

W. Mohnike · G. Hör

---

**PET/CT-Atlas**

Ein interdisziplinärer Leitfaden der onkologischen PET/CT-Diagnostik

Wolfgang Mohnike · Gustav Hör

---

# PET/CT-Atlas

**Ein interdisziplinärer Leitfaden  
der onkologischen PET/CT-Diagnostik**

Mit CD-ROM

Unter Mitarbeit von

Thomas Beyer · Konrad Mohnike · Stefan Käpplinger

Mit 667 Abbildungen, davon 579 in Farbe und 15 Tabellen

 Springer

---

---

Professor Dr. med WOLFGANG MOHNIKE  
Diagnostisch Therapeutisches Zentrum  
Am Frankfurter Tor  
Kadiner Strasse 23  
10243 Berlin

Professor Dr. med. GUSTAV HÖR  
e.m. Direktor der Klinik für Nuklearmedizin  
und des Zentrums der Radiologie  
Klinikum der J. W. Goethe-Universität  
Theodor-Stern-Kai 7  
60590 Frankfurt/Main

ISBN-10 3-540-31214-5 Springer Berlin Heidelberg  
ISBN-13 978-3-540-31214-7 Springer Berlin Heidelberg

Bibliografische Information Der Deutschen Bibliothek  
Die Deutsche Bibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie;  
detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über <<http://dnb.ddb.de>> abrufbar.

Dieses Werk ist urheberrechtlich geschützt. Die dadurch begründeten Rechte, insbesondere die der Übersetzung, des Nachdrucks, des Vortrags, der Entnahme von Abbildungen und Tabellen, der Funksendung, der Mikroverfilmung oder der Vervielfältigung auf anderen Wegen und der Speicherung in Datenverarbeitungsanlagen, bleiben, auch bei nur auszugsweiser Verwertung, vorbehalten. Eine Vervielfältigung dieses Werkes oder von Teilen dieses Werkes ist auch im Einzelfall nur in den Grenzen der gesetzlichen Bestimmungen des Urheberrechtsgesetzes der Bundesrepublik Deutschland vom 9. September 1965 in der jeweils geltenden Fassung zulässig. Sie ist grundsätzlich vergütungspflichtig. Zuwiderhandlungen unterliegen den Strafbestimmungen des Urheberrechtsgesetzes.

Springer ist ein Unternehmen von Springer Science+Business Media  
[springer.de](http://springer.de)  
© Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2006  
Printed in Germany

Die Wiedergabe von Gebrauchsnamen, Handelsnamen, Warenbezeichnungen usw. in diesem Werk berechtigt auch ohne besondere Kennzeichnung nicht zu der Annahme, dass solche Namen im Sinne der Warenzeichen- und Markenschutz-Gesetzgebung als frei zu betrachten wären und daher von jedermann benutzt werden dürften.

Produkthaftung: Für Angaben über Dosierungsanweisungen und Applikationsformen kann vom Verlag keine Gewähr übernommen werden. Derartige Angaben müssen vom jeweiligen Anwender im Einzelfall anhand anderer Literaturstellen auf ihre Richtigkeit überprüft werden.

Editor: Dr. Ute Heilmann / Annette Hinze  
Desk Editor: Wilma McHugh  
Herstellung: Verlagsservice Teichmann, 69256 Mauer  
Umschlaggestaltung: deblik, Berlin  
Gedruckt auf säurefreiem Papier – 21/3151/xq – 5 4 3 2 1 0

---

# Vorwort

---

Expertenkonsortien in USA und Europa sind sich einig in der Feststellung, dass die Positronenemissionstomographie (PET) die rascheste Akzeptanz unter den bildgebenden Modalitäten der letzten Dekade erfuhr (aus radiologischer Sicht sei hinzugefügt: neben der Kernspintomographie).

Beschleunigt wurde der Akzeptanzprozess durch die Verfügbarkeit des Kombitomographen PET/CT. Die simultane Anfertigung von Fusions-Bildern der PET/CT-Untersuchung verkürzt die Untersuchungszeit, erspart dem Patienten den Zeitaufwand eines zweimaligen Arztbesuches und liefert Nuklearmedizinern und Radiologen ein "anato-metabolic imaging": Anatomie, (Umgebungs-)Struktur, Lokalisation und FDG-Glukose-Utilisation erweitern den diagnostischen Rahmen, zurzeit noch vorwiegend bei Tumorerkrankungen. Hält der derzeitige Trend an, dann wird eine expansive Entwicklung der PET/CT-Diagnostik auch hierzulande einsetzen.

Mit PET/CT werden den Patienten neue Wege diagnostischen Vorgehens eröffnet, wenn die herkömmlich etablierten Untersuchungsmethoden nicht zum Ziele führen. Jahrzehntelange Erfahrungen belehren, dass solche Situationen auch heute noch keineswegs zu den Ausnahmen zählen.

Internisten, Chirurgen, Onkologen usw., aber auch Allgemeinärzte als Weichensteller – selbstverständlich nach fachkundigem Konsil – sind als kooperationswillige Kollegen willkommen, um den Vorstoß für die PET/CT-Diagnostik in der Praxis zu realisieren.

Die Kollegen Mohnike und Schmidt haben das innovative Diagnostikkonzept nicht nur erkannt – wie immer mehr Kollegen – sie haben PET/CT bereits in ihrer Praxis über 2000-mal zum Wohle der Patienten eingesetzt.

Dieses Buch soll einen Beitrag liefern zu der Frage: Wo liegen die Stärken und derzeitigen Grenzen von PET/CT?

Auf der beiliegenden CD befindet sich ein umfassender Überblick über weiterführende Literatur, der gesamte Text als E-Book sowie einige Fallbeispiele, die mittels des Viewers einen Eindruck der Dreidimensionalität der Studien vermitteln.

Prof. Dr. GUSTAV HÖR  
Facharzt für Röntgenologie und Strahlenheilkunde  
Facharzt für Nuklearmedizin

---

# Danksagung

---

Das vorliegende Buch hat einen ausgesprochen interdisziplinären Charakter und wäre ohne Mitwirkung aller Mitarbeiter des Diagnostisch Therapeutischen Zentrum nicht möglich gewesen.

An dieser Stelle sollte hervorgehoben werden, dass wesentlicher Bestandteil dieses Buches eine umfassende Literaturdokumentation ist, deren Anfänge bis in die Münchener Zeit der Tätigkeit von Prof. Dr. G. Hör zurückreichen und die Ausdruck einer lebenslangen wissenschaftlichen Arbeit auf höchstem Niveau sind.

Unser Dank gilt vorweg meinem Sohn Konrad Mohnike, Assistenzarzt, für die sorgfältige Betreuung des Textes sowie Frau Dr. U. Heilmann, Frau A. Hinz und Frau W. McHugh vom Springer-Verlag.

Herr Dr. rer. nat. Th. Beyer hat zusammen mit Dr. D. Townsend (Pittsburgh/USA) wesentlich an der Entwicklung eines ersten Prototypen des PET/CT mitgewirkt und uns vom ersten Tag der PET/CT-Installation an freundlich und hilfsbereit zur Seite gestanden. Er wurde hierbei tatkräftig von Herrn Prof. Dr. Dr. A. Bockisch, Universitätsklinikum Essen, unterstützt. Wir bedanken uns ebenso bei Herrn Dipl.-Phys. St. Käßlinger, der nicht nur die Arbeit unserer Praxis kontinuierlich gefördert, sondern auch einen wesentlichen Anteil des Kapitels Strahlentherapie gestaltet hat und jederzeit mit Anregungen und Ratschlägen zur Verfügung stand.

Stellvertretend für alle anderen sollen hier folgende Mitwirkende genannt werden:

Herr Dr. med. T. Eberhard, Facharzt für radiologische Diagnostik, vormals Chefarzt der Radiologischen Abteilung der DRK-Kliniken Westend, Berlin sowie Herr Chr. Voelkel, Facharzt für Radiologie, haben aus radiologischer Sicht die PET/CT-Befunde erstellt.

Herr Prof. Dr. med. J. Schmidt und Frau Dr. med. I. Schmidt-Bork wirkten aktiv bei der nuklearmedizinischen Befundauswertung mit.

Aus pädiatrischer Sicht danken wir ganz besonders Herrn PD OA Dr. med. K. Mohnike und Frau S. Empting von der Universität Magdeburg sowie Herrn Dr. med. O. Blankenstein vom Universitätsklinikum Charité, Berlin.

Wertvoll war die dankenswerte Hilfe von Herrn Prof. Dr. med. R. Loddenkemper, vormals Ärztlicher Direktor und Chefarzt der Pneumologie, Herrn Prof. Dr. med. D. Kaiser, Ärztlicher Direktor des HELIOS Klinikum "Emil von Behring", Chefarzt der Klinik für Thoraxchirurgie und Herrn OA Dr. med. F. Noack, denen wir auch maßgebliche klinische Einblicke und Erfahrungen verdanken.

---

---

In diesem Zusammenhang ist die ergänzende Assistenz von Herrn Dr.med.D.Pink aus der Robert-Rössle-Klinik der Universitätsklinik Charité Berlin zu gewichten.

Für kritische Anregungen und eine gute Zusammenarbeit danken wir Herrn Universitätsprofessor Dr.Dr.h.c.R.Felix sowie Herrn Universitätsprofessor Dr.D.Munz, Universitätsklinikum Charité, Berlin.

Für die ständige arbeitsbegleitende Datenverarbeitung, Bildbearbeitung sowie EDV-gerechte Dokumentation des Literaturverzeichnisses danken wir besonders Herrn Dipl.-Math. W.Laueremann.

In diesem Zusammenhang seien als Vertreter der Firma Siemens Medical Solutions Herr Dr.F.Anton, Herr M.Reitermann, Herr R.Krämer, Herr Dr.R.Radmanesh und Herr N.Franke zu nennen.

Von Seiten der Firma GE Healthcare fanden wir Unterstützung durch Herrn Dr.R.Standke und Herrn Dr.Th.Forst. Dank auch an Herrn Dr.P.Kohl von der Firma Philips.

Weiterhin gilt Anerkennung dem Vorsitzenden des BDN, Herrn Prof.Dr.J.Mahlstedt sowie dem Geschäftsführer des PET e.V., Herrn M.Gaillard.

Unterstützung erfuhren wir dankenswerter Weise auch durch die Deutsche Gesellschaft für Nuklearmedizin, insbesondere durch deren Vorsitzenden, Herrn Prof.Dr.W.A.Knapp.

Herr Dipl.-Chem.B.Zimontkowski hat entscheidend dazu beigetragen, dass ein so komplexes Geschehen wie die Durchführung der PET/CT-Diagnostik in der Niederlassung routinefähig wurde und ein effektiver Untersuchungsablauf realisiert werden konnte.

Für die Bereitstellung der PET-Tracer sind wir EURO-PET Freiburg, insbesondere Herrn Prof.Dr.rer.nat.P.Reuland, Herrn Dr.H.-H.Weyer und Frau Dr.U.Sahm sowie EURO-PET Berlin, hier besonders Herrn Dr.A.Hey und Herrn B.Simgen sehr dankbar.

Desweiteren gilt unser Dank Herrn Dr.A.Eckert von der EZAG sowie Herrn Dr.rer.nat.F.Füchtner vom Forschungszentrum Rossendorf für ihre Unterstützung bei der Durchführung von Studien.

Unter den heutigen komplizierten wirtschaftlichen Rahmenbedingungen werden kaufmännische Hinweise und persönliche Kreativität immer entscheidender. Für sachkundige Beratung danken wir Herrn J.Reinke, Steuerberater.

Schließlich wäre der komplexe Untersuchungsablauf ohne unsere tatkräftigen MTA's nicht erfolgreich gewesen. Für ihr persönliches Engagement schulden wir vorrangig Frau B.Engfer, Frau S.Schwertner, Frau Y.Fobbe und Frau G.Lennartz Lob und Dank.

Prof.Dr.med.W.MOHNIKE

---

# Inhalt

---

## 1 Einführung

Vergangenheit und Gegenwart der Positronen-Emissions-Tomographie.....	1
Überblick.....	1
Technologische Varianten und Entwicklungen.....	4
Psychologisch und technisch bedingte FDG-Anreicherungen.....	8
Literatur.....	8

## 2 Grundlagen

THOMAS BEYER.....	11
Vorbemerkung.....	11
Positronen-Emissions-Tomographie (PET)..	11
Kombinierte PET/CT.....	18
Fazit.....	40
Literatur.....	40

## 3 Pneumologie..... 43

Bronchialkarzinom (BC).....	43
Stellenwert der FDG-PET im diagnostischen und therapeutischen Management.....	44
Richtlinien für <sup>18</sup> F-FDG-PET-Indikationen..	45
Technische und biochemische Einflussfaktoren.....	46
Spezielle PET-Indikationen.....	46
SCLC ("small cell lung cancer").....	48
Pleuraprozesse.....	48
Maligne Pleuratumore (Mesothelium).....	48
Fallbeispiele.....	50
Literatur.....	66

## 4 Gastroenterologie..... 69

Einleitung.....	70
Ösophaguskarzinom.....	72

Magenkarzinom.....	73
Kolorektale Karzinome.....	73
Leber- und Gallenwegskarzinome.....	78
Gastrointestinale Stromatumore.....	78
Pankreaskarzinome.....	78
Neuroendokrine Tumoren (NET) des Gastrointestinaltraktes.....	80
Fallbeispiele.....	82
Literatur.....	159

## 5 Gynäkologie..... 163

Einführung.....	163
Mammakarzinome.....	164
Ovarielles Karzinom.....	170
Peritonealkarzinomatose (pC).....	172
Zervixkarzinom.....	172
Fallbeispiele.....	174
Literatur.....	236

## 6 Urologie..... 239

Einleitung.....	239
Nierenmalignome.....	240
Nebennierentumore.....	241
Blasenkarzinom.....	241
Prostatakarzinom.....	242
Keimzelltumore.....	249
Peniskarzinom.....	251
Fallbeispiele.....	252
Literatur.....	297

## 7 Kopf-Hals-Region..... 301

Kopf-Hals-Tumore.....	301
Schilddrüsenkarzinome.....	305
Fallbeispiele.....	309
Literatur.....	323

---

<b>8 Dermatologie</b> .....	325	<b>13 Varia</b> .....	429
Malignes Melanom (MM) .....	325	Zweittumore – Sekundäre	
Fallbeispiele .....	328	Primärtumore .....	429
Literatur .....	339	Physiologische Anreicherungen von FDG ..	430
<b>9 Lymphome</b> .....	341	Falsch positive FDG-Anreicherungen	
Einleitung .....	341	im onkologischen Sinne .....	430
Diagnostik .....	342	Technisch bedingte Artefakte .....	430
Fallbeispiele .....	346	Falsch negative PET-Befunde .....	430
Literatur .....	361	Fallbeispiele: Zweittumore .....	432
<b>10 Onkologische Orthopädie</b> .....	363	Fallbeispiele: Physiologische	
Einleitung .....	363	Anreicherungen .....	454
Stellenwert der PET .....	363	Fallbeispiele: Nichtonkologische Aktivitäts-	
Fallbeispiele .....	365	anreicherungen entzündlicher Genese .....	457
Literatur .....	380	Fallbeispiele: Artefakte .....	471
<b>11 Pädiatrische Onkologie</b> .....	381	Literatur .....	480
Einleitung .....	381	<b>14 Strahlentherapeutische Aspekte</b> .....	483
Lymphome im Kindesalter .....	381	Einleitung .....	483
Onkologische Orthopädie im Kindesalter ..	382	PET-assistierte Bestrahlungsplanung .....	483
Neuroblastome .....	382	Vorzüge der PET/CT-Integration .....	484
Maligne Melanome .....	382	Grundlagen für die Einbeziehung von	
Nesidioblastose		PET/CT-Daten in die Strahlentherapie –	
(angeborener Hyperinsulinismus) .....	382	Bits und Bytes und DICOM .....	484
Fallbeispiele .....	384	Fallbeispiele .....	488
Literatur .....	402	Literatur .....	500
<b>12 Cup-Tumore</b>		<b>15 Zukunftstendenzen: Molekulares PET</b> ..	501
<b>(Cancer of unknown primary)</b> .....	403	Technikpotential und	
Einleitung .....	403	Software-Optimierung .....	501
Stellenwert der PET .....	404	Molekulares PET .....	502
Fallbeispiele .....	406	Literatur .....	503
Literatur .....	428	<b>Schlussbemerkung</b> .....	506
		<b>Sachverzeichnis</b> .....	507

# 1 Einführung

## Vergangenheit und Gegenwart der Positronen-Emissions-Tomographie

### INHALT

#### Überblick 1

*Physikalisches Fundament und biochemische Grundlagen* 2

*PET in der nationalen und internationalen*

*Versorgungslandschaft* 2

PET-Versorgung in den USA 2

Kostenlawine der Krebserkrankungen 3

PET-Zentren in der Bundesrepublik

Deutschland 4

#### Technologische Varianten und Entwicklungen 4

*Koinzidenz-PET vs. "dedicated PET"* 4

*Differenzierte PET-Auswertung* 4

SUV ("standardized uptake value") 4

Prognostische Evaluation mit SUV 5

*Strahlentherapeutische Tools* 5

*PET/CT – eine neue Schlüsseltechnologie* 5

*Einfluss von PET/CT auf PET* 5

*Studien zur Kosteneffizienz der "PET alone"* 6

*PET/CT oder Vergleich koregistrierter Befunde?* 6

*"Standard" (CARE)-CT und PET/CT* 6

*PET/MRT?* 7

*American Joint Committee on Cancer* 7

PET-Screening in Japan und Taiwan 7

PET-Experiment Japan 7

PET-Experiment Taiwan 7

#### Physiologisch und technisch bedingte

FDG-Anreicherungen 8

#### Literatur 8

## Überblick

Grundlage optimaler onkologischer Diagnostik und Therapie ist die interdisziplinäre Zusammenarbeit, woran die Nuklearmedizin seit über 50 Jahren beteiligt ist. Die Entwicklungen vollzogen sich von tumoraffinen Radionukliden (mit Messsonden) und Radiopharmazeutika wie  $^{67}\text{Ga}$ -Citrat [31a], rektilinearen Scannern und Gammakameras über markierte monoklonale Antikörper (Immunszintigraphie [5]) bis technologisch zu SPECT [14], der Koinzidenztechnik (Hybrid- PET), PET, PET-Zentren ( $\rightarrow$  s. Literatur auf CD [ $\Rightarrow$  1.1]) oder zu PET/CT-Zentren [ $\Rightarrow$  1.2].

Der Statusbericht des "Intersociety Dialogue" in den USA [18] ist Pflichtlektüre für jeden, der PET/CT betreibt, vermittelt und klinisch begründet anfordert, vor allem aber auch für ärztlich geschulte Medizinökonomiker.

Durch intermodular zusammengesetzte Expertenkomitees erhalten Empfehlungen einen höheren Kompetenzrang als Protokollvarianten (z. B. Optionen, technische Spezifikationen, Methodenpräferenzen, klinische Anwendung, Angaben zur Strahlenexposition für Patient und Personal sowie für die Bevölkerung): Das technische Personal wird beispielsweise mit 5,5 mSv belastet [19, 29].

Brownell berichtete ab Beginn der 50er-Jahre über Positronenstrahler bei Hirntumoren und bis Ende der 90er-Jahre über die PET-Kamera und die PET-Evolution [11–13]. Unter den PET-Pionieren nimmt u. a. auch Ter-Pogossian eine herausragende Stellung ein [ $\Rightarrow$  1.3]. Weitgehend unbekannt ist, dass bereits 1965 der "bone blood flow" mit  $^{18}\text{F}$  und die Positronenkamera beschrieben wurden [63]. Heute liegen zahlreiche Multiautorenveröffentlichungen zur PET und PET/CT vor [ $\Rightarrow$  1.4].

Der Transfer neuer Erkenntnisse von der wissenschaftlichen Ebene bis zur Gesundheitspolitik vollzieht sich in der Regel stark verzögert. Auch die fehlende Angleichung an europäische Normen hinsichtlich Vergütungsstandards durch gesetzliche Krankenkassen bleibt in Deutschland ein Hemmnis für moderne Diagnostikstandards und ist ein Ärgernis für informierte Patienten und Ärzte.

Die Frage der Kosteneffizienz der PET wird seit Anfang der 80er-Jahre thematisiert [25], ebenso die Frage, wer PET/CT-Befunde erstellen soll [⇒ 1.5]. Dieser Streit ist absurd: Die Maximierung der für den Patienten gewonnenen Informationen durch PET/CT unterliegt keiner ernsthaften Kritik [67], und diese werden natürlich interdisziplinär (s. oben) durch Nuklearmediziner und Radiologen zu einem Befund zusammengeführt. Zuweilen wird diskutiert, ob Hybridsysteme (sog. Koinzidenz-PET) und “dedicated PET” identisch bewertbar sind. Allein die Differenz in der Dimension der detektierbaren Läsionsgröße gibt den Ausschlag zugunsten des Präzisionsgrades der Vollringsysteme (4–6 mm). Gleiches gilt für sog. Breast-dedicated-Gammakameras [58].

SPECT-Methoden, Multidetektorsysteme und Pinhole-SPECT (P-SPECT) haben den Nachweis kleinerer Läsionen (Lymphknoten) verbessert. Für die gesteuerte SLN-Biopsie hat sich P-SPECT als hilfreich erwiesen.

SPECT/CT als Alternative für PET/CT anzubieten [57], schießt über das Ziel hinaus. Dass damit eine Organgrenzdefinition mit erhöhtem “tracer uptake” besser gelingt, ebenso wie die funktionelle Relevanzcharakterisierung von CT-Läsionen, ist nachvollziehbar, erreicht aber funktionell nicht die Präzision der PET/CT.

Für PET und PET/CT gilt die Einschränkung: Mikrometastasen werden auch mit High-Resolution-Techniken nicht detektiert. Die Nachweisgrenzen für SPECT liegen günstigstenfalls bei 8–10 mm, für PET zwischen 4–6 mm. Mikro-PET-Systeme eignen sich nur für Kleintierexperimente. Detektion, Lokalisation und molekulare Vitalitätsdiagnostik von Tumoren und Rezidiven sind Postulate mit intendierter Unterscheidung von “limited disease” und “extensive disease”. PET hat diesen erweiterten Rahmen erschlossen und PET/CT das diagnostische Potential präzisiert.

## Physikalisches Fundament und biochemische Grundlagen

Die Entdeckung des Positrons 1932 durch Anderson [1] hat den Weg für die PET-Evolution gebahnt, die zuletzt zur exklusiven PET/CT [44] führte.

Dergesteigerte Zuckerverbrauch als Energiequelle der wachsenden Tumorzelle ist das konkurrenzlose metabolische Leitmotiv der PET. Der Nobelpreisträger Otto Warburg hat die Erkenntnisse bereits 1924/25 am damaligen Kaiser-Wilhelm-Institut erarbeitet [70–72]. Biologische Experimente mit radioaktiv markierten Fluoriden finden sich schon um 1940 [65], aber erst die Synthese von  $^{18}\text{F}$ -FDG 1977/78 schuf die Voraussetzung zur klinischen Implementierung der PET [32–34].

Zur biochemischen Hexokinasekomposition wurden seit 1978 Studien publiziert [45]. Heute gibt es differenzierte Informationen zu Einflussfaktoren des  $^{18}\text{F}$ -FDG-Uptake [10], einem chemischen Zuckeranalogon, das erst den Anstoß für weltweite Tumorstudien mit PET ermöglichte.

Der Startpunkt der PET liegt Dekaden zurück [2, 26, 55]. Im Deutschen Ärzteblatt sind 1993 erste allgemeinärztliche Informationen nachlesbar [32].

## PET in der nationalen und internationalen Versorgungslandschaft

### PET-Versorgung in den USA

Die nordamerikanische PET-Dichte, besonders in Ballungszentren, ist beeindruckend. Statistisch wurde ermittelt, dass 97% der amerikanischen Bevölkerung in einem Radius von 75 Meilen eine PET-Installation zur Verfügung steht [50]. Die relativ rasche und insgesamt vergleichsweise unbürokratische PET-Allokation in den USA wurde in konzentrierter Aktion von PET-Ärzten (Nuklearmedizin, Radiologie, Kardiologie, Onkologie, Neurologie, Psychiatrie), aber eben auch im Konsens mit führenden Institutionen (NIH, NCI, Academy of Molecular Medicine, Institute of Clinical PET, SNIDD<sup>1</sup>) bewerkstelligt, im Gegensatz zu Ländern, die – mit großen Variationen – einer breiten Anwendung der PET noch abwartend gegenüber stehen.

<sup>1</sup> Society of Nuclear Imaging and Drug Development

Nach einer europaweiten Analyse rangiert Belgien PET-strukturell an der Spitze [7]. Für alle PET-Indikationen wird der Europa-Bedarf an PET-Untersuchungen auf 2026 pro 1 Million Einwohner beziffert. In den USA sind bereits mehr als 1000 Positronenemissionstomographen installiert worden (>500 PET/CT).

Rezidive und Therapiekontrollen waren seit längerer Zeit akzeptierte Indikationen bei mindestens 6 (in den USA anerkannten) Tumoren [17] und 7 weiteren (beantragten) Entitäten (s. unten).

- **Anerkannt:** “diagnosis, staging and restaging of NSCLC” (“non-small-cell lung cancer”, nicht-kleinzelliges Bronchialkarzinom), “colorectal and esophageal cancer, head and neck cancer, lymphoma and melanoma”.
- **Beantragt:** Pankreas, Hirn, kleinzelliges Lungenkarzinom, Zervix, Ovar, multiples Myelom, Hoden (Petition an das “Secretary of Health”, signiert von 37 US-Senatoren).
- **Aktuell:** Seit Anfang 2005 übernimmt das gesetzliche Versicherungsprogramm der USA (MEDICARE) sämtliche Kosten für PET-Untersuchungen: Krebsdiagnosen mit PET(-CT) wurden auf alle Krebsarten ausgedehnt, verbunden mit dem Aufbau einer PET-Datenbank [Kooperation des National Cancer Institute (NCI), der Onkologischen Gesellschaft und Patientensprechern, weitere Informationen dort].

PET(-CT) ist bei uns immer noch ein Thema gesundheitspolitischer Diskussion. Die drei Symposien in Berlin (am 5.5.2004, 9.12.2004 und 1.6.2005 [44]) haben einen weiteren Anstoß geliefert auf dem Wege zur kassenärztlichen Vergütung von PET-Untersuchungen und zum technischen Stand [6,8].

Die prekäre Lage der sozialen Sicherungssysteme, bedingt durch Massenarbeitslosigkeit und demographischen Wandel, sowie der medizinische Fortschritt mit einer entsprechenden Umsatzerhöhung des Gesundheitssektors erzeugte das von den Verwaltungen der gesetzlichen Krankenkassen doktrinär vermittelte Primat der Ökonomie und exponiert beständig die Kostenfrage, besonders wenn es um die Einführung neuerer Verfahren geht. Dabei wird nicht selten zu kurz gedacht, und die tatsächlichen Gesamtkosten pro Fall/Patient einschließlich der sich aus der Diagnostik ergebenden Therapie werden vernachlässigt. Am Beispiel des NSCLC hat Oberender [46] erreichbare Ziele ökonomischer Nu-

klearmedizin unter Einbezug relevanter Literaturdaten erläutert (s. auch Kap. Pneumologie). Repräsentable Unterlagen stammen auch aus Köln. In dem von Czernin (2004) editierten Supplementband finden sich State-of-the-art-Abhandlungen [20]. Die pädiatrische Onkologie hat PET und PET/CT bisher nur in bescheidenem Umfang erreicht [30].

### Kostenlawine der Krebserkrankungen

Das National Cancer Institute (NCI) in den USA registriert einen Kostenexzess (in Höhe von mehreren Billionen Dollar), der summarisch gut 10% und mehr der Kosten in der Medizin verschlingt, mehr als 50% allein für die Behandlung von Karzinomen der Mamma, Bronchien und Prostata sowie anderer Tumoren.

Für PET existieren tabellarische Daten zu Sensitivität, Spezifität, Genauigkeit, Einfluss auf Management und Therapie von über 18.000 Patienten [28] und von über 7000 Patienten nach Selektionsregeln der evidenzbasierten Medizin [54].

Bei Kosten-Nutzen-Analysen ist der sog. Nettotonutzen ableitbar aus Einsparungen minus Investitionskosten [46].

Die klinische Klassifizierung der PET-Evaluation wird durch Expertenkommissionen laufend aktualisiert. Viele PET-Prioritäten sind in die Klasse 1a und 1b eingeteilt. Aus heutiger Sicht sind diese als PET-Kernkompetenzen kategorisierbar.

Deutschland bildet insofern das europäische Schlusslicht [44], als kassenärztliche Vergütungen für PET immer noch nicht gesetzlich realisiert sind – ungeachtet des Pionierpotentials landeseigener Wissenschaftler und Kliniker, die zum weltweiten Status moderner PET-Diagnostik ihren Anteil erbracht haben.

Mit 80–100 Positronenemissionstomographen (in Kliniken und Praxen) steht Deutschland paradoxerweise zwar an der Spitze aller europäischen Staaten mit 1 PET auf 1 Million Einwohner, aber nur für Bürger, die sich die Ausgaben für PET-Untersuchungen, v. a. über private Krankenkassen, leisten können.

Das in die Wege geleitete Anerkennungsverfahren für die PET-Vergütung bei Lungenkarzinomen ist ein erster Schritt zum Anschluss an den Weltstandard – eine Last-line-Taktik. Blockadeargumente sind nicht länger hinnehmbar, insbesondere im Hinblick auf eine Entscheidung des BVerfG vom

6. 12. 2005, in der jedem Patienten der Anspruch auf evaluierten medizinischen Fortschritt zugesichert wurde, auch wenn das PET-Problem nur ein weiteres Beispiel für die faktisch existierenden Defizite in der medizinischen Versorgung darstellt. Erste optimistische Ansatzpunkte sind jedoch erkennbar.

In der Grundlagenforschung müssen hierzulande selbst große Zentren (auch Industrie-Universitäts-Assoziationen), zumal bei der Medikamentenentwicklung, auf molekulare PET- und Mikro-PET-Studien verzichten. In anderem Zusammenhang haben wir ein modifiziertes Zitat von Immanuel Kant benutzt, das die Situation nicht besser kritisieren kann als mit der Frage: Wie lange wird es noch dauern, bis sich die "immanente Logik der Wahrheit" durchsetzen wird?

### PET-Zentren in der Bundesrepublik Deutschland

Pilotinstitutionen wurden Anfang der 80er-Jahre installiert; Promotoren der PET-Zentren waren Hannover, Heidelberg und Jülich. Frankfurt am Main zählt zu den Späteinsteigern, erst 1994 wurde hier ein PET-System installiert.

PET kam aber mit steigender Akzeptanz zwischen 1994 und 1999 bei über 3000 Patienten zum Einsatz; im Jahr 2005 bei über 6000 Patienten, allerdings (noch) nicht im technologisch-klinischen Reifestadium der PET/CT.

Inzwischen hat sich gezeigt, dass "PET alone" den erwarteten Ansprüchen zwar weiter generell Genüge leisten kann, aber PET/CT einen noch differenzierteren Standard unter Beachtung der Indikationsprämissen bietet.

Unter anderem ist am Diagnostisch-Therapeutischen Zentrum in Berlin seit Oktober 2003 ein PET/CT-Scanner installiert, mit dem bislang über 2000 Patienten untersucht wurden (Dezember 2005) [⇒ 1.6].

## Technologische Varianten und Entwicklungen

Detailliert wird die PET und PET/CT-Technik im Kap. 2 "Grundlagen" dargestellt. An dieser Stelle werden selektierte Anmerkungen aus Sicht des PET-Arztbes amgeführt.

## Koinzidenz-PET vs. "dedicated PET"

Es bedarf keiner Diskussion, dass auch die technologisch niedrigste PET-Entwicklungsstufe einen Fortschritt vollzog, die in der Praxis ihren Rang bewiesen hat. Am Beispiel des Mammakarzinoms ist aber klar demonstrierbar, dass eine Auflösung um 2 cm dem klassischen Vollring-PET unterlegen ist. Erst recht hält die Koinzidenz-PET der High-Tech-Variante PET/CT nicht stand. Zur SUV-Verbesserung sind weitere Lösungsansätze hinzugekommen, wie "attenuation correction", Patientenpositionierungshilfen und "fusion images" bei PET/CT [⇒ 1.7].

## Differenzierte PET-Auswertung

In Pionierstudien waren seit 1980 regionale Gewebsperfusionen und Stoffwechsel von Myokard, Hirn, Tumoren (mit  $^{15}\text{O}$ ,  $^{11}\text{C}$  und  $^{18}\text{F}$ ) sowie graphische Analysen und Fluxkonstanten, lineare Regressionsanalysen und neuronale Netzwerke bei Demenzen von Interesse [⇒ 1.8].

Zerebrale Studien standen am Anfang der multimodalen (Vergleichs-)Diagnostik mit PET, CT, MR [43, 51, 52].

Hilfsmittel sind quantitative Parameter (im einfachsten Falle SUV) und in der Forschung aufwändigere Quantifizierungen (PATLAK-Analyse). Rekonstruktion und Schwächungskorrektur-Tools wurden verbessert sowie sog. Navigations-Tools entwickelt.

Zu unterscheiden ist zwischen Methoden mit hohem Aufwand, die in der klinischen Routine nicht tragfähig sind, und einfacheren score- und indexbasierten semiquantitativen Evaluationskonzepten.

### SUV ("standardized uptake value")

Der SUV wurde als unzulässige Vereinfachung kritisiert und als "silly useless values" definiert [37]. In diese Berechnung gehen zu viele Einflussfaktoren ein mit der Konsequenz großer interinstitutioneller Varianz, ebenso von Patient zu Patient. "Lean body mass" wurde als korrekterer Bezugsparameter umschrieben. Zusammenfassend sind folgende SUV-Modifikationen zu nennen:

- biphasisches Früh-/Spät-PET,
- SUV-Zeit-Quotienten,
- sog. Total-lesion-Indices, Score-based.

Inzwischen haben verschiedene Teams einen SUV-Bonus für Verlaufs- und Therapiekontrollen postuliert [9, 37, 61]. Am ehesten akzeptabel (aber ebenfalls nicht unproblematisch) ist der intraindividuelle Vergleich von FDG-uptake-Werten vor und nach Therapie. Kompartimentanalysen mit Bestimmung der Influx- und Transfluxkonstanten sind präziser, aber nicht praktikabel [⇒ 1.9]. Inzwischen liegen aber auch kontrovers-positive Daten vor. Aufwändigere Kinetikanalysen (PATLAK) kommen nur für Studien in Betracht [48, 49].

Kontrovers wird der Gewinn beurteilt, der durch Dual-time-Technik (PET-Scans nach 90 min und 2–4 h später) erzielbar ist [24].

### Prognostische Evaluation mit SUV

Die Verlaufsbeobachtung des SUV ist mit gebotener Vorsicht zu bewerten: Was bedeutet es z. B. für den Patienten, wenn bei niedrigeren SUV-Werten eine längere Überlebenszeit als bei höheren Werten postuliert wird – bei einer nicht statistisch absicherbaren Differenz von wenigen Wochen [⇒ 1.10]?

### Strahlentherapeutische Tools

Für PET-Anwendungen in der Strahlentherapie werden – neben den erwähnten Software- und Navigationstechniken – weiter erforscht (s. auch Kap. Strahlentherapie):

- vollintegrierte PET/CT-Simulatoren,
- Bildsegmentierung,
- Abgrenzung des biologischen Targetvolumens [⇒ 1.11].

Neuronuklearmedizinische und neuroradiologische Verfahren bei Hirntumoren werden in dieser Übersicht nicht berücksichtigt [52].

## PET/CT – eine neue Schlüsseltechnologie

Spezifische Impulse verdanken wir der PET/CT-Technik, die jetzt den Meilenstein der 3-D-Version erreicht hat [⇒ 1.12]. Die Stadienklassifizierung (“overall TNM stage”) ist präziser geworden: 77% vs. 54% (MR), im T-Stadium 80% (PET/CT) vs. 52% (MRT), im N-Stadium 93% vs. 79% bei MRT, während bei Fernmetastasen nach der Essener Studie PET und MRT ähnliche Resultate liefern.

Townsend [15, 62] vermerkt (“PET/CT today/tomorrow”), es sei jetzt schon eine evidente Rolle erkennbar am Akzeptanzanstieg und auf Basis präliminärer Studienergebnisse.

Fünf Jahre nach der Entwicklung von PET/CT [15, 35, 42] verlief die klinische Integration dieses neuen bildgebenden Verfahrens in unerwartet raschem Fortschritt, obwohl Minoritätenvoten nur in rund 7% die Notwendigkeit einer Bildfusion sehen (s. unten).

Schulthess [66] hat eine Dokumentation der Züricher Erfahrungen vorgelegt, die bei uns nur an wenigen Institutionen (z. B. Essen, Ulm) ihresgleichen finden.

Kürzlich wurde in einer von Baum edierten Ausgabe [6] eine relativ breite Abhandlung zum Stand von PET und PET/CT berichtet.

PET/CT sollte allen Patienten mit kassenärztlicher Vergütung zur Verfügung stehen, was in Deutschland bislang nicht der Fall ist [17]. In Deutschland waren 02/2004 zwölf Geräte dieser “Luxuskategorie” vorhanden, in der Bundeshauptstadt nur in einem privaten PET/CT-Zentrum. Für 2006 erwarten wir 24 PET/CT Installationen

Über 2000 Patienten (Stand: Dezember 2005) wurden allein in Berlin untersucht. In anderen Expertenzentren der Bundesrepublik erhöht sich diese Zahl schätzungsweise auf vermutlich weit mehr als 10.000.

### Einfluss von PET/CT auf PET

In den Baltimore Johns Hopkins Medical Institutions ist die Frequenz der PET-Untersuchungen 3 Jahre nach Einführung von PET/CT um 900% (!) angestiegen [68, 69]. Das bedeutet nun keineswegs ein “Mega-out” für “PET alone”. Aber optimierte Protokolle und neue Navigationstools eliminieren Probleme und tragen zur

Klärung offener Fragen bezüglich der Notwendigkeit eines "standard care CT" mit oder ohne orale/intravenöse Kontrastmittel sowie zur Vermeidung von PET-Artefakten bei [⇒ 1.13].

Eine 2004 veröffentlichte Ulmer Studie bestätigt, dass PET/CT mindestens 13% der Tumorrezidive erfasst, die im Alleingang der bildgebenden Diagnostik übersehen worden wären [39]. Die Diskussion um die Notwendigkeit von RCT ("randomized clinical trials") hat mancherorts ("vom Irrtum mit den Wahrscheinlichkeiten" [73]) Zweifel erzeugt.

Defizite bei "CT alone":

- die Tumoralvitalität ist nicht beurteilbar;
- die Lymphknotendignität um/unter 1 cm ist nicht interpretierbar;
- die Solitärherde der Lunge sind auf eine Wait-and-see-Strategie angewiesen;
- die Response-Klassifikation nach Therapie ist unzureichend;
- die Änderung der morphologischen Tumormasse nach der Therapie ist nicht entscheidend;
- es gibt keine Informationen zu Metabolismus und Proliferation der DNA-Synthese;
- Hypoxiepotential des Tumormilieus?
- tumorspezifische Rezeptoren?
- geringe Erfahrungen mit "functional genomics/proteomics (reporter gene, reporter probe)".

Defizite bei PET alone:

- Morphologie, die Invasion in Nachbarorgane ist nicht darstellbar;
- Lymphknoten (z. B. im HNO-Bereich) sind nicht leveladäquat für den Chirurgen lokalisierbar;
- Tumoren/Metastasen in Brustwand/Pleura sind nicht separierbar;
- Mislokationen von Lebermetastasen in die Lunge (respiratorische Artefakte);
- Mislokationen von infraklavikulären Foki und Lungenspitzenherden;
- die Knochen-/Weichteil- und Hirnmetastasendiagnostik ist der CT unterlegen.

### Studien zur Kosteneffizienz der "PET alone"

Einschlägige Studien sind durch ökonomische Folgestudien für PET/CT zu ergänzen, um den Reduktionsfaktor der Kostenminimierung im Management genau zu erfassen [⇒ 1.14].

Eine PET/CT-Synopsis gleicht Defizite aus: Sie

- perfektioniert die anatomometabolische/molekulare (Nano-)Diagnostik,
- begünstigt eine verbesserte Therapiestrategie und Response-Kontrolle.
- reduziert inkorrektes Staging,
- optimiert molekulare Strahlentherapie,
- lokalisiert metabolische, molekulargenetische (Gentransfer)-Mechanismen und rezeptorgesteuerte Signaltransduktion,
- implementiert die Stammzellforschung,
- bietet z. B. Repair-Kontrolle nach akutem Myokardinfarkt, Migrationskinetik von Progenitorzellen [60, 23].

Vermieden durch PET/CT werden die bei getrennter Koregistrierung mit nachträglicher Bildfusion auftretenden Probleme: Irrtümer bei mathematischem Abgleich der Algorithmen, Fehllokalisierung von Läsionen und Intervallereignisse (Unterschiede in Hydratation, Darmfüllung, Defäkationsartefakte).

Zufallsbefunde ("incidental detection of lesions") von PET im Gastrointestinaltrakt wurden nur in 3% mit PET entdeckt, aber mit einem essentiellen Risiko für präkanzeröse Läsionen [36].

### PET/CT oder Vergleich koregistrierter Befunde?

Irritationen haben Aachener Berichte ausgelöst [53]: Nur in 6,7% hätten sich wesentliche Zusatzinformationen ergeben. Dieses Minoritätentvotum wurde aus Zürich konterkariert [67]. Kritisch besehen, sei in fast 50–67% eine Form der kombinierten Akquisition von PET und CT-Daten für eine genaue Lokalisationsdiagnostik notwendig. In Berlin wird eine Majoritätentaktik geübt mit der Trias: Bildfusion, getrennte Beurteilung von CT (Radiologe) und PET (Nuklearmediziner), gemeinsame Expertise des PET/CT-Teams für die definitive ärztliche Koevaluation [⇒ 1.15].

### "Standard" (CARE)-CT und PET/CT

Aktuell diskutiert, fällt diese Entscheidung individuell der Radiologe [3]. Wenn ein Standard-/Kontrastmittel-CT bereits vor der PET/CT-Untersuchung

vorliegt, muss geklärt werden, ob z. B. bei a- oder hypometaboler FDG-Konstellation nicht doch aktive Metastasen vorliegen (Metastasenkonversion bei FDG-positivem Primärtumor).

Ausschluss falsch-positiver PET verstärkt u. U. die Notwendigkeit eines CE-CT (“contrast-enhanced”, kontrastmittelverstärkt). Darmwand und abdominale Lymphknoten können im Nativ-CT problematisch sein. Bei gastrointestinalen Tumoren werden meist orale Kontrastmittel appliziert, bei Boluspassagen ist in jedem Fall ein nicht tumorbedingter FDG-Uptake auszuschließen, z. B. mittels Zweiphasen-PET (s. oben, [24]).

Als obligat betrachtet wird ein diagnostisches CT bei der Planung einer Radiotherapie und vor interventionellen Eingriffen, was aber nicht erforderlich sei bei PET- und PET/CT-basierten Chemo- und Radiotherapiekontrollen.

## PET/MRT?

Die weltweit erste Mitteilung über die Tumordetektion mittels Magnetresonanztomographie (“MRT alone”) stammt von Damadian [21]. Mit der Nobelpreisverleihung an Mansfield 2003 wurde ein noch nicht abgeschlossener Konkurrenzstreit über die Urheberschaft entfacht.

Jedenfalls hat MRT heute einen kompetenten morphologisch basierten Rang [64].

Ansätze zur Entwicklung von PET/MRT (“fusion image”) und zur Fundierung nach Regeln der evidenzbasierten Medizin [56] sind im Gange.

## American Joint Committee on Cancer

1997 wurden die Grundkategorien für die geltenden Tumorklassifikationen nominell reglementiert [27]. Diese sind auch für PET und PET/CT prinzipiell anwendbar:

- T (Tumorgroße, -ausdehnung),
- N (regionale Lymphknoten, die Zahl infiltrierter LK bestimmt die Überlebensprognose),
- M (Fernmetastasen).

Eine aktuelle Konzeptrevision des Lymphknoten-Imaging vom MGH (Massachusetts General

Hospital, Boston 2004) berührt Neupositionen im Spiegel des multimodal-imaging, u. a. in der Risikostratifikation des Prostata- [16] und des Mammakarzinoms [74], auch unter Einbezug der Problematik falsch-negativer intraoperativer Explorationen [22].

## PET-Screening in Japan und Taiwan

Weltweit sind sich PET-Experten mehrheitlich einig, dass eine (klinisch unbegründete) Fahndung in der Onkologie, erst recht bei Gesunden, nicht vertretbar ist. Nur in zwei Ländern, Japan und Taiwan, werden Massenscreenings durchgeführt.

Nach kontroversen Stellungnahmen in unserem Lande hat Silverman (UCLA/USA) ausführlichere Kritik geübt [59].

### PET-Experiment Japan

Innerhalb von 10 Jahren wurden 40.000 asymptomatische Probanden untersucht (“most cancers” – 3/5 bei Männern, 4/5 bei Frauen – “were PET-positive”), in 5 Fällen wurde unnötigerweise chirurgisch interveniert.

Die PET-Positivrate betrug 1,14% (3165 Personen).

### PET-Experiment Taiwan

Hier unterzogen sich 3631 Patienten einer PET-Untersuchung, davon waren 1,05% PET-positiv (24-mal seien falsch-positive PET-Befunde erhoben worden).

Beide PET-Exoten-Teams verteidigen ihre PET-Motive mit nicht nachvollziehbaren Argumenten. Sie müssen sich der Kritik und den Fragen stellen:

- Wie viele Karzinome sind unentdeckt geblieben?
- Wurden “Quality-of-life-Indikatoren” berücksichtigt?
- Welche Einschluss-/Ausschlusskriterien wurden verwendet?
- Welche Methoden dienten als Goldstandard und welche Ergebnisse lieferten diese?
- Waren die Studien prospektiv-randomisiert?

- Wie wurde die Strahlenexposition gegenüber (zumal jüngeren) Probanden begründet? Waren diese überhaupt aufgeklärt?
- Wie war die Karzinomprävalenz verteilt?
- Welche Kosten entstanden und welche Kosteneffektivität ergab sich?

Das Problem "Screening" berührt interessanterweise die Computertomographie trotz der längeren Spanne an Erfahrungen [⇒ 1.16].

## Physiologisch und technisch bedingte FDG-Anreicherungen

**Artefakte und Pitfalls** (physiologisch und technisch bedingt) müssen dem PET-Befunder bekannt sein, ebenso Ursachen potentiell positiver PET-Befunde bei benignen Prozessen, wie z. B. beim autoimmunlymphoproliferativen Syndrom, ALPS), in WAT ("white adipose tissue") und BAT ("brown adipose tissue") [31, 47, 75], für die radiojodmarkiertes MIBG hilfreich sein soll.

**Atherosklerotische Plaques** mit hohem Makrophagenpotential reichern FDG und andere radioaktiv markierte Teilkomponenten (z. B. MCP-1, Matrixmetallproteinase) an und werden zurzeit erprobt. An größeren Gefäßen (Aorta, Karotiden, experimentell auch an Koronarien) deutet eine erhöhte Makrophagenkapazität auf eine Plaquestabilität hin [⇒ 1.17].

**Erhöhte Glukosespiegel** beeinträchtigen das PET-Ergebnis [40].

Es finden sich multiple Ursachen von der Inflammation/Infektion mit konsekutiv falsch-positiver PET-Befundung bis hin zur septischen Knochenchirurgie/-orthopädie [⇒ 1.18].

Wichtig ist die Kenntnis von über 100 (!) Ursachen benigner Prozesse in 37 berücksichtigten Organen [4] mit fokal- oder diffus-hypometaboler FDG-Konsumption.

## Literatur

1. Anderson CD (1932) The positive electron. *Phys Rev* 43:491–494
2. Anger HO, van Dyke DC (1964) Human bone marrow distribution shown in vivo by iron-52 and the positron scintillation camera. *Science* 144:1587–1589
3. Antoch G, Forsting M (2004) Wieviel CT braucht die PET/CT? *Nuklearmedizin* 43:141–142
4. Bakheet SM, Powe J (1998) Benign causes of 18-FDG uptake on whole body imaging. *Semin Nucl Med* 28:352–358
5. Baum RP (1999) At the crossroads: From cancer imaging and therapy using radio-labeled monoclonal antibodies to metabolic tumour imaging with positron emission tomography (PET). *Ind J Nucl Med* 14:51–66
6. Baum RP (2004) PET in der Onkologie – aktueller Stand. *Der Nuklearmediziner* 4:217–334
7. Bedford M, Maisey MN (2004) Requirements for clinical PET: comparisons within Europe. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 31:208–221
8. Beyer T (2004) Kombinierte Positronen-Emissions-Tomographie/Computertomographie (PET/CT) für die klinische Onkologie: Technische Grundlagen und Akquisitionsprotokolle. *Der Nuklearmediziner* 27:236–245
9. Boellaard R, Krak NC, Hoekstra O, Lammertsma AA (2004) Effects of noise, image resolution, and ROI definition on the accuracy of standard uptake values. *J Nucl Med* 45:1519–1527
10. Bos R, van Der Hoeven J, van Der Wall E et al. (2002) Biological correlates of <sup>18</sup>F fluorodeoxyglucose uptake in human breast cancer measured by positron emission tomography. *J Clin Oncol* 20:379–387
11. Brownell GL (1999) A history of positron imaging. <http://www.mit.edu/glb/alb.html>
12. Brownell GL, Ackerman RH, Strauss HW et al. (1980) Preliminary imaging with 18-F-FDG. *J Comp Ass Tomogr* 4:473–477
13. Brownell GL, Kairento AL, Swartz M, Elmaleh DR (1985) Positron emission tomography in oncology – The Massachusetts General Hospital Experience. *Semin Nucl Med* 15:201–209
14. Budinger TF, Derenzo SE, Gullberg GT, Greenberg WL, Huesman RH (1977) Emission computer-assisted tomography with single-photon and positron annihilation photon emitters. *J Comp Assisted Tomogr* 1:131–145
15. Charron M, Beyer T, Bohnen NN et al. (2000) Image analysis in patients with cancer studied with a combined PET and CT scanner. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, pp 905–910
16. Cheng L, Zincke H, Blute ML et al. (2001) Risk of prostate carcinoma death in patients with lymph node metastases. *Cancer* 91:66–73
17. Coleman RE (2003) Accepted PET indications in the United States. *Mol Imaging Biol* 5:174
18. Coleman RE, Delbeke D, Guiberteau MJ et al. (2005) Concurrent PET/CT with an integrated imaging system: Intersociety dialogue from the joint working group of the American College of Radiology the Society of Nuclear Medicine, and the Society of Computed Body Tomography and Magnetic Resonance. *J Nucl Med* 46:1225–1239

19. Cronin BF, Marsden PK, O'Doherty MJ (1999) Are restrictions to behaviour of patients required following (18)-FDG PET studies? *Eur J Nucl Med* 26:121–128
20. Czernin J, Weber W (2004) Translational molecular imaging. *Mol Imaging Biol* 6:183–187
21. Damadian R (1971) Tumor detection by nuclear magnetic resonance. *Science* 171:1151–1153
22. Davis GL (1995) Sensitivity of frozen section examination of pelvic lymph nodes for metastatic prostate carcinoma. *Cancer* 76:661–668
23. Döbert N, Britten M, Assmus B et al. (2004) Transplantation of progenitor cells after reperfused acute myocardial infarction: evaluation of perfusion and myocardial viability with FDG-PET and thallium SPECT. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 31:1146–1151
24. Döbert N, Hamscho N, Menzel C et al. (2004) Limitations of dual time point FDG-PET imaging in the evaluation of focal abdominal lesions. *Nuklearmedizin* 43:43–49
- 24a Edwards D, Hayes RL (1969) Tumorscanning with 67 Ga Citrate. *J Nucl Med* 10:103–105
25. Evens RG, Siegel BA, Welch MJ (1983) Cost analysis of positron emission tomography for clinical use. *Am J Roentgenol* 141:1073–1076
26. Feinendegen LE, Shreeve WW, Eckelman WC, Bahk YW, Wagner HN Jr (2003) Molecular nuclear medicine – The challenge of genomics and proteomics to clinical practice. Springer, Berlin Heidelberg New York Tokyo
27. Fleming ID, Cooper JS, Henson DE et al. (1997) American Joint Committee on Cancer/American College of Surgeons: Cancer Staging Manual, 5th edn. American Joint Committee on Cancer, Philadelphia
28. Gambhir SS, Czernin J, Schwimmer J et al. (2001) A tabulated summary of the FDG PET literature. *J Nucl Med (Suppl)* 42:1–93
29. Hacker M, Schnell-Inderst B, Nosske D et al. (2005) Radiation exposure of patients undergoing nuclear medicine procedures in Germany between 1996–2000. *Nuklearmedizin* 44:119–130
30. Hahn K, Pfluger Th (2004) Has PET become an important clinical tool in pediatric imaging? *Eur J Nucl Med* 31:615–621
31. Hany TF, Gharehpapagh E, Kamel EM et al. (2002) Brown adipose tissue: a factor to consider in symmetrical tracer uptake in the neck and upper chest region. *Eur J Nucl Med* 29:1393–1398
- 31a. Hör G, Glaubitt D, Grebe SF, et al (1972) Gallium-67 Erste Europäische Multizenterstudie (Hannover 1970), FK Schattauer, Stuttgart pp 318–332
32. Hör G (1993) Positronen-Emissions-Tomographie (PET) – Von der Forschung zur Klinik. *Dtsch Ärztebl* 25/26: A11883–A11891
33. Hör G, Mantaka P (1998) Application of PET in clinical oncology. In: Limouris GS, Shukla SK, Bender HF, Biersack HJ (Hrsg) Radionuclides for Oncology. Mediterra Publishers, Athens, pp 107–111
34. Ido T, Wan CN, Fowler JS, Wolf AP (1977) Fluorination with F2–2. A convenient synthesis of 2-FDG. *J Org Chem* 42:2341–2342
35. Jaroff L (2000) Medical Science Invention of the Year. *Time Magazine* 4
36. Kamel EM, Thumshirn M, Truninger K et al. (2004) Significance of incidental 18-F-FDG accumulations in the gastrointestinal tract on PET/CT: Correlation with endoscopic and histopathological results. *J Nucl Med* 45:1804–1810
37. Keyes JW (1995) SUV: Standard uptake or silly useless value? *J Nucl Med* 36:1836–1839
39. Krause BJ, Blumstein NM, Schäfer S et al. (2004) Evaluation of F-18-FDG PET/CT in patients suspected of local recurrence of colorectal cancer introduced to external conformal radiotherapy. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 31: S285
40. Langen KJ, Braun U, Kops ER et al. (1993) The influence of plasma glucose levels on fluorine-18-fluorodeoxyglucose uptake in bronchial carcinomas. *J Nucl Med* 34:355–359
41. Martin GV, Caldwell JH (1992) PET imaging of Carbon-11-S-adenosylhomocystein: A measure of myocardial energy balance? *J Nucl Med* 33:2144–2146
42. Martinelli M, Townsend D, Meltzer C et al. (2000) Survey of results of whole body imaging using PET/CT at the University of Pittsburgh Medical Center Facility. *Clin Positron Imaging* 3:167–179
43. Meyer E (1989) Simultaneous correction for tracer arrival delay and dispersion in CBF measurement by the H-2 15-O autoradiographic method and dynamic PET. *J Nucl Med* 30:1069–1078
44. Mohnike W (2004) Erste Erfahrungen mit PET/CT im niedergelassenen Bereich, Klinische Highlights, ökonomische Daten. Diagnostisch-Therapeutisches Zentrum, Berlin und BDN, S 22
45. Monakhov NK, Neistadt EL, Shavlovski M et al. (1978) Physicochemical properties and isoenzyme composition of hexokinase from normal and malignant human tissues. *J Natl Cancer Inst* 61:27
46. Oberender P (2004) Kosten-Nutzen-Analyse der PET- und PET/CT-Diagnostik am Beispiel des nichtkleinzelligen Bronchialkarzinoms (NSCLC). Diagnostisch-Therapeutisches Zentrum, Berlin und BDN, S. 5
47. Okuyama C, Sakane N, Yoshida T et al. (2002) 123I-or 125I-metaiodobenzylguanidine visualization of brown adipose tissue. *J Nucl Med* 43:1234–1240
48. Patlak CS, Blasberg RG (1985) Graphical evaluation of blood -to-brain transfer constants from multiple-time uptake data. Generalizations. *J Cereb Blood Flow Metab* 5:584–590
49. Patlak CS, Blasberg RG, Fenstermacher JD (1983) Graphical evaluation of blood to brain transfer constants from multiple time uptake data. *J Cereb Blood Flow Metab* 3:1–7
50. Patterson II JC, Mosley ML (2005) How available is positron emission tomography in the United States? *Mol Imaging Biol* 7:197–200
51. Pietrzyk U, Herholz K, Fink G et al. (1994) An interactive technique for three-dimensional image registration: validation for PET, SPECT, MRI and CT brain studies. *J Nucl Med* 35:2011–2018
52. Pöppel G (2004) PET (und PET/CT)-Stellenwert in der Diagnostik von primären Hirntumoren. *Der Nuklearmediziner* 27:246–254
53. Reinartz P, Wieres FJ, Schneider W et al. (2004) Side-by side reading of PET and CT scans in oncology: which patients might profit from integrated PET/CT? *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 31:1456–1461
54. Reske S, Kotzerke J (2001) FDG-PET for clinical use (results of the 3rd German Interdisciplinary Consensus Conference, "Onko-PET III", 21 July and 19 September 2000). *Eur J Nucl Med* 28:1707–1723

55. Robertson JA, Marr RB, Rosenblum M et al. (1973) 32 crystal positron transverse section detector. In: Freedman GS (Hrsg) Tomographic Imaging in Nuclear Medicine. The Society of Nuclear Medicine, New York, pp 142–153
56. Sackett DL, Straus SE, Richardson WS, Rosenberg W, Haynes RB (2000) Evidence-based medicine: how to practice and teach EBM, Churchill Livingstone, Edinburgh
57. Schillaci O (2004) SPECT-CT as an alternative to PET/CT. Eur J Nucl Med Mol Imaging (Suppl 2) 31:269
58. Schillaci O, Buscombe JR (2004) Breast scintigraphy today: indications and limitations. Eur J Nucl Med Mol Imaging (Suppl 1) 31:S35–S45
59. Silverman DHS (2005) Screening 18F-FDG whole-body scanning: AWESOM-PET or FALSEPOS-PET. J Nucl Med 46:717
60. Strauer BE, Brehm M, Zeus T et al. (2002) Repair of infarcted myocardium by autologous intracoronary mononuclear bone marrow cell transplantation in humans. Circulation 106:1913–1918
61. Thie JA (2004) Understanding the standardized uptake value, its methods, and implications for usage. J Nucl Med 45:1431–34
62. Townsend DW, Carney JPJ, Yap JTP, Hall NC (2004) PET/CT Today and Tomorrow. J Nucl Med (Suppl 1):4S-14S
63. van Dyke D, Anger HO, Yano Y, Bozzini C (1965) Bone blood flow shown with 18 F and the positron camera. Amer J Phys 209:65–70
64. Vogl TJ (1995) MR-Angiographie und MR-Tomographie des Gefäßsystems – Klinische Diagnostik. Springer, Berlin Heidelberg New York Tokio
65. Volker JF, Hodgke HC, Wilson HJ et al. (1940) The absorption of fluorides by enamel, dentin, bone, and hydroxyapatite as shown by the radioactive isotope. J Biol Chem 134:543–548
66. von Schulthess GK (2003) Clinical molecular anatomic imaging PET, PET/CT and SPECT/CT. Lippincott Williams and Wilkins, Philadelphia
67. von Schulthess GK (2004) Maximizing the benefit of integrated PET/CT: the road ahead. Eur J Nucl Med Mol Imaging 31:1462–1463
68. Wahl RL (2004) Why nearly all PET of abdominal and pelvic cancers will be performed as PET/CT. J Nucl Med (Suppl 1) 45:82S–95S
69. Wahl RL (2003) Anatomomolecular imaging with 2-deoxy-2-(18F) fluoro-D-glucose: bench to outpatient center. Mol Imaging Biol 5:49–56
70. Warburg O (1931) The metabolism of tumors. R.R. Smith, New York, pp 129–169
71. Warburg O (1925) Originalien – Über den Stoffwechsel der Carcinomzelle. Klin Wschr 4:534–536
72. Warburg O, Posener K, Negelein E (1924) The metabolism of cancer cells. Biochem Zschr 152:129–169
73. Windeler J, Antes G, Edler L (2004) Vom Irrtum mit den Wahrscheinlichkeiten (Bemerkungen zum “Galileischen Dialog” über ein statistisches Problem). Dtsch Ärztebl 101: C1865–1866
74. Yarbro JW, Page DL, Fielding LP et al. (1999) American Joint Committee on Cancer Prognosis Factors Consensus Conference. Cancer 86:2436–2446
75. Yeung HWD, Grewal RK, Gonen M et al. (2003) Patterns of 18 F-FDG uptake in adipose tissue and muscle: A potential source of false-positives for PET. J Nucl Med 44:1789–1796

# 2 Grundlagen

---

THOMAS BEYER

## INHALT

Vorbemerkung 11

Positronen-Emissions-Tomographie (PET) 11

*Tracer-Prinzip* 11

*Radioisotope und PET-Tracer* 13

*Koinzidenzmessung und Quantifizierung* 14

*PET-Messergebnisse und Rekonstruktion* 15

PET-Tomographen und  
Szintillationsdetektoren 17

Kombinierte PET/CT 18

*Retrospektive Bildfusion* 18

*Der PET/CT-Prototyp* 19

*CT-basierte Schwächungskorrektur* 19

*Kommerzialisierung der PET/CT* 21

*Technische Neuentwicklungen in der PET/CT* 25

PET-Entwicklungen 25

CT-Entwicklungen 26

Software-Entwicklungen 27

*PET/CT-Akquisitionsprotokolle* 27

*Fehlerquellen und Optimierungen* 29

*Strahlaufhärtung* 29

Limitiertes CT-Gesichtsfeld 31

Veratmungen 32

Zusätzliche Bewegungsartefakte 33

CT-Kontrastmittel 33

Metallartefakte 36

*Strahlenschutzaspekte* 37

Fazit 40

Literatur 40

---

Dr. rer. nat. Thomas Beyer  
Timaq medical imaging Inc  
Technopark Luzern  
D4 Platz 4  
6039-Root  
Switzerland

---

## Vorbemerkung

Der Schwerpunkt der diagnostischen Bildgebung in der Onkologie verschiebt sich zunehmend von einer anatomischen Bildgebung (mit CT) zu einer molekularen, bzw. funktionellen Bildgebung mit PET. Beide Bildgebungsmethoden haben sich in den letzten 25 Jahren parallel entwickelt bevor sie Ende der 90er-Jahre des letzten Jahrhundert zum ersten Mal in einem Gerät kombiniert wurden. Als diagnostische Methode birgt die PET/CT eine Reihe von Vorteilen gegenüber den Einzelmethoden, die aus der Sicht der Instrumentierung im Folgenden erläutert und aus medizinischer Sicht anhand von Fallbeispielen im Hauptteil des Buches beschrieben werden.

---

## Positronen-Emissions-Tomographie (PET)

### Tracer-Prinzip

Im Gegensatz zu radiologischen bzw. morphologischen Untersuchungsmethoden, erfassen nuklearmedizinische Bildgebungsverfahren die Funktionalität des Organismus aus in-vivo-Studien mittels Emissionsmessungen. Dabei wird ein Tracer in den Körper appliziert und mittels der emittierten Strahlung, durch vorherige Kopplung eines radioaktiven Isotopes (z. B.  $^{18}\text{F}$ ) mit dem Trägermolekül (z. B. Glukose), von außen verfolgt (Abb. 2.1).

Das Tracer-Prinzip wurde von George de Hevesy in den 20er-Jahren des 20. Jahrhunderts eingeführt [39] Die Idee basierte darauf, daß während einer Beobachtung das System (also der Patient)

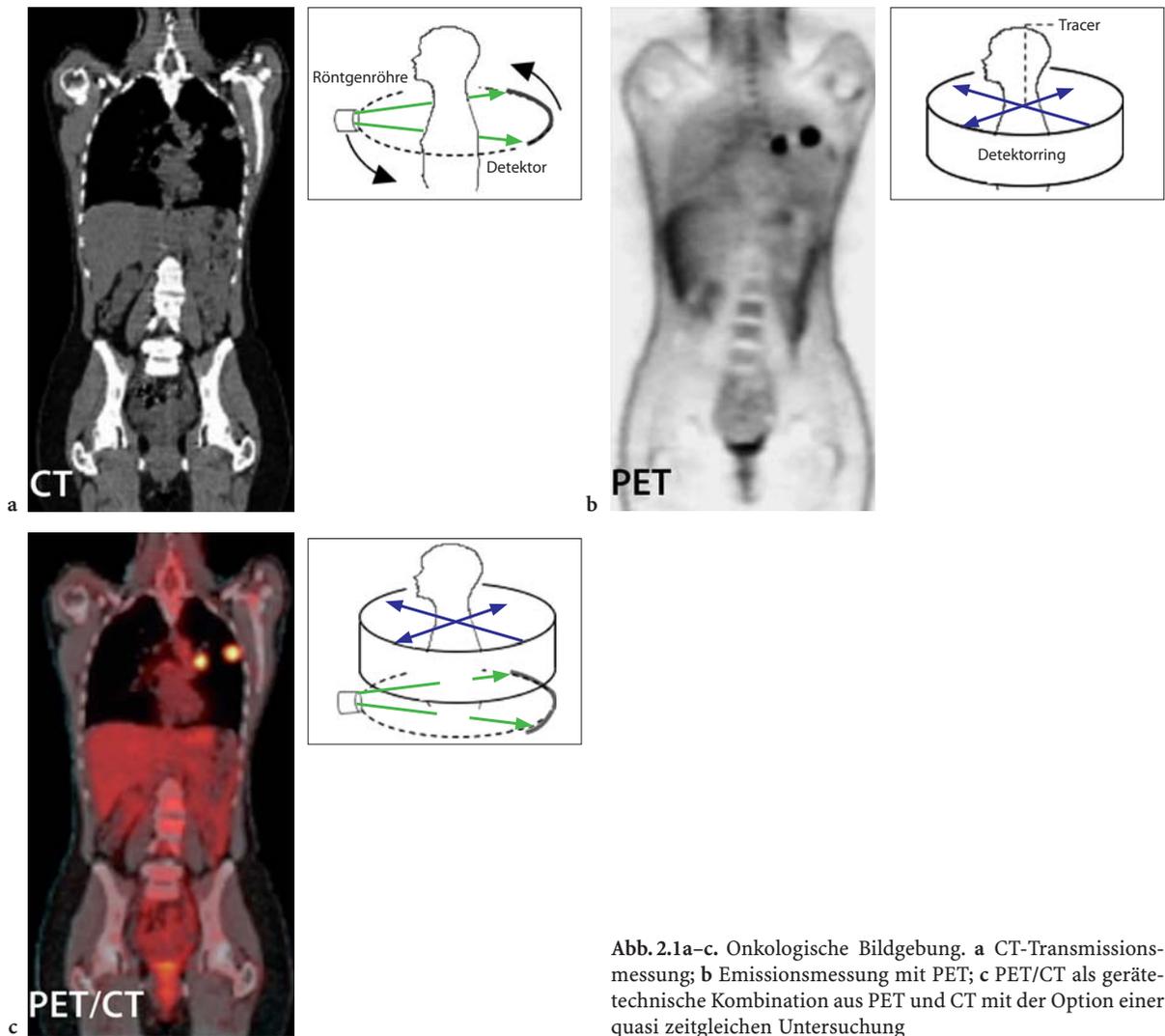


Abb. 2.1a-c. Onkologische Bildgebung. a CT-Transmissionsmessung; b Emissionsmessung mit PET; c PET/CT als gerätetechnische Kombination aus PET und CT mit der Option einer quasi zeitgleichen Untersuchung

nicht gestört werden soll. Die biologische Funktion (Metabolismus) kann dann mittels minimaler Mengen einer Substanz (Tracer) untersucht werden, die von herkömmlichen, im Körper verfügbaren und an ausgewählten Verstoffwechslungen teilnehmenden Substanzen ununterscheidbar ist. Dies kann durch eine radioaktive Markierung der Tracer erreicht werden. Dabei werden bestimmte Ionengruppen des ursprünglichen Moleküls im Tracer-Molekül ausgetauscht und mit radioaktiven Isotopen oder Gruppen ersetzt, ohne dabei die chemischen Eigenschaften des Moleküls zu ändern, zumindest nicht so, daß es in den ersten Verstoffwechslungsschritten im Körper nicht berücksichtigt wird. Die emittierte Strahlung erlaubt es dann, die applizierten Tracer und damit

die Orte und die Maße der Metabolisierungen in vivo zu verfolgen und zu messen.

Die Wahl und die Herstellung eines radioaktiv markierten Tracers für die diagnostische Bildgebung ist von den physiologischen und biochemischen Stoffwechselfvorgängen (z. B. Blutfluss, Metabolismus, Rezeptorbindung), die es zu beobachten gilt, sowie von den Eigenschaften der Radioisotope (Halbwertszeit, Strahlenschutz) abhängig. Der Prozess einer Tracer-Entwicklung beginnt mit der Wahl des Radioisotops (PET oder SPECT). Solche Isotope, die nicht kommerziell verfügbar sind, müssen "onsite" produziert werden.

## Radioisotope und PET-Tracer

Von der Vielzahl künstlich produzierter Radioisotope haben Positronenemitter ( $\beta^+$ ) eine Reihe von Vorteilen gegenüber Photonenemittern [66]. Die Verteilung der  $\beta^+$ -Emitter kann von außen über eine Koinzidenzmessung verfolgt werden, die eine effizientere Messmethode als die Akquisition von einzelnen Gammastrahlen ("single photon emitter") ist. Während der Koinzidenzmessung werden Paare von 511 keV Vernichtungsphotonen, die nach der Emission eines Positrons entstehen, gemessen und zur Lokalisation des Radiotracers und in der Folge zur Schwächungskorrektur verwendet (Abb. 2.2). Obwohl kurzlebige Isotope, wie z. B.  $^{15}\text{O}$  (2 min Halbwertszeit) sowohl ein Zyklotron als auch ein Radiochemielabor in der Nähe des PET erfordern und damit eine relativ aufwändige Infrastruktur bedingen, sind diese kurzlebigen Isotope sehr wertvoll in Studien von metabolischen Prozessen, die nur einige Sekunden oder Minuten dauern und somit repetitiv kurze Messung beinhalten.

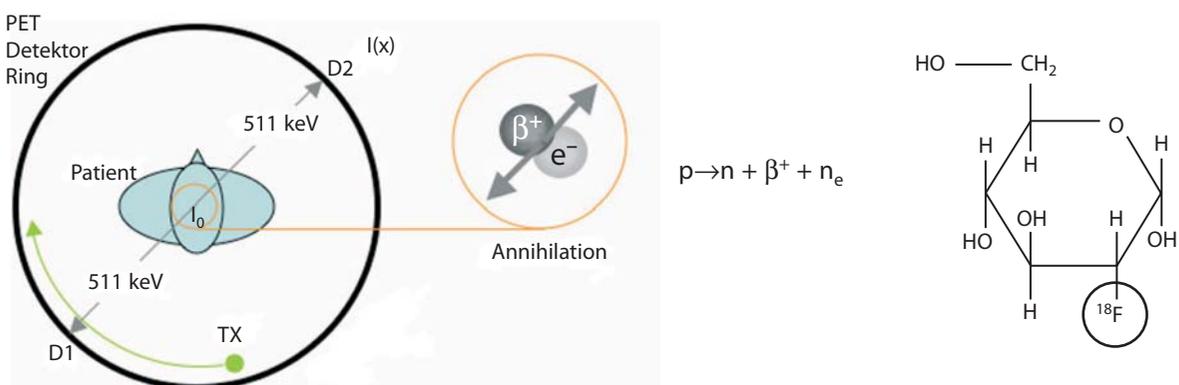
In vielen Fällen ist eine authentische Markierung des Biomoleküls jedoch nicht möglich. Deswegen müssen analoge, biogene Isotope verwendet werden, die nach Markierung des Tracer-Moleküls die Einhaltung der biologischen Aktivität und damit des zu beobachtenden Stoffwechselprozesses gewährleisten. Tabelle 2.1 fasst die Reihe der am häufigsten verwendeten PET-Isotope zusammen. Da die

Halbwertszeit der 4 wichtigsten PET-Isotope ( $^{11}\text{C}$ ,  $^{13}\text{N}$ ,  $^{15}\text{O}$  und  $^{18}\text{F}$ ) relativ kurz ist (20,4 min, 10 min, 2 min, 109 min), müssen diese in hohen Dosen und mit Hilfe kurzer Markierungsprozesse erstellt werden. Eine externe Produktion und Anlieferung an PET-Installationen ohne Zyklotron ist derzeit nur mit  $^{18}\text{F}$ -markierten Tracern etabliert.

Generell wird die Position der Markierung des Biomoleküls mit dem Positronenstrahler nach dem zu beobachtenden Stoffwechselprozess sowie der Einhaltung der biologischen Aktivität gewählt. Sterische und elektronische Effekte können die physiologischen Eigenschaften der markierten Moleküle stark verändern. Daher sind die Vorhersagen von Tracer-Verhalten bei prospektiv neu entwickelten

**Tabelle 2.1.** Häufigste PET-Isotope, radioaktive Halbwertszeit  $T_{1/2}$ , maximale Emissionsenergie  $E_{\max}$  und mittlere freie Weglänge in Wasser (Weichteilgewebe)

Isotop	$T_{1/2}$ (min)	$E_{\max}$ (MeV)	$R_p$ (mm)
$^{15}\text{O}$	2,05	1,72	0,7
$^{13}\text{N}$	9,9	1,19	0,5
$^{11}\text{C}$	20,4	0,97	0,3
$^{18}\text{F}$	109,7	0,64	0,2
$^{62}\text{Cu}$	9,74	2,93	14,3
$^{68}\text{Ga}$	68,0	1,9	9
$^{82}\text{Rb}$	1,25	3,36	16,5
$^{124}\text{I}$	6019,2	2,13	10,2



**Abb. 2.2.** Elektronische Koinzidenzmessung mit PET. Ein Tracer (Beispiel FDG: [ $^{18}\text{F}$ ]-Fluor-Desoxyglucose) wird injiziert. Durch radioaktiven Zerfall von  $^{18}\text{F}$  ( $\beta^+$ -Emitter) wird ein Positron emittiert, das mit einem Elektron zusammengetroffen, in zwei entgegengesetzt gerichtete 511 keV-Vernichtungsphotonen zerfällt. Durch die Detektion der beiden Annihilationsphotonen in gegenüberliegenden Detektoren D1 und D2 kann die Gerade, auf der der Zerfall stattgefunden hat, eindeutig bestimmt werden. Durch Selbstabsorption wird die Emissionsaktivität unterschätzt [ $(x) < I_0$ ]. Mit einer um den Patienten rotierenden Transmissionsquelle (TX) werden die Absorptionskoeffizienten ( $\mu$ ) für jede mögliche Detektorkombination  $D_i$ - $D_j$  bestimmt

Tracern oft schwierig und verlangen ausgeprägte Erfahrung (chemisch und biologisch) bei der Entwicklung neuer Tracer. In vielen Fällen sind das Molekül und seine metabolischen Eigenschaften allerdings bekannt und können so leichter hinsichtlich der Sichtbarmachung ausgewählter physiologischer Vorgänge nutzbar gemacht werden.

## Koinzidenzmessung und Quantifizierung

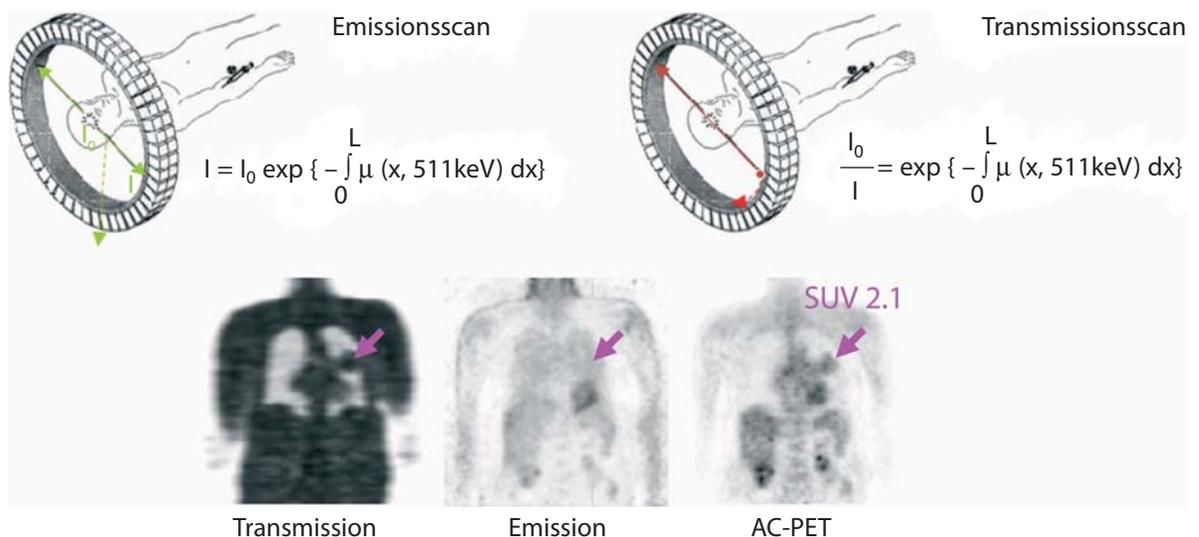
Das Messprinzip der PET basiert auf zwei Annahmen:

1. das Positron befand sich auf der Geraden, die durch die beiden detektierten Vernichtungsphotonen definiert ist, und
2. die Vernichtungsphotonen werden in entgegengesetzte Richtungen emittiert.

In der Praxis sind diese beiden Annahmen nur Näherungen. Im eigentlichen Sinn wird das Positron mit einer je nach Isotop variierenden Energie

(s. Tabelle 2.1) emittiert, womit der Ort der Emission nicht auf eine Gerade festgelegt werden kann. Weiterhin ist der Winkel zwischen den Vernichtungsstrahlen nicht exakt 180°. Beide Prozesse müssen bei der exakten Beschreibung der räumlichen Auflösung eines PET-Tomographen berücksichtigt werden.

Der Vorteil der Koinzidenzmessung der PET ist, daß die Tracer-Verteilung unabhängig von der Ortung des Stoffwechselprozesses ist. Im Gegensatz zur SPECT (Single photon emission tomography), die auf der Detektion von Einzelphotonen basiert, ist in der PET das Signal unabhängig von der Tiefe des Tracers im Gewebe und kann mittels Koinzidenz immer eindeutig einer Verbindungslinie (oder Verbindungsvolumen) zugeordnet werden. Die gemessene Koinzidenzrate hängt nur von der gesamten Schwächung entlang der Verbindungslinie zwischen den Detektoren ab (Abb. 2.3). Die wahre Intensität der Tracer-Verteilung kann dann bestimmt werden, wenn die Schwächung entlang dieser Verbindungslinien bekannt ist, und zwar unabhängig von der Position entlang dieser Linie (oder Tiefe im Gewebe).



**Abb. 2.3.** Das gemessene Emissionssignal  $I$  ist kleiner als das wahre Signal  $I_0$ , da durch Selbstabsorption einige Vernichtungsphotonen (511 keV) den Detektor nicht erreichen. Wegen des Koinzidenzprinzips der PET kann die Schwächung entlang aller Detektorverbindungslinien mit Hilfe einer externen Transmissionsmessung und einer Transmissionsquelle bekannter Intensität gemessen und der Schwächungskorrekturfaktor aus dem Verhältnis der bekannten und gemessenen Transmissionsintensität ermittelt werden. Die untere Reihe zeigt am Beispiel eines Patienten mit einem 3-cm-Hamartom die Darstellung der Schwächungsinformation (Transmission), der unkorrigierten Emissionsverteilung (Emission) und des PET-Bildes nach Schwächungskorrektur (AC-PET). Der Tumor wäre auf dem unkorrigierten Emissionsbild unerkant geblieben (mit Material von Paul E Kinahan, PhD, Seattle)

## PET-Messergebnisse und Rekonstruktion

Ein gemessenes PET-Ereignis ist dann valide, wenn folgende Bedingungen erfüllt sind:

- die beiden Vernichtungsphotonen wurden innerhalb eines bestimmten Zeitfensters (Koinzidenzfenster, z. B. 12 ns) detektiert,
- die Gerade zwischen den beiden angesprochenen Detektoren liegt innerhalb eines vordefinierten Akzeptanzwinkels und
- beide Vernichtungsphotonen werden innerhalb des vordefinierten Energiefensters (typischerweise 350 – 650 keV) gemessen.

Abbildung 2.4 zeigt schematisch mögliche Ereignisse in einer PET-Messung. Individuelle Photonen werden als Singles bezeichnet und zwei Singles formen, wenn sie den o. g. Bedingungen entsprechen, ein Koinzidenzereignis oder auch Prompt Ereignis. Prompts fassen sowohl wahre Koinzidenzen (Trues) als auch zufällige Koinzidenzen (Randoms) und Streueignisse (Scatter) zusammen. Außer den Trues tragen alle anderen Ereignisse zu einer Verfälschung der wahren Tracer-Verteilung bei und müssen, um eine absolute Quantifizierbarkeit zu gewährleisten, korrigiert werden. Alle verfügbaren PET- (und PET/CT-)Tomographen sind mit Korrekturen für Randoms und Scatter ausgerüstet. Erstere werden meist über ein zeitlich versetztes elektronisches Zeitfenster geschätzt und von den Prompts subtrahiert [21]. Mit neuen Detektormaterialien, die

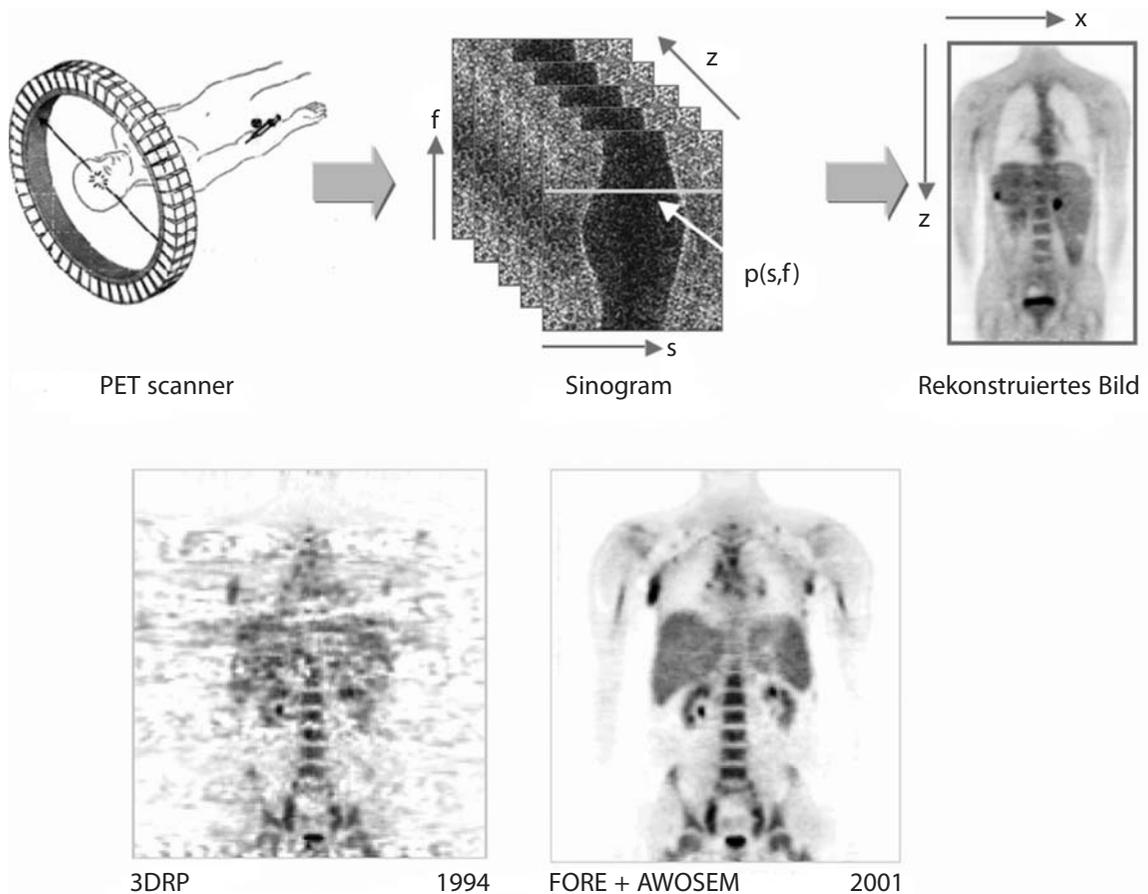
kürzere Koinzidenzfenster ermöglichen [48], kann die Randoms-Rate prospektiv minimiert werden. Streueignisse werden zumeist über simulierte Streuerverteilungen aus den bekannten Schwächungsbildern und Schätzungen der Tracer-Verteilung bestimmt und ebenfalls von den Prompts subtrahiert. Dabei werden auch Möglichkeiten einer verbesserten Energieauflösung der Detektoren genutzt, um prospektiv zwischen wahren und gestreuten Koinzidenzen anhand der im Detektor deponierten Energie zu unterscheiden.

Alle PET Ereignisse werden in so genannten Sinogrammen dokumentiert, einer Art Polarkoordinatensystem, in dem die Entfernung und der Drehwinkel einer bestimmten Koinzidenzlinie (Verbindung zwischen zwei aktivierten Detektoren) in Referenz auf das Zentrum des Detektorrings erfasst wird (Abb. 2.5). Eine Linie in einem Sinogramm z. B. repräsentiert eine Parallelprojektion aus einem bestimmten Projektionswinkel, wobei die einzelnen Projektionspunkte die Summe aller Prompts entlang paralleler Detektorkombination beinhalten.

Aus den Sinogrammen werden nach Abschluss der Messung PET-Bilder rekonstruiert, die die Verteilung des Tracers im untersuchten Areal widerspiegeln. Für quantitative PET-Bilder müssen die Sinogramme vorher mit den Schwächungskorrekturfaktoren multipliziert werden. Der ursprüngliche Standard in der PET-Bildrekonstruktion war die gefilterte Rückprojektion (FBP, "filtered back projection"), die auf den Ansätzen des Österreicher Johann Radon basiert, der 1917 erstmals ze-



**Abb. 2.4.** Messereignisse in der PET werden als Prompts bezeichnet. Eine solche Koinzidenz setzt sich aus 2 Singles (S) zusammen und muss die im Text beschriebenen Anforderungen erfüllen. Paare von ungestreuten Singles, die aus einer einzigen Annihilation entstammen, werden als wahre Koinzidenz (Trues) bezeichnet. Wenn diese Paare aus unterschiedlichen Annihilationsereignissen stammen, werden sie als zufällige Koinzidenzen (Randoms) bezeichnet. Der Anteil an Randoms hängt u. a. direkt von der zeitlichen Breite des Koinzidenzfensters ab. Koinzidenzen mit einem oder mehreren Streueignissen (grün) werden als gestreute Koinzidenzen bezeichnet (Scatter). Der Streuanteil ist objektabhängig und unabhängig von der Zählrate. Sowohl "randoms" als auch Scatter führen zu einer Fehlerhaftigkeit der Geraden, auf der das Positron erfasst wurde und damit schlussendlich zu einer fehlerhaften Tracer-Verteilung. Der Graph rechts stellt Zählraten (*Tr* Trues, *Ra* Randoms, *NEC* Noise equivalent counts) für einen Vollring-PET im 3D-Aufnahmemodus dar



**Abb. 2.5.** Einzelne Messereignisse werden im PET in Sinogramme sortiert. Eine Gerade in einem Sinogramm  $[p(s,f)]$  entspricht einer Parallelprojektion mit definiertem Projektionswinkel im Scanner. Aus den Sinogrammen werden die Emissionsbilder rekonstruiert (*rechts*). Die Rekonstruktionstechniken haben sich über die Jahre stetig verbessert. Ein Vergleich bei gleichem Datensatz ist *unten* gezeigt: *links* eine Rekonstruktion mit Algorithmen aus dem Jahr 1994 und *rechts* von 2001 mit iterativen und schwächungsgewichteten Ansätzen. (Mit Materialien von David W. Townsend, PhD, UT Knoxville, USA und Paul E. Kinahan, PhD, Seattle)

gen konnte, wie man eine Objektfunktion aus ihren Linienintegralen bestimmen kann. Im Kontext der PET kann man durch Rückprojektion aus den Richtungen  $\phi$  aus den Projektionen der Emissionssignale ("sinograms") auf die ursprüngliche Tracer-Verteilung (Objektfunktion) schließen. Dazu waren noch zusätzliche Arbeiten von Cormack und anderen in den 1950er und 1960er-Jahren nötig, die zu mathematischen Konzepten der Bildrekonstruktion aus Projektionen, die heute als gefilterte Rückprojektion bekannt ist, geführt haben [19]. 1975 beschrieben Ter-Pogossian, Phelps und Hoffman erstmals einen PET-Tomographen mit einer implementierten FBP-Rekonstruktion [54, 60]. Während der FBP-Rekonstruktion werden die Linienintegrale vor der Rückprojektion mit einem Filter (Ramp-Filter) gefaltet, um die Verschmierung während der Rückprojektion

zu eliminieren. Ein Ramp-Filter hat negative Seitenbänder, die in der Rückprojektion die randständigen Verschmierungen der Projektionen außerhalb der Objektfunktion ausblenden.

Wegen der Unzulänglichkeiten der FBP im Fall schwacher Zählstatistiken (resultierend aus kurzen Scanzeiten bzw. wenig applizierter Aktivität) wurden in den letzten Jahren verstärkt alternative Bildrekonstruktionsalgorithmen für die PET erarbeitet. Mittlerweile haben sich iterative Rekonstruktionsansätze etabliert, die im Gegensatz zur FBP auch Modelle der Tracer-Verteilung (d. h. erste Schätzungen) berücksichtigen können und damit eine bessere Wiedergabe der wahren Tracer-Verteilung ermöglichen [26]. Abbildung 2.5 zeigt ein solches Beispiel einer iterativen, schwächungsgewichteten Bildrekonstruktion einer FDG-Ganzkörperaufnahme.

## PET-Tomographen und Szintillationsdetektoren

PET-Messungen basieren auf dem Konzept von Szintillationsdetektoren, die an einen Photonenverstärker (PMT) gekoppelt sind. Durch Anordnung der Detektoren um den Patienten (s. Abb. 2.3) oder durch Rotation partieller Detektorringe um die Hauptachse des Patienten und durch Verbinden gegenüberliegender Detektorpaare in einem Koinzidenzmesskreis ist es möglich, die Tracerverteilung in-vivo zu erfassen und anschließend, wie oben besprochen, zu quantifizieren und zu rekonstruieren.

Seit den ersten Koinzidenzmessungen basierten PET-Messungen hauptsächlich auf der Verwendung von anorganischen Szintillatoren. Neben dem frühen Standardmaterial NaI (Tl) wurden in den 1980er-Jahren BGO ( $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$ ) wegen seiner höheren Dichte und Massenzahl und  $\text{BaF}_2$  wegen seiner sehr kurzen Abklingzeit in Betracht gezogen; zumindest BGO wurde kurz darauf zum Standarddetektormaterial in kommerziellen PET-Tomographen. Andere Szintillatoren, wie z. B. CsF, CsI und GSO ( $\text{Gd}_2\text{SiO}_5$ ) haben vergleichbare Abklingzeiten und Lichtausbeuten, fanden aber außer GSO keinen Eingang in Ganzkörper-PET-Tomographen. Tabelle 2.2 gibt eine Übersicht über heute gebräuchliche PET-Szintillatoren mit den wichtigen physikalischen Eigenschaften.

Ein PET-Detektor muss die einzelnen Ereignisse (Singles) mit

- einer hohen Effizienz,
- einer hohen räumlichen Auflösung,
- kurzen Totzeiten und
- mit einer hohen Zeit- und Energieauflösung messen können. Außerdem müssen im Hinblick auf das notwendige große Detektorvolumen die Materialkosten in einem bezahlbaren Rahmen bleiben [49].

**Tabelle 2.2.** Physikalische Eigenschaften der PET-Detektormaterialien

Eigenschaft	NaI(Tl)	BGO	LSO	GSO
Dichte [g/ml]	3,67	7,13	7,4	6,7
Effektive Z	51	74	66	61
Szintillationszeit [ns]	230	300	35–45	30–60
Photonen/MeV	38.000	8200	28.000	10.000
Lichtausbeute [% NaI]	100	15	75	25
Hygroskopisch	Ja	Nein	Nein	Nein

Die Wahl eines PET-Detektors hängt also von einer Vielzahl physikalischer und anderer Parameter ab, die die jeweiligen Anbieter verschieden wichten. Derzeit werden in PET- (und PET/CT-)Tomographen drei Kristallmaterialien verwendet: BGO, GSO und LSO (eine detaillierte Diskussion findet sich z. B. in [52] und [41]). Generell sollten PET-Detektormaterialien bei Kopplung an einen Photonenverstärker (PMT)

- eine kurze Schwächungslänge (<1,5 cm) haben,
- einen hohen photoelektrischen Effekt induzieren (>0,3),
- eine kurze Abklingzeit besitzen (<100 ns),
- wenig kosten (<\$ 20 pro ml) und
- eine hohe Lichtausbeute haben (>8000 Photonen pro MeV).

Jede dieser Forderungen beeinflusst das Zählratenverhalten eines PET Tomographen. Tabelle 2.2 zeigt aber auch, daß eigentlich keiner der gängigen PET-Detektormaterialien alle dieser Forderungen gleichermaßen erfüllt und so die Wahl des Detektors ein Kompromiss zwischen Kosten und Nutzen ist.

Typischerweise stellen PET-Tomographen eine Anordnung von mehreren nebeneinander angebrachten Detektorringen dar, die zusammen eine axiale Untersuchungslänge von mindestens 15 cm überdecken. Demzufolge werden längere Untersuchungsbereiche (Torso, Ganzkörper) durch Überstreichen des Bereiches durch mehrfach versetzte PET-Positionen erreicht, in dem der Patient diskontinuierlich durch den PET-Scanner bewegt wird. Abbildung 2.6 zeigt derzeitige Detektormodule und Anordnungen in modernen PET-Tomographen, die sich für Ganzkörperuntersuchungen in Partial- und Vollring-Tomographen unterteilen lassen.

Einige PET-Systeme sind zusätzlich mit so genannten Septen ausgestattet, Partialscheiben, die in die Zwischenräume der Detektorringe gefahren werden können und so z. B. den Streuanteil zwischen verschiedenen Detektorringen minimieren, aber ebenfalls die absolute Sensitivität beschränken. Sind die Septen im PET-Gesichtsfeld, spricht man von einer 2D-PET-Messung, werden sie außerhalb des Gesichtsfeldes geparkt und die Detektoren sind freigeschaltet für cross-ring-Koinzidenzen, spricht man von 3D-PET-Messungen. Die Vor- und Nachteile der 2D- und 3D-Messungen sind detailliert diskutiert bei Cox [24].

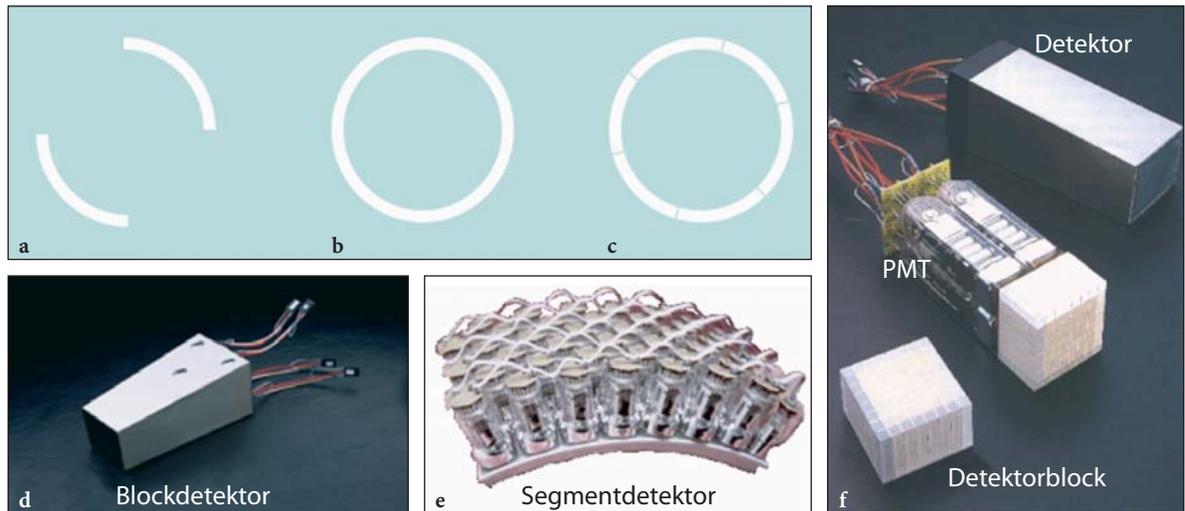


Abb 2.6a–f. Schemata derzeitiger PET-Tomographen: a rotierender Partialring, b Vollring und c Vollring aus Segmenten. Die Designs a und b basieren auf so genannten Blockdetektoren (d,f), während (e) der Grundbaustein für das Design (c) ist. In allen Fällen sind mehrere Einzelkristalle an einen Photonenverstärker gekoppelt. Durch spezielle Abgleichprozesse kann das aktivierte Detektorelement eindeutig bestimmt werden

## Kombinierte PET/CT

In technologischer Erweiterung der PET ist die kombinierte PET/CT eine nichtinvasive bildgebende Methode zur Darstellung anatomischer und molekularer Zusammenhänge durch eine quasi-simultane Untersuchung. Seit der Einführung des PET/CT-Prototypen im Jahr 1998 hat sich die Technologie dieser Bildgebung rasant entwickelt. Die Verwendung schneller PET-Detektormaterialien in der PET/CT-Tomographie sowie die Nutzung des CT zur Schwächungskorrektur erlauben mittlerweile onkologische Ganzkörperuntersuchungen in weniger als 20 min. PET/CT bringt auch einen logistischen Vorteil für den Patienten und für den Kliniker, da beide Untersuchungen – soweit klinisch indiziert – quasi-simultan akquiriert werden können und nur ein einziger, integrierter Befund erstellt werden muss.

Trotzdem gibt es eine Reihe von möglichen methodischen Fehlerquellen, vorrangig durch die Verwendung der CT-basierten Schwächungskorrektur, die u. a. durch optimierte Akquisitionsprotokolle umgangen bzw. minimiert werden können. Mit diesen Verbesserungen kann das PET/CT als Bestandteil einer modernen diagnostischen Bildgebung etabliert werden.

## Retrospektive Bildfusion

In den 1990er-Jahren wurden erstmals ernsthaft Versuche unternommen, Bilddaten verschiedener komplementärer – zumeist neurologischer – Studien (CT und PET, MRT und PET) zu registrieren und zu fusionieren [55, 56, 64, 65]. Diese Ansätze basierten auf linearen Registrierungsansätzen, die die Bildvolumina in eine räumliche Übereinstimmung brachten. Für das Hirn, das als starres Organ interpretiert werden kann, ist ein linearer Registrierungsansatz eine realistische Annahme. Allerdings trifft dies für extrakranielle Untersuchungsregionen, in denen eine räumliche Bildregistrierung ebenfalls von klinischem Nutzen sein kann, nicht mehr zu, weil weder die einzelnen Organe als starr noch die Bewegung zwischen den Einzeluntersuchungen als linear angesehen werden kann. Eine Bildfusion verschiedener und komplementärer Bildvolumina des Thorax oder Abdomens bedingt daher nichtlineare Registrierungsansätze, die oft nicht oder nur halbautomatisierbar sind, in ihrer Registrierungsgenauigkeit bisher nicht standardisiert überprüft werden können und im weiteren klinischen Umfeld wegen ihrer Komplexität bisher keine routinemäßige Verbreitung gefunden haben [40].

Obwohl die retrospektive Bildfusion mittels Software, besonders durch die Erfolge in der neurolo-

gischen Forschung, erheblich zur Akzeptanz der Idee einer multimodalen Bildgebung beigetragen hat, konnten sich entsprechende Ansätze für Anwendungen außerhalb des Hirns bisher in der klinischen Praxis nicht vollständig durchsetzen. Deshalb wurde, basierend auf der Akzeptanz und Verfügbarkeit von PET und CT, in den 1990er-Jahren begonnen, eine PET/CT-Hardwarefusion zu planen, mit dem Ziel, ein diagnostisches Instrument zur nichtinvasiven, anatomisch-metabolischen Bildgebung zu erstellen, das in der Routine verwendet werden kann und für die Therapieplanung und -verlaufskontrolle gleichermaßen effizient ist. Insbesondere durch die zu erwartende zunehmende Bedeutung von PET-Untersuchungen mit hoch-spezifischen Tracern, die keine anatomische Hintergrundinformationen im PET-Bild mehr enthalten, wird eine prospektive Bildregistrierung mittels einer Hardwarefusion unabdingbar.

## Der PET/CT-Prototyp

Der erste PET/CT-Tomograph wurde im Mai 1998 am University of Pittsburgh Medical Center (USA) installiert und war bis zum Juli 2001 in Betrieb (Abb. 2.7a). Der PET/CT Prototyp stellt bis heute das am weitesten integrierte Gerät dieser Art dar. Die CT- und PET-Komponenten waren auf der Vorder- und Hinterseite eines gemeinsamen rotierenden Aluminiumträgers montiert, der mit 30 U/min rotierte. Die äußere Gantry war 168 cm hoch und 170 cm breit mit einer Tunnellänge von 110 cm. Die transversale Öffnung der Gantry war mit 60 cm genauso groß wie die des PET. Die CT- und PET-Komponenten waren 60 cm in axialer Scan-Richtung voneinander entfernt [5].

Eine gemeinsame Patientenliege war vor der Gantry installiert. Die koaxiale Scanlänge zur Akquisition von komplementären CT- und PET-Daten war mit 100 cm etwas kürzer als die eines dedizierten PET- oder CT-Geräts. Während der Designphase des Prototypen waren die Akquisitions- und Rekonstruktionskonsolen (Computer) nicht integriert. Das CT und der PET-Teil wurden von separaten Computern kontrolliert, die Schwächungskorrektur und die Rekonstruktion der PET-Daten erfolgten allerdings auf einem gemeinsamen Rechner. Ein adaptiertes Visualisierungsprogramm

diente der Darstellung der fusionierten PET/CT-Daten und der Auswertung (Lokalisation und Quantifizierung) von PET-Mehranreicherungen.

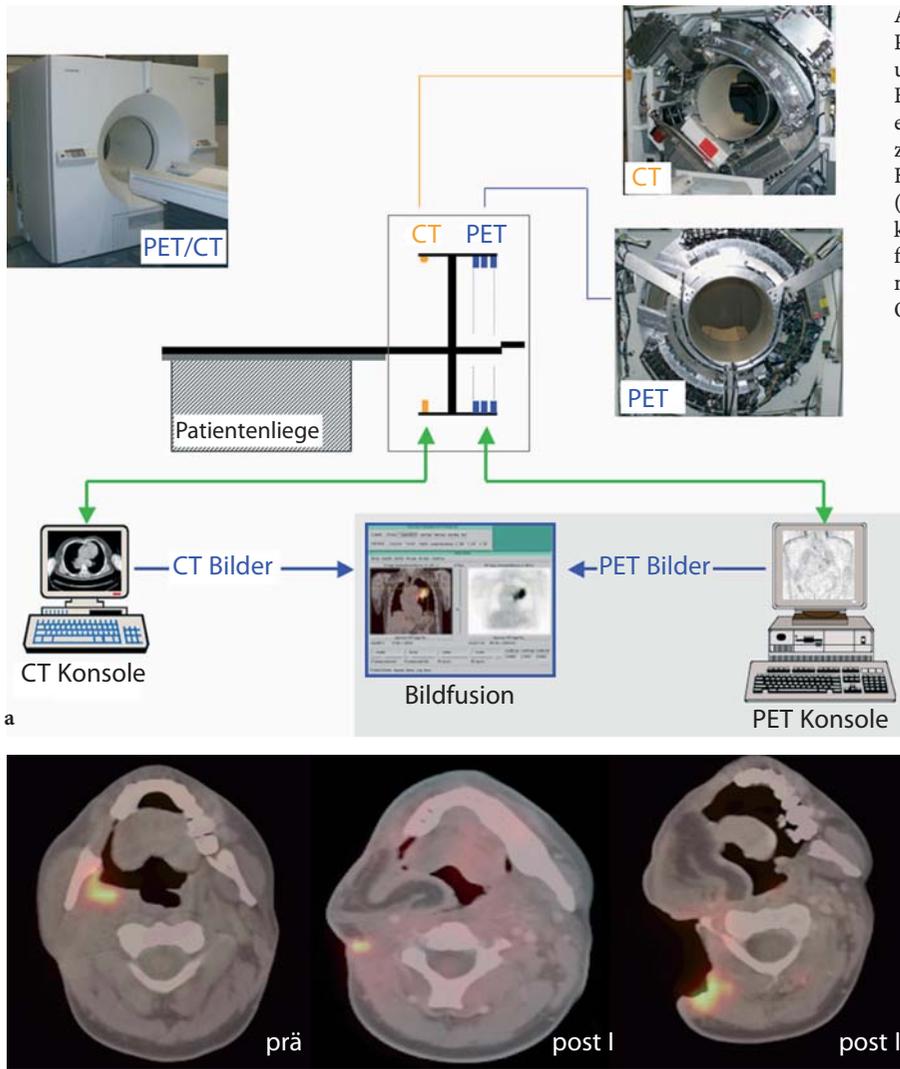
In den 3 Jahren des klinischen Testbetriebes wurden mehr als 300 onkologische Patienten untersucht (Abb. 2.7b). Die ersten klinischen Studien [19] deuteten dabei auf eine Modifikation der klinischen Information in 30% der Fälle mittels PET/CT im Vergleich zu den Einzelmodalitäten CT und PET [22]. In späteren Studien mit neueren PET/CT-Geräten und mit längeren Erfahrungen im Umgang mit PET/CT reduzierte sich der Anteil der durch PET/CT modifizierten Krankheitsbeschreibungen auf etwa 5–10% [4].

## CT-basierte Schwächungskorrektur

Neben der intrinsischen Bildfusion der in einer kombinierten PET/CT-Untersuchung aufgenommenen CT- und PET-Datensätze, können die CT-Transmissionsbilder auch zur Schwächungs- und Streukorrektur (s. Abb. 2.3 und 2.4) der Emissionsdaten verwendet werden [44]. Abbildung 2.8 vergleicht die Aufnahmeprotokolle inklusive Transmissionsmessung für eine PET und eine PET/CT-Ganzkörperuntersuchung. Wie aus dem Vergleich ersichtlich, entfällt bei einer PET/CT-Untersuchung der PET-Transmissionsscan bzw. wird durch die CT-Messung vollständig ersetzt.

Herkömmliche PET-Transmissionsmessungen waren zeitaufwendig und nahmen für eine typische Ganzkörperuntersuchung zwischen 10 min und 20 min in Anspruch. Da die Transmissionsmessungen zumeist im Postinjektionsmodus aufgenommen wurden, d. h. mit dem bereits injizierten Patienten, waren die Transmissionsmessungen durch die detektierten Ereignisse aus der Emissionsaktivität im Patienten kontaminiert. Die am häufigsten verwendeten PET-Transmissionsquellen waren Stabquellen gefüllt mit  $^{68}\text{Ga}$ , die um den Patienten rotierten (s. Abb. 2.8a), woraus die Schwächung entlang aller im Emissionsscan erfassten Detektor-kombinationen berechnet werden konnte. Wegen der Halbwertszeit von 268 Tagen mussten diese Stabquellen regelmäßig, fast im Jahresrhythmus kostenpflichtig erneuert werden.

Die Verwendung der CT-Transmissionsdaten an Stelle herkömmlicher PET-Transmissionsmessungen



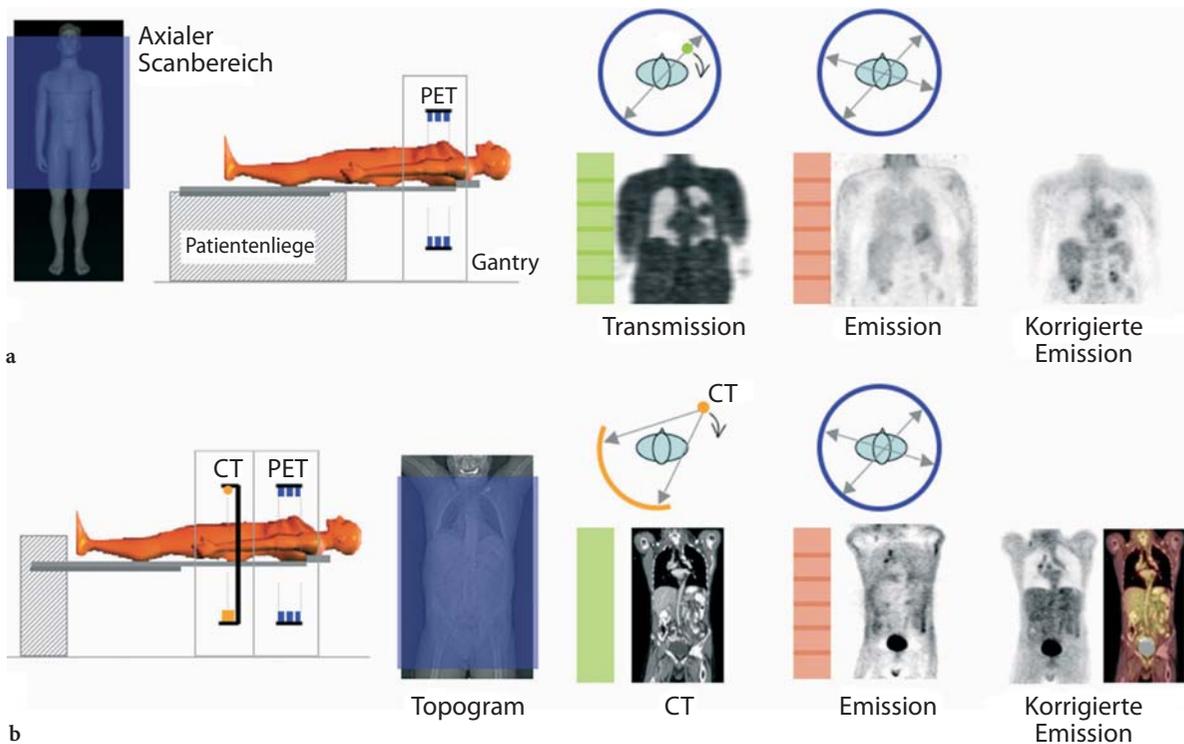
**Abb. 2.7. a** Im Prototyp des PET/CT wurde erstmals PET- und CT Hardware integriert. Eine PET/CT-Untersuchung erfolgte jedoch noch mittels zweier, relativ unabhängiger Konsolen. **b** FDG-PET/CT (Prototyp) bei der Verlaufskontrolle eines Patienten mit fortschreitendem HNO-Tumor nach zwischenzeitlichen Operationen

birgt daher eine Reihe von methodischen Vorteilen. Zum einen kann die Gesamtuntersuchungszeit um bis zu 40% reduziert werden, weil ein CT des Ganzkörpers in ungefähr 1 min akquiriert ist und damit nur den Bruchteil einer PET-Untersuchungsdauer ausmacht [58]. Zum anderen ist die äquivalente Quellenstärke rund 6 Größenordnungen höher, so daß eine Kontamination durch die Patientenaktivität in der CT-Transmissionsmessung ausgeschlossen werden kann.

Abbildung 2.9 zeigt das Schema der CT-basierten Schwächungskorrektur. Da die Röntgenröhre einer polychromatischen Strahlungsquelle mit bis zu 140 kVp entspricht, müssen die Schwächungskoeffizienten auf die Werte bei 511 keV (PET) transformiert werden [43]. Grundlage der CT-basierten Schwächungskorrektur ist die Annahme einer effek-

tiven Energie des CT, von der – unter der weiteren Annahme, daß nur der Compton-Effekt (Streuung) einen entscheidenden Beitrag zur Interaktion der Röntgenstrahlung mit den Geweben leistet – die Schwächungswerte für eine andere Energie (z. B. 511 keV für die PET) skaliert werden können.

Diese lineare Skalierung ist eine valide Methode, soweit man Weichteilgewebe und Knochen unterscheiden kann. Durch den hohen Anteil an Kalzium ist der Schwächungskoeffizient von Knochen für CT-Energien stark verschieden von dem der Weichteile (s. Abb. 2.9) und bedingt damit einen eigenen Skalierfaktor [43]. Weichteil- und Knochenanteile können allerdings gut auf den CT-Bildern separiert und segmentiert werden, und mit Hilfe eines resultierenden bilinearen Skalierungsmodells für beide Anteile kann man ein entsprechendes Schwächungsbild



**Abb. 2.8a,b.** Ganzkörperuntersuchungen mit PET (a) und PET/CT (b). a Der applizierte Patient durchläuft einen Transmissions- (TX) und einen Emissions-Scan, die beide mit einem schrittweise überlappenden Tischvorschub erfolgen. Der TX-Scan erfolgt mit  $^{68}\text{Ge}$ -Stab- oder  $^{137}\text{Cs}$ -Punktquellen. Die gesamte Untersuchungszeit beträgt für den unterlegten axialen Scan-Bereich ~1 h. b Im PET/CT wird das axiale Untersuchungsfeld nach Akquisition eines Topogramms definiert. Der TX-Scan wird durch das CT mit kontinuierlichem Tischvorschub (Spiral-CT) ersetzt. Der Emissions-Scan erfolgt wie beim PET. Durch die kürzere CT Scanzeit dauert die gesamte Untersuchung nur 20–30 min. Mit dem PET/CT liegen zusätzlich intrinsisch korrelierte CT-Bilder zur Befundung vor

bei 511 keV erstellen (s. Abb. 2.9), das dann zur Schwächungskorrektur verwendet wird [44].

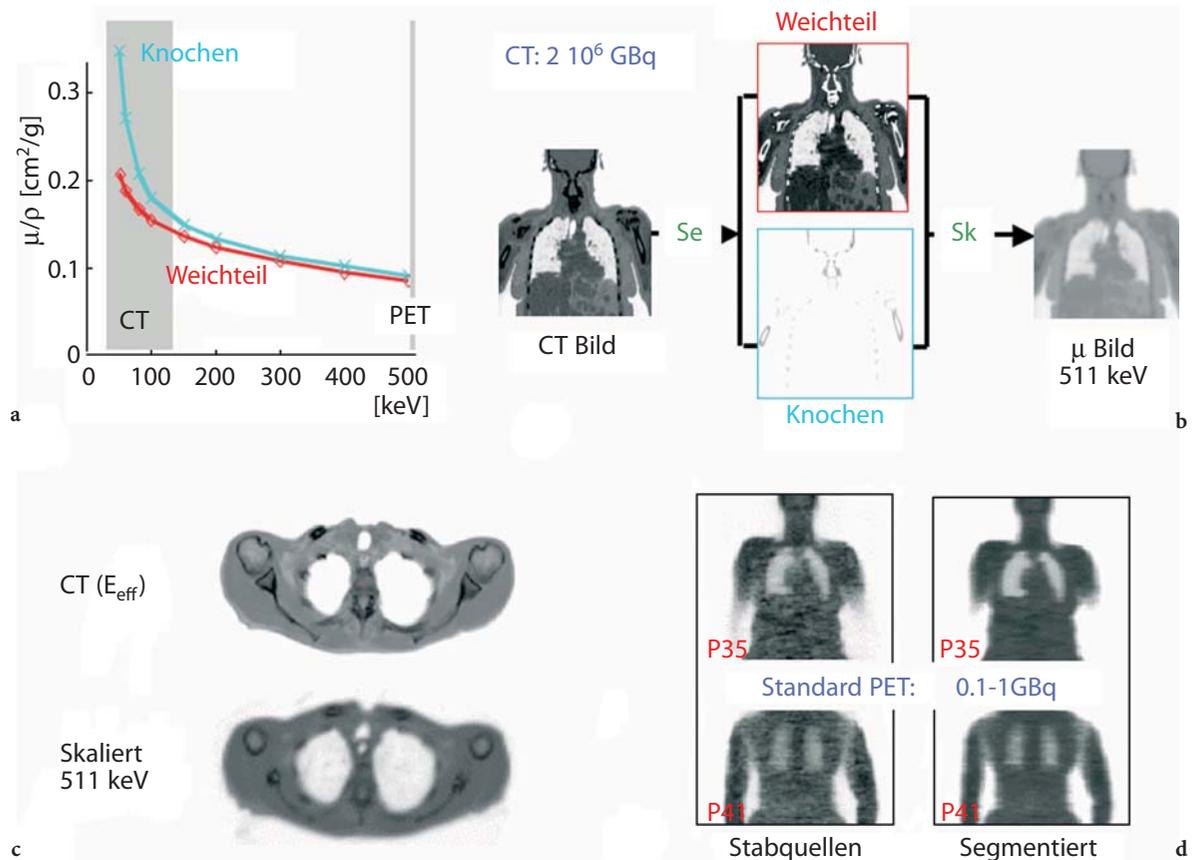
Die CT-basierte Schwächungskorrektur ist mittlerweile Standard in allen PET/CT-Tomographen und hat gleichzeitig zu einer allgemeinen Akzeptanz von schwächungskorrigierten (und damit quantitativen) PET-Daten in der Onkologie geführt, was zu Zeiten von dedizierten PET-Tomographen allein nicht in allen klinischen Zentren der Fall war.

### Kommerzialisierung der PET/CT

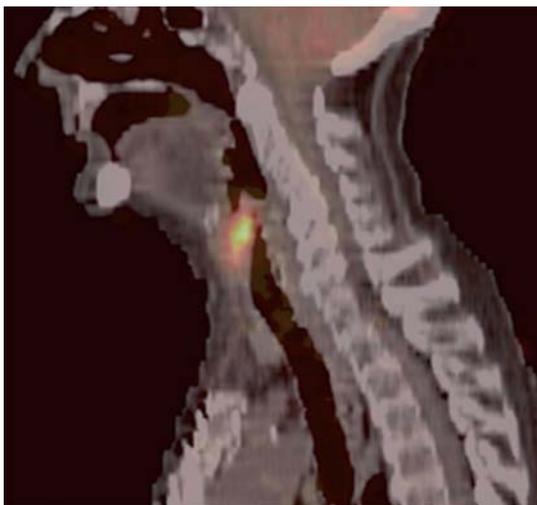
Mit dem unmittelbaren klinischen Interesse an intrinsisch fusionierten PET- und CT-Bildern (Abb. 2.10) und an einer routinemäßig verfügbaren, rauscharmen Schwächungskorrektur wuchs das Interesse an einer kommerziellen Verbreitung der PET/CT-Tomographie. Während die Einzelkompo-

nenten des Prototyp-PET/CT für eine Evaluierung der Idee eines kombinierten PET/CT-Tomographen ausreichen, so entsprachen sie schon bald nach ihrer Einführung nicht mehr dem Stand der Technik und den Ansprüchen, die inzwischen von den potentiellen PET/CT-Anwendern an eine mögliche Folgekombination aus CT und PET gestellt wurden. Tabelle 2.3 gibt einen Überblick über die Limitationen des ersten PET/CT für einen prognostizierten Einsatz in der klinischen Routine mit einem hohen Patientendurchsatz.

Für ein überarbeitetes Design eines PET/CT-Tomographen wurde insbesondere der Neuentwurf einer Patientenlagerung als integraler Bestandteil einer reproduzierbar genauen Patientenlagerung gefordert (Abb. 2.11). Wegen der axialen Versetzung der CT- und PET-Komponenten in einem kombinierten Design (s. Abb. 2.7 und 2.8) sollte die Patientenliege so konstruiert sein, daß es mit zunehmender Untersuchungslänge zu keiner fehlerhaften



**Abb. 2.9.** **a** Bei Verwendung des CT als TX muss eine Transformation der CT-Schwächungswerte ( $\mu$ ) von 30–140 keV auf die Energie der PET (511 keV) erfolgen. **b** Dafür wird das CT-Bild in Weichteilgewebe und Knochen segmentiert. Die  $\mu$ -Werte jeder Pixelgruppe werden mit einem eigenen Skalierfaktor ( $Sk$ ) in  $\mu$ -Koeffizienten bei 511 keV transformiert (**c**). Durch die hohe Quellenstärke des CT im Vergleich zu herkömmlichen Transmissionsquellen geht eine Verbesserung der Transmissionsbildqualität und eine Verminderung des Bildrauschens einher (**d**)



**Abb. 2.10.** PET/CT-Beispiel eines Ösophaguskarzinoms (Image-of-the-year-Preis bei der Society of Nuclear Medicine Conference 1999, Toronto, Canada)

vertikalen Registrierung kommt, wie es beim PET/CT-Prototypen der Fall war. Eine solche Patientenlagerung kann z. B. aus einem auf einem Schienensystem in der Hauptachse der Gantry beweglichen Posten realisiert werden (Abb. 2.11c). Alternativ dazu kann eine herkömmliche Lagerung (CT oder PET) insgesamt auf einem Schienensystem um den Abstand der CT- und PET-Komponenten verschoben werden (Abb. 2.11d), oder aber ein zusätzliches Trägersystem wird innerhalb der Gantry installiert, um vertikale Reflexionen abzufangen (Abb. 2.11e).

Mit dem Prototyp-PET/CT dauerte eine Ganzkörperuntersuchung vom Kopf-Hals-Bereich zur Symphyse etwa eine Stunde (Topogramm, CT, PET). Dieser recht hohe Zeitaufwand war bedingt durch notwendige Kühlperioden der Röntgenröhre beim Überstreichen ausgedehnter Scan-Areale. Der verwendete CT-Teil entsprach der ersten Generation eines