
Nuklearmedizin und nuklearmedizinische Messtechnik II

Messtechnischer Teil (Hans Richard Doerfel)

8. November 1895:

Entdeckung der X-Strahlen durch Wilhelm Conrad Röntgen



Anfang 1896:

Eine der ersten

Aufnahmen einer Hand

8. November 1895:
Entdeckung der X-Strahlen durch Wilhelm Conrad Röntgen



Anfang 1896:
Eine der ersten
Aufnahmen einer Hand

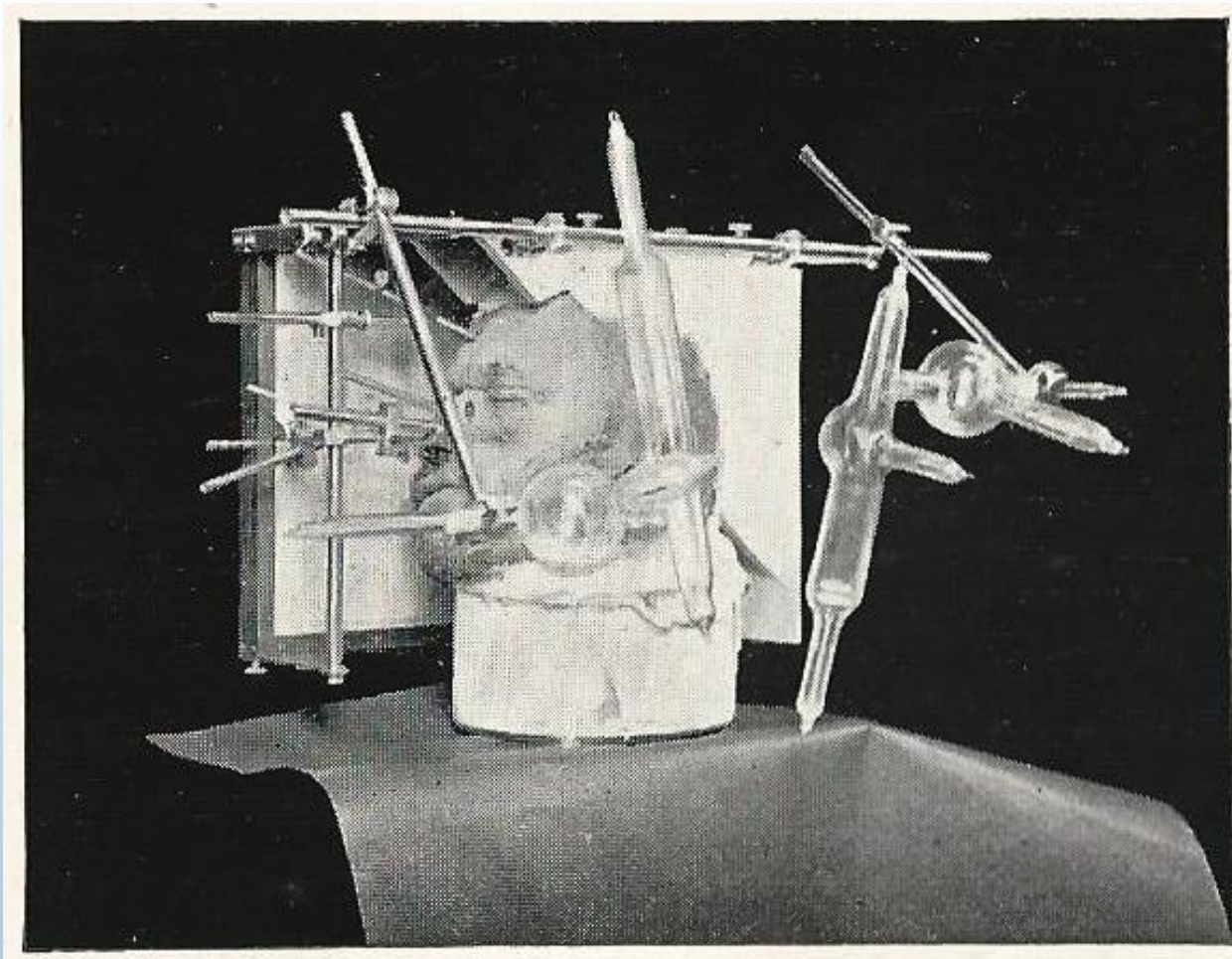
1897:
Aufnahme einer Hand
mit angepasster
Röhrenspannung



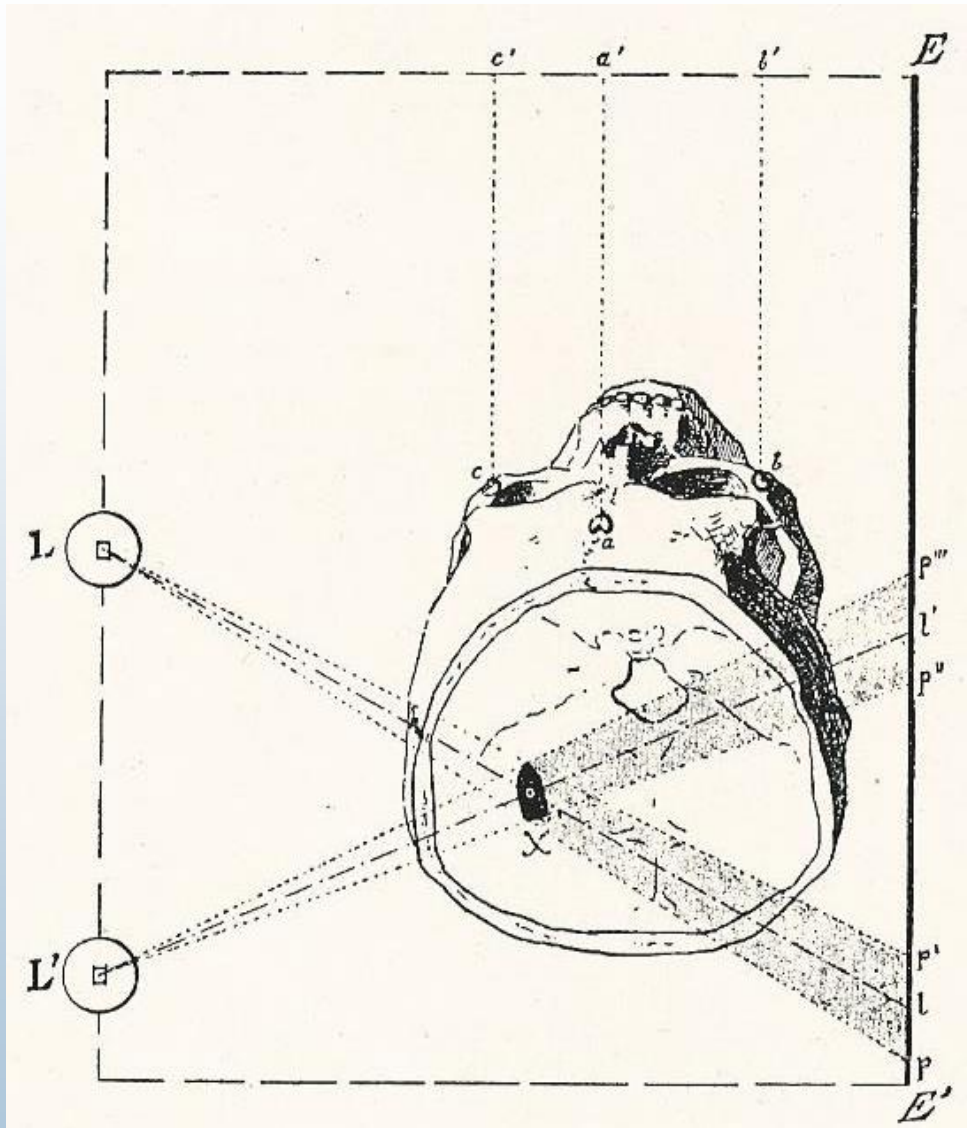
1904

(La photographie
française):

Erste Ansätze zur
räumlichen Bildgebung



Messanordnung zur
Lokalisierung eines
Projektils im Kopf



1904

(La photographie française):
Erste Ansätze zur räumlichen
Bildgebung

Prinzip der Lokalisierung des
gesuchten Projektils

1904 (La photographie française):
Erste Ansätze zur räumlichen Bildgebung



Fig. 6.

Compas d'opération indiquant la direction
et la profondeur à laquelle se trouve le
projectile cherché.

Operationskompass zur
Anzeige der Richtung
und der Tiefe des
gesuchten Projektils



SPECT/CT

Bildgebende Verfahren in der Nuklearmedizin

Gamma-Kamera-Systeme

Bildliche Darstellung der von Radionukliden emittierten γ -Strahlung
Zweidimensionale Darstellung (Planare Szintigraphie)



Bildgebende Verfahren in der Nuklearmedizin

Gamma-Kamera-Systeme

Bildliche Darstellung der von Radionukliden emittierten γ -Strahlung
Zweidimensionale Darstellung (Planare Szintigraphie)
Dreidimensionale Darstellung (SPECT: Single photon emission computed tomography)



Bildgebende Verfahren in der Nuklearmedizin

PET (Positronen-Emissions-Tomographie)-Systeme

Bildliche Darstellung auf der Basis der räumlichen Korrelation der von Positronen-Strahlern erzeugten Vernichtungsstrahlung



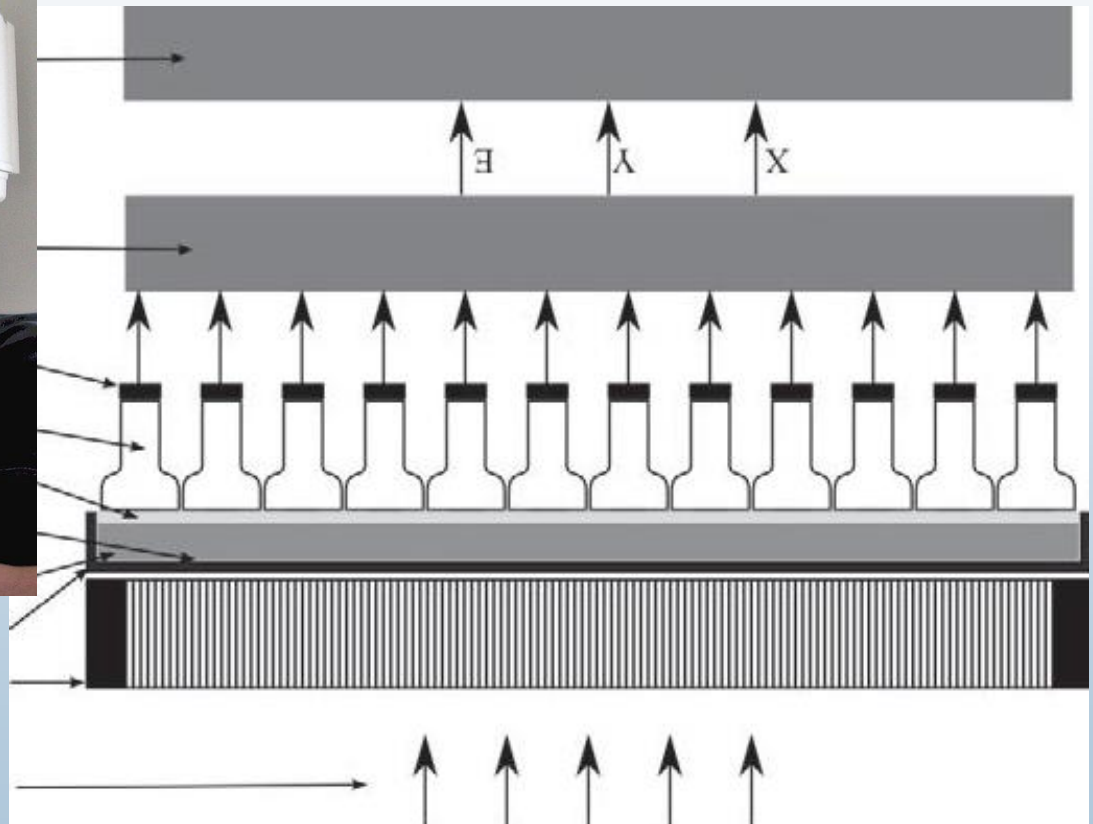
Bildgebende Verfahren in der Nuklearmedizin

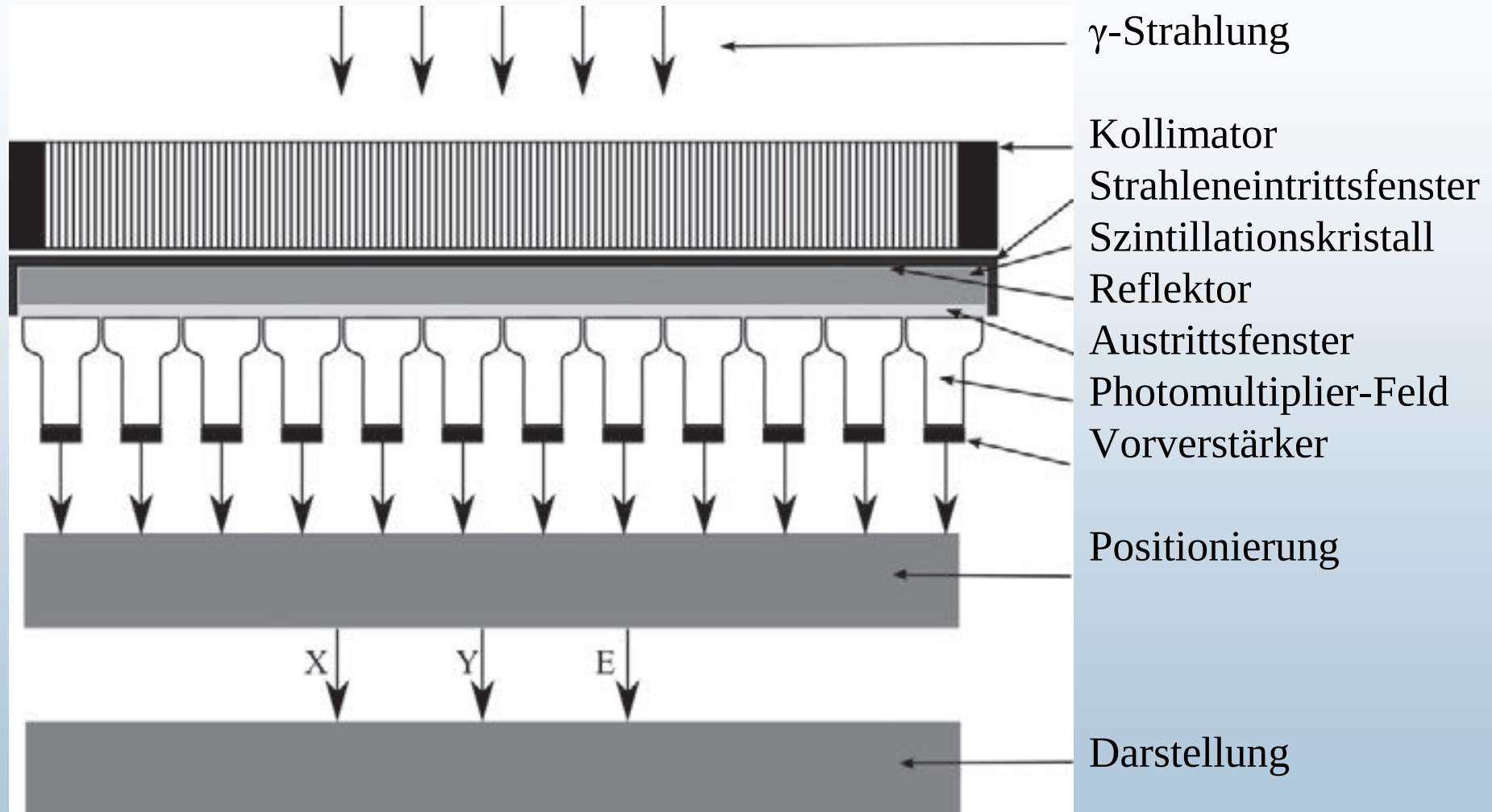
Kombiniert mit CT (Computed tomography): SPECT/CT ; PET/CT

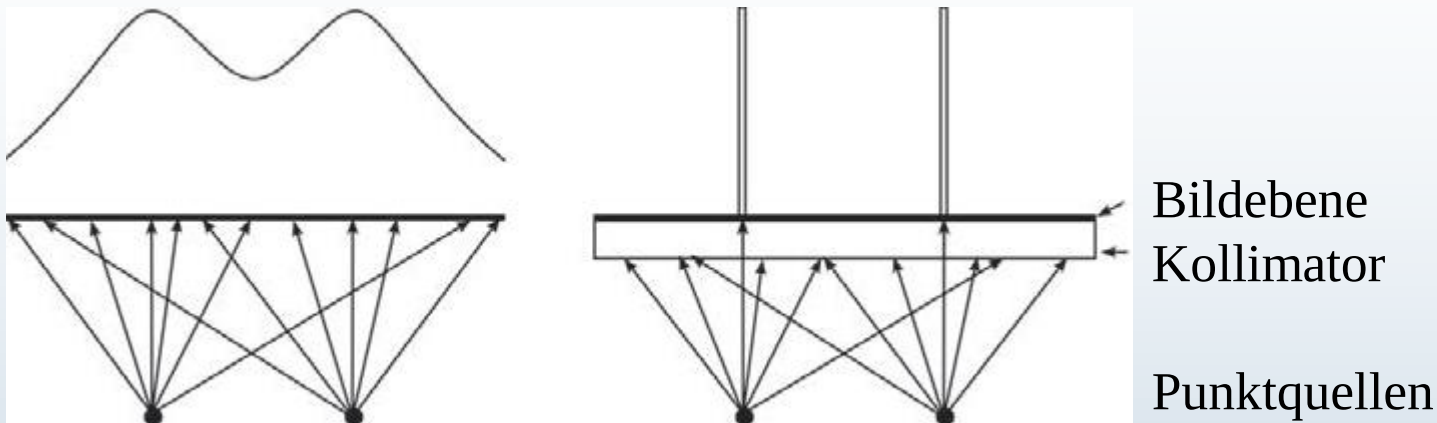
CT: Darstellung des anatomischen Zusammenhangs

SPECT bzw. PET: Darstellung der Funktionalität







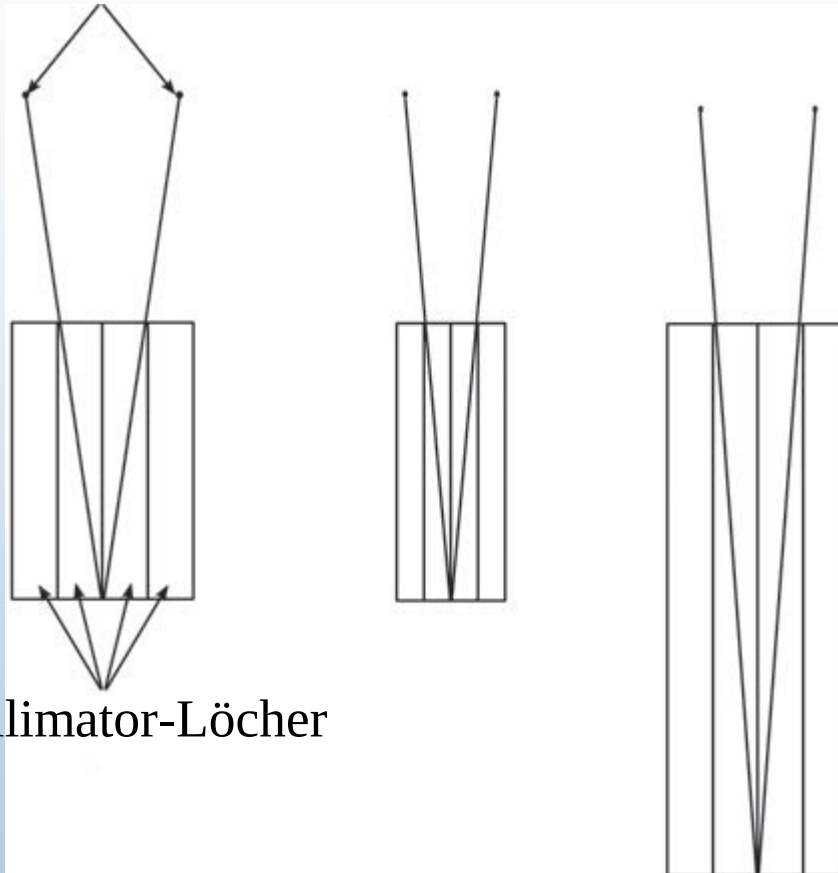


Mechanische „Linse“ zur Bestimmung der Aktivitätsverteilung

Definition des Messstrahls (LOR – Line of response)

Eindeutige Zuordnung der Punkte in der Bildebene zu Linien im Raum

Punktquellen



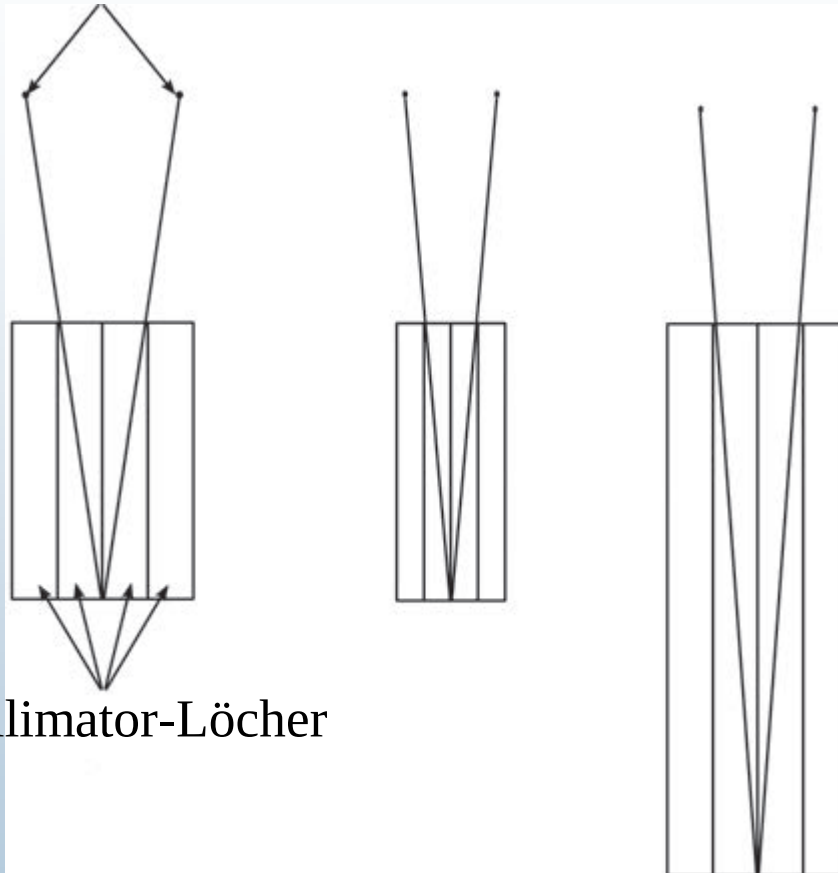
Kollimator-Löcher

Kleinsten Abstand zweier Punktquellen, die in einem Punkt in der Bildebene abgebildet werden, d.h. die im Bild nicht aufgelöst werden

Abhängig von
Lochdurchmesser
Schachtlänge

Höheres Auflösungsvermögen
geringere Photonenanzahl
größere statistische Streuung
(Rauschen)

Punktquellen



Kollimator-Löcher

Probleme

Septen-Penetration
Streuung

Abhängig von

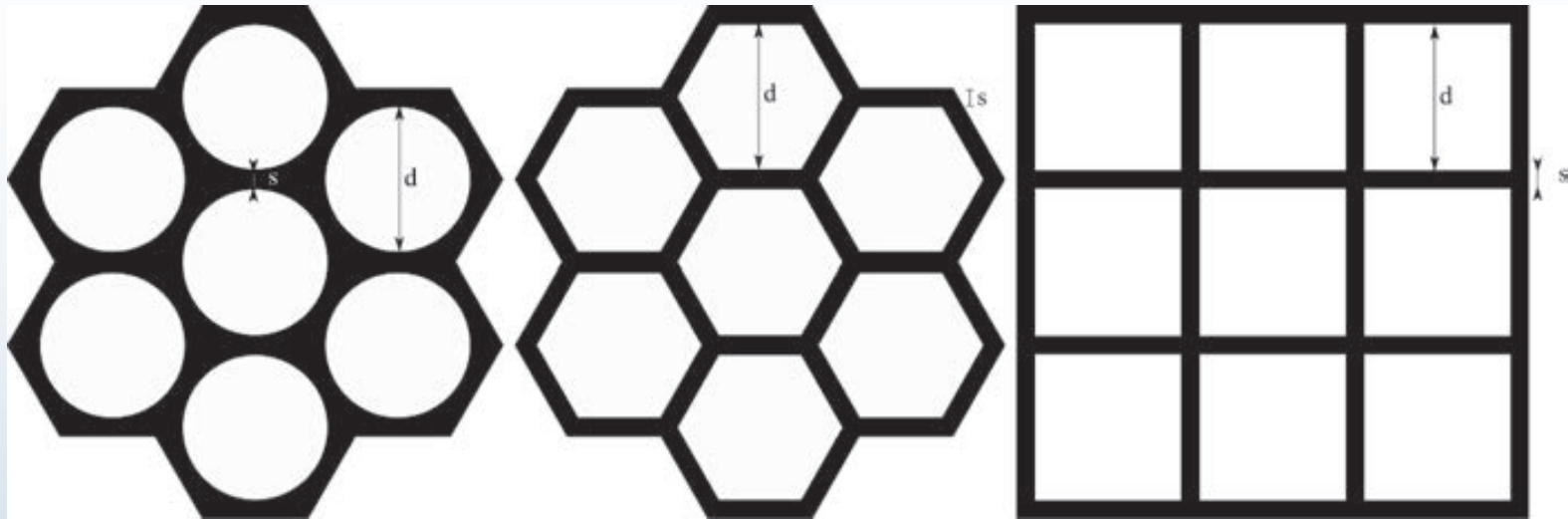
Energie
Dicke der Septen
Material der Septen

Energiespezifische Kollimatoren

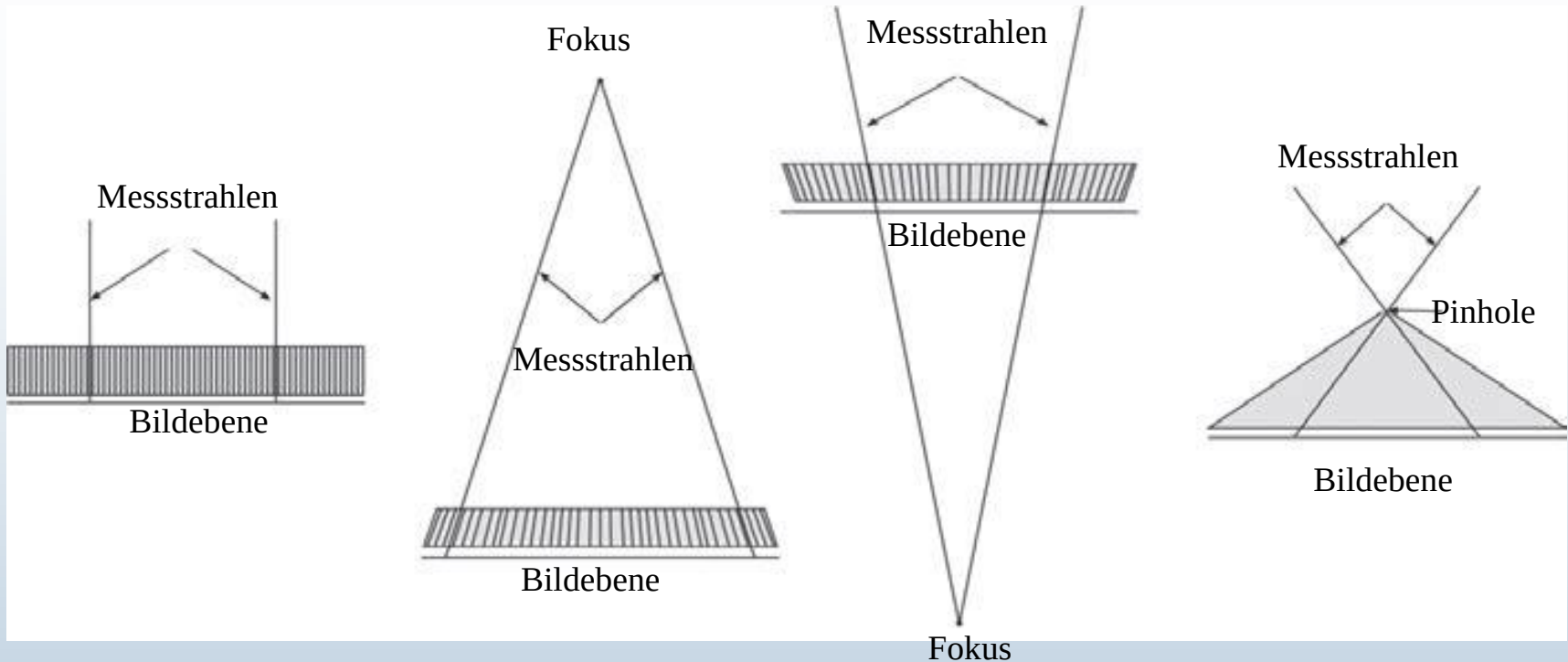
Low energy (< 150 keV)
Medium energy
High energy (> 250 keV)

Auswahl der Kollimatoren unter
Beachtung aller γ -Linien

Medium für I-123 (159 keV)



Rundloch	Richtungsunabhängiges Auflösungsvermögen Relativ geringe Empfindlichkeit
Hexagonalloch	Leicht richtungsabhängiges Auflösungsvermögen Relativ hohe Empfindlichkeit
Quadratloch	Stark richtungsabhängiges Auflösungsvermögen Relativ hohe Empfindlichkeit



Parallel

Konvergierend

Divergierend

Pinhole

Parallellochkollimator

Orstauflösung

Punktbildfunktion: Ortsabhängigkeit des Summensignals für eine im Abstand L parallel zur Kollimatorfront bewegten Punktquelle

Radius des Gesichtsfeldes

$$R_G = \frac{D}{L} \cdot \left(z + \frac{L}{2} \right)$$

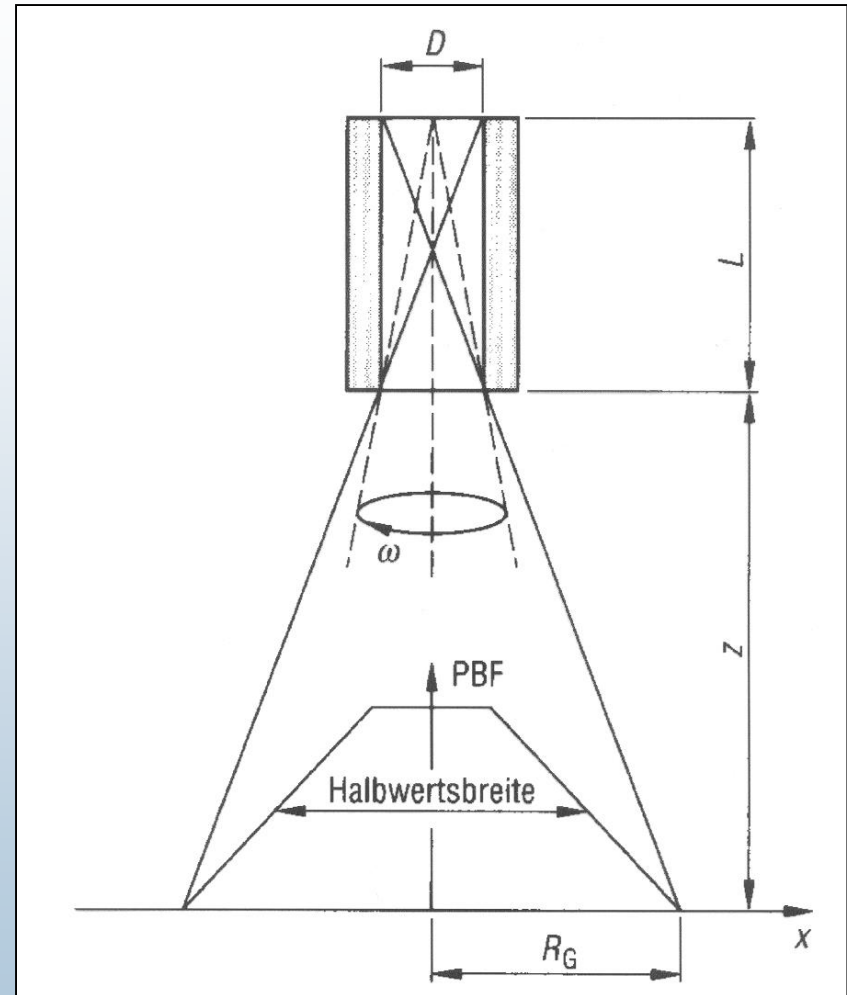
Halbwertsbreite der Punktbildfunktion

für ein einzelnes Kollimatorloch

$$\Delta r_{Koll} = \frac{D}{L} \cdot (z + L)$$

bzw. für einen realen Kollimator
(A = Abstand Kollimator zur Mittelebene des Szintillationskristalls)

$$\Delta r_{Koll} = \frac{D}{L} \cdot (z + L + A)$$



Parallellochkollimator

Empfindlichkeit

Bruchteil aller angebotenen γ -Quanten, der die freie Öffnung des Kollimators passieren kann

Raumwinkel, den der Kollimator aufspannt

$$\omega = \frac{\pi \cdot D^2}{4L^2}$$

Geometrische Empfindlichkeit

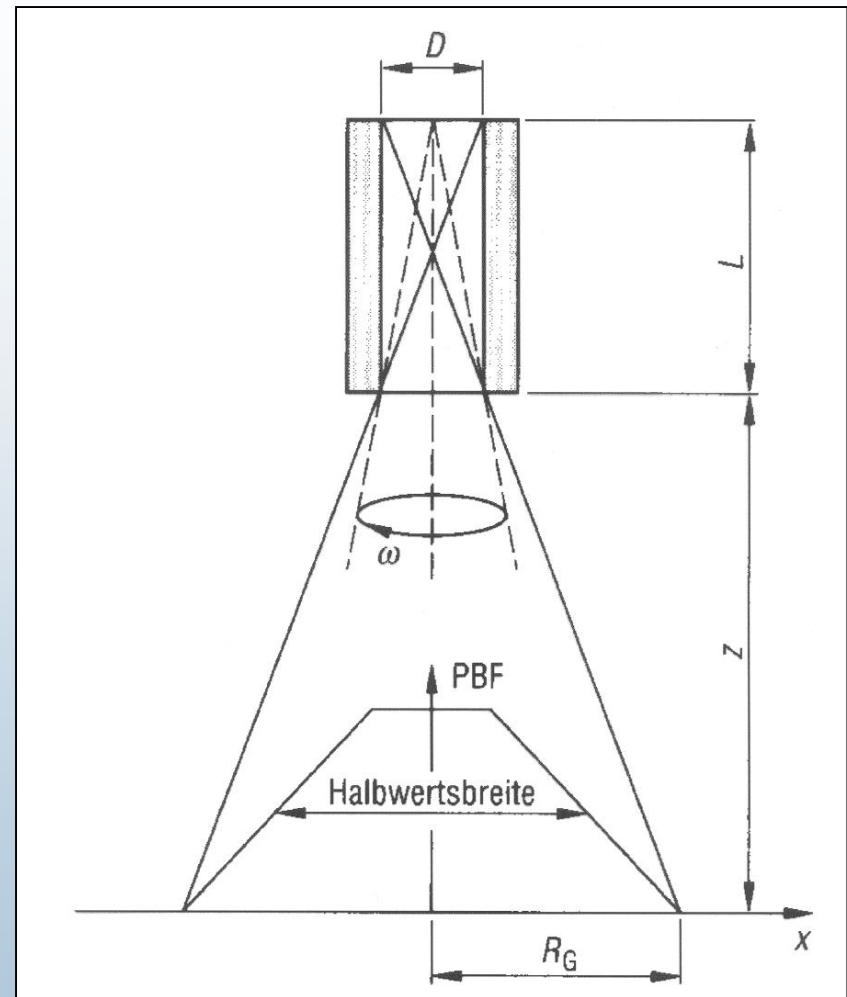
Verhältnis von ω zum gesamten Raumwinkel 4π

$$\varepsilon = \frac{D^2}{16L^2}$$

bzw. für einen realen Kollimator

(α = Anteil der Kristallfläche, der nicht durch die Septen abgedeckt wird - Packungsdichte)

$$\varepsilon = \alpha \frac{D^2}{16L^2}$$



Optimierungskriterien:

Möglichst hohe Empfindlichkeit

möglichst geringer relativer zählstatistischer Fehler
statistisch genaue Ortsbestimmung

Möglichst hohe Ortsauflösung

(intrinsisch) genaue Ortsbestimmung

Optimum richtet sich nach dem Untersuchungsziel

statische Untersuchungen: hohe Ortsauflösung bei Inkaufnahme geringer Empfindlichkeit
dynamische Untersuchungen: hohe Empfindlichkeit bei Inkaufnahme geringer Ortsauflösung

	LEAP	HRES	UHRES	HSENS
L, mm	24	24	36	24
D_{eff} (hexagonale Löcher)	1,43	1,11	1,08	2,02
ε (relativ)	1	0,64	0,28	2,05
Δr_{Koll} (z = 0 mm), mm	1,9	1,5	1,3	2,7
Δr_{Koll} (z = 100 mm), mm	8,2	6,4	4,4	11,6

Parallellochkollimator

Beispiel LEGP Kollimator

Kenngrößen

Lochdurchmesser $D = 2,3 \text{ mm}$

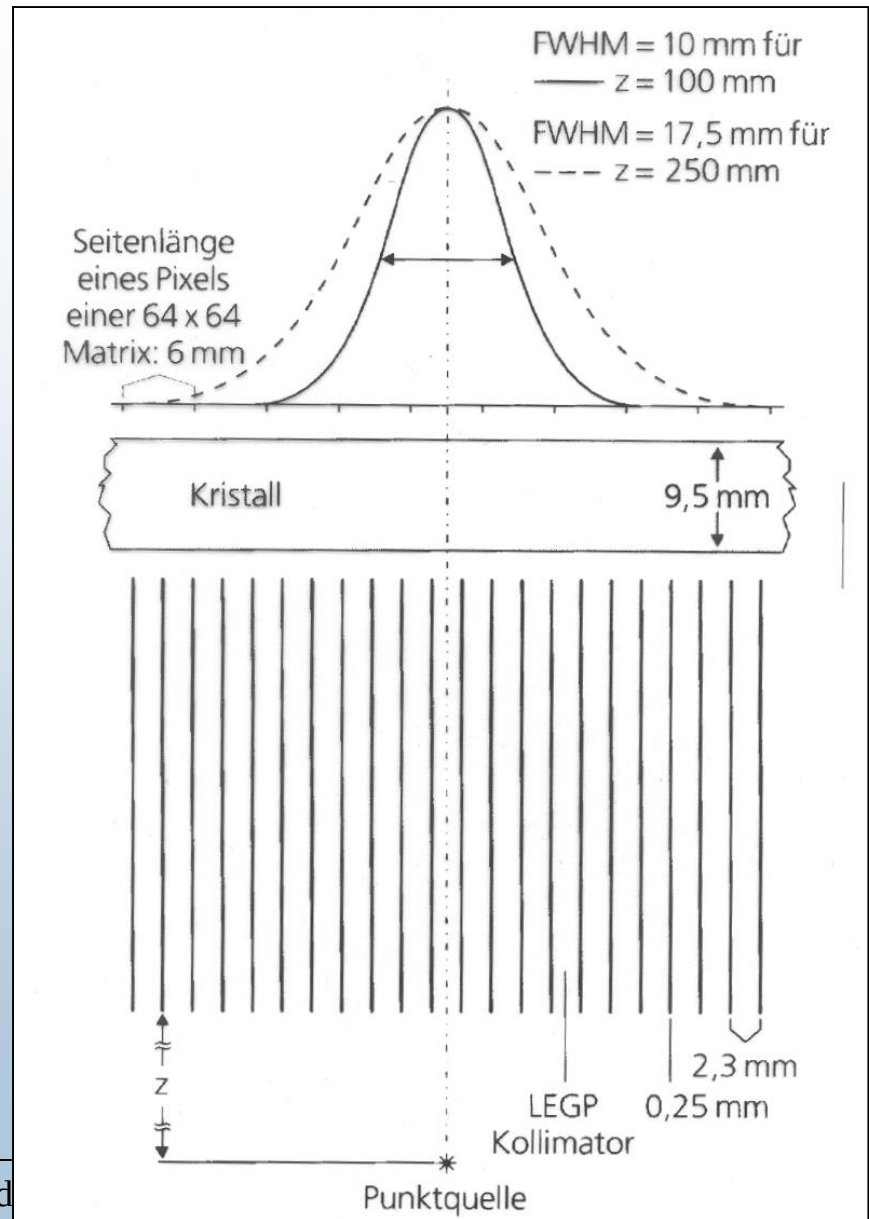
Septenlänge $L = 36 \text{ mm}$

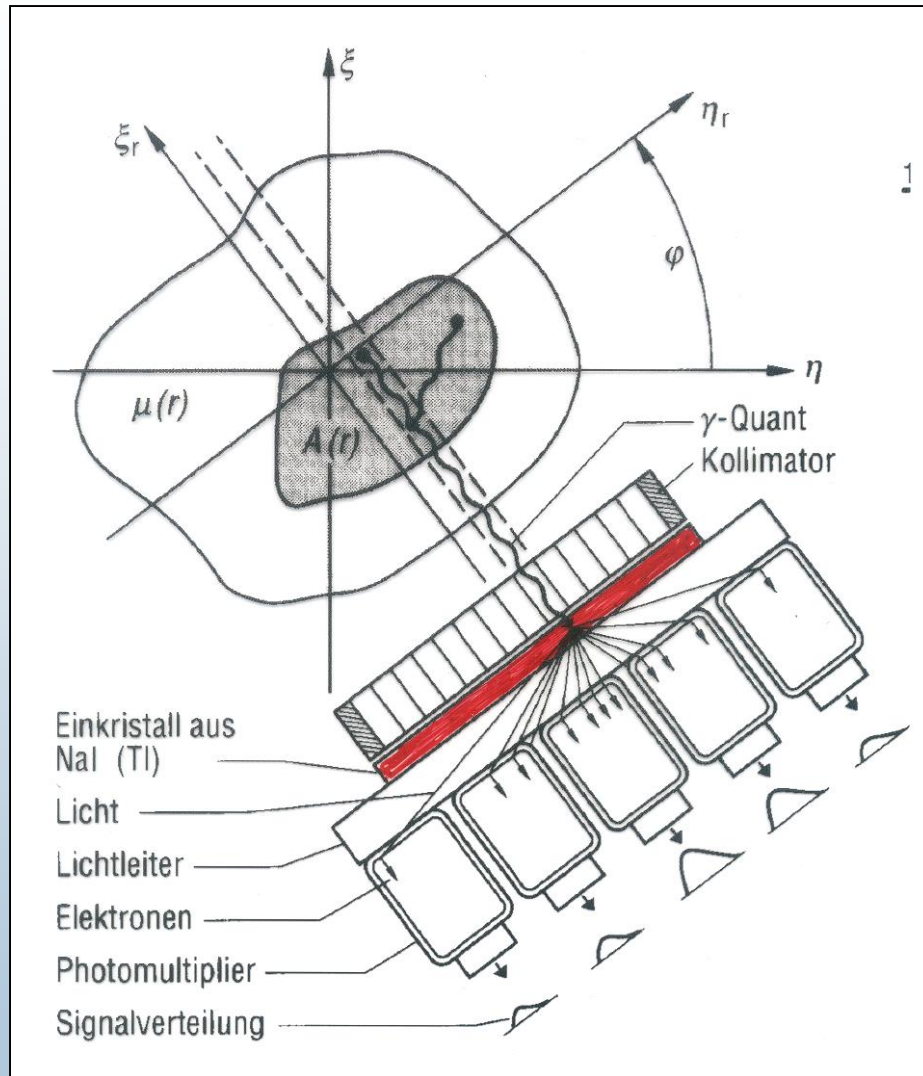
Abstand Kollimator zur Mittelebene des Szintillationskristalls $A = 5 \text{ mm}$

$$\Delta r_{Koll} = \frac{D}{L} \cdot (z + L + A)$$

$$\Delta r_{Koll} = 9 \text{ mm} (z = 100 \text{ mm})$$

$$\Delta r_{Koll} = 18,6 \text{ mm} (z = 250 \text{ mm})$$





Kollimator

(Definition der Einfallsrichtung der γ -Strahlung)

NaI(Tl)-Einkristall

(Absorption der einfallenden γ -Strahlung;
Umwandlung in Szintillationslicht)

Lichtleiter

(Führung bzw. Verteilung des Szintillationslichts
auf die Photokathoden der Photomultiplier)

Photomultiplier

(Umwandlung des Szintillationslichts in
Photoelektronen; Erzeugung und Vervielfachung
von Sekundärelektronen)

Signalverarbeitung

(Verstärkung der Signale der Photomultiplier;
Bestimmung der Signalstärke, Ortung der
Absorption, ortsrichtige Speicherung der
absorbierten γ -Quanten)

Auswahlkriterien:

Dichte, effektive Ordnungszahl

(beeinflusst Reichweite der γ -Strahlung; Wahrscheinlichkeit für Vollabsorption)

Lichtausbeute

(beeinflusst Energieauflösungsvermögen; Streustrahlungsanteil; Genauigkeit der Ortung)

Szintillationsabklingzeit

(beeinflusst zeitliches Auflösungsvermögen; Totzeiteffekte, zufällige Koinzidenzen bei PET)

Photomultiplier

(Umwandlung des Szintillationslichts in Photoelektronen; Erzeugung von Sekundärelektronen)

Emissionswellenlänge

(beeinflusst Effizienz der Photokathode des Photomultipliers)

	NaI(Tl)	BaF ₂	BGO	LSO	GSO
Dichte, g/cm ³	3,67	4,88	7,13	7,4	6,71
Effektive Ordnungszahl	50,6	52,2	74,2	65,5	58,6
Lichtausbeute relativ zu NaI(Tl)	1	0,05	0,15	0,75	0,25
Szintillationsabklingzeit, ns	230	0,6	300	40	60
Emissionswellenlänge, nm	410	220	480	420	440
Hygroskopisch	Ja	Nein	Nein	Nein	Nein

Optimierungskriterien:

Möglichst hohe Absorption durch Photoeffekt

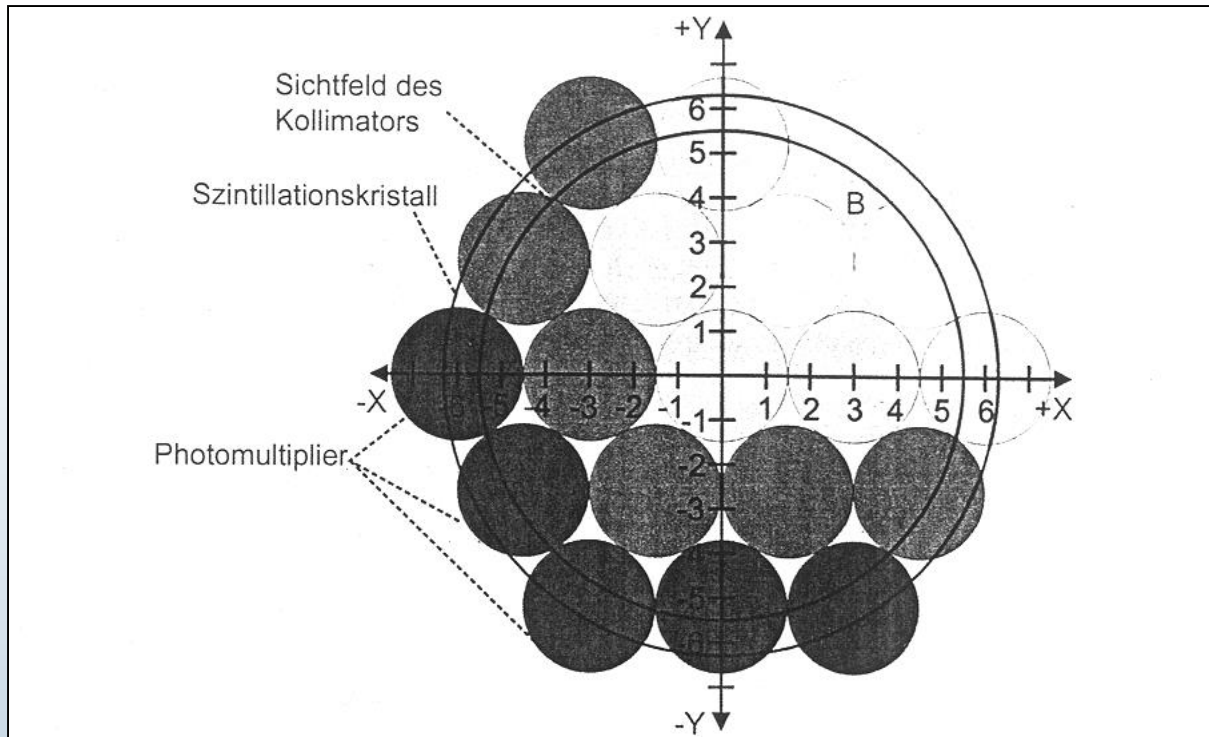
- möglichst hohe Zählausbeute
- möglichst geringer relativer zählstatistischer Fehler
- statistisch genaue Ortsbestimmung

Möglichst geringe Wahrscheinlichkeit für Mehrfachabsorption im Kristall

- möglichst geringer Streuanteil
- eindeutige Ortsbestimmung

Optimum richtet sich nach der γ -Energie

- geringe Energie (Tc-99m, I-125): $\frac{1}{4}$ " bis $\frac{3}{8}$ " (6,3 mm bis 9,5 mm)
- höhere Energie (F-18): $\frac{1}{2}$ " bis 1" (12,7 mm bis 25,4 mm)



Kenngrößen der Photomultiplier

Durchmesser 2“ bis 3“

10 bis 12 Dynoden

100 – 150 V Potentialdifferenz zwischen den Dynoden

Elektronenvervielfachung Faktor 10^6

Anzahl und Anordnung der PM

37 bis 105 Stück pro Kamerakopf

hexagonal dichteste Packung

Anger-Prinzip: Bestimmung des Schwerpunkts der PM-Signale

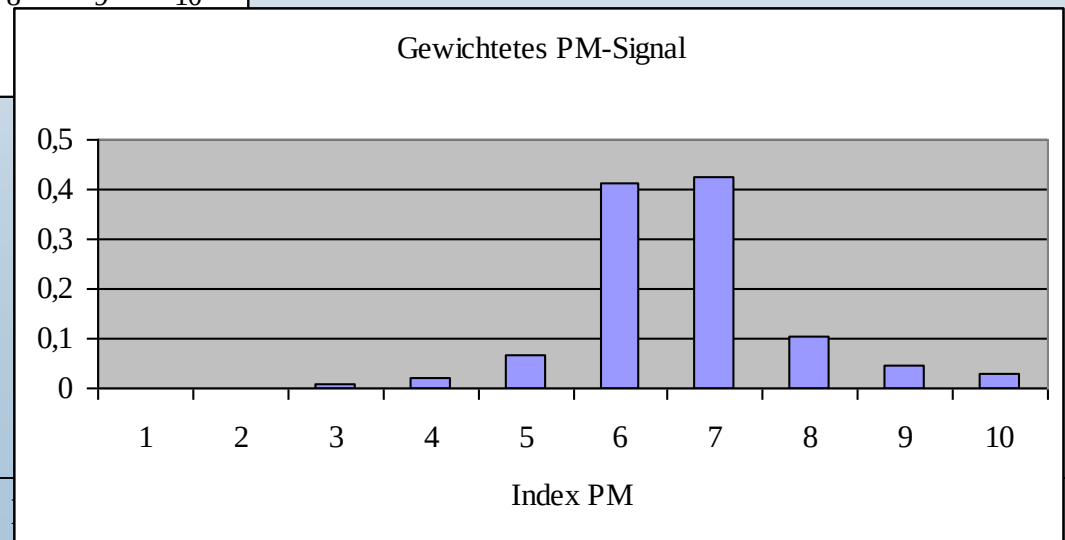
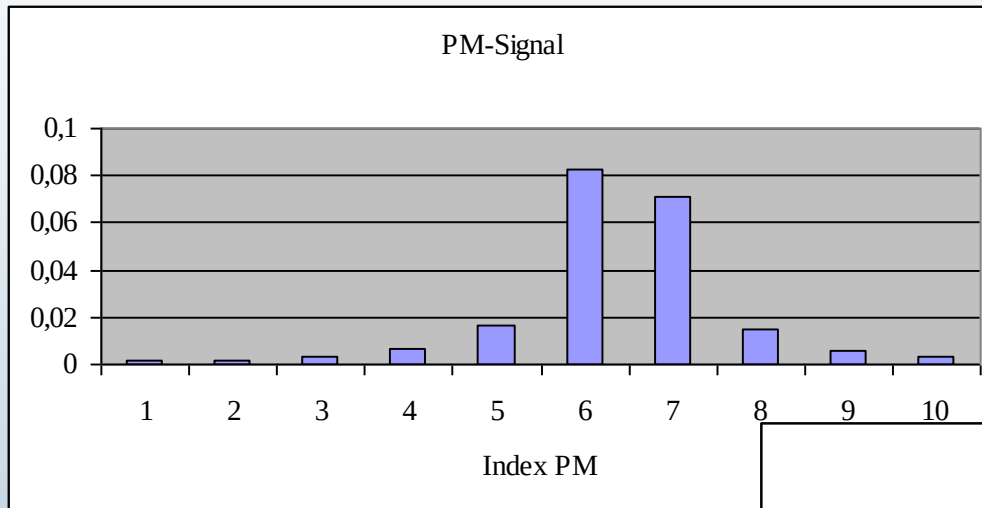
Summierung der PM-Signale (γ -Energie)

Wichtung der PM Signale mit der Ortskoordinate des PM

Summierung der gewichteten PM-Signale

Berechnung der Schwerpunktskoordinate

$$x_S = \frac{\sum_{i=1}^N x_i \cdot S_i}{\sum_{i=1}^N S_i}$$



Die szintigraphische Information ist die Summe aller Impulse, die entlang eines Mess- oder Projektionsstrahls in der Gammakamera registriert werden (Strahlsumme)

Projektionsstrahl

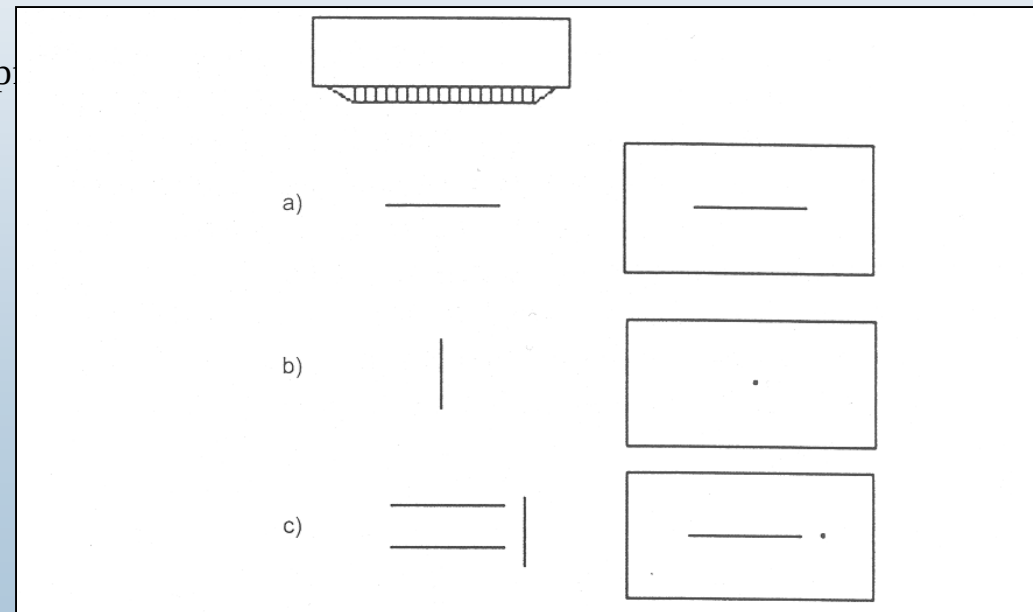
das kleinste von der Kamera auflösbare Volumen, in dem die emittierte Strahlung erfasst wird
d.h. ein langer, dünner divergierender Konus in Richtung der Kollimatorschächte

Strahlsumme (bei vernachlässigbarer Absorption im Projektionsstrahl)

proportional zur Gesamtaktivität im Projektionsstrahl

unabhängig von der Verteilung der Aktivität im Projektionsstrahl, d.h. keine Tiefeninformation

- a) Linienquelle parallel zu Messkopf
- b) Linienquelle senkrecht zum Messkopf
- c) Kombination von a) und b)



Statische Aufnahmen

Statische Darstellung eines Objekts (z.B. Schilddrüse) unter einem bestimmten Blickwinkel
Vernachlässigung der zeitlichen Veränderung der Aktivitätsverteilung im Objekt

Dynamische Aufnahmen

Zeitliche Abfolge von Aufnahmen eines Objekts unter einem bestimmten Blickwinkel
(Serienszintigraphie oder Sequenzszintigraphie)

Bestimmung der Zeitabhängigkeit von abgeleiteten Messgrößen wie z.B. Zeit-Aktivitätskurven
(Funktionsszintigraphie)

Ganzkörperszintigraphie

Aufnahme eines Szintigramms des gesamten Körpers in einem zusammenhängenden Messvorgang (Bewegung des Messkopfes relativ zum Körper)

Getriggerte Szintigraphie

Durch periodische, physiologische Signale (z.B. elektrokardiologische oder atemabhängige Signale) gesteuerte Szintigraphie

Darstellung eines Objekts in einer bestimmten Funktionsphase

Ziel der Energiediskriminierung

Erfassung möglichst vieler Absorptionen durch Photo-Effekt

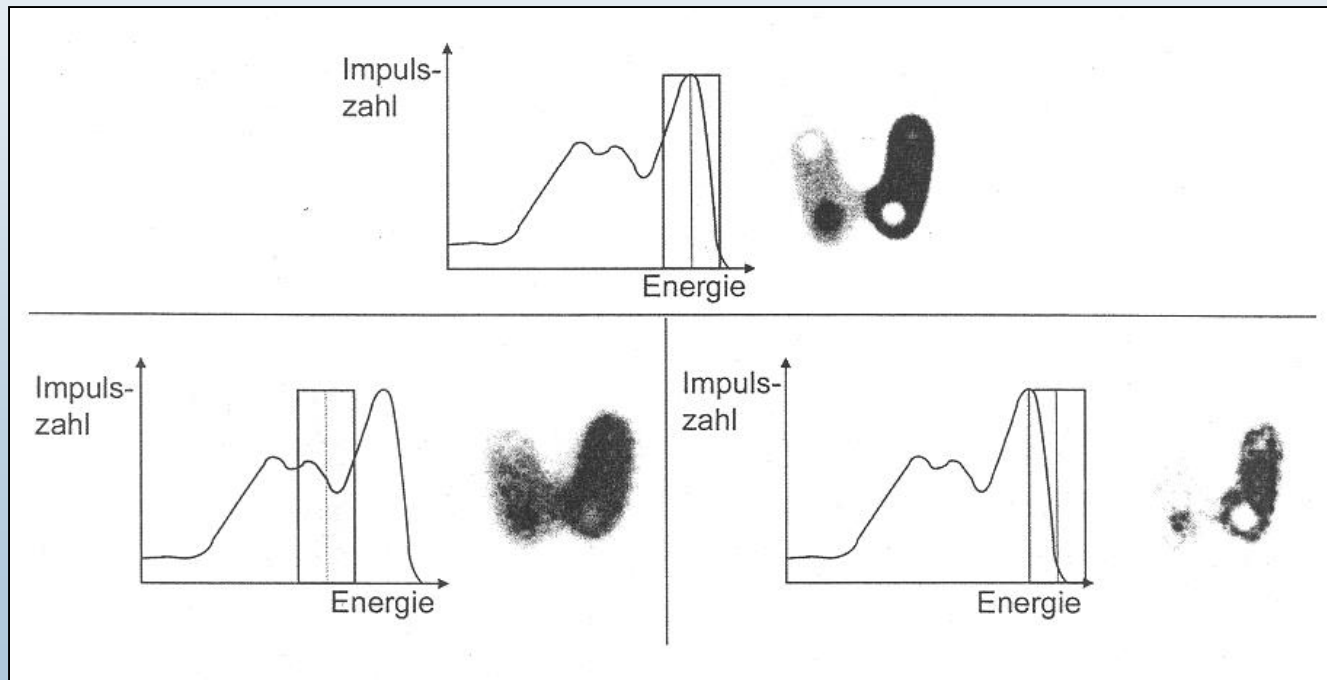
Diskriminierung möglichst vieler Absorptionen durch Compton-Streuung

Energieauflösung der Szintillationskristalle

10 – 12 % FWHM bei 141 keV, 8 – 10 % FWHM bei 511 keV

Energiefenster bei der Akquisition

15 - 20 % bei 141 keV



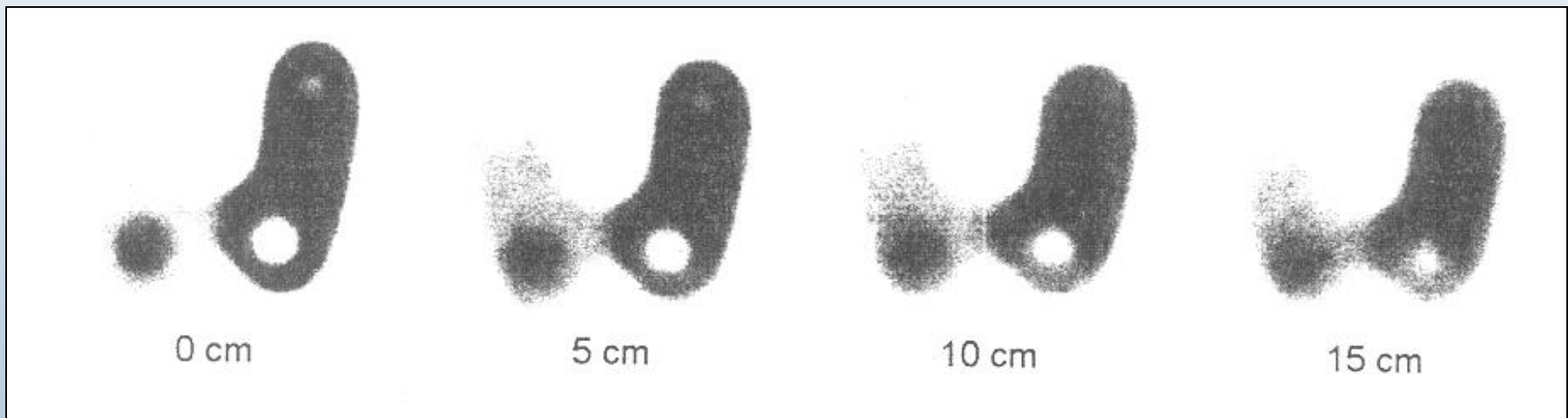
Schilddrüsenphantom

Aufnahme unter gleichen Bedingungen mit unterschiedlichem Objekt-Messkopf-Abstand

Räumliche Auflösung verschlechtert sich mit zunehmenden Objektabstand z

Kalte Läsionen sind zunehmend schlecht oder gar nicht erkennbar

Heiße Läsionen werden zunehmend unscharf dargestellt



$$\Delta r_{Koll} = \frac{D}{L} \cdot (z + L + A)$$

Farbskala

Zuordnung der Impulse pro Pixel zu einem Grau- oder Farbwert

Abstufung linear, logarithmisch oder exponentiell

Am häufigsten verwendet: lineare Grauskala (kein Einfluss des physiologischen Farbempfinden des Betrachters)

Fensterung (Schwellwerte der Farbskala)

Setzen einer unteren Schwelle (z.B. 20 %): Diskriminierung des Untergrunds

Setzen einer oberen Schwelle (z.B. 90 %): Diskriminierung nicht relevanter heißer Strukturen (z.B. Blase)

Normierung

Multiplikation der Pixelinhalte mit einem Normierungsfaktor, so dass der größte Pixelinhalt dem größten darstellbaren Wert entspricht

Glättung

Unterdrückung der zählstatistischen Schwankung durch Glättungsfilter (z.B. gewichtetes 9-Punkt-Filter)

Führt allerdings zu Verschlechterung von räumlichem Auflösungsvermögen bzw. Kontrast

Gewichtetes 9-Punkt-Filter:

1	2	1
2	4	2
1	2	1

Region of Interest (ROI)

Auswahl eines interessierenden Bereichs der Bildmatrix (manuell oder per Isokonturfindung)

Dadurch quantitativer Vergleich verschiedener Szintigramme möglich

- Rechts-links-Vergleich

- Zeit-Aktivitätskurven (dynamische Studien)

Aktivitätsprofile

Integration der Pixelinhalte über eine wählbare Kurve im Szintigramm

Spezialfall: Integration der Pixelinhalte über eine wählbare Gerade (lineares Profil)

Statistische Auswertungen (Szintigramm bzw. ROI)

Mittelwert, Standardabweichung, Minimum, Maximum etc.

Zeit-Aktivitätskurven (Szintigramm bzw. ROI)

Bestimmung der zeitlichen Änderung der Summe der Pixelinhalte

Bestimmung von Kurvenparametern

- maximaler Anstieg

- Zeit bis zum Erreichen des Maximums

- Halbwertszeit des Abfalls

Parameter- und Funktionsbilder

Bestimmung der zeitlichen Änderung der einzelnen Pixelinhalte

Darstellung von bestimmten Kurvenparametern für jeden Bildpunkt (Parameterbild)

Berechnung und Darstellung von physiologischen Funktionen (Funktionsbild)

Messung von zweidimensionalen Projektionen der Aktivitätsverteilung unter verschiedenen Winkeln

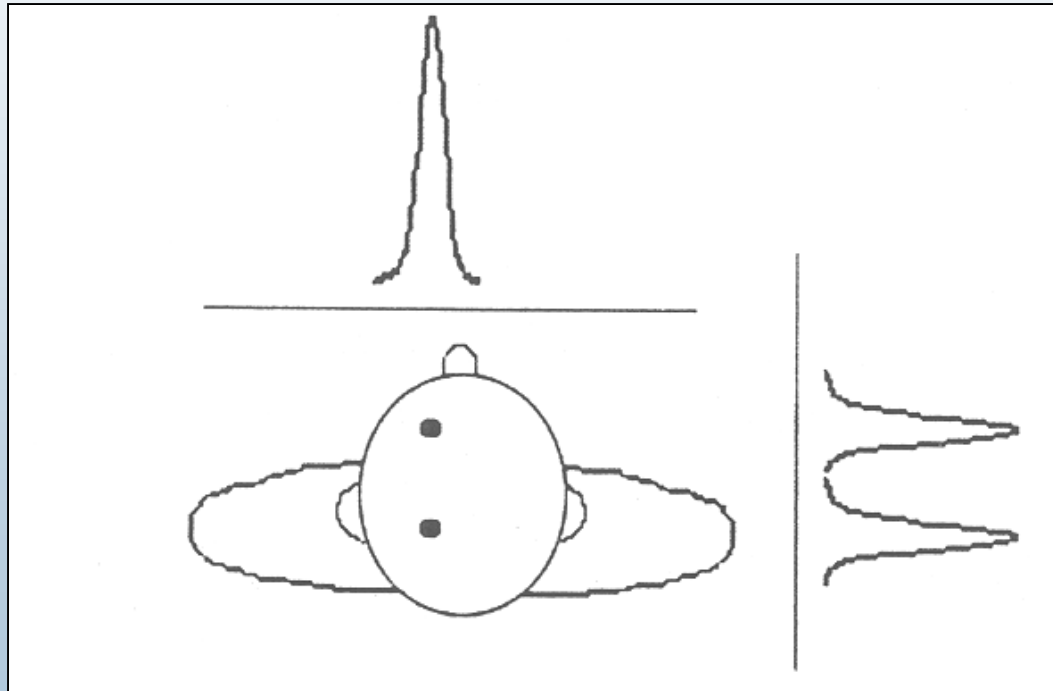
Rotierende Detektoren

Stationärer Ring von Detektoren

Rekonstruktion der dreidimensionalen Verteilung aus den zweidimensionalen Projektionen

Gefilterte Rückprojektion

Iterative Rekonstruktion



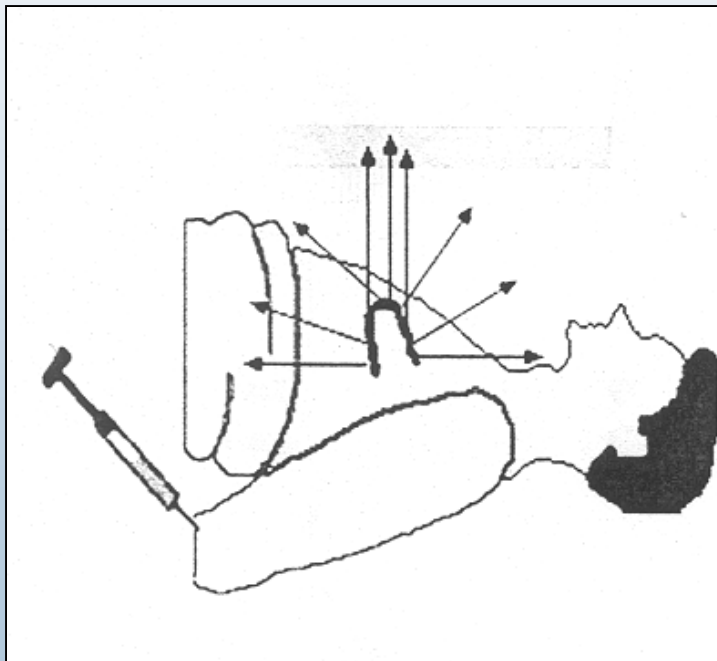
Einzelphotonen-Emissionstomographie (SPECT)

Richtungsbestimmung durch Ausblendung (mechanische Kollimierung)

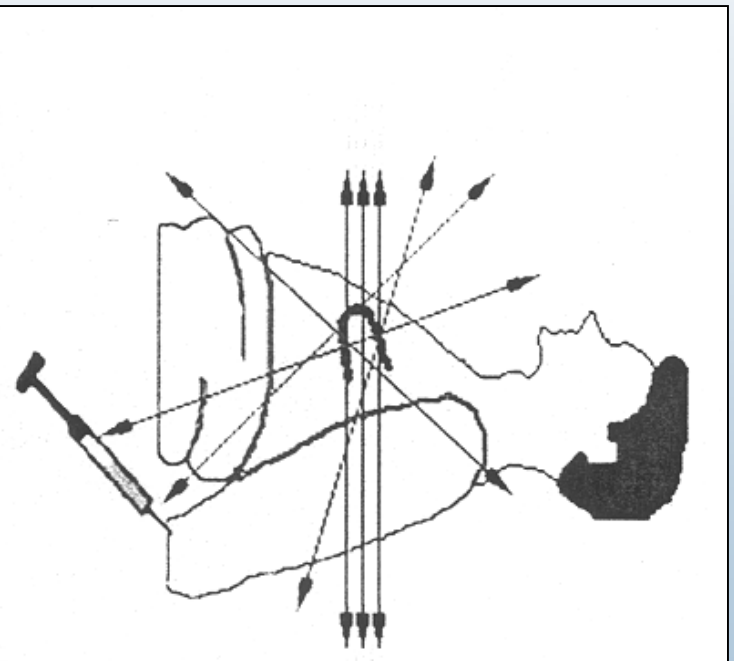
Positronen-Emissionstomographie (PET)

Richtungsbestimmung durch Koinzidenzmessung (elektronische Kollimierung)

SPECT



PET



Projektion

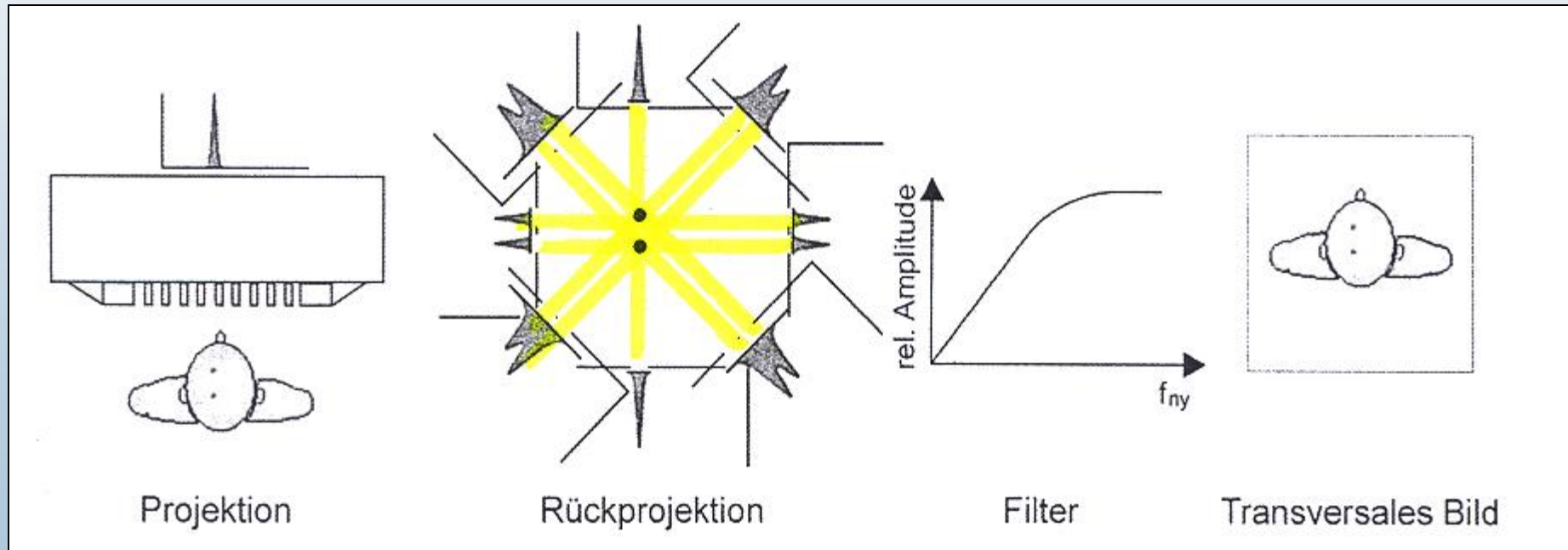
Messung von zweidimensionalen Projektionen des Objekts unter verschiedenen Winkeln
i.a. gleichmäßig über einen Bereich von 360° verteilt

Rückprojektion

Gleichmäßige Verteilung der Messinformation entlang des Messstrahls

Filter

Korrektur des $1/r$ -Artefakts und Glättung der Rückprojektion



Prinzip

Gleichmäßige Verteilung der Messinformation entlang des Messstrahls

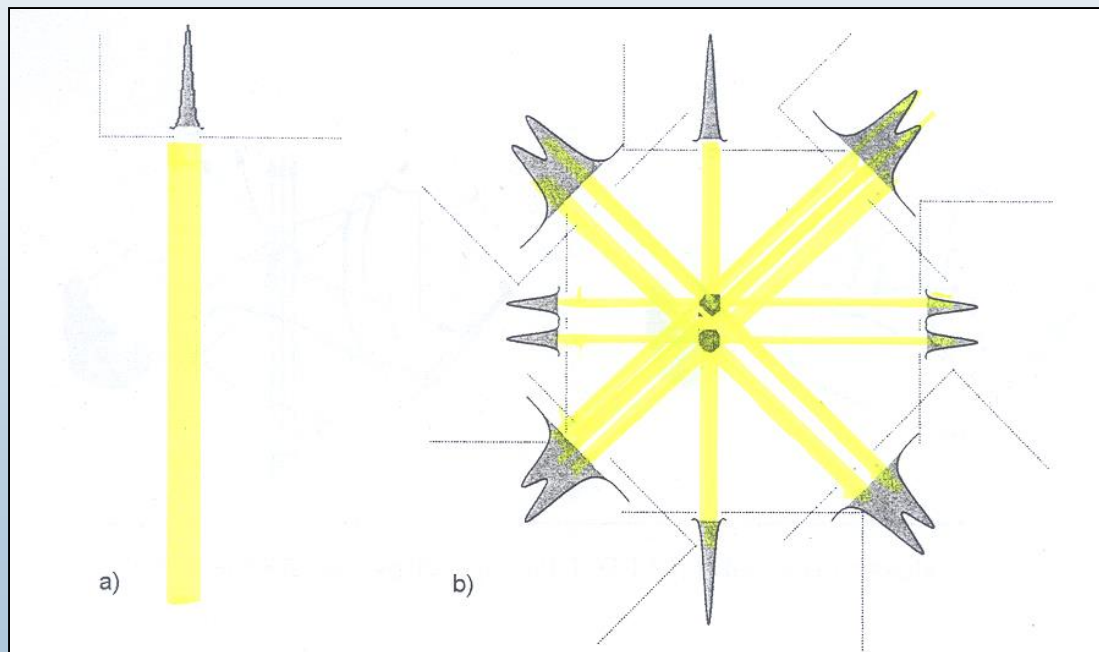
a) Rückprojektion einer Projektion

keine Information über die räumliche Verteilung der Aktivität längs des Messstrahls

a) Rückprojektion von 8 Projektionen

ungefähre Information über die räumliche Verteilung der Aktivität im Gesichtsfeld

allerdings: Vortäuschung von Aktivitätsanreicherungen in eigentlich aktivitätsfreien Zonen



Prinzip

Transformation der Projektionen in den Fourier-Raum

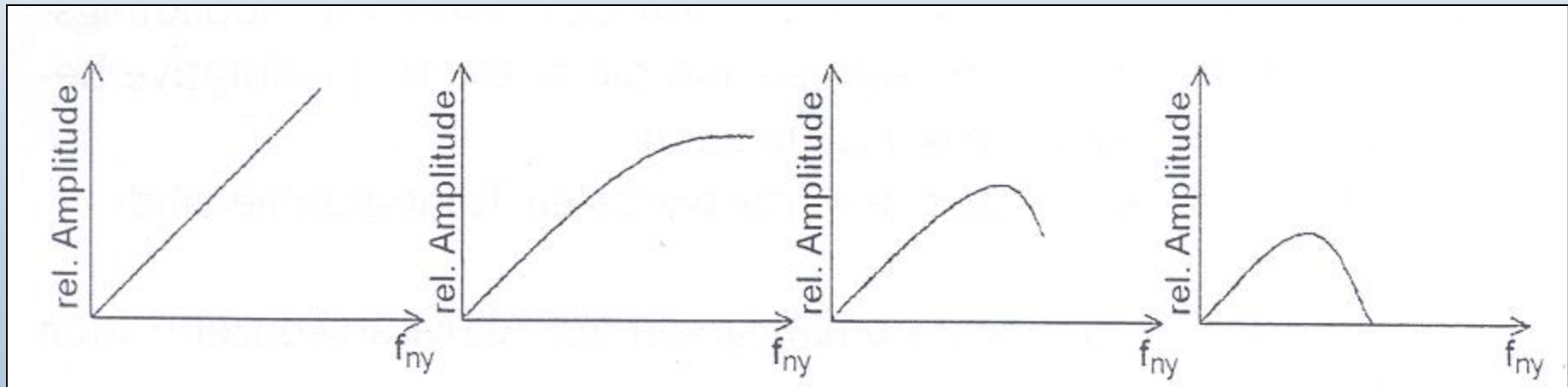
Multiplikation der transformierten Projektionen mit geeigneten Filterfunktionen

Rücktransformation der gefilterten Projektionen in den metrischen Raum

Ziele

Beseitigung des $1/r$ -Artefakts (lineare Rampe)

Glättung der Projektionen (Dämpfung der hohen Frequenzen)



Ideale Voraussetzungen

Jede Strahlsumme ist proportional zum Linienintegral der Aktivität im Messstrahl.

Die räumliche Auflösung und Ausbeute sind längs des Messstrahls konstant.

Der Abstand der Messstrahlen voneinander ist der räumlichen Auflösung angepasst

Der Bereich der Aktivitätsverteilung ist räumlich begrenzt und wird unter allen Projektionswinkeln vollständig erfasst (Aktivitätsverteilung nicht größer als tomographisches Messvolumen)

Der Winkelbereich der Abtastung ist vollständig

Praktische Einschränkungen

Strahlsumme hängt von Absorption bzw. Streuung der Strahlung ab.

Räumliche Auflösung des Kollimators hängt vom Objektabstand ab.

Statistische Streuung

Messzeit pro Projektion

Begrenzung nach unten: Relativer zählstatistischer Fehler (Poisson-Verteilung).

Begrenzung nach oben: Bewegungsartefakte

Anzahl der Projektionen

Begrenzung nach unten: Mindestinformation über räumliche Verteilung (d.h. je mehr desto besser)

Begrenzung nach oben: Verlustzeit durch Anfahren, Abbremsen und Ausschwingen des Messkopfes (d.h. je weniger desto besser)

Positronenzerfall

Emission eines Positrons und eines Neutrinos

Annihilationsprozess

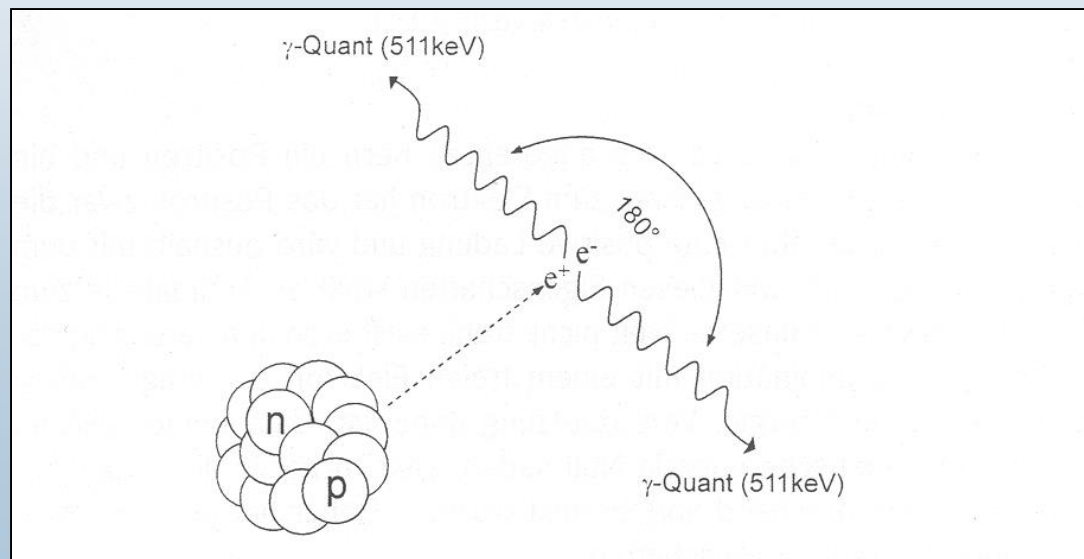
Positron (Antiteilchen des Elektrons) zerstrahlt bei Rekombination mit einem Elektron

Energieerhaltung ($E = mc^2$)

Es bilden sich 2 γ -Quanten mit der Energie von jeweils 511 keV (Ruhemasse des Elektrons bzw. Positrons)

Impulserhaltung

Die beiden γ -Quanten fliegen (nahezu) antiparallel auseinander.



Tomographie mit Positronenstrahlern (PET) - Positronenstrahler

Nuklid	Halbwertszeit (min)	Maximale Positronenenergie (MeV)	Reichweite in Weichgewebe (mm)
C-11	20,4	0,96	0,3
N-13	9,9	1,19	0,4
O-15	2,9	1,72	1,5
F-18	110	0,64	0,2
Ga-68	68	1,89	1,9
Rb-82	1,3	3,35	2,6

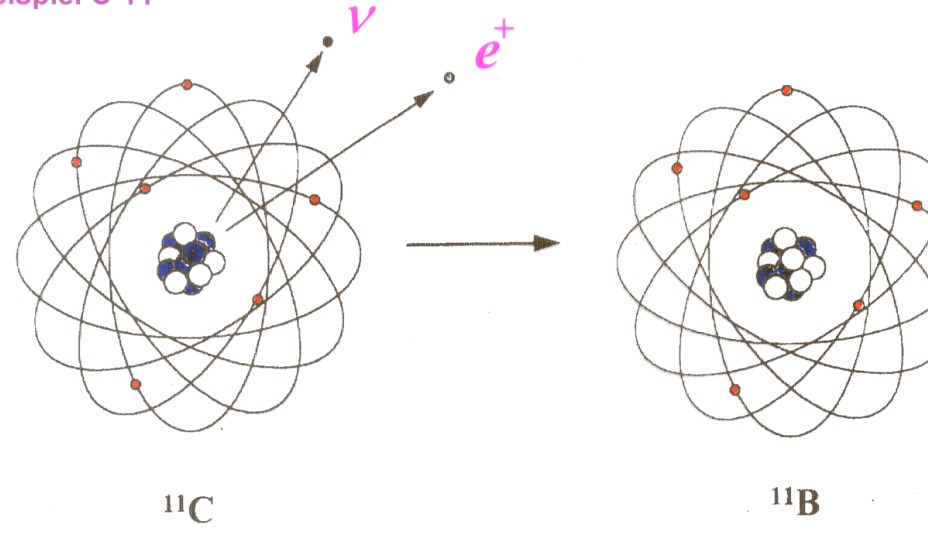
Auswahlkriterien

Halbwertszeit (Transport vom Zyklotron zum Anwender)

Reichweite (Räumliches Auflösungsvermögen)

Art des Elements (Vorkommen im Körper)

Beispiel C-11



Absorption eines 511 keV Photons in einem Detektor (Detektor 1)

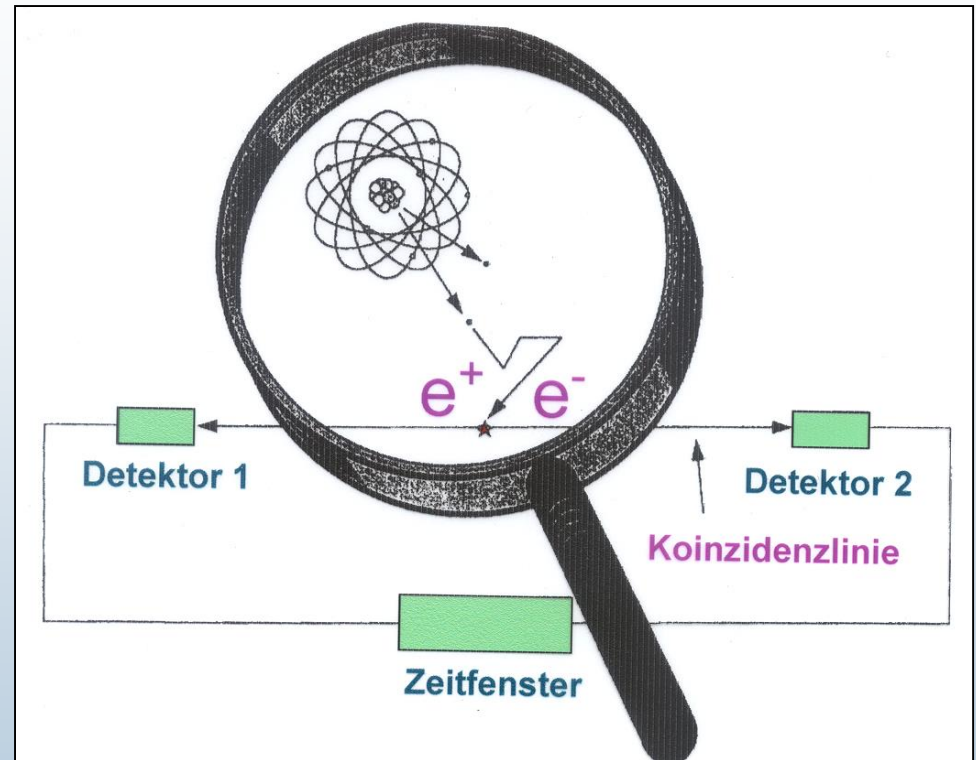
Hinweis darauf, dass im Einzugsbereich von Detektor 1 ein Annihilationsprozess stattgefunden hat

Öffnen eines Zeitfensters

Je nach Detektormaterial zwischen 10 und 25 ns Öffnungszeit

Absorption eines 511 keV Photons während der Öffnungszeit in einem anderen Detektor (Detektor 2)

Hinweis darauf, dass auf der Verbindungslinie zwischen Detektor 1 und Detektor 2 (Koinzidenzlinie; Line of Response LOR) ein Annihilationsprozess stattgefunden hat



	NaI(Tl)	BGO Wismut- germanat	LSO Lutetiumoxi- orthosilikat	GSO Gadolinium- oxiorthosilikat
Dichte (g/cm³)	3,67	7,13	7,4	6,71
Reichweite für 511 keV Phot. (cm)	2,88	1,05	1,16	1,43
Lichtausbeute (rel. zu NaI(Tl))	1	0,15	0,75	0,25
Abklingzeit (ns)	230	300	40	60
Hygroskopisch	Ja	Nein	Nein	Nein

Auswahlkriterien

möglichst nicht hygroskopisch (Lebensdauer)

möglichst hohe Lichtausbeute (Energieauflösungsvermögen)

möglichst kurze Abklingzeit (Koinzidenzmessung)

möglichst hohe Dichte bzw. kurze Reichweite für 511 keV Photonen (Absorptionseffizienz)

Wahre Koinzidenzen

Keines der beiden Photonen wird gestreut
(beide Photonen haben die Energie 511 keV)

Korrekte Ortsinformation

Wahre Koinzidenzen mit Streuung

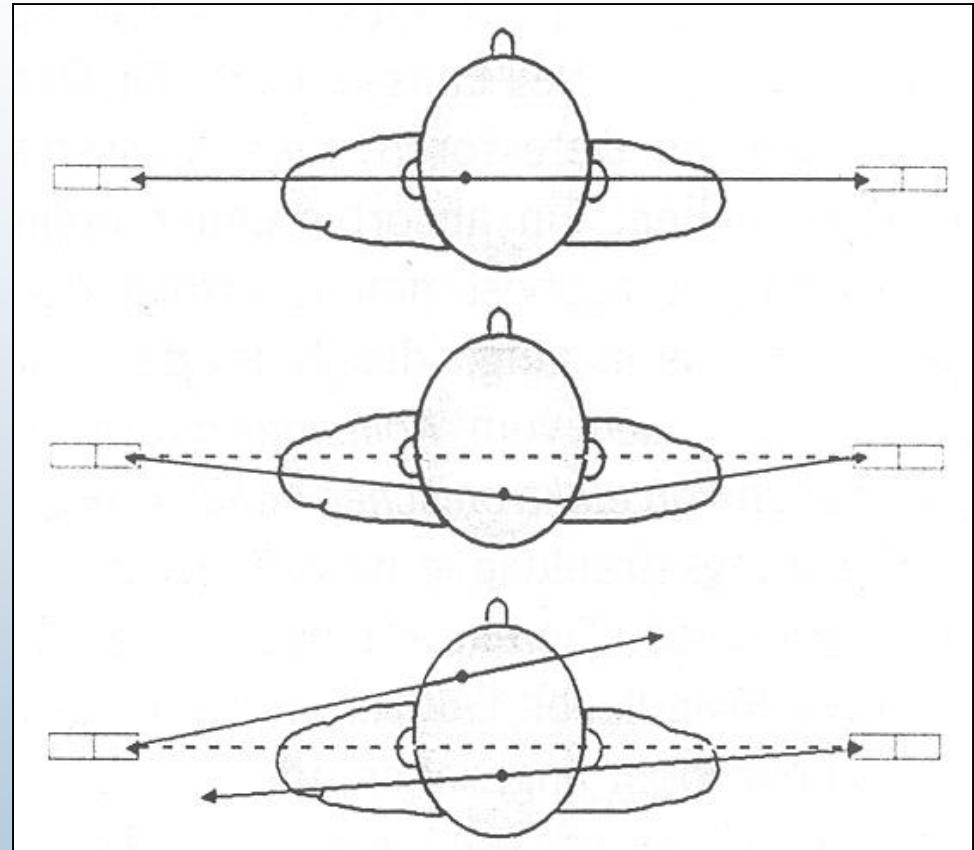
Mindestens eines der beiden Photonen wird gestreut
(das gestreute Photon hat eine geringere Energie)

Falsche Ortsinformation

Zufällige Koinzidenzen

Die nachgewiesenen Photonen stammen aus
verschiedenen (annähernd zeitgleichen)
Annihilationsprozessen
(beide Photonen haben die Energie 511 keV)

Falsche Ortsinformation



Möglichkeiten

Lokalisierung der Quelle auf der Koinzidenzlinie

Erfordert extrem schnelle Elektronik

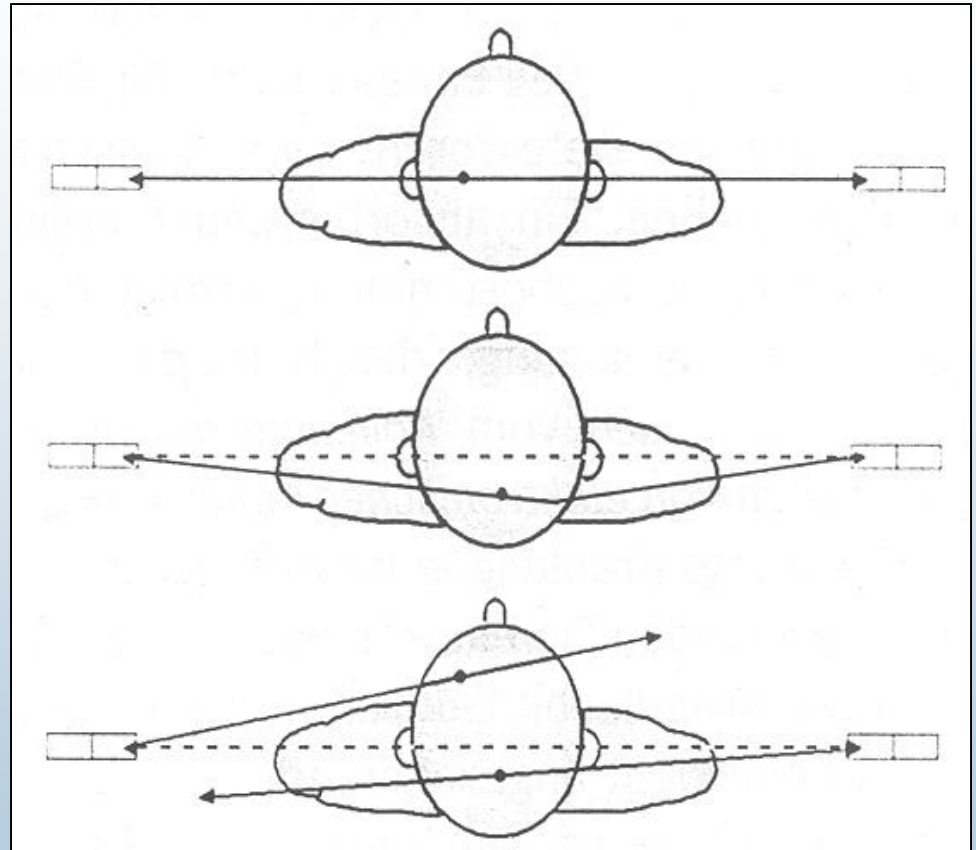
Genauigkeit z.Zt. 10 cm (Laufzeit ca. 0,3 ns)

Verbesserung mit LSO (Zeitkonstante 40 ns)
möglich

Grenzen

Geometrie der Detektoren (Länge 3 cm)

Laufzeitunterschiede des Lumineszenzlichts in
den Detektoren



Hauptsatz

Wenn bei konstanter Aktivität im Messvolumen durch äußere Einflussgrößen die Einzelzählrate verändert wird, wirkt sich dies quadratisch auf die Koinzidenzzählrate aus.

Einflußgrößen

Nachweiswahrscheinlichkeit des Einzeldetektors (Stirnfläche, Dicke, Absorptionskoeffizient)

Packungsdichte der Detektoren

Totzeitverluste

Verluste durch Absorption im Patienten

Wahre Koinzidenzrate nur wenige % der verarbeiteten Einzelrate

Beispiele (2D Modus):

Thorax 4 %

Abdomen 1 %

„trues-to-single-ratio“ entscheidender Parameter für die Güte des Systems

Theoretische Grenzen des räumlichen Auflösungsvermögens

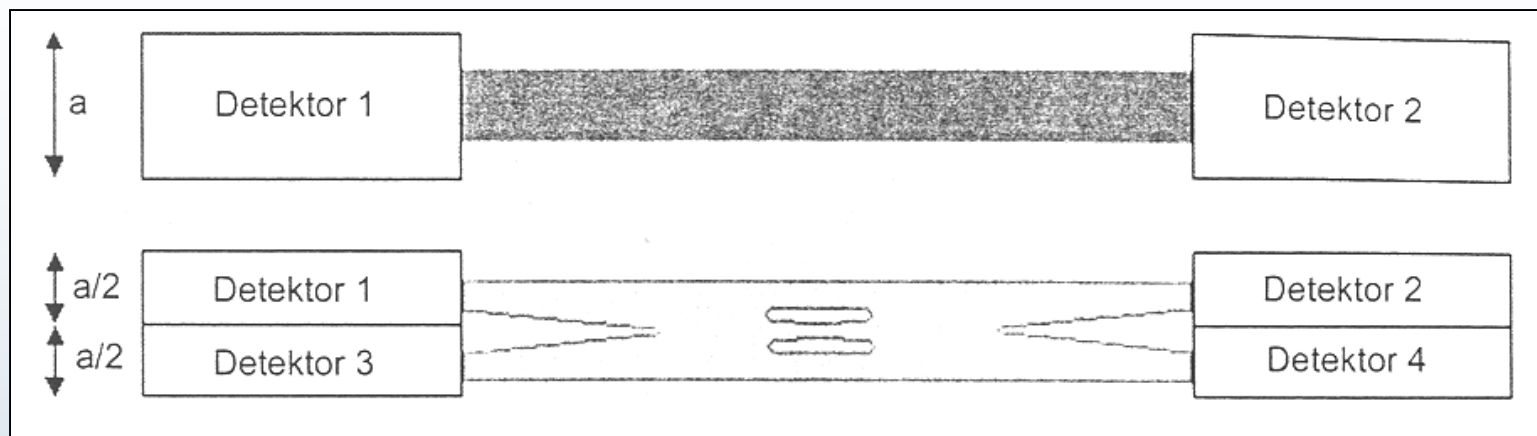
Reichweite der Positronen im Patienten
(zwischen 0,2 mm bei F-18 und 1,5 mm bei O-15)

Abweichungen von antiparalleler Photonenemission durch kinetische Energie der Positronen
($\pm 0,3^\circ$ FWHM)

d.h. theoretisch erreichbares räumliches Auflösungsvermögen

Tomographen mit kleinem Durchmesser (Tier-Scanner): 2 mm FWHM

Ganzkörpertomographen: 4 mm FWHM



Koinzidenznachweiswahrscheinlichkeit

Proportional zum Quadrat der Detektorstirfläche (genau zum Quadrat des erfassten Raumwinkels)

Räumliche Auflösung

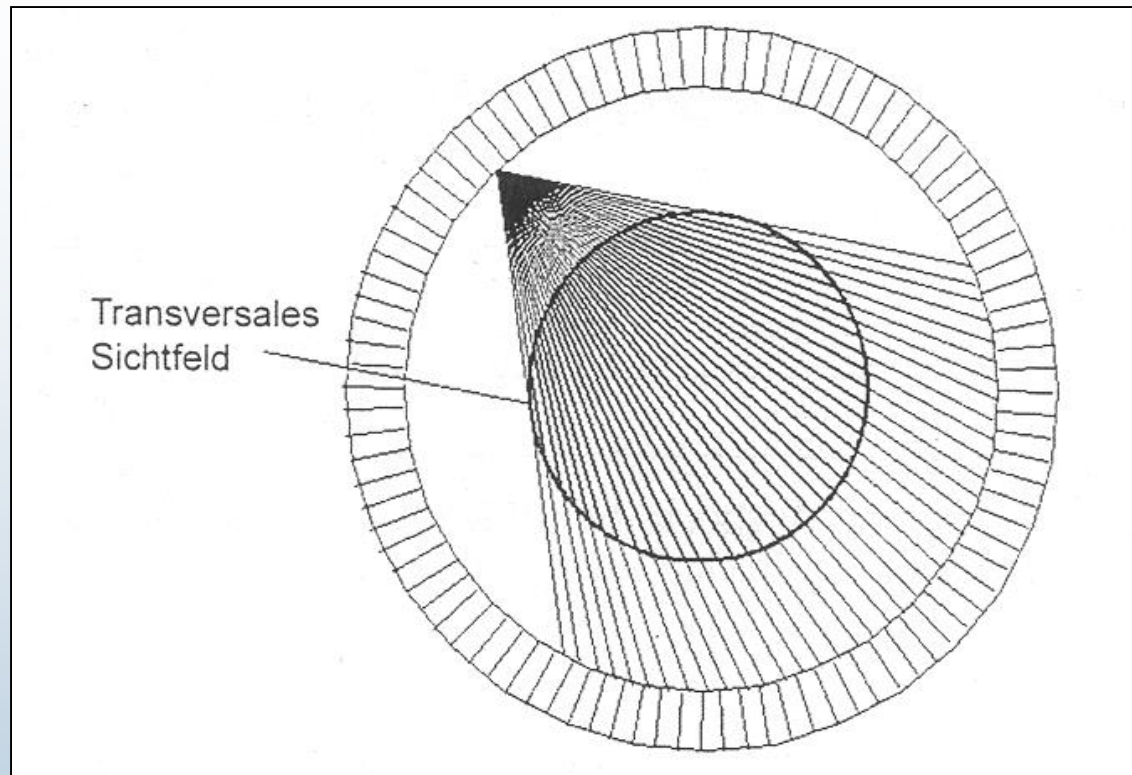
FWHM ca. 50 % des Durchmessers der Detektorstirfläche

d.h. Verbesserung der Auflösung durch Verkleinerung der Detektorstirflächen und entsprechende Vergrößerung der Detektoranzahl möglich

Halbierung des Detektorradius:

Auflösung Faktor 2 besser

Ausbeute pro Detektor Faktor 4 niedriger, aber zwei Detektoren mit jeweils zweifacher Koinzidenzabfrage, dadurch vier Koinzidenzstrahlen mit insgesamt gleicher Ausbeute wie bei den großen Detektoren

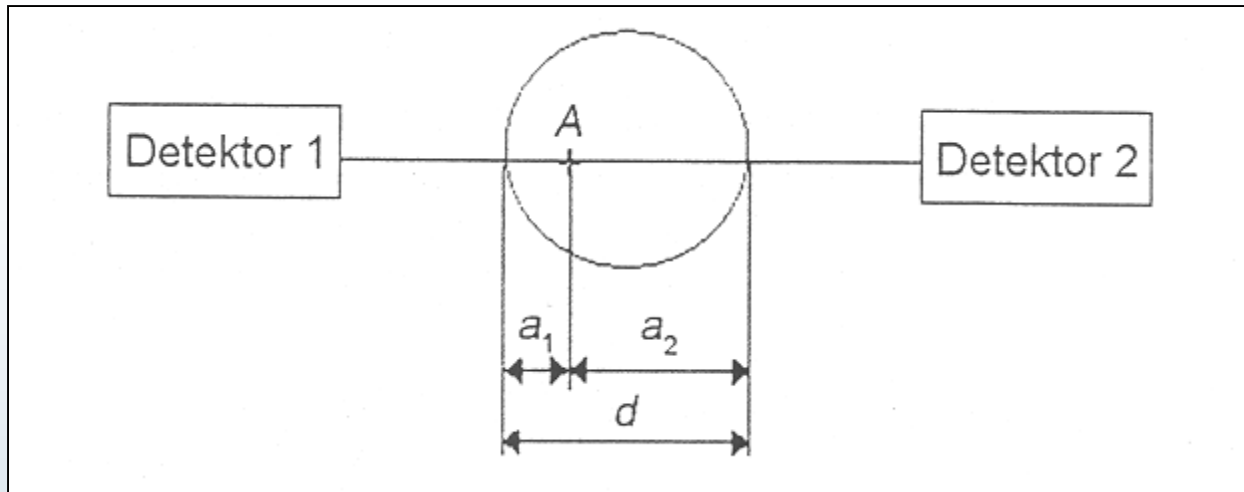


Fächergeometrie

Jeder Detektor ist mit einer großen Anzahl gegenüberliegender Detektoren in Koinzidenz verknüpft, entsprechend der Größe des transversalen Gesichtsfeldes

Wichtig hierbei: Möglichst hohe Packungsdichte

Beispiel: Packungsdichte von 80 % reduziert Ausbeute auf 64 %



Punktquelle bei A in einem homogenen Medium (Absorptionskoeffizient μ)

Absorptionswahrscheinlichkeiten:

Singles in Detektor 1: $\sim \exp(-\mu a_1)$

Singles in Detektor 2: $\sim \exp(-\mu a_2)$

Wahre Koinzidenzen: $\sim \exp(-\mu(a_1 + a_2)) = \exp(-\mu d)$

Schlussfolgerungen

Einfluss der Absorption unabhängig vom Ort der Quelle (kann auch außerhalb des Mediums liegen (Transmissionsmessung zur Absorptionskorrektur))

Einfluss der Absorption hängt von der gesamten Wegstrecke d im Körper des Patienten ab (d.h. Absorption größer als bei SPECT, aber einfacher zu korrigieren)

Optimale Realisierung des Konzepts: Kugel um den Patienten

Praktisch nicht umsetzbar wegen Größe des Patienten

Zweitbeste Realisierung des Konzepts: Ring um den Patienten

Kleine Detektorkristalle mit hoher Packungsdichte

Typische Kristalldimensionen 5 mm x 5 mm (Front) x 30 mm (Dicke)

Zusammenfassung der Kristalle zu Blöcken (typischerweise 8 x 8 Kristalle)

Bestimmung des Absorptionsortes in den Blöcken mit jeweils 4 PMT nach dem Anger-Prinzip

Beispiel: Vollring-Tomograph (ECAT EXACT HR⁺)

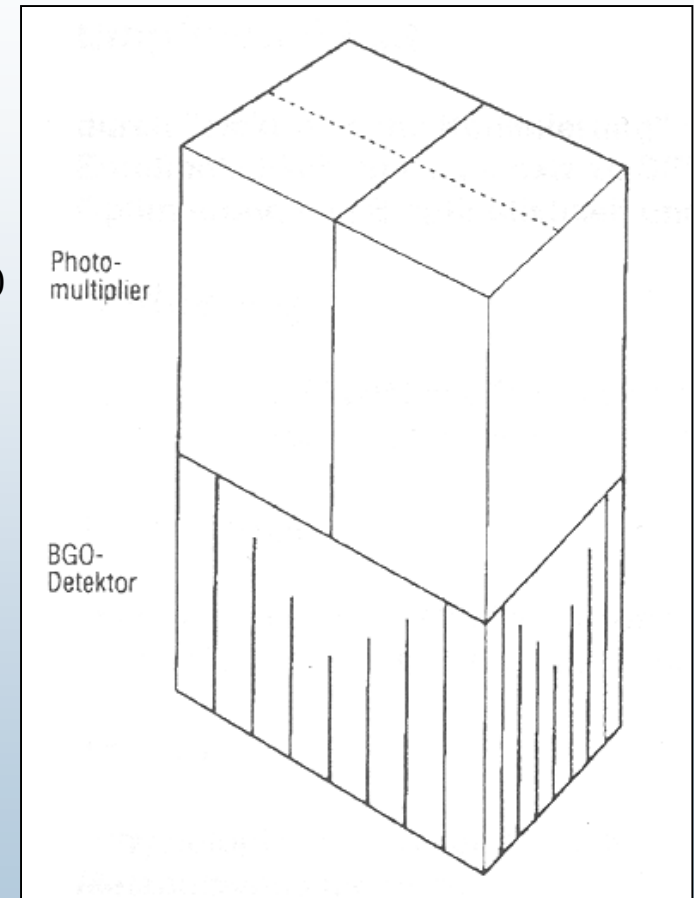
4 Ringe mit jeweils 72 Blöcken (insgesamt $4 \times 72 \times 64 = 18432$ Kristalle)

Detektorring: Durchmesser 80 cm

Transversales Gesichtsfeld: Durchmesser ca. 60 cm

Axiales Gesichtsfeld: 16 cm

Räumliche Auflösung: 3 mm



Verbesserung der Messeigenschaften durch zusätzliche Abschirmungen

Massive Seitenabschirmungen an den Grenzen des axialen Sichtfeldes

Absorbierende Septen zwischen den Detektorringen

Dadurch

Reduktion der „Singles“ (Steigerung des „true-to-singles ratio“)

Drastische Reduzierung der zufälligen Koinzidenzen

Quantifizierung der Verbesserung (homogenes Zylinderphantom)

wahre ungestreute Koinzidenzrate $\sim d^2/R$

wahre gestreute Koinzidenzrate $\sim d^3/(RL)$

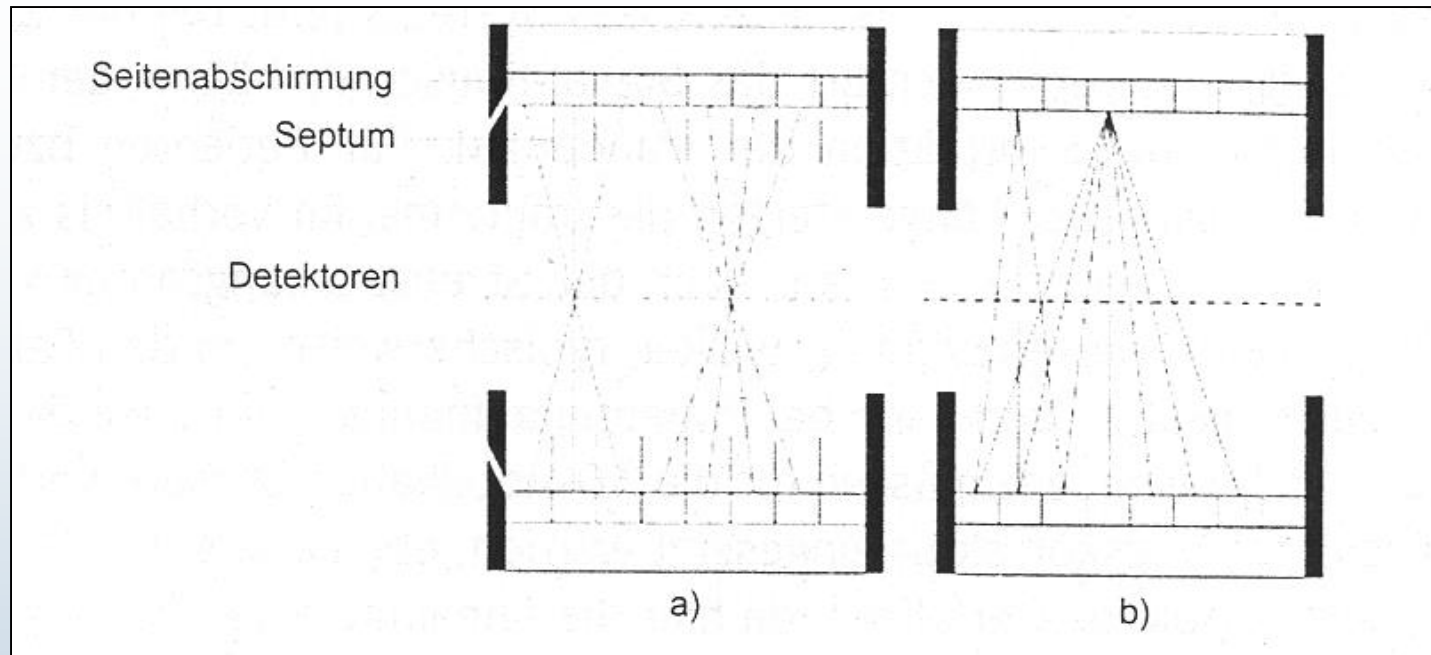
zufällige Koinzidenzrate $\sim d^4/L^2$

d Detektordurchmesser

R Radius des Detektorrings

L wirksame Länge der Septen

Ringförmige PET-Systeme: Wirkung der Septen



a) Akquisition mit Septen;

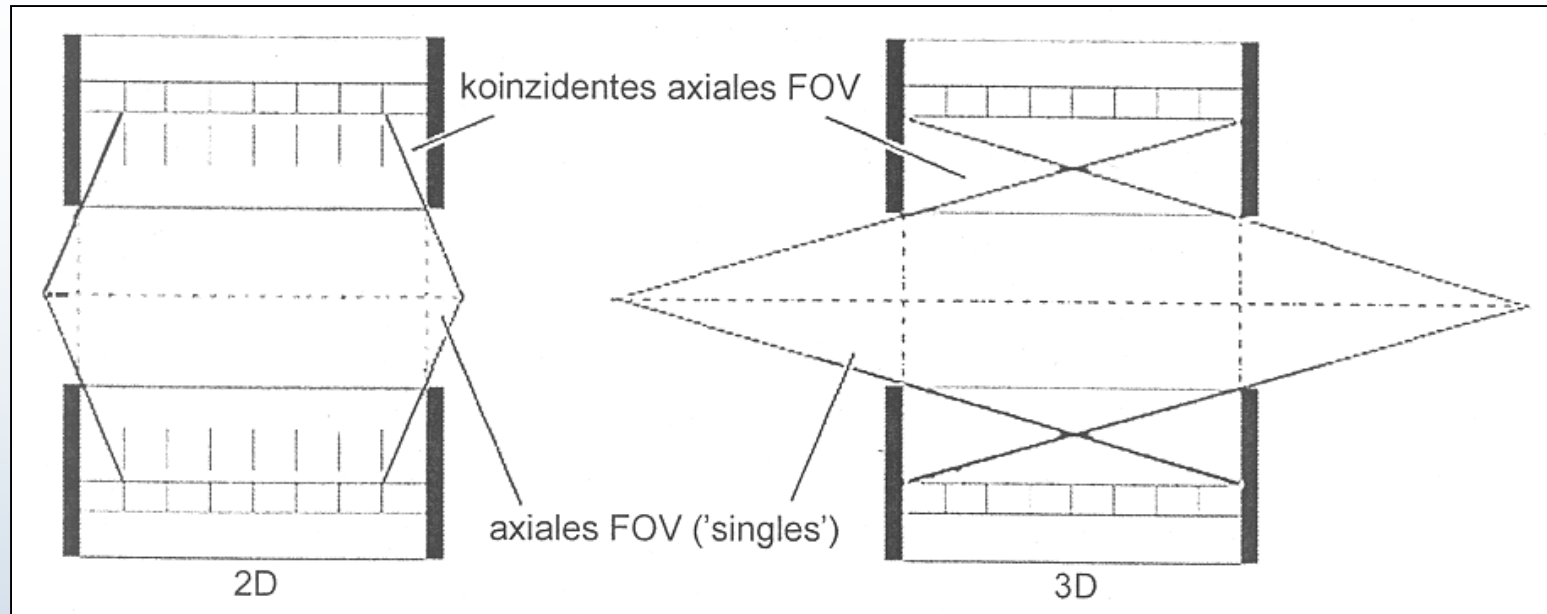
Fächergeometrie nur in transversaler Richtung (2D-Modus)

Bei den tatsächlichen Größenverhältnissen (Ringbreite 4 cm; Ringdurchmesser 80 cm) verlaufen die Koinzidenzlinien praktisch orthogonal zur Ringachse, d.h. die einzelnen Schichten sind linear unabhängig

b) Akquisition ohne Septen;

Fächergeometrie in transversaler und axialer Richtung (3D-Modus)

Ausbeutesteigerung gegenüber 2D um Faktor 4 – 5, allerdings sind die einzelnen Schichten linear abhängig



2D-Modus

Aufgrund der Septen ist das axiale Sichtfeld für Singles kaum größer als das axiale koinzidente Sichtfeld

3D-Modus

Das axiale Sichtfeld für Singles ist wesentlich größer als das axiale koinzidente Sichtfeld

Höhere Belastung des Systems (Zählratenkapazität, Totzeitverluste)

Höheres Verhältnis von „randoms“ zu „trues“ (Faktor 3 mehr als bei 2D)

Höheres Verhältnis von „scattered“ zu „trues“ (Faktor 3 mehr als bei 2D;

gestreute Koinzidenzen können bis zu 60 % aller wahren Koinzidenzen ausmachen)

Mehrkopf PET-Systeme (Gammakameras im Koinzidenzbetrieb)

Vorteile

Vielseitige Anwendbarkeit bei vergleichsweise geringen Kosten

Mit Kollimator: SPECT

Ohne Kollimator: PET

Nachteile

Schlechte Ausbeute durch geringe Packungsdichte und geringe Absorption für 511 keV (Tabelle)

Beispiel Doppelkopfkamera: Ausbeute ca. 5 % eines BGO-Vollrings im 3D-Modus

Fehlende oder geringe Seitenabschirmung

Hoher Anteil von gestreuten und zufälligen Koinzidenzen

Vergleichsweise geringe Zählratenkapazität

Ein Zählkanal pro Gammakamera gegenüber einem Zählkanal pro Detektorblock bei Ringsystemen

Detektormaterial	Kristalldicke (mm)	Nachweis „singles“ (%)	Nachweis „trues“ (%)
NaI(Tl)	9,5	27	7
NaI(Tl)	25	57	32
BGO	20	84	70
BGO	30	94	87

PET

Hochempfindliche Darstellung von Stoffwechselvorgängen
Relative geringe Ortsauflösung (4-6 mm FWHM)

Kombination von PET mit CT in einem Gerät: PET/CT

Hochempfindliche Darstellung von Stoffwechselvorgängen
Detailreiche Anatomiedarstellung mit hoher Ortsauflösung (bis zu 0,35 mm FWHM)
Rekonstruktion des PET Bildes mit Hilfe der CT Daten
 dadurch bessere PET Bilder
Absorptionskorrektur von PET mit Hilfe der Hounsfield-Werte der CT-Daten
 dadurch wesentliche Verkürzung der Untersuchungszeit auf 15 bis 30 min

Kombination von PET mit CT mit separaten Geräten

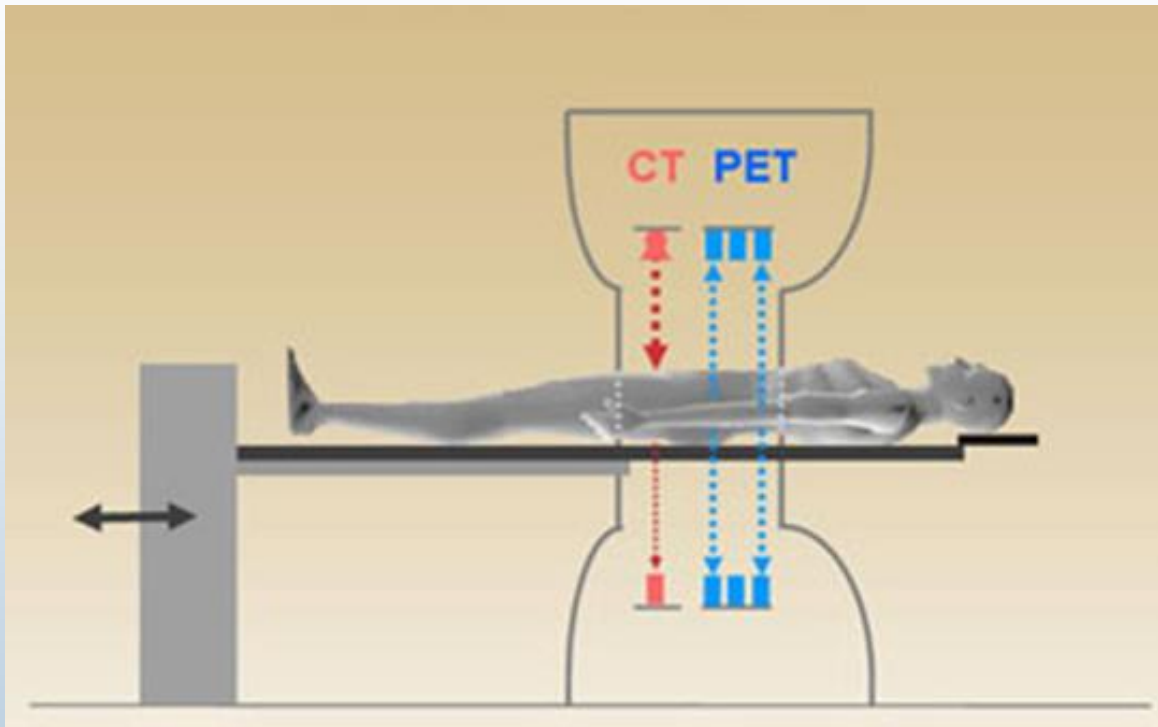
Überlagerung der Bilder mittels Software (Soft-Fusion)

Anhaltspunkte:

 Knochenstrukturen
 Externe Positionsdaten

Nachteil:

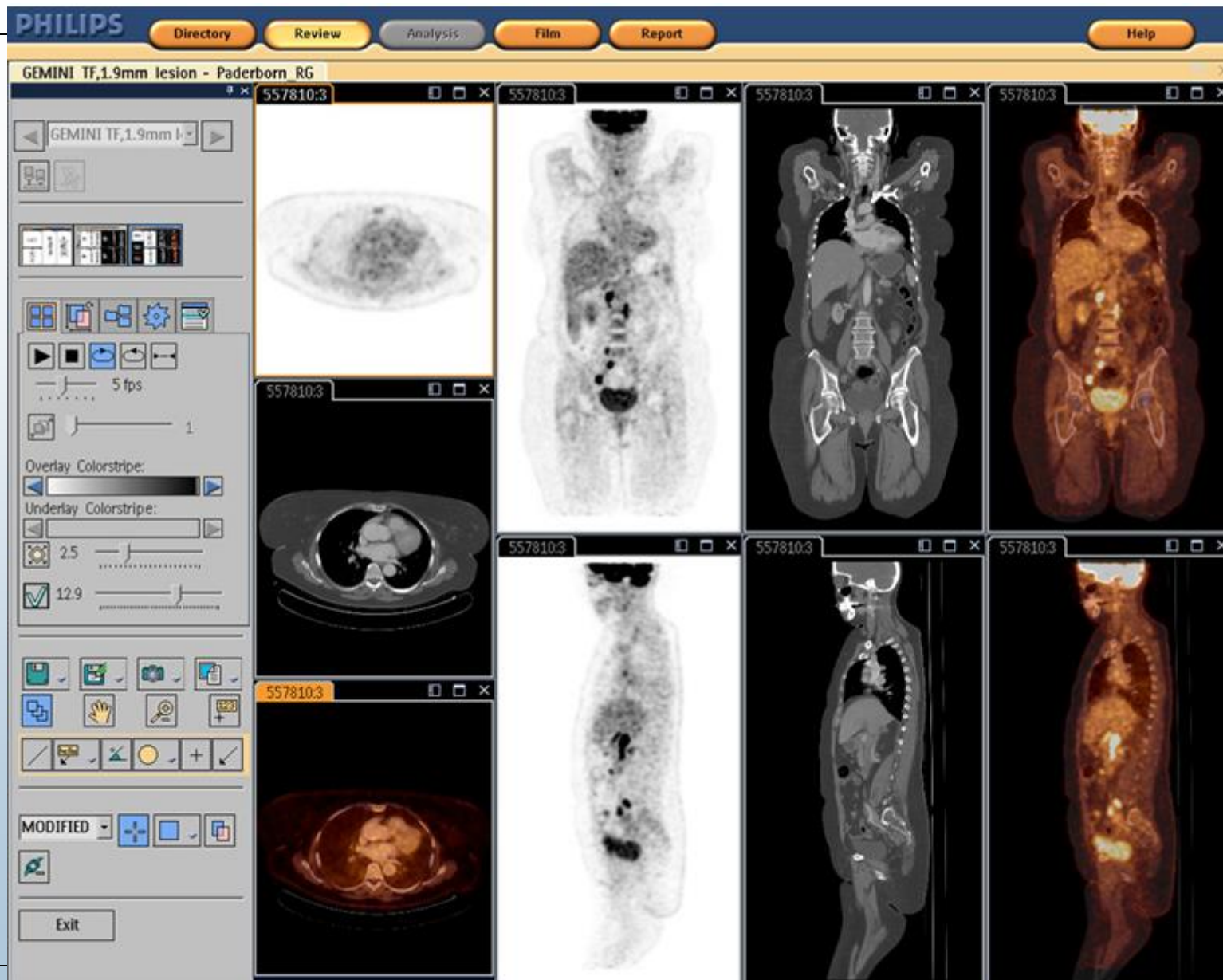
 CT Daten können nicht zur PET Rekonstruktion herangezogen werden

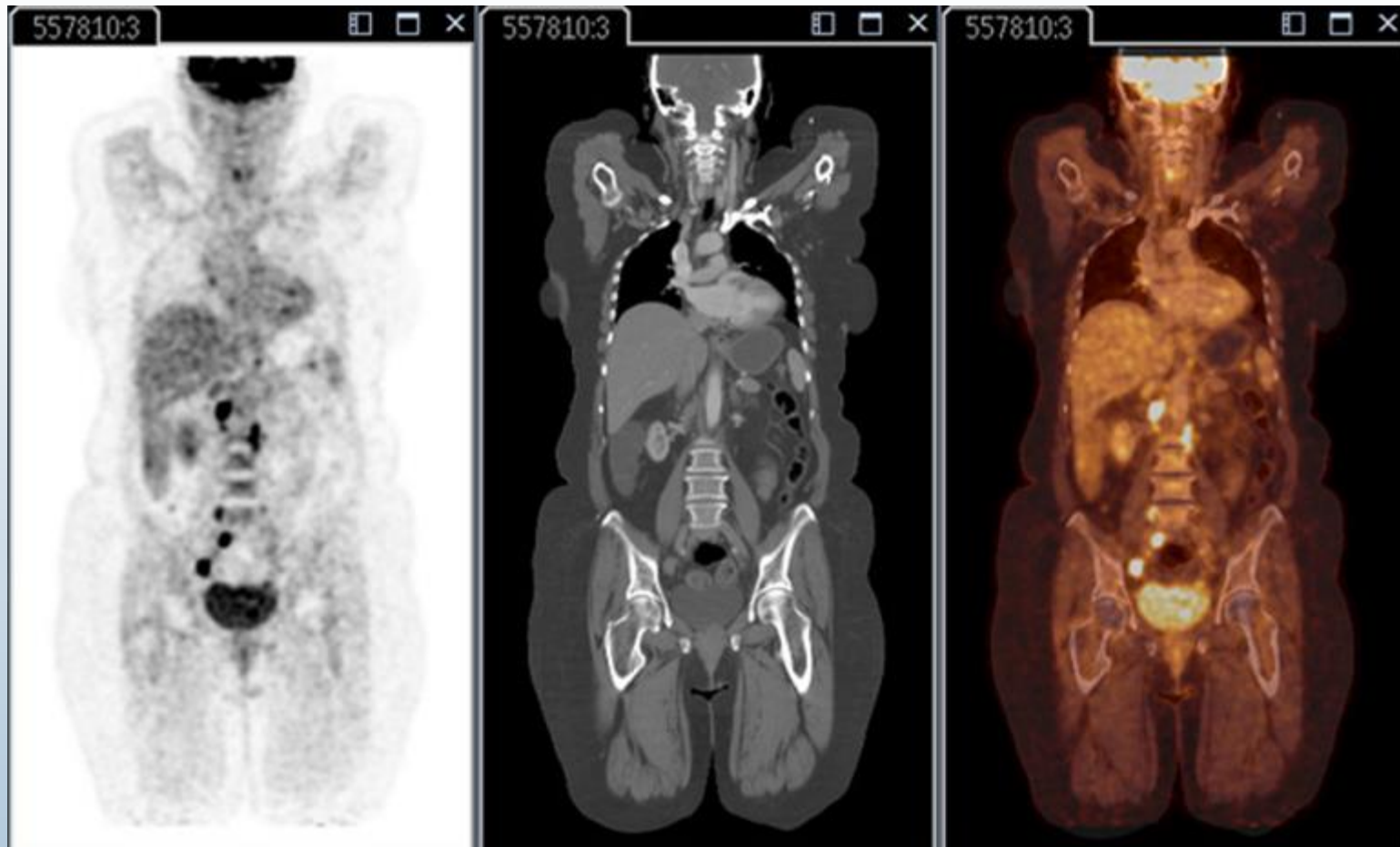


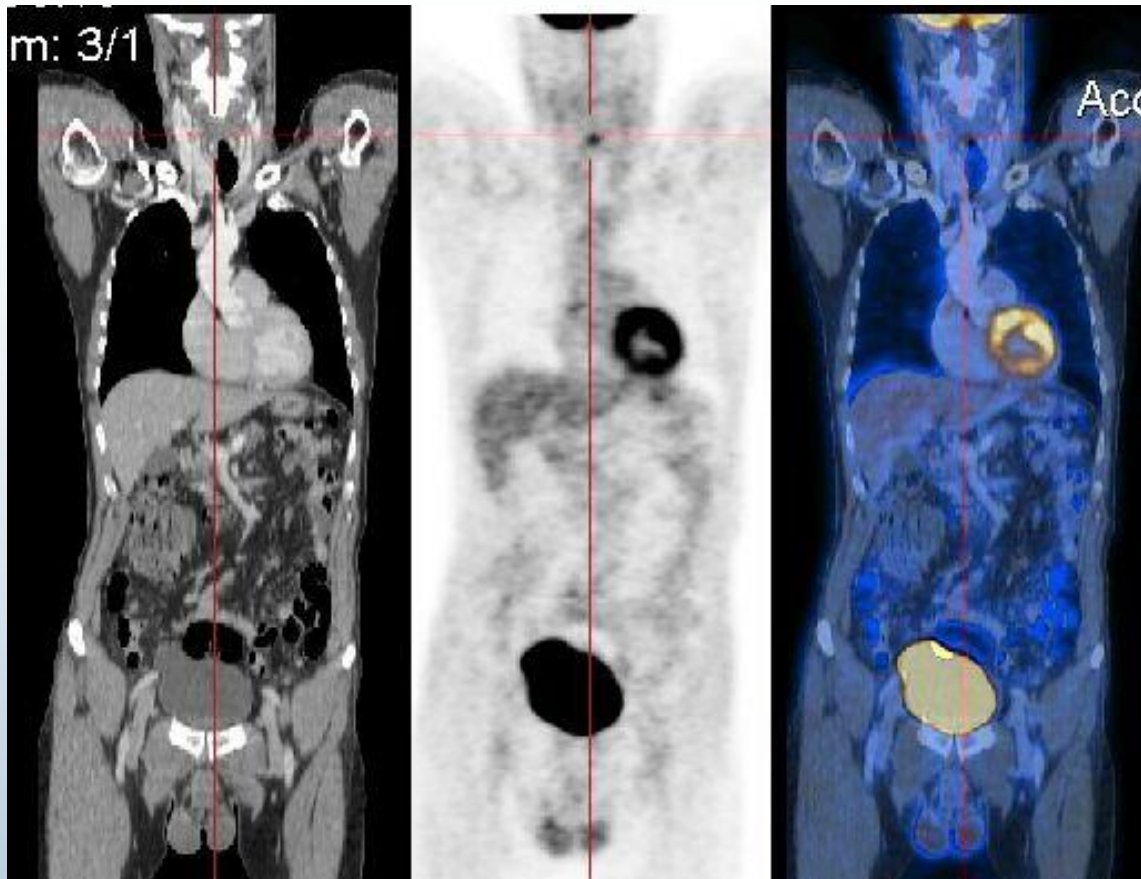
Prinzipieller Aufbau



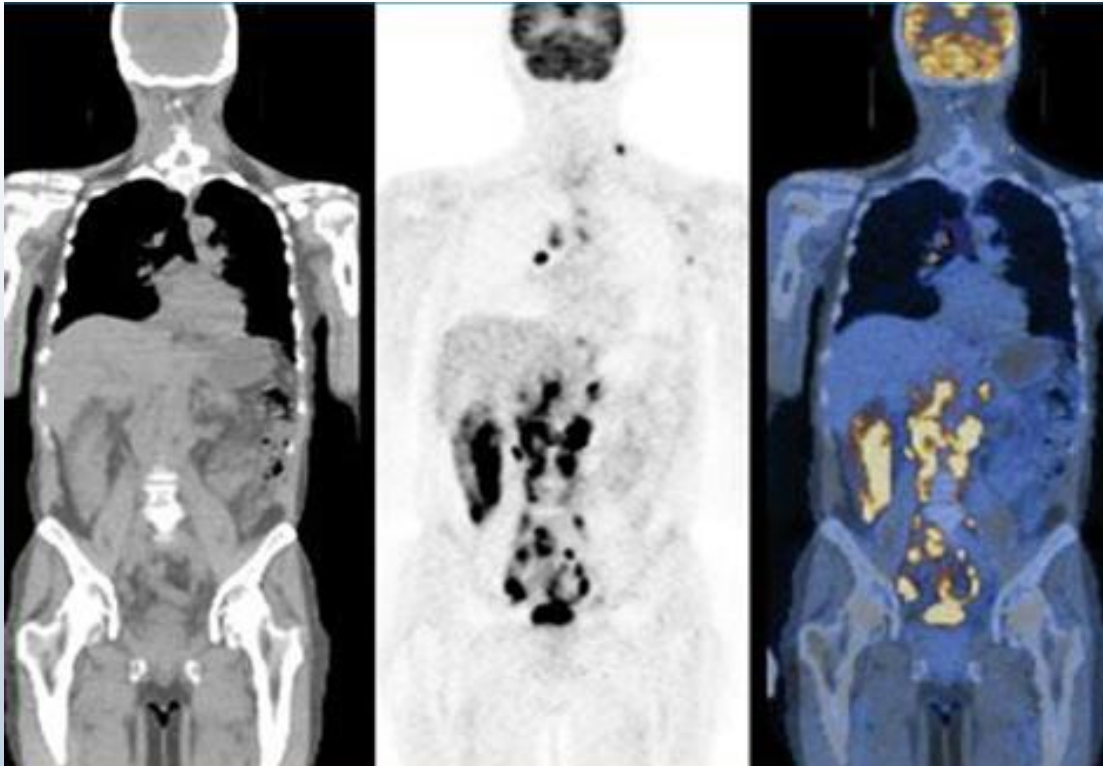
PET/CT von Philips



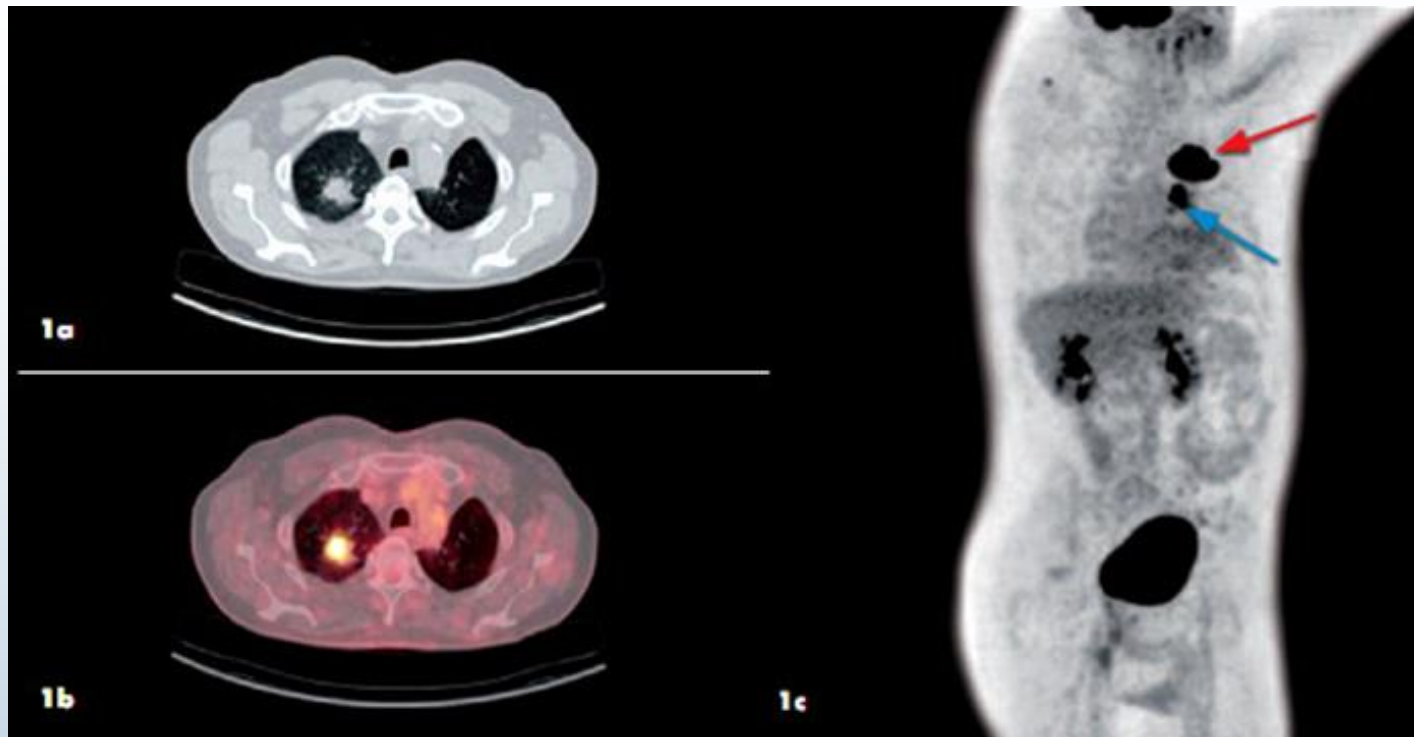




links: CT
Mitte: PET
rechts: PET/CT



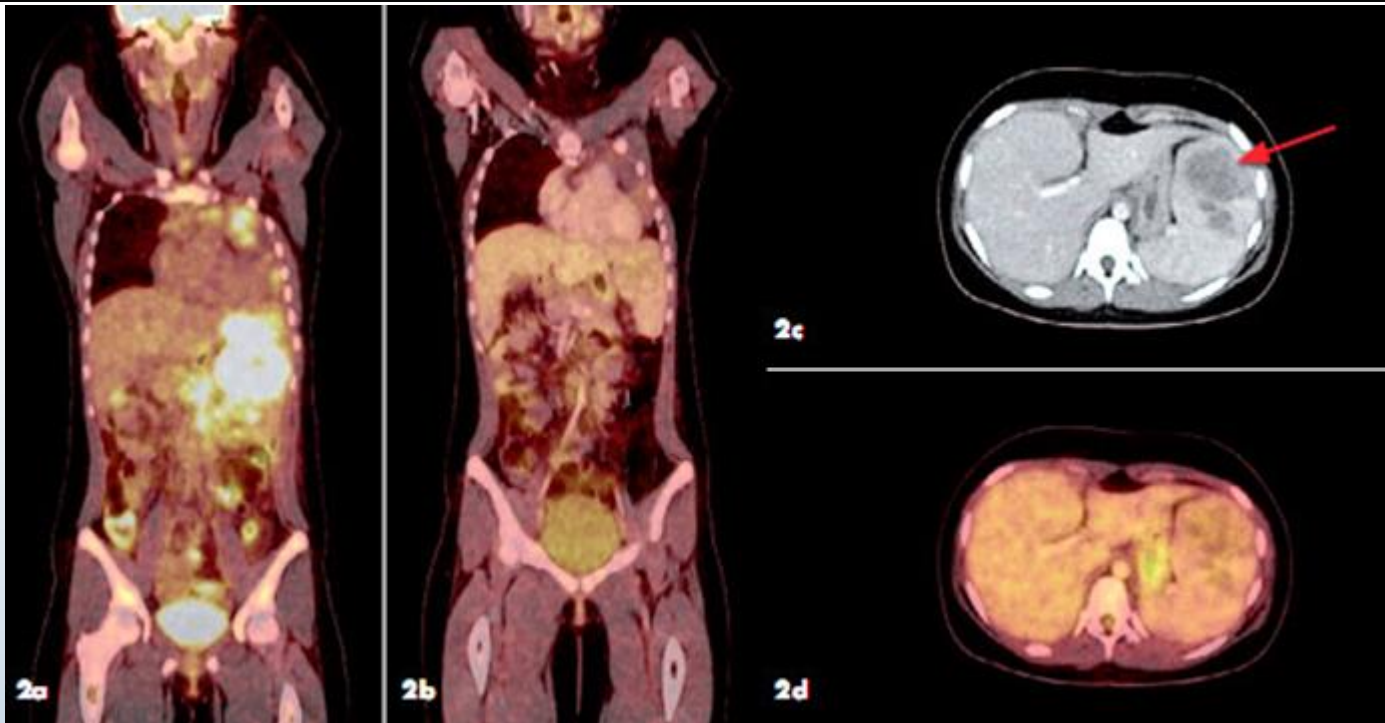
links: CT
Mitte: PET
rechts: PET/CT



1a) unklarer Lungenrundherd im CT (gut- oder bösartig?)

1b) Der unklare Lungenrundherd stellt sich mit einem stark erhöhten Zuckerstoffwechsel (intensives "Aufleuchten") dar, als Zeichen für einen bösartigen Lungentumor.

1c) Die Ganzkörper-PET-Aufnahme des PET/CT zeigt zusätzlich zu dem Lungentumor (roter Pfeil) auch tumorbefallene Lymphknoten auf der gleichen Brustkorbseite. (blauer Pfeil)



2a) Lymphom (mit intensivem Zuckerstoffwechsel) vor Chemotherapie

2b) Nach Chemotherapie ist das Tumorgewebe teilweise noch in der CT nachweisbar, aber der Zuckerstoffwechsel ist vollständig normalisiert

2c) im CT nach der Chemotherapie noch deutlich sichtbares Tumorgewebe in der Milz (roter Pfeil)

2d) im Kombinationsbild vom PET/CT stellt sich das im CT noch ersichtliche Tumorgewebe in der Milz mit einem vollständig normalisierten Zuckerstoffwechsel dar.

Problem

Detektor und Elektronik benötigen Zeit zur Verarbeitung der Signale.

Während dieser Zeit

- können keine weiteren Signale verarbeitet werden (Totzeit) und
- können sich Signale überlagern (Pile-up)

Impulsverzerrung führt zu Ortungsfehlern durch

- Zurückweisung oder
- fälschliche Akzeptanz der Signale im Diskriminator

Leistungsfähigkeit des Detektorsystems wird bestimmt durch zeitliches Auflösungsvermögen (Zählratencharakteristik)

NEMA (Association of Electrical and Medical Imaging Equipmen Manufacturer):

Punktquelle ohne Streumedium

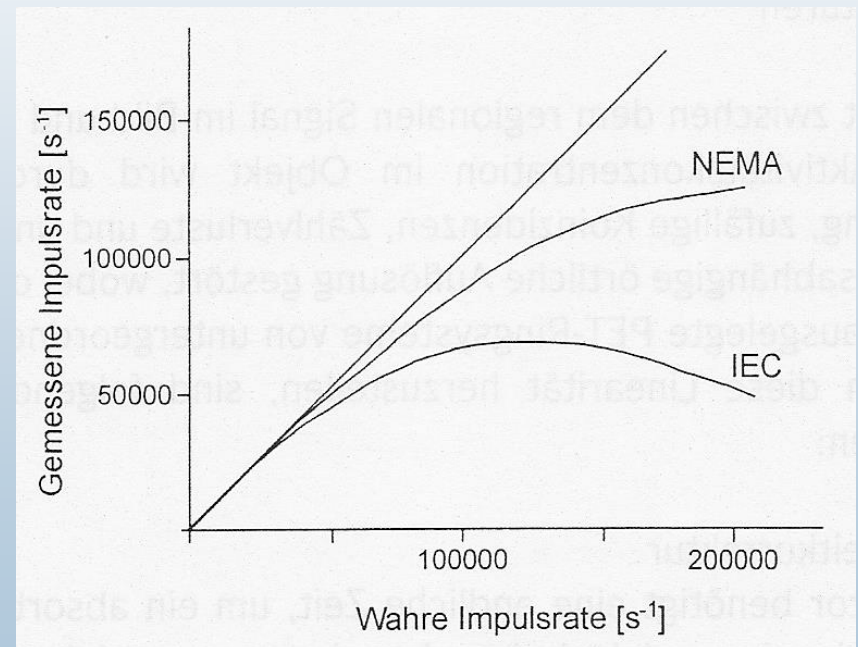
IEC/DIN (International Electrotechnical Commission):

Flächenquelle mit Streumedium

Totzeitkorrektur

Ermittlung der „Life-time“

Es gibt kein einheitliches Modell



Problem

Bilder werden durch Absorption der Strahlung im Körper verfälscht

Beispiel Tc-99m im Hirn

zentral: 82 % Absorption

oberflächennah (1 cm): 16 % Absorption

Absorption kann bis zu Faktor 20 ausmachen

d.h. Absorptionskorrektur ist zahlenmäßig die größte Korrektur der Daten überhaupt

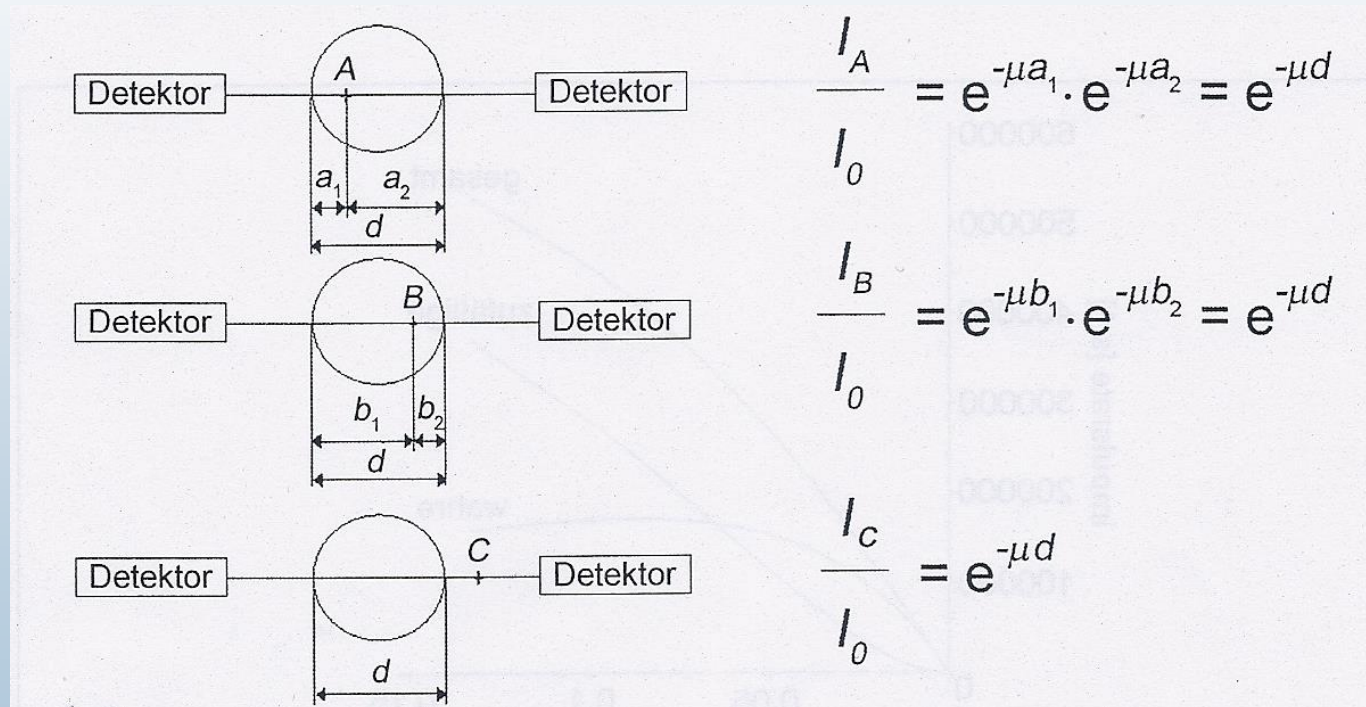
PET

relative einfache Absorptionskorrektur auf Basis der nichtrekonstruierten Daten

Absorption hängt nicht vom Ort der Quelle ab

Gegenüberliegende Projektionen sind identisch

Transmissionsmessung liefert exakte Absorption



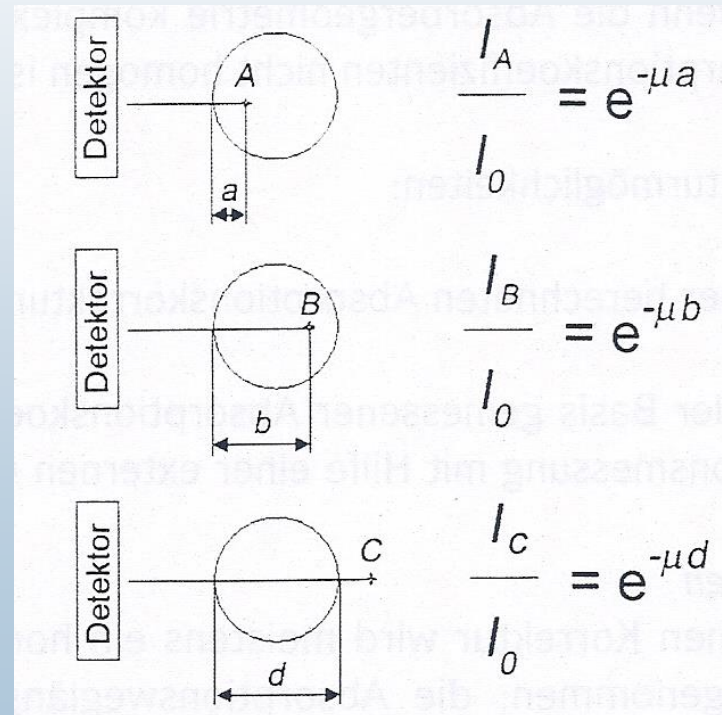
SPECT

relative schwierige Absorptionskorrektur auf Basis der nichtrekonstruierten Daten

Absorption hängt vom Ort der Quelle ab

Gegenüberliegende Projektionen sind nicht identisch

Transmissionsmessung liefert nur maximal mögliche Absorption



Analytische Korrektur

Rechnerische Ermittlung der Absorption, meistens mit homogenem Absorptionskoeffizient
Näherung an tatsächliche Verhältnisse
Nicht anwendbar in Regionen mit stark inhomogener Dichte (Thorax)
Fehlerfortpflanzung bei der Rekonstruktion

Klassifizierung

Prärekonstruktive Absorptionskorrektur:

Korrektur der Projektionsdaten (Sinus-Hyperbolicus-Korrektur)

Postrekonstruktive Absorptionskorrektur:

Korrektur des rekonstruierten Bildes (Chang-Korrektur)

Inhärente Absorptionskorrektur:

z.B. „attenuated Radon transform“ (kaum angewandt)

Chang-Korrektur

Multiplikation des rekonstruierten Bildes mit der Korrekturmatrix

$$C(x, y) = \frac{M}{\sum_{i=1}^M \exp(-\mu \cdot L(x, y, \Theta))}$$

M	Anzahl der Projektionen
μ	mittlerer Absorptionskoeffizient
$L(x, y, \Theta)$	Abstand des Punkts (x,y) von der Oberfläche unter dem Winkel Θ

Kann bei iterativer Rekonstruktion nach jedem Iterationsschritt wiederholt werden

Exakte Korrektur bei Punktquellen

Gute Näherung bei ausgedehnten Quellen

Korrektur auf der Basis von gemessenen Absorptionskoeffizienten

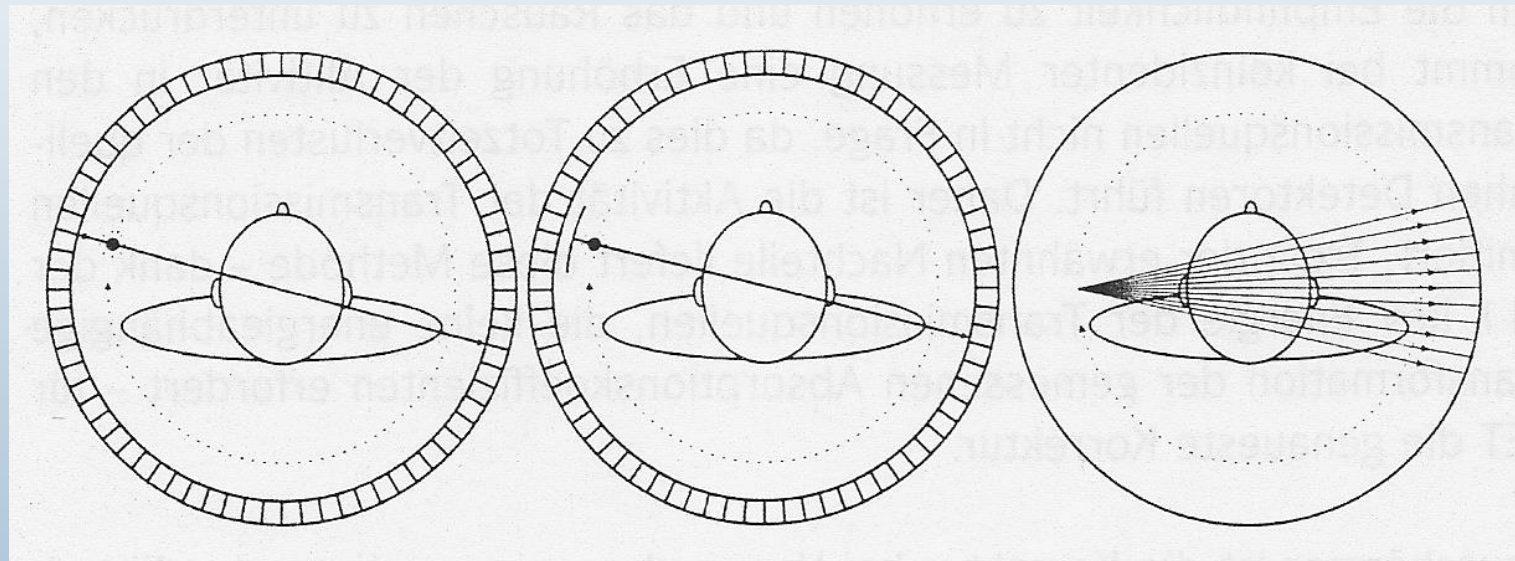
Experimentelle Ermittlung der Absorption durch Transmissionsmessungen

Beispiel PET

Positronen-Strahler (z.B. Ga-68/Ge-68)

Gamma-Strahler (z.B. Cs-137)

Röntgen-Strahlung (PET/CT)



Korrektur auf der Basis von gemessenen Absorptionskoeffizienten

Nachteile gegenüber analytischer Korrektur

- Zusätzlicher Zeitaufwand

- Zusätzliche Strahlenexposition

- Statistische Unsicherheit der Transmissionsmessung bei PET

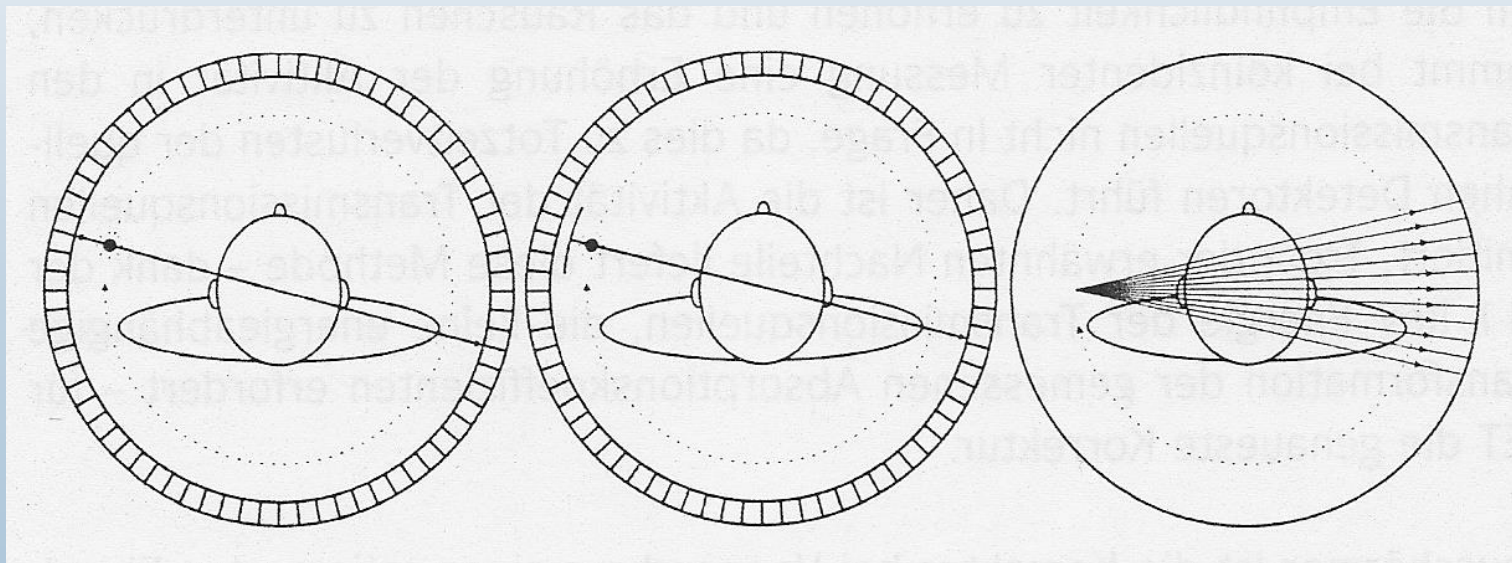
 - im Koinzidenzbetrieb basieren die Transmissionswerte im Mittel auf

 - 16 Impulsen (Schädelmessung) bzw.

 - 10 Impulsen (Abdomenmessung)

- Bessere Statistik bei Gamma-Strahlern

- Exzellente Statistik bei Röntgen-Strahlung (CT)

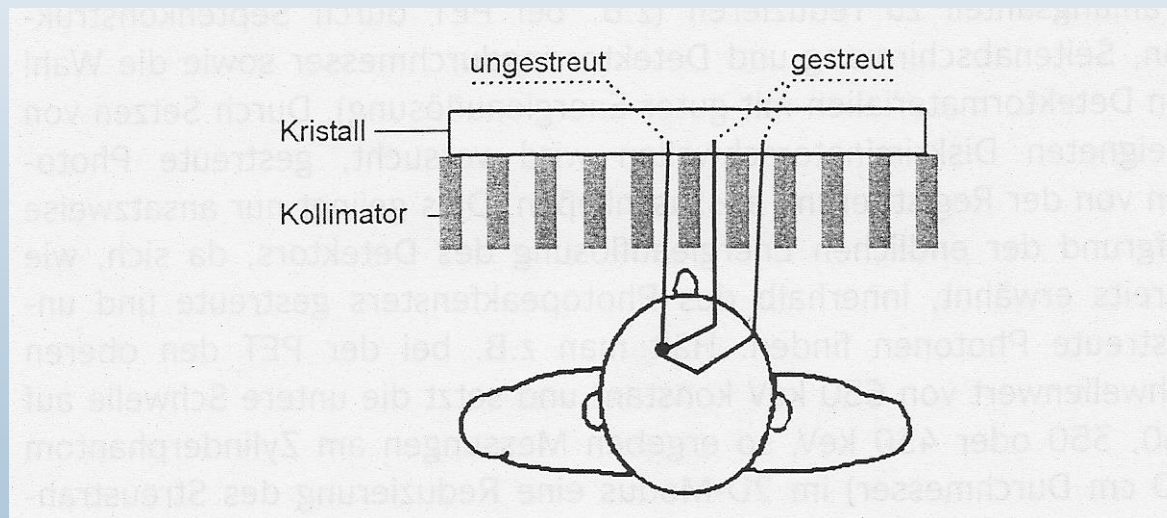


Problem

Streustrahlung führt zu einer Reduzierung des Bildkontrasts und damit zu einer schlechteren Erkennbarkeit von Läsionen

SPECT

Streustrahlungsanteil 40 – 60 % bedingt durch
Streueigenschaften des Kollimators
Streucharakteristik der verwendeten (niederenergetischen) Strahler

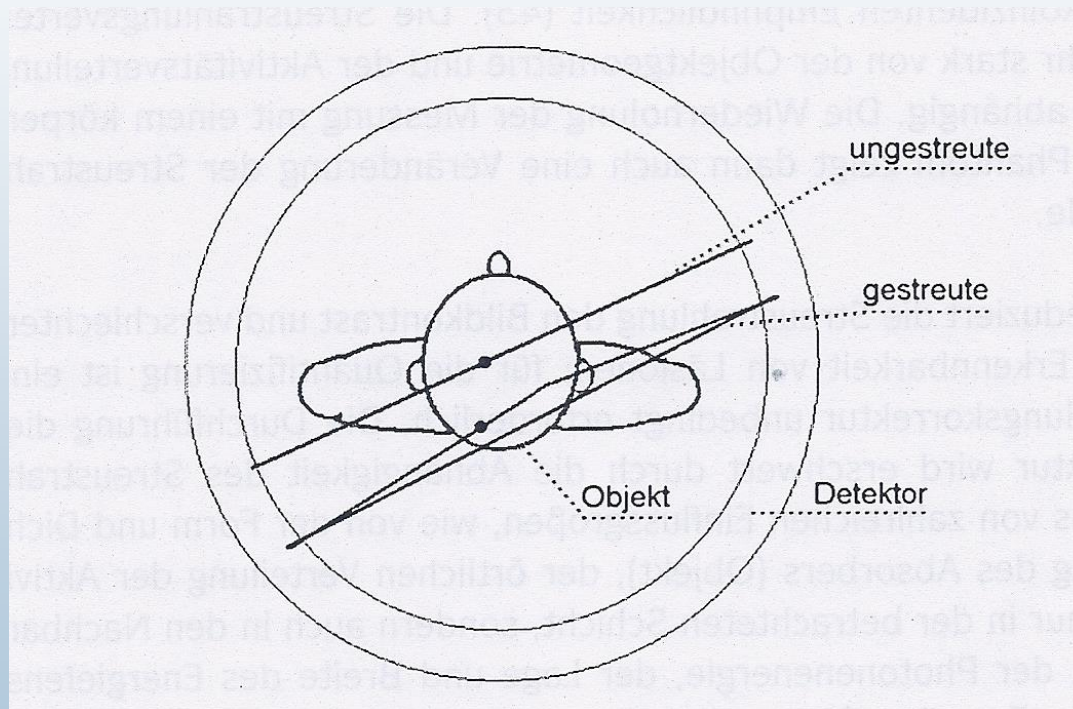


PET

Streustrahlungsanteil

12 – 15 % im 2D-Modus

> 40 % im 3D-Modus



Problem

Streustrahlungsanteil hängt ab von

- Form und Dichteverteilung des Objekts
- örtliche Verteilung Aktivität
- Photonenenergie
- Lage und Breite des Energiefensters
- Energieauflösungsvermögen des Detektorsystems

Streustrahlungskorrektur daher schwierig

Bekannteste Verfahren

Entfaltungs-Verfahren:

Messung oder Berechnung von Streustrahlungs-Linienbildfunktionen

Dual-window-Methode:

Rückschluss von Streustrahlung im Compton-Kontinuum auf Streustrahlungsanteil im Photopeak-Bereich

Problemstellung

Rekonstruktion des dreidimensionalen Objekts „Radionuklidverteilung“ aus den gemessenen zweidimensionalen Projektionen des Objekts

Prinzipielle Vereinfachung des Problems (Reduktion um eine Dimension)

Zerlegung des Objekts in einen Stapel zweidimensionaler transversaler Schichten, die als linear unabhängig voneinander angesehen werden können;

Rekonstruktion der zweidimensionalen transversalen Schicht aus den gemessenen eindimensionalen Projektionen der Schicht (**transversale Tomographie**)

Messtechnische Realisierung der transversalen Tomographie

SPECT: Kollimierung mit Parallellochkollimator

PET: Schmäler axialer Öffnungswinkel der Koinzidenzabfrage

Wichtige Voraussetzung: Messstrahlen müssen parallel sein

Bei SPECT durch Parallellochkollimator gewährleistet

Bei PET (Fächergeometrie) müssen die Daten umsortiert werden (Rebinning)

Mathematische Formulierung

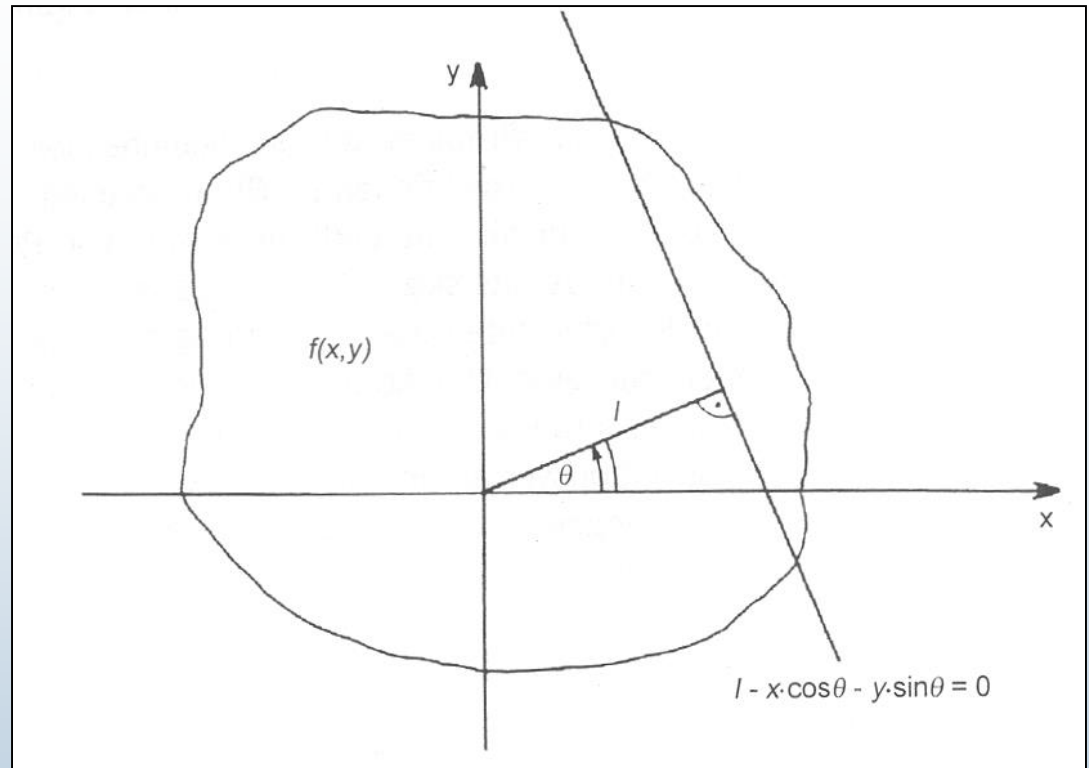
Rekonstruktion der Objektverteilung $f(x,y)$
aus den gemessenen Projektionen $p(I,\theta)$

I = Abstand vom Ursprung

θ = Projektionswinkel

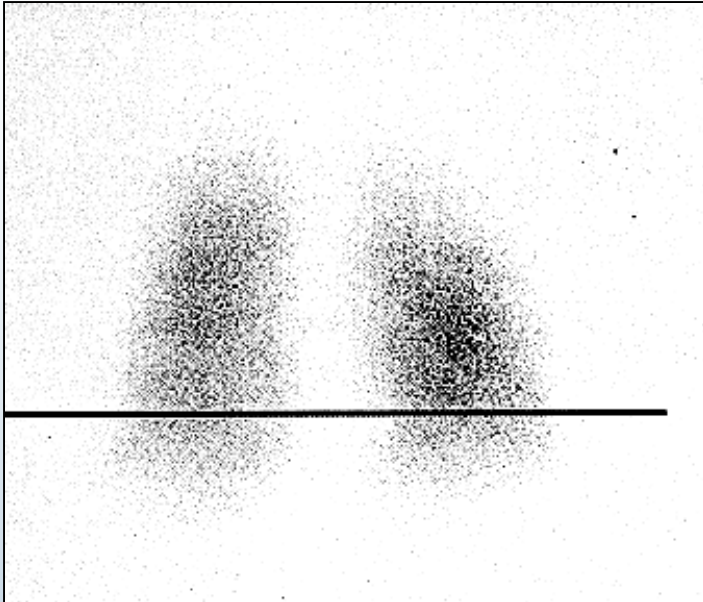
Strahlsumme

Linienintegral des Objekts $f(x,y)$ längs der
Geraden $I - x \cos \theta - y \sin \theta = 0$

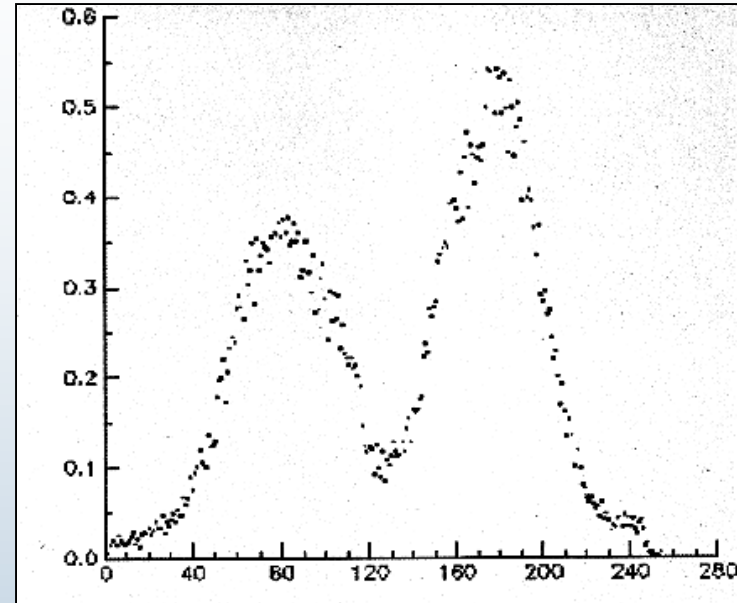


$$p(I, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) \cdot \delta(I - x \cos \theta - y \sin \theta) dx dy$$

Beispiel: Projektion eines Transversalschnitts



Transversalschnitt durch die Lunge



Projektion des Transversalschnitts

x-Achse: Abstand vom Ursprung I

y-Achse: Strahlsumme $p(I, \theta)$

Linienintegral (Strahlsumme)

Transformation der Objektverteilung $f(x,y)$ in die Projektionen $p(L,\theta)$

Bezeichnet zu Ehren von Johann Radon als **Radon-Transformation**

$$p(I, \theta) = \int_{-\infty-\infty}^{+\infty+\infty} \int f(x, y) \cdot \delta(I - x \cos \theta - y \sin \theta) dx dy$$

Inversion der Radon-Transformation

Radon-Transformation nicht umkehrbar eindeutig (anders als z.B. Fouriertransformation)

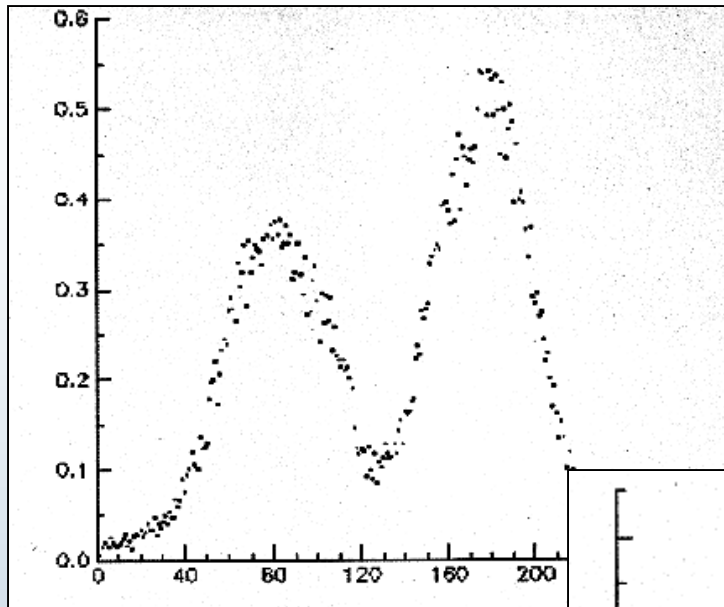
Umkehrung nur mit Regularisierungsfunktionen zur Stabilisierung der Lösung möglich

 Frequenzbandbegrenzte Fensterfunktionen

 Dämpfungsfaktoren

 Glättungsfunktionen

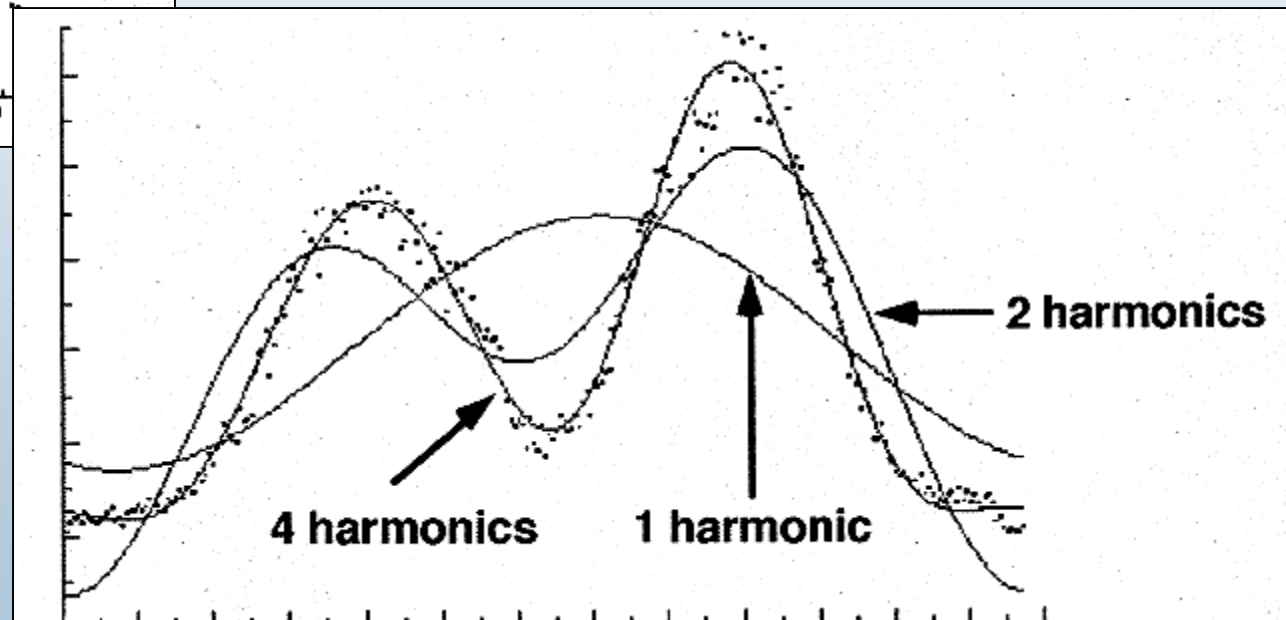
Fouriertransformation einer Projektion

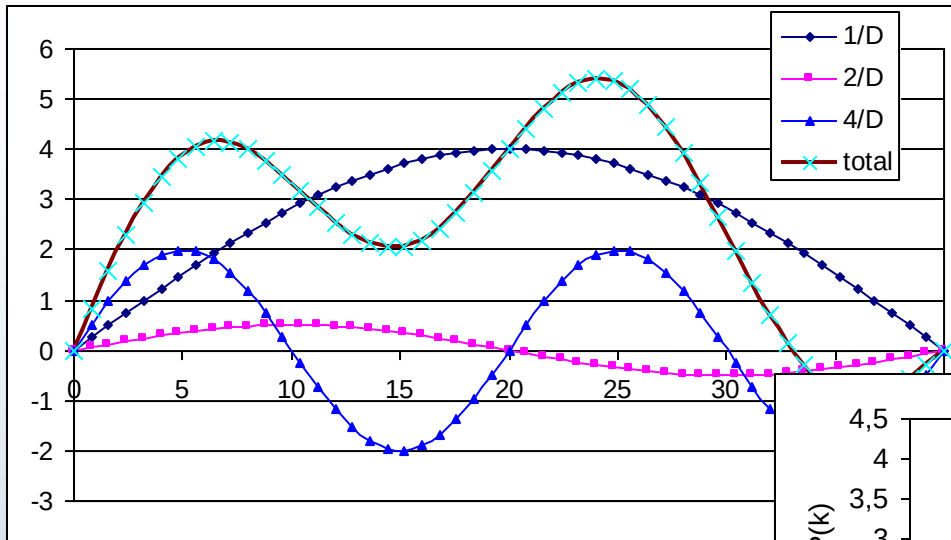


Projektion $p(I, \theta)$

x-Achse: Ortskoordinate I

y-Achse: Strahlsumme $p(I, \theta)$

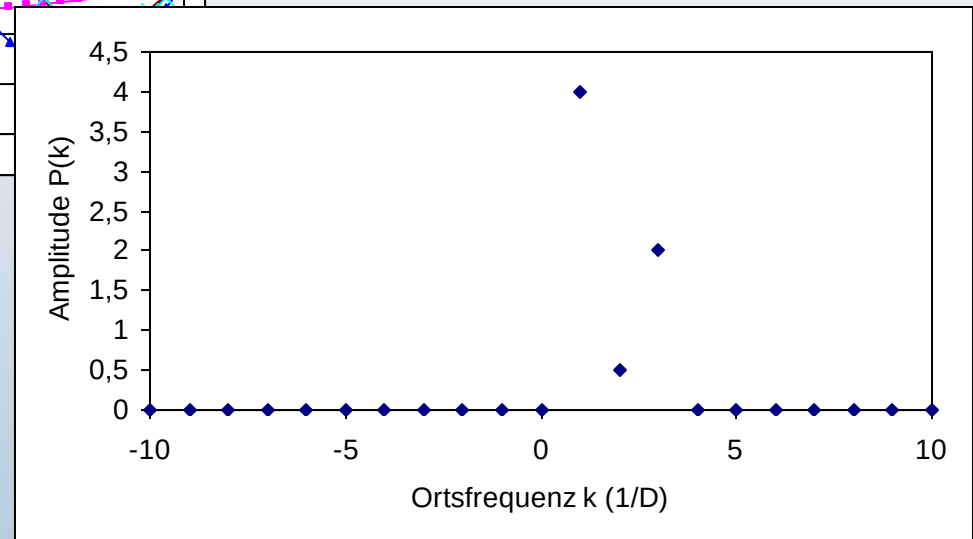




Gemessene Projektion $p(I, \theta)$

x-Achse: Ortskoordinate I

y-Achse: Strahlsumme $p(I, \theta)$



Fouriertransformierte Projektion $P(k, \theta)$

x-Achse: Ortsfrequenz k

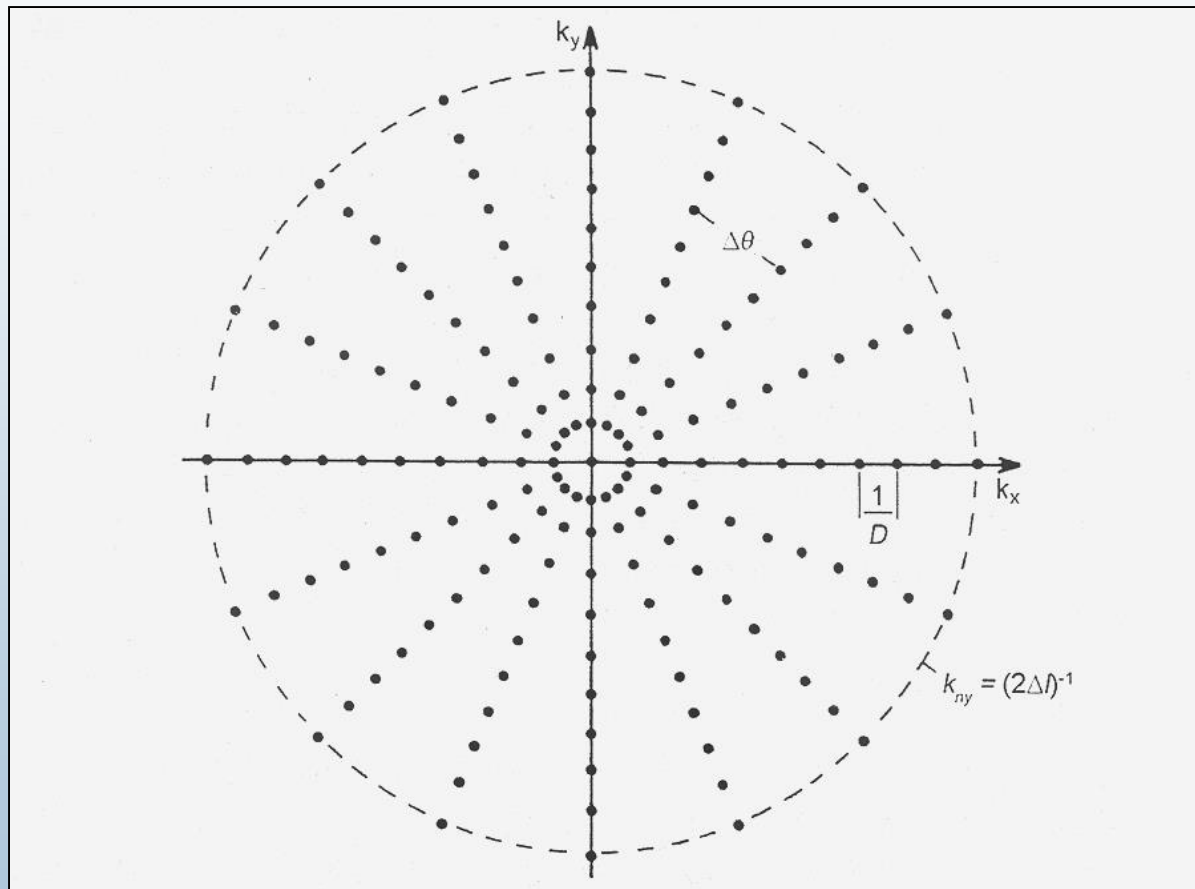
y-Achse: Amplitude $P(k, \theta)$

Abtastmuster in der Frequenzebene

8 Winkelprojektionen

Gesichtsfelddurchmesser D

Laterales Abtastintervall Δl (entsprechend Pixelbreite der gemessenen Projektion)



Grenzfrequenz (Nyquistfrequenz k_{ny})

Eine halbe Schwingung pro Abtastintervall Δl

$$k_{ny} = \frac{1}{2\Delta l}$$

Laterales Abtastintervall Δl

FWHM: Halbwertsbreite der Linienbildfunktion des Systems

$$\Delta l \leq 0,33 \cdot FWHM \dots 0,5 \cdot FWHM$$

Prinzip

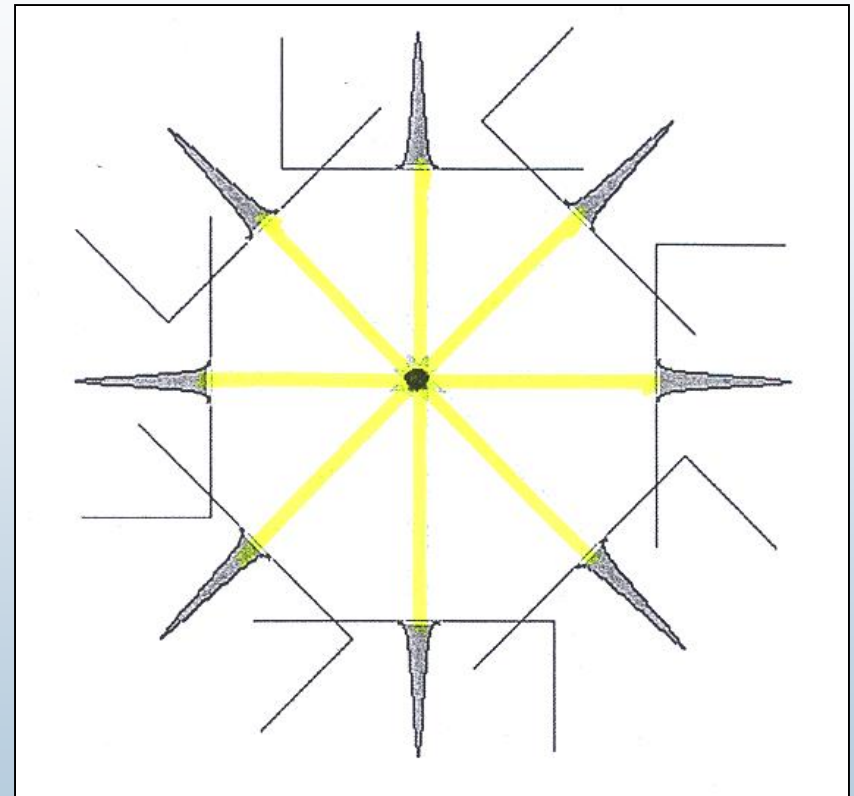
Messwert der Projektion wird längs des zugehörigen Projektionsstrahls als konstanter Wert in die Bildmatrix zurückverteilt.

Mathematische Formulierung

Alle Punkte, die auf der Geraden $I(\theta)$ liegen, werden um den Projektionswert $p(I, \theta)$ erhöht.

$$b(x, y) = \int_0^{\pi} p(I, \theta) d\theta$$

$$I = x \cos \theta + y \sin \theta$$



$$B(k_x, k_y) = F(k_x, k_y) \cdot \frac{1}{|k|}$$

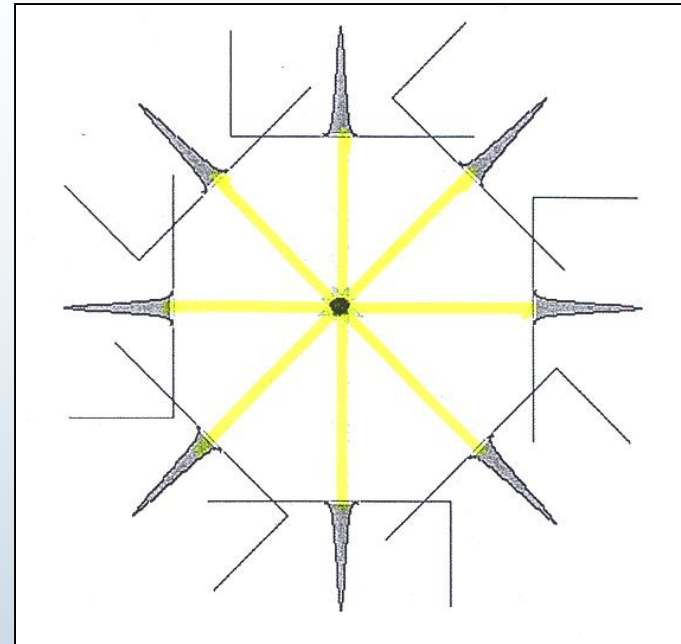
$$|k| = \sqrt{k_x^2 + k_y^2}$$

$B(k_x, k_y)$: Fouriertransformierte Rückprojektion

$F(k_x, k_y)$: Fouriertransformiertes Objekt

$|k|$: Betrag der Ortsfrequenz

$$F(k_x, k_y) = B(k_x, k_y) \cdot |k|$$

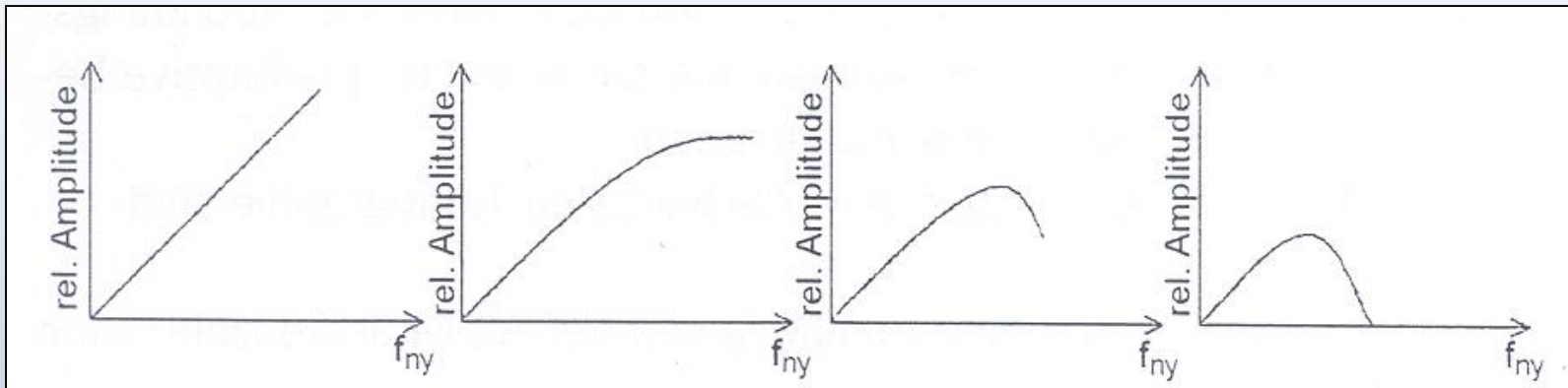


Rekonstruktion des Objekts:

- Einfache Rückprojektion
- Fouriertransformation
- Multiplikation mit dem Betrag der Ortsfrequenz
- Fourierrücktransformation

Rekonstruktion des Objekts:

- Einfache Rückprojektion
- Fouriertransformation
- Multiplikation mit dem Betrag der Ortsfrequenz (Rampe)
- Multiplikation mit einem Tiefpassfilter (Hanning, Butterworth etc.)
- Fourierrücktransformation



Hanning

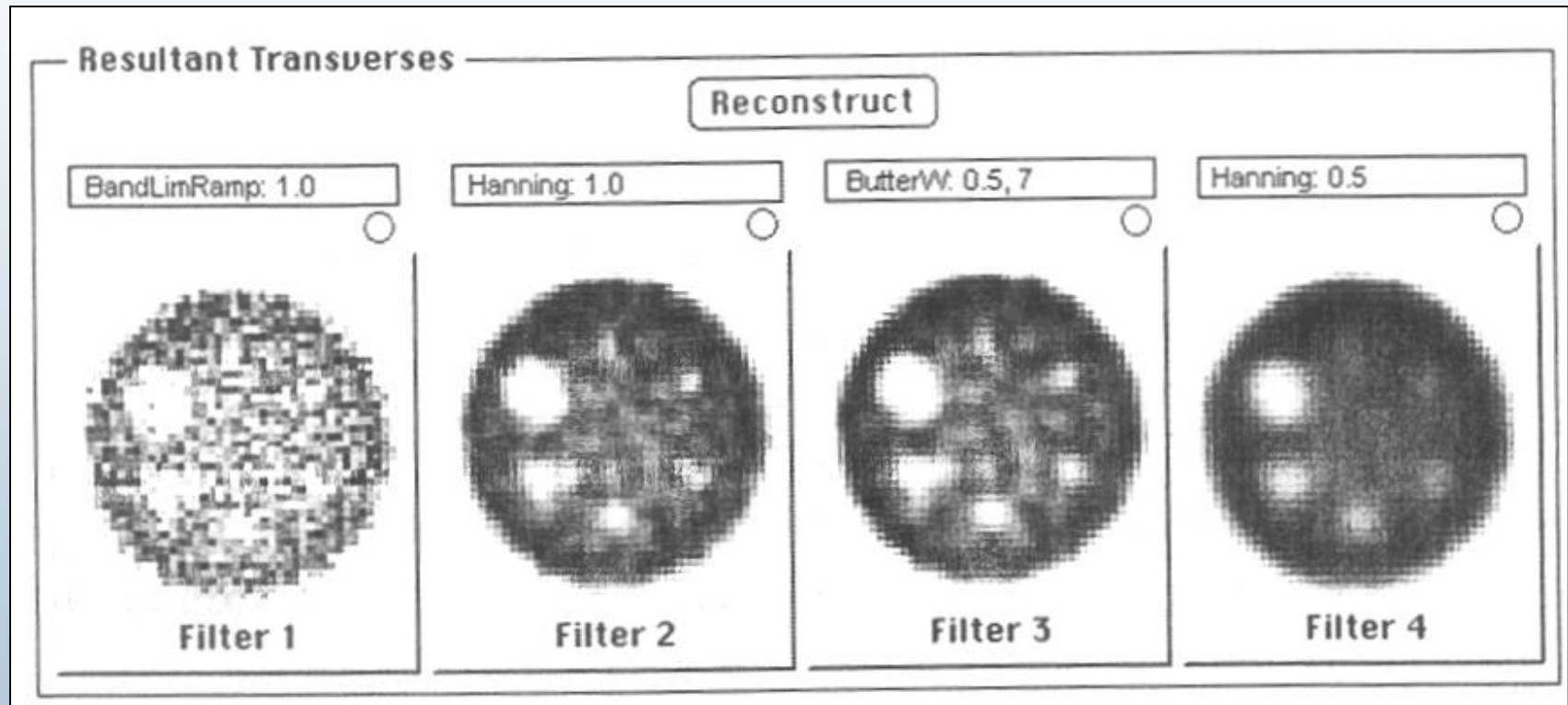
$$f = 0,54 + 0,46 \cos(\pi a)$$

Butterworth (Ordnung n)

$$f = \frac{1}{1 + a^{2n}}$$

$$a = \frac{|k|}{k_{ny}}$$

Rekonstruktion der Objektverteilung $f(x,y)$ aus den gemessenen Projektionen $p(L,\theta)$



Projektionsgeometrie (2D)

Δx^2 = Pixelfläche (Insgesamt S Pixel)

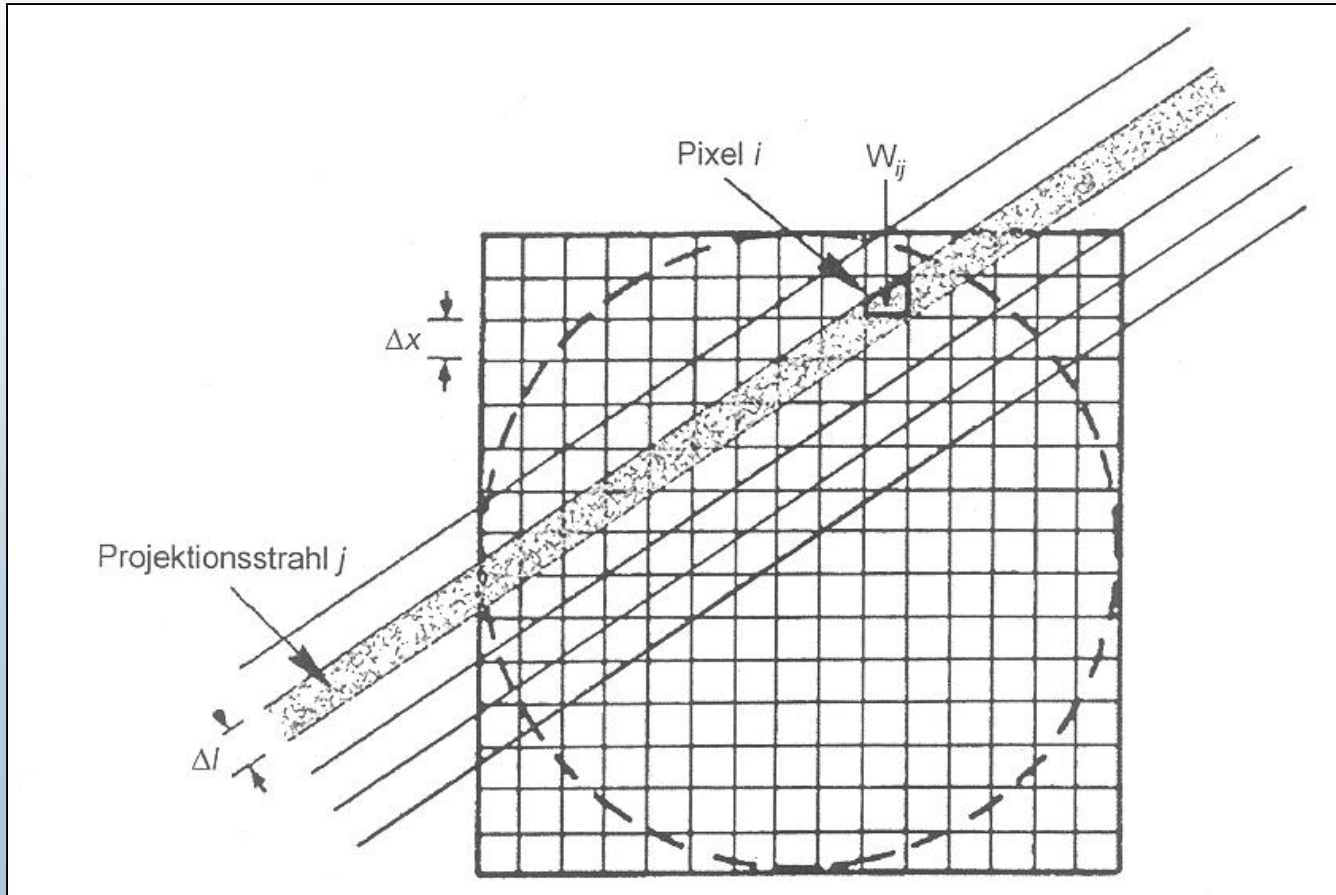
Δl = Breite der Projektionsstrahlen

$w_{i,j}$ = Beitrag des Pixels i zum Projektionsstrahl j

f_i = Inhalt des Pixels i (Aktivität)

Projektionsgleichung

$$P_j = \sum_{i=1}^S w_{i,j} \cdot f_i$$



Projektionsgleichung

$$P_j = \sum_{i=1}^S w_{i,j} \cdot f_i$$

Projektionsmatrix

W = Bewichtungsmatrix (Systemmatrix)

Die Systemmatrix enthält die realen
Abbildungseigenschaften des Systems

$$P = W \cdot F$$

Rekonstruktion des Objekts F:

Invertierung der Systemmatrix W

Algebraisch kaum möglich, da W zu groß
z.B. PET-Scanner: $i = 12000$; $j = 50000$

$$F = W^{-1} \cdot P$$

d.h. Rekonstruktion in der Praxis nur mit Hilfe von iterativen Verfahren möglich

Objektschätzung f_i^q

q = Iterationsnummer

Berechnung der synthetischen Projektionen

$$r_j^q = \sum_{i=1}^S w_{i,j} \cdot f_i^q$$

Berechnung der Abweichungen von den gemessenen Projektionen

$$\Delta r_i^q = P_i - r_j^q$$

Rückprojektion der Abweichungen und neue Objektschätzung

Simultane Korrektur aller Objektpixel

Nicht-simultane Korrektur der Objektpixel

Punktweise Korrektur (pixel driven correction)

Projektionsweise Korrektur (ray driven correction)

$$f_i^{q+1} = f_i^q + \Delta f_i^q$$