

DIN EN 61675-1



ICS 11.040.50

Ersatz für
DIN EN 61675-1:2000-10

**Bildgebende Systeme in der Nuklearmedizin –
Merkmale und Prüfbedingungen –
Teil 1: Positronen-Emissions-Tomographen
(IEC 61675-1:1998 + A1:2008);
Deutsche Fassung EN 61675-1:1998 + A1:2008**

Radionuclide imaging devices –
Characteristics and test conditions –
Part 1: Positron emission tomographs (IEC 61675-1:1998 + A1:2008);
German version EN 61675-1:1998 + A1:2008

Dispositifs d'imagerie par radionucléides –
Caractéristiques et conditions d'essai –
Partie 1: Tomographes à émission de positrons (CEI 61675-1:1998 + A1:2008);
Version allemande EN 61675-1:1998 + A1:2008

Gesamtumfang 46 Seiten

Normenausschuss Radiologie (NAR) im DIN

Nationales Vorwort

Diese Norm enthält die Deutsche Fassung der Europäischen Norm EN 61675-1:1998 „Bildgebende Systeme in der Nuklearmedizin — Merkmale und Prüfbedingungen — Teil 1: Positronen-Emissions-Tomographen“ einschließlich EN 61675-1/A1:2008, in welche die die Internationalen Norm IEC 61675-1:1998 und das Amendment IEC 61675-1/A1:2008 unverändert übernommen worden sind.

In der vorliegenden Norm ist IEC 61675/A1:2008 eingearbeitet. Der Inhalt der Änderungen ist durch einen einfachen Balken am Seitenrand gekennzeichnet.

Die Internationale Norm IEC 61675-1 „Radionuclide imaging devices — Characteristics and test conditions — Part 1: Positron emission tomographs“ wurde vom Unterkomitee SC 62C „Einrichtungen für Strahlentherapie, Nuklearmedizin und Dosimetrie“ der Internationalen Elektrotechnischen Kommission (IEC) erarbeitet.

Das IEC-Komitee hat entschieden, dass der Inhalt dieser Publikation bis zu dem auf der IEC-Website unter „<http://webstore.iec.ch>“ mit den Daten zu dieser Publikation angegebenen Datum (maintenance result date) unverändert bleiben soll. Zu diesem Zeitpunkt wird entsprechend der Entscheidung des Komitees die Publikation

- bestätigt,
- zurückgezogen,
- durch eine Folgeausgabe ersetzt oder
- geändert.

Für die vorliegende Norm ist der DKE/NAR-Gemeinschaftsausschuss NA 080-00-13 GA „Nuklearmedizin“ des Normenausschusses Radiologie (NAR) im DIN Deutsches Institut für Normung e. V. in Arbeitsgemeinschaft mit der Deutschen Röntgengesellschaft und in Zusammenarbeit mit der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik, der Deutschen Gesellschaft für Nuklearmedizin, der Deutschen Gesellschaft für Radioonkologie und der DKE Deutsche Kommission Elektrotechnik Elektronik Informationstechnik im DIN und VDE zuständig.

Es wird auf die Möglichkeit hingewiesen, dass einige Texte dieses Dokuments Patentrechte berühren können. Das DIN ist nicht dafür verantwortlich, einige oder alle diesbezüglichen Patentrechte zu identifizieren.

Änderungen

Gegenüber DIN EN 61675-1:2000-10 wurde folgende Änderung vorgenommen:

- a) Einarbeitung von Testbedingungen für den 3-D-Akquisitionsmodus.

Frühere Ausgaben

DIN EN 61675-1: 2000-10

**Bildgebende Systeme in der Nuklearmedizin -
Merkmale und Prüfbedingungen -
Teil 1: Positronen-Emissions-Tomographen
(IEC 61675-1:1998 + A1:2008)**

Radionuclide imaging devices -
Characteristics and test conditions -
Part 1: Positron emission tomographs
(IEC 61675-1:1998 + A1:2008)

Dispositifs d'imagerie par radionucléides -
Caractéristiques et conditions d'essai -
Partie 1: Tomographes
à émission de positrons
(CEI 61675-1:1998 + A1:2008)

Diese Europäische Norm wurde von CENELEC am 1998-01-01 angenommen. Diese Änderung A1 modifiziert die Europäische Norm EN 61675-1:1998; sie wurde von CENELEC am 2008-05-01 angenommen. Die CENELEC-Mitglieder sind gehalten, die CEN/CENELEC-Geschäftsordnung zu erfüllen, in der die Bedingungen festgelegt sind, unter denen dieser Änderung ohne jede Änderung der Status einer nationalen Norm zu geben ist.

Auf dem letzten Stand befindliche Listen dieser nationalen Normen mit ihren bibliographischen Angaben sind beim Zentralsekretariat oder bei jedem CENELEC-Mitglied auf Anfrage erhältlich.

Diese Europäische Norm sowie die Änderung 1 besteht in drei offiziellen Fassungen (Deutsch, Englisch, Französisch). Eine Fassung in einer anderen Sprache, die von einem CENELEC-Mitglied in eigener Verantwortung durch Übersetzung in seine Landessprache gemacht und dem Managementzentrum mitgeteilt worden ist, hat den gleichen Status wie die offiziellen Fassungen.

CENELEC-Mitglieder sind die nationalen elektrotechnischen Komitees von Belgien, Bulgarien, Dänemark, Deutschland, Estland, Finnland, Frankreich, Griechenland, Irland, Island, Italien, Lettland, Litauen, Luxemburg, Malta, den Niederlanden, Norwegen, Österreich, Polen, Portugal, Rumänien, Schweden, der Schweiz, der Slowakei, Slowenien, Spanien, der Tschechischen Republik, Ungarn, dem Vereinigten Königreich und Zypern.

CENELEC

Europäisches Komitee für Elektrotechnische Normung
European Committee for Electrotechnical Standardization
Comité Européen de Normalisation Electrotechnique

Zentralsekretariat: rue de Stassart 35, B - 1050 Brüssel

Inhalt

	Seite
Vorwort	4
Vorwort der Änderung EN 61675-1/A1	5
Einleitung zur Änderung 1	6
1 Allgemeines	7
1.1 Anwendungsbereich und Zweck	7
1.2 Normative Verweisungen	7
2 Begriffe	7
3 Prüfverfahren	13
3.1 ÖRTLICHE AUFLÖSUNG	13
3.1.1 Allgemeines	13
3.1.2 Zweck	14
3.1.3 Verfahren	14
3.1.4 Analyse	15
3.1.5 Bericht	16
3.2 RECOVERY-KOEFFIZIENT	16
3.2.1 Allgemeines	16
3.2.2 Zweck	16
3.2.3 Verfahren	17
3.2.4 Datenerfassung	17
3.2.5 Datenverarbeitung und Analyse	17
3.2.6 Bericht	18
3.3 Tomographische Ausbeute	18
3.3.1 Allgemeines	18
3.3.2 Zweck	18
3.3.3 Verfahren	18
3.3.4 Analyse	19
3.3.5 Bericht	20
3.4 Homogenität	20
3.5 IMPULSRATENCHARAKTERISTIK	20
3.5.1 Allgemeines	20
3.5.2 Zweck	20
3.5.3 Verfahren	21
3.5.4 Datenerfassung und Analyse	21
3.5.5 Bericht	23
3.6 Messung der Streustrahlung	24
3.6.1 Allgemeines	24
3.6.2 Zweck	24
3.6.3 Verfahren	24
3.6.4 Analyse	25
3.6.5 Bericht	26
3.7 Schwächungskorrektur	26
3.7.1 Allgemeines	26
3.7.2 Zweck	26
3.7.3 Verfahren	26
3.7.4 Analyse	27
3.7.5 Bericht	28
4 BEGLEITPAPIERE	28
4.1 Konstruktionsparameter	28

	Seite
4.2 Konfiguration des Tomographen.....	29
4.3 ÖRTLICHE AUFLÖSUNG.....	29
4.4 RECOVERY-KOEFFIZIENT	29
4.5 Ausbeute	29
4.6 Zählratenverhalten	29
4.7 STREUSTRahlungsANTEIL (PET)	29
4.8 Genauigkeit der Schwächungskorrektur	30
Anhang A (informativ) Verzeichnis definierter Begriffe	42
Anhang ZA (normativ) Normative Verweisungen auf internationale Publikationen mit ihren entsprechenden europäischen Publikationen	44

Bilder

Bild 1 — Zylindrisches Kopfphantom (Maße in mm)	30
Bild 2 — Querschnitt des Körperphantoms Alle angegebenen Abmessungen sind mit einer Genauigkeit von ± 1 mm angegeben.....	31
Bild 3 — Armphantom (Maße in mm)	31
Bild 4 — Phantomeinsatz mit Hohlkugeln	32
Bild 5 — Phantomeinsatz mit Halterungen für die Streustrahlenquelle (Maße in mm).....	33
Bild 6 — Phantomeinsatz für die Beurteilung der Schwächungskorrektur	34
Bild 7 — Phantomkonfiguration für die Zählratenmessungen nach 3.5.3.1.2 (Bildgebung des Herzens)	35
Bild 8 — Auswerteschema für die Zählverlustkorrektur	36
Bild 9 — Beurteilung der Schwächungskorrektur	37
Bild 10 — Bestimmung des STREUSTRahlungsANTEILS (PET).....	38
Bild 11 — Bestimmung der FWHM	39
Bild 12 — Bestimmung der ÄQUIVALENZBREITE EW.....	40
Bild 13 — Position des Phantoms und Lage der Schrauben für die Bildgebung des Abdomens (3.5.3.1.3)	41

Tabellen

Tabelle 1 — Für die Messung von Leistungsparametern zu verwendende RADIONUKLIDE.....	30
--	----

Vorwort

Der Text des Schriftstücks 62C/205/FDIS, zukünftige 1. Ausgabe von IEC 61675-1, ausgearbeitet von dem SC 62C „Equipment for radiotherapy, nuclear medicine and radiation dosimetry“ des IEC TC 62 „Electrical equipment in medical practice“, wurde der IEC-CENELEC Parallelen Abstimmung unterworfen und von CENELEC am 1998-01-01 als EN 61675-1 angenommen.

Nachstehende Daten wurden festgelegt:

- spätestes Datum, zu dem die EN auf nationaler Ebene durch Veröffentlichung einer identischen nationalen Norm oder durch Anerkennung übernommen werden muss (dop) 1998-11-01,
- spätestes Datum, zu dem nationale Normen, die der EN entgegenstehen, zurückgezogen werden müssen (dow) 1998-11-01.

Anhänge, die als „normativ“ bezeichnet sind, gehören zum Norminhalt.

Anhänge, die als „informativ“ bezeichnet sind, enthalten nur Informationen.

In dieser Norm ist Anhang ZA normativ und ist Anhang A informativ.

Der Anhang ZA wurde von CENELEC hinzugefügt.

Anerkennungsnotiz

Der Text der Internationalen Norm IEC 61675-1:1998 wurde von CENELEC ohne irgendeine Abänderung als Europäische Norm angenommen.

Vorwort der Änderung EN 61675-1/A1

Der Text des Schriftstücks 62C/419/CDV, zukünftige Änderung 1 zu IEC 61675-1:1998, ausgearbeitet von dem SC 62C „Equipment for radiotherapy, nuclear medicine and radiation dosimetry“ des IEC TC 62 „Electrical equipment in medical practice“, wurde dem IEC-CENELEC Parallelen Einstufigen Annahmeverfahren unterworfen und von CENELEC am 2008-05-01 als Änderung A1 zu EN 61675-1:1998 angenommen.

Nachstehende Daten wurden festgelegt:

- spätestes Datum, zu dem die EN auf nationaler Ebene durch Veröffentlichung einer identischen nationalen Norm oder durch Anerkennung übernommen werden muss (dop) 2009-02-01,
- spätestes Datum, zu dem nationale Normen, die der EN entgegenstehen, zurückgezogen werden müssen (dow) 2011-05-01.

Anerkennungsnotiz

Der Text der Änderung 1 zur Internationalen Norm IEC 61675-1:1998 wurde von CENELEC als Änderung zur Europäischen Norm ohne irgendeine Abänderung angenommen.

Einleitung zur Änderung 1

Weiterentwicklungen von POSITRONEN-EMISSIONS-TOMOGRAPHEN erlauben, dass die meisten der Tomographen im vollen 3D-Akquisitionsmodus betrieben werden können. Um diesem Trend zu entsprechen, beschreibt diese Änderung an diese Messbedingungen angepasste Testbedingungen. Es besteht die Absicht, die 3D-Bildgebung ohne Einführung neuer Phantome oder neuer Bildgewinnungs- oder Verarbeitungsprotokolle zu simulieren. Die Prüfung simuliert hauptsächlich realistische Zählratencharakteristiken bei der Ganzkörper-Bildgebung. Die Messung des STREUSTRAHLUNGSANTEILS ist mit dieser Prüfung nicht beabsichtigt.

1 Allgemeines

1.1 Anwendungsbereich und Zweck

Dieser Teil von DIN EN 61675 legt die Terminologie und Prüfverfahren fest, nach denen die Merkmale von POSITRONEN-EMISSIONS-TOMOGRAPHEN anzugeben sind. POSITRONEN-EMISSIONS-TOMOGRAPHEN erfassen die VERNICHTUNGSSTRAHLUNG von RADIONUKLIDEN, welche Positronen emittieren, durch KOINZIDENZNACHWEIS.

Die in diesem Teil von DIN EN 61675 angegebenen Prüfverfahren wurden so ausgewählt, dass sie soweit wie möglich die klinische Anwendung von POSITRONEN-EMISSIONS-TOMOGRAPHEN widerzuspiegeln. Die angegebenen Prüfverfahren sollen von den Herstellern angewendet werden und diese so in die Lage versetzen, die Merkmale von POSITRONEN-EMISSIONS-TOMOGRAPHEN zu beschreiben. Somit sollen die in den BEGLEIT-PAPIEREN angegebenen Spezifikationen im Einklang mit dieser Norm sein. Diese Norm besagt nicht, welche Prüfungen durch den Hersteller am individuellen Gerät vorgenommen werden.

Für die Charakterisierung der Homogenität rekonstruierter Bilder wird kein Prüfverfahren angegeben, weil alle bis jetzt bekannten Verfahren hauptsächlich das Rauschen im Bild widerspiegeln.

1.2 Normative Verweisungen

Die folgenden zitierten Dokumente sind für die Anwendung dieses Dokuments erforderlich. Bei datierten Verweisungen gilt nur die in Bezug genommene Ausgabe. Bei undatierten Verweisungen gilt die letzte Ausgabe des in Bezug genommenen Dokuments (einschließlich aller Änderungen).

IEC 60788:1984; *Medical radiology — Terminology*

IEC 61675-1:1998; *Radionuclide imaging devices — Characteristics and test conditions — Part 1: Positron emission tomographs*

2 Begriffe

Für die Zwecke dieses Teils von DIN EN 61675 gelten die Begriffe nach IEC 60788 (siehe Anhang A), zusammen mit den folgenden Begriffen.

Definierte Begriffe sind in KAPITÄLCHEN gedruckt.

2.1

Tomographie

(siehe Anhang A)

2.1.1

transversale Tomographie

bei der TRANSVERSALEN TOMOGRAPHIE wird das dreidimensionale Objekt durch physikalische Verfahren, z. B. Kollimierung, in einen Stapel von OBJEKTSCHICHTEN aufgeteilt, die als zweidimensional und voneinander unabhängig betrachtet werden. Die transversalen BILDEBENEN stehen senkrecht zur SYSTEMACHSE

2.1.2

Emissions-Computertomographie

ECT

bildgebendes Verfahren für die Darstellung der räumlichen Verteilung von inkorporierten RADIONUKLIDEN in ausgewählten zweidimensionalen Schichten durch das Objekt

2.1.2.1

Projektion

Transformation eines dreidimensionalen Objekts in sein zweidimensionales Bild oder eines zweidimensionalen Objekts in sein eindimensionales Bild durch die Integration der das Bild bestimmenden physikalischen Größe längs der Richtung des PROJEKTIONSSTRAHLS

ANMERKUNG Dieser Prozess wird mathematisch beschrieben durch Linienintegrale in Richtung der PROJEKTION (längs des MESSSTRAHLS) und Radon-Transformation genannt.

2.1.2.2

Projektionsstrahl

der PROJEKTIONSSTRAHL bestimmt das kleinstmögliche Volumen, in dem die das Bild bestimmende physikalische Größe während des Messvorgangs integriert wird. Seine Form ist durch die ÖRTLICHE AUFLÖSUNG in allen drei Dimensionen begrenzt

ANMERKUNG Der PROJEKTIONSSTRAHL besitzt meistens die Form eines langen dünnen Zylinders oder Konus. Bei der POSITRONEN-EMISSIONS-TOMOGRAPHIE ist er das empfindliche Volumen zwischen zwei Detektorelementen, die in Koinzidenz betrieben werden.

2.1.2.3

Projektionswinkel

Winkel, unter dem die PROJEKTION gemessen bzw. erfasst wird

2.1.2.4

Sinogramm

zweidimensionale Darstellung aller eindimensionalen PROJEKTIONEN einer OBJEKTSCHICHT, und zwar als Funktion des PROJEKTIONSWINKELS. Der PROJEKTIONSWINKEL ist hierbei die Ordinate und die lineare Koordinate der PROJEKTION die Abszisse

2.1.2.5

Objektschicht

Schicht im Objekt. Die das Bild bestimmende physikalische Größe in dieser Schicht wird im tomographischen Bild dargestellt

2.1.2.6

Bildebene

die BILDEBENE ist einer Ebene in der OBJEKTSCHICHT zugeordnet

ANMERKUNG Gewöhnlich ist die BILDEBENE die Mittelebene der zugehörigen OBJEKTSCHICHT.

2.1.2.7

Systemachse

durch geometrische oder physikalische Eigenschaften der Messanordnung gekennzeichnete Symmetrieachse

ANMERKUNG Für einen ringförmigen POSITRONEN-EMISSIONS-TOMOGRAPHEN ist die SYSTEMACHSE die Achse durch das Zentrum des Detektorrings. Für Tomographen mit rotierenden Detektoren ist sie die Rotationsachse.

2.1.2.8

tomographisches Volumen

Menge aller Volumenelemente, die zu den gemessenen PROJEKTIONEN unter allen PROJEKTIONSWINKELN beitragen

2.1.2.8.1

transversales Sichtfeld

Abmessungen einer Schicht durch das TOMOGRAPHISCHE VOLUMEN, und zwar senkrecht zur SYSTEMACHSE. Ist das TRANSVERSALE SICHTFELD kreisförmig, wird es durch seinen Durchmesser beschrieben

ANMERKUNG Bei nicht-zylindrischen tomographischen Volumina kann das TRANSVERSALE SICHTFELD von der axialen Position der Schicht abhängig sein.

2.1.2.8.2

axiales Sichtfeld

Abmessungen einer Schicht durch das TOMOGRAPHISCHE VOLUMEN parallel zur SYSTEMACHSE und diese enthaltend. Üblicherweise wird es nur durch seine axiale Dimension spezifiziert. Diese ist gegeben durch den Mittenabstand der beiden äußersten definierten BILDEBENEN, plus dem Mittelwert der gemessenen AXIALEN SCHICHTDICKE gemessen als ÄQUIVALENZBREITE

2.1.2.8.3

gesamtes Sichtfeld

Abmessungen (dreidimensional) des TOMOGRAPHISCHEN VOLUMENS

2.1.3

Positronen-Emissions-Tomographie

PET

EMISSIONS-COMPUTERTOMOGRAPHIE, die auf dem Nachweis der VERNICHTUNGSSTRAHLUNG von RADIONUKLIDEN, welche Positronen emittieren, durch KOINZIDENZNACHWEIS beruht

2.1.3.1

Positronen-Emissions-Tomograph

tomographisches Gerät, das die VERNICHTUNGSSTRAHLUNG von RADIONUKLIDEN, welche Positronen emittieren, durch KOINZIDENZNACHWEIS erfasst

2.1.3.2

Vernichtungsstrahlung

ionisierende Strahlung, die entsteht, wenn ein Teilchen und sein Antiteilchen aufeinander einwirken und aufhören zu existieren

2.1.3.3

Koinzidenznachweis

Methode, welche überprüft, ob zwei gegenüberliegende Detektoren je ein Photon gleichzeitig nachgewiesen haben. Durch dieses Verfahren werden die beiden Photonen zu einem Ereignis zusammengefasst

ANMERKUNG Der KOINZIDENZNACHWEIS zwischen zwei gegenüberliegenden Detektorelementen dient als elektronische Kollimierung, um den entsprechenden PROJEKTIONSSTRAHL bzw. MESSSTRAHL (LOR) zu definieren.

2.1.3.4

Koinzidenzfenster

Zeitintervall, während dessen zwei nachgewiesene Photonen als gleichzeitig betrachtet werden

2.1.3.5

Messstrahl

en: line of response

LOR

Achse des PROJEKTIONSSTRAHLS

ANMERKUNG Bei PET ist es die Linie, die die Zentren von zwei gegenüberliegenden Detektorelementen verbindet, die in Koinzidenz betrieben werden.

2.1.3.6

gesamte Koinzidenzen

Summe aller erfassten Koinzidenzen

2.1.3.6.1

wahre Koinzidenz

Ergebnis des KOINZIDENZNACHWEISES von zwei Photonen der VERNICHTUNGSSTRAHLUNG, die auf demselben Positronenübergang basieren

2.1.3.6.2

gestreute wahre Koinzidenz

WAHRE KOINZIDENZ, bei der mindestens ein beteiligtes Photon vor dem KOINZIDENZNACHWEIS gestreut wurde

2.1.3.6.3

ungestreute wahre Koinzidenzen

Differenz zwischen WAHREN KOINZIDENZEN und GESTREUTEN WAHREN KOINZIDENZEN

2.1.3.6.4

zufällige Koinzidenz

Ergebnis des KOINZIDENZNACHWEISES, bei dem beide beteiligten Photonen der VERNICHTUNGSSTRAHLUNG auf unterschiedlichen Positronenübergängen basieren

2.1.3.7

Einzelrate

en: single rate

ohne KOINZIDENZNACHWEIS, aber mit Energiediskriminierung gemessene ZÄHLRATE

2.1.4

Rekonstruktion

2.1.4.1

zweidimensionale Rekonstruktion

bei der ZWEIDIMENSIONALEN REKONSTRUKTION werden die Daten vor der Rekonstruktion in SINOGRAMME rebinned, die die Projektionsdaten von transversalen Schichten darstellen, welche als unabhängig voneinander und als senkrecht auf der SYSTEMACHSE stehend betrachtet werden. Auf diese Weise wird jedes Ereignis in axialer Richtung derjenigen transversalen Schicht zugeordnet, die durch den Mittelpunkt des zugehörigen MESSSTRAHLS verläuft. Jede Abweichung des MESSSTRAHLS von der Senkrechten zur SYSTEMACHSE wird vernachlässigt. Die Daten werden dann mit einer zweidimensionalen Methode rekonstruiert; d. h. jede Schicht wird aus dem zugehörigen SINOGRAMM rekonstruiert, unabhängig vom restlichen Datensatz

ANMERKUNG Dies ist die Standardmethode der Rekonstruktion bei POSITRONEN-EMISSIONS-TOMOGRAPHEN mit schmalen axialen Öffnungswinkeln, d. h. beim Einsatz von Septen. Bei Systemen mit großen axialen Öffnungswinkeln, d. h. ohne Septen, heißt diese Methode auch „Single Slice Rebinning“.

2.1.4.2

dreidimensionale Rekonstruktion

bei der DREIDIMENSIONALEN REKONSTRUKTION sind die MESSSTRAHLEN nicht auf einen senkrechten Verlauf zur SYSTEMACHSE eingeschränkt, so dass ein MESSSTRAHL mehrere transversale Schichten schneiden kann. Deshalb können die transversalen Schichten nicht unabhängig voneinander rekonstruiert werden. Jede Schicht muss unter Benutzung des vollständigen dreidimensionalen Datensatzes rekonstruiert werden

2.2

Bildmatrix

Anordnung der MATRIXELEMENTE in einem vorzugsweise kartesischen Koordinatensystem

2.2.1

Matrixelement

kleinste Einheit einer BILDMATRIX, die bezüglich Lage und Größe einem bestimmten Volumenelement des Objekts (VOXEL) zugeordnet ist

2.2.1.1

Pixel

MATRIXELEMENT in einer zweidimensionalen BILDMATRIX

2.2.1.2

Trixel

MATRIXELEMENT in einer dreidimensionalen BILDMATRIX

2.2.2

Voxel

Volumenelement im Objekt, das einem MATRIXELEMENT in der BILDMATRIX (zwei- oder dreidimensional) zugeordnet ist. Die Abmessungen des VOXELS werden bestimmt durch die ÖRTLICHE AUFLÖSUNG des Systems in allen drei Dimensionen und, über die entsprechenden Skalierungsfaktoren, durch die Abmessungen des zugehörigen MATRIXELEMENTS

2.3

Punktbildfunktion

PSF

szintigraphische Abbildung einer PUNKTQUELLE

2.3.1

physikalische Punktbildfunktion

bei Tomographen, eine zweidimensionale PUNKTBILDFUNKTION in senkrecht zum PROJEKTIONSSTRAHL liegenden Ebenen, und zwar in spezifizierten Abständen vom Detektor

ANMERKUNG Die PHYSIKALISCHE PUNKTBILDFUNKTION charakterisiert die rein physikalische (intrinsische) bildgebende Leistung des Tomographen und ist unabhängig z. B. von Abtastung, Bildrekonstruktion und Bildverarbeitung. Ein PROJEKTIONSSTRAHL ist durch die Gesamtheit aller PHYSIKALISCHEN PUNKTBILDFUNKTIONEN charakterisiert, und zwar als Funktion des Abstands längs seiner Achse.

2.3.2

axiale Punktbildfunktion

Profil, das durch den Scheitel der PHYSIKALISCHEN PUNKTBILDFUNKTION verläuft, und zwar in einer zur SYSTEMACHSE parallel liegenden Ebene

2.3.3

transversale Punktbildfunktion

rekonstruierte zweidimensionale PUNKTBILDFUNKTION in einer tomographischen BILDEBENE

ANMERKUNG Bei der TOMOGRAPHIE kann die TRANSVERSALE PUNKTBILDFUNKTION auch aus einer parallel zur SYSTEMACHSE positionierten LINIENQUELLE gewonnen werden.

2.4

örtliche Auflösung

Fähigkeit, die Verteilung der Impulsdichten im Bild einer PUNKTQUELLE auf einen Punkt zu konzentrieren

2.4.1

transversale Auflösung

ÖRTLICHE AUFLÖSUNG in einer rekonstruierten Ebene, die senkrecht zur SYSTEMACHSE steht

2.4.1.1

radiale Auflösung

TRANSVERSALE AUFLÖSUNG längs einer Geraden, die durch die Position der Quelle und die SYSTEMACHSE verläuft

2.4.1.2

tangentiale Auflösung

TRANSVERSALE AUFLÖSUNG in der Richtung senkrecht zur Richtung der RADIALEN AUFLÖSUNG

2.4.2

axiale Auflösung

bei Tomographen mit einer axialen Abtastung, die genügend fein ist, um das Abtasttheorem zu erfüllen, die ÖRTLICHE AUFLÖSUNG längs einer zur SYSTEMACHSE parallel verlaufenden Geraden

2.4.3

axiale Schichtdicke

bei Tomographen die Breite der AXIALEN PUNKTBILDFUNKTION

2.4.4

Äquivalenzbreite

EW

Breite eines der Antwortfunktion, z. B. der PUNKTBILDFUNKTION, flächengleichen Rechtecks, wenn Antwortfunktion und Rechteck gleiche maximale Höhe haben

2.4.5

Halbwertsbreite

FWHM

(siehe Anhang A)

2.5

Recovery-Koeffizient

die (im Bild) gemessene Aktivitätskonzentration in einem aktiven Volumen, geteilt durch die wahre Aktivitätskonzentration in diesem Volumen, unter Vernachlässigung von Kalibrierungsfaktoren für die AKTIVITÄT

ANMERKUNG Für die aktuelle Messung wird die wahre Aktivitätskonzentration ersetzt durch die gemessene Aktivitätskonzentration in einem großen Volumen.

2.6

tomographische Ausbeute

2.6.1

Schichtausbeute

Verhältnis der im SINOGRAMM gemessenen ZÄHLRATE zur Aktivitätskonzentration im Phantom

ANMERKUNG Bei PET werden die gemessenen Ereignisse numerisch streustrahlungskorrigiert durch Subtraktion des STREUSTRAHLUNGSANTEILS.

2.6.1.1

normierte Schichtausbeute

SCHICHTAUSBEUTE geteilt durch die AXIALE SCHICHTDICKE (EW) für diese Schicht

2.6.2

Volumenausbeute

Summe aller einzelnen SCHICHTAUSBEUTEN

2.7

Impulsratencharakteristik

(siehe Anhang A)

2.7.1

Zählverlust

Differenz zwischen gemessener ZÄHLRATE und WAHRER ZÄHLRATE, die durch die endliche AUFLÖSUNGSZEIT des Gerätes verursacht wird

2.7.2

Zählrate

Anzahl der Impulse pro Zeiteinheit

2.7.3

wahre Zählrate

(siehe Anhang A)

2.7.4

Adressen-Pile-Up

bei bildgebenden Geräten die falsche Adressenberechnung eines artifiziellen Ereignisses, das vom ENERGIEFENSTER akzeptiert wird, jedoch aus zwei oder mehreren Ereignissen durch den PILE-UP-EFFEKT gebildet wird