

Nuklearmedizin

Nuklearmedizin: Diagnostik / Therapie

**Nuklearmedizin: Wo ist wann wieviel von der applizierten Aktivität?
(Aktivität $A = \#$ Zerfälle pro Sekunde)**

Ziel:

Nuklearmedizin soll funktionelle Abläufe sichtbar machen, oft auch dynamisch. (MRI, CT, US: Morphologie abbilden)

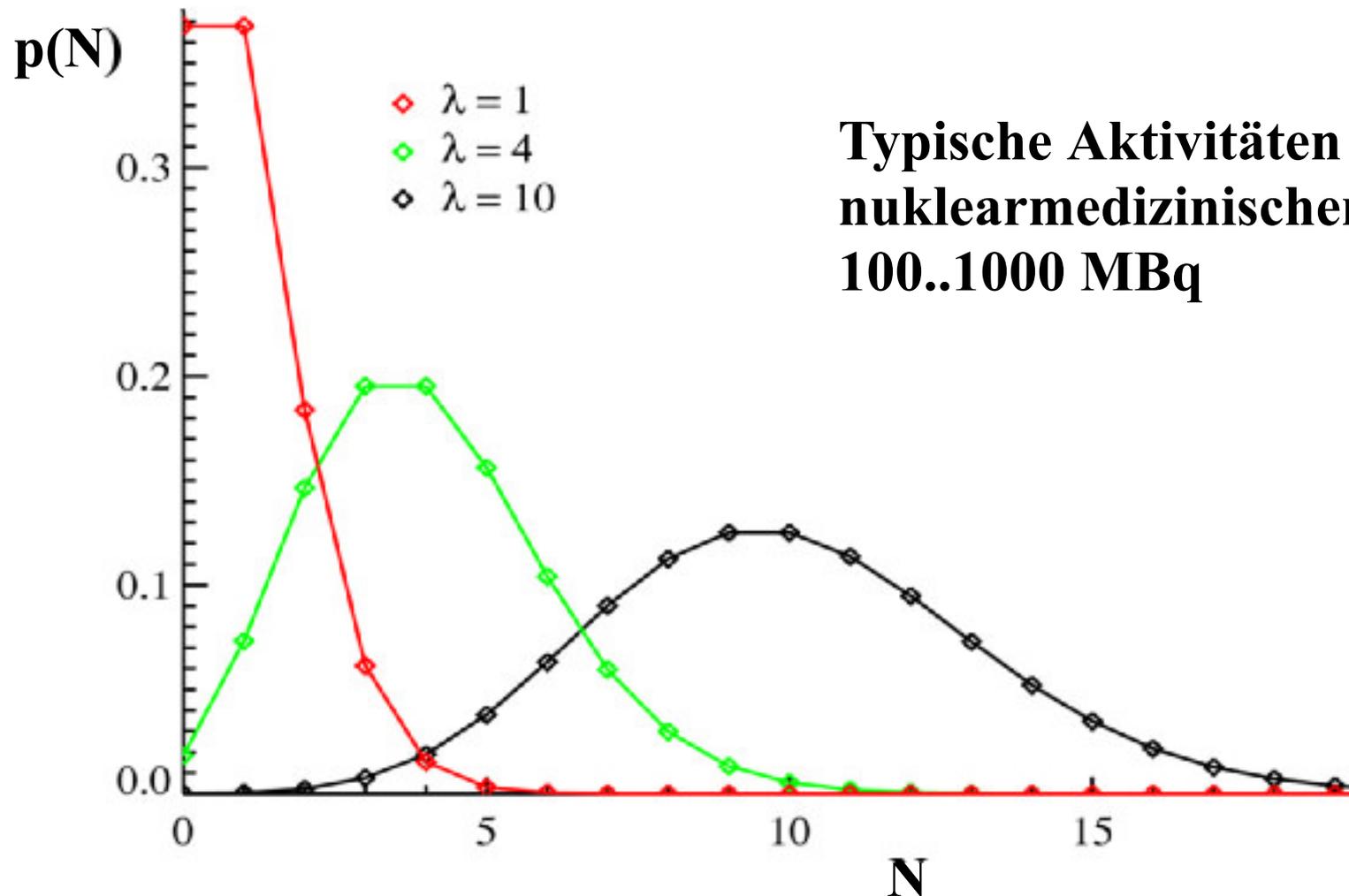
Benutzung von Tracern (radioaktiv markierte Moleküle), die an chemischen Prozessen (z.B. Stoffwechsel) beteiligt sind, in bestimmte Organe diffundieren (Perfusion) oder nur mitgespült werden (Blut, Atemluft).

Radioaktiver Zerfall

Zerfallsgesetz: $N(t) = N_0 * \exp\{-\lambda t\}$

Aktivität: $A = -dN / dt$ [Bq]

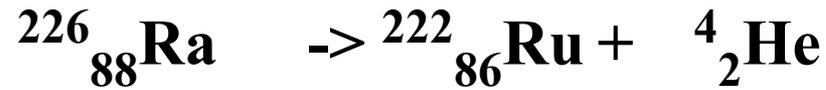
Zufallsprozess -> Poisson Verteilung



Typische Aktivitäten in der nuklearmedizinischen Diagnostik: 100..1000 MBq

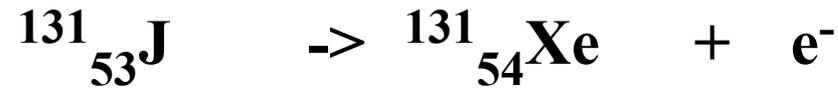
Radioaktiver Zerfall

α -Strahlung:



He-Kerne; (neu) Therapie Morbus Bechterev

β^- -Strahlung:



Elektronen; Bsp. Therapie Schilddrüse

β^+ -Strahlung:



Positronen; Das Nuklid der PET

K-Einfang:



γ -Strahlung:



em Strahlung hoher Energie; Das Nuklid der Nuklearmedizin

“reiner Gammastrahler”, wenig Strahlenexposition

Nuklearmedizinische Diagnostik: γ -Strahlung, Vernichtungsstrahlung

Radionuklide

Keine in der Natur vorkommenden radioaktiven Elemente wegen:

- Radiotoxizität
- Strahlenart (nicht nur gewünschte => erhöhte Strahlenexposition)
- Halbwertszeit viel zu lang
- Radiochemische Reinheit

Herstellung von Radionukliden:

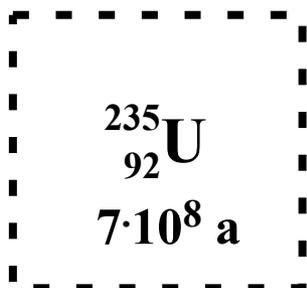
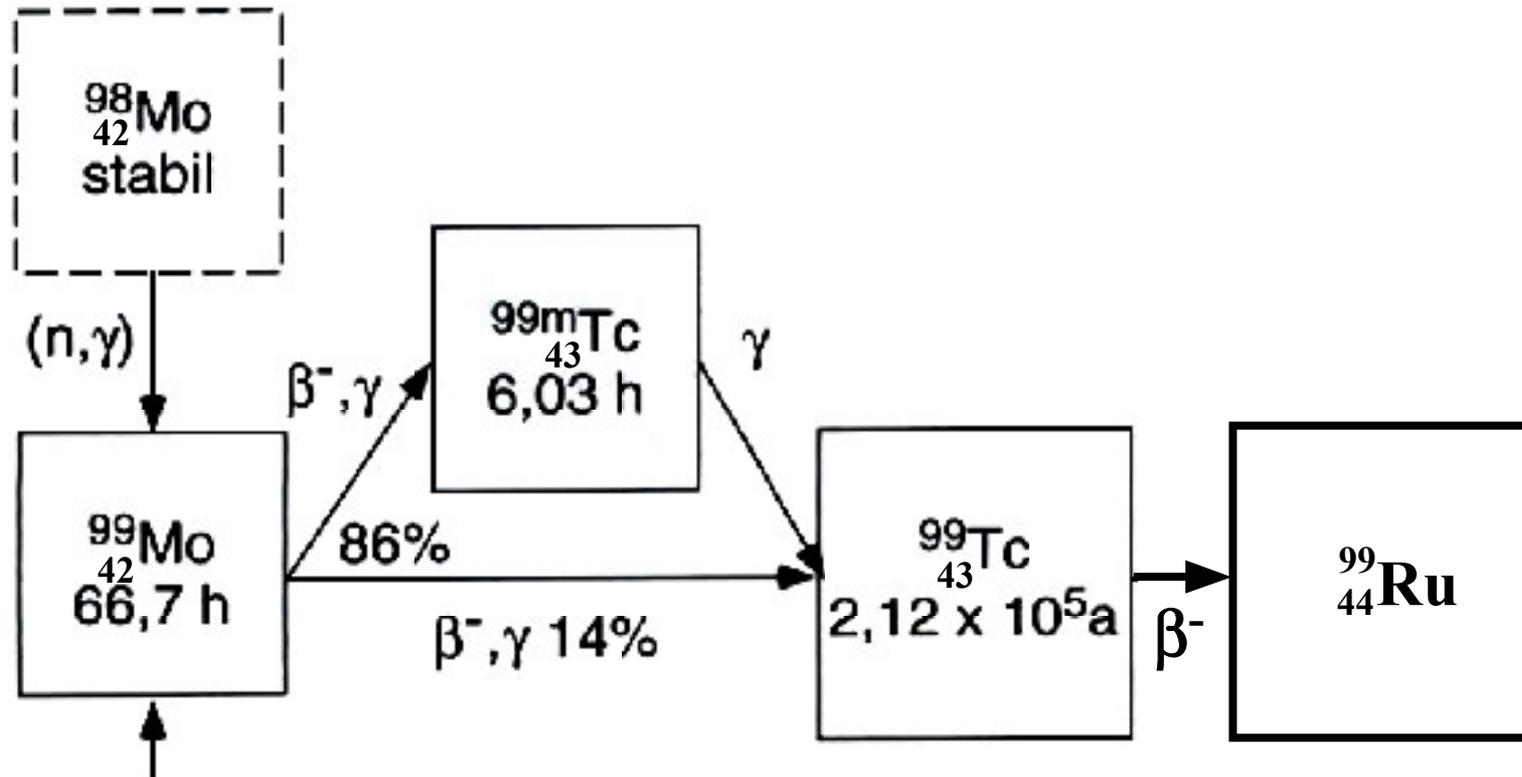
$E_{\text{kin}} \approx 10 \text{ MeV}$ nötig
(Baby-Zyklotrons in
Krankenhaus: $\approx 30 \text{ m}^2$)

Kernreaktor nötig!

Kernspaltung	${}_{92}^{235}\text{U} + {}_0^1\text{n} \rightarrow {}_{92}^{236}\text{U} \rightarrow {}_{42}^{99}\text{Mo} + {}_{50}^{133}\text{Sn} + 4{}_0^1\text{n}$
Neutronenbeschuss	${}_{42}^{98}\text{Mo} + \text{n} \rightarrow {}_{42}^{99}\text{Mo} + \gamma$ ${}_{42}^{98}\text{Mo}(\text{n}, \gamma){}_{42}^{99}\text{Mo}$
Beschuss mit geladenen Teilchen; z.B. am Zyklotron	${}_{8}^{18}\text{O} + \text{p} \rightarrow {}_{9}^{18}\text{F} + \text{n}$ ${}_{8}^{18}\text{O}(\text{p}, \text{n}){}_{9}^{18}\text{F}$

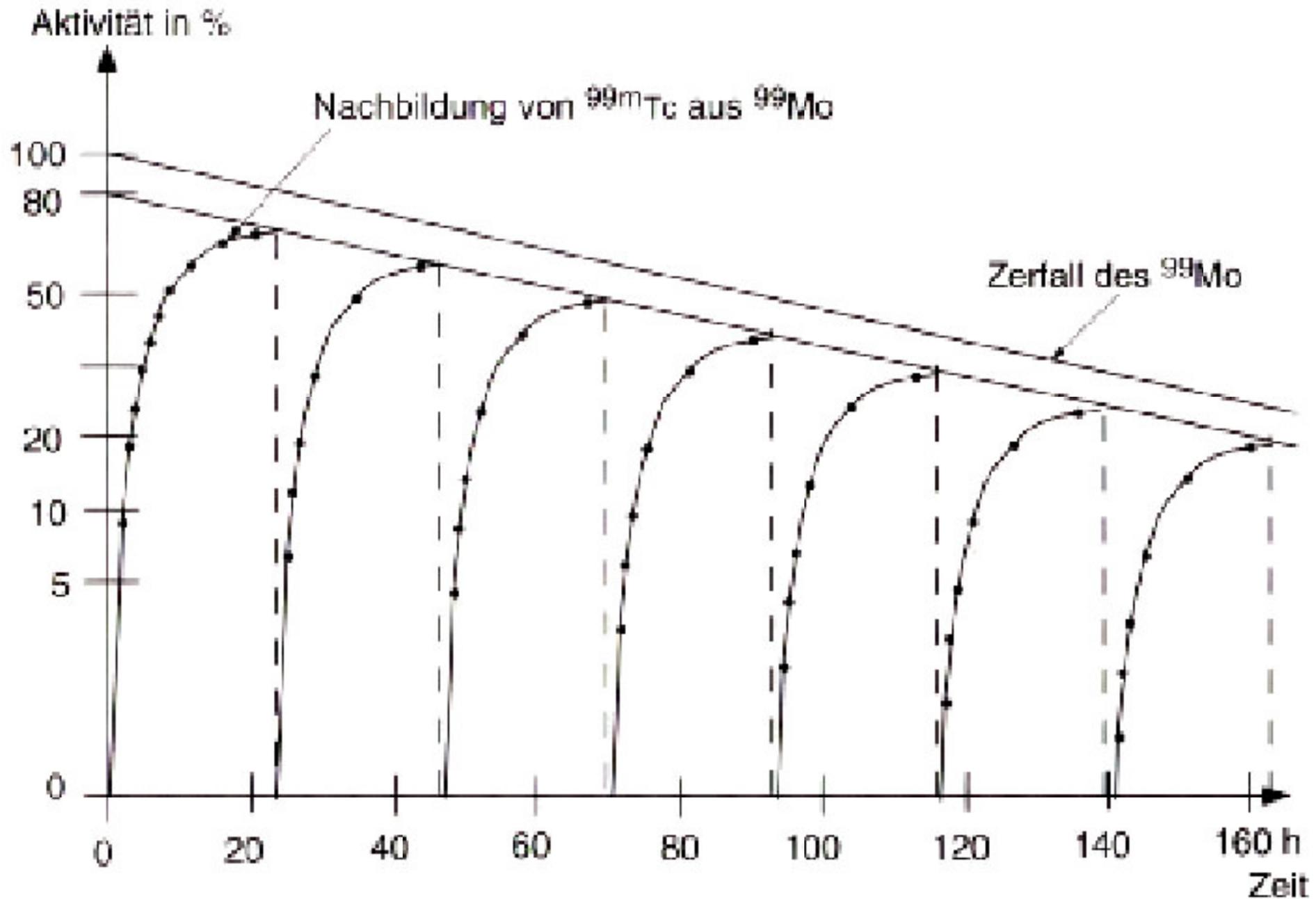
Radionuklidgenerator

Radionuklidgenerator im Krankenhaus; wichtigstes Beispiel:
Gewinnung von $^{99m}_{43}\text{Tc}$



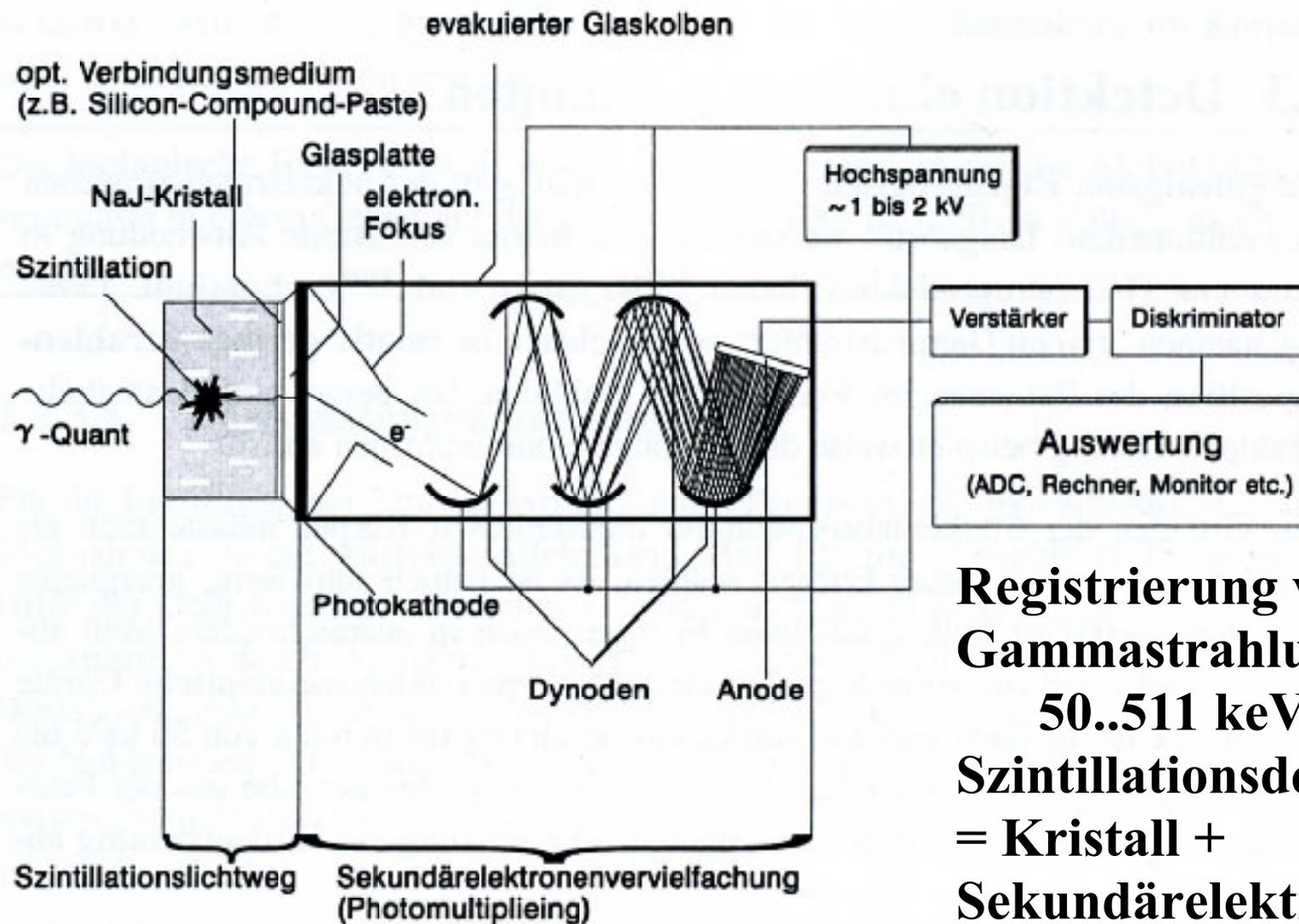
**Tägliches “Melken” möglich;
aber Austausch Generator jede Woche!**

Radionuklidgenerator



Scintillationsdetektor

Günstigste Eigenschaften für konventionelle nuklearmed. Diagnostik:
Isomere Kerne (“reine Gammastrahler”) ^{81m}Kr , ^{99m}Tc



Registrierung von
Gammastrahlung im Bereich
50..511 keV
Szintillationsdetektor
= Kristall +
Sekundärelektronenvervielfacher
(SEV)

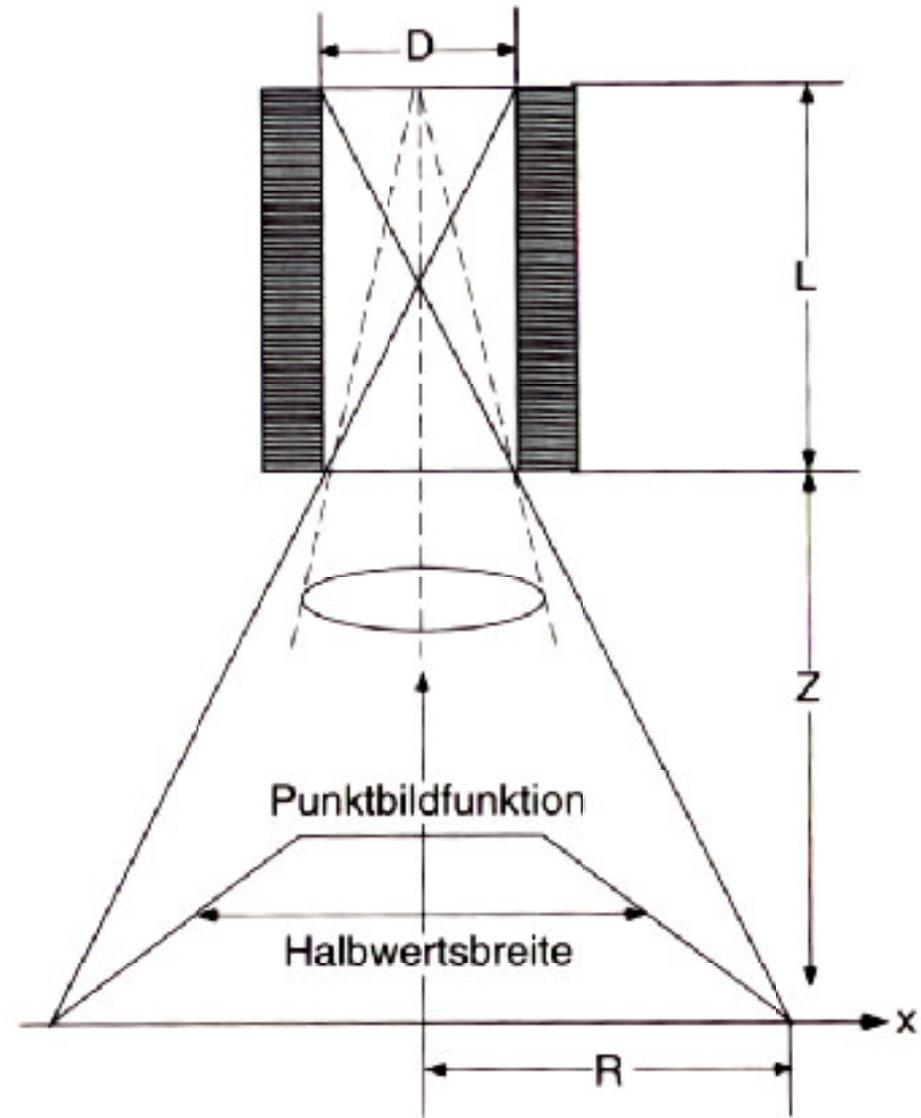
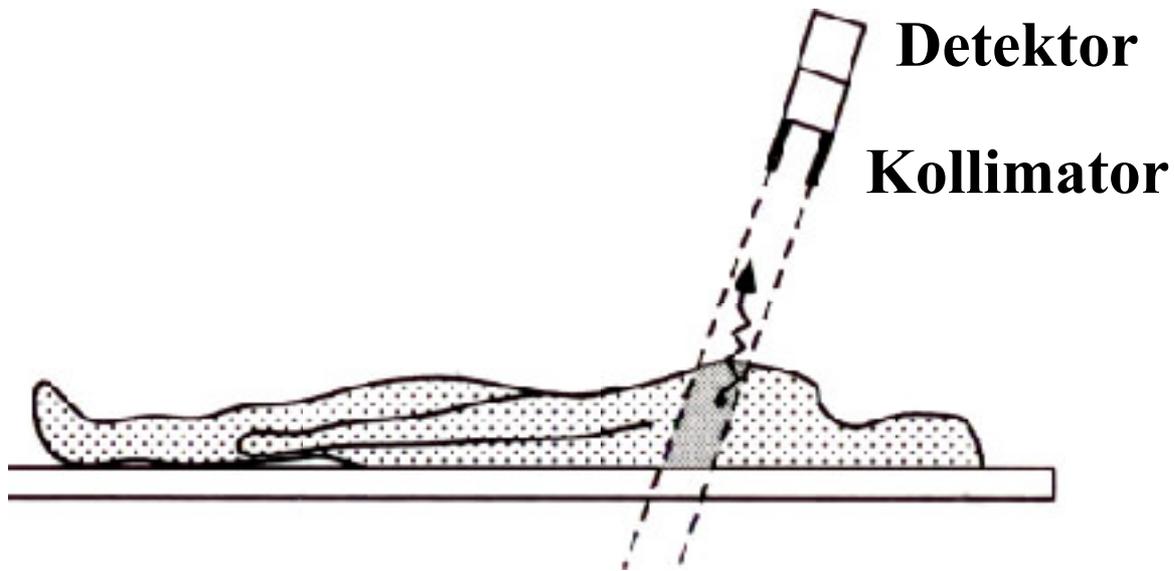
Forderungen an Kristall:

- Größe angepaßt an Meßproblem
(cm² bis 40*60 cm² für Ganzkörperszintigramme)
- Ausreichende Dicke, hohe eff. Ordnungszahl
- Hohe Homogenität und opt. Durchlässigkeit

Eigenschaften der Szintillatormaterialien: NaI:Tl, Bi₄Ge₃O₁₂ = BGO

	NaI(Tl)	BGO
Dichte (gcm ⁻³)	3,67	7,13
Ordnungszahl	11,53	82, 32, 8
Relative Lichtausbeute (normiert auf NaI)	1,0	0,08
Szintillations-Linie bei Wellenlänge (nm)	410	480
Brechungsindex	1,78	2,15
Szintillations-Abklingdauer (ns)	230	300
Nachweis-Effektivität %	(100 keV)	(400 keV)
Kristalldicke:		
20 mm	61	90
8 mm	52	84
4 mm	46	78

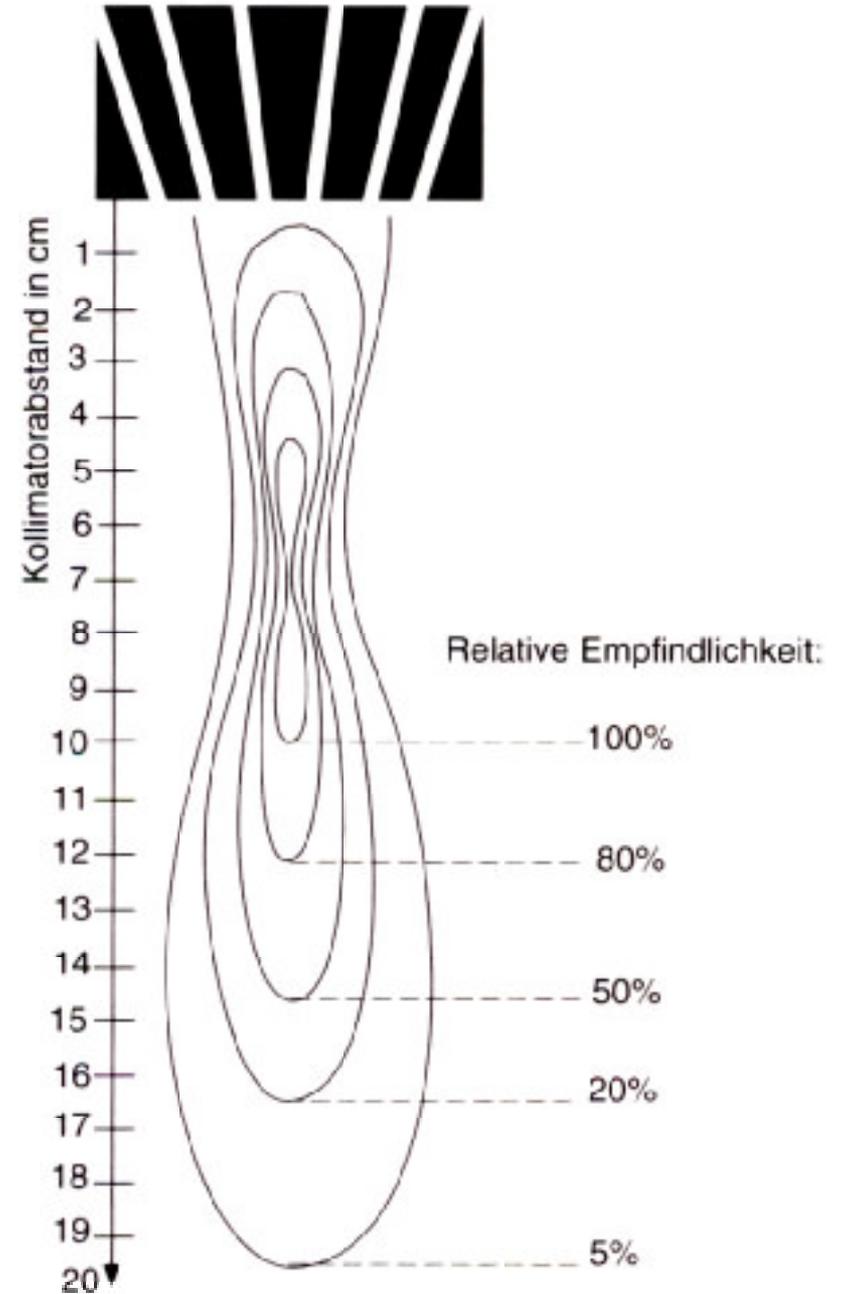
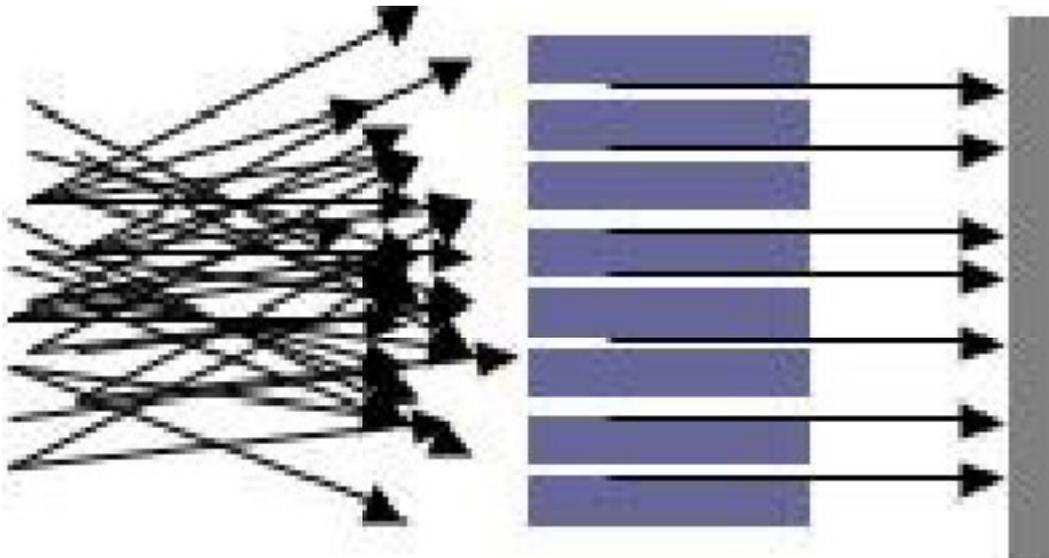
Kollimatoren



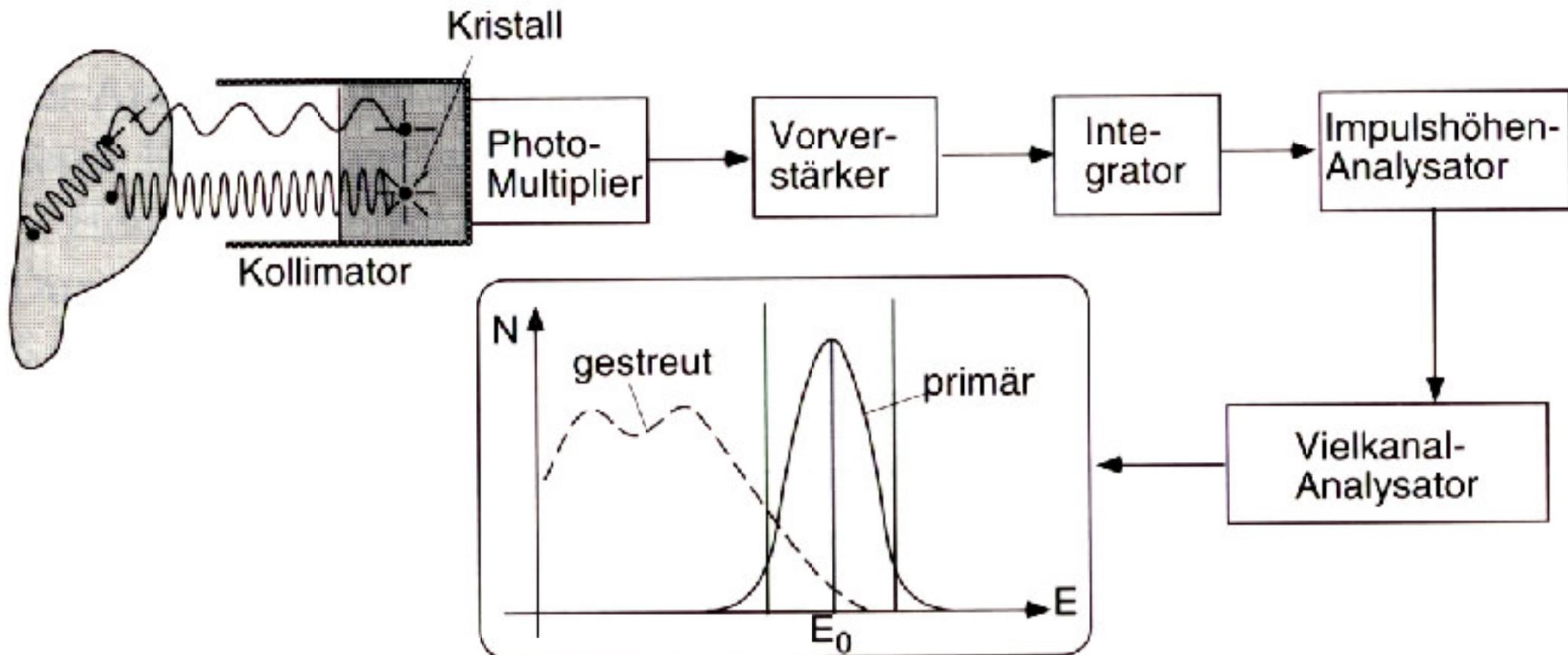
Kollimatoren

Fokussierender Kollimator

“Gewöhnlicher” Kollimator



Diskriminierung



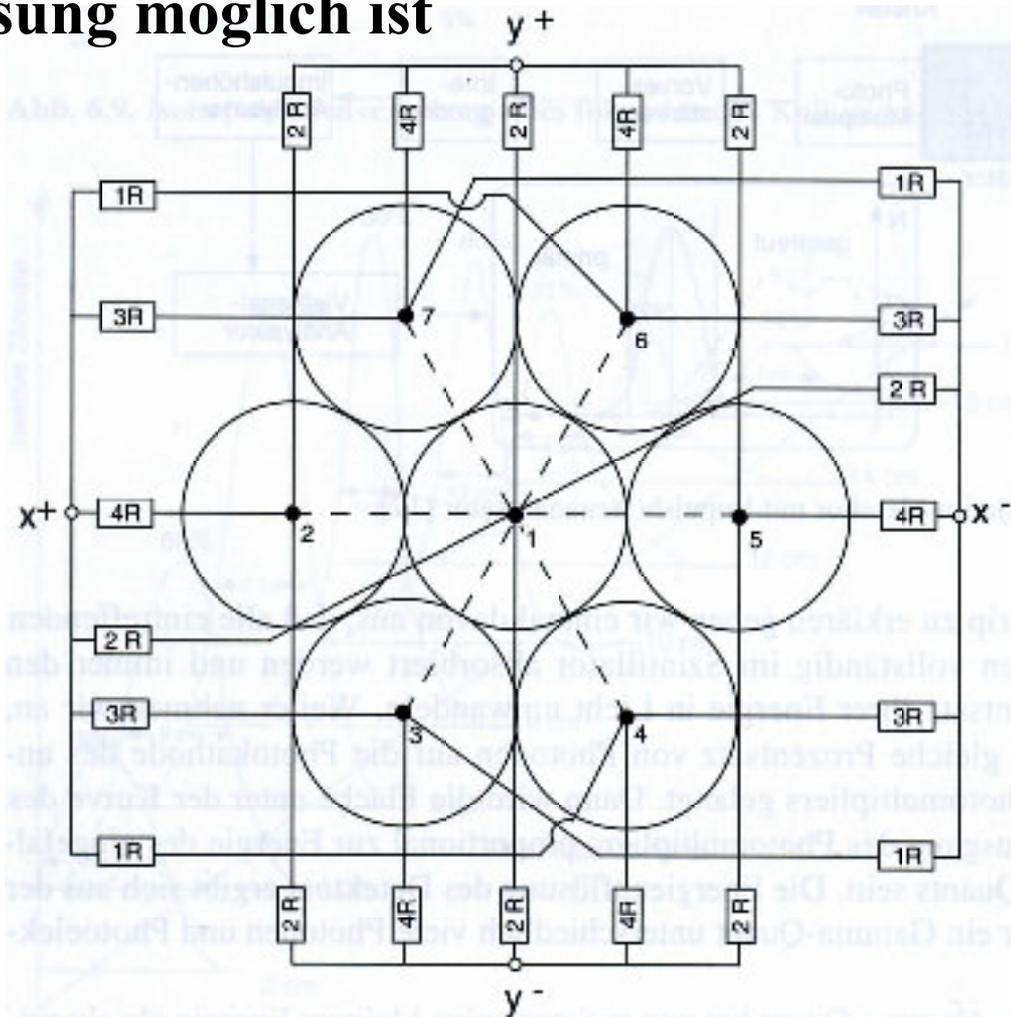
Gamma-Kamera

Ziel: Aktivitätsverteilung in einem großen Bereich des Körpers
simultan erfassen

Anger entwickelte eine Kamera, mit der mit relativ wenigen
Photomultipliern eine hohe Ortsauflösung möglich ist

Prinzip Ortsbestimmung
(Bsp. 7 Photomultiplier):

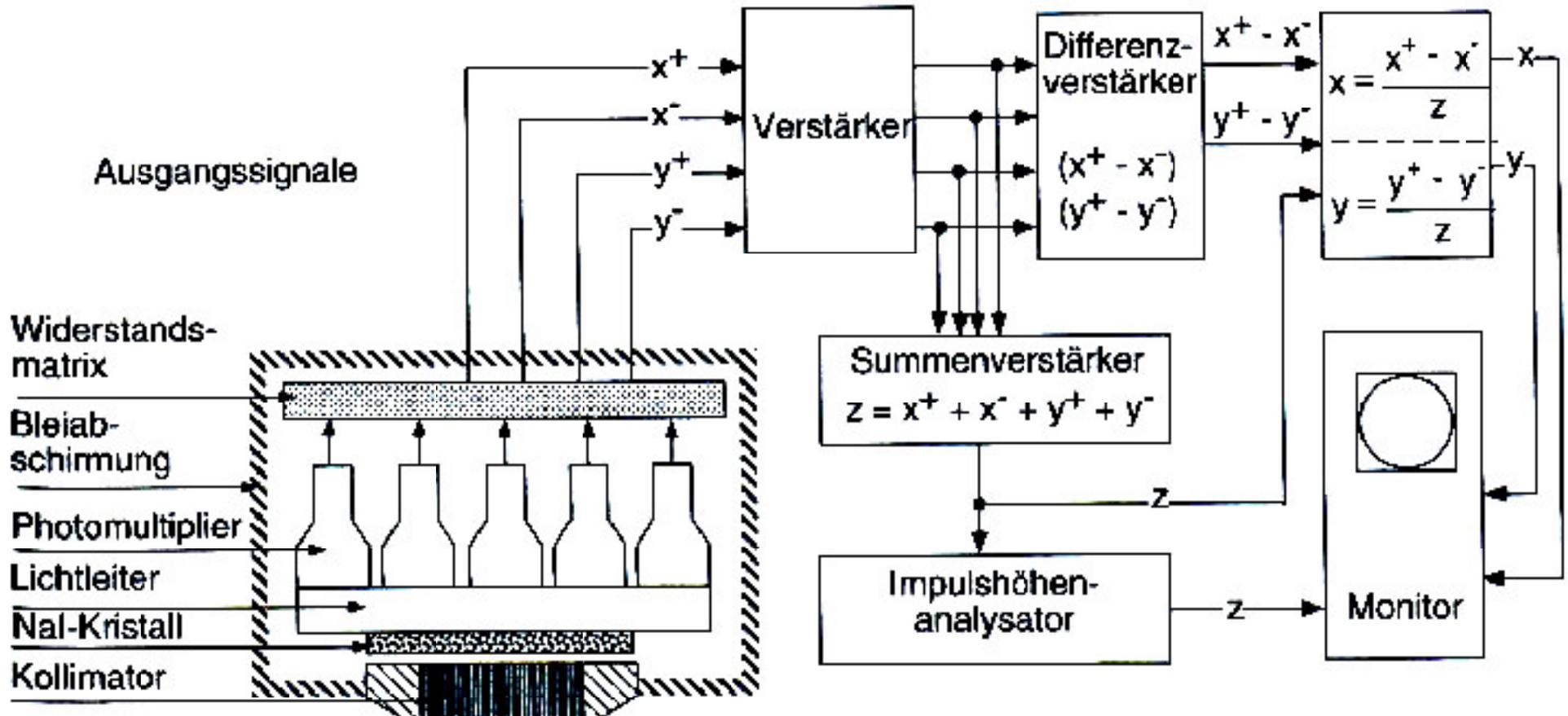
Qualität abhängig von
gleichmäßigen und stabilen
Empfindlichkeit der PM
=> regelmäßiges Kalibrieren,
Korrekturverfahren



Anger Kamera

37..100 PM, Durchmesser 20..50cm 6mm dicker Kristall (für 200 keV)
bis 12mm (für 511 keV -> PET)

Ortsauflösung 3..5 mm



Planare Szintigraphie

Planare Szintigraphie: Gamma-Kamera wird über zu untersuchendes Organ gehalten, Aktivitätsverteilung aufgenommen

Fokussierende Kollimatoren => Erhöhung der Empfindlichkeit in vorgegebener Tiefe

Planare Szintigraphie <-> Projektionsröntgen

Am häufigsten eingesetzt: ^{99m}Tc mit Blut mitgespült, nimmt nicht am Stoffwechsel teil



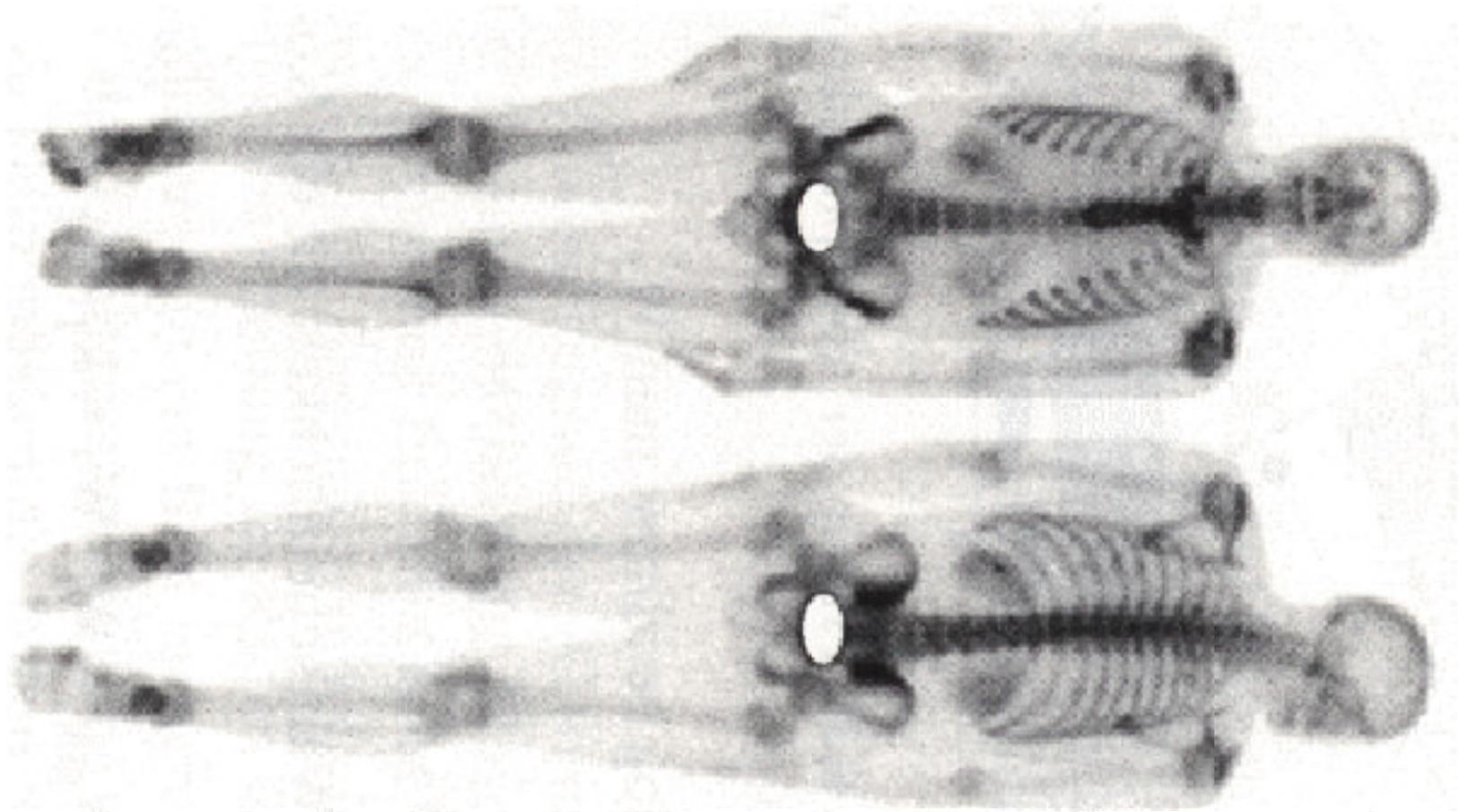
Strahlenbelastung akzeptabel, da

- “reiner Gammastrahler”
- Kurze Abklingdauer

Anwendungen

Organ: Diagnostik

- **Herz: Septum-Defekte, Schlagvolumen**
- **Schilddrüse: Tumor (kalte Knoten), Überfunktion (heiße Knoten)**
- **Lunge: Belüftung**
- **Niere: Durchblutung, Sekretion, Exkretion**
- **Knochen: Tumor (Präparatanreicherung bei Krebs)**



Anwendungen

untersuchtes Organ	Radiopharmakon	applizierte Aktivität MBq	Energiedosis/ Untersuchung	
			kritisches Organ mGy	Gonaden mGy
Schilddrüse	^{99m}Tc -Pertechnetat	37	6	0,2
	^{131}I Jodid	1,85	500	0,3
Hirn	^{99m}Tc -Pertechnetat (TcO_4^-)	370	60	2
Lungen	^{99m}Tc -MAA	74	5	0,05
Leber/	^{99m}Tc -S-Kolloid	111	12	0,15
Milz	^{99m}Tc -S-Kolloid	111	3	0,15
Nieren	^{99m}Tc -DMSA	74	1	0,4
Knochen	^{99m}Tc -DPD	444	5	3

Single Photon Emission Computer Tomography

Schnittbildverfahren; Gemessen wird das Linienintegral über die Aktivitätsdichte:

$$\text{Signal} = \int dl A(x,y,z)$$

SPECT <-> Röntgen-CT

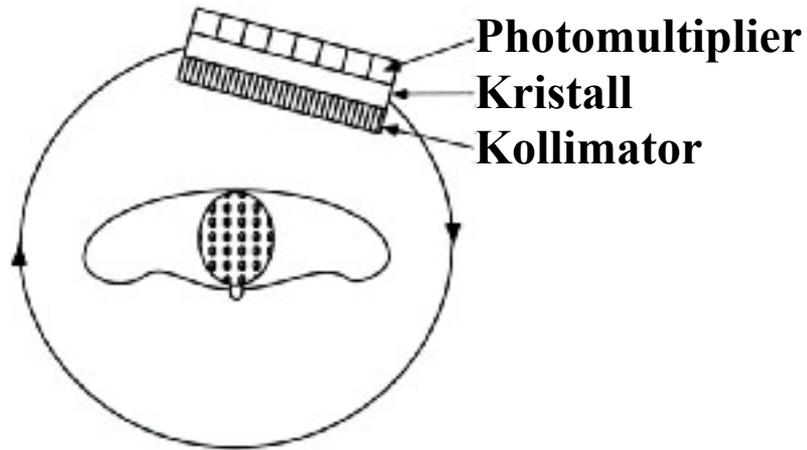
Relativ schlechte Ortsauflösung der Gammakamera => wenige Meßpunkte pro Projektion

- 100..200 Projektionen
- 128*128 Pixel

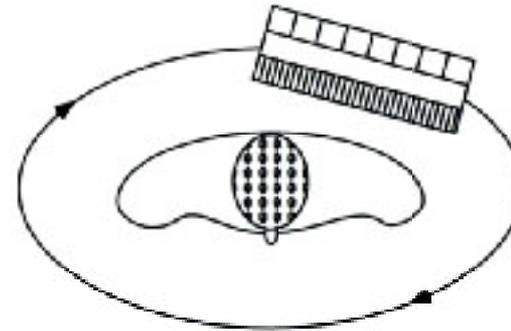
Häufigstes Rekonstruktionsverfahren: gefilterte Rückprojektion mit Abschneidung bei relativ niedrigen Ortsfrequenzen wegen hohem Quantenrauschen der Messwerte => 10..15 mm Bildauflösung

Bessere Bilder: iteratives Rekonstruktionsverfahren unter Berücksichtigung der Absorptionsprozesse im Körper

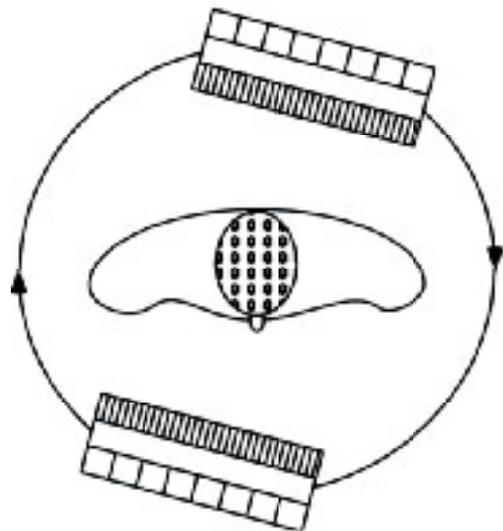
SPECT Messung



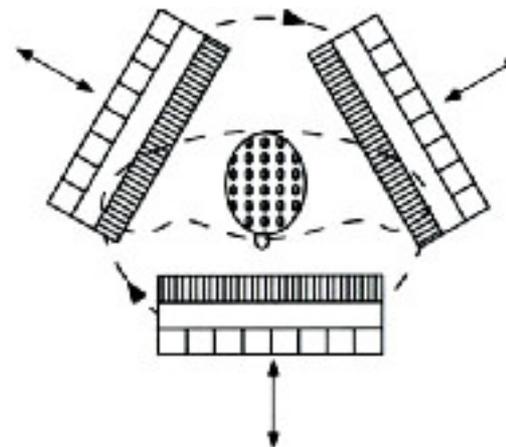
**1 Messkopf
kreisförmiger Orbit**



**1 Messkopf
elliptischer Orbit**

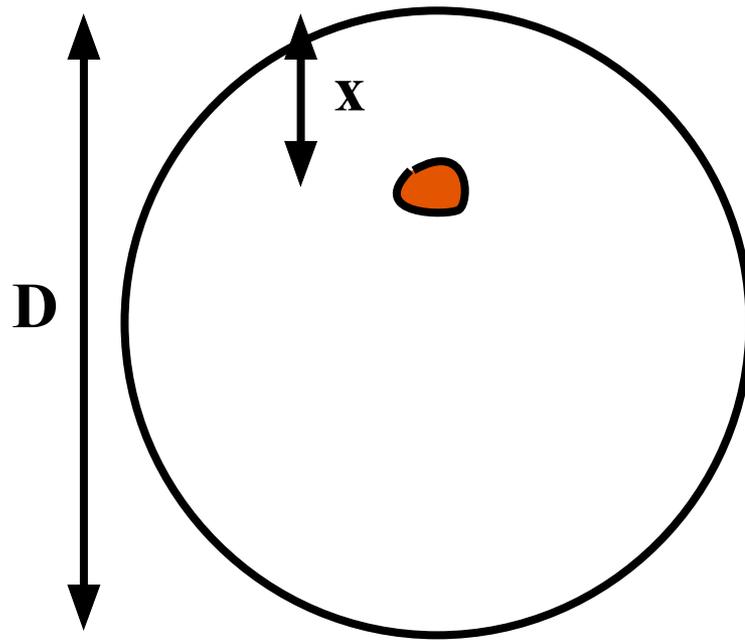


2 Messköpfe

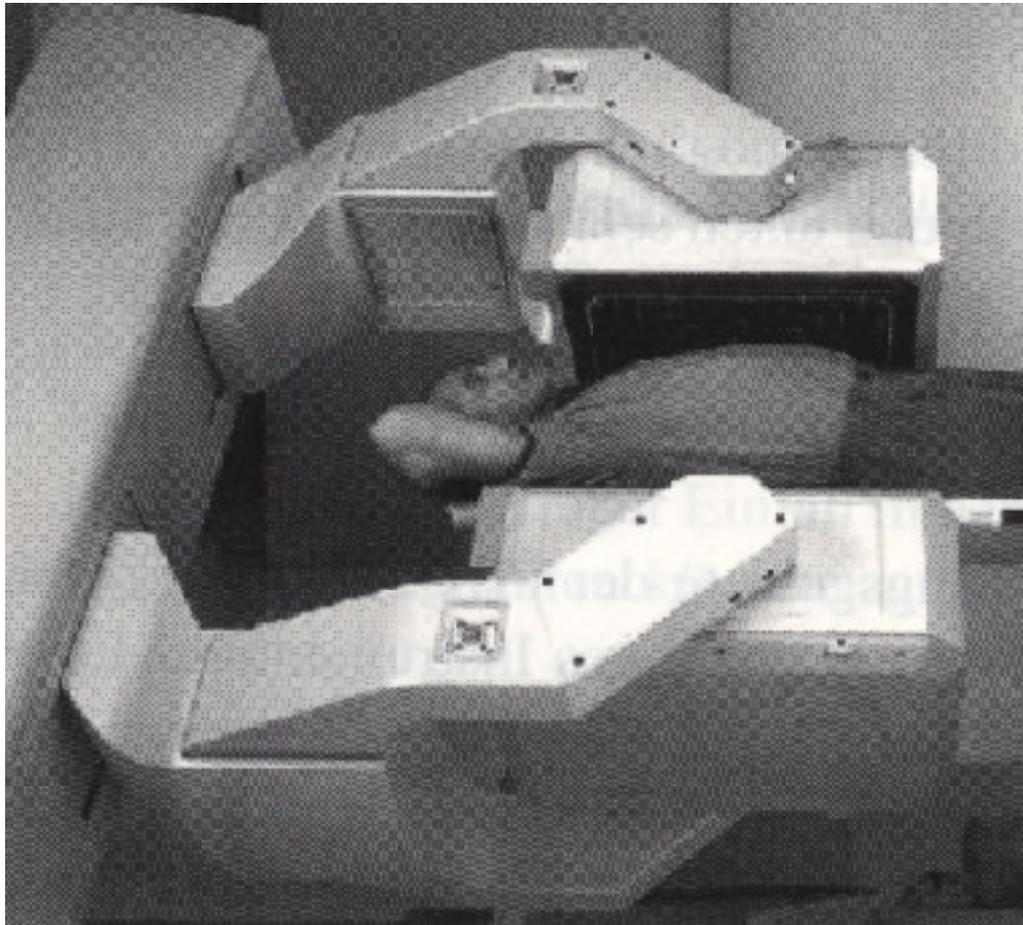


3 Messköpfe

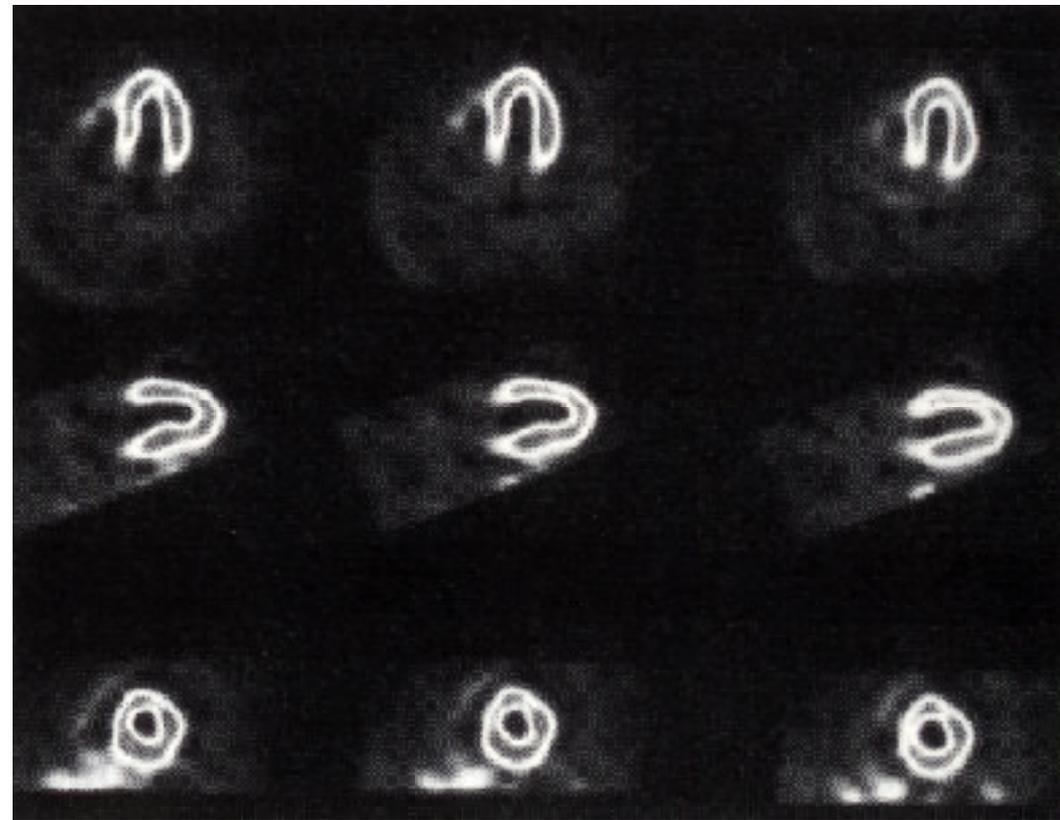
Absorptionskorrektur



SPECT Anwendungen

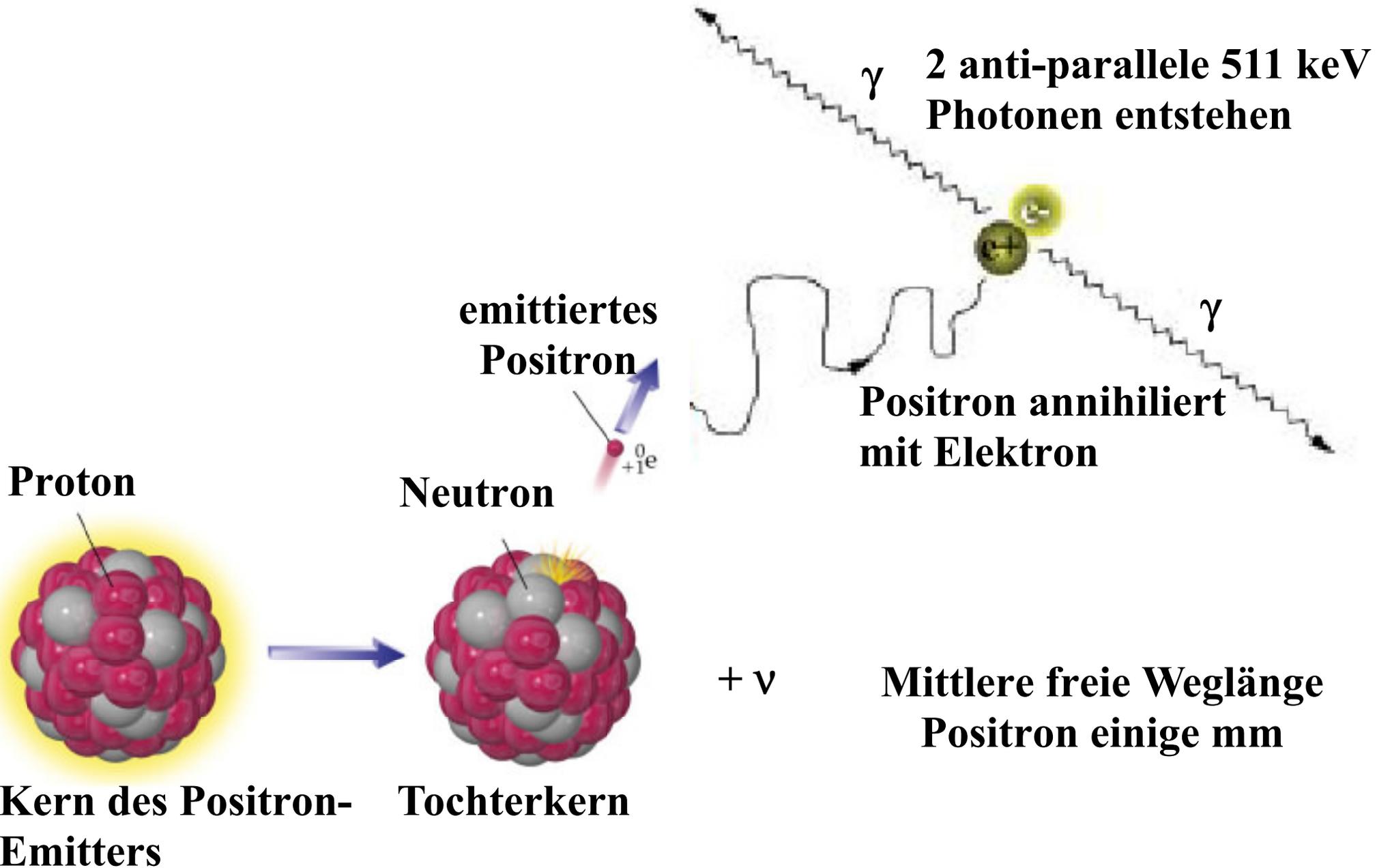


SPECT System



**rekonstruierte Schnittbilder
des Herzes**

Positron-Emission

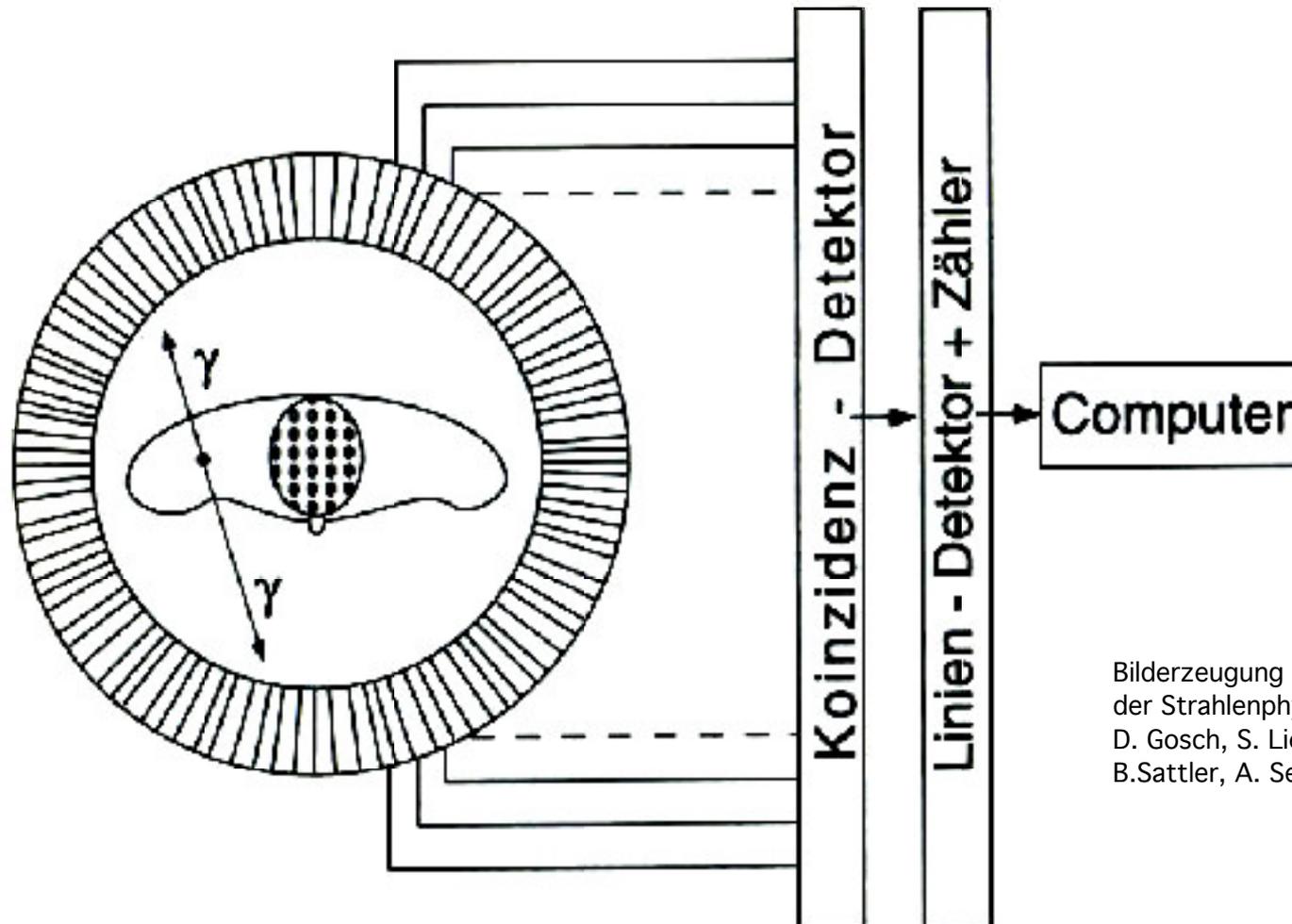


PET Kerne

Isotope	half-life (min)	Maximum positron energy (MeV)	Positron range in water (FWHM in mm)	Production method
^{11}C	20.3	0.96	1.1	cyclotron
^{13}N	9.97	1.19	1.4	cyclotron
^{15}O	2.03	1.70	1.5	cyclotron
^{18}F	109.8	0.64	1.0	cyclotron
^{68}Ga	67.8	1.89	1.7	generator
^{82}Rb	1.26	3.15	1.7	generator

kurzlebig ($T_{1/2} = 10..100$ min)

- **Vorteil wegen Strahlenbelastung und Messung**
- **Nachteil wegen Nachlieferung des Präparats**



Bilderzeugung und Bildbewertung in
der Strahlenphysik
D. Gosch, S. Lieberenz, J. Petzold,
B.Sattler, A. Seese

Langsames Positron + Elektron

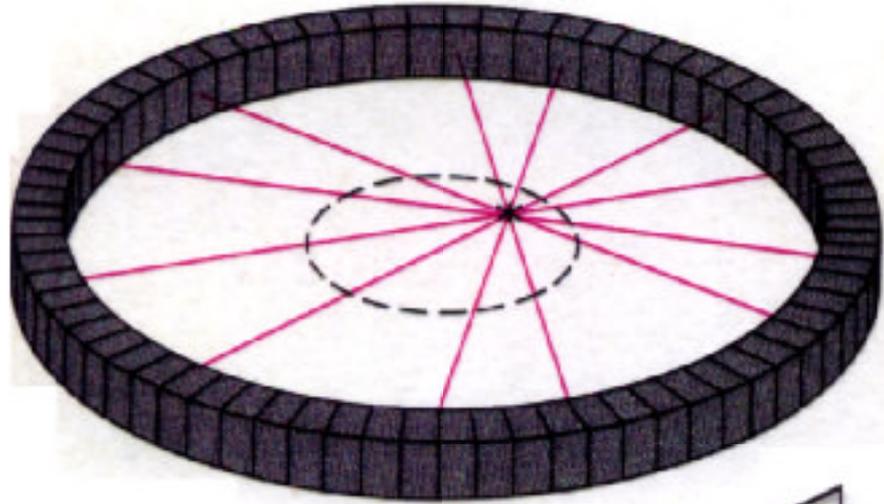
=> $\approx 180^\circ$ zwischen Gammaquanten

(Gaußförmige Winkelverteilung mit FWHH von $0,3^\circ$)

=> Koinzidenzdetektion

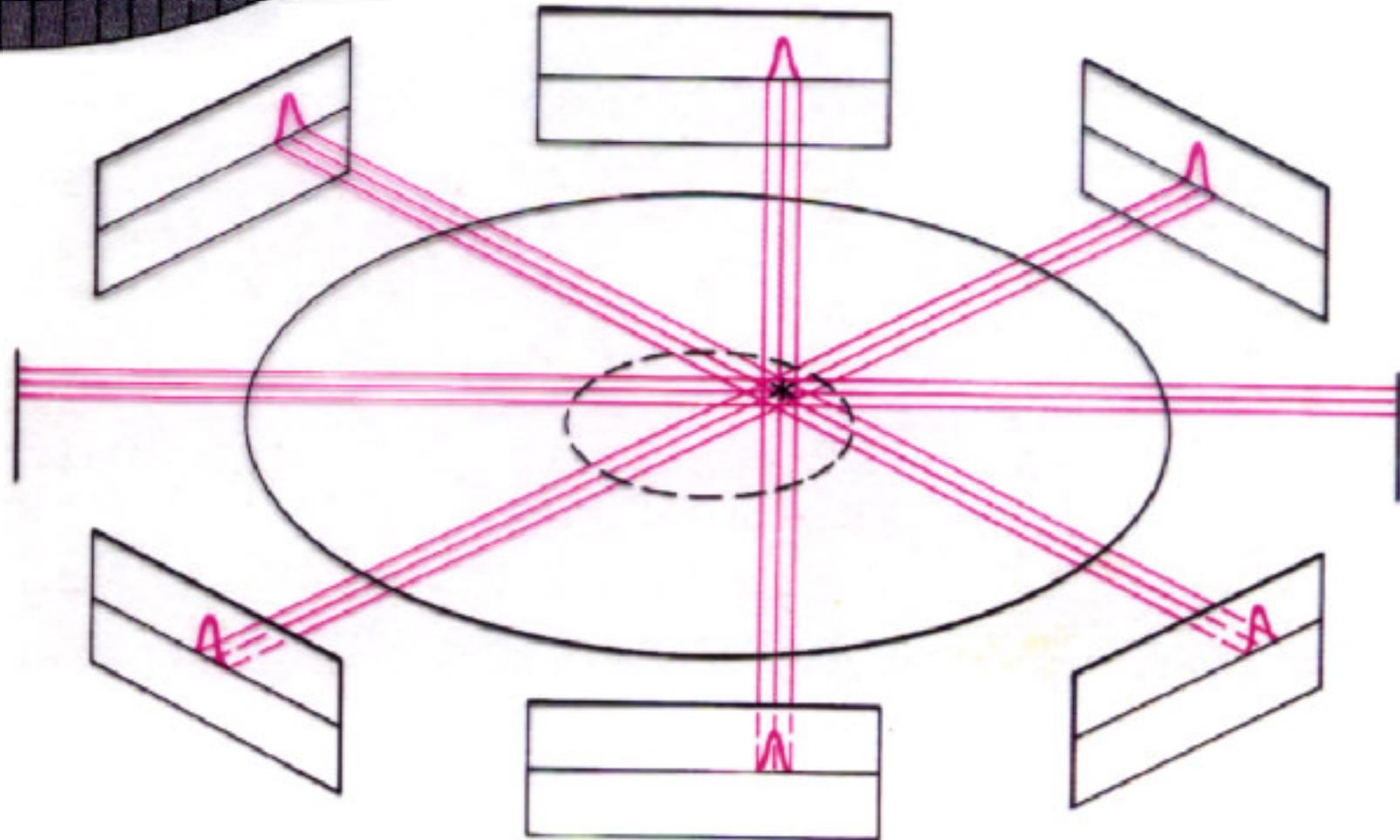
Physik. erreichbare Auflösung 2..3 mm; Technisch 5 mm

Detektorring



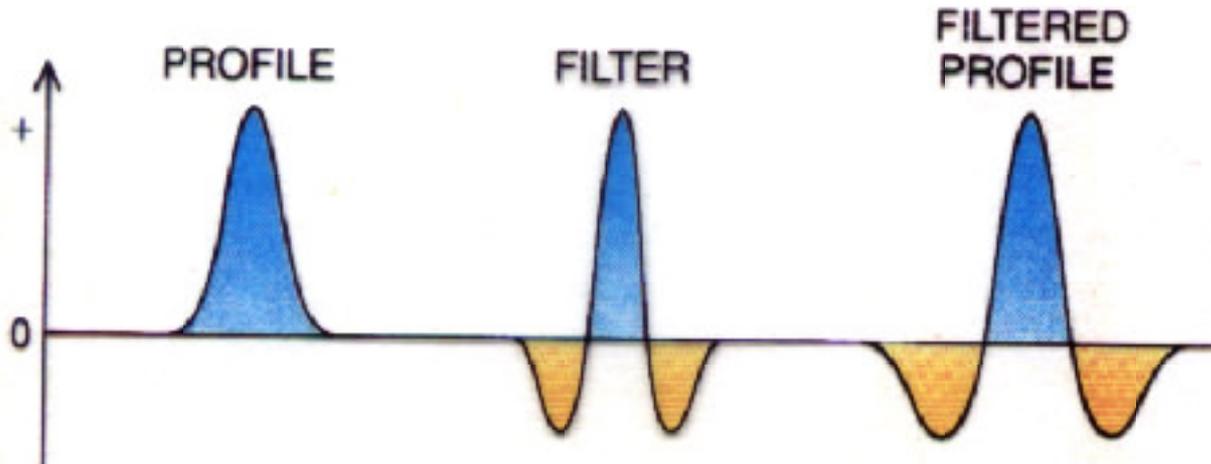
Auflösung

Verteilung der Positionsmessungen



Gefilterte Rückprojektion

Filter für Rückprojektion



gefilterte Rückprojektion

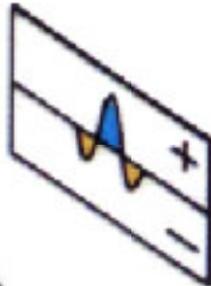
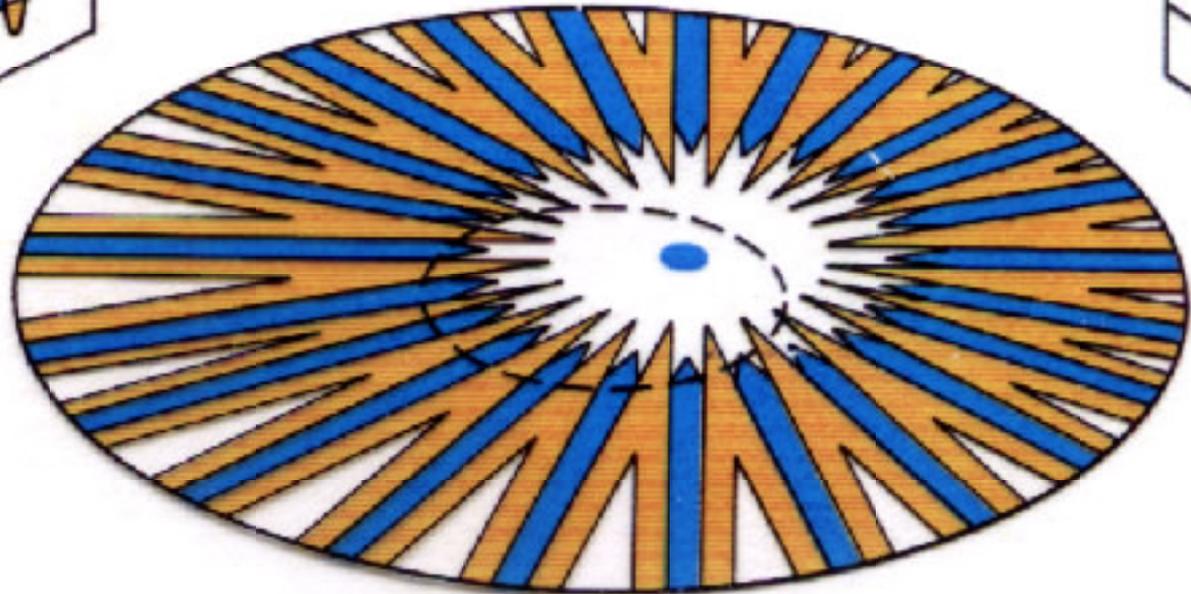
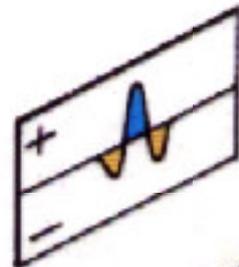
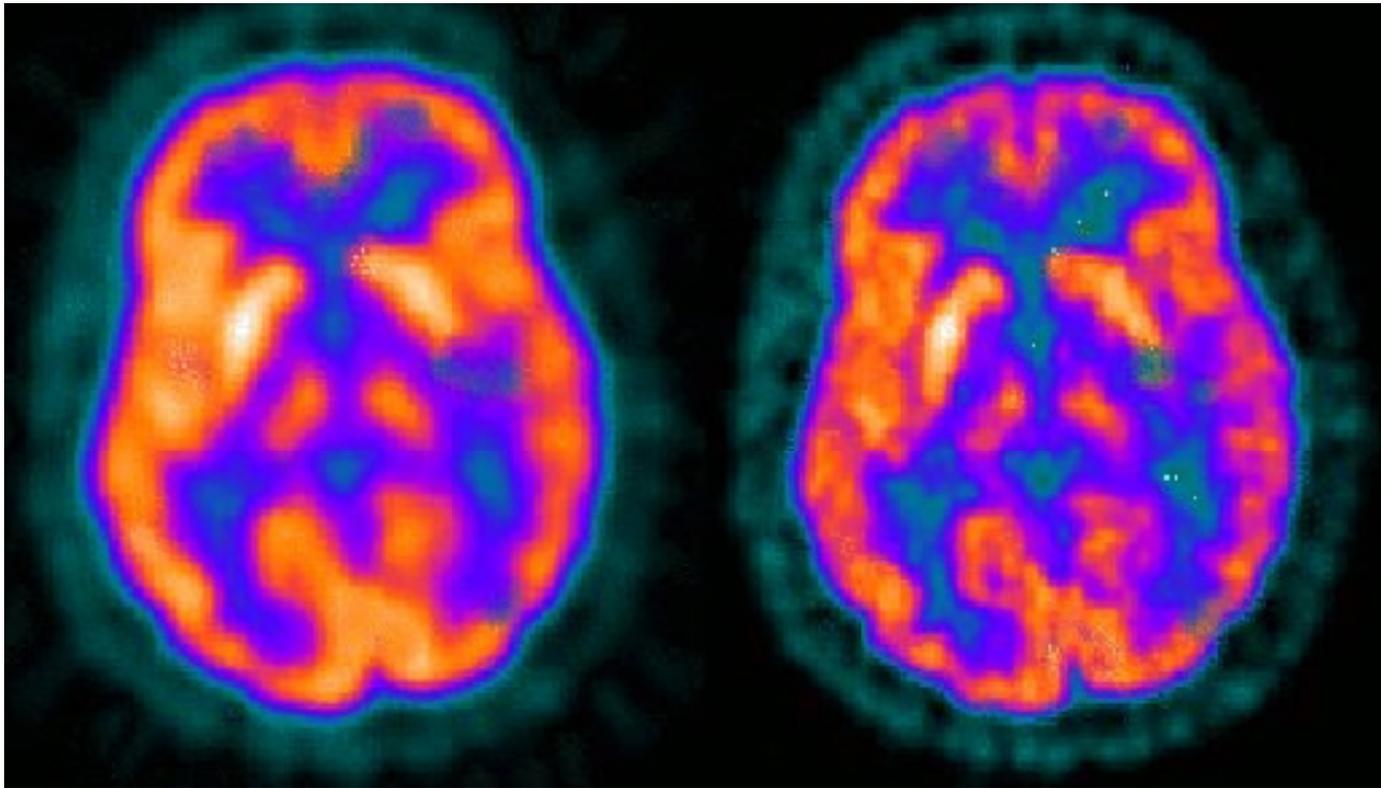


Bild-Rekonstruktion

^{18}F fluorodeoxyglucose PET an Alzheimer Patient

Rückprojektion

Maximum Likelihood



PET Anwendung

^{11}C CO

