

DIN EN 61675-2

ICS 11.040.50

Ersatz für
DIN EN 61675-2:2001-01

**Bildgebende Systeme in der Nuklearmedizin –
Merkmale und Prüfbedingungen –
Teil 2: Einzelphotonen-Emissions-Tomographen
(IEC 61675-2:1998+A1:2004);
Deutsche Fassung EN 61675-2:1998+A1:2005**

Radionuclide imaging devices –
Characteristics and test conditions –
Part 2: Single photon emission computer tomographs (IEC 61675-2:1998+A1:2004);
German version EN 61675-2:1998+A1:2005

Dispositifs d'imagerie par radionucléides –
Caractéristiques et conditions d'essais –
Partie 2: Systèmes de tomographie d'émission à photon unique
(CEI 61675-2:1998+A1:2004);
Version allemande EN 61675-2:1998+A1:2005

Gesamtumfang 53 Seiten

Normenausschuss Radiologie (NAR) im DIN

Nationales Vorwort

Diese Norm enthält die Deutsche Fassung der Europäischen Norm EN 61675-2:1998 „Bildgebende Systeme in der Nuklearmedizin — Merkmale und Prüfbedingungen — Teil 2: Einzelphotonen-Emissions-Tomographen“ einschließlich Änderung A1:2004, in die die Internationale Norm IEC 61675-2:1998 „Radionuclide imaging devices — Characteristics and test conditions — Part 2: Single photon emission computed tomographs (SPECT)“ einschließlich Änderung A1:2004, unverändert übernommen worden ist.

In der vorliegenden Norm ist IEC 61675-2/A1:2004 eingearbeitet. Der Inhalt der Änderung 1 ist durch einen einfachen Balken am Seitenrand gekennzeichnet.

Die Internationale Norm IEC 61675-2 „Radionuclide imaging devices — Characteristics and test conditions — Part 2: Single photon emission computed tomographs (SPECT)“ und die Änderung A1 wurden vom IEC-Unterkomitee SC 62C „Einrichtungen für Strahlentherapie, Nuklearmedizin und Dosimetrie“ erarbeitet.

Für die vorliegende Norm ist das nationale DKE/NAR-Gemeinschaftsgremium GA 3 „Nuklearmedizin“ des Normenausschusses Radiologie (NAR) im DIN Deutsches Institut für Normung e. V. in Arbeitsgemeinschaft mit der Deutschen Röntgenengesellschaft und der DKE Deutsche Kommission Elektrotechnik Elektronik Informationstechnik im DIN und VDE und in Zusammenarbeit mit der Deutschen Gesellschaft für Nuklearmedizin e. V. (DGN), der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik e. V. (DGMP) der Deutschen Gesellschaft für Radioonkologie e. V. (DEGRO) zuständig.

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

DIN EN 61675 *Bildgebende Systeme in der Nuklearmedizin — Merkmale und Prüfbedingungen* besteht aus:

- *Teil 1: Positronen-Emissions-Tomographen*
- *Teil 2: Einzelphotonen-Emissions-Tomographen*
- *Teil 3: Gamma-Kameras mit Ganzkörpereinrichtung*

Änderungen

Gegenüber DIN EN 61675-2:2001-01 wurden folgende Änderungen vorgenommen:

- a) IEC 61675-2/A1:2004-12 wurde eingearbeitet;
- b) Prüfbedingungen für SPECT-Systeme, die im Koinzidenzmodus betrieben werden, wurden in die Norm aufgenommen;
- c) Aufnahme von Parametern, die einen im Koinzidenzmodus betriebenen Einzelphotonen-Computertomographen beschreiben, in die Begleitpapiere;
- d) Ergänzung des Abschnittes „Begriffe“ um Definitionen aus der Norm IEC 61675-1:1998;
- e) redaktionelle Überarbeitung.

Frühere Ausgaben

DIN EN 61675-2: 2001-01

**Bildgebende Systeme in der Nuklearmedizin -
Merkmale und Prüfbedingungen
Teil 2: Einzelphotonen-Emissions-Tomographen
(IEC 61675-2:1998/A1:2004)**

Radionuclide imaging devices -
Characteristics and test conditions
Part 2: Single photon emission computer
tomographs
(IEC 61675-2:1998/A1:2004)

Dispositifs d'imagerie par radionucléides -
Caractéristiques et conditions d'essais
Partie 2: Systèmes de tomographie
d'émission à photon unique
(CEI 61675-2:1998/A1:2004)

Diese Änderung A1 modifiziert die Europäische Norm EN 61675-2:1998; sie wurde von CENELEC am 2005-02-01 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 Änderung 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 Zentralsekretariat mitgeteilt worden ist, hat den gleichen Status wie die offiziellen Fassungen.

CENELEC-Mitglieder sind die nationalen elektrotechnischen Komitees von Belgien, Dänemark, Deutschland, Estland, Finnland, Frankreich, Griechenland, Irland, Island, Italien, Lettland, Litauen, Luxemburg, Malta, den Niederlanden, Norwegen, Österreich, Polen, Portugal, 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 1	4
Einleitung zur Änderung 1	4
1 Allgemeines	5
1.1 Anwendungsbereich und Zweck	5
1.2 Normative Verweisungen	5
2 Begriffe und Definitionen	5
3 Prüfverfahren	12
3.1 Messungen zur Kalibrierung	13
3.1.1 Messung des ROTATIONSZENTRUMS	13
3.1.2 KIPPWINKEL DES MESSKOPFES	14
3.2 Messung der Nicht-Parallelität der Kollimatorbohrungen	14
3.3 Messung der tomographischen Ausbeute des SPECT-Systems	14
3.3.1 DETEKTORPOSITIONIERZEIT	14
3.3.2 NORMIERTE VOLUMENAUSBEUTE	15
3.4 Streustrahlung	16
3.4.1 Messung der Streustrahlung	16
3.4.2 Analyse	17
3.4.3 Bericht	18
3.5 Messung der tomographischen Inhomogenität	18
3.6 ÖRTLICHE AUFLÖSUNG des SPECT-Systems	18
3.6.1 Phantom	18
3.6.2 Quelle	18
3.6.3 Messungen	18
3.6.4 Auswertung und Bericht	19
3.7 Prüfverfahren für Einzelphotonen-Computertomographen, die im Koinzidenzmodus betrieben werden	19
3.7.1 ÖRTLICHE AUFLÖSUNG	19
3.7.2 RECOVERY-KOEFFIZIENT	23
3.7.3 Tomographische Ausbeute	24
3.7.4 Homogenität	26
3.7.5 IMPULSRATENCHARAKTERISTIK	26
3.7.6 Messung der Streustrahlung	30
3.7.7 Schwächungskorrektur	32
4 BEGLEITPAPIERE	33
4.1 Planare Eigenschaften	33
4.2 ÖRTLICHE AUFLÖSUNG des SPECT-Systems	34
4.3 Ausbeute	34
4.4 STREUSTRAHLUNGSANTEIL	34
4.5 Parameter, die einen im Koinzidenzmodus betriebenen Einzelphotonen-Computertomographen beschreiben	34
4.5.1 Konstruktionsparameter	34
4.5.2 Konfiguration des Tomographen	35
4.5.3 ÖRTLICHE AUFLÖSUNG	35
4.5.4 RECOVERY-KOEFFIZIENT	35
4.5.5 Ausbeute	35
4.5.6 Zählratenverhalten	35
4.5.7 STREUSTRAHLUNGSANTEIL	36
4.5.8 Genauigkeit der Schwächungskorrektur	36

Anhang A (informativ) Verzeichnis definierter Begriffe	48
Anhang ZA (normativ) Normative Verweisungen auf internationale Publikationen mit ihren entsprechenden europäischen Publikationen	51

Bilder

Bild 1 — Projektionsgeometrie	37
Bild 2 — Zylindrisches Kopfphantom	38
Bild 3 — Phantomeinsatz mit Halterungen für die Streustrahlenquelle	39
Bild 4 — Bestimmung des STREUSTRABLUNGSANTEILS	40
Bild 5 — Darstellung der TRANSVERSALEN AUFLÖSUNG	40
Bild 6 — Auswertung der FWHM	41
Bild 7 — Bestimmung der ÄQUIVALENZBREITE (EW)	42
Bild 8 — Phantomeinsatz mit Hohlkugeln	43
Bild 9 — Querschnitt des Körperphantoms	44
Bild 10 — Armphantom	45
Bild 11 — Phantomkonfiguration für Zählratenmessungen nach 3.7.5.3.1.2	46
Bild 12 — Auswerteschema für die Zählverlustkorrektur	46
Bild 13 — Phantomeinsatz für die Beurteilung der Schwächungskorrektur	47

Tabellen

Tabelle 1 — Für die Messung von Leistungsparametern zu verwendende RADIONUKLIDE	37
--	-----------

Vorwort

Das Dokument EN 61675-2:1998 wurde vom Technischen Komitee CEN/CENELEC/TC 62 „Electrical equipment in medical practice“ erarbeitet, dessen Sekretariat vom BSI gehalten wird.

Diese Europäische Norm muss den Status einer nationalen Norm erhalten, entweder durch Veröffentlichung eines identischen Textes oder durch Anerkennung bis November 1998, und etwaige entgegenstehende nationale Normen müssen bis November 1998 zurückgezogen werden.

Es wird auf die Möglichkeit hingewiesen, dass einige Texte dieses Dokuments Patentrechte berühren können. CEN [und/oder CENELEC] sind nicht dafür verantwortlich, einige oder alle diesbezüglichen Patentrechte zu identifizieren.

Entsprechend der CEN/CENELEC-Geschäftsordnung sind die nationalen Normungsinstitute der folgenden Länder gehalten, diese Europäische Norm zu übernehmen: Belgien, Dänemark, Deutschland, Estland, Finnland, Frankreich, Griechenland, Irland, Island, Italien, Lettland, Litauen, Luxemburg, Malta, Niederlande, Norwegen, Österreich, Polen, Portugal, Rumänien, Schweden, Schweiz, Slowakei, Slowenien, Spanien, Tschechische Republik, Ungarn, Vereinigtes Königreich und Zypern.

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 Anhang A informativ.

Der Anhang ZA wurde von CENELEC hinzugefügt.

Vorwort der Änderung 1

Diese Europäische Norm muss den Status einer nationalen Norm erhalten, entweder durch Veröffentlichung eines identischen Textes oder durch Anerkennung bis November 2005, und etwaige entgegenstehende nationale Normen müssen bis Februar 2008 zurückgezogen werden.

Einleitung zur Änderung 1

Seit der Erstveröffentlichung dieser Internationalen Norm im Jahr 1998 ist es durch die Weiterentwicklung der Einzelphotonen-Computertomographen möglich geworden, einige dieser Systeme auch im Koinzidenzmodus zu betreiben. Entsprechend diesem Trend beschreibt diese Änderung Prüfbedingungen in Übereinstimmung mit den Prüfverfahren, die für dedizierte PET-Systeme festgelegt sind.

1 Allgemeines

1.1 Anwendungsbereich und Zweck

Diese Norm legt die Terminologie und Prüfverfahren fest, nach denen die Merkmale von Einzelphotonen-Emissions-Tomographen, basierend auf einer Einkristall-Gamma-Kamera mit rotierenden MESSKÖPFEN und Parallelloch-Kollimatoren, anzugeben sind. Da diese Systeme auf Einkristall-Gamma-Kameras basieren, ist dieser Teil der Norm IEC 61675 in Verbindung mit IEC 60789 zu benutzen. Diese Systeme bestehen aus einem Stativ, einem oder mehreren MESSKÖPFEN und einem Computersystem in Verbindung mit Geräten zur Datenerfassung (Akquisition), Aufzeichnung und Wiedergabe.

Dieser Teil von IEC 61675 legt außerdem die Prüfbedingungen für die Angabe der Merkmale von im Koinzidenzmodus betriebenen Einzelphotonen-Computertomographen fest.

Die Prüfverfahren für den Koinzidenzmodus beruhen auf denen für dedizierte PET-Tomographen, wie in IEC 61675-1 beschrieben, um die klinische Anwendung des Koinzidenznachweises so gut wie möglich widerzuspiegeln. Die Prüfungen wurden nur dort angepasst, wo es nötig war, um der begrenzten Ausbeute und IMPULSRATENCHARAKTERISTIK von im Koinzidenzmodus betriebenen Einzelphotonen-Computertomographen Rechnung zu tragen.

Die in dieser Norm angegebenen Prüfverfahren wurden so ausgewählt, dass sie soweit wie möglich die klinische Anwendung der EINZELPHOTONEN-EMISSIONS-TOMOGRAPHIE (SPECT) mit Hilfe rotierender MESSKÖPFE einer Einkristall-Gamma-Kamera widerspiegeln. Die angegebenen Prüfverfahren sollen von den Herstellern angewendet werden und diese so in die Lage versetzen, die Merkmale von SPECT-Systemen auf einer allgemein gültigen Grundlage zu beschreiben.

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

1.2 Normative Verweisungen

Die folgenden normativen Dokumente enthalten Regelungen, welche auch für diesen Teil von IEC 61675 gelten. Die entsprechenden Bezüge sind in diesem Text angegeben. Zur Zeit der Veröffentlichung waren die angegebenen Versionen gültig. Alle normativen Dokumente unterliegen Änderungen; alle Vertragspartner, die sich auf diesen Teil von IEC 61675 beziehen, sind aufgefordert, sich jeweils auf die neueste Ausgabe der unten stehenden normativen Dokumente zu beziehen. Die Mitglieder der IEC und der ISO pflegen Karteien der aktuell gültigen internationalen Normen.

IEC 60788:1984, *Medical radiology — Terminology*

IEC 60789:1992, *Characteristics and test conditions of radionuclide imaging devices — Anger type gamma cameras*

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

2 Begriffe und Definitionen

Für die Anwendung dieses Teils von IEC 61675 gelten die Definitionen nach IEC 60788, IEC 60789 und IEC 61675-1 (siehe Anhang A) sowie die folgenden Definitionen. Definierte Begriffe sind in Kapitälchen gedruckt.

2.1

Systemachse

eine durch geometrische oder physikalische Eigenschaften der Messanordnung gekennzeichnete Symmetrieachse

ANMERKUNG Bei der GAMMA-KAMERA mit rotierenden MESSKÖPFEN ist die SYSTEMACHSE die Rotationsachse.

2.1.1 Koordinatensysteme

2.1.1.1

ortsfestes Koordinatensystem

kartesisches Koordinatensystem mit den Achsen X , Y und Z , bei dem die Z -Achse die SYSTEMACHSE ist. Der Ursprung des ORTSFESTEN KOORDINATENSYSTEMS ist durch das Zentrum des TOMOGRAPHISCHEN VOLUMENS definiert (siehe Bild 1). Die SYSTEMACHSE steht senkrecht zu allen transversalen Schichten

2.1.1.2

Projektions-Koordinatensystem

kartesisches Koordinatensystem der BILDMATRIX jeder einzelnen zweidimensionalen PROJEKTION mit den Achsen X_p und Y_p (definiert durch die Achsen der BILDMATRIX). Die Y_p -Achse verläuft parallel zur PROJEKTION der SYSTEMACHSE auf die Aufnahmeebene des MESSKOPFES. Der Ursprung des PROJEKTIONS-KOORDINATENSYSTEMS ist das Zentrum der BILDMATRIX (siehe Bild 1)

2.1.2

Rotationszentrum

Ursprung des KOORDINATENSYSTEMS, mit dem die PROJEKTIONEN einer transversalen Schicht bezüglich ihrer Lage im Raum beschrieben werden

ANMERKUNG Das ROTATIONSZENTRUM einer transversalen Schicht ist der Schnittpunkt der SYSTEMACHSE mit der Mittenebene der entsprechenden OBJEKTSCHICHT.

2.1.3

Offset

Abweichung der Lage der PROJEKTION des ROTATIONSZENTRUMS X'_p von $X_p = 0$ (siehe Bild 1)

2.2 Tomographie (siehe Anhang A)

2.2.1

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

2.2.2

Emissions-Computertomographie

ECT

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

2.2.2.1

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 durch Linienintegrale in Richtung der PROJEKTION (längs des MESSSTRAHLS) beschrieben und Radon-Transformation genannt.

2.2.2.2**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 Bei der SPECT besitzt der PROJEKTIONSSTRAHL meistens die Form eines langen, dünnen, divergenten Konus.

2.2.2.3**Projektionswinkel**

Winkel, unter dem die PROJEKTION gemessen bzw. erfasst wird

ANMERKUNG Zur Veranschaulichung siehe Bild 1.

2.2.2.4**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

2.2.2.5**Objektschicht**

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

2.2.2.6**Bildebene**

die einer Ebene in der OBJEKTSCHICHT zugeordnete Ebene

ANMERKUNG Gewöhnlich ist die BILDEBENE die Mittelebene der entsprechenden OBJEKTSCHICHT.

2.2.2.7**tomographisches Volumen**

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

ANMERKUNG Bei einer GAMMAKAMERA mit rotierenden MESSKÖPFEN und einem kreisförmigen Sichtfeld ist das TOMOGRAPHISCHE VOLUMEN eine Kugel, vorausgesetzt, der ROTATIONSRADIUS ist größer als der Radius des Sichtfeldes. Bei einem rechteckigen Sichtfeld ist das TOMOGRAPHISCHE VOLUMEN ein Zylinder (bei kreisförmiger Abtastung).

2.2.2.7.1**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 abhängen.

2.2.2.7.2**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 (EW)

2.2.2.7.3**gesamtes Sichtfeld**

Abmessungen (dreidimensional) des TOMOGRAPHISCHEN VOLUMENS

2.3

Bildmatrix

Anordnung der MATRIXELEMENTE in einem vorzugsweise kartesischen Koordinatensystem

2.3.1

Matrixelement

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

2.3.1.1

Pixel

MATRIXELEMENT in einer zweidimensionalen BILDMATRIX

2.3.1.2

Trixel

MATRIXELEMENT in einer dreidimensionalen BILDMATRIX

2.3.2

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

2.4

Punktbildfunktion

(en: point spread function)

PSF

szintigraphische Abbildung einer PUNKTQUELLE

2.4.1

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 bildgebende Leistung des Tomographen, und zwar unabhängig von z. B. Abtastung, Bildrekonstruktion und Bildverarbeitung, jedoch in Abhängigkeit vom KOLLIMATOR. Ein PROJEKTIONSSTRAHL ist durch die Gesamtheit aller PHYSIKALISCHEN PUNKTBILDFUNKTIONEN charakterisiert, und zwar als Funktion des Abstands längs seiner Achse.

2.4.2

axiale Punktbildfunktion

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

2.4.3

transversale Punktbildfunktion

die rekonstruierte zweidimensionale PUNKTBILDFUNKTION in einer tomographischen BILDEBENE

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

2.5

örtliche Auflösung

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

2.5.1

transversale Auflösung

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

2.5.1.1

radiale Auflösung

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

2.5.1.2

tangentiale Auflösung

TRANSVERSALE AUFLÖSUNG senkrecht zur Richtung der RADIALEN AUFLÖSUNG durch die Position der Quelle

2.5.2

axiale Auflösung

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

2.5.3

Äquivalenzbreite

(en: equivalent width)

EW

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

2.6 Tomographische Ausbeute

2.6.1

Schichtausbeute

Verhältnis der im SINOGRAMM gemessenen ZÄHLRATE zur Konzentration der AKTIVITÄT im Phantom

ANMERKUNG Bei der SPECT werden die gemessenen Zählimpulse nicht numerisch für Streustrahlung durch Subtraktion des STREUSTRALUNGSANTEILS korrigiert.

2.6.2

Volumenausbeute

Summe aller SCHICHTAUSBEUTEN

2.6.3

normierte Volumenausbeute

VOLUMENAUSBEUTE, geteilt durch das AXIALE SICHTFELD des Tomographen oder die Phantomlänge, je nachdem, welcher Wert kleiner ist

2.7

Streustrahlungsanteil

(en: scatter fraction)

SF

Verhältnis zwischen gestreuten Photonen und der Summe der gestreuten und ungestreuten Photonen für eine bestimmte Messanordnung

2.8

Einzelphotonen-Emissions-Tomographie

(en: single photon emission computed tomography)

SPECT

EMISSIONS-COMPUTERTOMOGRAPHIE, die den Einzelphotonennachweis von RADIONUKLIDEN nutzt, welche Gammastrahlen emittieren

2.8.1

Detektorpositionierzeit

Teil der gesamten für eine Datenerfassung (Akquisition) aufgewendeten Zeit, der nicht für die Gewinnung von Daten genutzt wird

2.8.2

Kippwinkel des Messkopfes

Abweichung der Achse des KOLLIMATORS vom rechten Winkel zur SYSTEMACHSE

2.8.3

Rotationsradius

Abstand zwischen der SYSTEMACHSE und der Fläche des KOLLIMATORS

2.9 Radioaktive Quelle (siehe rm-20-02 in IEC 60788)

2.9.1

Punktquelle

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

2.9.2

Linienquelle

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

2.10

Positronen-Emissions-Tomographie

PET

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

[IEC 61675-1:1998, 2.1.3]

2.10.1

Positronen-Emissions-Tomograph

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

[IEC 61675-1:1998, 2.1.3.1]

2.10.2

Vernichtungsstrahlung

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

[IEC 61675-1:1998, 2.1.3.2]

2.10.3

Messstrahl

(en: line of response)

LOR

die Achse des PROJEKTIONSSTRAHLS

[IEC 61675-1:1998, 2.1.3.5]

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

2.10.4

gesamte Koinzidenzen

Summe aller erfassten Koinzidenzen

[IEC 61675-1:1998, 2.1.3.6]

2.10.4.1**wahre Koinzidenz**

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

[IEC 61675-1:1998, 2.1.3.6.1]

2.10.4.2**gestreute wahre Koinzidenz**

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

[IEC 61675-1:1998, 2.1.3.6.2]

2.10.4.3**ungestreute wahre Koinzidenzen**

Differenz zwischen WAHREN KOINZIDENZEN und gestreuten WAHREN KOINZIDENZEN

[IEC 61675-1:1998, 2.1.3.6.3]

2.10.4.4**zufällige Koinzidenz**

Ergebnis des Koinzidenznachweises, bei dem beide beteiligten PHOTONEN der VERNICHTUNGSSTRAHLUNG auf unterschiedlichen Positronenübergängen basieren

[IEC 61675-1: 1998, 2.1.3.6.4]

2.10.5**Einzelrate**

(en: singles rate)

Ohne Koinzidenznachweis, aber mit Energiediskriminierung gemessene ZÄHLRATE

[IEC 61675-1:1998, 2.1.3.7]

2.10.6**zweidimensionale Rekonstruktion**

bei der ZWEIDIMENSIONALEN REKONSTRUKTION werden die Daten vor der Rekonstruktion in SINOGRAMME rebinned, die die Daten der PROJEKTION 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“.

[IEC 61675-1:1998, 2.1.4.1]

2.10.7**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

[IEC 61675-1:1998, 2.1.4.2]

2.11

Recovery-Koeffizient

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

[IEC 61675-1:1998, 2.5]

ANMERKUNG Für die tatsächliche Messung wird die wahre Konzentration der AKTIVITÄT ersetzt durch die gemessene Konzentration der AKTIVITÄT in einem großen Volumen.

2.12

normierte Schichtausbeute

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

[IEC 61675-1:1998, 2.6.1.1]

2.12.1

Impulsratencharakteristik

Funktion, welche die Abhängigkeit der gemessenen ZÄHLRATE von der wahren ZÄHLRATE angibt

[IEC 60788:1984, rm-34-21]

2.12.2

Zählverlust

Differenz zwischen gemessener ZÄHLRATE und wahrer ZÄHLRATE, die durch die endliche Auflösungszeit des Gerätes verursacht wird

[IEC 61675-1:1998, 2.7.1]

2.12.3

Adressen-Pile-Up

<GAMMAKAMERA> falsche Adressenberechnung eines artifiziellen Ereignisses, das vom ENERGIEFENSTER akzeptiert wird, jedoch aus zwei oder mehreren Ereignissen durch den Pile-Up-Effekt gebildet wird

[IEC 61675-1:1998, 2.7.4, modifiziert]

2.12.4

radioaktive Quelle

Menge radioaktiven Materials, deren AKTIVITÄT und spezifische AKTIVITÄT bestimmte Werte überschreiten

[IEC 60788:1984, rm-20-02]

3 Prüfverfahren

Alle Messungen müssen mit ENERGIEFENSTERN nach IEC 60789, Tabelle 1, durchgeführt werden. Zusätzlich können Messungen mit anderen, vom Hersteller angegebenen Einstellungen durchgeführt werden. Vor der Messung muss das tomographische System nach dem Verfahren abgeglichen werden, das der Hersteller üblicherweise für eine installierte Einheit benutzt. Das System darf für die Messung bestimmter Parameter nicht jeweils speziell abgeglichen werden. Falls eine Prüfung nicht exakt so wie in dieser Norm spezifiziert durchgeführt werden kann, sind der Grund für die Abweichung und die genauen Bedingungen, unter den die Prüfung ausgeführt wurde, deutlich darzulegen.

Wenn nicht anders angegeben, muss jeder MESSKOPF in dem System durch einen vollständigen Datensatz, der einen Winkelbereich von 360° abdeckt, charakterisiert sein. Bei Systemen mit mehreren MESSKÖPFEN muss eine zusätzliche Charakterisierung für den kleinsten Winkelbereich angegeben werden, der für einen vollständigen Datensatz benötigt wird (z. B. 120° bei einem System mit drei MESSKÖPFEN). Falls der Tomo-

graph für den Betrieb in einem nichtkreisförmigen Rotationsmodus, der die Leistungsparameter beeinflusst, spezifiziert ist, müssen die Prüfergebnisse zusätzlich berichtet werden.

Wenn nicht anders angegeben, müssen die Messungen mit ZÄHLRATEN von kleiner als 20 000 je Sekunde durchgeführt werden.

Messungen der Leistungsparameter im planaren Betriebsmodus sind eine Vorbedingung. Ein vollständiger Satz von Leistungsparametern ist nach IEC 60789 zu messen.

3.1 Messungen zur Kalibrierung

3.1.1 Messung des ROTATIONSZENTRUMS

Für eine einwandfreie Rekonstruktion muss die Lage der PROJEKTION des ROTATIONSZENTRUMS im Koordinatensystem X_p , Y_p für jede PROJEKTION (d. h. für jeden PROJEKTIONSWINKEL) dieser Schicht bekannt sein. Bei kreisförmiger Rotation des Detektors und idealer Funktion des Systems erscheint die PROJEKTION einer PUNKTQUELLE im ROTATIONSZENTRUM unter allen PROJEKTIONSWINKELN an der gleichen Stelle X'_p in der Projektionsmatrix (siehe Bild 1).

Zur Bestimmung des ROTATIONSZENTRUMS muss der OFFSET X'_p gemessen werden. Die Messung des OFFSETS erfolgt durch Aufnahme von PUNKTQUELLE(N) aus mindestens 32 äquidistanten Projektionsrichtungen über 360° und Darstellung des SINOGRAMMS. Der ROTATIONSRADIUS ist auf 20 cm einzustellen. Die Quelle(n) ist (sind) mindestens 5 cm radial versetzt von der SYSTEMACHSE zu positionieren, damit das SINOGRAMM die erkennbare Form einer Sinusfunktion annimmt. Der OFFSET ist für mindestens drei Schichten in unterschiedlichen axialen Positionen (Z-Richtung) zu bestimmen, wobei sich eine im Zentrum des Sichtfeldes und die anderen zwei sich in einem Abstand von $\pm 1/3$ des AXIALEN SICHTFELDES vom Zentrum befinden.

Die aufgenommene Impulszahl je PROJEKTION muss mindestens 10 000 betragen. Die Kantenlänge der PIXEL muss kleiner als 4 mm sein. Zur Berechnung des Zentroids (Flächenschwerpunktes) $X_p(\theta)$ der Quelle in X_p -Richtung sind in Y -Richtung 50 mm breite Streifen zu verwenden, die um die Y_p -Position jeder Quelle zentriert sind. Dies ist für jeden PROJEKTIONSWINKEL θ durchzuführen. Dann wird der OFFSET durch Anpassung einer Sinusfunktion an die Werte $X_p(\theta)$ jeder Quelle bestimmt.

$$X_p(\theta) = A \sin(\theta + \varphi) + X'$$

wobei

θ der PROJEKTIONSWINKEL ist,

A die Amplitude ist,

φ ein Phasenwinkel ist.

Die Konstante X' ist der für die drei unterschiedlichen axialen Positionen anzugebende mittlere OFFSET.

ANMERKUNG 1 Bei einem vorhandenen KIPPWINKEL DES MESSKOPFES bewegt sich die Position des Bildes der PUNKTQUELLE nicht nur in X_p -Richtung, sondern auch in Y_p -Richtung. Um die X_p -Bewegung unbeeinflusst von der Y_p -Bewegung (bei einem vernünftigen Kippwinkel) zu bestimmen, wird der Flächenschwerpunkt in einem in Y -Richtung 50 mm breiten Streifen berechnet. Der Index p bezieht sich auf den Projektionsraum, siehe Bild 1.

ANMERKUNG 2 Bei automatischer, nicht ausschaltbarer Korrektur des OFFSET muss X' gleich Null sein.

Zusätzlich muss die Darstellung der Abweichung zwischen Ausgleichsfunktion und Daten (die den Fehler zeigt) als Funktion des PROJEKTIONSWINKELS graphisch angegeben werden. Die maximale Abweichung für jede axiale Position ist zu berichten. Die Werte gelten nur für den verwendeten KOLLIMATOR und sind in Millimeter anzugeben.

ANMERKUNG 3 Systematische Abweichungen (Gang) sind ein Hinweis dafür, dass der OFFSET während der Rotation nicht konstant ist.

3.1.2 KIPPWINKEL DES MESSKOPFES

Für eine einwandfreie Rekonstruktion ist es notwendig, dass die Achse des KOLLIMATORS für jeden PROJEKTIONSWINKEL senkrecht auf der SYSTEMACHSE steht. Abweichungen von dieser Anforderung werden als KIPPWINKEL DES MESSKOPFES bezeichnet.

Mit Hilfe der Messungen nach 3.1.1 kann der KIPPWINKEL DES MESSKOPFES bestimmt werden durch Berechnung des Flächenschwerpunktes $Y_p(\theta)$ des Bildes der PUNKTQUELLE in Y_p -Richtung unter Verwendung von Streifen in X_p -Richtung, die über das GESAMTE SICHTFELD reichen. Diese Berechnung ist für jeden PROJEKTIONSWINKEL durchzuführen. An diese Werte wird eine Sinusfunktion angepasst:

$$Y_p(\theta) = B \sin(\theta + \varphi) + D$$

wobei

θ der PROJEKTIONSWINKEL ist,

B die Amplitude ist,

φ ein Phasenwinkel ist.

Der Wert des Kippwinkels $\alpha = \arcsin B/A$ ist zu berichten, wobei A die Amplitude ist, die sich aus der Messung des ROTATIONSZENTRUMS ergibt (3.1.1).

ANMERKUNG Falls kein KIPPWINKEL DES MESSKOPFES vorhanden ist, muss B gleich Null und D die Y_p -Position der Quelle sein.

Zusätzlich muss die Abweichung zwischen Ausgleichsfunktion und Daten (die den Fehler zeigt) als Funktion von θ graphisch angegeben werden.

3.2 Messung der Nicht-Parallelität der Kollimatorbohrungen

Wenn alle Bohrungen eines Parallelloch-KOLLIMATORS parallel liegen, ist der OFFSET für alle Quellenpositionen innerhalb des Messvolumens konstant, wenn man Linearität der Positionierelektronik voraussetzt. Um mögliche Abweichungen der Kollimatorbohrungen von der Parallelität festzustellen, muss der OFFSET mit Hilfe einer PUNKTQUELLE bestimmt werden, die an allen Schnittpunkten eines orthogonalen Positionierungsrasters platziert wird, welches in der X, Z -Ebene liegt und das Sichtfeld abdeckt. Die Rasterlinien müssen einen Abstand von 10 cm haben. Der ROTATIONSRADIUS muss mindestens 20 cm betragen. Der Mittelwert aller gemessenen OFFSETS ist zu errechnen und die maximale Abweichung von diesem Wert anzugeben.

3.3 Messung der tomographischen Ausbeute des SPECT-Systems

3.3.1 DETEKTORPOSITIONIERZEIT

In Kombination mit der gewählten Messzeit bestimmt die DETEKTORPOSITIONIERZEIT denjenigen Teil der gesamten für eine Datenerfassung (Akquisition) aufgewendeten Zeit, der für die Sammlung von Daten nicht genutzt wird. Somit hat sie Einfluss auf die Ausbeute des tomographischen Systems. Dies gilt besonders für einen rotierenden Detektor, der im Modus der schrittweisen Bewegung (step and shoot) arbeitet.

Eine ^{99m}Tc -PUNKTQUELLE ist im ROTATIONSZENTRUM in Luft anzuordnen. Die ZÄHLRATE muss größer sein als 1 000 Impulse pro Sekunde. Zwei tomographische Datenerfassungen (Akquisitionen) über 360° mit einer angegebenen Anzahl P_j von PROJEKTIONEN (eine mit mindestens 60, die andere mit mindestens 120 PROJEKTIONEN) sind mit einer Messzeit von ΔT_{acq} von 10 Sekunden je PROJEKTION durchzuführen. Die Indexzahl j ist