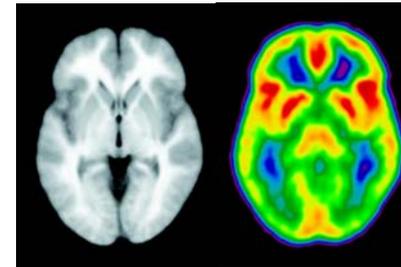
Primärtumor-Suche

Metastatische Lymphknoten an der rechten Halsseite
(Aufnahme aus dem PET-Zentrum der DEOEC, mit
Genehmigung von Prof. Lajos Trón)

70

PE-Tomographie

MRT-Aufnahme + PET-aufnahme



T_1 -gewichtete MRT-Durchschnittsaufnahme und mit ^{15}O -Butanol erstellte
PET-Durchschnittsaufnahme
(Aufnahme aus dem PET-Zentrum der DEOEC, mit Genehmigung von Prof.
Lajos Trón)

71