mung ist die Kreuzkalibrierung zwischen Aktivimeter und Gammakamera (oder Messsystem) zur Korrektur der unterschiedlichen Empfindlichkeiten beider Systeme.

Zeit-Aktivitäts-Kurven
Unter einer Zeit-Aktivitäts-Kurve versteht man eine Darstellung der zeitlichen Änderung der Aktivitätsverteilung im Szintigramm oder in einer ROI. Aus den Kurvenparametern (z.B. maximaler Anstieg, Zeit bis zum Erreichen des Maximums oder Halbwertszeit des Abfalls) lässt sich auf viele physiologische Parameter schließen (z.B. werden bei der Nierenfunktionsszintigraphie die Transitzeiten des Radiopharmakons ermittelt).

Parameter- und Funktionsbilder
Parameterbilder entstehen, wenn für jeden einzelnen Bildpunkt Zeit-Aktivitäts-Kurven ermittelt, aus diesen bestimmte Parameter errechnet und farbkodiert im entsprechenden Bildpunkt dargestellt werden. Die Spanne reicht von Parametern wie z.B. »Zeitpunkt des Kurvenmaximums« bis hin zu physiologischen Modellrechnungen (z.B. regionaler Blutfluss (relativ) oder Nierenclearance). Aus diesen Parameterbildern können Funktionsbilder werden, wenn zwischen dem dargestellten mathematischen Parameter und einer physiologischen Funktion ein Zusammenhang hergestellt werden kann. Somit ist ein Funktionsbild eine bildliche Darstellung einer Organfunktion oder eines Stoffwechselvorganges.

3.2 Tomographie

Bei der planaren Akquisition wird die Aktivitätsverteilung üblicherweise mit einer Gammakamera als zweidimensionales Bild aufgenommen. Eine dreidimensionale Darstellung des Objekts erfordert Messungen unter einer Vielzahl von Aufnahmewinkeln und führt zum tomographischen Verfahren. Obwohl tomographische Verfahren inhärent dreidimensionaler und entsprechend aufwändig sind, hat die so genannte Transversale Tomographie die breiteste Anwendung gefunden. Bei richtiger Anordnung des Messkopfes (d.h. der Kamerakopf ist exakt justiert und rotiert um eine Systemachse, so dass dieselbe Objektschicht immer von demselben Kristallteil gesehen wird) lässt sich ein Objekt mit Hilfe eines Parallellochkollimators physikalisch in einen Stapel von zweidimensionalen Scheiben zerlegen, deren Gesamtheit wieder das dreidimensionale Objekt ergibt. Die Kamera misst daher gleichzeitig eine Vielzahl von Schichten, jede Schicht aber nur

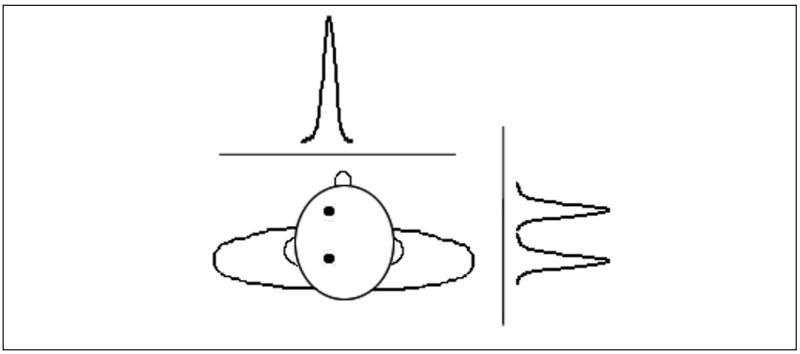

Abbildung 11. Objekt mit zwei Punktquellen und die dazugehörigen Projektionen mit Profilen der Aktivitätsverteilung.

mit einem kleinen Teil der Kristallfläche. Durch diese Zerlegung wird das Objekt (eine Schicht) zweidimensional, die Projektionen sind nun eindimensional – ein Aktivitätsprofil der Schicht. Die zu einer Scheibe oder Schicht gehörenden Daten oder Projektionen findet man in der entsprechenden Zeile des Szintigramms wieder. Jede transversale Schicht wird als unabhängig von den übrigen Schichten angesehen und kann daher einzeln zu einer zweidimensionalen Objektschicht rekonstruiert werden.

In Abhängigkeit von der Position der Kamera und der Anordnung der Punktquellen im Objekt ändert sich die Profildarstellung (Abbildung 11). Sind die Punktquellen übereinander im Bezug zum Messkopf der Kamera angeordnet, so kann man in der Profildarstellung die einzelnen Punkte nicht von einander trennen. Da die Projektionsdaten keine Information über die Tiefe der Strahlenquelle enthalten, lässt sich aus der einfachen Strahlsumme nicht auf die Quellverteilung entlang des Messstrahls schließen. Dieser Rückschluss wird erst möglich, wenn das Objekt unter einer Vielzahl unterschiedlicher Winkel gemessen und die Information mathematisch in geeigneter Weise verknüpft wird. Damit erfordert das Verfahren entweder um den Patienten rotierende Detektoren oder aber einen den Patienten umgebenden Detektorring. Die bekanntesten Vertreter tomographischer Verfahren in der Nuklearmedizin sind die Einzelphotonen-Emissionstomographie (SPECT) und die Positronen-Emissionstomographie (PET).

Bei der PET gewinnt man die tomographische Information aus der Koinzidenzmessung der Vernichtungsstrahlung gerichteter Paare von γ-Quanten ohne mechanische Kollimierung, während bei der SPECT einzelne γ-Quanten gemessen werden und eine mechanische Kollimierung notwendig ist (Abbildung 12).

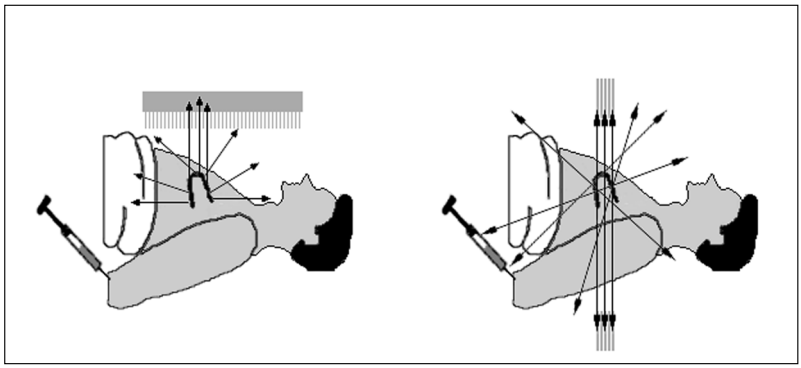

Abbildung 12. Messprinzip bei der SPECT (links) und bei der PET (rechts).

3.2.1 Einzelphotonen-Emissionstomographie (SPECT)

3.2.1.1 Prinzip

Um die Aktivitätskonzentration in ausgewählten Schichten des Körpers bestimmen zu können, werden aus verschiedenen Winkelpositionen der Kamera, üblicherweise gleichmäßig über einen Bereich von 360° verteilt, planare Szintigramme des Patienten angefertigt. Auch wenn man hier pro Winkeleinstellung eine zweidimensionale Projektion des Objektes erhält, so ist diese gedanklich nur aus einer Aneinanderreihung von vielen parallel liegenden eindimensionalen Projektionen zusammengesetzt. Die Weiterverarbeitung der Information erfolgt bei der Rekonstruktion der einzelnen parallelen Schichten (92) und wird detailliert in Kap. 3.2.3 behandelt.

Verteilt man das gemessene Signal gleichmäßig in der Richtung des Messstrahls (Rückprojektion), erzeugt man ein zweidimensionales Bild (Abbildung 13). Überlagert man nun aus verschiedenen Richtungen gemessene Projektionen, so ergibt sich ein Bild des Originals, das allerdings mit Aktivitätsverschmierungen in aktivitätsfreien Bereichen behaftet ist (19). Verändert man die gemessenen Projektionen durch ein geeignetes Filter, so werden die Aktivitätsverschmierungen beseitigt: man erzeugt die gefilterte Rückprojektion. Filterung ist eine mathematische Operation im Rahmen der Bildverarbeitung. Theoretisch ist ein so genanntes Rampenfilter erforderlich, welches linear mit dem Betrag der Ortsfrequenz ansteigt. Da bei digitalisierter Aufnahme die höchste übertragbare Ortsfrequenz die Nyquist-Frequenz $f_{ny} = 1/(2 \times \text{Pixelbreite})$ ist, werden Frequenzen, die

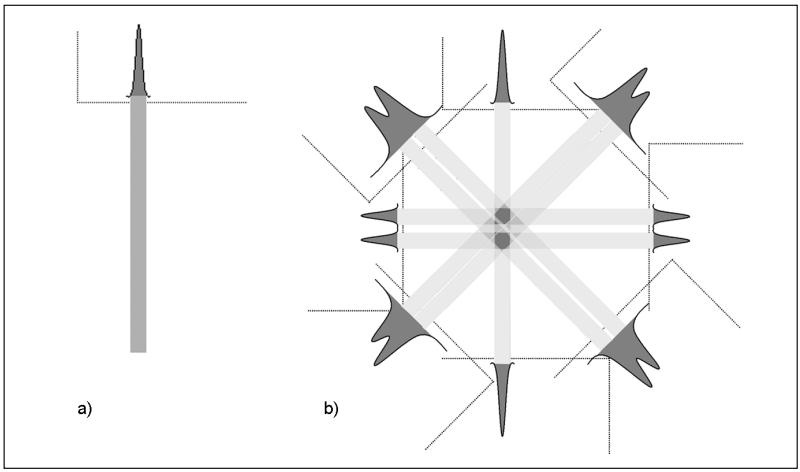

Abbildung 13. Prinzip der Rückprojektion. Aus den Projektionen der verschiedenen Aufnahmewinkel entsteht durch die gleichmäßige Verteilung der Messinformationen entlang des Messstrahls ein Bild der Aktivitätsverteilung im Objekt. Exemplarisch sind a) Rückprojektion einer Projektion und b) Rückprojektion von 8 Projektionen dargestellt. Zusätzlich sind Aktivitätsanreicherungen in eigentlich aktivitätsfreien Bereichen zu sehen.

oberhalb von f_{ny} liegen, zu Null gesetzt, da sie keine Information enthalten. Dazu multipliziert man das Rampenfilter mit einer entsprechenden Rechteckfunktion. Praktisch muss dieses Rampenfilter jedoch modifiziert werden, weil die gemessenen Projektionen einen Rauschanteil enthalten. Dies bedeutet, dass z.B. im Szintigramm eines homogenen Objektes nicht alle Bildelemente die gleichen Inhalte haben. Der Bildelementinhalt schwankt um einen Mittelwert, dessen relative Streuung mit steigender Zahl registrierter Zählimpulse (entsprechend einer Poissonverteilung) sinkt. Diese statistischen Schwankungen (das Rauschen) werden durch das Rampenfilter verstärkt. Deshalb wird dieses Filter mit einem passend gewählten glättenden Filter kombiniert. Je stärker diese Glättung ist, desto mehr wird die Rauschverstärkung reduziert. Negativ ist dabei aber eine zunehmende Verschlechterung der räumlichen Auflösung. Das geeignete Glättungsfilter (Abbildung 14) wählt der Anwender abhängig von der Art der Untersuchung und der zu erwartenden Anzahl von Zählimpulsen (46, 69).

In Abbildung 15 ist das Prinzip der Tomographie dargestellt, wobei zur Rekonstruktion die gefilterte Rückprojektion benutzt wurde, ein analyti-