

DIN EN IEC 61675-1

ICS 11.040.50

Ersatz für
DIN EN 61675-1:2016-08

**Bildgebende Systeme in der Nuklearmedizin –
Merkmale und Prüfbedingungen –
Teil 1: Positronen-Emissions-Tomographen (IEC 61675-1:2022);
Deutsche Fassung EN IEC 61675-1:2022**

Radionuclide imaging devices –
Characteristics and test conditions –
Part 1: Positron emission tomographs (IEC 61675-1:2022);
German version EN IEC 61675-1:2022

Dispositifs d'imagerie par radionucléides –
Caractéristiques et conditions d'essai –
Partie 1: Tomographes à émission de positrons (IEC 61675-1:2022);
Version allemande EN IEC 61675-1:2022

Gesamtumfang 47 Seiten

DIN-Normenausschuss Radiologie (NAR)

Nationales Vorwort

Dieses Dokument (EN IEC 61675-1:2022) wurde vom SC 62C „Equipment for radiotherapy, nuclear medicine and radiation dosimetry“ des IEC/TC 62 „Medical equipment, software, and systems“ in Zusammenarbeit mit dem Technischen Komitee CEN/TC 62 „Elektrische Geräte in medizinischer Anwendung“ erarbeitet, dessen Sekretariat von BSI (Vereinigtes Königreich) gehalten wird.

Das zuständige deutsche Normungsgremium ist der Arbeitsausschuss NA 080-00-03 AA „Nuklearmedizin“ im DIN-Normenausschuss Radiologie (NAR).

Aktuelle Informationen zu diesem Dokument können über die Internetseiten von DIN (www.din.de) durch eine Suche nach der Dokumentennummer aufgerufen werden.

Änderungen

Gegenüber DIN EN 61675-1:2016-08 wurden folgende Änderungen vorgenommen:

- a) zu den folgenden technischen Aspekten wurden Anforderungen geändert oder neu geschaffen: Ortsauflösung, Empfindlichkeitsmessung, Streuungsanteil, Zählratenleistung, Bildqualität, PET/CT-Registrierungsgenauigkeit und Time-of-Flight-Auflösung;
- b) redaktionelle Überarbeitung.

Frühere Ausgaben

DIN EN 61675-1: 2000-10, 2010-08, 2016-08

Deutsche Fassung

**Bildgebende Systeme in der Nuklearmedizin —
Merkmale und Prüfbedingungen —
Teil 1: Positronen-Emissions-Tomographen
(IEC 61675-1:2022)**

Radionuclide imaging devices —
Characteristics and test conditions —
Part 1: Positron emission tomographs
(IEC 61675-1:2022)

Dispositifs d'imagerie par radionucléides —
Caractéristiques et conditions d'essai —
Partie 1: Tomographes à émission de positrons
(IEC 61675-1:2022)

Diese Europäische Norm wurde von CENELEC am 2022-04-22 angenommen. CENELEC-Mitglieder sind gehalten, die CEN/CENELEC-Geschäftsordnung zu erfüllen, in der die Bedingungen festgelegt sind, unter denen dieser Europäischen Norm 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 CEN-CENELEC Management Centre oder bei jedem CENELEC-Mitglied auf Anfrage erhältlich.

Diese Europäische Norm 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 CEN-CENELEC Management Centre mitgeteilt worden ist, hat den gleichen Status wie die offiziellen Fassungen.

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



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

CEN-CENELEC Management-Zentrum: Rue de la Science 23, B-1040 Brüssel

Inhalt

	Seite
Europäisches Vorwort	4
Anhang ZA (normativ) Normative Verweisungen auf internationale Publikationen mit ihren entsprechenden europäischen Publikationen.....	5
Einleitung	6
1 Anwendungsbereich.....	7
2 Normative Verweisungen	7
3 Begriffe	7
4 Prüfverfahren	13
4.1 Allgemeines	13
4.2 ÖRTLICHE AUFLÖSUNG	14
4.2.1 Allgemeines	14
4.2.2 Zweck	14
4.2.3 Verfahren.....	14
4.2.4 Analyse	15
4.2.5 Prüfbericht.....	18
4.3 Tomographische Ausbeute	18
4.3.1 Allgemeines	18
4.3.2 Zweck	18
4.3.3 Verfahren.....	18
4.3.4 Analyse	20
4.3.5 Prüfbericht.....	20
4.4 Messung der Streustrahlung	20
4.4.1 Allgemeines	20
4.4.2 Zweck	21
4.4.3 Verfahren.....	21
4.4.4 Analyse	22
4.4.5 Prüfbericht.....	24
4.5 PET-ZÄHLRATENVERHALTEN.....	24
4.5.1 Allgemeines	24
4.5.2 Zweck	24
4.5.3 Verfahren.....	24
4.5.4 Analyse	25
4.5.5 Prüfbericht.....	27
4.6 TOF-Auflösung.....	28
4.6.1 Allgemeines	28
4.6.2 Zweck	28
4.6.3 Verfahren.....	28
4.6.4 Radionuklid, Verteilung der radioaktiven Quelle und Datenerfassung.....	28
4.6.5 Datenverarbeitung.....	29
4.6.6 Analyse	29
4.6.7 Abzug von Streustrahlung und zufälligen Koinzidenzen.....	31
4.6.8 FWHM-Analyse	31
4.6.9 Prüfbericht.....	31
4.7 Bildqualität und Quantifizierungsgenauigkeit der AKTIVITÄTSkonzentration von Quellen und PET/CT-Registrierungsgenauigkeit.....	31

4.7.1	Allgemeines	31
4.7.2	Zweck	31
4.7.3	Verfahren	32
4.7.4	Datenanalyse	36
4.7.5	Prüfbericht	40
5	BEGLEITPAPIERE	41
5.1	Allgemeines	41
5.2	Designparameter und Konfiguration	41
5.3	ÖRTLICHE AUFLÖSUNG	42
5.4	Tomographische Ausbeute	42
5.5	STREUSTRAHLUNGSANTEIL	42
5.6	PET-ZÄHLRATENverhalten	42
5.7	TOF-Auflösung	42
5.8	Bildqualität und Quantifizierungsgenauigkeit der AKTIVITÄTSkonzentration von Quellen	42
	Literaturhinweise	43
	Stichwortverzeichnis	44

Bilder

Bild 1	— Bewertung der FWHM	16
Bild 2	— Bewertung der ÄQUIVALENZBREITE (<i>EW</i>)	17
Bild 3	— Konfiguration des Streuphantoms und dessen Lage auf der Patientenliege	19
Bild 4	— Bestimmung des STREUSTRAHLUNGSANTEILS	23
Bild 5	— Bestimmung des Abstands von Linienquelle und Messstrahl	29
Bild 6	— Querschnitt des Körperphantoms	32
Bild 7	— Phantomeinsatz mit Hohlkugeln	33
Bild 8	— Position von Bildqualitätsphantom und Streuphantom für die Ganzkörperakquisition	34
Bild 9	— Anordnung der ROI im Phantomuntergrund	37

Europäisches Vorwort

Der Text des Dokuments 62C/811/CDV, zukünftige 3. Ausgabe der IEC 61675-1, erarbeitet vom SC 62C „Equipment for radiotherapy, nuclear medicine and radiation dosimetry“ des IEC/TC 62 „Electrical equipment in medical practice“ wurde zur parallelen IEC-CENELEC-Abstimmung vorgelegt und von CENELEC als EN IEC 61675-1:2022 angenommen.

Nachstehende Daten wurden festgelegt:

- spätestes Datum, zu dem dieses Dokument auf nationaler Ebene durch Veröffentlichung einer identischen nationalen Norm oder durch Anerkennung übernommen werden muss (dop) 2023-01-22
- spätestes Datum, zu dem nationale Normen, die diesem Dokument entgegenstehen, zurückgezogen werden müssen (dow) 2025-04-22

Dieses Dokument ersetzt EN 61675-1:2014 und alle Änderungen und Berichtigungen (falls vorhanden).

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

Rückmeldungen oder Fragen zu diesem Dokument sollten an das jeweilige nationale Komitee des Anwenders gerichtet werden. Eine vollständige Liste dieser Gremien ist auf den Internetseiten des CENELEC abrufbar.

Anerkennungsnotiz

Der Text der Internationalen Norm IEC 61675-1:2022 wurde von CENELEC ohne irgendeine Abänderung als Europäische Norm angenommen.

In der offiziellen Fassung ist unter „Literaturhinweise“ zu der aufgelisteten Norm die nachstehende Anmerkung einzutragen:

IEC 60601-1:2005 ANMERKUNG Harmonisiert als EN 60601-1:2006 (nicht modifiziert) +A11:2011

Anhang ZA (normativ)

Normative Verweisungen auf internationale Publikationen mit ihren entsprechenden europäischen Publikationen

Die folgenden Dokumente werden im Text in solcher Weise in Bezug genommen, dass einige Teile davon oder ihr gesamter Inhalt Anforderungen des vorliegenden Dokuments darstellen. 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).

ANMERKUNG 1 Ist eine internationale Publikation durch gemeinsame Abweichungen modifiziert worden, gekennzeichnet durch (mod.), dann gilt die entsprechende EN oder das HD.

ANMERKUNG 2 Aktualisierte Informationen über die in diesem Anhang aufgelisteten aktuellen Fassungen der Europäischen Normen sind hier verfügbar: www.cenelec.eu

Publikation	Jahr	Titel	EN/HD	Jahr
IEC TR 60788	2004	Medical electrical equipment - Glossary of defined terms	-	-

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 dieses Dokument an diese Messbedingungen angepasste Prüfbedingungen. Außerdem umfassen heutige POSITRONEN-EMISSIONS-TOMOGRAPHEN oft RÖNTGENEINRICHTUNGEN für die COMPUTERTOMOGRAPHIE (CT). Für das vorliegende Dokument werden PET/CT-Hybridsysteme als Stand der Technik und dedizierte POSITRONEN-EMISSIONS-TOMOGRAPHEN ohne Röntgenkomponente lediglich als Spezialfälle betrachtet.

Die in diesem Dokument festgelegten Prüfverfahren wurden zwar für die PET-Komponente in PET/CT-Hybridsystemen optimiert, dürfen aber auch für die PET-Komponente in PET/MR-Hybridsystemen verwendet werden.

Die in diesem Dokument 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 und diese dadurch in die Lage versetzt werden, die Merkmale von POSITRONEN-EMISSIONS-TOMOGRAPHEN in den BEGLEITPAPIEREN zu beschreiben. Dieses Dokument bestimmt nicht, welche Prüfungen durch den HERSTELLER am individuellen Gerät vorgenommen werden oder welche Parameter der HERSTELLER als Klassenstandard angeben darf, um die Leistungsfähigkeit von POSITRONEN-EMISSIONS-TOMOGRAPHEN zu charakterisieren.

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.

2 Normative Verweisungen

Die folgenden Dokumente werden im Text in solcher Weise in Bezug genommen, dass einige Teile davon oder ihr gesamter Inhalt Anforderungen des vorliegenden Dokuments darstellen. 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 TR 60788:2004, *Medical electrical equipment — Glossary of defined terms*

3 Begriffe

Für die Anwendung dieses Dokuments gelten die Begriffe nach IEC TR 60788:2004 und die folgenden Begriffe.

ISO und IEC stellen terminologische Datenbanken für die Verwendung in der Normung unter den folgenden Adressen bereit:

- IEC Electropedia: verfügbar unter <http://www.electropedia.org/>
- ISO Online Browsing Platform: verfügbar unter <http://www.iso.org/obp>

3.1

Tomographie

Radiographie einer oder mehrerer Schichten in einem Objekt

[QUELLE: IEC TR 60788:2004, rm-41-15]

3.1.1

Emissions-Computertomographie

ECT

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

3.1.1.1

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 1 zum Begriff: Dieser Prozess wird mathematisch beschrieben durch Linienintegrale in Richtung der PROJEKTION (längs des MESSSTRAHLS) und „Radon-Transformation“ genannt.

3.1.1.2

Projektionsstrahl

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

Anmerkung 1 zum Begriff: Die Form des PROJEKTIONSSTRAHLS ist durch die ÖRTLICHE AUFLÖSUNG in allen drei Dimensionen begrenzt.

Anmerkung 2 zum Begriff: 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.

3.1.1.3

Projektionswinkel

Winkel, unter dem die PROJEKTION gemessen bzw. erfasst wird

3.1.1.4

Sinogramm

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

Anmerkung 1 zum Begriff: Der PROJEKTIONSWINKEL ist hierbei die Ordinate und die lineare Koordinate der Projektion die Abszisse.

3.1.1.5

Objektschicht

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

3.1.1.6

Bildebene

Ebene, die einer Ebene in der OBJEKTSCHICHT zugeordnet ist

Anmerkung 1 zum Begriff: Gewöhnlich ist die BILDEBENE die Mittelebene der zugehörigen OBJEKTSCHICHT.

3.1.1.7

Systemachse

durch geometrische oder physikalische Eigenschaften der Messanordnung gekennzeichnete Symmetrieachse

Anmerkung 1 zum Begriff: 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.

3.1.1.8

tomographisches Volumen

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

3.1.1.8.1

transversales Sichtfeld

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

Anmerkung 1 zum Begriff: Ist das TRANSVERSALE SICHTFELD kreisförmig, wird es durch seinen Durchmesser beschrieben.

Anmerkung 2 zum Begriff: Bei nicht-zylindrischen TOMOGRAPHISCHEN VOLUMINA kann das TRANSVERSALE SICHTFELD von der axialen Position der Schicht abhängig sein.

3.1.1.8.2

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 1 zum Begriff: In der Praxis wird das AXIALE SICHTFELD nur durch seine axiale Dimension spezifiziert, die gegeben ist durch den Mittenabstand der beiden äußersten definierten BILDEBENEN plus den Mittelwert der gemessenen AXIALEN AUFLÖSUNG.

3.1.1.8.3

gesamtes Sichtfeld

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

3.1.2

Positronen-Emissions-Tomographie

PET

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

3.1.2.1

Positronen-Emissions-Tomograph

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

3.1.2.2

Vernichtungsstrahlung

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

3.1.2.3

Koinzidenznachweis

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

Anmerkung 1 zum Begriff: Durch dieses Verfahren werden die beiden Photonen zu einem Ereignis zusammengefasst.

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

3.1.2.4

Koinzidenzfenster

Zeitintervall, in dem zwei nachgewiesene Photonen als gleichzeitig betrachtet werden

3.1.2.5

Messstrahl

LOR, en: line of response

Achse des PROJEKTIONSSTRAHLS

Anmerkung 1 zum Begriff: Bei der Positronen-Emissions-Tomographie ist der MESSSTRAHL die Linie, die die Zentren von zwei gegenüberliegenden Detektorelementen verbindet, die in Koinzidenz betrieben werden.

3.1.2.6

gesamte Koinzidenzen

Summe aller erfassten Koinzidenzen

3.1.2.6.1

wahre Koinzidenz

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

3.1.2.6.2

gestreute wahre Koinzidenz

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

3.1.2.6.3

ungestreute wahre Koinzidenz

Differenz zwischen WAHREN KOINZIDENZEN und GESTREUTEN WAHREN KOINZIDENZEN

3.1.2.6.4

zufällige Koinzidenz

Ergebnis des KOINZIDENZNACHWEISES, bei dem beide beteiligte Photonen der Vernichtungsstrahlung auf unterschiedlichen Positronenübergängen basieren

3.1.2.7

Einzelrate

ohne KOINZIDENZNACHWEIS, aber mit Energiediskriminierung gemessene ZÄHLRATE

3.1.3

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

3.1.4

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

Matrizelement

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

3.2.2

Pixel

MATRIXELEMENT in einer zweidimensionalen BILDMATRIX

3.2.3

Voxel

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

Anmerkung 1 zum Begriff: 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.

3.3

Punktbildfunktion

PSF, en: point spread function

szintigraphisches Bild einer PUNKTQUELLE

3.3.1

physikalische Punktbildfunktion

<Tomographen> zweidimensionale PUNKTBILDFUNKTION in senkrecht zum PROJEKTIONSSTRAHL verlaufenden Ebenen, und zwar in spezifizierten Abständen vom Detektor

Anmerkung 1 zum Begriff: Die PHYSIKALISCHE PUNKTBILDFUNKTION charakterisiert die rein physikalische (intrinsische) bildgebende Leistung des Tomographen und ist unabhängig von z. B. 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 SYSTEMACHSE parallel verlaufenden Ebene

3.3.3

transversale Punktbildfunktion

rekonstruierte zweidimensionale PUNKTBILDFUNKTION in einer tomographischen BILDEBENE

Anmerkung 1 zum Begriff: Bei der TOMOGRAPHIE kann die TRANSVERSALE PUNKTBILDFUNKTION auch aus einer parallel zur SYSTEMACHSE gelegenen 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 1 zum Begriff: 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 der Antwortfunktion, z. B. der PUNKTBILDFUNKTION, flächengleichen Rechtecks, wenn Antwortfunktion und Rechteck gleiche Fläche und Höhe haben

Anmerkung 1 zum Begriff: Die Streustrahlungsschwänze der Antwortfunktion werden durch die Äquivalenzbreite besser abgebildet als durch FWHM oder FWTM.

[QUELLE: IEC TR 60788:2004, rm-34-45 modifiziert — Anmerkung zum Begriff ergänzt]

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 Maximalwerts aufweist

[QUELLE: IEC TR 60788:2004, 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 1 zum Begriff: 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 1 zum Begriff: Bei der PET werden die gemessenen Ereignisse numerisch streustrahlungskorrigiert durch Subtraktion des STREUSTRABLUNGSANTEILS.

3.7

Volumenausbeute

Summe aller einzelnen SCHICHTAUSBEUTEN

3.8

Impulsratencharakteristik

Funktion, welche die Abhängigkeit der beobachteten ZÄHLRATE von der WAHREN ZÄHLRATE angibt

[QUELLE: IEC TR 60788:2004, rm-34-21]

3.8.1

Zählverlust

Differenz zwischen beobachteter 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

[QUELLE: IEC TR 60788:2004, rm-34-20]

3.9

Streustrahlungsanteil

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> 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

Anmerkung 1 zum Begriff: Um diese KALIBRIERUNG nahezu unabhängig vom untersuchten Objekt zu gestalten, ist die Anwendung geeigneter Korrekturen der Messdaten, z. B. SCHWÄCHUNG, Streuung, ZÄHLVERLUST, radioaktiver Zerfall, Detektornormalisierung, ZUFÄLLIGE KOINZIDENZEN (PET) und branching ratio (PET), Pflicht. Die Unabhängigkeit vom Objekt ist erforderlich, um klinische Bilder in Form von kBq/ml oder SUV-Werten (en: standardized uptake value) zu skalieren.

3.13

PET-Zählratenverhalten

Zusammenhang zwischen der beobachteten ZÄHLRATE der WAHREN KOINZIDENZEN, ZUFÄLLIGEN KOINZIDENZEN, GESAMTEN KOINZIDENZEN, und der rauschäquivalenten Zählrate (en: noise equivalent count rate) in Bezug zur AKTIVITÄT

3.14

TOF-Auflösung

TOF, en: time-of-flight

Messunsicherheit bei der Bestimmung der Ankunftszeit der beiden Photonen, die auf demselben Positronenübergang basieren

4 Prüfverfahren

4.1 Allgemeines

Für alle Messungen müssen die Akquisitionsparameter entsprechend der üblichen Betriebsart des Tomographen eingestellt werden, d. h. es erfolgt keine gesonderte Einstellung für die Messung bestimmter Parameter. Falls der Tomograph für verschiedene Betriebsarten, die die Leistungsparameter beeinflussen, spezifiziert ist, z. B. mit verschiedenen axialen Öffnungswinkeln, mit ZWEIDIMENSIONALER und DREIDIMENSIONALER REKONSTRUKTION, müssen die entsprechenden Prüfergebnisse für jede Betriebsart im Prüfbericht angegeben werden. Die Konfiguration des Tomographen (z. B. Energieschwellen, axialer Öffnungswinkel, Rekonstruktionsalgorithmus) ist nach den Empfehlungen des HERSTELLERS zu wählen und deutlich anzugeben. Wenn eine Prüfung nicht exakt so wie in diesem Dokument festgelegt ausgeführt werden kann, sind der Grund für die Abweichung und die genauen Bedingungen, unter denen die Prüfung durchgeführt wurde, deutlich darzulegen.

Es wird vorausgesetzt, dass ein POSITRONEN-EMISSIONS-TOMOGRAPH ZUFÄLLIGE KOINZIDENZEN messen kann und die angemessenen Korrekturen durchführt. Außerdem lässt ein POSITRONEN-EMISSIONS-TOMOGRAPH Korrekturen bezüglich Streustrahlung, SCHWÄCHUNG, ZÄHLVERLUST, branching ratio, radioaktivem Zerfall und KALIBRIERUNG zu.

Sofern nicht anders angegeben, müssen die Prüfphantome innerhalb des AXIALEN SICHTFELDS des Tomographen zentriert werden.