

DIN EN 61675-2

ICS 11.040.50

Entwurf

Einsprüche bis 2015-06-10
Vorgesehen als Ersatz für
DIN EN 61675-2:2007-04,
DIN EN 60789:2008-06 und
DIN EN 61675-3:1999-12

**Bildgebende Systeme in der Nuklearmedizin –
Merkmale und Prüfbedingungen –
Teil 2: Gammakameras für planare Abbildungsverfahren und
Einzelphotonen-Emissions-Tomographie (SPECT)
(IEC 62C/592/CDV:2014);
Deutsche Fassung prEN 61675-2:2014**

Radionuclide imaging devices –
Characteristics and test conditions –
Part 2: Gamma cameras for planar imaging and SPECT imaging
(IEC 62C/592/CDV:2014);
German version prEN 61675-2:2014

Dispositifs d'imagerie par radionucléides –
Caractéristiques et conditions d'essais –
Partie 2: Gamma caméras pour l'imagerie planaire et l'imagerie spect
(IEC 62C/592/CDV:2014);
Version allemande prEN 61675-2:2014

Anwendungswarnvermerk

Dieser Norm-Entwurf mit Erscheinungsdatum 2015-04-10 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 DIN-Normenausschuss Radiologie (NAR) (Hausanschrift: Stresemannallee 15, 60596 Frankfurt am Main).

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 64 Seiten

DIN-Normenausschuss Radiologie (NAR)

Nationales Vorwort

Diese Norm enthält die Deutsche Fassung von prEN 61675-2:2014, in die der Inhalt des internationalen Schriftstücks 62C/592/CDV „Radionuclide imaging devices — Characteristics and test conditions — Part 2: Gamma cameras for planar imaging and SPECT imaging“ unverändert übernommen wurde.

Dieses Dokument wurde vom Unterkomitee SC 62C „Geräte für Strahlentherapie, Nuklearmedizin und Dosimetrie“ der Internationalen Elektrotechnischen Kommission (IEC), dessen Sekretariat von der DKE Deutsche Kommission Elektrotechnik Elektronik Informationstechnik im DIN und VDE (Deutschland) gehalten wird, erarbeitet.

Das zuständige deutsche Gremium 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 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).

In dieser Norm werden folgende Schriftarten verwendet:

— BEGRIFFE, DIE IN ABSCHNITT 3 DIESER NORM DEFINIERT UND IM ANHANG A AUFGEFÜHRT SIND: IN KAPITÄLCHEN.

Den Anforderungen folgen Festlegungen für die entsprechenden Prüfungen.

Anhang A dient lediglich der Information.

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

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

Die vorliegende Übersetzung ist noch nicht vom zuständigen DKE/NAR-Gemeinschaftsausschuss NA 080-00-13 GA autorisiert worden.

Änderungen

Gegenüber DIN EN 61675-2:2007-04, DIN EN 61675-3:1999-12 und DIN EN 60789:2008-06 wurden folgende Änderungen vorgenommen:

- a) diese Ausgabe von IEC 61675-2 vereint IEC 60789:1992, IEC 61675-2:1998 + A1:2004 und IEC 61675-3:1998;
- b) die Norm wurde teilweise an NEMA NU 1-2007 angeglichen;
- c) aufgrund mangelnden Marktanteils von SPECT-Systemen, die im Koinzidenzmodus betrieben werden, wurden alle diesbezüglichen Prüfungen gelöscht;
- d) die Anforderungen wurden generell an den Stand der Technik angepasst;
- e) grundlegende redaktionelle Überarbeitung.

Bildgebende Systeme in der Nuklearmedizin — Merkmale und Prüfbedingungen — Teil 2: Gammakameras für planare Abbildungsverfahren und Einzelphotonen-Emissions-Tomographie (SPECT)

Dispositifs d'imagerie par radionucléides — Caractéristiques et conditions d'essais — Partie 2 : Gamma caméras pour l'imagerie planaire et l'imagerie spect

Radionuclide imaging devices — Characteristics and test conditions — Part 2: Gamma cameras for planar imaging and spect imaging

ICS:

Deskriptoren

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

STD Version 2.5a

Inhalt

Seite

Vorwort	4
Einleitung.....	5
1 Anwendungsbereich	6
2 Normative Verweisungen	6
3 Begriffe	6
4 Prüfverfahren	12
4.1 Planare Bildgebung	13
4.1.1 System-Ausbeute.....	13
4.1.2 Örtliche Auflösung.....	14
4.1.3 Örtliche Nichtlinearität	16
4.1.4 Inhomogenität (des Ansprechvermögens)	18
4.1.5 Inhärente Energieauflösung	20
4.1.6 Energieabhängigkeit der Ortung	21
4.1.7 Zählraten-Verhalten	23
4.1.8 Prüfung der Abschirmungspenetration	24
4.2 Ganzkörper-Bildgebung.....	26
4.2.1 Abtastkonstante.....	26
4.2.2 Örtliche Auflösung ohne Streustrahlung	27
4.3 Tomographische Bildgebung (SPECT).....	28
4.3.1 Prüfung der Geometrie der Projektion	28
4.3.2 Messung der System-Ausbeute	32
4.3.3 Messung der Streustrahlung	35
4.3.4 Örtliche SPECT-Systemauflösung	37
4.3.5 Tomographische Bildqualität	38
5 Begleitpapiere	43
5.1 Allgemeines	43
5.1.1 Kollimatoren	43
5.1.2 Werte für die Abschirmungspenetration	43
5.1.3 Voreingestellte Energiefenster.....	43
5.1.4 Inhärente Energieauflösung	43
5.1.5 Kollimator-abhängige Größen	43
5.1.6 Impulsratencharakteristik	44
5.1.7 Gemessene Zählrate, die 80 % der zugehörigen wahren Zählrate beträgt	44
5.1.8 Maße des Detektor-Sichtfeldes	44
5.1.9 Inhomogenitäts-Charakteristika.....	44
5.1.10 Inhärente örtliche Auflösung (FWHM und EW) des Messkopfes ohne Kollimator	44
5.1.11 Inhärente örtliche Nichtlinearität.....	44
5.1.12 Inhärente Energieabhängigkeit der Ortung	44
5.2 Gammakameras mit Ganzkörpereinrichtung.....	44
5.2.1 Abtastkonstante.....	44
5.2.2 Örtliche Auflösung.....	44
5.3 SPECT	44
5.3.1 Kalibriermessungen des Rotationszentrums	44
5.3.2 Messung des Kippwinkels des Messkopfes	45
5.3.3 Messung der Nicht-Parallelität der Kollimator-Bohrungen	45
5.3.4 Transversale Auflösung (radial und tangential)	45
5.3.5 Axiale Auflösung.....	45

5.3.6	Axiale Pixel-Größe	45
5.3.7	Transaxiale Pixel-Größe	45
5.3.8	Detektorpositionierzeit.....	45
5.3.9	Normierte Volumenausbeute	45
5.3.10	Streustrahlungsanteile SF_i und SF	45
Anhang A (informativ) Verzeichnis definierter Begriffe		60
Literaturhinweise		62

Bilder

Bild 1	— Geometrie von Projektionen	46
Bild 2	— Zylindrisches Phantom	47
Bild 3	— Küvette	47
Bild 4	— Schlitzphantom	48
Bild 5	— Quellenanordnung für inhärente Messungen	49
Bild 6	— Berechnung der FWHM	50
Bild 7	— Bestimmung der Äquivalenzbreite (EW)	51
Bild 8	— Homogene Quelle.....	52
Bild 9	— Kleine abgeschirmte Flüssigkeitsquelle	52
Bild 10	— Quellenpositionen für Abtastkonstanz bei Ganzkörper-Bildgebung	53
Bild 11	— Zylindrisches Phantom	54
Bild 12	— Phantomeinsatz mit Halterungen für die Streustrahlungsquelle.....	55
Bild 13	— Bestimmung des Streustrahlungsanteils	56
Bild 14	— Darstellung der transversalen Auflösung	56
Bild 15	— Querschnitt des Körperphantoms.....	57
Bild 16	— Phantomeinsatz mit Hohlkugeln	58
Bild 17	— Anordnung der ROI im Phantomhintergrund.....	59

Vorwort

Dieses Dokument (prEN 61675-2:2014) wurde vom Technischen Komitee CENELEC/TC 62 „Electrical equipment in medical practise“ erarbeitet, dessen Sekretariat vom BSI gehalten wird.

Dieses Dokument ist derzeit zur formellen Abstimmung vorgelegt.

Einleitung

Die im vorliegenden Teil von IEC 61675 festgelegten Prüfverfahren wurden ausgewählt, um die klinische Anwendung von GAMMAKAMERAS für planare Bildgebung, EINRICHTUNGEN FÜR DIE PLANARE GANZKÖRPER-BILDGEBUNG und EINZELPHOTONEN-EMISSIONS-TOMOGRAPHIE (SPECT, en: SINGLE PHOTON EMISSION COMPUTED TOMOGRAPHY) möglichst umfassend wiederzugeben. Es ist vorgesehen, dass die Prüfverfahren von den Herstellern durchgeführt werden und dadurch diesen ermöglichen, die Merkmale der Systeme auf einheitlicher Grundlage zu beschreiben.

1 Anwendungsbereich

Dieser Teil von IEC 61675 legt die Terminologie und Prüfverfahren zum Beschreiben der Merkmale von mit PARALLELLOCH-KOLLIMATOREN ausgestatteten GAMMAKAMERAS für die planare Bildgebung fest. Für GAMMAKAMERAS, die die planare Ganzkörper-Bildgebung (EINRICHTUNGEN FÜR DIE PLANARE GANZKÖRPER-BILDGEBUNG) oder EINZELPHOTONEN-EMISSIONS-TOMOGRAPHIE (SPECT) erlauben, werden zusätzliche Prüfungen festgelegt. Diese GAMMAKAMERAS bestehen aus einem Tragarm, einem oder mehreren MESSKÖPFEN und einem Computer zur Datenerfassung (Akquisition), -verarbeitung, -aufzeichnung und -wiedergabe. Die MESSKÖPFE können einen oder mehrere Szintillationskristalle oder Festkörperdetektoren enthalten.

Für die Charakterisierung der Homogenität der rekonstruierten Bilder wurde kein Prüfverfahren festgelegt, da alle bis jetzt bekannten Verfahren hauptsächlich das Rauschen im Bild widerspiegeln.

2 Normative Verweisungen

Die folgenden Dokumente, die in diesem Dokument teilweise oder als Ganzes zitiert werden, 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 60788:2004, *Medical radiology — Terminology*

IEC 61675-1:2013, *Radionuclide imaging devices — Characteristics and test conditions — Part 1: Positron emission tomographs*

3 Begriffe

Für die Anwendung dieses Dokuments gelten die Begriffe nach IEC 60788 und IEC 61675-1 (einige dieser werden in diesem Abschnitt wiederholt) und die folgenden Begriffe.

Die definierten Begriffe erscheinen in Kapitälchen.

3.1

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

3.2

axiales Sichtfeld

Abmessungen einer Schicht durch das TOMOGRAPHISCHE VOLUMEN parallel zur SYSTEMACHSE und diese enthaltend

Anmerkung 1 zum Begriff: 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).

3.3

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

3.4

Rotationszentrum

COR (en: centre of rotation)

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

Anmerkung 1 zum Begriff: Das ROTATIONSZENTRUM einer transversalen Schicht ist der Schnittpunkt der SYSTEMACHSE mit der Mittenebene der entsprechenden OBJEKTSCHICHT.

3.5

Kollimatorachse

Gerade, die durch den geometrischen Mittelpunkt des Ausgangs- und Eingangsfeldes des Kollimators verläuft

3.6

Kollimator-Stirnfläche

Oberfläche des Kollimators, die dem abzubildenden Objekt am nächsten ist

3.7

Projektions-Koordinatensystem

kartesisches Koordinatensystem der BILDMATRIX jeder einzelnen zweidimensionalen PROJEKTION mit den Achsen X_p und Y_p

Anmerkung 1 zum Begriff: Die Achsen X_p und Y_p sind definiert durch die Achsen der BILDMATRIX.

Anmerkung 2 zum Begriff: Die Y_p -Achse verläuft parallel zur PROJEKTION der SYSTEMACHSE auf die Aufnahmeebene des Detektors.

Anmerkung 3 zum Begriff: Der Ursprung des PROJEKTIONS-KOORDINATENSYSTEMS kann das Zentrum der BILDMATRIX sein (siehe Bild 1).

3.8

Zählverlust

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

[QUELLE: IEC 61675-1:2013-09, 3.8.1]

3.9

Zählrate

Anzahl der Impulse je Zeiteinheit

[QUELLE: IEC 61675-1:2013-09, 3.8.2]

3.10

Impulsratencharakteristik

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

[QUELLE: IEC 60788:2004-02, rm-34-21]

3.11

Detektor-Sichtfeld

FOV (en: field of view)

Fläche des Detektors, innerhalb derer die szintigraphische Information zum Bild beiträgt und für die alle Leistungsparameter spezifiziert sind

3.12

Kippwinkel des Messkopfes

Abweichung der KOLLIMATORACHSE vom rechten Winkel zur SYSTEMACHSE

3.13

Detektorpositionierzeit

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

3.14

Emissions-Computertomographie

ECT

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

3.15

Energiefenster

Bereich der Energiesignale, der für die Weiterverarbeitung vom Gerät akzeptiert wird

3.16

Äquivalenzbreite

EW (en: equivalent width)

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

3.17

ortsfestes Koordinatensystem

kartesisches Koordinatensystem mit den Achsen X , Y und Z

Anmerkung 1 zum Begriff: Die Z -Achse ist die SYSTEMACHSE.

Anmerkung 2 zum Begriff: Der Ursprung des ORTSFESTEN KOORDINATENSYSTEMS ist durch das Zentrum des TOMOGRAPHISCHEN VOLUMENS definiert (siehe Bild 1).

Anmerkung 3 zum Begriff: Die SYSTEMACHSE steht senkrecht zu allen transversalen Schichten.

3.18

Bildmatrix

Anordnung der MATRIXELEMENTE in einem vorzugsweise kartesischen Koordinatensystem

3.19

Bildebene

die einer Ebene in der OBJEKTSCHICHT zugeordnete Ebene

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

3.20

inhärente Energieauflösung

HALBWERTSBREITE der Gesamtabsorptionslinie des INHÄRENTEN ENERGIESPEKTRUMS für ein bestimmtes RADIONUKLID

3.21

inhärentes Energiespektrum

gemessene Häufigkeitsverteilung der Impulsamplituden für den MESSKOPF ohne KOLLIMATOR

Anmerkung 1 zum Begriff: Die Impulsamplitude sollte als entsprechende Energie angegeben werden..

3.22

inhärente Inhomogenität des Ansprechvermögens

INHOMOGENITÄT des ANSPRECHVERMÖGENS des MESSKOPFES ohne KOLLIMATOR

3.23

inhärente örtliche Nichtlinearität

ÖRTLICHE NICHTLINEARITÄT des MESSKOPFES ohne KOLLIMATOR

3.24

inhärente örtliche Auflösung

<GAMMAKAMERA> ÖRTLICHE AUFLÖSUNG in Luft für ein bestimmtes RADIONUKLID und ohne KOLLIMATOR

3.25

Linienquelle

Linienstrahler

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

3.26

Matrizelement

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

3.27

räumliche Mehrfensterregistrierung

gemessene Position einer Quelle als Funktion der ENERGIEFENSTER-Einstellung

3.28

normierte Volumenausbeute

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

3.29

Objektschicht

Schicht im Objekt

Anmerkung 1 zum Begriff: Die das Bild bestimmende physikalische Größe in dieser Schicht wird im tomographischen Bild dargestellt.

3.30

Offset

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

3.31

Parallelloch-Kollimator

Kollimator mit einer Vielzahl von parallel zueinander verlaufenden Bohrungen

3.32

Pile-Up-Effekt

falsche Messung der Impulsamplitude, die durch die Absorption von zwei oder mehr Gammaquanten bewirkt wird, die denselben Strahlungsdetektor innerhalb der AUFLÖSUNGSZEIT erreichen

3.33

Pixel

MATRIXELEMENT in einer zweidimensionalen BILDMATRIX

3.34

Einrichtungen für die planare Ganzkörper-Bildgebung

<GAMMAKAMERA> GAMMAKAMERA mit einem oder zwei MESSKÖPFEN, in der das Bild eines ausgedehnten Objekts durch entgegengesetztes Bewegen des MESSKOPFES bzw. der MESSKÖPFE und des Objekts in axiale Richtung gebildet wird

3.35

Punktquelle

Punktstrahler

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

3.36

Punktbildfunktion

PSF (en: point spread function)

szintigraphische Abbildung einer PUNKTQUELLE

3.37

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 durch Linienintegrale in Richtung der PROJEKTION beschrieben und Radon-Transformation genannt.

3.38

Projektionswinkel

Winkel, unter dem die PROJEKTION gemessen bzw. erfasst wird

Anmerkung 1 zum Begriff: Zur Veranschaulichung siehe Bild 1.

3.39

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 1 zum Begriff: Bei der SPECT besitzt der PROJEKTIONSSTRAHL meistens die Form eines langen, dünnen, divergenten Konus.

3.40

radiale Auflösung

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

[QUELLE: IEC 61675-1:2013-09, 3.4.1.1]

3.41

radioaktive (Strahlungs-)Quelle

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

[QUELLE: IEC 60788:2004-02, rm-20-02]

3.42

Rotationsradius

Abstand zwischen der SYSTEMACHSE und der OBJEKTSEITIGEN STIRNFLÄCHE DES KOLLIMATORS

3.43

Streustrahlungsanteil

SF (en: scatter fraction)

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

3.44

Einzelphotonen-Emissions-Tomographie

SPECT (en: single photon emission computed tomography)

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

3.45

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.

[QUELLE: IEC 61675-1:2013-09, 3.1.2.4]

3.46

Schichtausbeute

Verhältnis der im SINOGRAMM gemessenen ZÄHLRATE zur Aktivitätskonzentration im Phantom

Anmerkung 1 zum Begriff: Bei der SPECT werden die gemessenen Zählimpulse nicht durch Subtraktion des STREU-STRAHLUNGSANTEILS numerisch streustrahlungskorrigiert.

[QUELLE: IEC 61675-1:2013-09, 3.6]

3.47

örtliche Nichtlinearität

Abweichung des Bildes einer geraden LINIENQUELLE von einer Geraden

3.48

örtliche Auflösung

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

[QUELLE: IEC 61675-1:2013-09, 3.4]

3.49

Systemachse

durch geometrische oder physikalische Eigenschaften der Messanordnung gekennzeichnete Symmetrieachse

[QUELLE: IEC 61675-1:2013-09, 3.1.2.7]

Anmerkung 1 zum Begriff: Bei einer GAMMAKAMERA mit rotierenden Detektoren ist die SYSTEMACHSE die Rotationsachse.

3.50

System-Inhomogenität des Ansprechvermögens

INHOMOGENITÄT des ANSPRECHVERMÖGENS des MESSKOPFES mit KOLLIMATOR

3.51

System-Ausbeute

<GAMMAKAMERA> Verhältnis der vom MESSKOPF gemessenen ZÄHLRATE zur AKTIVITÄT einer Flächenquelle bestimmter Form, die senkrecht und zentrisch zur KOLLIMATORACHSE angeordnet ist; sie gilt für einen bestimmten KOLLIMATOR, ein bestimmtes RADIONUKLID, ein bestimmtes ENERGIEFENSTER und spezifizierte Randbedingungen

Anmerkung 1 zum Begriff: Siehe auch Bild 2.

3.52

örtliche Systemauflösung

<GAMMAKAMERA> ÖRTLICHE AUFLÖSUNG in einem streuenden Medium für einen bestimmten KOLLIMATOR, ein bestimmtes RADIONUKLID und einen bestimmten Abstand von der OBJEKTSEITIGEN STIRNFLÄCHE DES KOLLIMATORS

3.53

tangentiale Auflösung

TRANSVERSALE AUFLÖSUNG in der Richtung senkrecht zur Richtung der RADIALEN AUFLÖSUNG

[QUELLE: IEC 61675-1:2013-09, 3.4.1.2]

3.54

tomographisches Volumen

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

[QUELLE: IEC 61675-1:2013-09, 3.1.2.8]

Anmerkung 1 zum Begriff: 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).

3.55

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.

[QUELLE: IEC 61675-1:2013-09, 3.3.3]

3.56

transversale Auflösung

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

[QUELLE: IEC 61675-1:2013-09, 3.4.1]

3.57

Volumenausbeute

Summe aller einzelnen SCHICHTAUSBEUTEN

[QUELLE: IEC 61675-1:2013-09, 3.7]

3.58

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 Abmessungen des zugehörigen MATRIXELEMENTS, über die entsprechenden Skalierungsfaktoren, und durch die ÖRTLICHE AUFLÖSUNG des Systems in allen drei Dimensionen.

[QUELLE: IEC 61675-1:2013-09, 3.2.2]

4 Prüfverfahren

Alle Messungen müssen mit dem nach Tabelle 1 eingestellten ENERGIEFENSTER durchgeführt werden. Zusätzlich können Messungen mit anderen, vom Hersteller angegebenen Einstellungen durchgeführt werden. Vor den Messungen 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 nach den Festlegungen dieser Norm 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 charakterisiert sein. Sofern nicht anders festgelegt, muss eine SPECT-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 Tomograph 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 höchstens 20 000 je Sekunde durchgeführt werden.

4.1 Planare Bildgebung

4.1.1 System-Ausbeute

4.1.1.1 Allgemeines

Die SYSTEM-AUSBEUTE ist ein Parameter, der die Wirksamkeit eines Systems bezüglich der von einer RADIOAKTIVEN QUELLE emittierten Strahlung charakterisiert, d. h. der ZÄHLRATE, mit der Ereignisse bei Vorhandensein einer RADIOAKTIVEN QUELLE erfasst werden, und zwar bei so niedriger AKTIVITÄT, dass ZÄHLVERLUSTE vernachlässigbar sind. Die gemessene ZÄHLRATE bei gegebener AKTIVITÄT und für ein bestimmtes RADIONUKLID hängt von vielen Faktoren ab, wozu Detektormaterial, -größe und -dicke, Größe und Form der RADIOAKTIVEN QUELLE, einschließlich ihrer Absorptions- und Streueigenschaften, sowie Totzeit, Energieschwellen und KOLLIMATOR gehören.

4.1.1.2 Zweck

Zweck dieser Messung ist es, die gemessene Rate der Ereignisse je Einheit der AKTIVITÄT für eine standardisierte Volumenquelle vorgegebener Abmessungen und einen festgelegten KOLLIMATOR zu bestimmen.

4.1.1.3 Verfahren

Bei der Prüfung der SYSTEM-AUSBEUTE wird eine bekannte Menge AKTIVITÄT eines festgelegten RADIONUKLIDS innerhalb des DETEKTOR-SICHTFELDS der GAMMAKAMERA angeordnet und die sich ergebende ZÄHLRATE gemessen. Aus diesen Werten wird die SYSTEM-AUSBEUTE errechnet. Die Prüfung hängt entscheidend von der genauen Bestimmung der eingesetzten AKTIVITÄT in einem Aktivimeter oder Bohrlochzähler ab. Es ist schwierig, bei derartigen Geräten eine absolute Kalibrierung mit einer Genauigkeit von kleiner als 10 % einzuhalten. Absolute Referenzstandards eines geeigneten RADIONUKLIDS sollten in Erwägung gezogen werden, falls ein höherer Genauigkeitsgrad gefordert ist.

4.1.1.4 Radionuklid

Das RADIONUKLID für diese Messungen muss für die Energiespezifikation des KOLLIMATORS geeignet sein und aus Tabelle 1 gewählt werden.

4.1.1.5 Verteilung der radioaktiven Quelle

Es muss das in Bild 2 angegebene zylindrische Polymethylmethacrylat-Phantom verwendet werden. Die in Bild 3 dargestellte Küvette für die Quelle ist mit der AKTIVITÄT zu befüllen und in eine zylindrische Bohrung mit den in Bild 2 angegebenen Abmessungen zu geben; der Rest der Bohrung ist mit dem zylindrischen Einsatz zu füllen, dessen Maße ebenfalls in Bild 2 angegeben sind. Das Phantom, einschließlich der Quelle, muss anschließend auf der OBJEKTSEITIGEN STIRNFLÄCHE DES KOLLIMATORS (Abstand $d = 0$) angeordnet und auf die KOLLIMATORACHSE zentriert werden.

ANMERKUNG Eine Messung der SYSTEM-AUSBEUTE ohne Streustrahlung darf zusätzlich ausgeführt werden, indem die Küvette nach Bild 3 in einem Abstand von 10 cm zur OBJEKTSEITIGEN STIRNFLÄCHE DES KOLLIMATORS angebracht wird.

4.1.1.6 Datenerfassung

Mit einer der in Tabelle 1 festgelegten ENERGIEFENSTER-Einstellung sind mindestens 20 000 Impulse zu erfassen, und die Datenerfassungsdauer für die Berechnung der ZÄHLRATE C_S für alle im Bild aufgenommenen Ereignisse muss aufgezeichnet werden.

4.1.1.7 Datenverarbeitung

Die AKTIVITÄT im Phantom ist über die folgende Gleichung bezüglich des radioaktiven Zerfalls zu korrigieren, um die durchschnittliche AKTIVITÄT A_{ave} während der Messzeit T_{acq} zu ermitteln:

$$A_{\text{ave}} = \frac{A_{\text{cal}}}{\ln 2} \frac{T_{1/2}}{T_{\text{acq}}} \exp \left[\frac{T_{\text{cal}} - T_0}{T_{1/2}} \ln 2 \right] \left[1 - \exp \left(- \frac{T_{\text{acq}}}{T_{1/2}} \ln 2 \right) \right] \quad (1)$$

Dabei ist

A_{cal} die zum Zeitpunkt T_{cal} gemessene AKTIVITÄT;

T_0 die Startzeit der Messung;

$T_{1/2}$ die HALBWERTSZEIT des RADIONUKLIDS.

4.1.1.8 Datenanalyse

Die SYSTEM-AUSBEUTE S für den verwendeten KOLLIMATOR muss wie folgt bestimmt werden:

$$S = \frac{C_S}{A_{\text{ave}}} \quad (2)$$

und muss in $\text{Impulse} \cdot \text{s}^{-1} \cdot \text{MBq}^{-1}$ angegeben werden.

4.1.1.9 Bericht

Die SYSTEM-AUSBEUTE ist zusammen mit dem verwendeten KOLLIMATOR und RADIONUKLID anzugeben.

4.1.2 Örtliche Auflösung

4.1.2.1 Allgemeines

Die ÖRTLICHE AUFLÖSUNG bestimmt die Fähigkeit eines bildgebenden Systems, die räumliche Verteilung eines RADIONUKLIDS in einem Objekt zu reproduzieren. Die Messung erfolgt durch Abbildung von LINIENQUELLEN in Luft ohne KOLLIMATOR (INHÄRENTE ÖRTLICHE AUFLÖSUNG) bzw. mit KOLLIMATOR unter Verwendung von Streumaterial (ÖRTLICHE SYSTEMAUFLÖSUNG). Die Messung der ÖRTLICHEN SYSTEMAUFLÖSUNG einschließlich Streustrahlung ist repräsentativer für die klinische Situation der Messung am Patienten, wohingegen die INHÄRENTE ÖRTLICHE AUFLÖSUNG die Leistungsmerkmale des MESSKOPFES ohne KOLLIMATOR charakterisiert.

4.1.2.2 Zweck

Der Zweck dieser Messung ist die Beschreibung der Fähigkeit der Kamera, kleine Objekte zu charakterisieren.

4.1.2.3 Verfahren

Bei allen Systemen ist die ÖRTLICHE AUFLÖSUNG in BILDEBENEN zu messen, die parallel zur OBJEKTSEITIGEN STIRNFLÄCHE DES KOLLIMATORS verlaufen, indem die Breite der LINIENBILDFUNKTIONEN mittels LINIENQUELLEN charakterisiert wird. Die Breite der LINIENBILDFUNKTION wird bei der HALBWERTSBREITE (FWHM) und der ÄQUIVALENZBREITE (EW) gemessen. Um die Breite der LINIENBILDFUNKTION genau zu messen, muss deren FWHM mindestens 10 PIXEL im Prüfbild umfassen. Bei einigen GAMMAKAMERAS, z. B. GAMMAKAMERAS mit aus mehreren Kristallen bestehenden Detektoren, können für die FWHM möglicherweise keine 10 PIXEL im Prüfbild erreicht werden. In diesem Fall muss die für die Prüfung verwendete Matrix festgelegt sowie eine geeignete Interpolation angewendet und angegeben werden.

4.1.2.4 Radionuklid

Für die Bestimmung der ÖRTLICHEN SYSTEMAUFLÖSUNG muss das RADIONUKLID für die Messung entsprechend dem verwendeten KOLLIMATOR aus Tabelle 1 gewählt werden. Für die Messung der INHÄRENTEN ÖRTLICHEN AUFLÖSUNG muss das RADIONUKLID ^{99m}Tc sein.

4.1.2.5 Verteilung der radioaktiven Quelle

Für die Messung der ÖRTLICHEN SYSTEMAUFLÖSUNG muss eine LINIENQUELLE vorbereitet werden, indem eine das ausgewählte RADIONUKLID enthaltende Lösung in ein Röhrchen mit einem Innendurchmesser von 1 mm und einer Länge, die mindestens gleich der längeren Detektorachse ist, gegeben wird.

Für die Messung der INHÄRENTEN ÖRTLICHEN AUFLÖSUNG muss ein Transmissionsphantom mit mehreren Schlitten nach Bild 4 verwendet werden. Dieses Phantom deckt das gesamte DETEKTOR-SICHTFELD ab und muss (bei entferntem KOLLIMATOR) in der Mitte des Detektorstirnfläche angeordnet sein. Eine PUNKTQUELLE muss vor dem Mittelpunkt des Detektors in einem Abstand von mindestens dem Fünffachen der größten linearen Abmessung des DETEKTOR-SICHTFELDS positioniert werden (Bild 5).

4.1.2.6 Datenerfassung

4.1.2.6.1 Örtliche Systemauflösung (mit Streustrahlung)

Die GAMMAKAMERA muss mit dem untersuchten KOLLIMATOR ausgestattet werden. Die LINIENQUELLE ist mit ihrer Achse senkrecht zur KOLLIMATORACHSE und parallel zu einer der X - oder Y -Achsen bei der Messtiefe in Wasser oder dem wasseräquivalenten Material unter Abdeckung des gesamten Sichtfelds anzuordnen. Der Luftspalt zwischen OBJEKTSEITIGER STIRNFLÄCHE DES KOLLIMATORS und der Oberfläche des Streumediums muss weniger als 5 mm betragen. Die Tiefe des Streumediums entlang der KOLLIMATORACHSE muss insgesamt 200 mm betragen. Die Messung ist in drei parallelen Ebenen mit einem Abstand des Mittelpunkts der Quelle zur OBJEKTSEITIGEN STIRNFLÄCHE DES KOLLIMATORS von 50 mm, 100 mm und 150 mm durchzuführen. Die Messung muss mit der parallel zur anderen elektronischen Achse ausgerichteten Quelle wiederholt werden. Die Daten sind mit einer PIXEL-Größe zu erfassen, die gleich oder kleiner 10 % der FWHM bei der Messtiefe ist. Im Scheitelpunkt jeder LINIENBILDFUNKTION müssen mindestens 1 000 Impulse erfasst sein.

4.1.2.6.2 Inhärente örtliche Auflösung

Das Schlitz-Transmissionsphantom muss an der GAMMAKAMERA mit entferntem KOLLIMATOR angebracht werden. Zwei Datensätze müssen erhalten werden. Die Ausrichtung des Schlitz-Transmissionsphantoms ist anzugleichen, bis die Schlitzachse parallel zur X - bzw. Y -Achse ausgerichtet ist. Im Scheitelpunkt jeder LINIENBILDFUNKTION müssen mindestens 1 000 Impulse erfasst sein.

4.1.2.7 Datenverarbeitung

4.1.2.7.1 Datenverarbeitung für örtliche Systemauflösung

Die Profile der ÖRTLICHEN SYSTEMAUFLÖSUNG mit der Breite von (30 ± 5) mm müssen in rechten Winkeln zur LINIENQUELLE aufgenommen werden. Die seitliche Ausdehnung der Profile muss bis zu dem Punkt sein, an dem die gemessene Größe 5 % des Höchstwertes beträgt, oder bis zum Rand des DETEKTOR-SICHTFELDS, je nachdem, welche seitliche Ausdehnung kleiner ist. Die Profile müssen aneinander grenzen.

4.1.2.7.2 Datenverarbeitung für inhärente örtliche Auflösung

Die Profile der INHÄRENTEN ÖRTLICHEN AUFLÖSUNG mit der Breite von (30 ± 5) mm müssen in rechten Winkeln zur Schlitzrichtung erstellt werden. Die Profile müssen aneinander grenzen.

4.1.2.8 Datenanalyse

Die HALBWERTSBREITE (FWHM) ist durch lineare Interpolation zwischen aneinandergrenzenden PIXELN bei der Hälfte des maximalen PIXEL-Wertes zu bestimmen, der dem Scheitelwert der Antwortfunktion entspricht (siehe Bild 6). Die Werte sind durch Multiplikation mit der entsprechenden PIXEL-Größe in Millimeter umzurechnen.

Die ÄQUIVALENZBREITE EW ist aus der entsprechenden Antwortfunktion zu bestimmen. Die EW wird nach folgender Gleichung (siehe Bild 7) berechnet:

$$EW = \sum_i \frac{C_i \times PW}{C_m} \quad (3)$$

Dabei ist

$\sum_i C_i$ die Summe der Impulse im Profil zwischen den durch $1/20 C_m$ definierten Grenzen zu beiden Seiten des Scheitelwerts;

C_m der maximale PIXELwert;

PW die Größe der PIXEL (oder axiales Weginkrement im Falle der AXIALEN SCHICHTDICKE) in Millimetern (siehe Bild 7).

4.1.2.8.1 Örtliche Systemauflösung

Aus den gemessenen LINIENBILDFUNKTIONEN (4.1.2.6.1) müssen folgende Daten erhalten werden:

- die berechnete MODULATIONSÜBERTRAGUNGSFUNKTION (MTF, en. modulation transfer function), dargestellt als eine Reihe von Diagrammen mit linearer Achsenteilung für die meisten zentralen Profile;
- die FWHM, die ZEHNTTELWERTSBREITE (FWTM, en: full width at tenth maximum) und die ÄQUIVALENZBREITE (EW) und für jede gemessene LINIENBILDFUNKTION. Anschließend müssen für jeden Quellen-KOLLIMATOR-Abstand die berechneten Indizes getrennt in x - oder y -Richtung gemittelt werden. Abschließend sind die x - und y -Indizes zu mitteln, um die Spezifikationen für die ÖRTLICHE AUFLÖSUNG zu erhalten.

4.1.2.8.2 Inhärente örtliche Auflösung

Aus den gemessenen LINIENBILDFUNKTIONEN (4.1.2.6.2) müssen die FWHM und die EW nach 4.1.2.8.1 berechnet werden.

4.1.2.9 Bericht

Für jeden KOLLIMATOR muss die ÖRTLICHE SYSTEMAUFLÖSUNG einschließlich Streustrahlung durch die FWHM, FWTM und EW als Funktion des Quellen-KOLLIMATOR-Abstands nach 4.1.2.6.1 angegeben werden. Zusätzlich müssen grafische Darstellungen der entsprechenden MODULATIONSÜBERTRAGUNGSFUNKTIONEN enthalten sein.

Die PIXEL-Größe ist anzugeben.

Die INHÄRENTE ÖRTLICHE AUFLÖSUNG muss als FWHM und EW nach 4.1.2.6.2 angegeben werden.

4.1.3 Örtliche Nichtlinearität

4.1.3.1 Allgemeines

Die örtliche Linearität beschreibt die Fähigkeit des Systems, die geometrischen Eigenschaften des Objekts reproduzieren.

4.1.3.2 Zweck

Die Messungen der ÖRTLICHEN NICHTLINEARITÄT liefern Angaben über die geometrische Verzerrung einer Geraden.

4.1.3.3 Verfahren

Bei allen Systemen ist die ÖRTLICHE NICHTLINEARITÄT in einer BILDEBENE zu messen, die parallel zur OBJEKT-SEITIGEN STIRNFLÄCHE DES KOLLIMATORS verläuft, indem die Abweichungen der Linien im Bild des Schlitzphantoms von einer Geraden gemessen werden.

ANMERKUNG Bei pixelisierten Detektoren gilt dieses Verfahren auch.

4.1.3.4 Radionuklid

Für die Bestimmung der ÖRTLICHEN NICHTLINEARITÄT muss das RADIONUKLID für die Messung ^{99m}Tc sein.

4.1.3.5 Verteilung der radioaktiven Quelle

Für die Messung der ÖRTLICHEN NICHTLINEARITÄT muss ein Transmissionsphantom mit mehreren Schlitten nach Bild 4 verwendet werden. Dieses Phantom deckt das gesamte DETEKTOR-SICHTFELD ab und muss (bei entferntem KOLLIMATOR) in der Mitte der Detektorstirnfläche angeordnet sein. Eine PUNKTQUELLE muss vor dem Mittelpunkt des Detektors in einem Abstand von mindestens dem Fünffachen der größten linearen Abmessung des DETEKTOR-SICHTFELDS positioniert werden (Bild 5).

4.1.3.6 Datenerfassung

Es müssen die bei der Messung der INHÄRENTEN ORTSAUFLÖSUNG (4.1.2.6.2) erfassten Daten analysiert werden.

4.1.3.7 Datenverarbeitung

Aus jedem der beiden Datensätze müssen Profile von Schichten in rechten Winkeln zur Schlitzrichtung gebildet werden, die in Richtung der Achse der Schlitze höchstens 30 mm breit sind. Die Profile müssen aneinander grenzen.

4.1.3.8 Datenanalyse

4.1.3.8.1 Differenzielle Nichtlinearität

Die Position jedes Maximalwerts in jedem Profil muss nach Bild 6 (Position E) bestimmt werden. In jedem Profil sind die Abstände zwischen benachbarten Maximalwerten zu bestimmen. Die differenzielle Nichtlinearität für das DETEKTOR-SICHTFELD muss als die Standardabweichung aller gemessenen Maximalwertabstände für beide Datensätze (in X - und Y -Orientierung) angegeben werden.

4.1.3.8.2 Absolute Nichtlinearität

Zur Bestimmung der absoluten Nichtlinearität muss zu jedem der beiden Datensätze nach der Methode des kleinsten Fehlerquadrats ein Satz paralleler und äquidistanter Geraden separat (X - und Y -Orientierung) angepasst werden. Als absolute Nichtlinearität ist der größte Wert der X - oder Y -Verschiebung zwischen beobachteter und angepasster Gerade im DETEKTOR-SICHTFELD in mm anzugeben.

4.1.3.9 Bericht

Die differenzielle Nichtlinearität für das DETEKTOR-SICHTFELD muss für die X - und die Y -Orientierung nach 4.1.3.8.1 angegeben werden.

Die absolute Nichtlinearität muss für die X - und die Y -Orientierung nach 4.1.3.8.2 angegeben werden.

4.1.4 Inhomogenität (des Ansprechvermögens)

4.1.4.1 Allgemeines

Die Homogenität beschreibt die Fähigkeit eines bildgebenden Systems, das Objekt mit einer örtlichen Empfindlichkeit zu reproduzieren, die im gesamten DETEKTOR-SICHTFELD konstant ist.

Die Messung wird ausgeführt durch die Abbildung einer homogenen Einstrahlung auf die GAMMAKAMERA in Luft ohne KOLLIMATOR (INHÄRENTE INHOMOGENITÄT) bzw. mit KOLLIMATOR unter Verwendung von Streumaterialien (SYSTEM-INHOMOGENITÄT). Die Messung der SYSTEM-INHOMOGENITÄT einschließlich Streustrahlung ist repräsentativer für die klinische Situation der Messung am Patienten, wohingegen die INHÄRENTE INHOMOGENITÄT die Leistungsmerkmale des MESSKOPFES unter Ausschluss des KOLLIMATORS und des Einflusses der Streustrahlung charakterisiert.

4.1.4.2 Zweck

Zweck dieser Messung ist es, die Fähigkeit der Kamera zu charakterisieren, ein homogenes Eingangssignal ohne artifizielle lokale Änderungen in der Impulsdichte zu reproduzieren.

4.1.4.3 Verfahren

Dies geschieht durch die Charakterisierung der Homogenität des Bildes einer homogenen Photoneneinstrahlung durch Angabe der differenziellen INHOMOGENITÄT, der integralen INHOMOGENITÄT und der Verteilung der INHOMOGENITÄT. Die Prüfung liefert die maximalen Abweichungen von der mittleren Impulsdichte, und zwar lokal (differenzielle INHOMOGENITÄT) und im gesamten DETEKTOR-SICHTFELD (integrale INHOMOGENITÄT). Außerdem ergibt sich ein Drei-Klassen-Histogramm der PIXEL-Abweichungen (Verteilung der INHOMOGENITÄT).

4.1.4.4 Radionuklid

Für die Messung der SYSTEM-INHOMOGENITÄT muss das RADIONUKLID aus Tabelle 1 entsprechend dem verwendeten KOLLIMATOR ausgewählt werden. Für die Messung der INHÄRENTEN INHOMOGENITÄT muss das RADIONUKLID ^{99m}Tc verwendet werden.

ANMERKUNG Außerdem können andere Nuklide als die aufgelisteten verwendet werden.

4.1.4.5 Verteilung der radioaktiven Quelle

4.1.4.5.1 Messung der inhärenten Inhomogenität

Eine Quellenhalterung und die Quelle müssen wie in Bild 5 gezeigt positioniert werden.

4.1.4.5.2 Messung der System-Inhomogenität

Die Messung muss mit einem PARALLELLOCH-KOLLIMATOR ausgeführt werden, der für das verwendete RADIONUKLID geeignet ist. Die Quellenkonfiguration nach Bild 8 mit einem aus Tabelle 1 ausgewählten RADIONUKLID muss so nah wie möglich zur OBJEKTSEITIGEN STIRNFLÄCHE DES KOLLIMATORS angeordnet werden.

4.1.4.6 Datenerfassung

4.1.4.6.1 Messung der inhärenten Inhomogenität

Bereiche außerhalb des DETEKTOR-SICHTFELDES müssen mit Blei abgeschirmt werden. Die PIXEL müssen quadratisch sein. Die PIXEL-Größe muss kleiner oder gleich der doppelten INHÄRENTEN ÖRTLICHEN AUFLÖSUNG (ausgedrückt als FWHM) sein und angegeben werden. Die mittlere Impulszahl je PIXEL muss $10\,000 \pm 10\%$ betragen. Die Zählrate darf 40 000 Impulse je Sekunde nicht überschreiten.