

Forschungszentrum Jülich



Zentrallabor für Elektronik

***Rechnergestützte Positronen-Emissions-Tomographie
– ein Überblick über bisher bekannte Methoden –***

Uwe Heinrichs

***Rechnergestützte Positronen-Emissions-Tomographie
– ein Überblick über bisher bekannte Methoden –***

Uwe Heinrichs

Berichte des Forschungszentrums Jülich ; 3836
ISSN 0944-2952
Zentrallabor für Elektronik Jül-3836

Zu beziehen durch: Forschungszentrum Jülich GmbH · Zentralbibliothek
52425 Jülich · Bundesrepublik Deutschland
☎ 02461/61-5220 · Telefax: 02461/61-6103 · e-mail: zb-publikation@fz-juelich.de

Kurzfassung

Die Positronen-Emissions-Tomographie (PET) ist seit den 60iger Jahren ein bildgebendes Verfahren der Nuklearmedizin zur nichtinvasiven Darstellung physiologischer und biochemischer Vorgänge im menschlichen Körper. Begleitet und in großem Maße mitbestimmt wurde die PET-Entwicklung von dem Fortschritt der Computertechnologie und der Elektronik, denn erst die digitale Datenverarbeitung erlaubt die Datenaufnahme und Bildrekonstruktion der Aktivitätsverteilung im Objekt.

Ziel dieser Arbeit ist es, unter dem Gesichtspunkt der Signal- und Datenverarbeitung einen Überblick über die bisher im Rahmen der rechnergestützten PET bekannten Methoden zu geben.

Die Signalerfassung durch den PET-Scanner basiert sowohl auf der Entwicklung der Photodetektoren im speziellen, als auch auf der Entwicklung der Scanner im allgemeinen. Dies und der aktuelle Stand der Forschung hinsichtlich der Ortsdetektion der Ereignisse in den Kristallen zeigen die Anforderungen an die Signalverarbeitung. Das Gebiet der Datenakquisition umfaßt die Aufnahmemodi (2-D/3-D), den Datenfluß im Scanner und die möglichen Korrekturschritte, denen die Akquisitionsdaten vor der Rekonstruktion unterzogen werden müssen. Die Datenrekonstruktion liefert aus den korrigierten Akquisitionsdaten voxelbasierende Volumenbilder, deren Weiterverarbeitung und Visualisierung innerhalb grafischer Benutzeroberflächen realisiert wird. Zur Eingliederung der PET als ein bildgebendes Verfahren in ihre medizinische Umgebung und zur Standardisierung digitaler medizinischer Daten dient der DICOM¹ 3.0 Standard.

Die Entwicklung in der PET-Technologie führt weiterhin zu einer deutlichen Zunahme an Informations- und Datenmaterial, nicht zuletzt durch die Betrachtung dynamischer Vorgänge, so daß es in Zukunft 'intelligenter' Mechanismen bedarf, um diese Informationen auf das für einen Anwender Wesentliche zu reduzieren.

Abstract

Since the sixties positron emission tomography (PET) has been an imaging technique in nuclear medicine for the noninvasive representation of physiological and biochemical processes in the human body. PET development was accompanied and to a large extent determined by progress in computer technology and electronics, since only digital data processing permits data collection and image reconstruction of the activity distribution in the object.

The aim of the present contribution is to provide an overview of the methods currently available within the framework of computer-assisted PET from the perspective of signal and data processing.

Signal detection by the PET scanner is based both on the development of photodetectors in particular as well as on the development of scanners in general. This and the present status of research with respect to the local detection of events in the crystals show the demands made on signal processing. The field of data acquisition comprises the imaging modes (2-D/3-D), the data flow in the scanner and the possible correction steps to which the acquired data have to be subjected before reconstruction. The data reconstruction provides voxel-based volume images from the corrected acquisition data which are further processed and visualized within graphical user interfaces. The DICOM¹ 3.0 standard serves to integrate PET as an imaging technique in its medical environment and to standardize digital medical data.

Developments in PET technology continue to lead to a significant increase in information and data material, not least due to the consideration of dynamic processes, so that in future "intelligent" mechanisms will be required to reduce this information to its essence.

¹ Digital Imaging and Communications in Medicine

INHALT

1	EINLEITUNG	1
2	SIGNALERFASSUNG IN DER POSITRONEN-EMISSIONS-TOMOGRAPHIE (PET)	3
2.1	WAS IST PET?	3
2.2	ANWENDUNG DER PET	4
2.3	SZINTILLATIONSKRISTALLE IN DER PET	6
2.4	HISTORISCHE ENTWICKLUNG DER SCANNER	8
2.4.1	Entwicklung bei Siemens/CTI	12
2.4.2	Entwicklung bei General Electric (GE) Medical Systems	14
2.5	AKTUELLER STAND AUF DEM GEBIET DER ORTSDETEKTION	16
2.5.1	Ortsdetektion ohne Tiefeninformation	16
2.5.2	Ortsdetektion mit Tiefeninformation	18
3	DATENAKQUISITION	20
3.1	2-D/3-D-AUFNAHME	20
3.2	DATENAUFNAHMEFORMATE	21
3.3	VORVERARBEITUNG DER KOINZIDENZDATEN	23
3.4	DATENFLUß UND SPEICHERUNG DER DATEN	30
3.4.1	Vom Positron zum Volumenbild	30
3.4.2	Struktur der Datenverwaltung	33
3.4.3	Vernetzung der PET-Rechnerumgebung	34
3.4.4	Die Mensch-Maschine-Schnittstelle	35
4	DATENREKONSTRUKTION	39
4.1	HISTORISCHER RÜCKBLICK	39
4.2	DIE REKONSTRUKTION	40
4.2.1	Gefilterte Rückprojektion (FBP)	40
4.2.2	Die iterative Rekonstruktion	43
4.3	REBINNING-VERFAHREN	46
5	BEARBEITUNG, FORMATE UND STANDARDISIERUNG DER DATEN	48
5.1	BEARBEITUNG DER REKONSTRUIERTEN BILDER	48
5.2	FORMATE UND STANDARDISIERUNG DER DATEN	49
6	AUSBLICK	54
7	ANHANG	55
	LITERATUR	60

1 Einleitung

Die Positronen-Emissions-Tomographie (PET) ist ein bildgebendes Verfahren der Nuklearmedizin, mit dem physiologische und biochemische Vorgänge im menschlichen Körper nichtinvasiv dargestellt werden können. Entwickelt hat sich die PET Anfang der 60iger Jahre aus der Idee, die bei der Annihilation von Positronen entstehenden γ -Quantenpaare in Koinzidenz aufzunehmen und daraus deren Entstehungsort zu rekonstruieren.

Begleitet und in großem Maße mitbestimmt wurde die PET-Entwicklung von dem Fortschritt der Computertechnologie und der Elektronik, denn erst die digitale Datenverarbeitung erlaubt die Datenaufnahme und Bildrekonstruktion der Aktivitätsverteilung im Objekt. Im allgemeinen beginnt die Datenverarbeitung mit der Erfassung sowie dem Glätten und Integrieren der Meßsignale. Digitalisiert und diskretisiert werden die Meßsignale in die entsprechenden Speicherzellen abgelegt und deren Inhalt inkrementiert. Über die Rekonstruktion der Meßsignale unter Einbeziehung möglicher Korrekturen setzt sich die digitale Datenverarbeitung fort. Besonders im Rahmen der Rekonstruktion bietet die fortschreitende Computertechnologie Möglichkeiten zur Lösung immer größerer Gleichungssysteme unter Berücksichtigung statistischer Verteilungen. Nicht zuletzt basiert auch die Weiterverarbeitung der rekonstruierten Bilder und die Entwicklung in der Bedienoberfläche der Rechnersysteme, die die Mensch-Maschine-Schnittstelle bilden, auf einer grafischen Benutzeroberfläche.

Das Thema dieser Arbeit, die Methoden der rechnergestützten PET, d.h. die Datenaufnahme und -verarbeitung in der PET, ist ohne eine kurze Erläuterung des aktuellen Standes der PET-Technologie nicht darstellbar.

Die Entwicklung in der PET-Technologie ist vor allem gekennzeichnet durch zwei Hauptpunkte. Erstens durch die Verbesserung der Auflösung, die eine immer feiner werdende Abtastung bedingt, wobei eine Verdopplung der Abtastung der drei Raumrichtungen eine Zunahme der zu verarbeitenden Informationen um den Faktor acht bewirkt. Zweitens durch die Erhöhung der Sensitivität, die verbunden ist mit einer wachsenden Anzahl von Meßereignissen und somit eine entsprechende Auslegung in der Signalverarbeitung erfordert.

Als Basis für die Darlegung der aktuellen PET-Technologie wird in Kapitel 2 zunächst kurz das Funktionsprinzip und ein Ausschnitt der häufigsten Anwendungsgebiete der PET zur Verdeutlichung ihrer diagnostischen Bedeutung aufgezeigt. Im Hinblick auf die Signalerfassung wird die Entwicklung der Photodetektoren in der PET, die eine elektronische Signalerfassung überhaupt erst ermöglichen, angesprochen. Im darauffolgenden Abschnitt wird mit der historischen Entwicklung bis hin zu den aktuellsten auf dem Markt befindlichen Scannern der heute auf diesem Gebiet marktführenden Firmen

Siemens/CTI² und GE³ gezeigt, wie die unterschiedlichen Kristalle (Anzahl, Anordnung, etc.) zur Signalerfassung im Endgerät implementiert sind. Abschließend wird ein Überblick über den aktuellen Stand der Forschung hinsichtlich der Ortsdetektion der Ereignisse in den Szintillationskristallen gegeben.

Als Einstieg in das Gebiet der Datenakquisition (Kapitel 3) werden die beiden Aufnahmemodi (2-D/3-D) erläutert. Unabhängig hiervon können koinzidente Ereignisse entweder nach dem Durchlaufen eines Sorters in Form von Sinogrammen, indem sie vorab über einen festen Zeitraum nach Winkel und Position sortiert wurden, oder direkt, unter Angabe von Zeit, Energie und Position, im Listmodeverfahren gespeichert werden. Nach einem Überblick über die möglichen Korrekturen, denen die Akquisitionsdaten vor der Rekonstruktion unterzogen werden müssen, wird die Ablage der Daten in systemeigenen Datenbanken und deren Aufbau angesprochen. Kapitel 3 endet mit der Darstellung der Mensch-Maschine-Schnittstelle zur Steuerung und Bedienung der Anlage und zeigt die unterschiedlichen Umsetzungen der Hersteller.

Nach einem kurzen historischen Rückblick über die Entwicklung der Rekonstruktion werden in Kapitel 4 ausgehend von der Radonformel die analytische sowie unter Einbeziehung der Poisson-Statistik des β^+ -Zerfalls die iterativen Rekonstruktionsmethoden erläutert. Als Beispielmethode dienen hier zwei Algorithmen, die in einem neuen Rekonstruktionspaket (Marvin⁴) implementiert sind, dessen Ziel eine performante Umsetzung der Algorithmen im 2-D- und 3-D-Mode ist. Mit der Erläuterung einiger gebräuchlicher Rebinningmethoden, die eine Umsetzung der 3-D-Rekonstruktion für den klinischen Alltag ermöglichen, endet Kapitel 4.

Im letzten Kapitel werden die Anforderungen an ein nuklearmedizinisches Bildverarbeitungsprogramm zur klinischen und wissenschaftlichen Auswertung der rekonstruierten PET-Bilder dargestellt. Unter dem Gesichtspunkt der Eingliederung der PET als ein bildgebendes Verfahren in ihre medizinische Umgebung und dem allgemeinen Ziel der Standardisierung digitaler medizinischer Daten zur Vereinfachung des Datenaustausches und der Kombination mehrerer multimodaler Datensätze eines Patienten schließt das Kapitel 5 mit einem kurzen Einblick in die Intention, den Aufbau und das Datenformat des DICOM⁵ 3.0 Standards.

² Computer Technology and Imaging (CTI), 810 Innovation Drive, Knoxville, TN 37932

³ General Electric (GE) Medical Systems

⁴ Marvin wird derzeit am Institut für Medizin des Forschungszentrums Jülich im Rahmen der Dissertationsarbeit von F. Kehren (FZJ-IME) entwickelt. Namensgeber des Programms war der gleichnamige Roboter aus dem Buch 'Per Anhalter durch die Galaxis' von Douglas Adams, Roger & Bernard GmbH & Co., Verlags KG (Lieblingsbuch des Programmierers)

⁵ Digital Imaging and Communications in Medicine (s. Kapitel 5)

2 Signalerfassung in der Positronen-Emissions-Tomographie (PET)

2.1 Was ist PET?

Die Positronen-Emissions-Tomographie (PET) ist ein nuklearmedizinisches, bildgebendes Diagnoseverfahren zur Darstellung funktioneller Vorgänge im menschlichen Körper. Dazu werden am Stoffwechsel beteiligte Substanzen, wie z.B. Glukose oder Wasser, mit Positronen emittierenden Nukliden markiert. Diese Tracer⁶ werden dem Patienten appliziert (z.B. injiziert) und gliedern sich in dessen Stoffwechsel ein. Durch den radioaktiven Zerfall der Nuklide werden Positronen frei, die auf einer kurzen, z.B. 0,5 mm langen Strecke durch Streuprozesse fast bis zum Stillstand abgebremst werden und sich dann mit Elektronen aus der Umgebung zu Positronium vereinigen. Unmittelbar nach dieser Vereinigung kommt es zur Annihilation (Bild 2.1). Hierbei wird das materielle Positronium vollständig in elektromagnetische Strahlung umgewandelt, d.h. es zerstrahlt unter Entstehung zweier γ -Quanten, die aufgrund der Impuls- und Energieerhaltung diametral zueinander emittiert werden und beide die gleiche Energie von je 511 keV haben⁷.

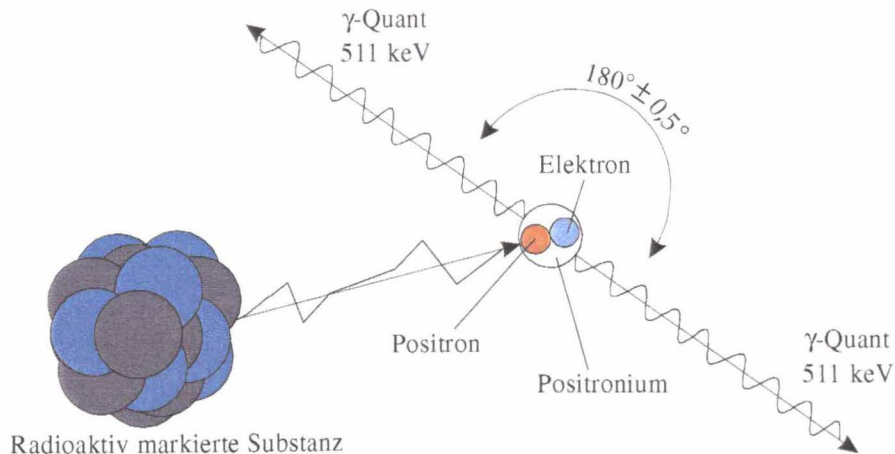


Bild 2.1: Annihilation

Diese γ -Quanten treten aus dem Körper des Patienten aus und werden von einem den Patienten umgebenden ringförmigen Detektorsystem registriert. Gelingt nun die Koinzidenzdetektion der beiden von einem Annihilationsereignis stammenden γ -Quanten innerhalb eines kurzen Zeitfensters (je nach Scanner im Bereich von 10-20 ns) [Kra97], kann davon ausgegangen werden, daß dieses Ereignis auf der Koinzidenzlinie zwischen

⁶ Der Begriff 'Tracer' (engl.) bedeutet in der PET aufgrund der geringen Substanzmenge 'Trägerstoff'.

⁷ Dies geschieht entsprechend ihrer Ruhemassen und gemäß dem Einsteinschen Energie-Massen-Äquivalenzgesetz $E = mc^2$.

den entsprechenden Detektoren stattgefunden haben muß. Während einer PET-Messung wird festgehalten, zu wie vielen Koinzidenzregistrierungen es zwischen den einzelnen Detektorpaaren kommt. Nach der Messung kann dann mit Hilfe geeigneter Rekonstruktionsverfahren aus diesen Daten ein Bild berechnet werden. Das Verfahren der PET ist in Bild 2.2 schematisch dargestellt.

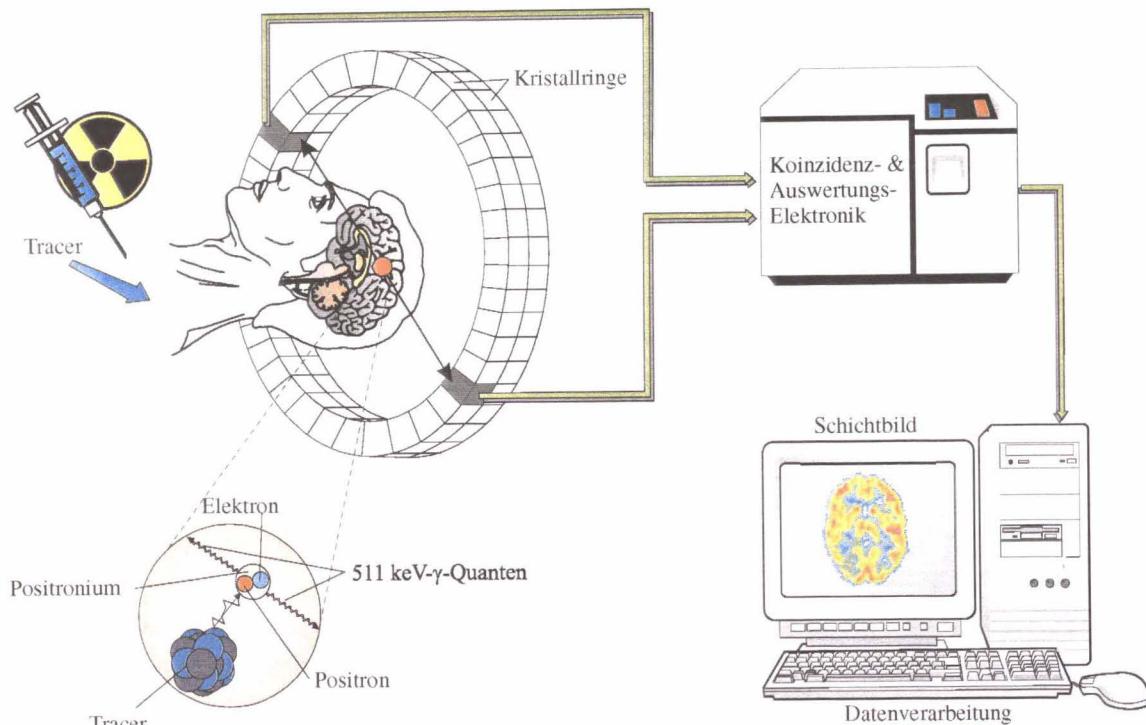


Bild 2.2: Darstellung einer PET-Untersuchung

2.2 Anwendung der PET

Mit der Entstehung der PET in den siebziger Jahren wurde es möglich, regionale Aktivitäten von markierten, Positronen emittierenden Molekülen mit hoher Sensitivität und einer Auflösung von einigen Millimetern quantitativ zu messen. Unter Zuhilfenahme biomathematischer Modelle konnten nun Umsatzraten von Stoffwechselsubstanzen mittels radioaktiv markierter Biomoleküle mit PET bestimmt werden. Diese Möglichkeit, die Biochemie des Körpers am lebenden Objekt in einzelnen Regionen untersuchen zu können, läutete eine neue Ära der Nuklearmedizin ein.

Das bedeutendste und wichtigste Molekül aus diesen Anfängen ist zweifellos die Einführung von 2-[^{18}F]Fluor-2-Deoxy-D-Glukose (2-[^{18}F]FDG). Basierend auf dem von Sokoloff et al. entwickelten Modell für 2-[^{14}C]Deoxyglukose zur Untersuchung des regionalen Glukosestoffwechsels in Ratten mittels Autoradiographie wurde am Brookhaven National Laboratory das 2-[^{18}F]FDG synthetisiert und evaluiert. Dieses Glukose-Analogon wird genau wie DG ins Gehirn transportiert und anschließend phosphoryliert,

erfährt aber keine weitere Verstoffwechselung. Durch diese Stoffwechselsackgasse ermöglicht FDG die Quantifizierung des regionalen Glukosestoffwechsels mit Hilfe eines 3-Kompartimentmodells beispielsweise in gesunden oder kranken Hirnbereichen. Diese Technik ist heute außerdem zur nichtinvasiven Tumor- und Herzdiagnose weit verbreitet. [Stö95]

Die kurzlebigen β^+ -Emitter, speziell Kohlenstoff-11 und Fluor-18, wurden und werden verwendet, um einen großen Bereich biochemischer Prozesse am Menschen zu untersuchen. Mit ihnen startete ein neues Konzept des Tracerdesigns, welches eine Vielzahl von Messungen, wie z.B. der Stoffwechselrate biologischer Substanzen und Medikamente, von Enzym- und Neurotransmitterkonzentrationen, der Rezeptordichte und -belegung sowie der Funktionen des Immunsystems ermöglichte. Diese neue Möglichkeit der Messung biochemischer Vorgänge stellte neue Anforderungen an die Radiochemie, deren Aufgabe es nun war, eine Vielzahl von Substanzen und Medikamenten mit ausreichend absoluter und spezifischer Aktivität zu markieren.

An dieser Stelle sei angemerkt, daß sowohl die beiden oben erwähnten Nuklide Kohlenstoff-11 (^{11}C) und Fluor-18 (^{18}F) als auch die im folgenden noch näher beschriebenen Nuklide Sauerstoff-15 (^{15}O) und Stickstoff-13 (^{13}N), die heute alle in der PET Anwendung finden, schon in den frühen dreißiger Jahren entdeckt wurden: Stickstoff-13 und Kohlenstoff-11 von Lauritzen und Crane 1934, Sauerstoff-15 von Livingsten und Mc Millan 1934 und Fluor-18 von Snell 1937. [Stö95]

In Tabelle 2.1 sind einige Eigenschaften dieser Nuklide aufgeführt. ^{11}C , ^{13}N und ^{15}O sind Isotope der in organischen Substanzen am häufigsten vorkommenden Elemente und für die PET von besonderer Bedeutung, da sich mit ihnen Biomoleküle und Medikamente markieren lassen, ohne deren physiologische und chemische Eigenschaften im lebenden Organismus zu verändern. Mit ^{18}F hingegen können nur Wasserstoff- oder Hydroxylgruppen von Molekülen ersetzt werden. Diese Substitution hat allerdings, wie bei 2- ^{18}F]FDG gezeigt, die Wirkung, daß sich die Verhaltensweisen der markierten Stoffe im Körper ändern. Das Ausmaß dieser Änderungen, die manchmal, wie im Falle von FDG, erwünscht sind, ist immer davon abhängig, an welcher Position im Molekül die Substitution erfolgt und muß den Untersuchungserwartungen individuell angepaßt werden.

Tabelle 2.1: Eigenschaften von Positronenstrahlern in der PET [Wie89]

Radioisotop	^{18}F	^{11}C	^{13}N	^{15}O
Max. Energie d. Positronen (MeV)	0,633	0,959	1,197	1,738
Wahrscheinlichste Energie d. Positronen (MeV)	0,202	0,326	0,432	0,696
Halbwertszeit $T_{1/2}$ (min)	109,8	20,4	9,96	2,07
Mittlere Reichweite in Wasser (mm)	0,22	0,28	1,4	1,5

Alle vier Nuklide werden i.a. mittels sogenannter Baby-Zyklotrone erzeugt⁸, wobei die kurzen Halbwertszeiten von ^{11}C , ^{13}N und ^{15}O eine Produktion in unmittelbarer Nähe des Anwendungsortes erfordern. Die im Vergleich zu diesen Nukliden relativ lange Halbwertszeit von ^{18}F hingegen ermöglicht eine ^{18}F -Produktion an nur wenigen Orten und eine Auslieferung der markierten Substanzen auch an entfernter gelegene Krankenhäuser und Forschungseinrichtungen. Für Einrichtungen ohne Zyklotron hat sich ein solches Satellitensystem weltweit etabliert, da es für sie kostengünstiger ist als die Betreibung eines lokalen Zyklotrons. Aufgrund der vielfältigen Anwendungsgebiete verbunden mit dieser Verbreitungsmöglichkeit wurde besonders die 2- ^{18}F FDG zum Arbeitspferd der PET.

Zunächst hatte die PET ihre Hauptanwendung in der Hirnforschung und Neurologie zur Untersuchung physiologischer Parameter und deren pathologischen Veränderungen gefunden. Aber auch in der Kardiologie sowie zunehmend in der Onkologie hat die PET eine wachsende Bedeutung und Anwendung. Tabelle 7.1 im Anhang zeigt einen Überblick über die wichtigsten PET-Tracer und ihre Anwendungsgebiete [Wie89] [Stö95].

Abschließend läßt sich sagen, daß die PET nicht nur für die klinische Diagnostik von zunehmender Bedeutung ist, sondern ebenfalls als Werkzeug auf dem Gebiet der molekularmedizinischen in vivo Forschung mit dem Ziel, das Entstehen von Krankheiten auf der biochemischen Stufe zu verstehen.

2.3 Szintillationskristalle in der PET

Zur Detektion der in der PET verwendeten 511 keV- γ -Quanten werden an die Szintillatoren spezielle Anforderungen gestellt, die maßgeblich von ihren physikalischen Eigenschaften bestimmt werden. Die wichtigsten Forderungen an Szintillationskristalle (vgl. Tabelle 7.2 im Anhang) für den Einsatz in der PET sind eine kurze Strahlungslänge bzw. eine hohe Photoabsorption, die aus der Kristalldichte und der effektiven Kernladungszahl resultieren, eine gute Energieauflösung aufgrund hoher Lichtausbeute sowie eine kurze Szintillationsabklingzeit.

Bei den ersten PET-Scannern (Kapitel 2.4) wurden Natriumjodid-Kristalle (NaJ(Tl)) verwendet, die allerdings neben ihrer hygroskopischen Eigenschaft auch eine geringe Dichte und eine geringe Kernladungszahl besitzen, was für die Detektion von 511 keV- γ -Quanten eine geringe Photoabsorption und damit eine unerwünscht geringe Sensitivität bedeutet.

Bereits im Jahr 1974 stellten Nestor und Huang auf dem 21st Nuclear Science Symposium die guten Eigenschaften von BGO (Wismutgermanat) im Vergleich zu NaJ(Tl) heraus [Nes75]. Die BGO-Kristalle sind nicht hygroskopisch und haben aufgrund ihrer hohen Dichte und der hohen Kernladungszahl eine hohe Photoabsorption bei geringer

⁸ Eine ausführliche Beschreibung der Produktion der Isotope ist in [Wie89] und [Stö95] zu finden.

Strahlungslänge, woraus eine hohe Sensitivität für 511 keV- γ -Quanten resultiert. Diese Gründe führten dazu, daß BGO ab ca. 1978 besonders bei ringförmigen PET-Systemen NaJ(Tl) weitgehend ablöste. Trotz der geringen Emissionsintensität des BGOs von nur 15 %, bezogen auf NaJ(Tl), hat sich BGO in der Praxis bewährt und findet bis heute in kommerziellen PET-Scannern Verwendung.

Auch andere Kristalle, wie Bariumfluorid (BaF_2) (bekannt seit ca. 1982), und Cäsiumfluorid (CsF) (erster Einsatz 1980) kamen in verschiedenen Scannern zum Einsatz, während sich die ebenfalls denkbaren Kunststoff- und Keramiksintillatoren für die PET aufgrund ihrer langen Abklingzeit und der optischen Eigenschaften als ungeeignet erwiesen [Ros93]. Gadoliniumoxyorthosilikat (GSO) wurde bisher nur in einem Gerät in Verbindung mit BGO eingesetzt, um anhand der unterschiedlichen Lichtabklingzeiten die beiden von einem Photomultiplier (PMT) ausgelesenen Kristalle zu identifizieren.

Ein neuer Szintillationskristall für die Anwendung in der PET mußte sich also an den Eigenschaften des bisher verwendeten BGO-Kristalls messen lassen und diesen in den wichtigsten Kriterien übertreffen. 1988 wurde im Schlumberger-Doll Research Lab. von Melcher et al. [Mel92] der neuartige Cer-dotierte Lutetiumoxyorthosilikat(ISO)-Kristall entwickelt, der diesen Anforderungen gerecht wird und gegenüber dem BGO-Kristall nennenswerte Vorteile in der PET-Anwendung bietet. Der ISO-Kristall wird als Einkristall nach der sogenannten Czochalski-Technik bei Temperaturen von über 2000 °C hergestellt [Sch99]. Der entstandene Einkristall, auch als „Boule“ bezeichnet, hat etwa eine Länge von 30 cm und einen Durchmesser von ca. 10 cm. Je nach Anforderung wird dieser erst in Scheiben (Slices) (Bild 2.3) und später in die gewünschte Kristallgröße geschnitten.

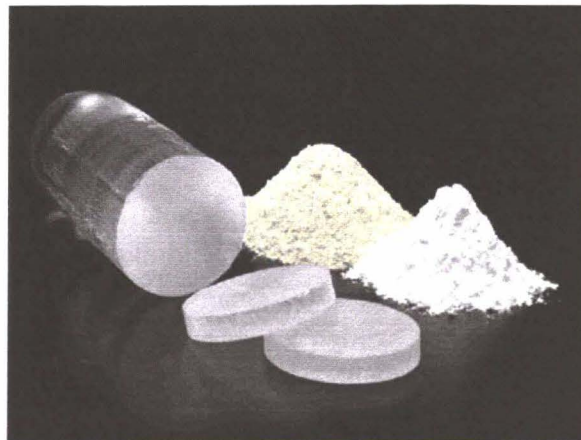


Bild 2.3: LSO-Boule und LSO-Slices [CTI]

Der direkte Vergleich von LSO und BGO verdeutlicht, daß die Eigenschaften von LSO hinsichtlich der Anwendung in der PET gleichwertig oder besser sind als die von BGO. So ist die Emissionsintensität von LSO mit 75 % ca. fünf mal höher, die Abklingzeit sieben mal kleiner und die Energieauflösung um einen Faktor zwei niedriger als die vergleichbaren Werte des BGO (vgl. Tabelle 7.2).

2.4 Historische Entwicklung der Scanner

„Die Frage nach dem ersten Emissions-Tomographen bzw. nach dem ersten Schichtbild läßt sich, wie häufig in solchen Situationen, nicht exakt beantworten, es lag gewissermaßen zu einem bestimmten Zeitpunkt in der Luft.“ (K. Jordan [Jor88])

Als ersten dokumentierten Schritt in Richtung der PET nennt K. Jordan [Jor88] den 1959 auf einem Seminar der IAEA von H.O. Anger gemachten Vorschlag einer Positronen-Kamera mit zwei Gamma-Kameraköpfen in Koinzidenzschaltung. Anger beschreibt hier die tomographischen Eigenschaften dieser Kamera, wobei er die longitudinale Tomographie (Bild 2.4) vorschlägt.

Drei Jahre später, 1962, stellt D.E. Kuhl auf dem Jahreskongreß der Society of Nuclear Medicine den 'Mark II-Scanner' vor. Es ist ein transversaler Tomograph (Bild 2.4) mit zwei kollimierten Sonden, der neben der linearen Bewegung auch die Drehbewegung um den Patienten ermöglicht [Kuh62]. Im selben Jahr beschreibt S. Rankowitz (Brookhaven National Laboratory, Upton NY) die erste stationäre ringförmige Detektoranordnung mit 32 NaJ(Tl)-Detektoren im Koinzidenzbetrieb zur transversalen Positrontomographie [Ran62]. Wenn auch damals noch keine Möglichkeiten zur Informationsverarbeitung und bildlichen Darstellung durch Computer gegeben waren, so kann man doch das Jahr 1962 als Geburtsstunde der transversalen PET bezeichnen.

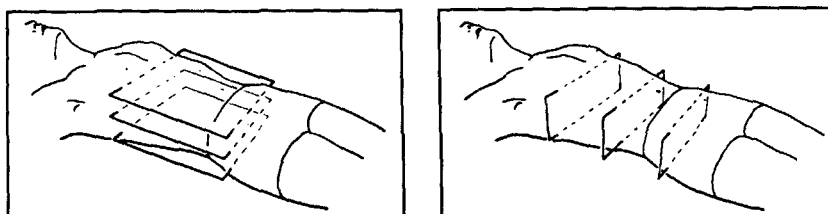


Bild 2.4: Longitudinale (links) und transversale (rechts) Tomographie [Jor88]

Es sollte noch bis in die frühen siebziger Jahre dauern, bevor durch die Entwicklung entsprechender Computer und mathematischer Bildrekonstruktionstechniken im Zuge des Aufkommens erster Röntgenstrahlen-CT-Scanner, mit denen qualitativ hochwertige transversale Schnittbilder erzeugt werden konnten, der Fortschritt in der PET begann. Seit dieser Zeit zielen die wichtigsten Fortschritte dieser Entwicklung auf die Zunahme der räumlichen Auflösung zur genaueren Abbildung kleiner Strukturen, was eine Zunahme der Sensitivität (Zählratenempfindlichkeit) und eine Erhöhung der Anzahl simultan abgebildeter Ebenen zur Folge hat.

In der Entwicklung der neuen PET-Scanner mußte somit eine Vielzahl physikalischer Faktoren und Parameter aufeinander abgestimmt werden, immer mit dem primären Ziel, das Signal/Rausch-Verhältnis zu optimieren.

Das generelle Problem bei dieser Entwicklung ist, daß das gemessene PET-Signal von vielen, teilweise gegenläufigen Faktoren abhängt. Einerseits wird das PET-Signal be-

stimmt durch die Auflösung und Sensitivität der Tomographen, wobei eine hohe Sensitivität eine geringe Auflösung mit sich bringt und umgekehrt, andererseits aber auch durch die in Folge von Interaktion der γ -Quanten mit dem untersuchten Objekt entstehende Schwächung und Comptonstreuung. Hinzu kommt das statistische Schwanken der Summe der registrierten Ereignisse, dessen Hauptursache sich aus der Poisson-Statistik der gemessenen Radioaktivität sowie der Unsicherheit der eindeutigen Identifizierung des Entstehungsortes eines Photonenpaares zusammensetzt. Für letztere sind die Detektormaterialien und -größen sowie die mit ihnen gekoppelte Elektronik die limitierenden Größen. Die primären Entwicklungsziele der PET-Systeme sind somit (1) eine hohe räumliche Auflösung zur Darstellung kleiner Strukturen, (2) eine hohe Detektionseffizienz, um die Anzahl der detektierten Ereignisse zu maximieren und die statistische Unsicherheit der Messung zu minimieren und (3) eine optimale Detektorcharakteristik, um die detektierten Zählraten zu maximieren und die Unsicherheit in der Bestimmung wahrer Koinzidenzen zu minimieren. Hierbei muß allerdings berücksichtigt werden, daß bei dieser Entwicklung nicht alle angesprochenen Parameter gleichzeitig optimiert werden können [Koe92].

Mit welchen Ergebnissen und wann die einzelnen angesprochenen Entwicklungsschritte und -parameter realisiert werden konnten, soll anhand des im Anhang in Tabelle 7.3 dargestellten Überblicks deutlich werden. Hier sind in Anlehnung an K. Jordan [Jor88] und R.A. Koeppe [Koe92]⁹ die bedeutendsten Meilensteine der Scannerentwicklung von 1976-1991 aufgeführt. In den Bildern 2.5 und 2.6 sind einige dieser Geräte dargestellt, die zeigen, welche unterschiedlichen Konfigurationen realisiert wurden.

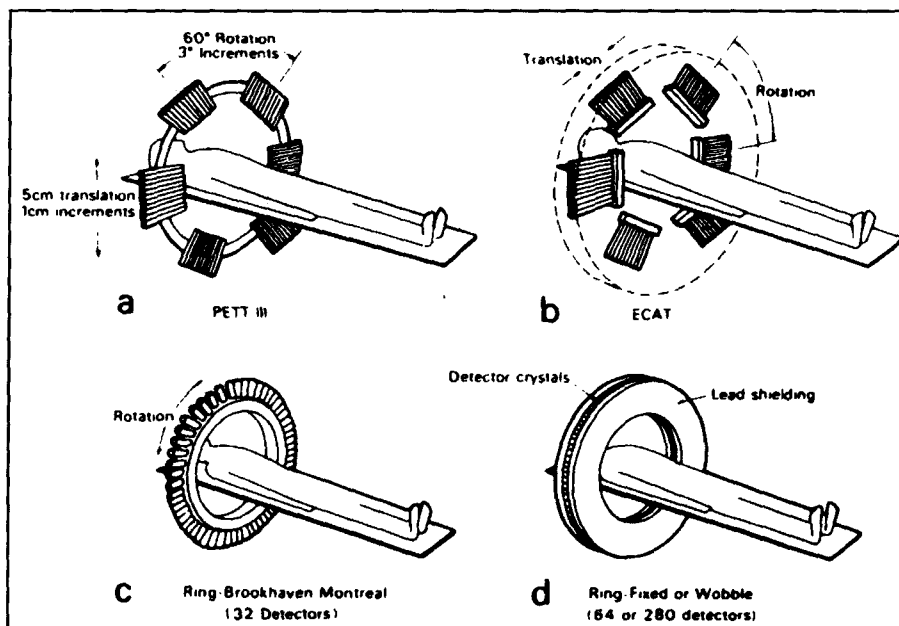


Bild 2.5: Verschiedene Konfigurationen von PET-Scannern [Bud79]

⁹ K. Jordan [Jor88] beschreibt detailliert, nach Jahren getrennt die Entwicklung der allgemeinen Emissionstomographie. R.A. Koeppe [Koe92] nimmt eine Einteilung der PET-Entwicklung in Generationen vor, beginnend mit dem ersten funktionellen Scanner PETT III.

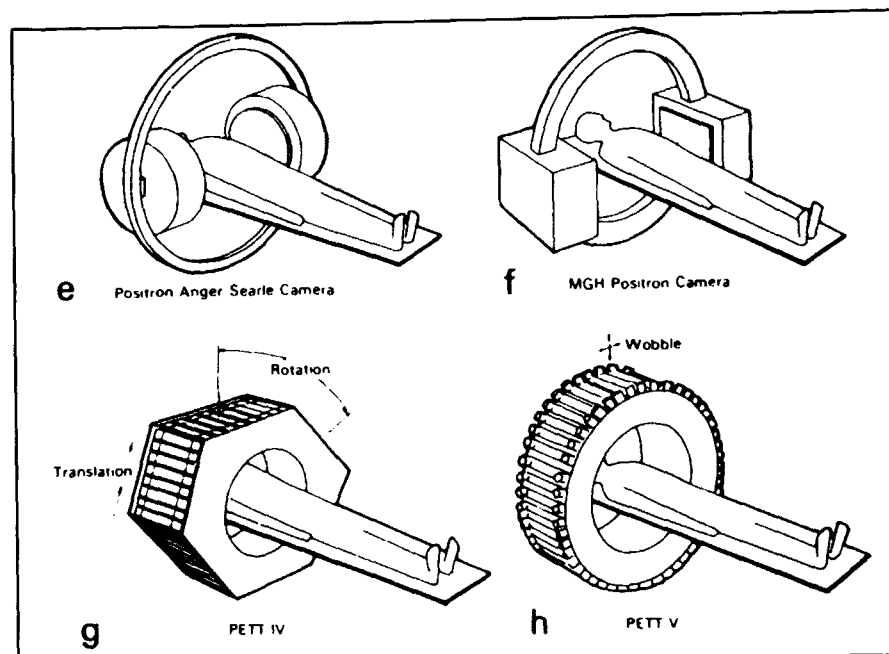


Bild 2.6: Verschiedene Konfigurationen von PET-Scannern [Bud79]

Die Darstellung der Entwicklung in den Jahren 1992-2000 erfolgt in den Kapiteln 2.3.1 und 2.3.2 für die heute auf dem Gebiet der PET marktführenden Firmen Siemens/CTI und General Electric (GE) Medical Systems.

Nach R.A. Koeppe [Koe92] lassen sich die PET-Scanner in Generationen einteilen. Die Kriterien für diese Einteilung sind die Anzahl der Detektorringe sowie die Anzahl der aufgenommenen Schichten. Bild 2.7 zeigt schematisch Längsschnitte durch die Detektorringe der verschiedenen Generationen, wobei vertikale Kristallpaare stets einen Detektorring repräsentieren.

Die Scanner der ersten Generation (von den Anfängen bis etwa 1978) konnten nur eine einzige Schicht aufnehmen und hatten somit nur einen, als Sinogramm (Kapitel 3.2) bezeichneten, Satz Koinzidenzlinien. Als Detektormaterial diente hier ausschließlich Natriumjodid (NaJ(Tl)).

In der zweiten Generation (Ende der siebziger bis Mitte der achtziger Jahre) bestanden die Scanner schon aus mehreren Ringen. Hier wurden sowohl Koinzidenzen zwischen Detektoren eines Ringes (direkte Schichten), als auch Koinzidenzen zwischen Detektoren direkt benachbarter Ringe (Zwischenschichten) registriert. Bleisepten zwischen den einzelnen Ringen reduzierten zum einen den Winkel, mit dem Koinzidenzereignisse aufgenommen werden konnten, auf direkt benachbarte Ringe und zum anderen die Registrierung gestreuter Ereignisse. In dieser Zeit wurde das NaJ(Tl) als Detektormaterial zurückgedrängt und vorwiegend durch Wismutgermanat (BGO), teilweise auch durch Cäsiumfluorid (CsF), ersetzt.

Bei den Scannern der dritten Generation wurde und wird die axiale Länge der Kristalle immer kleiner und das Kristall-Photomultiplier-Verhältnis stieg von 1:1 auf 16:2 oder 64:4. Dies bringt zwar eine Erhöhung der Auflösung mit sich, hat aber den Nachteil, daß die Sensitivität abnimmt. Um dieses Defizit in der Sensitivität auszugleichen bein-

hält eine direkte Schicht nun außer den Koinzidenzereignissen innerhalb eines Ringes auch Koinzidenzereignisse zwischen Detektoren aus den direkt benachbarten Ringen dieses Ringes. Analog hierzu enthalten die Zwischenschichten nicht nur Koinzidenzereignisse direkt benachbarter Ringe (wie bei der zweiten Generation (s.o.)), sondern zusätzlich noch Koinzidenzereignisse zwischen Detektoren aus den Ringen rechts und links der beiden benachbarten Ringe. Auch bei den Geräten der dritten Generation werden noch Bleisepten zwischen den einzelnen Ringen eingesetzt um den Winkel der möglichen Koinzidenzlinien zu reduzieren.

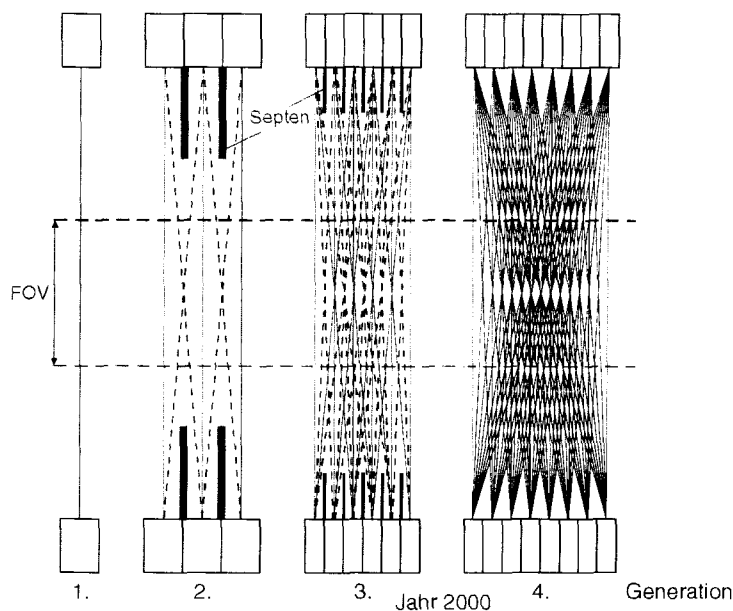


Bild 2.7: Koinzidenzlinien für PET-Scanner; durchgezogene Linien stehen für direkte Schichten, gestrichelte Linien für Zwischenschichten (nach [Koe92]); FOV: Field of View (engl.)¹⁰

Die heutigen Scanner (Jahr 2000) bilden gewissermaßen einen Übergang zwischen der 3. und 4. Generation. Sie besitzen ein- und ausfahrbare Septen und ermöglichen so Schichtaufnahmen (2-D¹¹, 3. Generation) des Patienten mit Septen zwischen den Kristallringen und auch Aufnahmen des Patienten in einem einzigen Volumen (3-D¹¹, 4. Generation) ohne Septen. Die 4. Generation wird eines Tages ausschließlich ohne Septen messen, wenn die derzeitigen Probleme der 3-D-Scatterkorrektur (vgl. Kapitel 3.3) und der echten 3-D-Rekonstruktion (vgl. Kapitel 4.3) gelöst sind.

¹⁰ Gesichtsfeld des Scanners

¹¹ Eine detaillierte Beschreibung der 2-D- und 3-D-Aufnahmemodi liefert Kapitel 3.

2.4.1 Entwicklung bei Siemens/CTI

Die Entwicklung der Siemens ECAT-Scanner reicht bis in die Anfänge der PET-Entwicklung 1975 mit dem PETT III zurück. Die kommerzielle Ausführung dieses Gerätes war der ECAT (Emission Computed Axial Tomograph) der Firma Ortec Inc. (Oak Ridge). Diese ging 1983 in die Firma CTI (Computer Technology and Imaging) über. Durch Kooperation mit Siemens entstand dann 1988 die Firma CTI PET Systems Inc. (Knoxville, TN) (Bild 2.8). Tabelle 7.4 im Anhang gibt einen chronologischen Überblick über die Entwicklungsgeschichte der ECAT-Familie [Sie99].

Bild 2.9 gibt anhand von PET-Aufnahmen mit einigen Scannern aus Tabelle 7.4 einen Überblick über die Hard- und Softwareentwicklung bei Siemens/CTI seit 1975. Hier ist sehr deutlich zu erkennen, wie im Laufe der Zeit die Bilder immer klarer und schärfer wurden und die abgebildeten Strukturen immer feiner.



Bild 2.8: Firmenstruktur von Siemens/CTI (nach [Sie00])

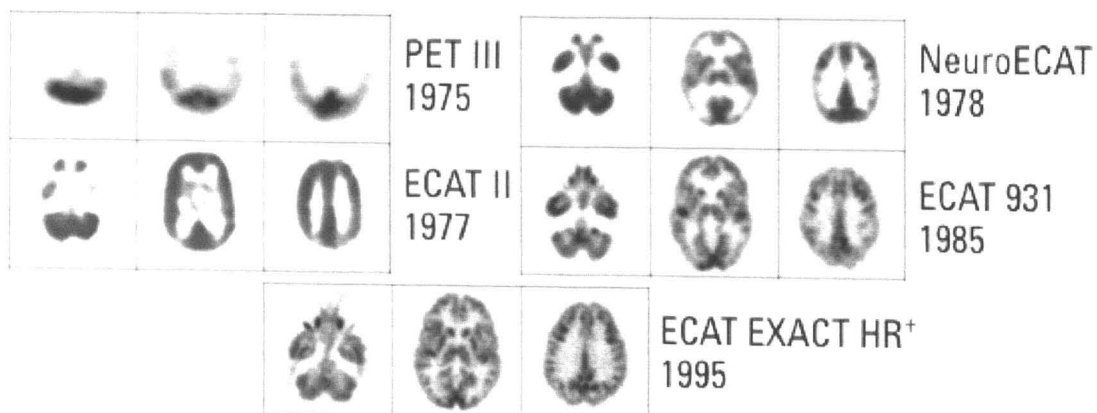


Bild 2.9: Übersicht über die Hard- & Softwareentwicklung bei Siemens/CTI anhand von PET-Aufnahmen mit verschiedenen Scannern [CTI]

Aus dem Hause Siemens/CTI ist, wie aus Tabelle 7.4 ersichtlich, der ECAT EXACT HR⁺ der jüngste Ganzkörper-PET-Scanner und soll deshalb im folgenden näher vorgestellt werden.

Beim ECAT EXACT HR⁺ (Bild 2.10) bilden 72 Detektormodule einen Ring mit 82 cm Durchmesser. Aus vier axialen Ringen entstehen so 32 Detektorebenen mit je 576 Kristallelementen. Ein Detektormodul (Bild 2.11) besteht aus einer verschieden tief einge-

schliffenen 8×8-Kristallmatrix, wodurch 64 einzelne Kristallstäbchen entstehen, die durch vier Photomultiplier mittels Light-Sharing¹² (vgl. Kapitel 2.5) ausgelesen werden. Jedes Kristallstäbchen hat eine Größe von $(4,39 \times 4,05 \times 30) \text{ mm}^3$ (axial $\times$ tangential $\times$ radial). In den eingeschliffenen, 0,46 mm breiten und unterschiedlich tiefen Schlitzen befindet sich Bariumsulfat als Reflektormaterial. Das FOV (Field of View) hat eine axiale Länge von 15,5 cm, die bei einer Aufnahme in 32 direkte und 31 indirekte Ebenen eingeteilt wird.

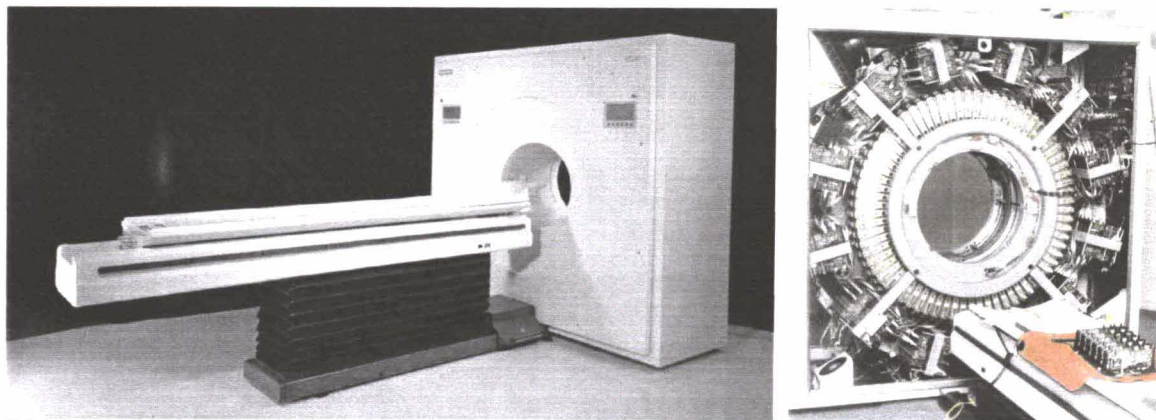


Bild 2.10: Der ECAT EXACT HR⁺ mit Patientenliege (links) [Sie00], mit geöffneter Gantry (rechts) [FZJ00]

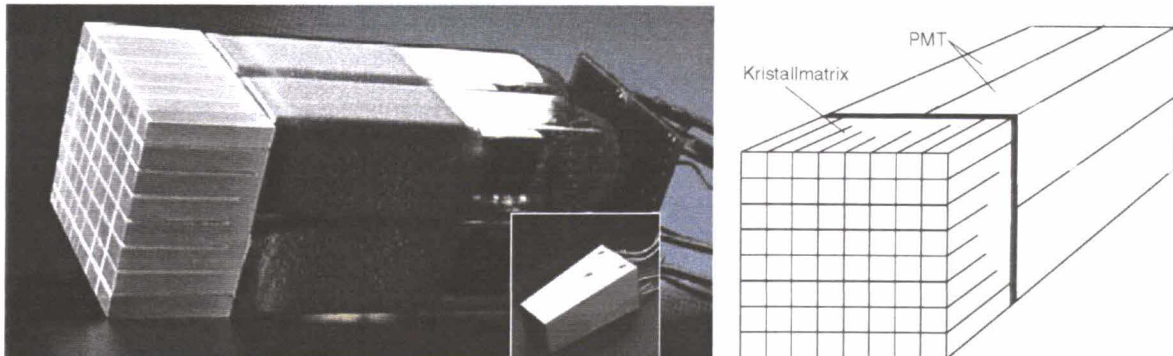


Bild 2.11: 8×8 Kristallmatrix mit PMTs (links); Detektormodul in lichtdichter, magnetisch abgeschirmter Hülle (links klein) [Sie00]; Schemazeichnung eines Detektormoduls zur Verdeutlichung der verschiedenen tiefen Einschnitte in den Kristall (rechts)

Die technischen Spezifikationen und meßtechnischen Kenngrößen sind im Anhang in Tabelle 7.5 aufgeführt. Auf die beiden neusten Geräte, den ECAT HRRT und das PET/CT-System, wird an dieser Stelle nicht weiter eingegangen, da es sich bei diesen noch um Prototypen handelt und bei der Drucklegung von [Sie99] noch keine U.S. FDA Bewilligung vorlag. In Kapitel 2.5 werden bezüglich des ECAT HRRT lediglich die in Tabelle 7.5 angesprochenen Detektionsmethoden nach dem Lightsharing- und dem Depth-of-Interaction(DOI)-Prinzip¹³ erläutert.

¹² Light-Sharing: (engl.) Lichtteilung

¹³ Depth-of-Interaction: (engl.) Wechselwirkungstiefe

2.4.2 Entwicklung bei General Electric (GE) Medical Systems

Die Anfänge der Firma General Electric (GE) Medical Systems (Milwaukee, WI) liegen u.a. in der PET-Geschichte der Firma Scanditronix AB (Uppsala, Schweden). Scanditronix entwickelte eine Scannerfamilie, deren Design am Karolinska Institut und der Universität Stockholm entstanden ist. Über die US Tochterfirma Nucletronix Inc. (Gloucester, MA) vertrieb Scanditronix kurzzeitig zwei TOF¹⁴-PET-Scanner namens PETT 600 und SUPERPETT 2000, die an der Universität Washington entwickelt wurden und verbesserte Versionen der Geräte PETT VI und Super PETT I (vgl. Tabelle 7.3 im Anhang) waren. Der erste Scanner der dritten Generation, der von Scanditronix produziert wurde, war der PC2048-7WB, ein sieben Schichten Ganzkörper-Scanner, gefolgt vom PC2048-15B, einem 15 Schichten Hirn-Scanner und vom PC4096-15WB, einem 15 Schichten Ganzkörper-Scanner. Letzterer wurde dann nach dem Verkauf der Scanditronix-PET-Gruppe an General Electric (GE) Medical Systems 1989 unter dem Namen PC4096+ und mit ein paar kleinen Änderungen weitervertrieben. 1992 löste dann der ADVANCE-Scanner den PC4096+ ab [Koe92].

Der ADVANCE wird seit 1992 kontinuierlich unter Beibehaltung seines Namens weiterentwickelt. Die einzelnen Entwicklungsschritte in der Hard- und Software des ADVANCE sind in Tabelle 2.2 aufgeführt.

Tabelle 2.2: Entwicklung des ADVANCE [Hof00]

1992	1993	1994
- Einführung des ADVANCE (Rel. 1.0) - System mit der höchsten Performance in der PET-Geschichte - Erstes klinisches Ganzkörpersystem - Erstes System mit GUI¹⁵	- Release 1.5 Upgrade - Erstes Transmissions- + Emissions-Paket (heiße Transmission) - Autokontur - Eingebundenes Herzpaket - Ausführliche Bild-Mathematik	- Release 2.0 - Bildregistration / Fusion mit MRT & CT - Erstes klinisches 3-D-Paket - Eingebundenes Herzpaket - FDG, autoradiographisches Model
1995	1996	1999/2000
- DICOM Netzwerk mit MRT & CT - 20 Node Array Prozessor - Erhöhte optionale Archivierungskapazität (2x) - 9.0 Gbyte Rohdatenspeicher - Software-Upgrade via Modem	- Release 3.0 - 2-D-Rekonstruktion mit einem Bild pro Sekunde - HP C-110 Workstation Platform - Database Tool - Quantitatives ¹⁵O-Model (CBF) - Echtzeit Bildumwandlung	- Release 4.0/4.5 - Verbesserte Bildqualität bei kürzeren Aufnahmezeiten - 3-D-Ganzkörperscannen - PET DICOM Send/Receive (zusätzlich zum MRT/CT DICOM Receive) - Workstation Sun Ultra 60 und weiterentwickelte Software

Seit 1998/99 bietet auch GE ein PET/SPECT und CT-System an. Verschiedene Variationen dieses Produktes bilden die Millennium-VG-Serie, aus der der Ultra Premium VG Hawkeye das neuste Gerät ist. [GE00]

¹⁴ TOF: (engl.) Time-Of-Flight; Bei diesen Scannern wird die Flugzeitdifferenz der beiden γ -Quanten mit berücksichtigt.

¹⁵ GUI: Graphical User Interface (engl.), graphische Benutzeroberfläche

Im folgenden wird der ADVANCE (Bild 2.12), als aktuellster reiner PET-Scanner etwas näher betrachtet.

Beim ADVANCE bilden 56 Detektorkassetten (Bild 2.13 Mitte rechts + rechts) einen Ring mit 92,7 cm Durchmesser. Jede Detektorkassette ist aus sechs Detektormodulen, bestehend aus 6×6 Kristallstäbchen und zwei PMTs zusammengesetzt (Bild 2.13 links + Mitte links). Jedes Kristallstäbchen hat eine Größe von $(3,94 \times 8,25 \times 30) \text{ mm}^3$ (axial $\times$ tangential $\times$ radial) und ist von den es umgebenden durch Reflektormaterial getrennt. So ergeben sich 18 Detektorebenen mit je 672 Kristallen. Das FOV hat eine axiale Länge von 15,2 cm, die bei einer Aufnahme in 18 direkte und 17 indirekte Ebenen eingeteilt wird. Eine Besonderheit des Scanners ist die Möglichkeit, die Gantry in einem Winkelbereich von $\pm 20^\circ$ um die Horizontalachse zu kippen (vgl. Bild 2.12 links).

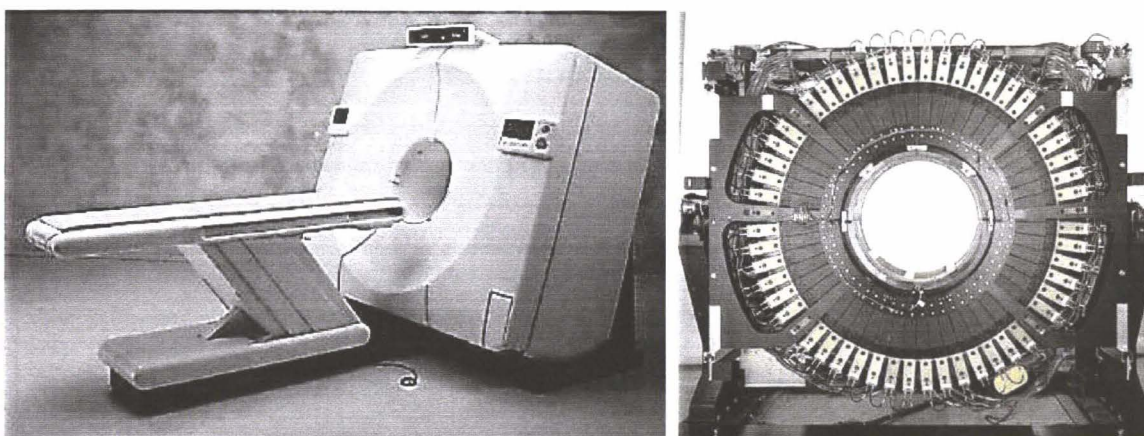


Bild 2.12: Der ADVANCE-Scanner mit Patientenliege (links), mit geöffneter Gantry (rechts) [Hof00]

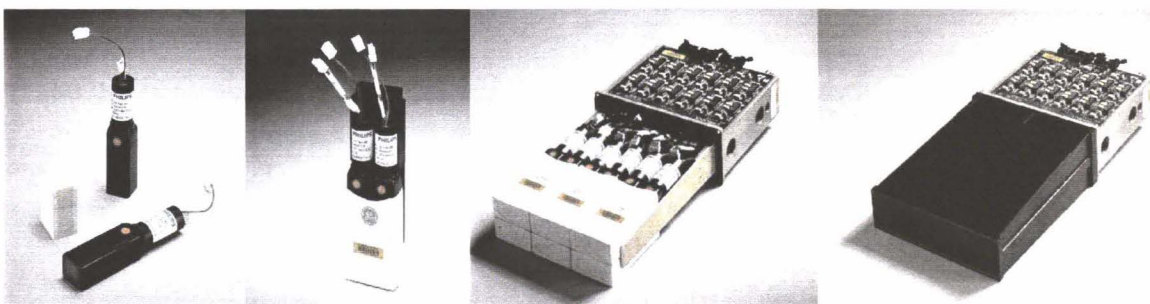


Bild 2.13: Aufbau eines Detektormoduls; 6×6 Kristalle und zwei PMTs (links) ergeben ein Detektormodul (Mitte links). Sechs dieser Module bilden eine Detektorkassette (Mitte rechts), die lichtdicht und magnetisch abgeschirmt eingepackt wird (rechts). [Hof00]

Die technischen Spezifikationen und meßtechnischen Kenngrößen des ADVANCE sind im Anhang in Tabelle 7.6 aufgeführt.

2.5 Aktueller Stand auf dem Gebiet der Ortsdetektion

Wie schon angedeutet, stehen die Sensitivität und die Auflösung in einem engen Zusammenhang mit der Größe der Kristalle und der Art, wie diese ausgelesen werden. Im folgenden sollen einige gängige Methoden dieses Auslesens und die aktuellen Bemühungen auf diesem Gebiet aufgezeigt werden. Die Ausleseverfahren lassen sich in zwei Gruppen einteilen. Bei der ersten Gruppe erhält man lediglich die Information, in welchem Kristall das γ -Quant seine Energie deponiert hat und der Lichtblitz entstanden ist. Der aktuelle Stand der Forschung ist die zweite Gruppe der Ausleseverfahren. Hier erhält man zusätzlich noch eine Tiefeninformation, d.h. wo im Kristall der Lichtblitz erzeugt wurde.

2.5.1 Ortsdetektion ohne Tiefeninformation

In Bild 2.14 sind einige Ausleseverfahren ohne Tiefeninformation dargestellt.

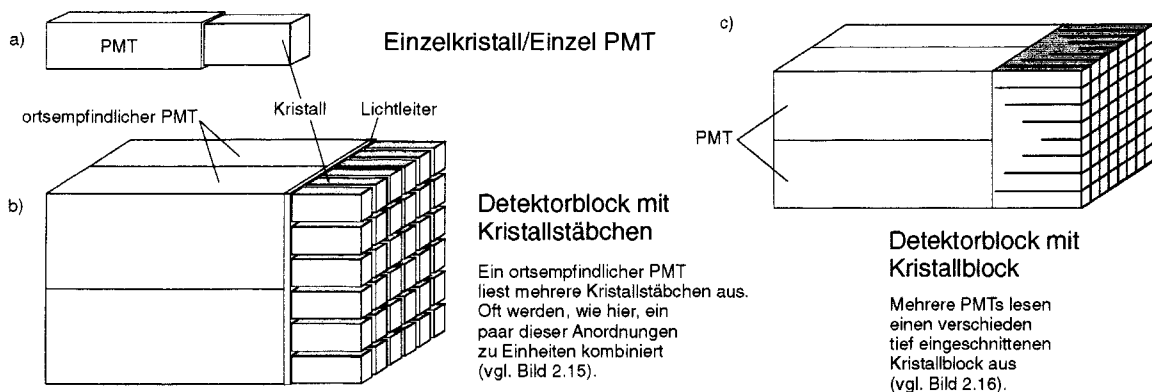


Bild 2.14: Ausleseverfahren ohne Tiefeninformation; a) 1:1 Kopplung, b) Detektorblock mit Kristallstäbchen, c) Detektorblock mit Kristallmatrix

Bei der 1:1 Kopplung von Kristall und PMT wird jeder Kristall separat ausgelesen. Die Nachteile einer solchen Anordnung sind die hohen Kosten und die Limitierung in der Größe, da der kleinste derzeit lieferbare PMT eine Fläche von $\sim 1 \text{ cm}^2$ hat. Die momentane Lösung dieses Problems ist die Verwendung von ortsempfindlichen PMTs.¹⁶ Hier können mehrere Kristallstäbchen von einem PMT ausgelesen werden. Dies geschieht, wie in Bild 2.15 dargestellt, beispielsweise über ein Widerstandsnetzwerk. Das einfallende γ -Quant deponiert seine Energie in Form von Licht im Kristall. Die Photonen werden von der Photokathode registriert und lösen hier Elektronen heraus, die durch die folgenden Dynoden verstärkt werden. Nach den Dynoden fällt diese Elektronenwolke dann auf die Gitteranode und erzeugt einen Strom im angeschlossenen Widerstands-

¹⁶ Zukünftig werden auch Avalanche Photodioden (APD) und Flat Panels (neuste PMT-Technologie der Fa. Hamamatsu) Lösungen dieses Problems sein.

netzwerk. Je nachdem, wo die Elektronen auf die Gitteranode stoßen, variiert die Intensität der Signale an den spannungsempfindlichen Vorverstärkern. Über die Spannungsverhältnisse an x_1 und x_2 bzw. y_1 und y_2 kann dann auf den Kristall, in dem das Ereignis stattfand, zurückgeschlossen werden.

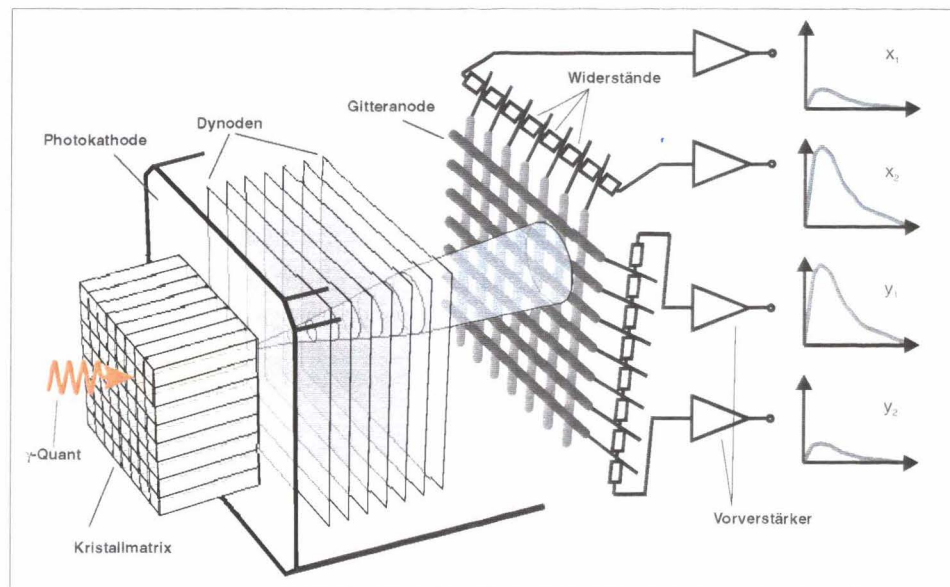


Bild 2.15: Funktionsprinzip eines ortsempfindlichen Photomultipliers

Bei der Methode c) in Bild 2.14 handelt es sich um ein Patent der Firma Siemens/CTL. Das Auslesen der Kristalle geschieht hier mittels des Prinzips des Light-Sharings (Lichtteilung). Verschieden tiefe Einschnitte in den Kristallblock kanalisieren das in einem bestimmten Kristallstäbchen entstehende Szintillationslicht derart, daß über die Intensitätsverteilung der in den vier PMTs entstehenden Spannungs- bzw. Stromimpulse genau der Ort des Photoneinfalls bestimmt werden kann. (Bild 2.16). Das Licht eines Ereignisses in einem Eckkristall wird fast ausschließlich von dem PMT unter diesem Kristall registriert. Je weiter der Kristall, in dem das Ereignis stattfindet, in der Mitte des Kristallblocks liegt, desto mehr verteilt sich das Licht auf alle vier PMTs.

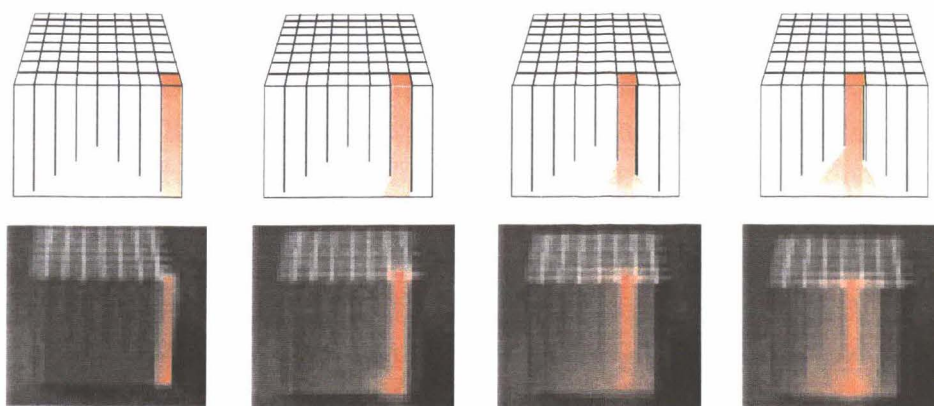


Bild 2.16: Light-Sharing in einem Blockdetektor; Prinzip (oben) und Aufnahme eines mit einem Laser bestrahlten Kristallblocks (unten) [Sie99]

2.5.2 Ortsdetektion mit Tiefeninformation

Die Thematik der Tiefeninformation (engl.: Depth-of-Interaction (DOI)) wird in Bild 2.17 verdeutlicht. Um die Sensitivität der Tomographen zu erhöhen, werden Szintillationskristalle von bis zu 3 cm Länge eingesetzt (ECAT EXACT HR⁺, ADVANCE), da die Nachweiswahrscheinlichkeit von Koinzidenzen mit zunehmender Materialstärke steigt. Ein Nachteil dieser langen Kristalle ist allerdings der Parallaxeneffekt. Fällt Strahlung schräg auf den Detektorblock, kann sie mehrere Kristalle durchdringen, bis es zu einer Energiedeposition im 'falschen' Kristall kommt und die angenommene nicht mit der tatsächlichen Koinzidenzlinie übereinstimmt (Bild 2.17). Je länger die Kristalle sind, desto schlechter ist daher die Ortsauflösung, insbesondere außerhalb des Zentrums des FOV. Aktuelle Forschungsarbeiten versuchen deshalb mittels verschiedenartig geschichteter Kristallanordnungen eine Detektion der Wechselwirkungstiefe im Kristall zu ermöglichen, um so den korrekten Eintrittsort der γ -Quanten zu identifizieren.

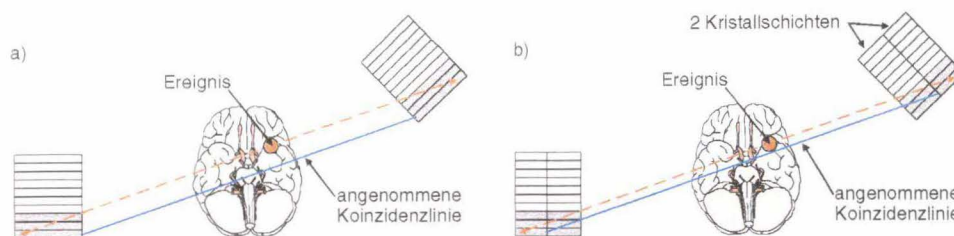


Bild 2.17: (a) Auflösungsver schlechterung durch Parallaxeneffekt, (b) Bestimmung der Wechselwirkungstiefe durch Kristallschichtung ('Sandwich-Prinzip').

Wie vielseitig die Forschung derzeit auf diesem Gebiet ist, zeigt eine kleine Auflistung der Möglichkeiten in [Mur00]. Hier soll im folgenden nur eine kleine Auswahl von Ausleseverfahren mit Tiefeninformation aufgezeigt werden (Bild 2.18).

Bild 2.18 a) zeigt einen DOI-Detektorblock, wie er im ECAT HRRT eingesetzt wird [Sch98]. Der Block besteht aus zwei Kristallschichten (GSO/LSO oder LSO/LSO (vgl. Tabelle 7.4 im Anhang)) die über einen Lichtleiter von vier PMTs ausgelesen werden. Dieser Lichtleiter ist dabei wieder so eingeschnitten, daß auch hier die Light-Sharing Methode angewendet werden kann (s.o.). Die Tiefeninformation erhält man dann aus den unterschiedlichen Abklingzeiten der Kristalle. Dieses Sandwich-Prinzip ist beliebig auf mehrere Schichten erweiterbar.

A. Saoudi et al. haben bis zu vier Kristallschichten (GSO-LSO-BGO-CsJ) kombiniert und mittels Avalanche Photodioden (APD) über die Impulsformunterscheidung ausgelesen [Sao99].

Eine weitere Möglichkeit, die Tiefe der Lichtentstehung im Kristall zu bestimmen, wurde 1997 von J.S. Huber et al. vorgestellt [Hub97]. Bild 2.18 b) zeigt das Prinzip dieses Ansatzes. Die Kristallstäbchen werden von der einen Seite über PMTs ausgelesen, um die Energie sehr genau bestimmen zu können. Von der anderen Seite werden die Kristalle von Photodioden ausgelesen, um so über die Gewichtung der Lichtintensität an beiden Seiten die Position der Lichtentstehung zu erhalten. Diese Methode wurde

von Y. Shao et al. 2000 weiterentwickelt. Hier wird eine LSO-Kristallmatrix von zwei APD-Arrays ausgelesen [Sha00].

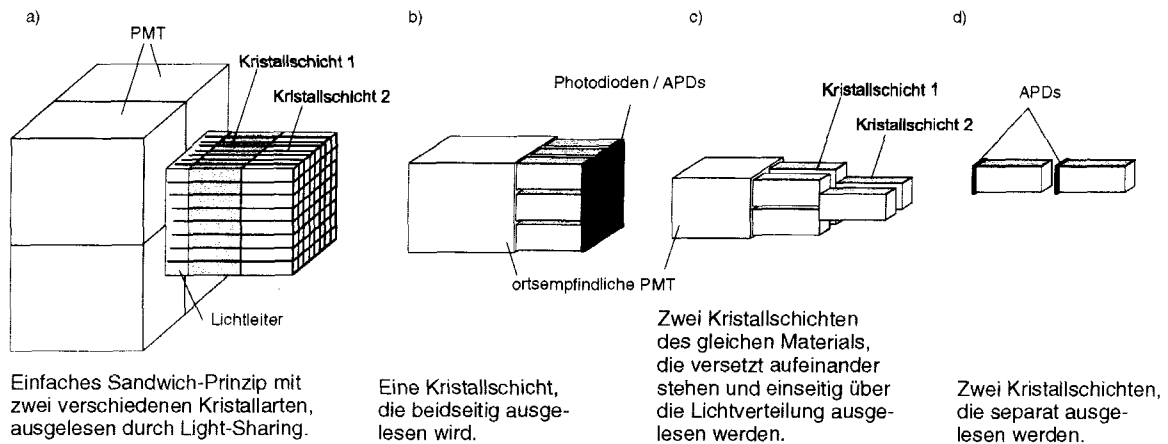


Bild 2.18: Ausleseverfahren mit Tiefeninformation

Bild 2.18 c) zeigt ein Verfahren, bei dem zwei Kristallschichten desselben Materials derart kombiniert sind, daß die Kristalle der zweiten Schicht auf den Zwischenräumen der Kristalle der ersten Schicht stehen. Die Tiefeninformation erhält man hier über die Verteilung des Lichts in den Kristallen. Wird in einem Kristall der ersten Schicht Energie deponiert, so leuchtet für den PMT nur dieser Kristall. Erfolgt die Energiedeponierung in einem Kristall der zweiten Schicht, so gibt dieser Kristall das entstehende Licht durch die beiden Kristalle der ersten Schicht, auf denen er steht, an den PMT weiter. So kann die angeschlossene Elektronik die Energiedeponierung der ersten Schicht zuordnen, wenn der PMT nur einen leuchtenden Kristall sieht und analog dazu der zweiten Schicht zuordnen, wenn der PMT zwei leuchtende Kristalle registriert. C.J. Thompson et al. verwenden in ihrem 'ANIPET'¹⁷ einen Kristallblock ($36 \times 36 \times 20 \text{ mm}^3$), der nach diesem Prinzip von beiden Seiten eingeschnitten ist [Tho98].

Die letzte hier dargestellte Methode (Bild 2.18 d)) ist zwar auf den ersten Blick auch die einfachste, war aber bis vor kurzer Zeit aufgrund der noch nicht zur Verfügung stehenden APDs, bzw. der schlechten Qualität der APDs, nicht durchführbar. Hier werden zwei Detektoreinheiten, bestehend aus Kristallen und Ausleseelektronik, voreinander angeordnet. Diese Konfiguration wird derzeit durch Simulationen und Testmessungen von den Forschungsgruppen um S.I. Ziegler am Klinikum rechts der Isar der TU München und um E. Lorenz am Max-Planck-Institut München untersucht [Raf00].

¹⁷ ANIPET: Name für: ANImal PET; Scanner für Tiere bis zur Größe einer Katze

3 Datenakquisition

3.1 2-D/3-D-Aufnahme

Wie in Kapitel 2.4 angesprochen besitzen die meisten heutigen PET-Scanner die Möglichkeit, sowohl zweidimensionale als auch dreidimensionale Aufnahmen im FOV durchzuführen.

Bei zweidimensionalen Messungen sind die einzelnen Ringe untereinander durch mehrere Zentimeter in den Durchmesser hineinragende Blei- oder Wolframsepten getrennt, deren Aufgabe die Kollimation ist. Diese Septen reduzieren die Raumwinkeldeckung der Detektoren in der Patientenlängsachse so weit, daß neben Koinzidenzmessungen innerhalb eines Ringes zusätzlich nur Koinzidenzmessungen zwischen nah benachbarten Ringen möglich sind. Durch eine derartige Messung von Koinzidenzen zwischen benachbarten Detektorringen werden mit n Detektorringen insgesamt $(2n - 1)$ Ebenen aufgenommen.

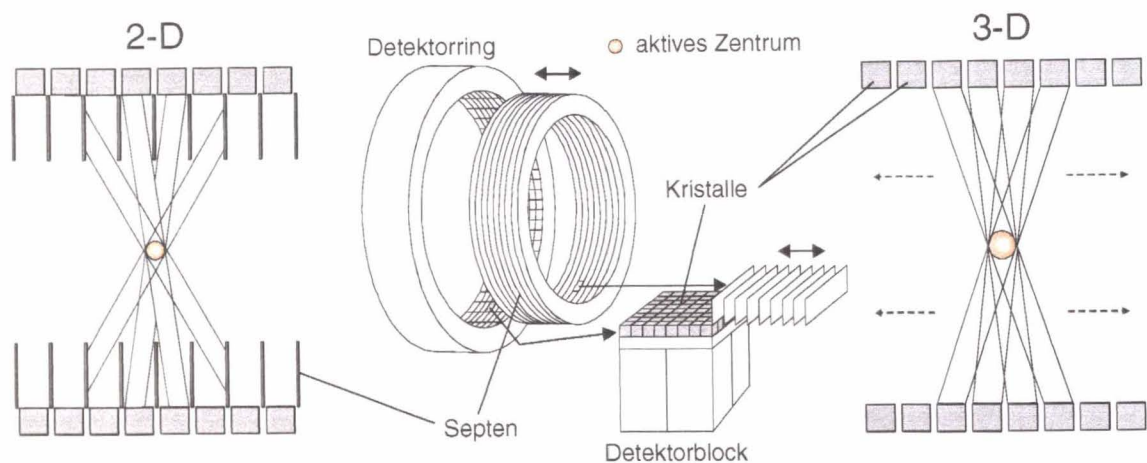


Bild 3.1: 2-D / 3-D-Aufnahmemodus; Der dargestellte 2-D-Modus entspricht dem des PC4096-15WB, bei dem nur direkt benachbarte Ringe in Koinzidenz geschaltet sind.

Für eine 3-D-Aufnahme werden die Septen aus dem FOV herausgefahren, um hier zusätzlich γ -Quantenpaare zu erfassen, die schräg einfallen (vgl. Bild 3.1: Pfeile im 3-D-Modus). Im 3-D-Modus sind deshalb auch weit auseinanderliegende Ringe miteinander in Koinzidenz geschaltet. Mit dieser Erhöhung der Anzahl der möglichen Koinzidenzlinien (TOR)¹⁸ steigt auch die Sensitivität des 3-D-Modus um einen Faktor 3-5 im Vergleich zum 2-D-Modus.

¹⁸ TOR: Tube of Response (engl.): "Röhre der Reaktion" → Bereich zwischen zwei Kristallen, in dem das Ereignis stattfand; Die Verbindung zweier in Koinzidenz geschalteter Kristalle ist im mathematischen Sinne ein Parallelepiped, wird zur Vereinfachung aber oft nur als Linie bezeichnet und dargestellt.

Diese erhöhte Sensitivität bringt ein besseres Signal/Rausch-Verhältnis mit sich und ist so der entscheidende Vorteil des 3-D-Modus. Des weiteren ermöglicht der 3-D-Modus aufgrund der gestiegenen Sensitivität eine Verkürzung der Meßdauer und/oder eine Reduzierung der Menge an Radiopharmaka. Ein Nachteil des 3-D-Modus ist allerdings der im Vergleich zum 2-D-Modus relativ hohe Anteil an Streustrahlung (30-35%) [Sch95], dessen vollständige Korrektur derzeit noch aussteht (vgl. Kapitel 3.3). Somit ist heutzutage nur im 2-D-Modus eine Quantifizierung möglich. Hinzuzufügen ist an dieser Stelle, daß quantitative PET-Messungen hauptsächlich für die Forschung von Interesse sind, da sich derzeit die klinische Anwendung der PET auf ein reines Imaging, z.B. im Rahmen der Tumorsuche, beschränkt.

3.2 Datenaufnahmeformate

Bei der Aufnahme der Koinzidenzdaten unterscheidet man heute zwei verschiedene Verfahren. Im Falle der Sinogrammaufnahme werden die Koinzidenzereignisse zwischen den einzelnen Detektorpaaren über mehrere Frames¹⁹ aufaddiert und diese Summen für alle Detektorpaare in einer Matrix, dem Sinogramm ablegt.

Die zweite Möglichkeit ist die Aufnahme von Listmodedaten. Hier werden die Koinzidenzereignisse mit ihren zugehörigen Detektornummern und der Zeit, zu der sie registriert wurden, gespeichert. Im folgenden werden die beiden Verfahren näher erläutert und ihre Vor- und Nachteile aufgezeigt.

Sinogrammdaten

Die Koinzidenzdaten sind in einer Matrix gespeichert, die als Sinogramm bezeichnet wird. Bild 3.2 a) zeigt den Aufbau eines Sinogramms, wie es sich aus einer 2-D-Aufnahme ergibt (vgl. Kapitel 3.1).

Der PET-Scanner sieht die aus dem Körper herausstrahlenden Photonenpaare in einem Winkelbereich von 0-180°. Dieser Winkelbereich wird dementsprechend, eine ringförmige Kristallanordnung vorausgesetzt, in halb so viele Winkelschritte θ aufgeteilt, wie Kristalle pro Ring vorhanden sind. Jeder Projektionswert $b(p,\theta)$ stellt die Summe aller Photonenpaare eines Meßintervalls entlang einer Projektionslinie p (engl.: Bin) dar (Bild 3.3) [Wie99]. So entspricht eine Zeile des Sinogramms der zu einem Winkelschritt gehörenden Parallelprojektion und ein Punkt des Sinogramms aller von einem Detektorpaar registrierten Koinzidenzen.

¹⁹ Frame (engl.): hier Bezeichnung für Messintervall; Je nach Untersuchung und Scanner kann die Länge eines Frames vom Anwender in einem Bereich von wenigen Sekunden bis hin zu Stunden frei eingestellt werden.

Da eine 3-D-Aufnahme nicht wie die 2-D-Aufnahme in Schichten erfolgt (vgl. Kap. 3.1), werden für die Beschreibung der einzelnen Koinzidenzlinien neben der Projektionslinie p und dem Winkelschritt θ zwei weitere Informationen benötigt. Hinzu kommen hier die Nummer des Kristallringes a und der Blickwinkel φ des Kristalls auf den entsprechenden Koinzidenzpartner (Bild 3.2 b)).

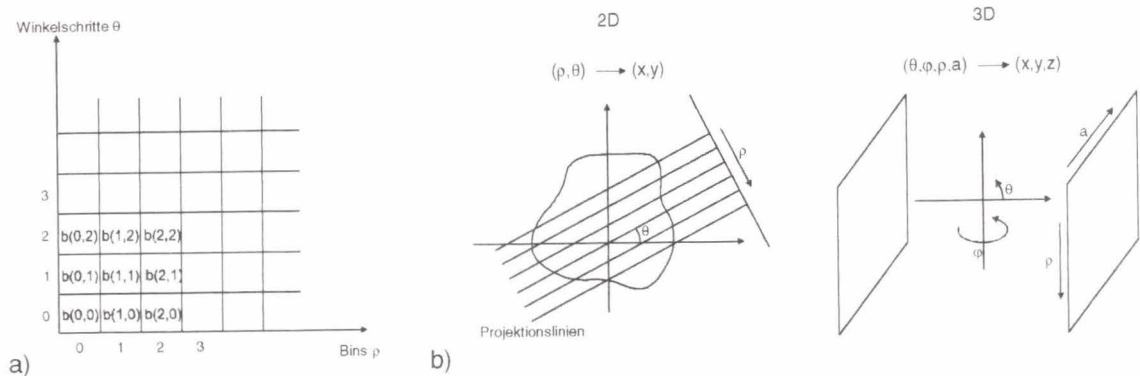


Bild 3.2: a) Aufbau eines Sinogramms; b) Unterschied zwischen 2-D- und 3-D-Sinogrammen

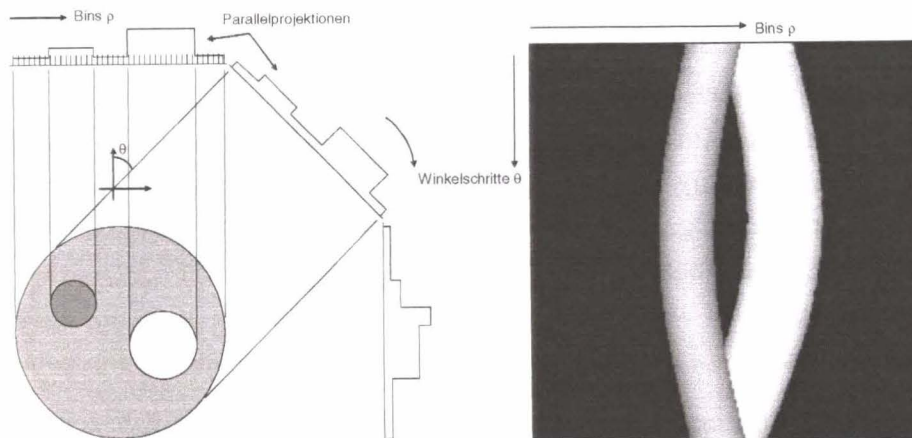


Bild 3.3: Beispiel einer Sinogrammentstellung an einem einfachen Phantom; links die verschiedenen Parallelprojektionen, rechts das dazugehörige Sinogramm (nach [Sie00])

Listmodedaten

Bei diesem Aufnahmeverfahren werden die Koinzidenzereignisse chronologisch in einer Datei abgelegt. Dabei werden für jedes Koinzidenzereignis die Nummern der entsprechenden Kristalle sowie die aufgenommene Energie gespeichert. Zur zeitlichen Zuordnung wird während der Registrierung zu jedem Ereignis eine Zeitmarke in die Datei mit aufgenommen.

Der große Vorteil des Listmodeverfahrens gegenüber der Sinogrammaufnahme ist die Einzelauflistung der Koinzidenzereignisse, anstelle der schon während der Aufnahme erfolgenden Summation für jede TOR über einen bestimmten Zeitraum. Dadurch ergibt sich die Möglichkeit, erst nach einer Untersuchung die Länge der einzelnen Frames bestimmen und diese je nach Belieben ändern zu können. Hinzu kommt die Möglichkeit, die Listmodedaten, wenn auch nur irreversibel, in Sinogrammdaten umwandeln zu können.

3.3 Vorverarbeitung der Koinzidenzdaten

Die vom PET-Scanner gelieferten Rohdaten, die anfangs nur eine summarische Zählung bzw. chronologische Auflistung der mit den Detektoren registrierten Koinzidenzereignisse darstellen, durchlaufen vor der Rekonstruktion mehrere Korrekturen. Durch diese Korrekturen wird berücksichtigt, daß sich die gesamte gemessene Koinzidenzzählrate eines Detektorzweiges aus der Summe von echten, zufälligen und gestreuten Koinzidenzen (Bild 3.4) zusammensetzt.

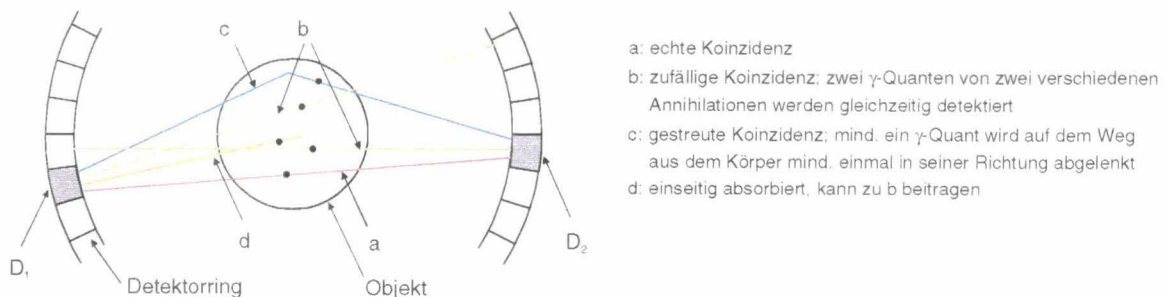


Bild 3.4: Darstellung verschiedener Koinzidenzarten aus der Sicht der Detektoren D_1 und D_2

In weiteren Schritten werden die Abschwächung der γ -Quanten innerhalb des Meßobjektes sowie Zählverluste durch die Totzeit des Systems korrigiert. Zusätzlich müssen die Zählraten der einzelnen Detektorzweige aufgrund ihrer unterschiedlichen Nachweiswahrscheinlichkeiten und ihrer geometrischen Lage zueinander innerhalb des Detektorringssystems korrigiert werden. Die Reihenfolge der einzelnen Korrekturen entspricht im folgenden der der ECAT-Scanner (vgl. Kapitel 3.4.1).

1. Korrektur zufälliger Koinzidenzen

Aufgrund der Verzögerungszeiten im Detektorsystem und der nachfolgenden Elektronik ist das Zeitfenster für die Koinzidenz-Detektion (10-20 ns) weit größer als die theoretische Flugzeitdifferenz (maximal 3,3 ns bei einem Ringdurchmesser von 100 cm) der γ -Quanten. So erhöht sich die Wahrscheinlichkeit, daß von zwei Detektoren innerhalb der Koinzidenzauflösezeit Photonen von zwei verschiedenen Annihilationsereignissen in Koinzidenz angenommen werden (vgl. b in Bild 3.4). Zur Subtraktion der zufälligen Koinzidenzen von den Gesamtkoinzidenzen gibt es zwei Möglichkeiten:

Zum einen kann die Rate der zufälligen Koinzidenzen N_{ZK} für jedes Detektorpaar i,j aus den Einzelzählraten N_i , N_j und der doppelten Koinzidenzauflösezeit 2τ zu $N_{ZK} = 2\tau \cdot N_i \cdot N_j$ berechnet werden. [Hof81]

Zum anderen können die zufälligen Koinzidenzen direkt gemessen werden. Hierzu verzögert man in einem zweiten Zeitweig die Detektorsignale um eine Zeit $\gg 2\tau$. Dadurch werden nur zufällige Koinzidenzen registriert, die dann direkt subtrahiert werden [Wie89]. Bild 3.5 veranschaulicht die Ergebnisse dieser Korrektur zusammen mit der folgenden Totzeitkorrektur.

2. Totzeitkorrektur

Durch Totzeitverluste kommt es zu Abweichungen vom linearen Zusammenhang zwischen gemessener Zählrate bzw. rekonstruierter Aktivität und der Aktivität im untersuchten Objekt (Bild 3.5). Diese Abweichung lässt sich anhand eines Phantomversuchs experimentell ermitteln, indem ein mit hoher Aktivität homogen gefülltes Phantom während der Abklingzeit mehrmals im PET gemessen wird. Zu Beginn der Messung fallen viele Koinzidenzen aufgrund der hohen Aktivität in die Totzeit und können nicht gemessen werden. In diesem Bereich kommt es zu einer Abweichung zwischen gemessener und theoretischer Aktivitätskurve, aus der sich dann für jede vom Scanner aufgenommene Zählrate ein Korrekturfaktor ergibt. Die Gesamttotzeit setzt sich zusammen aus der Lichtabklingzeitkonstanten des Szintillationskristalls und der Totzeit der an die Kristalle angeschlossenen Elektronik. [Wie89]

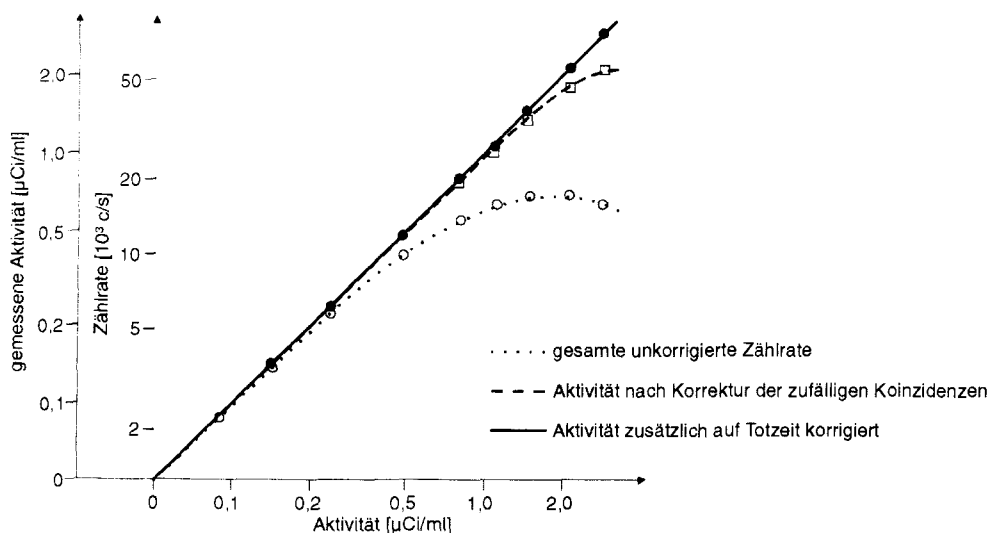
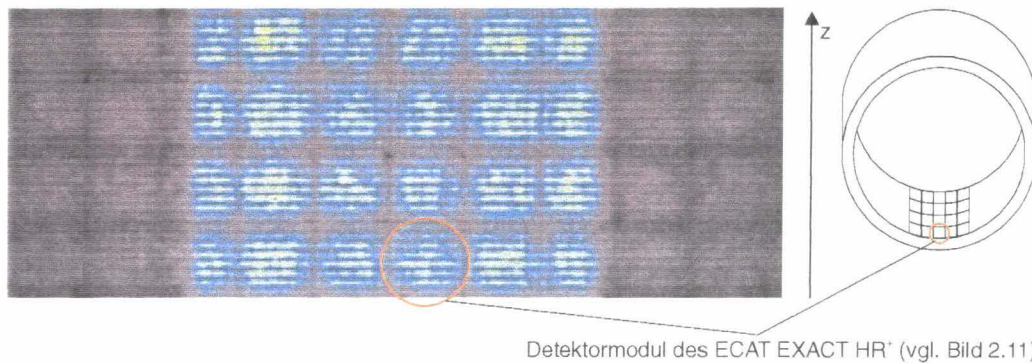


Bild 3.5: Beziehung zwischen gemessener Zählrate und Aktivität in einem 20 cm Durchmesser Zylinderphantom (nach [Wie89]).

3. Detektornormalisierung

Aufgrund von Sensitivitätsunterschieden in den einzelnen Detektorkristallen sowie der unterschiedlichen Empfindlichkeit der an die Detektoren angeschlossenen Elektronik, müssen die Nachweiswahrscheinlichkeiten der einzelnen Detektorpaare neben einer elektronischen Kalibrierung durch eine Kalibrierungsmessung aufeinander normiert werden. Für diese Messung wird beim ECAT EXACT HR⁺ ein homogen gefülltes Zylinderphantom verwendet, wobei aber auch eine Messung von Koinzidenzen, die von einer schwach aktiven rotierenden Linienquelle ausgehen, möglich ist [Wie89]. Da nur im Idealfall alle Detektorpaare innerhalb eines Ringes die gleiche Koinzidenzzählrate aufweisen, ergibt sich für jedes Detektorpaar ein Korrekturfaktor aus der relativen Abweichung von der mittleren Koinzidenzausbeute. Wie unterschiedlich die Sensitivität der Kristalle sein kann zeigt Bild 3.6 am Beispiel einer Normalisierungsmessung am

ECAT EXACT HR⁺. Hier sind die Detektormodule (vgl. Bild 2.11) eines Winkelschrittes θ dargestellt.



Detektormodul des ECAT EXACT HR⁺ (vgl. Bild 2.11)

Bild 3.6: Normalisierungsmessung am ECAT EXACT HR⁺

4. Korrektur der gestreuten Koinzidenzen (Scatterkorrektur)

Streukoinzidenzen entstehen, wenn mindestens eines der beiden γ -Quanten einer Annihilation auf seinem Weg durch den Körper aufgrund des Comptoneffektes gestreut wird. Bild 3.7 zeigt eine solche Annihilation, deren γ -Quanten entlang der Verbindungsline der Detektoren D₂ und D₃ emittiert werden. Eines der γ -Quanten erfährt jedoch am Streupunkt eine Richtungsänderung, so daß es von Detektor D₁ registriert wird. Die Koinzidenzelektronik ordnet die Annihilation so der Koinzidenzlinie (TOR(D₁,D₂)) zu und nimmt auf dieser Verbindung eine fiktive Quelle an. Durch solche falschen, gestreuten Koinzidenzen werden kalte Regionen²⁰ überschätzt und heiße Regionen im Verhältnis zu ihnen unterschätzt.

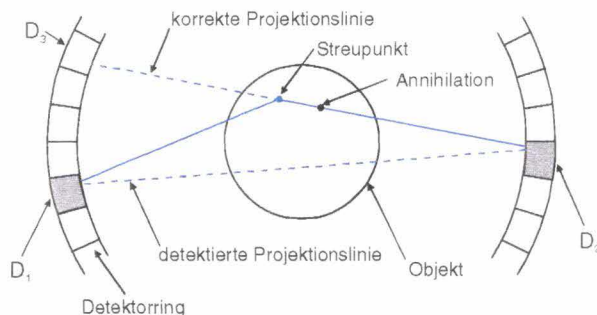


Bild 3.7: Darstellung einer gestreuten Koinzidenz

Eine Korrektur der gestreuten Koinzidenzen ist aufgrund ihres hohen Anteils am Signal notwendig. Im 2-D-Modus wird ein Streuanteil von 10-20 % der wahren Koinzidenzen, im 3-D-Modus sogar ein Anteil von 30 % und mehr gemessen [Sch95]. Eine Reduktion des Anteils der gestreuten Koinzidenzen etwa durch Vergrößerung des Detektorringdurchmessers, eine zusätzliche Abschirmung zwischen den Ringen oder eine Erhöhung

²⁰ In der Nuklearmedizin werden Regionen ohne Aktivität als 'kalt' und mit Aktivität als 'heiß' bezeichnet.

der Energiediskriminatorschwelle²¹, wird aufgrund der dadurch zustande kommenden Beeinträchtigung der Nachweiswahrscheinlichkeit des Tomographen vermieden. Da die gestreuten Koinzidenzen i.a. nicht wie die zufälligen während der Messung miterfaßt werden können, müssen sie mathematisch ermittelt und dann von der Gesamtzählrate subtrahiert werden. Um der Vielzahl der Arbeiten Rechnung zu tragen, die sich mit der Streustrahlkorrektur befassen, sei hier stellvertretend eine Auswahl genannt.

Für die Korrektur im 2-D-Modus wird beispielsweise die Streuverteilung einer Punktquelle in einem streuenden Medium, vorzugsweise Wasser, als Referenz herangezogen, »und durch Entfaltung der gemessenen Aktivitätsprojektionen mit diesen Streuverteilungen [...] der Streuanteil berechnet und von den Daten subtrahiert [...] (Bergström et al. 1983).« [Wie89] Durch diese Methode kann der Streuanteil von 10-20 % auf ca. 1 % reduziert werden.

M.A. King et al. messen Koinzidenzen in einem oder mehreren Energiefenstern der Detektorlogik zusätzlich zum herkömmlichen Photopeakfenster [Kin92], H. Naudé et al. versuchen über Faltungs- oder Simulationstechniken [Nau96] den Streustrahlungsanteil abzuschätzen.

Im folgenden soll anhand der und in der Software des ECAT EXACT HR⁺ (Version 7.1, Stand Anfang 2000) implementierten Korrekturen beispielhaft die Komplexität der Scatterkorrektur gezeigt werden.

2-D-Messungen werden beim ECAT EXACT HR⁺ durch Faltung der Projektionsdaten mit einem Streustrahlenverteilungskern [ECAT] korrigiert, was vom Prinzip her einer einfachen Filterung entspricht. Dem Filterkern ist dabei die Streustrahlenverteilung einer Punktquelle (Nadelprofil) zugrunde gelegt. Der so berechnete Anteil wird dann vor Rekonstruktion der Emissionsdaten von diesen subtrahiert.

Für die Korrektur der 3-D-Messungen wird die von C.C. Watson et al. entwickelte Simulationstechnik angewendet [Wat96]. Die Berechnung startet hier mit vorläufigen 2-D-Schätzungen der Emitter- und Schwächungsverteilung, die mit einer reduzierten Auflösung rekonstruiert werden, um so eine erste, unkorrigierte Aktivitätsverteilung des Meßobjektes zu erhalten. Aus der Schwächungsverteilung werden durch Anwendung einer Schwellwerttechnik und einer lokalen Medianwertfilterung die Objektgrenzen bestimmt. In diese Grenzen wird ein Gitter mit mehreren hundert gleichmäßig verteilten Streupunkten gelegt. Zur Vermeidung von Rechenartefakten, wie z.B. einer Verzerrung des Gitters bei Rotationskörpern, wird jeder Punkt innerhalb seiner Gitterzelle willkürlich verteilt. Liegen die Schwächungskoeffizienten der Streupunkte unterhalb einer bestimmten Grenze, werden sie aus dem Gitter entfernt, um so die Rechenzeit nicht unnötig zu erhöhen. Das Wesentliche der Korrektur ist die Simulation einer einfachen Comptonstreuung jeder einzelnen Koinzidenzlinie an den verbliebenen Streupunkten im Gitter. Das so gewonnene Sinogramm der Streustrahlungsverteilung wird dann vor der Rekonstruktion vom Emissionssinogramm subtrahiert (vgl. Bild 3.8).

²¹ Es werden nur Photonen mit einer Energie innerhalb von wählbaren Diskriminatorschwellwerten registriert, im allgemeinen zwischen 300 und 600 keV.

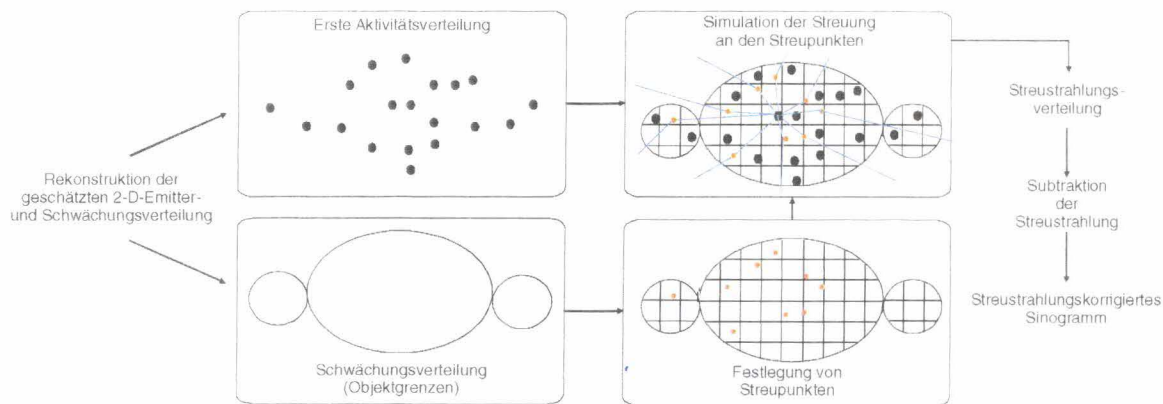


Bild 3.8: Flußdiagramm der Streustrahlenkorrektur durch Simulation einzelner Streuungen (nach [Rie99])

Zur mathematischen Umsetzung dieser Methode sei an dieser Stelle nur angemerkt, daß der Simulationsschritt auf der Klein-Nishina-Formel beruht. Die genaue Struktur dieses Algorithmus ist in [Wat96] erläutert.

Beim ADVANCE wird der in [Ros99] beschriebene Algorithmus verwendet, der auf einer segmentierten Schwächungskorrektur(SAC)-Technik beruht.

Das momentan größte Streustrahlenproblem im 3-D-Bereich sind außerhalb des Untersuchungsbereiches liegende Quellen, wie z.B. die Schilddrüse bei einer Hirnmessung. Ziel der Forschung auf diesem Gebiet ist es deshalb zur Zeit, die Streustrahlenkorrektur im 3-D-Bereich zu optimieren und ein Verfahren zu finden, mit dem der Streustrahlenanteil auf Werte wie beim 2-D-Verfahren reduziert werden kann, um so eine absolute Quantifizierung im 3-D-Modus zu ermöglichen. Zwei aktuelle Arbeiten auf diesem Gebiet sind die von L.E. Adam et al. [Ada99] und die von K. Wegmann et al. [Weg00], die beide über Monte-Carlo-Simulationen versuchen, die Streustrahlenkorrektur im 3-D-Bereich zu optimieren.

5. Schwächungskorrektur

Um die Abschwächung der Photonen auf ihrem Weg durch den Körper vor der Rekonstruktion korrigieren zu können, wird eine Transmissionsmessung zur Bestimmung der Gewebedichten im Körper durchgeführt. Diese Messung ähnelt der Computer-Tomographie, mit dem Unterschied, daß anstelle einer Röntgenröhre eine oder mehrere linien- oder punktförmige Positronenquellen zwischen den Detektorringen und dem Patienten rotieren²². Linienquellen sind dabei im Vergleich zu Punktquellen sehr rauscharm, erlauben eine simultane Emission/Transmission, bringen aber hohe Totzeitverluste für die Detektoren in ihrer Nähe mit sich. Bei einer Verwendung von Punktquellen, die nur einzelne Photonen emittieren, muß zusätzlich die Position der Quelle mit aufgenommen werden. Für die parallel zur Scannerachse angebrachten Linienquellen kann die Datenerfassung so gesteuert werden, daß nur die echten Koinzidenzen registriert werden. Der

²² Beim ADVANCE sind dies zwei 10 mCi Germanium(⁶⁸Ge)-Stabquellen ($T_{1/2} = 270,8$ d), während der ECAT EXACT HR⁺ drei 5 mCi ⁶⁸Ge-Stabquellen verwendet (vgl. Kapitel 2.4).

Vergleich mit einer Blankmessung (Transmission ohne Objekt) liefert dann die Absorptionswerte für alle Projektionslinien, die zur Korrektur der Emissionsmessung verwendet werden können [Ger99].

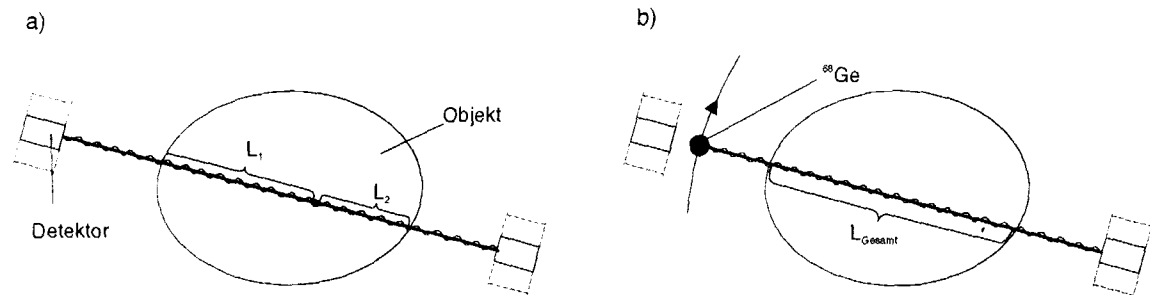


Bild 3.9: a) Emissionsmessung mit Aktivität im Objekt; b) Transmissionsmessung mit rotierender ^{68}Ge -Quelle [Rie99]

Diese Korrekturfaktoren können aufgrund der 180° Richtungskorrelation der beiden γ -Quanten sehr exakt bestimmt werden. Bei einer Dicke L_{Gesamt} des absorbierenden Gewebes zwischen zwei Koinzidenzdetektoren legt das eine γ -Quant die Strecke L_1 , das andere die Strecke L_2 zurück (Bild 3.9). Da bei einem konstanten Schwächungskoeffizienten μ die Wahrscheinlichkeit W_{12} , daß beide γ -Quanten ohne Wechselwirkungen mit dem Gewebe die beiden Koinzidenzdetektoren erreichen, gegeben ist durch

$$W_{12} = e^{-\mu L_1} \cdot e^{-\mu L_2} = e^{-\mu L_{\text{Gesamt}}}, \quad (\text{Gleichung 3.1})$$

ist die Schwächung $e^{-\mu L}$ unabhängig vom Ort der Annihilation und hängt nur von der Gesamtschwächungslänge zwischen den Detektoren ab. Aus diesem Grund kann nach Gleichung 3.2 eine Emissions- mit einer Transmissionsmessung korrigiert werden, indem man jede Projektion mit dem inversen Quotienten der entsprechenden Projektion aus Transmissions- und Blankmessung multipliziert [Rie99].

$$P_{\text{kor.}}^{\text{Emission}}(s, \theta) = \frac{P^{\text{Blank}}(s, \theta)}{P^{\text{Trans.}}(s, \theta)} \cdot P_{\text{unkorr.}}^{\text{Emission}}(s, \theta)$$

$P(s, \theta)$: Projektionen der Transmission, Emission, Blankmessung
 s : senkr. Abstand der Projektionslinie zur Scannerachse
 θ : Winkel zw. Projektionslinie und Scannerachse

Gleichung 3.2: Schwächungskorrektur

Bei der Transmissionsmessung unterscheidet man zwischen der kalten und heißen Transmission. Erstere wird vor der Applikation der radioaktiven Substanz durchgeführt, wenn der Patient noch keine Strahlung emittiert, d.h. noch 'kalt' ist und zweite, wenn sich im Patienten noch (Rest-)Aktivität befindet, d.h. dieser noch 'heiß' ist.

6. Korrekturen der Scannergeometrie

Die folgenden Korrekturen der Scannergeometrie beziehen sich auf Scanner mit ringförmiger Detektoranordnung. Bild 3.10 zeigt die Prinzipien der geometrischen Korrekturen, die bei diesen Scannern im 2-D- und 3-D-Modus erforderlich sind. Wie in Kapitel 3.2 schon angesprochen, handelt es sich bei den Zeilen eines Sinogramms um Parallelprojektionen des Objektes. Aufgrund der Scannergeometrie kommt es sowohl zu

Verzerrungen in transaxialer (2-D & 3-D) als auch in axialer Richtung (3-D) und somit zur Verfälschung dieser Parallelprojektionen. Die transaxialen Verzerrungen Bild 3.10 a) entstehen dadurch, daß die Projektionslinien zum Rand hin immer enger werden. Zur Entzerrung wird bei jedem Winkelschritt θ (vgl. Bild 3.2) eine lineare Interpolation dieser verzerrten Projektion auf äquidistante Bins vorgenommen. Die axialen Verzerrungen Bild 3.10 b) entstehen dadurch, daß beim 3-D-Modus die Koinzidenzschaltung ringübergreifend ist. Abhängig vom Winkelschritt ϕ variiert deshalb die Breite der Projektionslinien. Auch hier werden die Projektionen durch lineare Interpolation auf äquidistante Bins entzerrt.

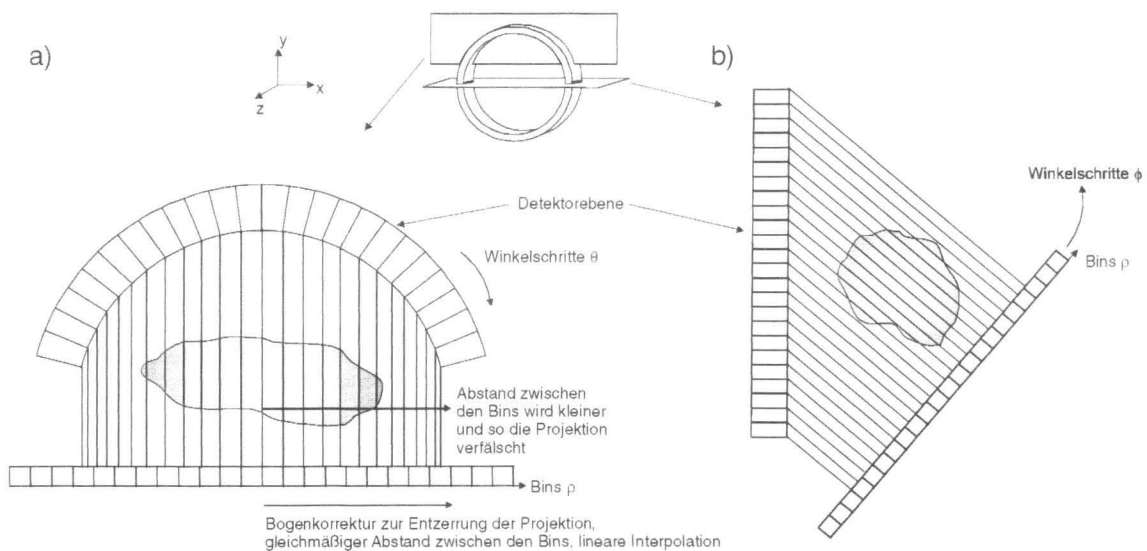


Bild 3.10: Geometrische Korrekturen; a) transaxiale (2-D & 3-D) und b) axiale Bogenkorrektur (3-D)

Bild 3.11 verdeutlicht noch einmal die Notwendigkeit einer Bogenkorrektur an der Rekonstruktion einer Phantommessung einmal ohne (links) und einmal mit (rechts) Bogenkorrektur. Wie deutlich zu erkennen ist, ist das linke Bild im Vergleich zum rechten gestaucht sowie die mit Aktivität gefüllten Bohrungen verschwommener.

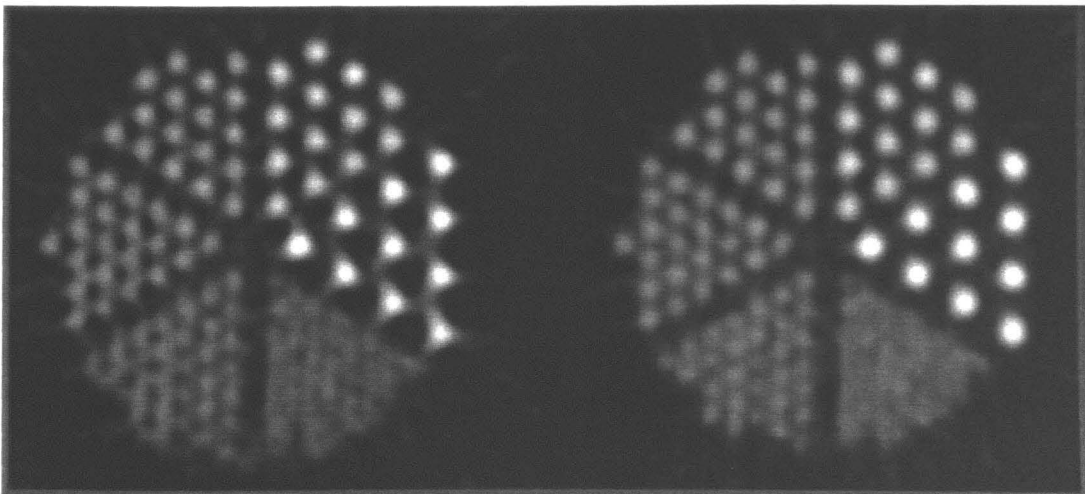


Bild 3.11: Aufnahme eines Phantoms links ohne, rechts mit transaxialer Bogenkorrektur [Sie00]

3.4 Datenfluß und Speicherung der Daten

3.4.1 Vom Positron zum Volumenbild

Anhand der ECAT-Technologie aus dem Hause Siemens/CTI veranschaulicht Bild 3.12 den Datenfluß, wie aus den emittierten Positronen der radioaktiv markierten Substanzen (vgl. Kapitel 2) durch viele elektronische Zwischenschritte ein auswertbares Volumenbild entsteht. Dieser Vorgang läßt sich in vier Hauptschritte (I-IV) einteilen [Sie99].

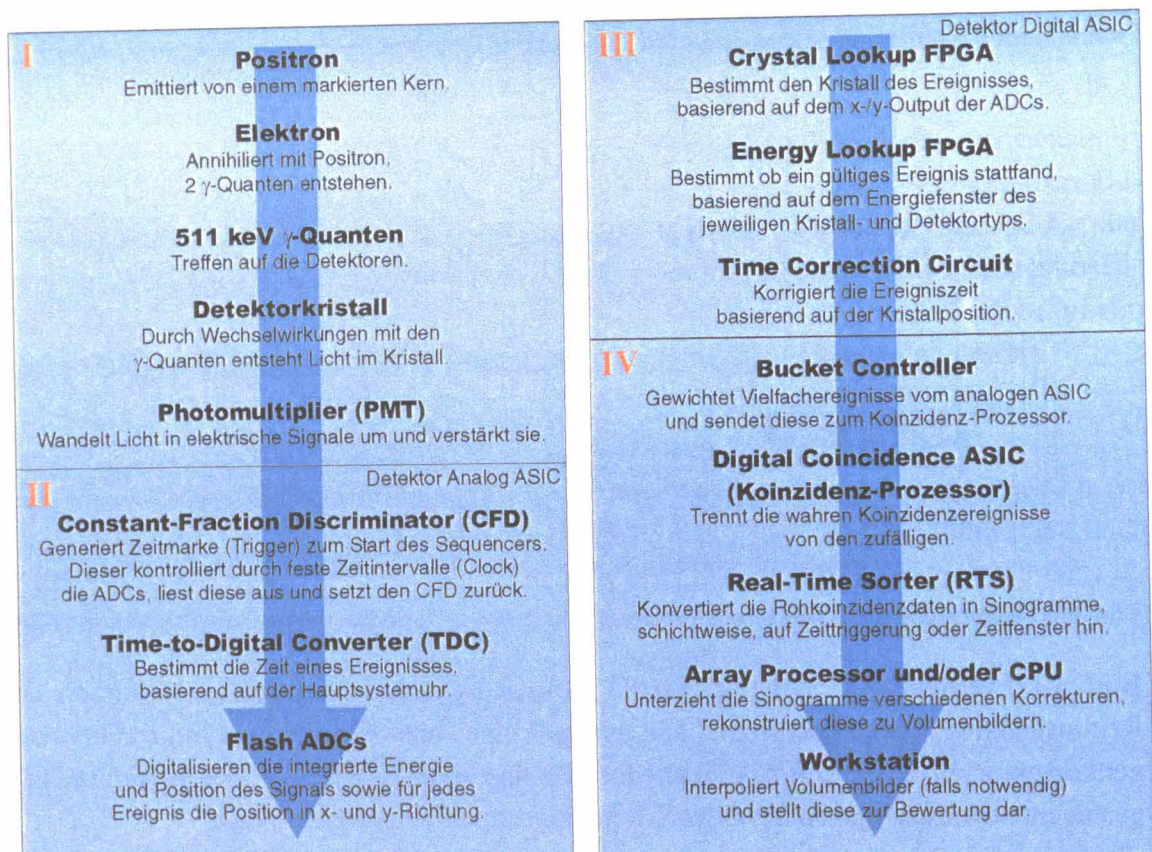


Bild 3.12: Datenfluß: vom Positron zum Bild (nach [Sie99])

Der erste Schritt (I) beinhaltet die physikalischen Prozesse von der Entstehung des Positrons über die Annihilation bis hin zur Entstehung des vom Photomultiplier registrierbaren Lichts durch Wechselwirkungen der γ -Quanten mit den Detektorkristallen.

Der Detektor Analog ASIC²³ (II) verarbeitet die Signale der PMTs, die mit den Detektorblöcken verbunden sind und liefert unter Zuhilfenahme externer ADCs (Analog-to-Digital Converter) und eines TDCs (Time-to-Digital Converter) die digitale Energie-, Positions- und Zeitinformation der einzelnen Ereignisse. Das Energiesignal setzt sich

²³ ASIC: Application Specific Integrated Circuit, (engl.: anwendungsspezifische integrierte Schaltung)

zusammen aus der Summe der vier PMT-Signale (vgl. Kapitel 1) und wird von einem Gated-Integrator²⁴ aufintegriert, um so die Energieinformation des Ereignisses zu erhalten. Analog hierzu entstehen auch die Positionsinformationen in x- und y-Richtung. Damit die Positionsinformationen der einzelnen Ereignisse nicht von deren variierender Energie abhängig sind, werden sie mit der jeweiligen Energie der Ereignisse normiert. Durch die Flash ADCs werden diese analogen Signale dann zur Weiterverarbeitung in digitale umgewandelt. Die Zeitinformation eines Ereignisses liefert der Constant-Fraction Discriminator (CFD). Hier wird, vom Prinzip her, vom aufsummierten Signal der PMTs das selbe, um eine bestimmte Zeit verzögerte, Signal subtrahiert und aus dem Nulldurchgang das Zeitsignal erzeugt (Bild 3.13). Durch dieses Verfahren ist das Zeitsignal eines Ereignisses unabhängig von dessen Energie.

Realisiert wird diese Vorgehensweise in den ECAT-Scannern nicht wie üblich durch eine externe Delayline, sondern auf einem Chip, in dem ein geschwächtes CFD-Inputsignal von einer tiefpaßgefilterten Version des Signals subtrahiert wird.

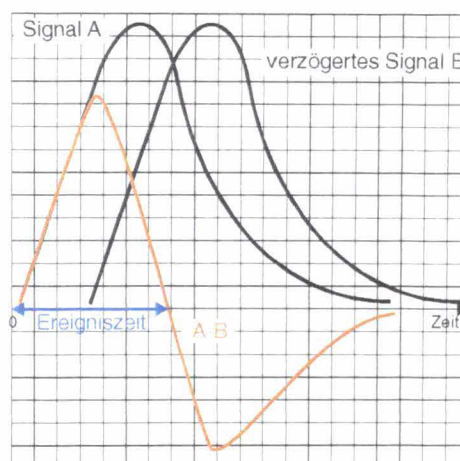


Bild 3.13: Bestimmung des Zeitsignals eines Ereignisses

Der Detektor Digital ASIC (III) erhält die digitalen Signale aus den Flash ADCs des Detektor Analog ASICs. Anhand dieser Signale stellt er fest, welcher Kristall im Detektorblock das Szintillationsereignis aufgenommen hat und ob die Energie des Ereignisses zwischen den kristallspezifischen Energieschwellen liegt. Als Ausgangssignal geht ein 24-bit-Ereignis-Wort mit Positions-, Zeit- und Energieinformation an den Koinzidenzprozessor (IV) [Sie99].

Zur Detektion der Koinzidenzereignisse wird jedes Detektormodul in Abständen von 256 ns von der Koinzidenzlogik abgefragt, wobei jede Koinzidenzeinheit 49 Detektormodulpaare unterstützt. Jedes Ereignis kann dabei durch eine 6-bit-Kodierung der Ring- und auch der Reihenposition eindeutig identifiziert werden. Für die Koinzidenzzuordnung steht für jedes Ereignis eine 6-bit-Zeitinformation zur Verfügung, die in 4 ns-

²⁴ Gated-Integrator: Integrierer, der nur in einem Zeitfenster (engl: gate) integriert, am Ende den Endwert weitergibt und wieder auf null gesetzt wird.

Segmente unterteilt ist. Der Koinzidenzprozessor überprüft fortlaufend alle möglichen Kombinationen von Detektormodulpaaren auf Ereignisse innerhalb eines 12 ns-Zeitfensters. Durch die Größe dieses Zeitfensters können 95 % aller wahren Koinzidenzen erfaßt werden. Der Koinzidenzprozessor selektiert bis zu vier Paar Ereignis-Wörter, die innerhalb der nächsten 256 ns zu 32-bit-kodierten LOR²⁵-Wörtern kombiniert werden, und schickt diese als Ausgangssignal an den Real-Time Sorter (RTS). Für den Fall, daß in einer 256 ns-Periode einmal mehr als vier Koinzidenzereignisse detektiert werden, werden diese bis zur nächsten Periode im Speicher gehalten, um den Datenfluß innerhalb des Systems zu verbessern.

Der RTS konvertiert die Rohkoinzidenzdaten zur Speicherung und Rekonstruktion in Sinogramme (vgl. Kapitel 3.2). Dabei können die Sinogramme schichtweise, zeitgetriggert oder zeitfensterweise abgelegt werden. Bei der Sinogrammspeicherung unterscheidet man zwei Prozesse. Der ADD ONE-Prozess nimmt ein Koinzidenzereignis auf, der SUBTRACT ONE-Prozess dient zur Echtzeitkorrektur zufälliger Koinzidenzen.

Die Größe des RTS-Sinogrammspeichers beträgt mindestens 64 Mbyte und ist erweiterbar auf 512 Mbyte. Nach der Akquisition eines Frames oder einer Bett-Position werden die Sinogrammdaten auf die Akquisitionsfestplatte verschoben, wobei der Datentransfer und die Aufnahme des neuen Sinogramms parallel laufen [Sie99].

Vor der Rekonstruktion (Kapitel 4) werden die Sinogramme den in Kapitel 3.3 beschriebenen Korrekturen unterzogen, die bei den ECAT-Scannern folgende Reihenfolge haben [Sie99]:

- Echtzeit-Subtraktion der zufälligen Koinzidenzen
- Korrektur der Akquisitions- und Zerfallszeit
- Branching fraction²⁶ Korrektur
- Totzeitkorrektur
- Normalisierungskorrektur
- Scatterkorrektur
- Schwächungskorrektur
- Geometrische Korrekturen

Neben den Emissionsdaten werden, wie in Kapitel 3.3 angesprochen, auch Blank-, Transmissions-, Normalisierungs- und Kalibrierungsmessungen durchgeführt. All diese Daten werden dann in Hersteller-spezifischen Datenbanken abgelegt.

²⁵ LOR: Line of Response, (engl.: Koinzidenzlinie)

²⁶ Branching fraction (engl.): Anteil der Positronenzerfälle von den Gesamtzerfällen, z.B. ¹⁸F: 100 % β^+

3.4.2 Struktur der Datenverwaltung

Um bei der Vielzahl der Patientenmessungen in einer Klinik einen schnellen und einfachen Zugriff auf die Daten einzelner Patienten zu ermöglichen, ist in die Software der heutigen Scanner immer eine Datenbank integriert. Bild 3.14 zeigt anhand der ECAT-Datenbank eine mögliche Struktur einer solchen Datenverwaltung. Hier wird auf oberster Ebene zunächst eine Patientenliste angelegt, die ausschließlich die Namen der Patienten enthält. Für jeden Patienten wird in einer zweiten Ebene eine Liste der mit ihm durchgeführten Studien bzw. Untersuchungen angelegt. Für jede dieser Untersuchungen stehen in einer dritten Ebene Verweise auf die Datensätze der entsprechenden Emissionen, Transmissionen und Texte, die auf einem Datenträger abgelegt sind.

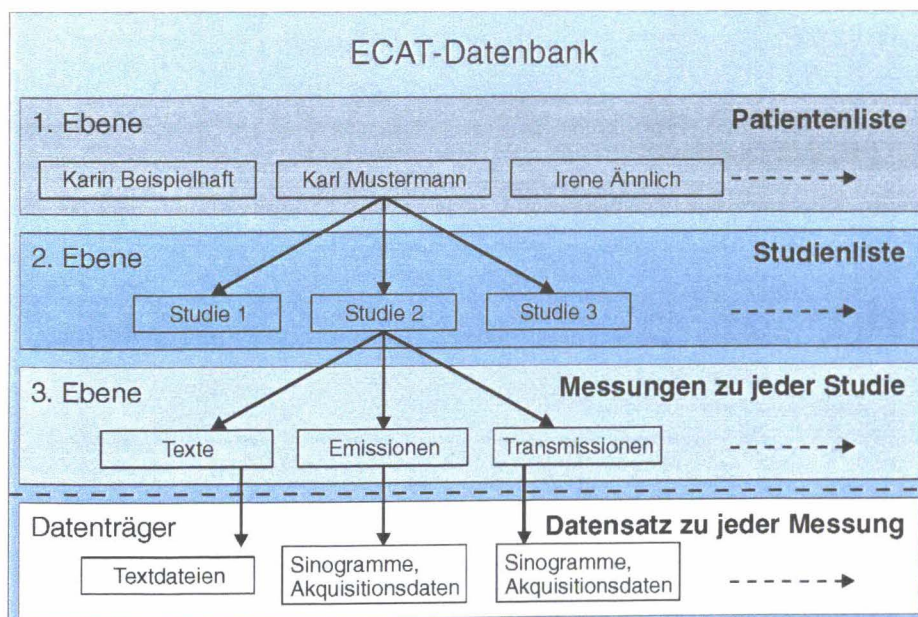


Bild 3.14: Struktur der ECAT-Datenbank

Bei der ECAT-Datenbank kann der Anwender allerdings nur auf Datensätze zugreifen, die mit entsprechenden Links auch in der Datenbank auftreten. Hierzu ist es erforderlich, daß fremde Dateien, z.B. Daten, die ein Patient bei einem Klinikwechsel mitbringt, über entsprechende Verfahren in die Datenbank importiert werden.

Die schon erwähnten Blank-, Normalisierungs- und Kalibrierungsmessungen sind separat als 'Patienten' aufgeführt. Hier findet man dann z.B. unter dem Patientennamen 'Daily Blank' als Studien die Blankmessungen der entsprechenden Wochentage. Diese Messungen werden in regelmäßigen Abständen durchgeführt, um eine genaue Quantifizierbarkeit der Messungen zu gewährleisten.

3.4.3 Vernetzung der PET-Rechnerumgebung

Anhand der Rechnerumgebung des Instituts für Medizin des Forschungszentrums Jülich soll hier beispielhaft gezeigt werden, wie ein PET-System in diese Umgebung integriert werden kann. Bild 3.15 zeigt in einem kleinen Ausschnitt dieser Rechnerumgebung die Integration des ECAT EXACT HR⁺. An dieser Stelle muß der Vollständigkeit halber erwähnt werden, daß ebenfalls der PET-Scanner PC4096/15WB der Firma Scanditronix/GE in dieses Netzwerk eingebunden ist.

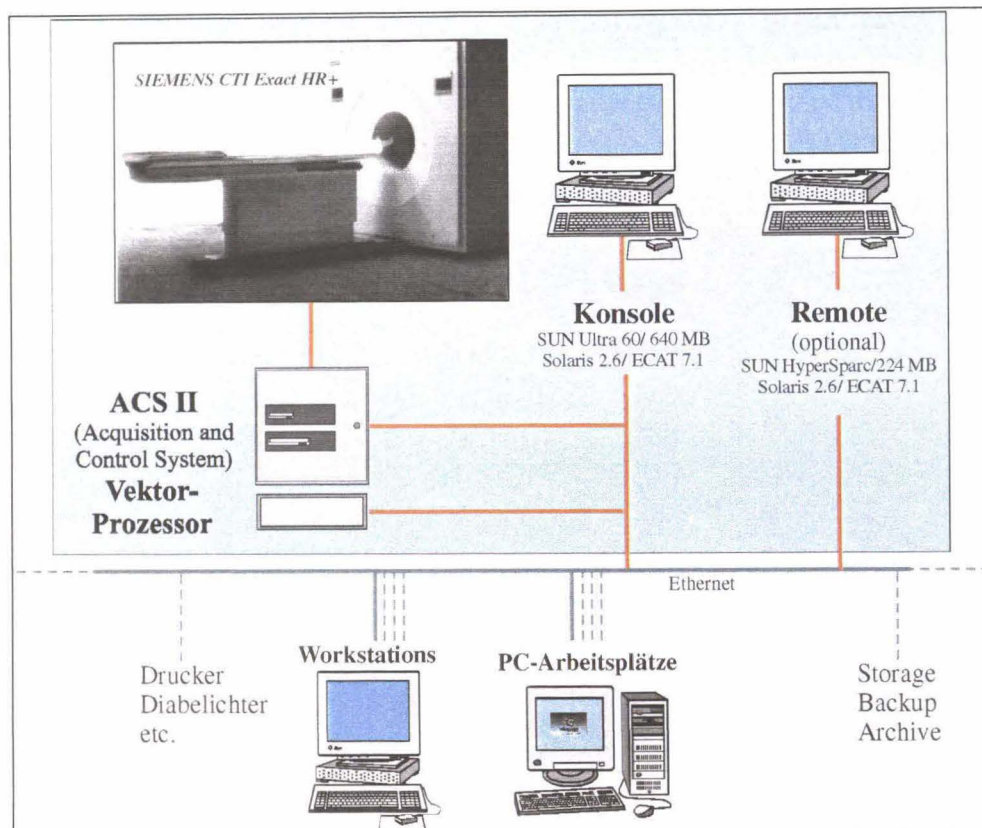


Bild 3.15: Einbindung des ECAT EXACT HR⁺ in die Rechnerumgebung des Instituts für Medizin [FZJ00]

Im PET-Scanner und der ACS II (Acquisition and Control System) laufen die in Kapitel 3.4.1 beschriebenen Prozesse der Datenakquisition ab und der Vektorprozessor rekonstruiert die aufgenommenen Sinogramme zu Schichtbildern. Die Konsole-Workstation bildet die Mensch-Maschine-Schnittstelle. Nur über sie kann der Scanner angesprochen und so Messungen durchgeführt werden. Weiterhin können über die Konsole- und die Remote-Workstation ausschließlich Rekonstruktionen gestartet und die Datenbank verwaltet werden. Über das Ethernet können dann die rekonstruierten Daten an Workstations und PCs bearbeitet werden. Angeschlossene Massenspeicher ermöglichen ein tägliches Backup sowie eine Langzeitarchivierung der Daten.

3.4.4 Die Mensch-Maschine-Schnittstelle

Die Bedienung der Scanner geschieht heute ausschließlich über eine graphische Benutzeroberfläche. Von der Herstellerseite ist die Software so konzipiert, daß es für 'einen einfachen Betrieb' des Scanners ausreicht, die Patientendaten einzugeben und einen vordefinierten Akquisitionsmodus, z.B. 'Whole-Body-Scan' auszuwählen.

In den Bildern 3.16 und 3.17 sind die Akquisitionsbildschirme des ADVANCE und des ECAT EXACT HR+ dargestellt. Neben den für den Anwender während einer Aufnahme wichtigen Informationen beinhalten beide auch Hersteller-individuelle Angaben.

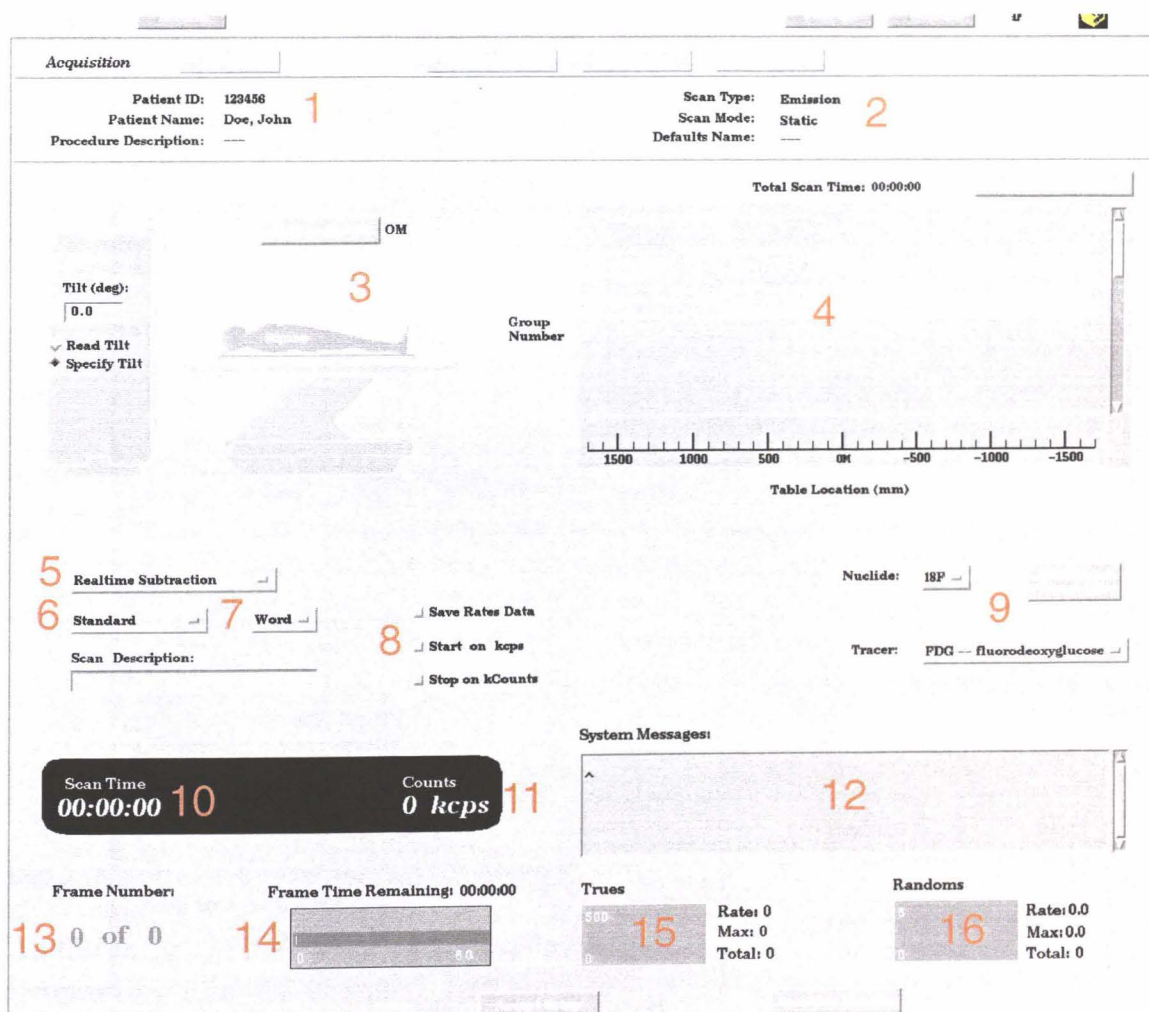


Bild 3.16: Akquisitionsbildschirm des ADVANCE [Hof00]

- 1: Patientenname, -nummer, Scan Nummer
- 2: Informationen zur Art des Scans
- 3: Anzeige der Patienten- bzw. Bettposition
- 4: Spezielles Feld für Statik, Ganzkörper, Dynamik, Kardiologie (nur ADVANCE)
- 5: Echtzeit-Subtraktion der zufälligen Koinzidenzen
- 6: Anzeige der Septenposition (2-D Septen drin, 3-D Septen draußen)
- 7: Word oder Byte Mode (nur ADVANCE)
- 8: Optionen zum Start & Stop bei best. Countraten (nur ADVANCE)

- 9: Tracer Informationen (nur ADVANCE)
- 10: Scan Zeit
- 11: Anzeige der Counts
- 12: Systemmeldungen (nur ADVANCE)
- 13: Frame Nummer
- 14: Restliche Frame Zeit
- 15: Informationen zu den wahren Koinzidenzen (Trues)
- 16: Informationen zu den zufälligen Koinzidenzen (Randoms)
- 17: 'Not Aus', ermöglicht direkten Stop des Scans (nur ECAT EXACT HR⁺)
- 18: Buttons zum Start, Stop, 'Vor-' und 'Rücksetzen' des Scans (nur ECAT EXACT HR⁺)
- 19: Anzeige des freien Datenträgerplatzes (nur ECAT EXACT HR⁺)
- 20: Anzeige der Totzeit (nur ECAT EXACT HR⁺)
- 21: Anzeige der Startzeit und der verbleibenden Zeit des Protokolls (nur ECAT EXACT HR⁺)
- 22: Anzeige für eine laufende Messung (nur ECAT EXACT HR⁺)

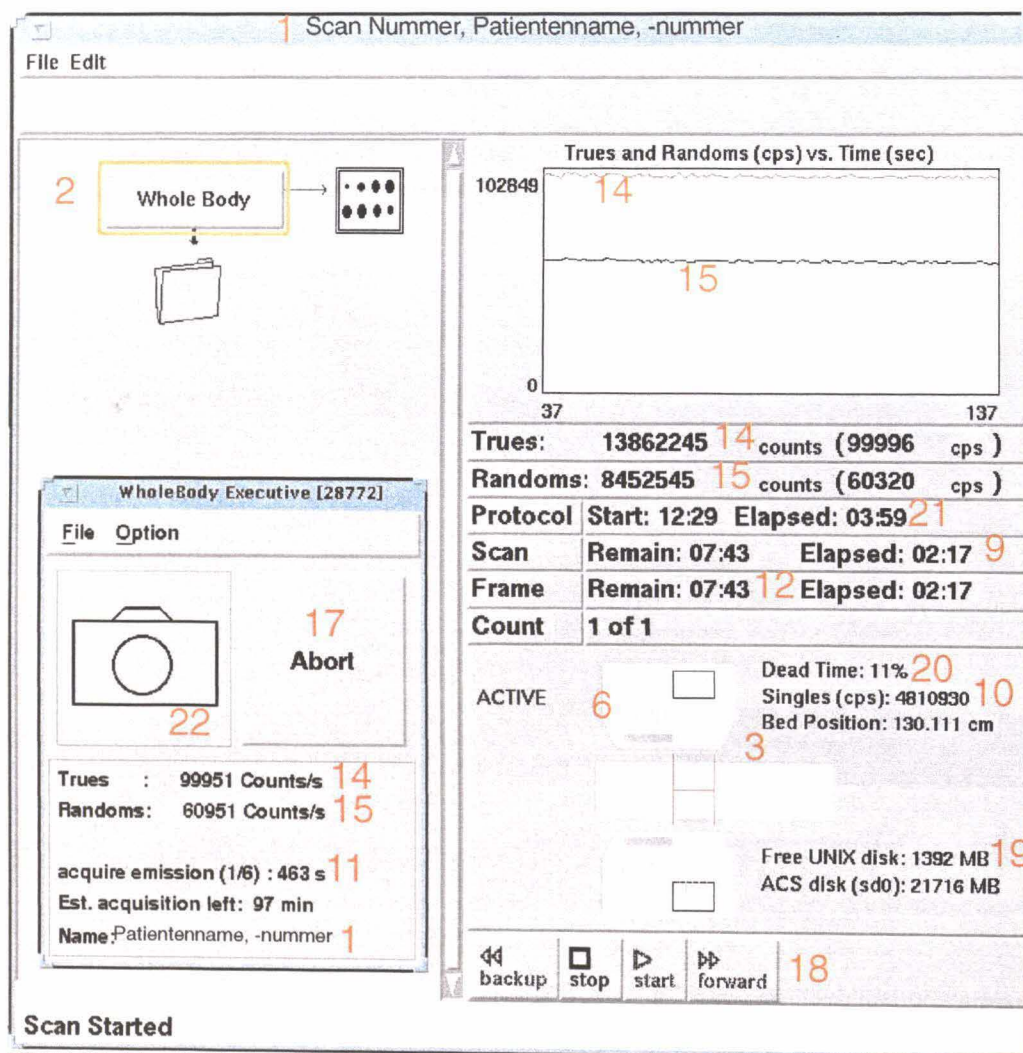


Bild 3.17: Akquisitionsbildschirm des ECAT EXACT HR⁺ [FZJ00]

So wie die Akquisitionsbildschirme sind auch alle anderen Schritte, die ein Anwender von der ersten Eingabe eines neuen Patienten über die Auswahl oder Selbstgestaltung des Aufnahmeprotokolls bis hin zur Konfiguration der Rekonstruktion graphisch aufbereitet.

Wie schon angedeutet, verfügt die Software der Scanner sowohl über vorgefertigte Aufnahmeprotokolle, wie z.B. das für einen 'Whole-Body-Scan', als auch über die Möglichkeit, individuelle Aufnahmeprotokolle seitens des Anwenders zu erstellen.

Bild 3.18 zeigt hierzu beispielhaft den Protocol Builder der ECAT-Software. Hier sind drei Emissions- (Static Emission (E)) mit den dazugehörigen Transmissionsmessungen (TX Scan (T)) dargestellt. Die Reihenfolge der Aufnahmen ist hier nach dem Schema TE ET TE (1., 2., 3. Bettposition) gewählt. Der ständige Wechsel der Aufeinanderfolge von Emission und Transmission liegt darin begründet, daß für jede Transmission die Transmissionsquellen in das FOV eingefahren werden müssen, so daß man zur Reduzierung der Gesamtaufnahmezeit zwei Transmissionen für zwei aufeinanderfolgende Bettpositionen nacheinander aufnimmt.

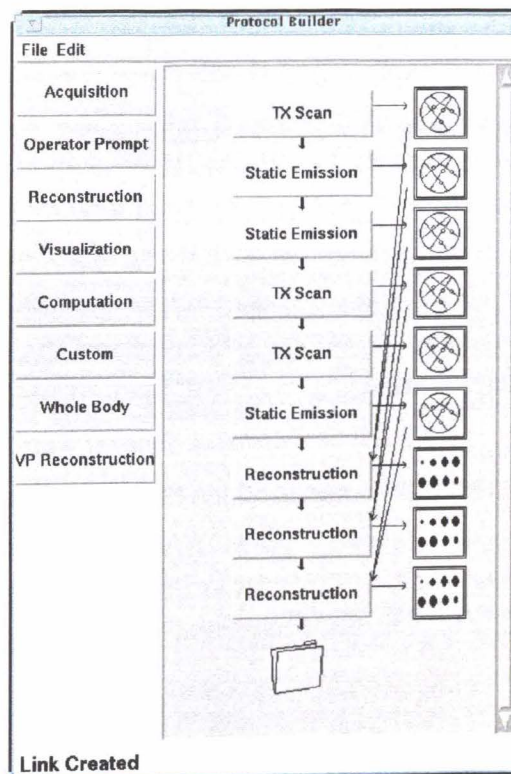


Bild 3.18: Protokoll Builder der ECAT-Software [FZJ00]

An die einzelnen Aufnahmen anschließend werden die Rekonstruktionen der einzelnen Bettpositionen in das Protokoll aufgenommen. Dies erfolgt dadurch, daß die entsprechenden Emissions-/Transmissionspaare durch Pfeilverbindungen in ein Rekonstruktionsfeld verweisen.

Welche Möglichkeiten der Anwender hat, diese Rekonstruktionen zu beeinflussen, zeigt Bild 3.19 anhand des Rekonstruktionsmenüs des ADVANCE. Zunächst kann hier die Größe des rekonstruierten Bildes in den Schritten 64×64 , 128×128 oder 256×256 Pixel gewählt werden (1). Als nächstes stehen mehrere Filter (vgl. Kapitel 4) und Startpunkte (2) zur Verfügung. Durch die Einstellungen unter (3) besteht die Möglichkeit, das FOV im Bereich eines Durchmessers von 6,4-55 cm zu variieren. Die Punkte (4)

und (5) widmen sich der Schwächungskorrektur. Hier wird festgelegt, ob es sich um eine heiße oder kalte Transmission gehandelt hat und ob sie zur Schwächungskorrektur segmentiert wird oder nicht bzw. ob nur eine rechnerische Schwächungskorrektur erfolgen soll. In Punkt (6) können die schon in Kapitel 3.3 angesprochenen Korrekturen ein- bzw. ausgeschaltet werden. Das große Fenster im unteren Bereich des Bild 3.19 zeigt den Queue Status an, d.h. die Rekonstruktionsfolge mit der Reihenfolge der Prioritäten.

The screenshot shows the 'Extended Recon' window of the ADVANCE software. It contains several sections for configuring the reconstruction process:

- Patient Information:** Patient ID: sidebyside, Patient Name: Two 20cm cylinders, Scan Description: Two phantoms 2D emission.
- Scan Parameters:** Scan Type: Emission, Scan Mode: Static, Defaults Name: ---, Total Slices: 35.
- Output Settings (1):** Output: Image, Matrix Size: 128 x 128.
- Transaxial Filter (2):** Hanning, Cutoff (mm): 8.5.
- Image Set Description:** Two phantoms 2D emission.
- Display Field of View (cm) (3):** A circular diagram with axes A, P, R, L. Diameter: 55.0, Center L: 0.00, Center P: 0.00.
- Type:** Measured.
- Well Counter File:** Default, P27 WCC A7774 4/10 EdK.
- Well Counter:** Sensitivity & Activity (6).
- Randoms:** Realtime Subtraction (4).
- Normalization:** Default, Norm. Corr. 4/10 Rel3 EdK.
- Geometric:** Yes.
- Deadtime:** Yes.
- Decay:** Yes.
- Scatter:** Yes.
- Smooth (4):** Gaussian, Smooth (mm): 8.
- Blank (5):** Default, Blank 4/26: BA042/GE.
- Transmission Scan:** 16:11:00 Two phantoms 10min transmission.
- T + E Subtraction:** 15:51:39 Two phantoms 2D emission.
- Queue Table (7):** A table with columns: Number, Patient ID, Patient Name, Type, Mode, Description, Slices.

Bild 3.19: Rekonstruktionsmenu des ADVANCE [Hof00]

Was aber mit den Daten während der Rekonstruktion geschieht, und worin die Unterschiede der einzelnen Rekonstruktionsverfahren bestehen, bleibt dem Anwender verborgen. Im folgenden Kapitel wird deshalb die Funktion einzelner Rekonstruktionsalgorithmen und die Mathematik, die hinter einer rekonstruierten Aktivitätsverteilung steckt, näher betrachtet.

4 Datenrekonstruktion

4.1 Historischer Rückblick

Die Grundlagen der Bildrekonstruktion gehen auf das Jahr 1917 zurück, als von J. Radon das eigentliche mathematische Problem, nämlich die Rekonstruktion von Objekten aus gemessenen Projektionen, gelöst wurde [Rad17]. Seitdem hat die nach ihm benannte Radontransformation in vielen Bereichen, wie z.B. der Kristallographie, Radioastronomie, Elektronenmikroskopie, Röntgendiagnostik und -therapie, Nuklearmedizin, Ultraschall und Kernspinresonanz Anwendung gefunden. Den Einzug in die Medizin hielt die Radontransformation über die Röntgen-Computer-Tomographie (CT). Wie schwierig und zögerlich sich allerdings dieser Einzug gestaltete, zeigt die folgende Aussage A.M. Cormacks bezüglich der Resonanz auf seine 1963 veröffentlichte echt rekonstruktive Transmissionstomographie in der radiologischen Anwendung, in der bereits auch eine mögliche Anwendung des Verfahrens in der PET angesprochen wird: „Es gab kaum eine Resonanz. Die interessanteste Nachfrage nach einem Sonderdruck kam vom Schweizer Zentrum für Lawinenforschung. Die Methode wäre für die Bestimmung der Schneehöhen auf Bergen geeignet, falls man entweder den Detektor oder die Quelle in das Gestein unter den Schnee bringen könnte!“ [Cor80].

Für die PET konnten schließlich die analytischen Rekonstruktionsalgorithmen aus der CT übernommen werden, aus denen sich die gefilterte Rückprojektion zum bis heute gebräuchlichsten Verfahren herauskristallisierte [Wie89].

R. Gordon et al. [Gor70] waren 1970 die ersten, die ein iteratives Rekonstruktionsverfahren, den ART-Algorithmus (Algebraische Rekonstruktionstechnik), vorstellten. Obwohl die Bildqualität der iterativen Verfahren weitaus besser ist als die der analytischen Algorithmen, konnten sie sich anfangs nur langsam durchsetzen. Ihre entscheidenden Nachteile im Vergleich zu den analytischen Verfahren waren die wesentlich längeren Rechenzeiten und der große Speicherplatzbedarf, sowie fehlende Abbruchkriterien, so daß sie zunächst hauptsächlich für die Forschung von Interesse waren. Durch die Entwicklung immer leistungsfähigerer Computer wurden die iterativen Verfahren in den letzten Jahren auch für die Anwendung im klinischen Alltag interessant. Die Implementierung der Algorithmen orientierte sich dabei am Entwicklungsstand der Tomographen und war auf die Rekonstruktion von 2-D-Messungen beschränkt. Eine entsprechende Anpassung dieser Implementierungen an die Entwicklung von Tomographen zur Akquisition von 3-D-Datensätzen scheiterte aufgrund der großen zu bearbeitenden Datenmengen. So ist derzeit eine iterative Rekonstruktion von 3-D-Aufnahmen nur durch

die Umrechnung der 3-D- in 2-D-Datensätze (Rebinning) und die anschließende Rekonstruktion dieser 2-D-Daten möglich. Das Rebinning (Kapitel 4.3) kann hier jedoch zu einer Verringerung der Bildqualität, insbesondere in axialer Richtung, führen.

Im Institut für Medizin des Forschungszentrums Jülich entsteht zur Lösung dieses Problems seit 1997 ein neues iteratives Bildrekonstruktionsprogramm für PET-Daten namens Marvin. Das Programm Marvin soll durch eine neue Implementierung der bekannten Algorithmen möglichst ohne Einbußen an Bildqualität und mit akzeptablen Rechenzeiten neben 2-D- auch 3-D-PET-Datensätze rekonstruieren. Aus historischen und entwicklungsbedingten Gründen enthält Marvin verschiedene Rekonstruktionsalgorithmen und Gewichtungungsverfahren der Systemmatrix, wobei besonders die beiden in der PET am weitesten verbreiteten iterativen Verfahren, der Maximum-Likelihood Expectation-Maximization-Algorithmus (MLEM), der 1982 von L.A. Shepp und Y. Vardi [She82] vorgestellt wurde und der Ordered-Subset-MLEM (OSEM), eine Weiterentwicklung des MLEM durch H.M. Hudson von 1994 [Hud94], von Interesse sind.

4.2 Die Rekonstruktion

Die in Gleichung 4.1 wiedergegebene Radonformel beschreibt die Beziehung zwischen den korrigierten Meßwerten $b_{\text{kor}}(\rho, \theta)$ im Sinogramm und der unbekannten Radioaktivitätsverteilung $x(x, y)$ im rekonstruierten Bild.

$$b_{\text{kor}}(\rho, \theta) = \int_{L(\rho, \theta)} x(x, y) dl(\rho, \theta)$$

Gleichung 4.1: Radonformel

Neben analytischen Rekonstruktionsmethoden, die auf einer Rückprojektion der Sinogrammwerte vom Radonraum in den Ortsraum basieren, existieren auch noch algebraische Verfahren, die sich durch eine bessere Bildqualität, aber auch durch einen höheren Rechenaufwand auszeichnen. Im folgenden werden die Vorgehensweisen dieser beiden Verfahren erläutert.

4.2.1 Gefilterte Rückprojektion (FBP)

An dieser Stelle sei angemerkt, daß die hier beschriebene Filterung auch als Faltung im Ortsbereich realisiert werden kann. Die gefilterte Rückprojektion läßt sich in zwei getrennten Schritten beschreiben:

1. Filterung

Zunächst werden die einzelnen eindimensionalen Projektionen $b(\rho, \theta)$ fouriertransformiert,

$$B(v) = \int_{-\infty}^{+\infty} b(\rho, \theta) \cdot e^{-2\pi i v \rho} d\rho \quad \text{Gleichung 4.2}$$

mit einem Hochpaßfilter $H(v)$ gefiltert

$$B_f(v) = B(v) \cdot H(v) \quad \text{Gleichung 4.3}$$

und schließlich einer inversen Fouriertransformation

$$b'(\rho, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} B_f(v) \cdot e^{2\pi i v \rho} dv \quad \text{Gleichung 4.4}$$

unterzogen [Pre90].

Als Hochpaßfilter dient der Rampfilter, der allerdings zur Vermeidung der unerwünschten Verstärkung von hochfrequenten Rauschsignalen mit Hilfe geeigneter Fensterfunktionen zum Shepp-Logan-, Hann- oder Hammingfilter [Tof96] modifiziert wird (Bild 4.1).

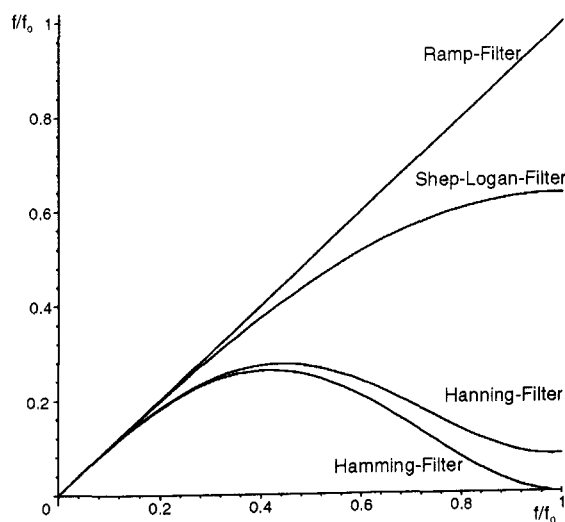


Bild 4.1: Filterfunktionen

$$\text{Ramp-Filter: } H(v) = |v|$$

$$\text{Shepp-Logan-Filter: } H(v) = |v| \frac{\sin\left(\frac{\pi v}{2v_1}\right)}{\left(\frac{\pi v}{2v_1}\right)}$$

$$\text{Hann-Filter: } H(v) = |v| \left(1 + \cos\left(\frac{\pi v}{2v_1}\right)\right) \cdot \frac{1}{2}$$

$$\text{Hamming-Filter: } H(v) = |v| \left(\alpha + (1 - \alpha) \cos\left(\frac{\pi v}{v_u}\right)\right)$$

2. Rückprojektion

Nach der Filterung werden die aus den verschiedenen Blickwinkeln θ aufgenommenen Daten in die x/y-Ebene zurückprojiziert (Gleichung 4.5). Durch diese Überlagerung der einzelnen Rückprojektionen erhält man ein Bild der tatsächlichen Aktivitätsverteilung im untersuchten Objekt.

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

Gleichung 4.5: Rückprojektion

Eine einfache Rückprojektion ohne Filterung hätte den Nachteil, daß durch die Rückprojektion höhere Frequenzen im Bild $x(x, y)$ unterdrückt werden. Dieses Tiefpaßverhalten der Rückprojektion äußert sich im rekonstruierten Bild darin, daß es zu einer weitreichenden Verschmierung der Aktivitätskonzentration um ihr Maximum herum kommt und so der Aussagegehalt des Bildes stark beeinträchtigt wird. Mit Hilfe der vorausgehenden Hochpaßfilterung erhält man negative Werte an den Flanken der Profile und kann so die durch die Überlagerung der Projektionslinien dort entstandenen positiven Werte kompensieren [Lau93]. Bild 4.2 zeigt am Beispiel der Computertomographie eine Gegenüberstellung von einfacher und gefilterter Rückprojektion. Statt der Filterung im Frequenzraum wird hier eine entsprechende Faltung im Ortsraum durchgeführt.

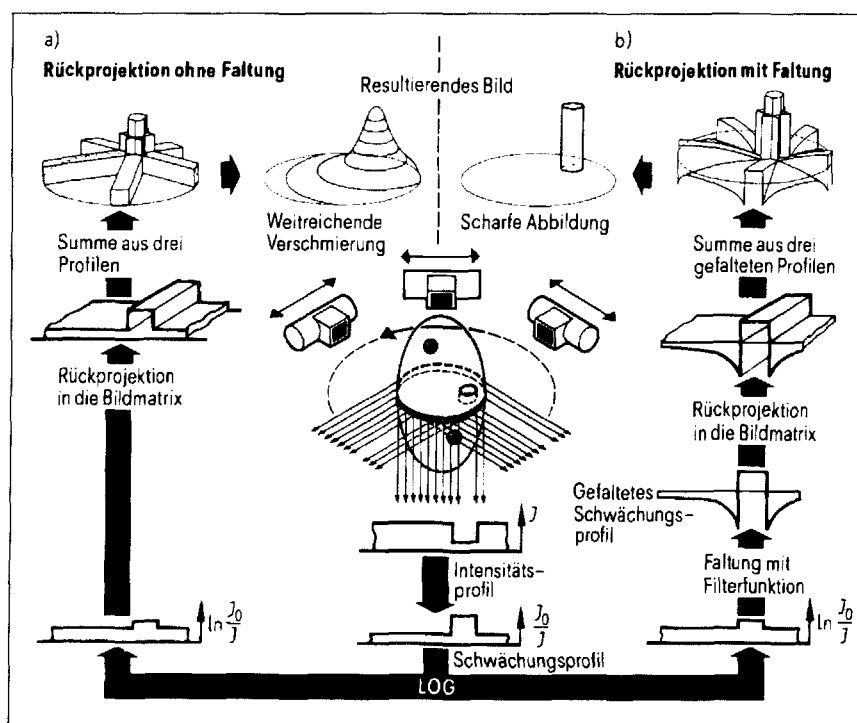


Bild 4.2: Einfache und gefilterte Rückprojektion im Vergleich [Kre88]

4.2.2 Die iterative Rekonstruktion

Bei algebraischen Rekonstruktionsmethoden wird das Problem zunächst als lineares Gleichungssystem formuliert:

$$b_n = A_{m \times n} \cdot x_m \quad \text{Gleichung 4.6}$$

Dabei enthält b die gemessenen Werte, x das zu berechnende rekonstruierte Bild und die Systemmatrix A beschreibt die Abbildungseigenschaften des Tomographen. Die Werte a_{ij} der Systemmatrix geben dabei u.a. an, mit welchem Anteil (Gewicht) der Voxel j zur Projektionslinie i beiträgt. Zur Berechnung dieser Anteile existieren verschiedene Möglichkeiten. Die gebräuchlichsten Verfahren lassen sich in die in Bild 4.3 dargestellten Gruppen einteilen.

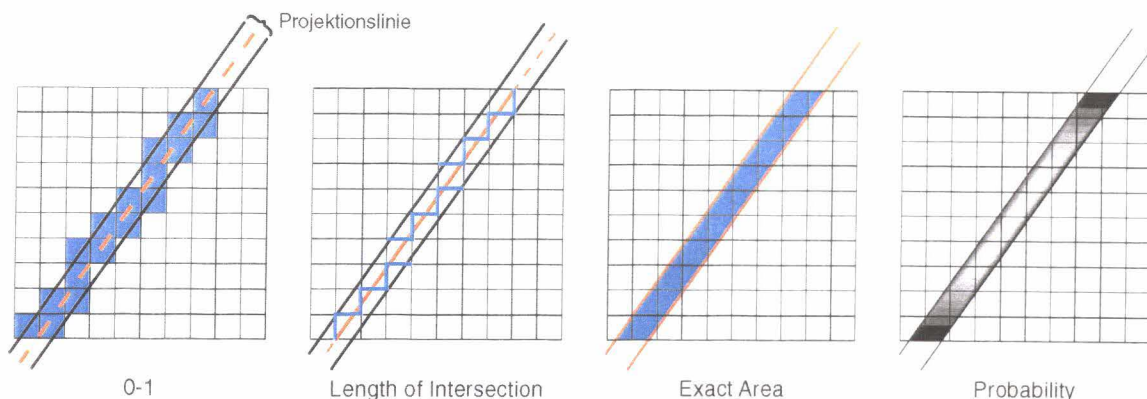


Bild 4.3: Gewichtungsverfahren, hier für Pixel (2-D) dargestellt, analog für Voxel (3-D)

Bei der 0-1-Gewichtung wird ein Pixel dann einem Projektionsstrahl zugeordnet, wenn dessen Mittellinie den Pixel schneidet [Gor70] [Gor74]. Die Length-of-Intersection-Gewichtung beteiligt die Pixel prozentual an der Projektion. Ausschlaggebend ist hier die Länge der Strecke, auf der die Mittellinie des Projektionsstrahls den Pixel schneidet [Gul85] [Her93]. Für eine Exact-Area-Gewichtung wird die exakte Fläche, die der Projektionsstrahl aus einem Pixel 'herausschneidet', berechnet. Bei der Projektion werden die Pixel dann entsprechend der Flächengröße berücksichtigt [Lip95]. Die Probability-Gewichtung berechnet die Wahrscheinlichkeit, mit der ein Annihilationsereignis im Mittelpunkt eines Pixels von zwei bestimmten Detektoren erfasst wird. In der Mitte des Projektionsstrahls, der zwischen diesen beiden Kristallen liegt, ist die Detektionswahrscheinlichkeit am höchsten, während sie zu den Rändern des Strahls hin abnimmt. Je größer diese Wahrscheinlichkeit ist, desto heller ist die Fläche der Projektionslinie in Bild 4.3. Um die Genauigkeit der Berechnung zu erhöhen, kann jeder Pixel in Unterpixel aufgeteilt werden (Subsampling). Für die Mittelpunkte dieser Unterpixel wird dann die beschriebene Wahrscheinlichkeit berechnet. Die Gewichtung des Hauptpixels ergibt sich dann als Mittelwert der Detektionswahrscheinlichkeiten der Unterpixel [Che91] [Ter97].

4.2.2.1 Der Maximum-Likelihood Expectation-Maximization (MLEM)-Algorithmus

Im Gegensatz zu den analytischen Verfahren berechnen die algebraischen Verfahren die Aktivitätswerte nicht direkt, sondern benutzen i.a. ein iteratives Vorgehen, bei dem zunächst ein Anfangswert (z.B. eine Gleichverteilung) für die gesuchte Aktivitätsverteilung angenommen wird. Das aus diesem Ausgangsbild durch eine Vorwärtsprojektion gewonnene Sinogramm $b_j^{(0),\text{forward}}$ wird mit dem gemessenen Sinogramm b_j verglichen und man erhält das Korrektursinogramm $b_j^{(0),\text{quotient}}$. Durch dessen Rückprojektion ergeben sich die Korrekturwerte $x_i^{(0),\text{backward}}$, die angeben, wie stark die einzelnen Voxel des Ausgangsbildes korrigiert werden müssen, um sich dem zu rekonstruierenden Bild anzunähern. Nach einer Multiplikation des Ausgangsbildes mit den Korrekturwerten erhält man das Bild der ersten Iteration $x_i^{(1)}$. Dieser Vorgang ist in Bild 4.4 für zwei Iterationen dargestellt und lässt sich beliebig oft, bzw. bis zu einem Abbruchkriterium fortsetzen.

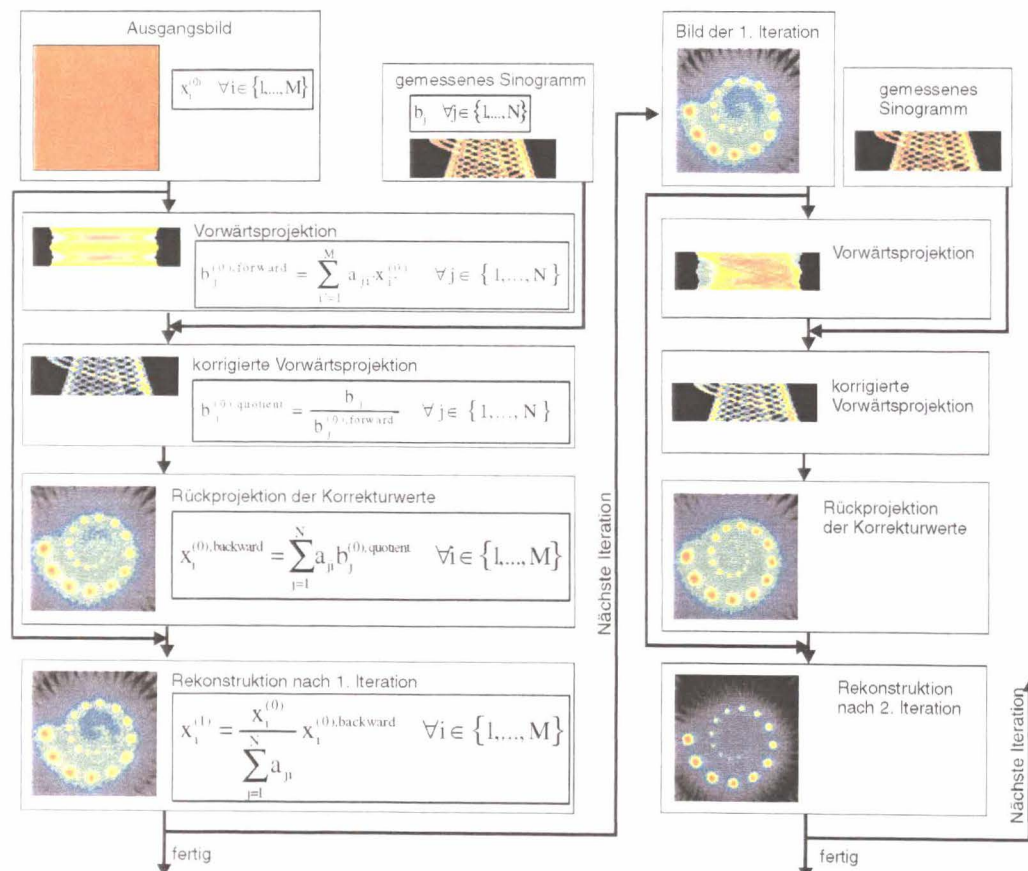


Bild 4.4: Ablauf des MLEM-Algorithmus [Keh99]

Wenn man die einzelnen Schritte aus Bild 4.4 zusammenfaßt, erhält man die in Gleichung 4.7 dargestellte Iterationsformel für die MLEM-Rekonstruktion, die auch als Maximum-Likelihood-Lösung der physikalisch-statistischen Betrachtung des Rekonstruktionsproblems angesehen werden kann [She82].

$$x_i^{(n+1)} = \frac{x_i^{(n)} \sum_{j=1}^N a_{ji} b_j}{\sum_{j=1}^N a_{ji} \sum_{i'=1}^M a_{ji'} x_{i'}^{(n)}} \quad \forall i \in \{1, \dots, M\}$$

n: Iteration

b_j: Counts in der TOR ja_{ji}: Gewicht eines Voxels i in der TOR jx_i: Aktivität im Voxel i

M: Anzahl der Voxel im rekonstruierten Bild

N: Anzahl der Sinogrammwerte

Gleichung 4.7: Iterationsformel für die MLEM-Rekonstruktion

Die in Gleichung 4.7 dargestellte iterative Formel konvergiert stetig monoton in den Sinogrammen. Das Problem bei der Maximum-Likelihood-Methode besteht darin, daß Bildwerte hoher Aktivität weiterhin inkrementiert werden, wonach Bildwerte geringerer Aktivität weiterhin gegen Null streben. So erhält man zwar eine Annäherung in den Sinogrammen, aber keine Konvergenz im Bild.

4.2.2.2 Das Ordered-Subset-MLEM (OSEM)-Verfahren

Der OSEM-Algorithmus [Hud94] unterscheidet sich vom einfachen MLEM-Algorithmus dadurch, daß eine Iteration nicht alle Winkelschritte auf einmal betrachtet, sondern, wie in Bild 4.5 vereinfacht dargestellt, diese in einzelne Subsets unterteilt ist. Bei der Berechnung der obigen Formel wird immer nur eine Teilmenge der Winkel (Subset) betrachtet. Die nacheinander durchgeführte einmalige Berechnung aller Subsets entspricht dabei einer Iteration. Das Ergebnis des OSEM-Algorithmus mit S Subsets und n Iterationen entspricht dabei nahezu dem einfachen MLEM-Algorithmus mit n·S Iterationen, benötigt jedoch etwa um den Faktor S weniger Rechenzeit [Keh99].

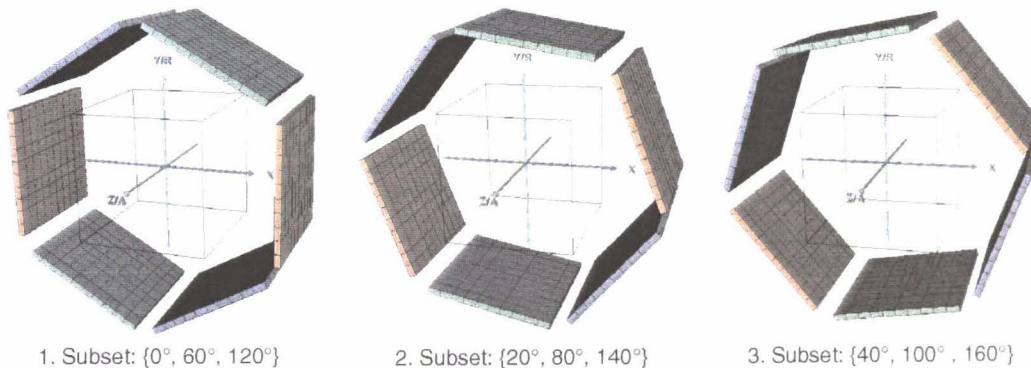


Bild 4.5: Ordered-Subset Rekonstruktion, eine Iteration, drei Subsets [Keh99]

Unter Berücksichtigung dieser Vorgehensweise in Gleichung 4.7 ergibt sich für den OSEM-Algorithmus die folgende Iterationsformel.

$$x_i^{(nS+s+1)} = \frac{x_i^{(nS+s)} \sum_{j=s\frac{N}{T}+1}^{(s+1)\frac{N}{T}} a_{ji} b_j}{\sum_{j=1}^N a_{ji} \sum_{i'=1}^M a_{ji'} x_{i'}^{(nS+s)}} \quad \forall i \in \{1, \dots, M\}$$

T: Anzahl der radialen Winkelschritte

S: Anzahl der Subsets

s: Subset

Gleichung 4.8: Iterationsformel für den OSEM-Algorithmus

4.3 Rebinning-Verfahren

Der Begriff 'Rebinning' setzt sich zusammen aus den Teilen 're' = 'zurück' und 'bin' = 'Projektionslinie', was so allein aber nicht selbsterklärend ist. Man versteht darunter grundsätzlich den Vorgang, verschiedene Winkelschritte θ (vgl. Kapitel 3.2), die sich in der Gradzahl nur gering unterscheiden, zu einem Winkelbereich zusammenzufassen, bzw. einer Schicht zuzuordnen, um so Speicherplatz zu sparen. Dies geschieht auf der einfachsten Ebene schon in dem Moment, wo bei der 2-D-Aufnahme aus den Koinzidenzmessungen zweier benachbarter Ringe eine Zwischenschicht entsteht.

Gebraucht wird der Begriff 'Rebinning' allerdings hauptsächlich im Zusammenhang mit der Rekonstruktion von 3-D-Datensätzen, wie in Kapitel 4.1 schon angesprochen. Mittels der Rebinning-Verfahren werden 3-D-Datensätze in 2-D-Datensätze umgerechnet, die dann einzeln rekonstruiert und anschließend wieder zu einer Volumendarstellung zusammengefügt werden. Der große Vorteil dieser Methode liegt darin, daß die Rekonstruktion der 2-D-Datensätze sehr viel schneller zu einem Ergebnis führt.

Bei einem Rebinning von 3-D- in 2-D-Datensätzen geschieht vom Prinzip her folgendes: die aufgrund der ringübergreifenden Koinzidenzschaltung möglichen unzähligen sich kreuzenden Schichten (= Sinogramme) (Bild 4.6 zeigt davon eine Auswahl) werden in eine sehr viel kleinere Anzahl von zur Scannerachse senkrechten Schichten aufgeteilt.

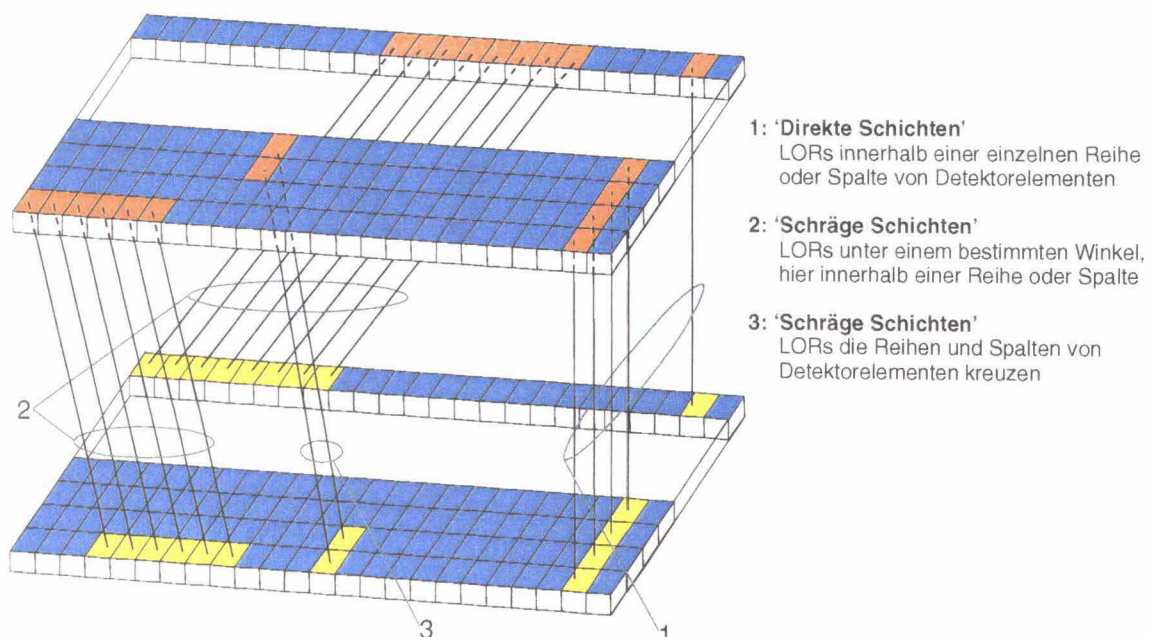


Bild 4.6: Schematische Darstellung möglicher Schichten bei einer 3-D-Aufnahme (nach [Dos98])

Für diese Aufteilung, d.h. mit welchen Anteilen eine schräge Schicht zu den direkten Schichten, durch die sie hindurchgeht, beiträgt, gibt es zahlreiche Möglichkeiten. Ohne auf diese mathematischen Hintergründe einzugehen, sollen hier drei der gängigsten Rebinning-Methoden vorgestellt und erläutert werden.

Beim Single-Slice Rebinning [Dau87] (Bild 4.7) wird die Koinzidenzinformation zwischen den Detektoren D_1 und D_2 genau der Schicht zugeordnet, die in der Mitte zwischen den beiden Detektoren liegt. Es wird also davon ausgegangen, daß das Ereignis auf der $LOR_{k/l}$ stattgefunden hat. Dieses Verfahren ist bis zu einem bestimmten Abstand des eigentlichen Annihilationsortes von der Scannerachse akzeptabel. Einen geringeren Fehler dieser Art macht das Multi-Slice Rebinning [Lew94] (Bild 4.7), bei dem die Koinzidenzinformation zwischen den Detektoren D_1 und D_2 auf eine bestimmte Anzahl dazwischen liegender Schichten gleichmäßig oder unterschiedlich gewichtet verteilt wird.

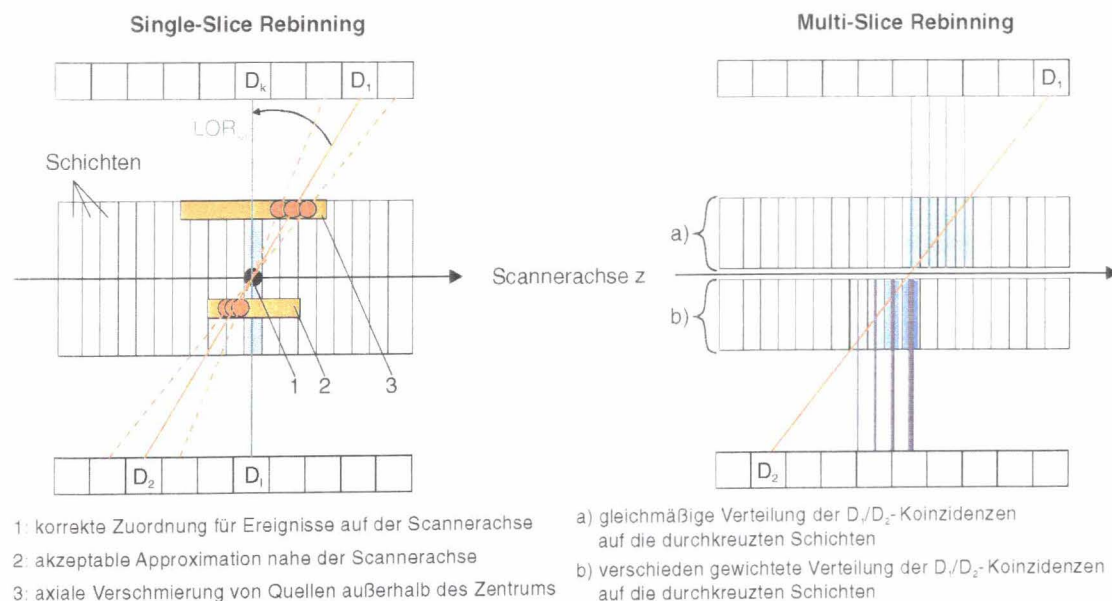


Bild 4.7: Single- und Multi-Slice Rebinning

Ein weiteres bedeutendes Verfahren ist das Fourier Rebinning, bei dem das Rebinning nicht wie bei den beiden oberen Methoden im Ortsraum, sondern im Frequenzraum stattfindet. Aufgrund der mathematischen Komplexität dieses Verfahrens wird an dieser Stelle auf [Def97] verwiesen. Der große Vorteil des Fourier Rebinnings besteht darin, daß es, rauschfreie Daten vorausgesetzt, eine exakte Lösung des Rebinningproblems liefert.

5 Bearbeitung, Formate und Standardisierung der Daten

5.1 Bearbeitung der rekonstruierten Bilder

Liegen dem Anwender nach der Rekonstruktion der akquirierten Daten die Aktivitätsverteilungen im untersuchten Objekt/Patienten als Bilder vor, so müssen aus diesen relevante Informationen für die klinische Diagnose bzw. für die Forschung gewonnen werden können.

Jeder Hersteller bietet hierzu im Rahmen seiner Software verschiedene Auswertungswerkzeuge an, deren Qualität sich, analog zu der übrigen Soft- und Hardware, im Laufe der Jahre stetig verbessert hat. Neben diesen gibt es aber auch noch eigenständige Auswertungsprogramme, wie das MPITool²⁷, die aus den anfänglichen Mängeln der Hersteller-spezifischen Angebote erwachsen sind. Der große Vorteil dieser unabhängigen Programme liegt zweifellos darin, daß sich mit ihnen Bildformate verschiedenster Scanner (s. Kapitel 5.2) und unterschiedlicher bildgebender Verfahren (MRT, CT) bearbeiten lassen. Von der Bedienung her entsprechen alle Programme den herkömmlichen Bildverarbeitungsprogrammen, d.h. sie verfügen über eine graphische Benutzeroberfläche, in der die einzelnen Bearbeitungswerkzeuge über entsprechende Schaltflächen ausgewählt und konfiguriert werden können. Ohne an dieser Stelle auf diese Tools und deren Entwicklung im einzelnen einzugehen, soll hier ein kleiner Überblick über die wichtigsten Anforderungen an ein solches nuklearmedizinisches Auswertungs- und Bearbeitungsprogramm gegeben werden.

Die Darstellung des aufgenommenen Volumens sollte in transaxialen, coronalen und sagittalen Schnitten erfolgen können, wobei eine gleichzeitige Darstellung der drei Schnitte bzw. mehrerer/aller Schichten zur medizinischen Beurteilung und wissenschaftlichen Auswertung sehr hilfreich ist. Je nach Anwendungszweck sollten auch mehrere Farbpaletten (Rainbow, Sokoloff, Grauwertskala, ...) mit regelbarem Untergrundabzug und Kontrast zur Darstellung wählbar sein. Funktionen wie drehen, spiegeln, vergrößern und verkleinern der Bilder sind aus diesen Programmen nicht mehr weg zu denken. Genauso selbstverständlich sind verschiedene Filter (z.B. zur Bildglättung), die Möglichkeit die Bilder zu beschriften und die Anzeige von Profilen durch die Bilder an frei wählbaren Stellen. Für die quantitative Auswertung von PET-Bildern sollte man weiterhin mittels vorgegebener bzw. frei definierbarer ROIs²⁸ Bereiche in den Bildern markieren und aus ihnen Informationen über Maxima, Minima, Mittelwert und Standardabweichung in diesen Bereichen entnehmen können. Ebenfalls sollte die

²⁷ Multi-Purpose-Imaging-Tool; Copyright © 1998 Advanced Tomo Vision GmbH

²⁸ ROI: engl.: Region of Interest

Möglichkeit bestehen, mit Hilfe dieser ROIs Zeit-Aktivitätskurven aus den Bildern einer dynamischen Multi-Frame-Akquisition erstellen zu können. Hierzu wird z.B. bei dem oben erwähnten Programm MPITool in eine geeignete Aufnahme einer Multi-Frame-Akquisition eine ROI gelegt. Das Programm liefert dann automatisch die Informationen der ROI (s.o.) für die gewünschten Schichten der einzelnen Frames. Im Zusammenhang der Bestimmung von Aktivitätskonzentrationen in einzelnen Regionen ist es ebenfalls unerlässlich, Berechnungen, wie z.B. die Subtraktion, Summation oder Mittelwertbildung ausgewählter Bilder durchführen zu können.

Von großer Bedeutung ist weiterhin die Möglichkeit einer parallelen Auswertung sowohl von multimodalen Bildern (z.B. PET- und MRT-Bilder) als auch von Multitracer-Bildern (PET₁- / PET₂-Bilder) des selben Patienten. Erstere ermöglicht eine genauere anatomische Zuordnung der Aktivitätsverteilung, zweitere z.B. eine gleichzeitige Beurteilung von verschiedenen Hirnregionen, die auf unterschiedliche Tracer ansprechen. Hierzu sollte ein solches Programm Funktionen zu einer Fusionsdarstellung sowie Reorientierung und Koregistrierung dieser Bilder beinhalten. Hilfreich bei einer Überlagerung zweier Bilder ist zusätzlich die Möglichkeit, eines der Bilder lediglich in Konturen darstellen zu können.

Bei einer Bedienung des Programms und/oder der Auswertung eines Datensatzes durch mehrere Benutzer bietet es sich an, persönliche Einstellungen, wie z.B. selbst definierte ROIs, hinzugefügte Beschriftungen u.ä., in entsprechenden Dateien speichern zu können, um nicht zuletzt die Reproduzierbarkeit einer Auswertung zu gewährleisten.

5.2 Formate und Standardisierung der Daten

Analog zu den facettenreichen Entwicklungen der Scanner und deren Bedienungssoftware sind unweigerlich auch eine Vielzahl von Datenformaten entstanden, in denen sowohl akquirierte als auch rekonstruierte Bilddaten abgelegt werden. Dabei entspricht die Anzahl der verschiedenen Formate nahezu der Anzahl der verschiedenen Scannerhersteller. Bild 5.1 gibt anhand einer kleinen Auswahl von Datenformaten dreier Hersteller einen kurzen Einblick in die Vielseitigkeit dieser Formate.

Die Firma Scanditronix verwendete für die Daten ihrer PET-Scanner ein Datenformat mit einem Header fester Länge (4096 byte), dem die Bildmatrix mit maximal $256^2 \times 30$ Pixeln folgte. Jede einzelne Bettposition bzw. jeder einzelne Frame ist in einer eigenen Datei abgelegt. Das ECAT 7-Format der Firma Siemens/CTI verwendet ein Format mit einem Mainheader, der die Patientendaten beinhaltet, gefolgt von beliebig vielen Subheader-Datenmatrix-Paaren. Der Subheader enthält dabei immer die Informationen (z.B. Scanzeit, Framelänge, Bettposition ...) der darauffolgenden Datenmatrix mit maximal $512^2 \times 63$ Pixeln. So ergibt sich pro Messung (vgl. Kapitel 3.4.2) immer nur eine Datei. Das Datenformat des ADVANCE entspricht von der Struktur her dem Scanditronix-

format, auch hier ist jede einzelne Bettposition bzw. jeder einzelne Frame ist in einer eigenen Datei abgelegt [Ber00].

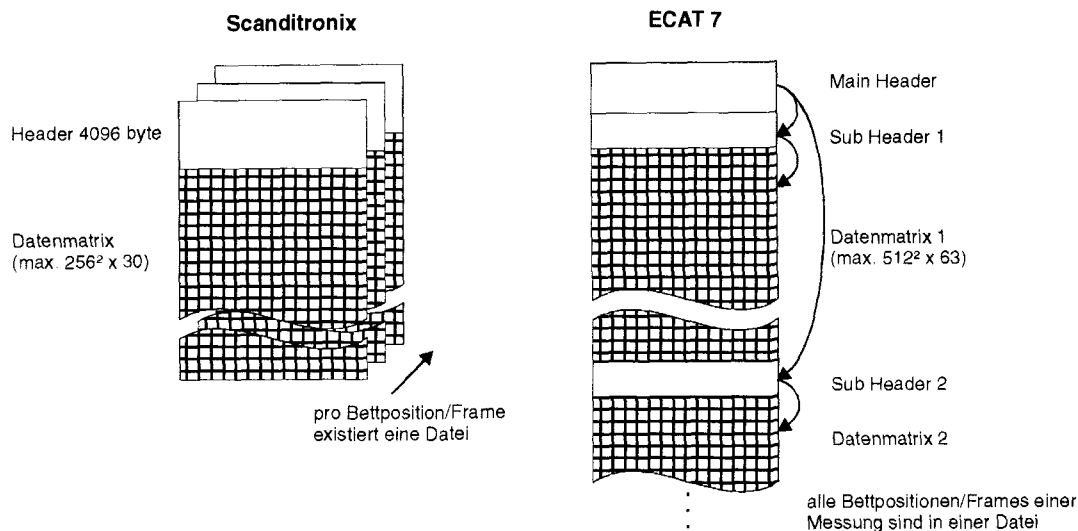


Bild 5.1: Beispiele für die Unterschiedlichkeit von Datenformaten

Wie schon angedeutet, ist die Auswertung von PET-Daten gerade unter klinischen Gesichtspunkten besonders in Kombination mit den morphologischen Bildern anderer bildgebender Verfahren wie CT und MR interessant. Da alle bildgebenden Verfahren ihre Daten digital verarbeiten, scheint eine kombinierte Auswertung auch auf den ersten Blick kein Problem zu sein. Doch genau darin liegt die Schwierigkeit. Zwar können die Daten aller Verfahren unabhängig von deren Bedienkonsolen dargestellt, weiterverarbeitet und über Netzwerkverbindungen an andere Abteilungen und Kliniken weitergeleitet werden, doch handelt es sich dabei immer um Hersteller-spezifische, stark spezialisierte Bildkommunikationssysteme. Der große Nachteil dieser Systeme war und ist es teilweise heute noch, daß sie fast nur isoliert betrieben werden konnten bzw. können. Damit aber Daten von unterschiedlichen Systemen trotzdem zusammen genutzt werden konnten, entstand Anfang 1983 eine gemeinsame Arbeitsgruppe aus dem American College of Radiology (ACR) und der National Electrical Manufacturers Association (NEMA), um einen Hersteller-unabhängigen Standard zur Lösung dieser Problematik zu entwickeln. Aus diesen Anfängen entstand über die Jahre der heutige DICOM 3.0 Standard, dessen wesentliche Grundlagen sich direkt aus seinem Namen 'Digital Imaging and Communications in Medicine' entnehmen lassen. [Bor96]

Digital Imaging steht für eine umfangreiche Definition von Datenformaten und deren Behandlung als Objekte, um die Beschreibung und Speicherung medizinischer Bilder in digitaler Form zu ermöglichen. Dabei muß ein Objekt durch ein die Objekteigenschaften und erlaubten Operationen beinhaltendes Konzept einheitlich identifizierbar sein.

Communication steht für den Austausch dieser Objekte über Netzwerke oder Dateisysteme unabhängig vom Netzwerktyp oder der Art der Speichermedien. Hierzu bedarf es eines Informationssystems, mit dem man unter der Gewährleistung von Schutz und Datensicherheit auch nach den Objekten und deren Inhalten suchen kann.

In Medicine steht für die Möglichkeit des Datenaustausches zwischen medizinischen Geräten und Softwareanwendungen im Hinblick auf die Zusammenarbeit von Anwendern und Herstellern, die Abbildung der medizinischen Welt in ein objektorientiertes Modell (Bild 5.2) sowie die Unterstützung von Entwicklung und Benutzung existierender Applikationen, die auf Datenkommunikation und Austausch basieren [Sch00].

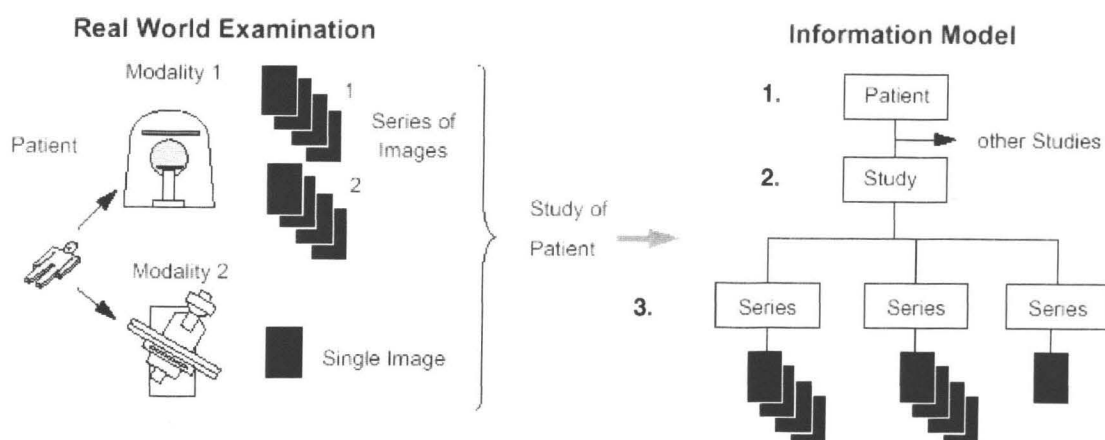


Bild 5.2: Abbildung der medizinischen Welt in ein dreistufiges objektorientiertes Modell; 1. Patientenlevel: Informationen über den Patienten; 2. Studienlevel: jede Studie verweist auf Ergebnisse einer angeforderten Untersuchung mit evtl. mehreren bildgebenden Verfahren; 3. Serienlevel: Hier befinden sich die Serien der erstellten Bilder und die Informationen über Aufnahmemodalität und -zeitpunkt. [Phi97] [KRZ98]

Der DICOM Standard besteht aus mehreren Abschnitten (Bild 5.3), die jeweils einzelne Themenblöcke behandeln und im Zusammenspiel auf eine Hersteller-unabhängige Definition einer Netzwerkschnittstelle und eines Datenmodells für bildverarbeitende Geräte zielen sowie die Entwicklung und Integration von Informationssystemen, Bildarchiven und Kommunikationssystemen in eine Netzumgebung erleichtern. Dargestellt sind hier lediglich die ersten neun Teile des Standards, da sich die Teile 10-14 mit allgemeinen Beschreibungen von Serviceleistungen befassen.

In Teil 1 wird das dem Standard zugrundeliegende Entwurfsprinzip beschrieben, die verwendeten Abkürzungen und Fachausdrücke definiert, sowie ein kompakter Überblick über DICOM 3.0 gegeben. Teil 2 behandelt die Kriterien, die ein Hersteller erfüllen muß, damit er sein Gerät als DICOM-kompatibel erklären kann. In Teil 3 werden die im Standard verwendeten Informationsobjekte, die Attribute bzw. bestimmte Eigenschaften besitzen definiert. Die "Information Object Definitions (IOD)" (z.B. Patient) sollen die Objekte der realen Welt möglichst exakt abbilden (Bild 5.2). Teil 4 definiert die Dienstleistungen oder Aktionen, die mit einem Informationsobjekt durchgeführt werden können, wobei gleichartige Dienstleistungen eine Serviceklasse bilden. Weiterhin unterscheidet man die aktive zur Verfügungsstellung ('Service Class Provider' (SCP)) und die passive Inanspruchnahme ('Service Class User' (SCU)) von Dienstleistungen. [Bor96]

Die erforderliche Struktur von Daten, um sie über das Netzwerk zu versenden, die sowohl Sender als auch Empfänger kennen müssen, sowie Regeln und Alternativen eines Verbindungsaufbaus werden in Teil 5 definiert. In Teil 6 sind alle gültigen Datenelemente in Form einer Liste aufgeführt und die übergeordnete Struktur und Kennzeichnung der einzelnen Datenelemente festgelegt. Teil 7 definiert den Ablauf und die Protokollstruktur für den Datenaustausch zwischen zwei Geräten und legt die Regeln für diese Kommunikation und die Protokollstruktur fest. [Bor96]

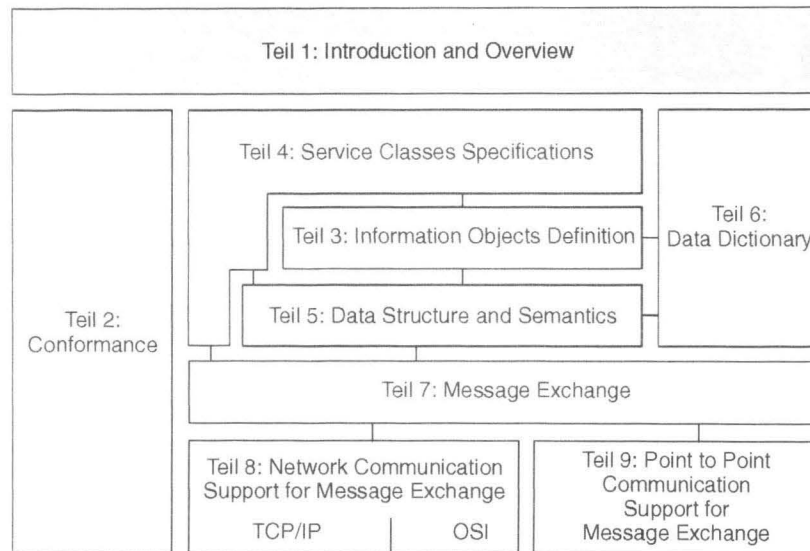


Bild 5.3: Die ersten neun Teile des DICOM 3.0 Standards und ihre Beziehungen untereinander (nach [DIC98])

In Teil 8 sind alle notwendigen Systemkomponenten für den Austausch von DICOM-Nachrichten in einem Netzwerk definiert. Dabei handelt es sich um einen modularen Aufbau 'OSI (Open System Interconnection) Referenz Modell', um zu früheren Umsetzungen des Standards kompatibel zu sein und auf unterschiedliche Netzwerkstandards aufsetzen zu können. Teil 9 definiert die Komponenten, die für eine Punkt-zu-Punkt Verbindung zwischen zwei Geräten notwendig sind. Teil 10 spezifiziert sowohl das allgemeine DICOM Speichermedium, als auch das Dateiformat, mit dem DICOM definierte Informationsobjekte verpackt werden und ist somit die Grundlage für die Teile 11 und 12. Teil 11 definiert, welche Informationen bei bestimmten Applikationen zusätzlich zu den Grundinformationen gespeichert werden müssen, wobei sich die Anforderungen an den klinischen Bedürfnissen orientieren sollen. In Teil 12 werden die physikalischen Medien und die medienabhängigen Datenformate der für einen Datentransfer geeigneten Datenträger spezifiziert. Teil 13 bildet mit der Beschreibung aller Protokolle und Dienste, die benötigt werden, um bei einer Punkt-zu-Punkt Verbindung den Druckdienst zu ermöglichen, eine Alternative für nicht netzwerkfähige Geräte. Der derzeit letzte Teil 14 befaßt sich mit der Definition einer Grauskala als Standard Display Funktion. [Bor96]

Die Ordnungskriterien Patienten-, Studien- und Serienlevel der mehrfach angesprochenen Abbildung der realen in die DICOM-Welt (Bild 5.2) finden sich im Aufbau einer

DICOM-Bilddatei wieder. Bild 5.4 zeigt schematisch den Aufbau einer DICOM- Bilddatei mit der geordneten Reihenfolge einer Auswahl der 584 im Standard definierten Attribute, von denen jedes eine spezielle Information kodiert. Die IODs legen eine Auswahl von Attributen für die gängigen bildgebenden Verfahren fest, auf die an dieser Stelle aber nicht weiter eingegangen werden soll. Der Datenheader kann neben den zwingend erforderlichen auch selbst definierte Attribute enthalten. [KRZ98]

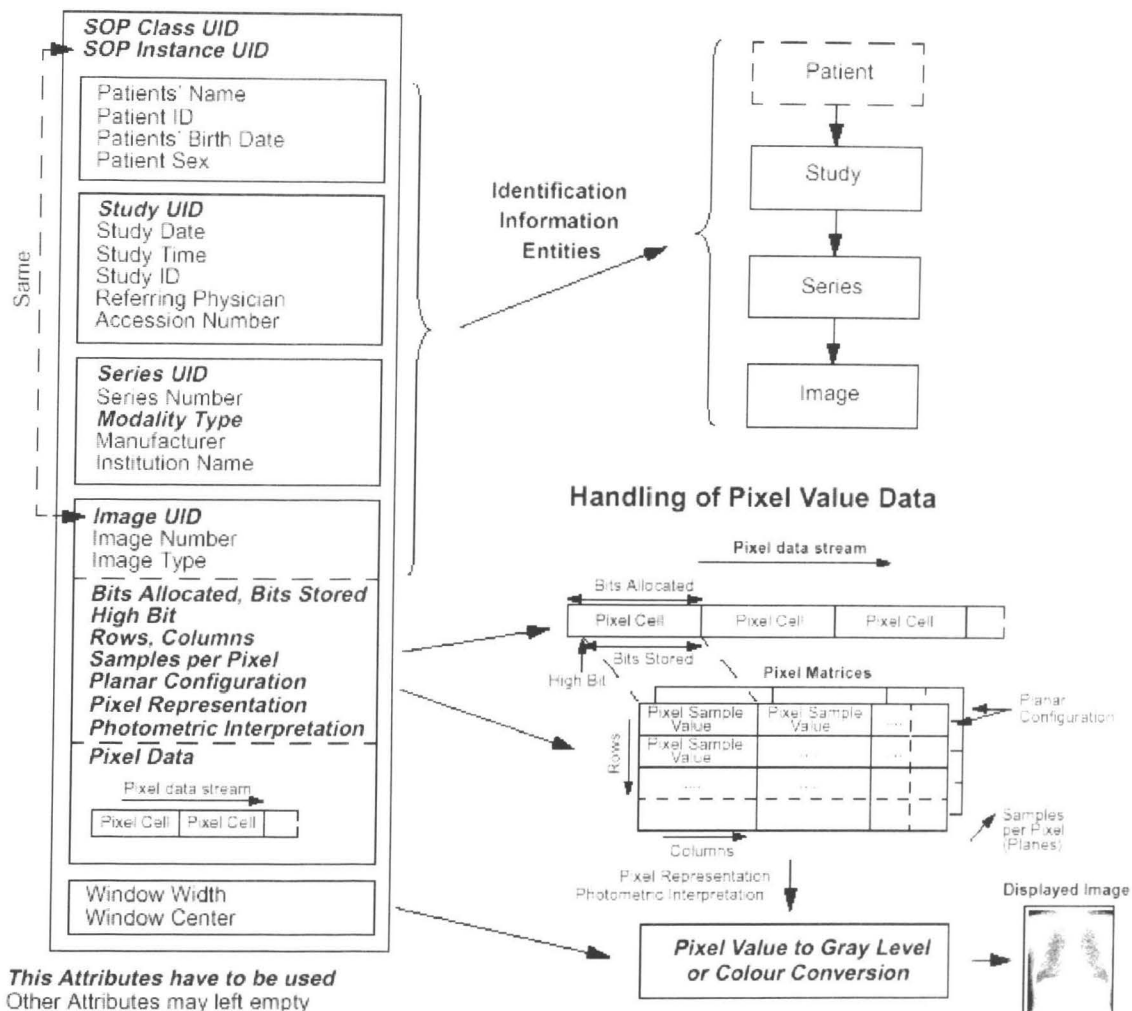


Bild 5.4: Schematischer Aufbau einer DICOM-Bilddatei [Phi97]

Zusammenfassend lässt sich sagen, daß der DICOM Standard zwar grundlegend zum Datenaustausch mit medizinisch-radiologischen Informationssystemen konzipiert worden ist, aber auch die Fähigkeit besitzt, Daten mit anderen Informationssystemen wie HIS/RIS (Hospital Information System/Radiology Information System) auszutauschen. Mit Hilfe des DICOM Standards kann der Aufbau eines PACS (Picture Archiving and Communication System) mit überschaubarem Aufwand realisiert und somit die Leistung eines Gesamtsystems (Arztpraxis, Abteilung eines Krankenhauses) unter gleichzeitiger Senkung der Kosten gesteigert werden.

6 Ausblick

Die aufgezeigten Methoden der rechnergestützten PET werden weiterhin einhergehen und geprägt werden durch den Fortschritt in der Computertechnologie. Der Trend in der Verbesserung der Auflösung wird durch den Einsatz immer kleinerer Kristalle und einer immer zuverlässigeren DOI-Information bis zu den technologischen und physikalischen Grenzen hin anhalten, so daß eine weitere Vergrößerung des adressierbaren Speicherbereichs erforderlich sein wird. Außerdem wird durch die Entwicklung der Photodetektoren (APDs/Flatpanels) eine größere sensitive Fläche erreicht werden und somit die Menge der zu verarbeitenden Informationen weiterhin stark zunehmen.

Durch eine Verkürzung der Signallaufzeiten in der Elektronik und den Szintillationskristallen wird die Time-Of-Flight(TOF)-Information, zusätzlich zu den oben angesprochenen, wieder an Bedeutung gewinnen. Dies wird erneut weitere Anforderungen an die digitale Datenakquisition und -verarbeitung stellen.

Die Entwicklung in der PET-Technologie wird noch eine ganze Zeit lang eine Zunahme an Informationen und Daten mit sich bringen. Nicht außer Acht gelassen werden darf die zeitliche Komponente, die die Betrachtung von biochemischen Vorgängen in den Organismen erlaubt. Irgendwann wird die Quantität der Informationen allerdings einen Punkt erreichen, an dem man versuchen wird, diese Informationen wieder auf das Wesentliche zu konzentrieren. Besonders die Integration der PET in die medizinische Umgebung anderer bildgebender Verfahren wird den Wunsch nach 'intelligenten' Systemen wecken. 'Intelligent' bezieht sich auf die nahezu automatische Reduktion der Informationen auf das Wesentliche, d.h., daß ein System, z.B. bei einer Tumorsuche, selbständig die für eine Diagnose interessanten Bereiche erkennt und aus den Gesamtdaten herausfiltert.

Bei der Weiterentwicklung der PET handelt es sich somit in Verbindung mit der Informationstechnologie um einen dynamischen Prozeß, in dem die PET einerseits durch neue Ideen neue Anforderungen an die Informationstechnologie stellt, andererseits aber auch neue Ideen aus deren Fortschritt entwickelt.

7 Anhang

Tabelle 7.1: Überblick über die wichtigsten PET-Tracer (nach [Stö95])

Radiopharmaka	Anwendung	
Neurologie		
$[^{15}\text{O}]\text{O}_2$	Sauerstoffverbrauch Blutfluß Blutfluß Glukosestoffwechsel	
$[^{15}\text{O}]\text{H}_2\text{O}$		
$[^{15}\text{O}]\text{Butanol}$		
$2\text{-}[^{18}\text{F}]\text{FDG}$		
$\text{L-6-}[^{18}\text{F}]\text{FDOPA}$	Präsynaptische dopaminergische Funktion	Parkinson
$\text{L-[S-methyl-}^{11}\text{C]Methionin}$	Aminosäure-Stoffwechsel / -Transport	Hirntumor
$[^{11}\text{C}]\text{Rakloprid}$	$\text{D}_2\text{-Rezeptordichte oder -belegung}$	psychiatrische Erkrankungen
$[^{18}\text{F}]\text{N-Methylspiperon}$	$\text{D}_2\text{-Rezeptordichte oder -belegung}$	
$[^{11}\text{C}]\text{Flumazenil}$	Benzodiazepinrezeptor-Kartographie	Epilepsie
Kardiologie		
$[^{13}\text{N}]\text{NH}_3, [^{15}\text{O}]\text{H}_2\text{O}$	Blutfluß Glukosestoffwechsel Aerober Stoffwechsel ($\text{O}_2\text{-Verbrauch}$)	
$2\text{-}[^{18}\text{F}]\text{FDG}$		
$[^{11}\text{C}]\text{Acetat}$		
$[^{11}\text{C}]$ oder $[^{18}\text{F}]\text{Fettsäuren}$	$\beta\text{-Oxidation}$	Kardiomyopathie
$[^{11}\text{C}]\text{Hydroxyephedrin (HED)}$	Sympathikus, Funktion / Regeneration	Herztransplantation, -infarkt
Onkologie		
$[^{15}\text{O}]\text{H}_2\text{O}$	Blutfluß	
$2\text{-}[^{18}\text{F}]\text{FDG}$	Glukosestoffwechsel	
$[^{11}\text{C}]\text{Methionin}$	Aminosäure-Stoffwechsel / -Transport	
$5\text{-}[^{18}\text{F}]\text{Fluoruracil (FU)}$	Zell-Proliferation	
$5\text{-}[^{18}\text{F}]\text{Fluorodeoxyuridin (FUDR)}$	Zell-Proliferation	
$[^{18}\text{F}]\text{Fluoromisonidazol (FMISO)}$	Hypoxie	

Tabelle 7.2: Eigenschaften verschiedener Szintillationskristalle (nach [Sch94])

	NaJ(Tl)	BGO	LSO	GSO	BaF ₂	CsF
Max. Peak-Wellenlänge [nm]	410	480	420	440	220 / 310	390
Abklingzeit [ns]	230	300	42	60	0,6 / 620	5
Rel. Emissionsintensität bezogen auf NaJ(Tl) [%]	100	15	75	23	4 / 20	6
Energieauflösung [%] (^{137}Cs , 662 keV)	7	20	12	14	10	30
Brechungsindex	1,85	2,15	1,82	1,9	1,495	1,48
Dichte [g/cm ³]	3,67	7,13	7,4	6,71	4,89	4,64
Kernladungszahl (eff.)	51	75	66	59	54	52
Strahlungslänge [cm] (bei 511 keV)	2,56	1,12	1,14	1,48	2,03	2,56
Hygroskopie	ja	nein	nein	nein	nein	ja
Stabilität (mechanisch)	nein	ja	ja	nein	ja	ja
Chemische Formel	NaJ(Tl)	Bi ₂ Ge ₃ O ₁₂	Lu ₂ (SiO ₄)O:Ce	Gd ₂ (SiO ₄)O	BaF ₂	CsF
Einsatzzeit	ab 1975	ab ~1978	ab ~1998	einmal 1987	um ~1982	um ~1980

Tabelle 7.3: PET-Generationen (nach [Koe92])

Scanner	Kristall-Material	Kristall-Größe ^I [mm]	Anzahl ^{II} Ringe/ Schichten	Kristalle pro Ring	Kristalle:PMTs ^{III}	Ring-Ø [cm]	Auflösung ^V [mm]		Sensitivität [(kc/s)/ (µCi/ml)] ^V	Jahr ^{VI}
							radial	axial		
Scanner der ersten Generation										
PETT III	NaJ(Tl)	50 × 76	1/1	48	1:1	111	25	25	60	1975/76
UCLA Ring	NaJ(Tl)	20 x 38	1/1	64	1:1	47	20	10	50	1976
Donner-280	NaJ(Tl)	8 x 30 x 51	1/1	280	1:1	90	9	15	28	1976
Positome I	NaJ(Tl)	30 x 25	1/1	32	1:1	40	35	15	65	1976/77
ECAT II	NaJ(Tl)	38 x76	1/1	66	1:1	111	19	19	25	1976-78
Scanner der zweiten Generation										
PETT V	NaJ(Tl)	30 × 140 × 70	1/7	48	1:2	60	15	15	50	1978
Positome II	BGO	18 × 30 × 30	2/3	64	1:1	43	10,9	15,9	75	1979
NeuroPET	BGO	8,25 × 20 × 35	4/7	128	1:1	38	6,0	10	70	1980
NeuroECAT	BGO	17 × 27 × 29	3/5	88	1:1	66	8,2	12,2	13	1978-81
PC384-7B	BGO	12 × 20 × 30	4/7	96	1:1	48	7,6	11,6	22	1981
PETT VI	CsF	20 × 24 × 65	4/7	72	1:1	57	11,7	13,9	40	1982
SuperPETT I	CsF	25 × 45	4/7	96	1:1	90	12	12	15	1982
TOFPET	CsF	18 × 45	5/9	144	1:1	99	8,1	9	10	1983
ECAT III	BGO	5,6 × 30 × 30	2/3	512	1:1	100	4,4	10	15	1983
PC4600	BGO	19 × 38	5/9	96	1:1	60	10,6	10,0	26	1984
HEADTOME III	BGO	13,3 × 25 × 40	3/5	160	1:1	75	7,9	13,1	34	1985
Positologica III	BGO	12 × 24 × 24	4/7	192	1:1	82	7,6	12,6	34	1985
Scanner der dritten Generation										
PCR-I	BGO	4 × 20 × 30	181	360	360:90	45	4,8	10	46	1984
ECAT 931	BGO	5,6 × 12,9 × 30	8/15	512	32:4	102	5,1	6,2	6,0	1985
PENN-PET	NaJ(Tl)	500 × 150 × 25	1/25	6	1:30	84	5,5	5,5	5,2	1986
Donner-600	BGO	3 × 10 × 23-30	1/1	600	1:1	60	2,6	5,0	8	1987
PC2048-7WB	BGO/GSO	6 × 20 × 30	4/7	2 × 256	2:1	107	5,0	11,2	12,4	1987
HEADTOME IV	BGO	3 × 18 × 24	4/7	768	8:2	82,5	4,5	9,5	18	1988
PC2048-15B	BGO	6 × 12 × 30	8/15	256	16:4	50,5	4,5	6,0	10,0	1989/90
PC4096-15WB	BGO	6 × 12 × 30	8/15	512	16:4	101	4,9	6,0	4,9	1989/90
TTV03	BaF ₂	7 × 18 × 45	4/7	324	1:1	89	5,7	8,8	7,9	1990
Posicam 6.5	BGO	8,5 × 20 × 30	6.5/21	120	11:6	78	5,8	11,9	2,5	1990
ECAT 953B	BGO	5,6 × 6,15 × 30	16/31	384	64:4	76,5	4,6	4,3	4,3	1991

^IZwei Werte stehen für Kristallzylinder (Ø, Länge); drei Werte für Kristallquader (Breite (in der Schicht), Höhe (axial), Länge (radial)). Für Trapezoide ist die Stirnseitenbreite gegeben.

^{II}Anzahl der Ringe entspricht der effektiven Anzahl von Detektorringen oder -flächen für nicht ringförmige Geometrien. Anzahl der Schichten entspricht der Anzahl simultan akquirierter Bildschichten.

^{III}Verhältnis der Detektorkristalle zu den Photomultipliern im Scanner.

^{IV}Definiert für den gebräuchlichsten Aufnahmemodus, da viele Scanner über eine variable axiale Kollimation verfügen, die die axiale Auflösung und Sensitivität beeinflusst.

^VSensitivität wurde mit einem 20-cm-Ø-Phantom bestimmt und jeweils für eine zentrale Schicht angegeben. Bei Time-of-Flight(TOF)-Scannern wurde die Sensitivität ohne TOF-Modus aufgenommen.

^{VI}Jahreszahlen sind Richtgrößen und beziehen sich teilweise auf erste zu den Scannern erschienen Veröffentlichungen; bei Zeiträumen bezieht sich das erste Datum auf die Anfänge des Gerätes, das zweite auf die kommerzielle Verfügbarkeit bzw. Veröffentlichung.

Tabelle 7.4: Geräteentwicklung bei Siemens/CTI [Sie99]

Jahr	Scanner	Kristallmaterial	Anzahl Detektoren	Anzahl Kristalle	Anzahl PMTs	Bemerkungen
1975/76	PETT III	NaJ(Tl)	24	24	24	Erster PET-Scan eines Menschen
1976-78	ECAT II	NaJ(Tl)	66	66	66	Erster Thorax-Scanner
1978-81	NeuroECAT	BGO	264	264	264	Spezieller Hirntomograph, erstmals mit BGO
1982	ECAT 911	BGO	1024	1024	1024	Baugleich mit ECAT III (vgl. Tabelle 7.3), erster kommerzieller High-Resolution-Scanner.
1985	ECAT 931	BGO	128	4096	512	Erster Einsatz von Blockdetektoren, die mittels Light-Sharing ²⁹ ausgelesen werden
1989	ECAT 951	BGO	128	8192	512	Erster PET-Scanner mit ausfahrbaren Septen
1991	ECAT 953B	BGO	96	6144	384	Erster High-Resolution Hirn-Scanner mit ausfahrbaren Septen
1991	ECAT EXACT	BGO	144	9216	576	Erstes BGO-PET für Ganzkörper-Aufnahmen
1993	ECAT EXACT HR	BGO	366	18816	1344	Erstes kommerzielles System mit einer Auflösung <4 mm. 1998 wird er zum 100sten Mal installiert und ist so der weltweit am häufigsten genutzte Scanner.
1993	ECAT ART	BGO	66	4224	264	Mit diesem Scanner für unter \$1 Million wurde PET für einen breiten klinischen Einsatz erschwinglich.
1994/95	ECAT EXACT HR*	BGO	288	18432	1152	Eine Weiterentwicklung des ECAT EXACT HR.
1998	PET/SPECT	LSO/NaJ(Tl)	140	20160	176	Prototyp für parallele PET-/SPECT-Aufnahmen.
1999	ECAT HRRT	LSO/LSO	936	119808	1120	Forschungskollaboration mit dem Max-Planck Institut für Neurologische Forschung in Köln. Scanner mit Depth-of-Interaction(DOI) ³⁰ -Koinzidenzaufnahme. Ein weiteres Gerät mit einer LSO/GSO-Kristallschichtung wird 2000/01 an die Free University Amsterdam geliefert.
1999	PET/CT	BGO	Hierbei handelt es sich um den ECAT EXACT HR* mit vorge-schalteter CT-Einheit.			Kollaboration mit der University of Pittsburgh Medical Center in Pensilvania. Erstmals parallele anatomische und funktionelle Bildgebung in einem Gerät und in einem Bild.

²⁹ Light-Sharing: (engl.) Lichtteilung; Erläuterung des Funktionsprinzips in Kapitel 2.5

³⁰ Depth-of-Interaction: (engl.) Wechselwirkungstiefe; Erläuterung des Funktionsprinzips in Kapitel 2.5

Tabelle 7.5: Technische Spezifikationen und Performance des ECAT EXACT HR⁺ [FZJ00] [Sie00]

Technische Daten		
Außenmaße Gantry	ca. $183 \times 188 \times 81 \text{ cm}^3$ (B $\times$ H $\times$ T)	
Gesamtgewicht Gantry	1200 kg	
Ringdurchmesser	82 cm	
Patientenöffnung	56,2 cm	
Septen	ein- u. ausfahrbar, für 2-D u. 3-D-Messungen 3 mm Blei, 6,5 cm lang	
Transmissionsquellen	drei 5 mCi ⁶⁸ Ge-Stabquellen	
Normalisierung	mit Transmissionsquellen & Zylinderphantommessung	
Kristalle: Anzahl / Material	18432 / BGO	
Kristallabmessungen	$4,39 \times 4,05 \times 30 \text{ mm}^3$	
Kristalle pro Detektormodul	8×8	
Photomultiplier je Detektormodul	4	
Anzahl der Detektormodule	72 pro Ring	
Anzahl der Ringe / gesamte Ringebeben	4 / 32	
Anzahl der Schichtbilder	63 (32 direkte, 31 Zwischenschichten)	
Schichtdicke	2,46 mm	
Koinzidenzzeitfenster	12 ns	
Energiefenster	300 – 600 keV	
axiales Field of View	15,5 cm	
rekonstruierte Bildmatrix	max. 256 x 256 Pixel	
Performance	2-D	3-D
transaxiale Auflösung ^a		
FWHM bei 1 cm	4,6 mm	4,6 mm ^b
FWHM bei 10 cm	5,4 mm	5,6 mm ^b
axiale Auflösung ^c		
FWHM bei 0 cm	4,2 mm	4,2 mm
FWHM bei 10 cm	5,0 mm	5,4 mm
Sensitivität [@350 keV] [(kc/s)/ (μCi/ml)] ^c	200	900 ^d
Uniformität	<10%	<10%
Zählratenkorrektur	± 5% bis zu 4,2 μCi/cc (155 kBq/cc)	± 5% bis zu 0,63 μCi/cc (23 kBq/cc)

^a Mittelwert radial und tangential^b Zentrale Schichten 13-46^c 2-D-Spezifikationen basieren auf der axialen Schichtdickenmessung, 3-D-Spezifikationen auf der axialen Auflösungs-messung nach dem NEMA-Standard^d nach Scatterkorrektur

Tabelle 7.6: Technische Spezifikationen und Performance des ADVANCE [Hof00]

Technische Daten		
Außenmaße Gantry	ca. $236 \times 203 \times 97 \text{ cm}^3$ (B $\times$ H $\times$ T)	
Gewicht Gantry	3175 kg	
Ringdurchmesser	92,7 cm	
Patientenöffnung	55 cm	
Septen	ein- u. ausfahrbar, für 2-D u. 3-D-Messungen 1 mm Wolfram, 11,7 cm lang	
Transmissionsquellen	zwei 10 mCi ^{68}Ge -Stabquellen	
Normalisierung	eine 1,5 mCi ^{68}Ge -Stabquelle	
Kristalle: Anzahl / Material	12096 / BGO	
Kristallabmessungen	$3,94 \times 8,25 \times 30 \text{ mm}^3$	
Kristalle pro Detektormodul	6×6	
Photomultiplier je Detektormodul	2	
Anzahl der Detektormodule	6 pro Detektorkassette, 56 Kassetten	
Anzahl der Ringe / gesamte Ringebenen	1 / 18	
Anzahl der Schichtbilder	35 (18 direkte, 17 Zwischenschichten)	
Schichtdicke	4,25 mm	
Koinzidenzzeitfenster	12,5 ns	
Energiefenster	> 300 keV	
axiales Field of View	15,2 cm	
rekonstruierte Bildmatrix	max. 256×256 Pixel	
Performance	2-D	3-D
transaxiale Auflösung ^a		
FWHM bei 1 cm	4,8 mm	4,8 mm ^b
FWHM bei 10 cm	5,4 mm	5,4 mm ^b
FWHM bei 20 cm	6,2 mm	6,2 mm ^b
axiale Auflösung ^c		
FWHM bei 0 cm	4,2 mm	6,0 mm
FWHM bei 10 cm	5,4 mm	6,3 mm
FWHM bei 20 cm	6,6 mm	(4,7 mm) ^c 6,6 mm
Sensitivität [$@ 350 \text{ keV}$] [(kc/s)/ ($\mu\text{Ci/ml}$)] ^c	220	Ges. FOV 1225 ^d Klinisch 1066 ^d
Uniformität	8%	10%
Zählratenkorrektur (Totzeit)	$\pm 3\%$ bis zu 4,5 $\mu\text{Ci/cc}$	$\pm 3\%$ bis zu 0,8 $\mu\text{Ci/cc}$

^a Mittelwert radial und tangential^b Zentrale Schichten 11-25^c 2-D-Spezifikationen basieren auf der axialen Schichtdickenmessung, 3-D-Spezifikationen auf der axialen Response-Funktion-Methode nach dem NEMA NU-2 1994 (^c basierend auf Auflösungsmessung)^d nach Scatterkorrektur

Literatur

- [Ada99] Adam, L.E.; Karp, J.S.; Brix, G.: *Investigation of scattered radiation in 3D whole-body positron emission tomography using Monte Carlo simulations*. Phys. Med. Biol. Vol. 44 (1999), S. 2879-2895
- [Ber00] nach Auskunft von Thomas Berthold (Leiter MTRA), PET-Zentrum, Universitätsspital Zürich, Rämistrasse 100, CH-8091 Zürich; Im PET-Zentrum Zürich wird der ADVANCE betrieben.
- [Bor96] Aus einer Beilage zur Zeitschrift 'Kontraste', Heft 08, Mai 1996, von Dipl.-Ing. J. Borchers, Philips Medizin System, Hamburg.
<http://www.teleradiologie.de/dicom/kontraste.html>
- [Bud79] Budinger, T.F.; Derenzo, S.E.; Gullberg, G.T.; Huesman, R.H.: *Trends and prospects for circular ring positron cameras*. IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-26 (1979), S. 2742-2745
- [Che91] Chen, C.M.; Lee, S.Y.; Cho, Z.H.: *Parallelization of the EM Algorithm for 3-D PET Image Reconstruction*. IEEE Trans. Med. Imag. Nr. 4 (1991) Vol. 10, S. 513-522
- [Cor80] Cormack, A.M.: *Early two-dimensional reconstruction (CT-scanning) and recent topics stemming from it*. Nobel lecture, J. Comput. Assist. Tomogr. 4 (1979), S. 658-664
- [CTI] Homepage der Firma CTI, 810 Innovation Drive, Knoxville, TN 37932:
<http://www.cti-pet.com>
- [Dau87] Daube-Witherspoon, M.E.; Muehllehner, G.: *Treatment of axial data in three dimensional PET*. J. Nucl. Med. 28 (1987), S. 1717-1724
- [Def97] Defrise, M.; Kinahan, P.E.; Townsend, D.W.; Michel, C.; Sibomana, M.; Newport, D.F.: *Exact and Approximate Rebinning Algorithms for 3-D PET Data*. IEEE Trans. Med. Imag. 16 (1997) 2, S. 145-158
- [DIC98] *Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM), Part 1: Introduction and Overview*. Published by National Electrical Manufacturers Association (NEMA), 1300 N. 17th Street, Rosslyn, Virginia 22209, USA
<ftp://medical.nema.org/MEDICAL/Dicom>
- [Dos98] Homepage von M.S. Niraj Doshi, Crump Institute for Biological Imaging, Department of Pharmacology, 700 Westwood Plaza, A-236 CIBI, Los Angeles, CA. 90095-1770
<http://islsun.nuc.ucla.edu/~ndoshi/diagrams.html>
- [ECAT] *ECAT Exact HR+ Operating Instruction*. Siemens Medical Imaging, Inc. Knoxville.
- [FZJ00] Mit freundlicher Genehmigung der Abteilung PET (Ltg.: Dr. habil. H. Herzog) des Instituts für Medizin im Forschungszentrum Jülich

- [GE00] Internetseite der Firma GE Medical Systems Deutschland, Martin-Behaim-Straße 10, D-63263 Neu-Isenburg
<http://www.gemedicalsystemseurope.com/eude/nuclear/millenniumvlg.html>
- [Ger99] Gerstenkorn, M.: *Untersuchungen zur zeitlich optimierten Schwächungskorrektur an zwei Positronen-Emissions-Tomographen*. Jülich, Fachhochschule, Diplomarbeit, 1999
- [Gor70] Gordon, R.; Bender, R.; Herman, G. T.: *Algebraic Reconstruction Techniques (ART) for Three-dimensional Electron Microscopy and X-ray Photography*. J. Theor. Biol. (1970) 29, S. 471-482
- [Gor74] Gordon, R.: *A Tutorial on ART (algebraic reconstruction techniques)*. IEEE Trans. Nucl. Sci. Nr. 2 (1974) NS-21, S. 78-93
- [Gul85] Gullberg, G.T.; Huesman, R.H.; Malko, J.A.; Pelc, N.J.; Budinger, T.F.: *An attenuated projector-backprojector for iterative SPECT reconstruction*. Phys. Med. Biol. Nr. 8 (1985) Vol. 30, S. 799-816
- [Her93] Herman, G.T.; Meyer, L.B.: *Algebraic Reconstruction Techniques Can Be Made Computationally Efficient*. IEEE Trans. Med. Imag. Nr. 3 (1991) Vol. 12, S. 600-609
- [Hof00] Mit freundlicher Genehmigung von Gert W. Hofmann (Sales Specialist for Cyclotrons and PET), GE Medical Systems Deutschland, Martin-Behaim-Straße 10, D-63263 Neu-Isenburg
- [Hof81] Hoffman, E.J.; Huang, S.C.; Phelps, M.E.; Kuhl, D.E.: *Quantitation in Positron Emission Computed Tomography: 4. Effect of Accidental Coincidences*. J. Comput. Assist. Tomog. Vol. 5 (1981) Nr. 3, S. 391-400
- [Hub97] Huber, J.S.; Moses, W.W.; Derenzo, S.E.; Ho, M.H.; Andreaco, M.; Paulus, M.J.; Nutt, R.: *Characterization of a 64 channel PET detector using photodiodes for crystal identification*. IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-44 (1997), S. 1197-1201
- [Hud94] Hudson, H.M.; Larkin, R. S.: *Accelerated Image Reconstruction Using Ordered Subsets of Projection Data*. IEEE Trans. Med. Imag. Vol. 13 (1994) No. 4, S. 601-609
- [Jor88] Jordan, K.; Knoop, B.: *Meßtechnik in der Emissions-Computertomographie*. In Diethelm, L. (Editor): *Handbuch der medizinischen Radiologie Vol. 15, Teil 1B: Nuklearmedizin, Emissions-Computertomographie mit kurzlebigen Zyklotron-produzierten Radiopharmaka*. Kapitel 2, S. 149-313, Berlin Heidelberg New York: Springer, 1988
- [Keh99] Kehren, F.: *3-D Rekonstruktion von PET-Daten*. Kolloquium im Institut für Medizin (FZ-Jülich) vom 22.09.1999
- [Kin92] King, M.A.; Hademos, G.J.; Glick, S.J.: *A Dual-Photopeak Window Method for Scatter Correction*. J. Nucl. Med. 33 (1992), S. 605-612
- [Koe92] Koeppe, R.A.; Hutchins, G.D.: *Instrumentation for Positron Emission Tomography: Tomographs and Data Processing and Display Systems*. Sem. Nucl. Med. Vol. XXII (1992) Nr. 3, S. 162-181

- [Kra97] Kramme, R.: *Medizintechnik*. Berlin Heidelberg: Springer 1997
- [Kre88] Krestel, E.: *Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik*. Siemens AG, 1988
- [KRZ98] Arbeitsgruppe Bildverarbeitung, Klinisches Rechenzentrum, Universität Köln, Folien zum Vortrag 'Was ist DICOM', Oktober 1998
<http://www.medizin.uni-koeln.de/zde/krz/projekte/agbildverarbeitung/vortraege/dicom.html>
- [Kuh62] Kuhl, D.E.; Edwards, R.Q.: *Body-section radioisotope scanning*. J. Nucl. Med. 3:199 (Abs), (1962)
- [Lau93] Lauckner, K.: *Entwicklung eines Verfahrens zur Verbesserung der Schwächungskorrektur von Positronen-Emissions-Tomographischen Bildern*. Chemnitz, Technische Universität, Diplomarbeit, 1993
- [Lew94] Lewitt, R.M.; Muehllehner, G.; Karp, J.S.: *Three dimensional image reconstruction for PET by multi-slice rebinning and axial image filtering*. Phys. Med. Biol. 39 (1994), S. 321-339
- [Lip95] Lipinski, B.: *Rekonstruktion von positronen-emissions-tomographischen Bilder unter Einbeziehung anatomischer Informationen*. Bericht des Forschungszentrums Jülich; Nr. 3160, 1995
- [Mel92] Melcher, C.L.; Schweitzer, J.S.: *A Promising New Scintillator: Cerium-Doped Lutetium OxyOrthosilicate*. Nucl. Instr. Meth. A314. (1992), S. 212-214
- [Mur00] Murayama, H.; Ishibashi, H.; Uchida, H.; Omura, T.; Yamashita, T.: *Design of a Depth of Interaction Detector with a PS-PMT for PET*. IEEE Trans. Nucl. Sci. Vol. 47 (2000) Nr. 3, S. 1045-1050
- [Nau96] Naudé, H.; van Aswegen, A.; Herbst, C.P.; Mattheus, M.G.; Lötter, G.; Pretorius, P.H.: *A Monte Carlo evaluation of channel ratio scatter correction method*. Phys. Med. Biol. 41 (1996), S. 1059-1066
- [Nes75] Nestor, O.H.; Huang, C.Y.: *Bismuth germanate: A High-Z gamma-ray and charged particle detector*. IEEE Trans. Nucl. Sci., NS-22/1, (1975), S. 68-71
- [Phi97] *DICOM Cook Book for Implementations in Modalities, Chapters 1 and 2*. Version 1.1, 14 January 1997, Document Number XPR080-970004.00, © Copyright Philips Medical Systems Nederland B.V., 1996, 1997.
ftp://ftp.philips.com/pub/ms/dicom/DICOM_Information/CookBook.pdf
- [Pre90] Press, W. H., et al.: *Numerical Recipes*. Cambridge: University Press, 1990
- [Rad17] Radon, J.: *Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten*. Ber. Verh. Sächs. Akad. Wiss. Leipzig, 1917, Math. Phys. Kl 69, S. 262-277

- [Raf00] Rafecas, M.; Böning, G.; Pichler, B.J.; Lorenz, E.; Schwaiger, M.; Ziegler, S.I.: *A Monte Carlo Study of High Resolution PET with Granulated Dual Layer Detectors*. IEEE NSS-MIC, Book of Abstracts, (2000), IEEE459
- [Ran62] Rankowitz, S.; Robertson, J.S.; Hihinbotham, W.A.; Rosenblum, M.J.: *Positron scanner for locating brain tumors*. IRE Int. Con. Rec. 10/9 (1962) S. 49-56
- [Rie99] Rieger, W.M.: *Untersuchungen zur Streustrahlkorrektur und iterativen OSEM Rekonstruktion beim Siemens/CTI ECAT EXACT HR⁺ Positronen-Emissions-Tomograph*. Jülich, Fachhochschule, Diplomarbeit, 1999
- [Ros93] Rossner, W.; Bödinger, H.; Leppert, J.; Grabmaier, B.C.: *The Conversion of High Energy Radiation to Visible Light by Luminescent Ceramics*. IEEE Trans. Nucl. Sci. 40 (1993), S. 376-379
- [Ros99] Ross, S.; Crandall, P.; Stearns, C.; Bullock, M.; Bettinardi, V.; Pagani, E.; Lewellen, T.; Kohlmyer, S.: *Optimization of Input Parameters for a Segmented Attenuation Algorithm for the GE AdvanceTM Scanner*. IEEE Nucl. Sci. Symp. Conf. Rec. IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf. Vol.3 (1999), S. 1632-1636
- [Sao99] Saoudi, A.; Pepin, C.M.; Dion, F.; Bentourkia, M.; Lecomte, R.; Andreaco, M.; Casey, M.; Nutt, R.; Dautet, H.: *Investigation of Depth-Interaction by Discrimination in Multicrystal Detectors Read Out by Avalanche Photodiodes*. IEEE Trans. Nucl. Sci. Vol. 46 (1999) Nr. 3, S. 462-467.
- [Sch00] Schlump, T.: *DIOCM*. Seminar 'Standards und Modelle zur Telekommunikation', Universität Oldenburg
<http://www.schlump.net/Studium/dicom/dicom.html>
- [Sch94] C. Schmelz: *Untersuchung eines neuen Detektorsystems aus LSO-Szintillatoren und Lawinen-Photodioden für die Positronen-Emissions-Tomographie*. Max-Planck-Institut für Physik München, Werner-Heisenberg-Institut, Diplomarbeit, 1994, S.21
- [Sch95] Schmand, M.: *Untersuchungen zur Streustrahlenkorrektur bei 3D Volumenmessung in einem Ganzkörper Positronen-Emissions-Tomographen*. Aachen, RWTH, Diplomarbeit, 1995
- [Sch98] Schmand, M.; Eriksson, L.; Casey, M.E.; Andreaco, M.; Melcher, C.; Wienhard, K.; Flügge, G.; Nutt, R.: *Performance results of a new DOI detector block for a High Resolution PET-LSO Research Tomograph HRRT*. IEEE Trans. Nucl. Sci. Vol. 45 (1998) Nr. 6, S. 3000-3006
- [Sch99] Schmand, M.: *Higher Resolution PET (Positron Emission Tomography) by means of a new scintillator LSO (lutetium oxyorthosilicate:Ce)*. Aachen, RWTH, Fachbereich 1, Dissertation, 1999
- [Sha00] Shao, Y.; Silverman, R.W.; Farrell, R.; Cirignano, L.; Grazioso, R.; Shah, K.S.; Visser, G.; Clajus, M.; Tümer, T.O.; Cherry, S.R.: *Design Studies of A High Resolution PET Detector Using APD Arrays*. IEEE Trans. Nucl. Sci. Vol. 47 (2000) Nr. 3, S. 1051-1057

- [She82] Shepp, L.A.; Vardi, Y.: *Maximum Likelihood Reconstruction for Emission Tomography*. IEEE Trans. Med. Imag. Vol. MI-1 (1982) No. 2, S. 113-122
- [Sie00] Mit freundlicher Genehmigung der Siemens AG, Medizinische Technik, Henkestr. 127, D-91052 Erlangen
- [Sie99] SIEMENS: *An Introduction to ECAT Technology*. Order Nr. A91004-M2330-P001-02-7600, (1999)
- [Stö95] Stöcklin, G.; Qaim, S.M.; Rösch, F.: *The Impact of Radioactivity on Medicine*. Radiochimica Acta 70/71 (1995), S. 249-272
- [Ter97] Terstegge, A.: *Entwicklung eines hochauflösenden Positronen-Emissions-Tomographen mit kleinem Meßvolumen - Datenakquisition und Rekonstruktion* -. Aachen, RWTH, Dissertation, 1997
- [Tho98] Thompson, C.J.; Sciascia, P.; Murthy, K.; Kecani, S.; Nikkinen, I.; Del Campo, E.; Corbett, J.-F.; Bercier, Y.; Diksic, M.; Cumming, P.: *"ANIPET" a versatile PET scanner for imaging small animals*. IEEE Nucl. Sci. Symposium Conf. Rec. Vol.2 (1998), S. 1264-1267
- [Tof96] Toft, P.: *The Radon Transform*. Technische Universität Dänemark, Dissertation, 1996
- [Wat96] Watson, C.C.; Newport, D.; Casey, M.E.: *A single scatter and simulation technique for scatter correction in 3D PET*. in: Grangeat, P.; Amans, J.L.: *Three-Dimensional Image Reconstruction in Radiation and Nuclear Medicine*. Kluwer Academic Publishers, 1996, S. 255-268
- [Weg00] Wegmann, K.; Brix, G.: *Evaluation of a Scatter Correction Technique for Single Photon Transmission Measurements in PET by Means of Monte Carlo Simulations*. Nuklearmedizin Vol. 39 (2000), S. 67-71
- [Wie89] Wienhard, K.; Wagner, R.; Weiss, W.: *PET Grundlagen und Anwendungen der Positronen-Emissions-Tomographie*. Berlin Heidelberg: Springer, 1989
- [Wie99] Wieler, H. J.: *PET in der klinischen Onkologie*. Darmstadt: Steinkopff, 1999

