

DIN EN 61675-1

ICS 11.040.50

Einsprüche bis 2013-03-14
Vorgesehen als Ersatz für
DIN EN 61675-1:2010-08

Entwurf

**Bildgebende Systeme in der Nuklearmedizin –
Merkmale und Prüfbedingungen –
Teil 1: Positronen-Emissions-Tomographen (IEC 62C/550/CDV:2012);
Deutsche Fassung prEN 61675-1:2012**

Radionuclide imaging devices –
Characteristics and test conditions –
Part 1: Positron emission tomographs (IEC 62C/550/CDV:2012);
German version prEN 61675-1:2012

Dispositifs d'imagerie par radionucléides –
Caractéristiques et conditions d'essai –
Partie 1: Tomographes à émission de positrons (CEI 62C/550/CDV:2012);
Version allemande prEN 61675-1:2012

Anwendungswarnvermerk

Dieser Norm-Entwurf mit Erscheinungsdatum 2013-01-14 wird der Öffentlichkeit zur Prüfung und Stellungnahme vorgelegt.

Weil die beabsichtigte Norm von der vorliegenden Fassung abweichen kann, ist die Anwendung dieses Entwurfes besonders zu vereinbaren.

Stellungnahmen werden erbeten

- vorzugsweise online im Norm-Entwurfs-Portal des DIN unter www.entwuerfe.din.de bzw. für Norm-Entwürfe der DKE auch im Norm-Entwurfs-Portal der DKE unter www.entwuerfe.normenbibliothek.de, sofern dort wiedergegeben;
- oder als Datei per E-Mail an nar@din.de möglichst in Form einer Tabelle. Die Vorlage dieser Tabelle kann im Internet unter www.din.de/stellungnahme oder für Stellungnahmen zu Norm-Entwürfen der DKE unter www.dke.de/stellungnahme abgerufen werden;
- oder in Papierform an den Normenausschuss Radiologie (NAR) im DIN, 91020 Erlangen, Postfach 32 60 (Hausanschrift: Henkestr. 127, 91052 Erlangen).

Die Empfänger dieses Norm-Entwurfs werden gebeten, mit ihren Kommentaren jegliche relevanten Patentrechte, die sie kennen, mitzuteilen und unterstützende Dokumentationen zur Verfügung zu stellen.

Gesamtumfang 43 Seiten

Normenausschuss Radiologie (NAR) im DIN

Nationales Vorwort

Dieser Norm-Entwurf enthält die Deutsche Fassung der prEN 61675-1:2012, in den der Inhalt des internationalen Schriftstücks IEC 62C/550/CDV:2012 „Radionuclide imaging devices — Characteristics and test conditions — Part 1: Positron emission tomographs“ unverändert übernommen wurde.

Dieses Dokument wurde vom Unterkomitee SC 62C „Equipment for radiotherapy, nuclear medicine and radiation dosimetry“ der Internationalen Elektrotechnischen Kommission (IEC), dessen Sekretariat von der DKE Deutsche Kommission Elektrotechnik Elektronik Informationstechnik im DIN und VDE gehalten wird, erarbeitet.

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

Die vorliegende Rohübersetzung ist noch nicht vom zuständigen Arbeitsausschuss NA 080-00-13 GA autorisiert worden.

Änderungen

Gegenüber DIN EN 61675-1:2010-08 wurden folgende Änderungen vorgenommen:

- a) Erweiterung auf PET/CT;
- b) Aktualisierung und Ergänzung von Begriffen;
- c) Streichung von Anforderungen an den Recovery-Koeffizienten;
- d) generelle Überarbeitung der ehemaligen Abschnitte „Impulsratenkorrektur“ und „Messung der Streustrahlung“.

Bildgebende Systeme in der Nuklearmedizin — Merkmale und Prüfbedingungen — Teil 1: Positronen-Emissions-Tomographen (IEC 62C/550/CDV:2012)

Dispositifs d'imagerie par radionucléides — Caractéristiques et conditions d'essai — Partie 1 : Tomographes à émission de positrons (IEC 62C/550/CDV:2012)

Radionuclide imaging devices — Characteristics and test conditions — Part 1: Positron emission tomographs (IEC 62C/550/CDV:2012)

ICS:

Deskriptoren

Dokument-Typ: Europäische Norm
Dokument-Untertyp:
Dokument-Stage: CEN-Umfrage
Dokument-Sprache: D

STD Version 2.4e - RC2

Inhalt

Seite

Vorwort	3
Einleitung.....	5
1 Anwendungsbereich	6
2 Normative Verweisungen.....	6
3 Begriffe	6
4 Prüfverfahren	12
4.1 Allgemeines	12
4.2 ÖRTLICHE AUFLÖSUNG	12
4.3 Tomographische Ausbeute	14
4.4 Homogenität.....	16
4.5 Messung der Streustrahlung	17
4.6 PET-IMPULSRATENCHARAKTERISTIK	19
4.7 Bildqualität und Quantifizierungsgenauigkeit der Aktivitätskonzentration der Quelle.....	23
5 BEGLEITPAPIERE	29
5.1 Allgemeines	29
5.2 Konstruktionsparameter	29
5.3 Konfiguration des Tomographen	30
5.4 ÖRTLICHE AUFLÖSUNG	30
5.5 Ausbeute.....	30
5.6 STREUSTRAHLUNGSANTEIL	30
5.7 Zählratenverhalten.....	30
5.8 Bildqualität und Quantifizierungsgenauigkeit der Aktivitätskonzentration der Quelle.....	30
Anhang A (normativ) Bilder	31
Literaturhinweise	37
Stichwortverzeichnis	38

Bilder

Bild A.1 — Bestimmung der FWHM	31
Bild A.2 — Bestimmung der Äquivalentbreite (EW).....	32
Bild A.3 — Konfiguration des Streuphantoms und dessen Lage auf der Patientenliege; die 6,5-mm-Bohrung ist für den Einsatz der Linienquelle	33
Bild A.4 — Bestimmung des Streustrahlungsanteils.....	33
Bild A.5 — Querschnitt des Körperphantoms	34
Bild A.6 — Phantomeinsatz mit Hohlkugeln	35
Bild A.7 — Bildqualitätsphantom- und Streuphantomposition für die Ganzkörperabtastung	36
Bild A.8 — Anordnung der ROI im Phantomhintergrund. Zwölf Positionen sind festgelegt. An jeder Position werden sechs ROI mit gleicher Größe wie die Kugel-ROI konzentrisch angeordnet (mit Genehmigung übernommen aus NEMA Standards Publication NU 2-2007, Performance Measurements of Positron Emission Tomographs).....	36

Vorwort

Dieses Dokument (prEN 61675-1:2012) wurde vom Technischen Komitee CEN/CENELEC/TC 62 „Electrical equipment in medical practice“ erarbeitet, dessen Sekretariat vom BSI gehalten wird.

Dieses Dokument ist derzeit zur CEN-Umfrage vorgelegt.

Die Internationale Norm IEC 61675-1 wurde vom Unterkomitee 62C „Equipment for radiotherapy, nuclear medicine and radiation dosimetry“ des Technischen Komitees 62 „Electrical equipment in medical practice“ der Internationalen Elektrotechnischen Kommission (IEC) erarbeitet.

Die vorliegende zweite Ausgabe ersetzt die erste Ausgabe von IEC 61675-1. Diese Ausgabe stellt eine technische Überarbeitung dar. Bezüglich folgender technischer Aspekte wurden die Anforderungen geändert:

- ÖRTLICHE AUFLÖSUNG;
- Empfindlichkeitsmessung;
- STREUSTRABLUNGSANTEIL;
- Zählratenverhalten;
- Bildqualität (Bildgüte).

Der Text der vorliegenden Norm beruht auf folgenden Schriftstücken:

FDIS	Abstimmungsbericht
62C/XXX/FDIS	62C/XXX/RVD

Vollständige Angaben über die Abstimmung zu dieser Norm können dem in vorstehender Tabelle aufgeführten Abstimmungsbericht entnommen werden.

Die vorliegende Publikation wurde nach den ISO/IEC-Richtlinien, Teil 2, erarbeitet.

In dieser Norm werden folgende Schriftarten verwendet:

- Anforderungen und Definitionen: Arial,
- *Prüfungen: in Kursivschrift,*
- informative Texte außerhalb von Tabellen, wie Anmerkungen, Beispiele und Verweisungen: Kleinschrift. Normativer Text von Tabellen ist ebenfalls in Kleinschrift.
- DIE IN DIESER GESAMTEN NORM VERWENDETEN BEGRIFFE, DIE IN ABSCHNITT 3 DEFINIERT SIND: KAPITÄLCHEN.

Für die mit einem Stern (*) als erstes Zeichen einer Überschrift oder zu Beginn eines Absatzes oder einer Tabellenüberschrift gekennzeichneten Textteile ist im Anhang B eine Erklärung oder Begründung enthalten.

Im Aufbau dieser Norm bedeutet die Bezeichnung

- „Abschnitt“ eine der siebzehn Gruppen innerhalb des Inhaltsverzeichnisses, einschließlich aller Untergruppen (z. B. beinhaltet Abschnitt 7 die Unterabschnitte 7.1, 7.2 usw.),
- „Unterabschnitt“ eine nummerierte Untergruppe eines Abschnitts (z. B. 7.1, 7.2 und 7.2.1 stellen Unterabschnitte des Abschnitts 7 dar).

Einem Bezug auf Abschnitte innerhalb der Norm geht die Bezeichnung „Abschnitt“ voraus, gefolgt von der Abschnittsnummer. Ein Bezug zu Unterabschnitten innerhalb dieser Norm wird nur nummeriert.

In dieser Norm wird die Konjunktion „oder“ verwendet wie ein „einschließlich oder“; somit ist eine Festlegung wahr, wenn jegliche Kombination von Bedingungen wahr ist.

Die in dieser Norm verwendeten Verbformen entsprechen dem in den ISO/IEC-Richtlinien, Teil 2, Anhang H, beschriebenen Gebrauch. Für den Zweck dieser Norm gilt hinsichtlich der Hilfsverben:

- „muss/müssen“ bedeutet, dass die Übereinstimmung mit einer Anforderung oder einer Prüfung Pflicht ist, um mit dieser Norm übereinzustimmen;
- „sollte(n)“ bedeutet, dass eine Übereinstimmung mit einer Anforderung oder Prüfung empfohlen wird, jedoch nicht Pflicht ist, um mit dieser Norm übereinzustimmen;
- „dürfen/können“ wird verwendet, um einen zulässigen Weg zum Erzielen der Übereinstimmung mit einer Anforderung oder Prüfung zu beschreiben.

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)(1) unverändert bleiben soll. Zu diesem Zeitpunkt wird entsprechend der Entscheidung des Komitees die Publikation

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

1) Die Nationalen Komitees werden gebeten, zu beachten, dass das Datum für diese Publikation 2011 ist.

Einleitung

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 Norm an diese Messbedingungen angepasste Prüfbedingungen. Außerdem umfassen heutige POSITRONEN-EMISSIONS-TOMOGRAPHEN oft RÖNTGENEINRICHTUNGEN FÜR DIE COMPUTERTOMOGRAPHIE (CT). Für die vorliegende Norm wurden PET-CT-Hybrideinrichtungen als Stand der Technik betrachtet und bestimmte POSITRONEN-EMISSIONS-TOMOGRAPHEN ohne Röntgenkomponente lediglich als Spezialfälle betrachtet.

Die in diesem Teil von IEC 61675 festgelegten Prüfverfahren wurden so ausgewählt, dass sie soweit wie möglich die klinische Anwendung von POSITRONEN-EMISSIONS-TOMOGRAPHEN widerspiegeln. Die angegebenen Prüfverfahren sollen von den HERSTELLERN angewendet werden und diese dadurch in die Lage versetzen, die Merkmale von POSITRONEN-EMISSIONS-TOMOGRAPHEN zu beschreiben. Dementsprechend müssen die in den BEGLEITPAPIEREN angegebenen Spezifikationen im Einklang mit dieser Norm sein. Diese Norm besagt nicht, welche Prüfungen durch den HERSTELLER am individuellen Gerät vorgenommen werden.

1 Anwendungsbereich

Dieser Teil von IEC 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.

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

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, Ausgabe 2.0 (2004-02), *Medical electrical equipment — Glossary of defined terms*

3 Begriffe

Für die Anwendung dieses Dokuments gelten die Begriffe nach IEC 60788, Ausgabe 2.0 (2004-02) und die folgenden Begriffe.

3.1

TOMOGRAPHIE

Radiographie einer oder mehrerer Schichten in einem Objekt

[IEC 60788, Ausgabe 2.0 (2004-02), rm-41-15]

3.1.1

TRANSVERSALE TOMOGRAPHIE

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

3.1.2

EMISSIONS-COMPUTERTOMOGRAPHIE

ECT

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

3.1.2.1

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.

3.1.2.2

PROJEKTIONSSTRAHL

Strahl, der das kleinstmögliche Volumen bestimmt, in dem die das Bild bestimmende physikalische Größe während des Messvorgangs integriert wird

ANMERKUNG 1 Seine Form ist durch die ÖRTLICHE AUFLÖSUNG in allen drei Dimensionen begrenzt.

ANMERKUNG 2 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.

3.1.2.3

PROJEKTIONSWINKEL

Winkel, unter dem die PROJEKTION gemessen bzw. erfasst wird

3.1.2.4

SINOGRAMM

zweidimensionale Darstellung aller eindimensionalen PROJEKTIONEN einer OBJEKTSCHICHT, und zwar als Funktion des PROJEKTIONSWINKELS

ANMERKUNG Der PROJEKTIONSWINKEL ist hierbei die Ordinate und die lineare Koordinate der PROJEKTION die Abszisse.

3.1.2.5

OBJEKTSCHICHT

physikalische Größe, die einer Schicht im Objekt entspricht und die Messinformation bestimmt und die im tomographischen Bild dargestellt wird

3.1.2.6

BILDEBENE

Ebene, die einer Ebene in der OBJEKTSCHICHT zugeordnet ist

ANMERKUNG Gewöhnlich ist die BILDEBENE die Mittelebene der zugehörigen OBJEKTSCHICHT.

3.1.2.7

SYSTEMACHSE

durch geometrische oder physikalische Eigenschaften der Messanordnung gekennzeichnete Symmetrieachse

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

3.1.2.8

TOMOGRAPHISCHES VOLUMEN

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

3.1.2.8.1

TRANSVERSALES SICHTFELD

Abmessungen einer Schicht durch das TOMOGRAPHISCHE VOLUMEN, und zwar senkrecht zur SYSTEMACHSE

ANMERKUNG 1 Ist das TRANSVERSALE SICHTFELD kreisförmig, wird es durch seinen Durchmesser beschrieben.

ANMERKUNG 2 Bei nicht-zyklindrischen TOMOGRAPHISCHEN VOLUMINA kann das TRANSVERSALE SICHTFELD von der axialen Position der Schicht abhängig sein.

3.1.2.8.2

AXIALES SICHTFELD

AFOV

(en: axial field of view)

Feld, charakterisiert durch die Abmessungen einer Schicht durch das TOMOGRAPHISCHE VOLUMEN parallel zur SYSTEMACHSE und diese enthaltend

ANMERKUNG In der Praxis wird es nur durch seine axiale Dimension spezifiziert, die gegeben ist durch den Mittenabstand der beiden äußersten definierten BILDEBENEN plus den Mittelwert der gemessenen AXIALEN AUFLÖSUNG.

3.1.2.8.3

GESAMTES SICHTFELD

Feld, das durch die Abmessungen (dreidimensional) des TOMOGRAPHISCHEN VOLUMENS charakterisiert ist

3.1.3

POSITRONEN-EMISSIONS-TOMOGRAPHIE

PET

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

3.1.3.1

POSITRONEN-EMISSIONS-TOMOGRAPH

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

3.1.3.2

VERNICHTUNGSSTRAHLUNG

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

3.1.3.3

KOINZIDENZNACHWEIS

Verfahren, welche überprüft, ob zwei gegenüberliegende Detektoren je ein Photon gleichzeitig nachgewiesen haben

ANMERKUNG 1 Durch dieses Verfahren werden die beiden Photonen zu einem Ereignis zusammengefasst.

ANMERKUNG 2 Der KOINZIDENZNACHWEIS zwischen zwei gegenüberliegenden Detektorelementen dient als elektronische Kollimierung, um den entsprechenden PROJEKTIONSSTRAHL bzw. MESSSTRAHL (LOR) zu definieren.

3.1.3.4

KOINZIDENZFENSTER

Zeitintervall, während dessen zwei nachgewiesene Photonen als gleichzeitig betrachtet werden

3.1.3.5

MESSSTRAHL

LOR

(en: line of response)

Achse des PROJEKTIONSSTRAHLS

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

3.1.3.6

GESAMTE KOINZIDENZEN

Summe aller erfassten Koinzidenzen

3.1.3.6.1

WAHRE KOINZIDENZ

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

3.1.3.6.2

GESTREUTE WAHRE KOINZIDENZ

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

3.1.3.6.3

UNGESTREUTE WAHRE KOINZIDENZ

Differenz zwischen WAHREN KOINZIDENZEN und GESTREUTEN WAHREN KOINZIDENZEN

3.1.3.6.4

ZUFÄLLIGE KOINZIDENZ

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

3.1.3.7

EINZELRATE

ohne KOINZIDENZNACHWEIS, aber mit Energiediskriminierung gemessene ZÄHLRATE

3.1.4

ZWEIDIMENSIONALE REKONSTRUKTION

Bildrekonstruktion, bei der die Daten vor der Rekonstruktion in SINOGRAMME rebinned werden, die die Projektionsdaten von transversalen Schichten darstellen, welche als unabhängig voneinander und als senkrecht auf der SYSTEMACHSE stehend betrachtet werden

3.1.5

DREIDIMENSIONALE REKONSTRUKTION

Bildrekonstruktion, bei der die MESSSTRAHLEN nicht auf einen senkrechten Verlauf zur SYSTEMACHSE eingeschränkt sind, so dass ein MESSSTRAHL mehrere transversale Schichten schneiden kann

3.2

BILDMATRIX

<Nuklearmedizin> Matrix, in der jedes Element der gemessenen oder berechneten physikalischen Größe des Objekts an dem durch die Koordinaten des MATRIXELEMENTS beschriebenen Punkt entspricht

3.2.1

MATRIXELEMENT

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

3.2.1.1

PIXEL

MATRIXELEMENT in einer zweidimensionalen BILDMATRIX

3.2.1.2

TRIXEL

MATRIXELEMENT in einer dreidimensionalen BILDMATRIX

3.2.2

VOXEL

Volumenelement im Objekt, das einem MATRIXELEMENT in einer zwei- oder dreidimensionalen BILDMATRIX zugeordnet ist

ANMERKUNG Die Abmessungen des VOXELS werden bestimmt durch die Abmessungen des zugehörigen MATRIXELEMENTS, über die entsprechenden Skalierungsfaktoren, und durch die die ÖRTLICHE AUFLÖSUNG des Systems in allen drei Dimensionen.

3.3

PUNKTBILDFUNKTION

PSF

(en: point spread function)

szintigraphische Abbildung einer PUNKTQUELLE

3.3.1

PHYSIKALISCHE PUNKTBILDFUNKTION

<Tomographen> zweidimensionale PUNKTBILDFUNKTION in senkrecht zum PROJEKTIONSSTRAHL verlaufenden 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.

3.3.2

AXIALE PUNKTBILDFUNKTION

Profil, das durch den Scheitel der PHYSIKALISCHEN PUNKTBILDFUNKTION verläuft, und zwar in einer zur SYSTEM-ACHSE parallel verlaufenden Ebene

3.3.3

TRANSVERSALE PUNKTBILDFUNKTION

rekonstruierte zweidimensionale PUNKTBILDFUNKTION in einer tomographischen BILDEBENE

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

3.4

ÖRTLICHE AUFLÖSUNG

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

3.4.1

TRANSVERSALE AUFLÖSUNG

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

3.4.1.1

RADIALE AUFLÖSUNG

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

3.4.1.2

TANGENTIALE AUFLÖSUNG

TRANSVERSALE AUFLÖSUNG in der Richtung senkrecht zur Richtung der RADIALEN AUFLÖSUNG

3.4.2

AXIALE AUFLÖSUNG

ÖRTLICHE AUFLÖSUNG längs einer zur SYSTEMACHSE parallel verlaufenden Geraden

ANMERKUNG Die AXIALE AUFLÖSUNG gilt nur für Tomographen mit einer axialen Abtastung, die genügend fein ist, um das Abtasttheorem zu erfüllen.

3.4.3

ÄQUIVALENZBREITE

EW

(en: equivalent width)

Breite eines Rechtecks mit der der gleichen Fläche und der gleichen Höhe wie die Antwortfunktion

3.4.4

HALBWERTSBREITE

FWHM

(en: full width at half maximum)

bei einer glockenförmigen Kurve der Abstand parallel zur Abszissenachse zwischen den Punkten, an denen die Ordinate die Hälfte des Höchstwerts aufweist

[IEC 60788, Ausgabe 2.0 (2004-02), rm-73-02]

3.5

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 eigentliche Messung wird die wahre Aktivitätskonzentration ersetzt durch die gemessene Aktivitätskonzentration in einem großen Volumen.

3.6

SCHICHTAUSBEUTE

Verhältnis der im SINOGRAMM gemessenen ZÄHLRATE zur Aktivitätskonzentration im Phantom

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

3.7

VOLUMENAUSBEUTE

Summe aller einzelnen SCHICHTAUSBEUTEN

3.8

IMPULSRATENCHARAKTERISTIK

Funktion, die den Zusammenhang zwischen beobachteter ZÄHLRATE und WAHRER ZÄHLRATE wiedergibt

[IEC 60788, Ausgabe 2.0 (2004-02), rm-34-21]

3.8.1

ZÄHLVERLUST

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

3.8.2

ZÄHLRATE

Anzahl der Impulse je Zeiteinheit

3.8.3

WAHRE ZÄHLRATE

ZÄHLRATE, die beobachtet werden würde, wenn die AUFLÖSUNGSZEIT des Gerätes null wäre

[IEC 60788, Ausgabe 2.0 (2004-02), rm-34-20]

3.9

STREUSTRABLUNGSANTEIL

SF

(en: scatter fraction)

Verhältnis zwischen GESTREUTEN WAHREN KOINZIDENZEN und der Summe der GESTREUTEN und UNGESTREUTEN WAHREN KOINZIDENZEN für eine bestimmte Versuchsanordnung

3.10

PUNKTQUELLE

RADIOAKTIVE QUELLE, die angenähert einer δ -Funktion in allen drei Dimensionen entspricht

3.11

LINIENQUELLE

gerade RADIOAKTIVE QUELLE, die in zwei Dimensionen angenähert einer δ -Funktion entspricht und in der dritten Dimension konstant (homogen) ist

3.12

KALIBRIERUNG

<Emissions-Computertomographie> der Prozess zur Ermittlung des Zusammenhangs zwischen der ZÄHLRATE je Volumenelement im Bild und der entsprechenden Aktivitätskonzentration im Objekt für Objektgrößen, die keine RECOVERY-Korrektur erfordern. Um diese KALIBRIERUNG nahezu unabhängig vom untersuchten Objekt zu gestalten, ist die Anwendung geeigneter Datenkorrekturen, z. B. SCHWÄCHUNG, Streuung, ZÄHLVERLUST, radioaktiver Zerfall, Detektornormalisierung, ZUFÄLLIGE KOINZIDENZEN (PET) und Verzweungsverhältnis (branching ratio, PET), Pflicht

ANMERKUNG Die Unabhängigkeit des Objekts ist erforderlich, um klinische Bilder in Form von kBq/ml oder SUV-Werten (en: standardized uptake value) zu skalieren.