

# PET- und SPECT-Technik

HANS HERZOG | FRANK RÖSCH

*Die moderne molekulare Bildgebung mit Hilfe von radioaktiv markierten Tracersubstanzen verfügt mit der SPECT und PET über zwei tomographische Verfahren, mit denen die dreidimensionale Darstellung der regionalen und zeitlichen Verteilung von Radiopharmaka im Körper möglich ist.*

## Entwicklung von SPECT und PET

Bereits 10 Jahre vor der ersten klinischen Anwendung der Röntgen-Computer-Tomographie (CT) beschrieben Kuhl und Edwards 1963 [1] die Single-Photonen-Emissions-Computer-Tomographie (SPECT). Kuhl entwickelte Einzelringsysteme zur Darstellung des Gehirns, die jedoch nicht den Erfolg hatten, welcher der CT zuteil wurde. Dies lag daran, dass die frühen SPECT-Bilder eine geringe räumliche Auflösung hatten und dass fast alle mit ihr sichtbaren Läsionen ebenfalls mit der planaren Szintigraphie diagnostiziert wurden. Die CT mit ihren verbesserten, von Cormack [2] 1963 entwickelten Rekonstruktionsverfahren hingegen erzeugte anatomische Bilder, welche die planare Röntgentechnik nicht liefern konnte. Trotzdem verdient Kuhls Pionierarbeit im Bereich der medizinischen Tomographie eine höhere Anerkennung, als ihr bisher zuteil wird.

Bei den ersten SPECT-Untersuchungen musste sich der Patient vor der Gamma-Kamera drehen. Da dies jedoch aufgrund von Patientenbewegungen keine hochwertigen Tomogramme zuließ, wurden SPECT-Geräte entwickelt, die um den liegenden Patienten rotieren (Abb. 1). Heutzutage haben viele SPECT-Systeme zwei, manchmal auch drei separate Detektorköpfe, die auf einem Kreisbogen mit variab-

lem Radius montiert sind. Wegen der größeren Empfindlichkeit wird die Untersuchungszeit entsprechend kürzer bzw. kann die zu applizierende Aktivitätsmenge reduziert werden.

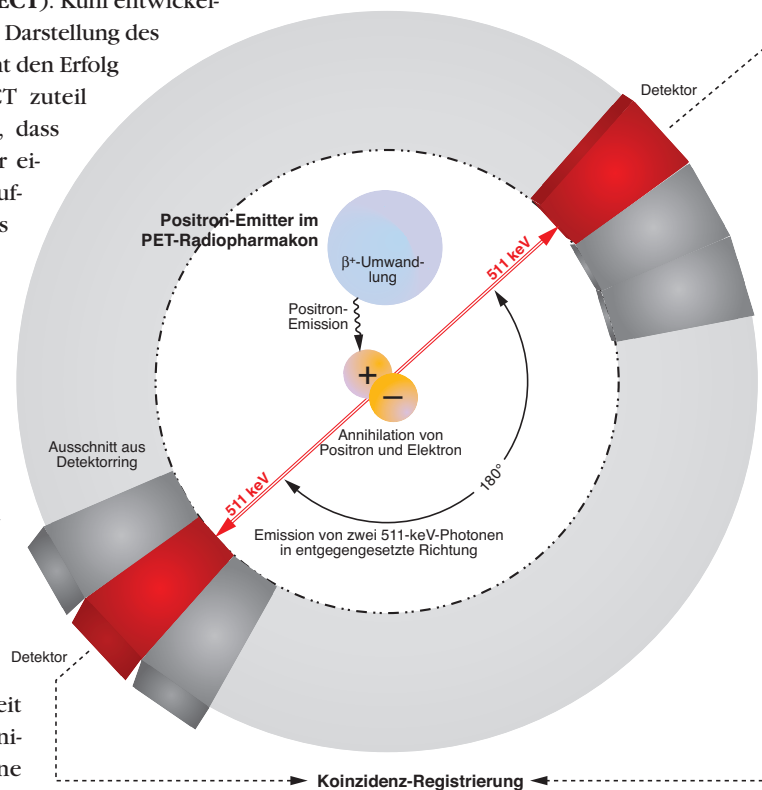
Insbesondere durch Dreikopfsysteme mit optimierten (z.B. *Fan-beam*) Kollimatoren und immer leistungsfähigeren Rechnersystemen konnten erhebliche Fortschritte bei Sensitivität, Bildauflösung und Bearbeitungszeiten erzielt werden. Die verbesserte Sensitivität und mechanische Stabilität moderner Systeme ermöglichen die Reduzierung der Zeitdauer von Routineuntersuchungen von 40 min bis auf 10 min und damit eine erhebliche Steigerung der Wirtschaftlichkeit. Darüber hinaus kann die Zeit für eine einzelne

Schichtaufnahme bis auf 1 min verringert werden.

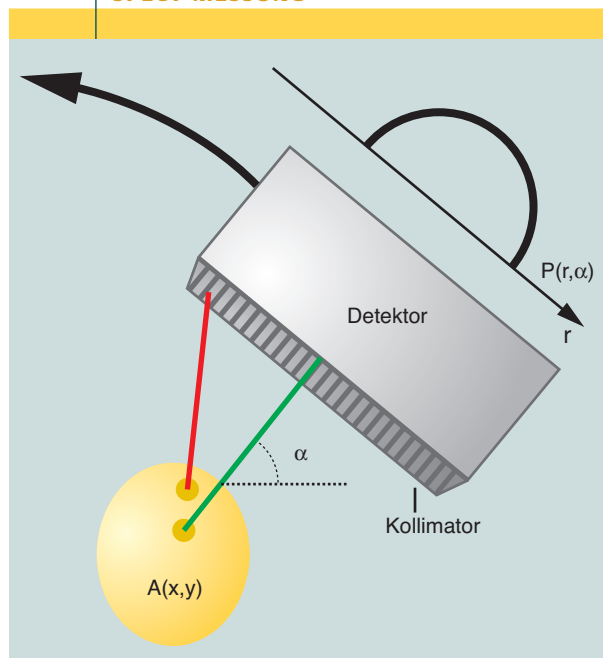
Bei manchen SPECT-Systemen sind die Detektorköpfe nicht fest auf dem Kreisbogen montiert. Für kardiale Anwendungen werden dabei die Detektorköpfe in eine rechtwinklige Position gebracht. Mit Hilfe von verschiebbaren Patientenliegen oder fahrbaren Kamera-Stationen sind Doppelkopf-SPECT-Geräte auch für die Ganzkörper-Szintigraphie geeignet.

Einen ersten Vorschlag zur Po-

sitronen-Emissions-Tomographie (PET) machten 1962 Ranzkowitz und Robertson [3] mit einem Ring aus 32 Natriumiodid (NaI)-Detektoren zur Untersuchung des Gehirns. Auch hier gestattete erst die Benutzung der Rekonstruktionsalgorithmen des CT zufrieden stellende Bilder. Mitte der 1970er Jahre wurde der erste industriereife PET-Scanner von Ter-Pogossian, Phelps und Hoffman [4] entwickelt.



**ABB. 1** VEREINFACHTES SCHEMA DER SPECT-MESSUNG



Bei der SPECT umkreist die Gamma-Kamera den Patienten in z.B. 64 Winkelschritten. Die Projektionsdaten  $P(r, \alpha)$  enthalten nur die von der Aktivitätsverteilung  $A(x, y)$  emittierten Photonen, die senkrecht auf den Kollimator auftreffen.

Gleichzeitig erfolgte die erste erfolgreiche Synthese und Anwendung der 2-[<sup>18</sup>F]Fluor-2-deoxy-D-glucose (FDG) durch Ido, Reivich und Phelps [5]. Seitdem findet eine stete Weiterentwicklung der Hard- und Software der PET-Systeme statt, was zu einer ständigen Verbesserung der räumlichen Auflösung, Sensitivität und Bildqualität führte.

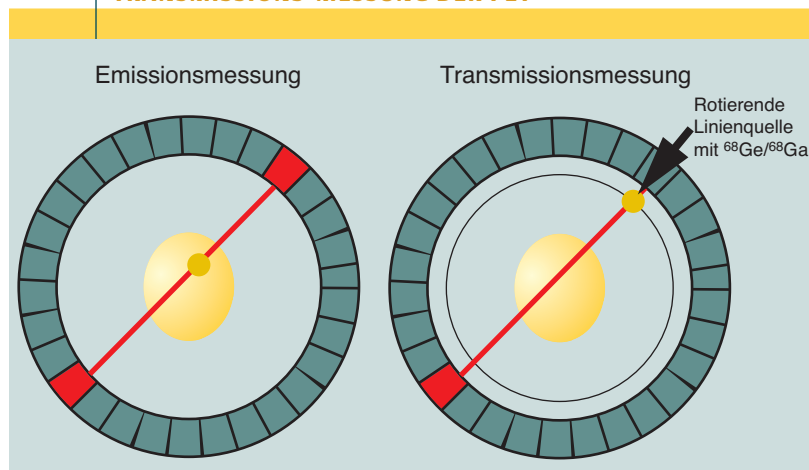
**Physikalisch-technische Grundlagen von SPECT und PET**

Während die planare Szintigraphie summarische zwei-dimensionale Projektionsbilder liefert, ermöglichen tomographische Verfahren die dreidimensionale Darstellung der

**TAB. 1** WESENTLICHE SPECT-RADIONUKLIDE, IHRE HALBWERTSZEIT UND PARAMETER DER PHOTONEN

Single-Photon-Emitter	T <sub>1/2</sub>	Photonenenergie E <sub>g</sub> [keV]	Emissionsausbeute [%]
<sup>123</sup> I	13,2 h	159,0	83,3
<sup>131</sup> I	8,04 d	364,5	81,2
<sup>99m</sup> Tc	6,006 h	140,5	87,2
<sup>201</sup> Tl	3,046 d	68,9	26,9
		70,82	46,0
		80,12	16,1
<sup>67</sup> Ga	3,261 d	184,6	20,4
<sup>111</sup> In	2,807 d	171,3	90,24
		245,4	94,0

**ABB. 2** VEREINFACHTES SCHEMA DER EMISSIONS- UND TRANSMISSIONSMESSUNG DER PET



Vor oder nach der Emissionsmessung, d.h. der eigentlichen PET-Messung, wird eine Transmissionsmessung des Patienten mit einer 511 keV-Photonen emittierenden Radioaktivitätsquelle durchgeführt. Durch den Vergleich mit einer Transmissionsmessung ohne Patient wird die Absorption dieser Photonen im Patienten bestimmt und entsprechend Gleichung 2 zur Schwächungskorrektur benutzt.

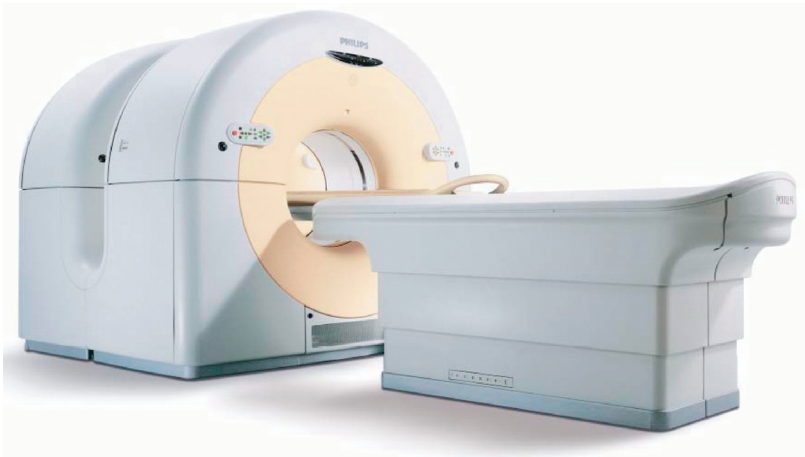
Aktivitätsverteilung in benachbarten Körperquerschnitten. Dabei werden die aus vielen Blickwinkeln rings um den Körper registrierten Projektionsdaten durch Rekonstruktionsverfahren in die unbekannte Aktivitätsverteilung umgerechnet. Die Projektionsdaten erhält man mit Hilfe eines Rings einzelner Detektoren oder mit um den Patienten rotierenden Gammakameras. Die grundlegende Beziehung, mit der die außerhalb des Körpers registrierten Projektionsdaten  $P(r, \alpha)$  und die unbekannte Aktivitätsverteilung  $A(x, y)$  im Körperinnern verknüpft sind, wird durch die folgende, auch Radon-Transformation genannte Gleichung, wiedergegeben (zusätzlich in Abb. 1 schematisch dargestellt):

$$P(r, \alpha) = \int_{L(r, \alpha)} A(x, y) dl(r, \alpha) \tag{1}$$

Aus den gemessenen Projektionsdaten  $P(r, \alpha)$  kann  $A(x, y)$  mit geeigneten Rekonstruktionsalgorithmen, z.B. der gefilterten Rückprojektion oder iterativen Verfahren, berechnet werden.

**TAB. 2** WESENTLICHE PET-RADIONUKLIDE, IHRE HALBWERTSZEIT UND PARAMETER DER POSITRONEN

Positronen-Emitter	T <sub>1/2</sub>	Anteil β <sup>+</sup> [%]	maximale β <sup>+</sup> -Energie [MeV]	mittlere β <sup>+</sup> -Reichweite bis zur Annihilation [mm]
<sup>11</sup> C	20,38 min	> 99	0,96	1,6
<sup>13</sup> N	9,96 min	> 99	1,19	2,2
<sup>15</sup> O	2,03 min	> 99	1,70	3,3
<sup>18</sup> F	109,7 min	96,9	0,63	1,0



**ABB. 3** PET-CT-Gerät der Firma Philips, in dem der PET-Scanner Allegro mit einem mehrzeiligen Spiral-CT kombiniert wird (mit freundlicher Genehmigung von Philips Medizin Systeme; Hamburg).



**ABB. 4** SPECT-CT-Gerät der Fa. Siemens, das eine Doppelkopf-SPECT-Kamera mit einem mehrzeiligen Spiral-CT kombiniert (mit freundlicher Genehmigung von Siemens-Medizintechnik, Erlangen).

In Gleichung 1 wird lediglich das mathematische Problem der Bestimmung einer unbekannt Aktivitätsverteilung  $A(x,y)$  aufgrund von gemessenen Photonen definiert. Es wird zunächst außer Acht gelassen, dass die von den einzelnen Punkten der Aktivitätsverteilung ausgesandten Photonen durch die umgebende Materie geschwächt und gestreut werden. Diese Wechselwirkungen sind von der Emissions-Charakteristik der Radionuklide abhängig. Während die SPECT einfache Gammastrahler (*single photon emitter*) verwendet, benutzt die PET gemäß ihrem Namen Positron-Emitter (Tab. 1 und Tab. 2).

Bei der SPECT erfolgt die räumliche Zuordnung der primär emittierten Gammastrahlen mittels mechanischer Kollimation durch Bleisepten (Abb. 1). Der Photonen-Registrierung in der PET geht dagegen voraus, dass die primär emittierten Positronen nach einer ihrer kinetischen Energie entsprechenden Reichweite im Gewebe mit Elektronen annihilieren. Positron und Elektron bilden zuerst das äußerst kurzlebige Positronium und wandeln dann ihre Masseenergien in zwei mit einem Winkel von  $180^\circ$  auseinander fliegende Photonen mit einer genau definierten Energie von je 511 keV um. Die räumliche Zuordnung dieser so genannten Vernichtungsstrahlung erfolgt durch eine Koinzidenzmessung (elektronische Kollimation) (Abb. 2 links). Werden innerhalb von z.B. 6 Nanosekunden in zwei gegenüberliegenden Detektoren gleichzeitig („koinzident“) Photonen dieser Energie gemessen, so nimmt man an, dass der Emissionsort des Positrons und damit der Ort des radioaktiv markierten Moleküls auf der Verbindungslinie der beiden Detektoren liegt.

Da die Aktivitätsverteilung  $A(x,y)$  sich in einem strahlungsschwächenden Medium befindet, muss bei der Anwendung von Gleichung 1 auf die Emissions-tomographischen Verfahren PET und SPECT die Verteilung der Absorptionskoeffizienten  $\mu(x,y)$  berücksichtigt werden. Im Falle von PET gilt

$$P(r, \alpha) = \int_{L(r, \alpha)} A(x, y) dl(r, \alpha) \exp\left(- \int_{L(r, \alpha)} \mu(x, y) dl'(r, \alpha)\right) \quad (2)$$

Da das Integral über die Aktivitätsverteilung und das Integral über die Verteilung der Absorptionskoeffizienten multiplikativ miteinander verknüpft sind, lassen sich die beiden Verteilungen in zwei getrennten Schritten bestimmen. In einer *Transmissions*-Messung wird zunächst die Strahlenabsorption und damit der rechte (Schwächungs-)Faktor in Gleichung 2 durch den Vergleich mit einer Leermessung (Transmissionsmessung ohne Patient) ermittelt. Anschließend wird nach der Injektion des Radiotracers die *Emissions*-Messung durchgeführt. Vor der eigentlichen Bildrekonstruktion wird der Schwächungsfaktor aus Gleichung 2 herausgerechnet, die dann ohne weitere Annahmen lösbar ist. Durch diese grundlegenden Schritte lässt sich mit PET die absolute Aktivitätskonzentration im Gewebe bestimmen. Falls rotierende Linien- oder, wie z.B. bei Tier-PET-Geräten, Punktquellen zur Transmissionsmessung eingesetzt werden, ist diese Messung auch nach Injektion des Radiopharmakons bzw. simultan mit der Emissionsmessung möglich.

Bei Geräten, die aus einer Kombination von PET und Computer-Tomograph (CT) bestehen (Abb. 3), wird die Absorptionsinformation aus den CT-Daten gewonnen.

Im Falle von SPECT stellt sich die Berechnung der Aktivitätsverteilung aufgrund von Projektionsdaten schwieriger dar:

$$P(r, \alpha) = \int_{L(r, \alpha)} A(x, y) \left[ \exp\left(- \int_{L(r, \alpha)} \mu(x, y) dl'(r, \alpha)\right) \right] dl(r, \alpha) \quad (3)$$

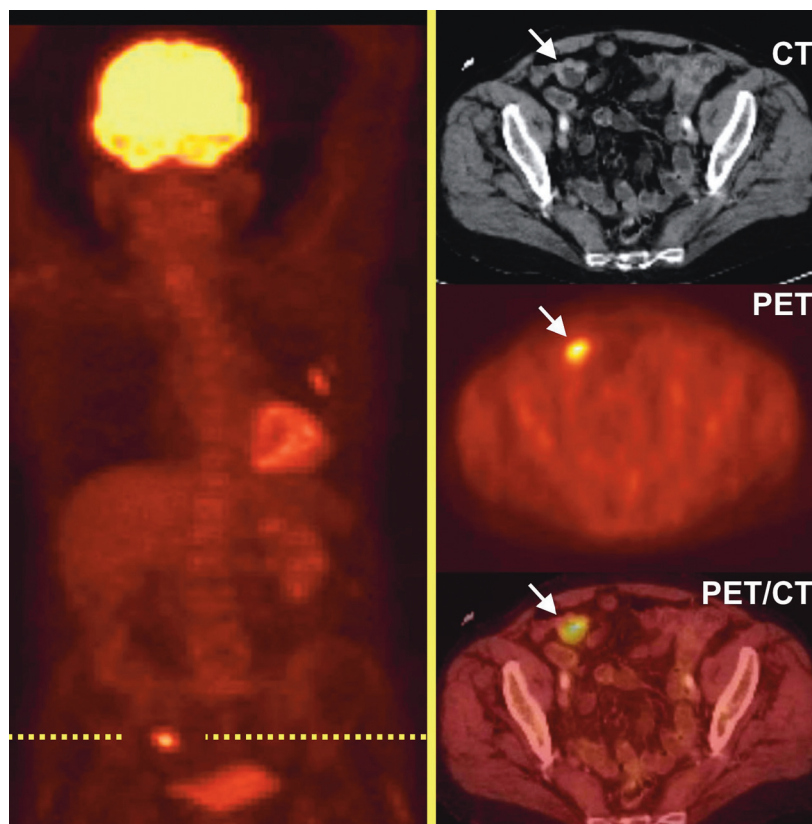
Gleichung 3 kann nicht explizit gelöst werden, auch wenn die Verteilung der Absorptionskoeffizienten  $\mu(x,y)$  bekannt bzw. messbar wäre. Mit Hilfe von Annahmen wie z.B. der Konstanz des Absorptionskoeffizienten, d.h.  $\mu(x,y) = \mu_0$ , vereinfacht sich der Exponentialausdruck in dieser

Gleichung zu einem Korrekturfaktor für die Projektionsdaten, so dass  $A(x,y)$  mit Hilfe der gefilterten Rückprojektion berechnet werden kann. Während bei der Hirn-SPECT die Annahme eines homogenen Absorptionskoeffizienten möglich erscheint, ist sie bei der Herz-SPECT angesichts der stark unterschiedlichen Dichteverhältnisse im Thoraxbereich nicht gerechtfertigt. Wegen dieses Problems und wegen der geringeren Strahlenabsorption im Thoraxbereich (im Vergleich zum Abdomen) wird bei Herzuntersuchungen oft auf eine Schwächungskorrektur verzichtet. Als zusätzliche Vereinfachung werden die Projektionsdaten über einen Halbkreis statt über einen Vollkreis aufgenommen. Die Vor- und Nachteile beider Verfahren sind in vielen Studien untersucht worden. Mit Mehrkopf-SPECT-Kameras werden i.A. die Projektionsdaten rund um den Patienten registriert, während Einkopf-Geräte insbesondere bei der Herzdiagnostik meist nur einen Halbkreis beschreiben. Seit einigen Jahren werden vor allem Mehrkopf-SPECT-Kameras mit  $^{153}\text{Gd}$ - oder  $^{241}\text{Am}$ -bestückten Transmissionsquellen ausgestattet, so dass eine Transmissionsmessung entsprechend der PET durchgeführt wird. Analog zum PET-CT werden auch SPECT-Kameras mit einfachen CT-Komponenten bzw. mit kompletten CT-Modulen kombiniert (Abb. 4). Aus den mit CT gemessenen Absorptionsdaten werden die spezifischen Absorptionseigenschaften berechnet, die für das bei der eigentlichen SPECT-Messung eingesetzte Radionuklid gelten. Gleichung 3 gestattet jedoch keine PET-äquivalente direkte Korrektur der Strahlenabsorption. Werden iterative Rekonstruktionsverfahren verwendet, so kann die Verteilung der Absorptionskoeffizienten  $\mu(x,y)$  in der Berechnung der Vorwärtsprojektion berücksichtigt werden.

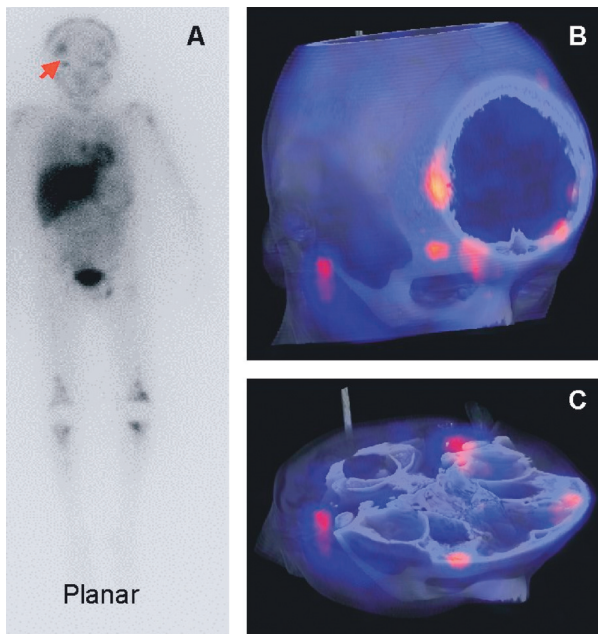
Ein weiterer Unterschied zwischen SPECT und PET besteht hinsichtlich des Anteils der Streustrahlung an den detektierten Gammastrahlen. Wegen der geringeren Photonenenergie der in SPECT-Radiopharmaka verwendeten Radionuklide ( $E_\gamma \approx 70$  bis  $360$  keV) ist das Ausmaß der Photonenstreuung größer als bei der PET ( $E_\gamma \approx 511$  keV). Der Anteil der Streustrahlen ist abhängig vom Objekt und von der Energie der emittierten Photonen. Er liegt in der Größenordnung von 50 %, obwohl aufgrund der Verwendung des lichtstarken Detektormaterials NaI das Energiefenster bei der SPECT schmal ist. Der bei der PET gemessene Streustrahlanteil ist von den verwendeten Kristallen und vom Aquisitionsmodus abhängig. Wegen seiner geringen Lichtausbeute hat das bis vor kurzem meist eingesetzte Wismuth-Germanat (BGO) ein breites Energiefenster (i.A. 350 bis 650 keV), so dass ein Großteil der im Körper gestreuten Photonen von der Detektorelektronik akzeptiert wird. Im 2D-Aquisitionsmodus ist der Streuanteil 10 bis 15 %, da gestreute Photonen durch Bleisepten zwischen den Detektorringen abgehalten werden. Wegen der im 3D-Aquisitionsmodus nicht eingesetzten Bleisepten erreichen die Streuanteile hier bis zu 50 %. Auch der Einsatz des lichtstärkeren Lithium-Ortho-Silikat (LSO) als Detektormaterial in PET-Scannern der Firma Siemens/CTI hat zunächst nicht zu einer Abnahme des Streuanteils geführt. Erst die jüngste

Modernisierung der Detektor-Elektronik erlaubt ein Anheben der unteren Energieschwelle auf z.B. 400 keV und damit eine Verringerung des Streuanteils. Auch die Detektormaterialien Gadolinium-Silikat (GSO) und NaI erlauben durch schmalere Energiefenster die Nichtregistrierung gestreuter Photonen; diese Kristalle haben aber eine geringere Empfindlichkeit als BGO und LSO.

Auch wenn die SPECT noch nicht die Genauigkeit der PET hinsichtlich der Aktivitätsquantifizierung erreicht hat, bietet sie neben den Kostenvorteilen auch einige Möglichkeiten, die mit PET nicht realisierbar sind. So ist es mit der SPECT möglich, mehrere Radionuklide mit unterschiedlichen Gammaenergien simultan anzuwenden und somit die Verteilung und Kinetik unterschiedlich markierter Substrate parallel zu beobachten. Dies ermöglicht die gleichzeitige Messung z.B. der myokardialen Perfusion mit  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ MI-BI (im Energiefenster um 140 keV) und des myokardialen autonomen Nervensystems mit  $^{123}\text{I}$ MIBG (im Energiefenster um 159 keV). Ähnliches ist bei PET nicht möglich, da bei Annihilation aller Positronenstrahler grundsätzlich Photonen mit derselben Energie von 511 keV entstehen. Auf der anderen Seite kann der PET-Detektor auf eine ein-



**ABB. 5** PET/CT-Untersuchung mit FDG bei einem Patienten mit malignem Melanom: Das Ganzkörper-Projektionsbild (links) zeigt im rechten Unterbauch (gepunktete Linie) eine fokale FDG-Anreicherung. Im zugehörigen CT-Bild ist die Melanom-Metastase in der Darmwand (Pfeil) leicht zu übersehen. Das PET-Schnittbild zeigt die Metastase eindeutig. Erst die PET/CT Fusion ermöglichte jedoch die anatomisch exakte Lokalisation der Metastase, die daraufhin operativ entfernt wurde (mit freundlicher Genehmigung von Dr. S. Müller; Klinik für Nuklearmedizin, Universität Duisburg-Essen).



**ABB. 6 SPECT/CT-Untersuchung:** Bei einem Patienten mit Neuroblastom und diffusem Knochenmarksbefall (A) erlaubt die Überlagerung des  $^{123}\text{I}$ MIBG-SPECT mit dem CT-Bild (B und C) die exakte differentialdiagnostische Lokalisation dahingehend, dass es sich um ossäre und nicht meningeale Herde handelt (mit freundlicher Genehmigung von Prof. T. Kuwert; Klinik für Nuklearmedizin, Universität Erlangen).

zelle Energie optimiert werden, was bei SPECT nicht möglich ist, da Energien von z.B. 70 keV (emittiert von  $^{201}\text{Tl}$ ) bis 360 keV (emittiert von  $^{131}\text{I}$ ) erfassen werden sollen.

Beiden Verfahren gemeinsam ist das Streben nach verbesserter regionaler und zeitlicher Auflösung. Kommerzielle PET-Geräte für humane Anwendungen haben die Detektor kristalle soweit verkleinert, dass eine Bildauflösung von 4 bis 5 mm erreicht werden kann. Bei der SPECT ist die Auflösung u.a. von der Kollimatorwahl abhängig. Optimale Werte der Bildauflösung liegen um 8 mm.

Bessere Auflösungs werte werden mit Geräten erzielt, die für Untersuchungen von Labortieren entwickelt wurden. Während die Kristalle von PET-Scannern für humane Anwendungen eine Kantenlänge von ca. 5 mm aufweisen, beträgt die Kantenlänge bei Tier-Geräten bereits 1 bis 2 mm, so dass eine Bildauflösung von unter 2 mm erreicht wird. Ein PET-System auf der Basis von Multiwire-Chamber-Detektoren erzielt eine Auflösung von ca. 1 mm; jedoch ist die Sensitivität dieses Gerätes geringer als von Kleintier-PET-Geräten mit Ringdetektoren. Auch bei der SPECT von Kleintieren ist eine Auflösung von 1 mm erzielbar, wobei normale Gamma-Kameras mit Multipinhole-Kollimatoren ausgestattet werden. Allerdings ist die Sensitivität dieser Lösung für dynamische Fragestellungen weniger geeignet. Generell muss beim Vergleich der Auflösung von PET und SPECT angemerkt werden, dass die bei der PET besonders durch energiereichere Positron-Emitter verursachte Unschärfe zwischen Zerfalls- und Emissions-Ort (siehe Tab. 2) bei der SPECT keine Rolle spielt. So könnte mit SPECT bei einer

idealen Richtungsmessung der Photonen theoretisch eine gegenüber PET bessere Auflösung erzielt werden.

Die PET bietet bereits aus physikalischer Sicht Vorteile hinsichtlich der absoluten Quantifizierung von Radioaktivitätskonzentrationen. Da PET-Systeme außerdem eine im Vergleich zur SPECT höhere Sensitivität aufweisen und schnelle Aufnahme sequenzen mit Intervallen im Sekundenbereich möglich sind, kann darüber hinaus die dynamische Veränderung der Menge eines radioaktiven Moleküls in dem zu untersuchenden Organ exakter gemessen werden. Erst dies erlaubt den Zugang zu einer quantitativen Biochemie *in vivo* in Form von Stoffwechsellumsätzen pro Volumen und Zeit, ausgedrückt in z.B.  $\text{mol}\cdot\text{ml}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ .

In den letzten Jahren wird die PET speziell unter Verwendung von FDG zunehmend in der onkologischen Diagnostik eingesetzt, so dass inzwischen ca. 80 % aller PET-Messungen diese Anwendung betreffen. Die PET kann die Primärtumoren und Metastasen vieler Krebsarten mit gutem Kontrast darstellen; die genaue räumliche Zuordnung der Befunde ist aber oft schwierig. Vor diesem Hintergrund wurde die Idee einer Kombination von PET und CT geboren und von Townsend [6] in Zusammenarbeit mit der Firma Siemens/CTI realisiert. Da der Patient im PET-CT auf derselben Liege durch die Scanner geschoben wird, werden die Probleme, die bei der Überlagerung von getrennt aufgenommenen PET- und CT-Bildern entstehen, minimiert. Die neuesten PET-CT-Geräte werden mit vielzeiligen Spiral-CT-Scannern ausgestattet, mit denen in Minutenschnelle eine Ganzkörper-CT-Messung möglich ist. Oben wurde erwähnt, dass die CT-Daten zur Schwächungskorrektur verwendet werden können. Dies ist aber nur ein Nebeneffekt. Der Hauptzweck ist zunächst die anatomische Zuordnung des PET-Befundes (Abb. 5). Wegen der hohen Qualität der CT-Aufnahme hat das CT aber auch sein eigenen spezifischen Diagnosewert. Die gleichzeitige Nutzung der Vorteile von PET und CT in den Kombinationsgeräten hat dazu geführt, dass inzwischen fast alle Neuinstallationen PET-CT-Scanner sind. Ein ähnlicher Synergie-Effekt wird auch von SPECT-CT-Geräten (Abb. 4) erwartet, die jetzt vermehrt angeboten werden. Abb. 6 zeigt eine Anwendung zu dieser neuesten nuklearmedizinischen Entwicklung. Ohne das CT wären die diffusen Knochenbefunde nur sehr schwierig anatomisch zuzuordnen. Durch die Überlagerung mit dem CT gelingt dies mühelos.

### Zusammenfassung

Der modernen molekularen Bildgebung unter Einsatz von radioaktiv markierten Tracersubstanzen stehen die beiden tomographischen Verfahren SPECT und PET zur Verfügung. Mit ihnen ist die nicht-invasive dreidimensionale Darstellung der räumlichen und zeitlichen Verteilung von Radiopharmaka entsprechend des physiologischen bzw. biochemischen Funktionsstatus des entsprechenden Gewebes möglich. SPECT und PET unterscheiden sich wesentlich in der Art der Strahlendetektorsysteme und den zur Anwendung geeigneten Radionuklid- und Radiopharmaka. SPECT-Geräte bestehen aus ein bis

drei Gamma-Kameras mit NaI-Szintillationsdetektoren, die um den liegenden Patienten rotieren. PET-Scanner werden fast ausschließlich als Ringdetektoren realisiert, deren Szintillations-Detektoren als Kristallmaterial bisher hauptsächlich BGO, zunehmend aber LSO oder GSO aufweisen. In jüngster Zeit werden PET-Scanner meist mit Spiral-CT-Geräten kombiniert. Solche Kombinationen gibt es inzwischen auch für die SPECT.

### Zitierte Literatur

- [1] Kuhl, D.E., Edwards, R.Q.: Image separation radio-isotope scanning. *Radiology* 80 (1963), 653-662.
- [2] Cormack, A.M.: Representation of a function by its line integrals, with some radiological applications. *J. Appl. Phys.* 34 (1963), 2722-2727.
- [3] Rankowitz, S., Robertson, J.S., Higinbotham, W.A., Niell, A.M.: Positron scanner for locating brain tumors. *IRE Int. Conv. Rec.* 9 (1962), 49-56.
- [4] Ter-Pogossian, M.M., Phelps, M.E., Hoffman, E.J., Mullani, N.A.: A positron-emission transaxial tomograph for nuclear medicine imaging (PETT). *Radiology* 114 (1975), 89-98.
- [5] Ido, T., Wan, C.N., Casella, V. et al.: Labeled 2-deoxy-D-glucose analogs. 18F-labeled 2-deoxy-2-fluoro-D-glucose, 2-deoxy-2-fluoro-D-mannose and 14C-2-deoxy-2-fluoro-D-glucose. *J. Lab. Comp. Radiopharm.* 14 (1978), 175-183.
- [6] Beyer, T., Townsend, D.W., Brun, T., et al.: A combined PET/CT scanner for clinical oncology. *J. Nucl. Med.* 41 (2000), 1369-1379.

### Die Autoren:



Prof. Dr.-Ing. Hans Herzog (geb. 1948); 1967-1975 Studium der Elektrotechnik und Medizin an der RWTH Aachen; 1973 Diplom der Elektrotechnik; 1975-1981 Assistent am Lehrstuhl für Allgemeine Elektrotechnik und Datenverarbeitung der RWTH Aachen; 1981 Promotion zum Dr.-Ing. (1981); seit 1981 Wissenschaftler im IME des Forschungszentrums Jülich; seit 1985 Leiter der Arbeitsgruppe PET; seit 1985 Lehrbeauftragter für (Elektro-)Medizinische Messtechnik an der Fachhochschule Aachen/Abt. Jülich; 1993 Habilitation an der medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine Universität Düsseldorf; seit 2001 APL-Professur an der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf.



Univ.-Prof. Dr. Frank Rösch (geb. 1955); Chemiestudium an der Technischen Universität Dresden; Promotion im Bereich Radiochemie; Forschungsaufenthalt am Internationalen Kernforschungszentrum Dubna bei Moskau; Mitarbeiter am Akademie-Institut Rossendorf/Dresden mit dem Schwerpunkt „Anwendung der Radiochemie in den Lebenswissenschaften“; 1988 Habilitation an der Universität Dresden; 1991-1996 Institut für Nuklearchemie des Forschungszentrums Jülich; seit 1996 C4-Professor am Institut für Kernchemie der Universität Mainz.

### Anschrift:

Prof. Dr.-Ing. Hans Herzog  
Institut für Medizin  
Forschungszentrum Jülich  
D-52425 Jülich  
h.herzog@fz-juelich.de

Univ.-Prof. Dr. Frank Rösch  
Institut für Kernchemie  
Johannes Gutenberg-Universität Mainz  
Fritz-Strassmann-Weg 2  
D-55128 Mainz  
frank.roesch@uni-mainz.de