

INTERNATIONAL STANDARD

NORME INTERNATIONALE

**Radionuclide imaging devices – Characteristics and test conditions –
Part 2: Single photon emission computed tomographs**

**Dispositifs d'imagerie par radionucléides – Caractéristiques et conditions
d'essai –
Partie 2: Systèmes de tomographie d'émission à photon unique**

IECNORM.COM: Click to view the full PDF of IEC 61675-2:1998



THIS PUBLICATION IS COPYRIGHT PROTECTED

Copyright © 1998 IEC, Geneva, Switzerland

All rights reserved. Unless otherwise specified, no part of this publication may be reproduced or utilized in any form or by any means, electronic or mechanical, including photocopying and microfilm, without permission in writing from either IEC or IEC's member National Committee in the country of the requester. If you have any questions about IEC copyright or have an enquiry about obtaining additional rights to this publication, please contact the address below or your local IEC member National Committee for further information.

Droits de reproduction réservés. Sauf indication contraire, aucune partie de cette publication ne peut être reproduite ni utilisée sous quelque forme que ce soit et par aucun procédé, électronique ou mécanique, y compris la photocopie et les microfilms, sans l'accord écrit de l'IEC ou du Comité national de l'IEC du pays du demandeur. Si vous avez des questions sur le copyright de l'IEC ou si vous désirez obtenir des droits supplémentaires sur cette publication, utilisez les coordonnées ci-après ou contactez le Comité national de l'IEC de votre pays de résidence.

IEC Central Office
3, rue de Varembe
CH-1211 Geneva 20
Switzerland

Tel.: +41 22 919 02 11
Fax: +41 22 919 03 00
info@iec.ch
www.iec.ch

About the IEC

The International Electrotechnical Commission (IEC) is the leading global organization that prepares and publishes International Standards for all electrical, electronic and related technologies.

About IEC publications

The technical content of IEC publications is kept under constant review by the IEC. Please make sure that you have the latest edition, a corrigenda or an amendment might have been published.

IEC Catalogue - webstore.iec.ch/catalogue

The stand-alone application for consulting the entire bibliographical information on IEC International Standards, Technical Specifications, Technical Reports and other documents. Available for PC, Mac OS, Android Tablets and iPad.

IEC publications search - www.iec.ch/searchpub

The advanced search enables to find IEC publications by a variety of criteria (reference number, text, technical committee,...). It also gives information on projects, replaced and withdrawn publications.

IEC Just Published - webstore.iec.ch/justpublished

Stay up to date on all new IEC publications. Just Published details all new publications released. Available online and also once a month by email.

Electropedia - www.electropedia.org

The world's leading online dictionary of electronic and electrical terms containing more than 30 000 terms and definitions in English and French, with equivalent terms in 14 additional languages. Also known as the International Electrotechnical Vocabulary (IEV) online.

IEC Glossary - std.iec.ch/glossary

More than 55 000 electrotechnical terminology entries in English and French extracted from the Terms and Definitions clause of IEC publications issued since 2002. Some entries have been collected from earlier publications of IEC TC 37, 77, 86 and CISPR.

IEC Customer Service Centre - webstore.iec.ch/csc

If you wish to give us your feedback on this publication or need further assistance, please contact the Customer Service Centre: csc@iec.ch.

A propos de l'IEC

La Commission Electrotechnique Internationale (IEC) est la première organisation mondiale qui élabore et publie des Normes internationales pour tout ce qui a trait à l'électricité, à l'électronique et aux technologies apparentées.

A propos des publications IEC

Le contenu technique des publications IEC est constamment revu. Veuillez vous assurer que vous possédez l'édition la plus récente, un corrigendum ou amendement peut avoir été publié.

Catalogue IEC - webstore.iec.ch/catalogue

Application autonome pour consulter tous les renseignements bibliographiques sur les Normes internationales, Spécifications techniques, Rapports techniques et autres documents de l'IEC. Disponible pour PC, Mac OS, tablettes Android et iPad.

Recherche de publications IEC - www.iec.ch/searchpub

La recherche avancée permet de trouver des publications IEC en utilisant différents critères (numéro de référence, texte, comité d'études,...). Elle donne aussi des informations sur les projets et les publications remplacées ou retirées.

IEC Just Published - webstore.iec.ch/justpublished

Restez informé sur les nouvelles publications IEC. Just Published détaille les nouvelles publications parues. Disponible en ligne et aussi une fois par mois par email.

Electropedia - www.electropedia.org

Le premier dictionnaire en ligne de termes électroniques et électriques. Il contient plus de 30 000 termes et définitions en anglais et en français, ainsi que les termes équivalents dans 14 langues additionnelles. Egalement appelé Vocabulaire Electrotechnique International (IEV) en ligne.

Glossaire IEC - std.iec.ch/glossary

Plus de 55 000 entrées terminologiques électrotechniques, en anglais et en français, extraites des articles Termes et Définitions des publications IEC parues depuis 2002. Plus certaines entrées antérieures extraites des publications des CE 37, 77, 86 et CISPR de l'IEC.

Service Clients - webstore.iec.ch/csc

Si vous désirez nous donner des commentaires sur cette publication ou si vous avez des questions contactez-nous: csc@iec.ch.

INTERNATIONAL STANDARD

NORME INTERNATIONALE

**Radionuclide imaging devices – Characteristics and test conditions –
Part 2: Single photon emission computed tomographs**

**Dispositifs d'imagerie par radionucléides – Caractéristiques et conditions
d'essai –
Partie 2: Systèmes de tomographie d'émission à photon unique**

INTERNATIONAL
ELECTROTECHNICAL
COMMISSION

COMMISSION
ELECTROTECHNIQUE
INTERNATIONALE

PRICE CODE
CODE PRIX

T

ICS 11.040.50

ISBN 978-2-8322-1974-4

**Warning! Make sure that you obtained this publication from an authorized distributor.
Attention! Veuillez vous assurer que vous avez obtenu cette publication via un distributeur agréé.**

CONTENTS

	Page
FOREWORD.....	3
Clause	
1 General.....	4
1.1 Scope and object	4
1.2 Normative references	4
2 Terminology and definitions	4
3 Test methods	9
3.1 Calibration measurements	9
3.2 Measurement of COLLIMATOR hole misalignment	10
3.3 Measurement of SPECT system SENSITIVITY	11
3.4 Scatter	12
3.5 Measurement of SPECT non-uniformity of response	14
3.6 SPECT system SPATIAL RESOLUTION	14
4 ACCOMPANYING DOCUMENTS	15
Figures	
1 Geometry of PROJECTIONS.....	16
2 Cylindrical head phantom	17
3 Phantom insert with holders for the scatter source	18
4 Evaluation of SCATTER FRACTION.....	19
5 Reporting TRANSVERSE RESOLUTION.....	20
6 Evaluation of FWHM.....	21
7 Evaluation of EQUIVALENT WIDTH (EW).....	22
Annex A – Index of defined terms	23

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION

**RADIONUCLIDE IMAGING DEVICES –
CHARACTERISTICS AND TEST CONDITIONS –****Part 2: Single photon emission computed tomographs**

FOREWORD

- 1) The IEC (International Electrotechnical Commission) is a worldwide organization for standardization comprising all national electrotechnical committees (IEC National Committees). The object of the IEC is to promote international co-operation on all questions concerning standardization in the electrical and electronic fields. To this end and in addition to other activities, the IEC publishes International Standards. Their preparation is entrusted to technical committees; any IEC National Committee interested in the subject dealt with may participate in this preparatory work. International, governmental and non-governmental organizations liaising with the IEC also participate in this preparation. The IEC collaborates closely with the International Organization for Standardization (ISO) in accordance with conditions determined by agreement between the two organizations.
- 2) The formal decisions or agreements of the IEC on technical matters express, as nearly as possible, an international consensus of opinion on the relevant subjects since each technical committee has representation from all interested National Committees.
- 3) The documents produced have the form of recommendations for international use and are published in the form of standards, technical reports or guides and they are accepted by the National Committees in that sense.
- 4) In order to promote international unification, IEC National Committees undertake to apply IEC International Standards transparently to the maximum extent possible in their national and regional standards. Any divergence between the IEC Standard and the corresponding national or regional standard shall be clearly indicated in the latter.
- 5) The IEC provides no marking procedure to indicate its approval and cannot be rendered responsible for any equipment declared to be in conformity with one of its standards.
- 6) Attention is drawn to the possibility that some of the elements of this International Standard may be the subject of patent rights. The IEC shall not be held responsible for identifying any or all such patent rights.

International Standard IEC 61675-2 has been prepared by subcommittee 62C: Equipment for radiotherapy, nuclear medicine and radiation dosimetry, of IEC technical committee 62: Electrical equipment in medical practice.

This bilingual version (2014-12) corresponds to the English version, published in 1998-01.

The text of this standard is based on the following documents:

FDIS	Report on voting
62C/206/FDIS	62C/215/RVD

Full information on the voting for the approval of this standard can be found in the report on voting indicated in the above table.

The French version of this standard has not been voted upon.

In this standard, the following print types are used:

– TERMS DEFINED IN CLAUSE 2 OF THIS STANDARD OR LISTED IN ANNEX A: SMALL CAPITALS.

The requirements are followed by specifications for the relevant tests.

Annex A is for information only.

RADIONUCLIDE IMAGING DEVICES – CHARACTERISTICS AND TEST CONDITIONS –

Part 2: Single photon emission computed tomographs

1 General

1.1 Scope and object

This part of IEC 61675 specifies terminology and test methods for describing the characteristics of Anger type rotational GAMMA CAMERA SINGLE PHOTON EMISSION COMPUTED TOMOGRAPHS (SPECT), equipped with parallel hole collimators. As these systems are based on Anger type GAMMA CAMERAS this part of IEC 61675 shall be used in conjunction with IEC 60789. These systems consist of a gantry system, single or multiple DETECTOR HEADS and a computer system together with acquisition, recording, and display devices.

The test methods specified in this part of IEC 61675 have been selected to reflect as much as possible the clinical use of Anger type rotational GAMMA CAMERA SINGLE PHOTON EMISSION COMPUTED TOMOGRAPHS (SPECT). It is intended that the test methods be carried out by manufacturers thereby enabling them to describe the characteristics of SPECT systems on a common basis.

No test has been specified to characterize the uniformity of reconstructed images because all methods known so far will mostly reflect the noise of the image.

1.2 Normative references

The following normative documents contain provisions which, through reference in this text, constitute provisions of this part of IEC 61675. At the time of publication, the editions indicated were valid. All normative documents are subject to revision, and parties to agreements based on this part of IEC 61675 are encouraged to investigate the possibility of applying the most recent editions of the normative documents indicated below. Members of IEC and ISO maintain registers of currently valid International Standards.

IEC 60788:1984, *Medical radiology – Terminology*

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

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

2 Terminology and definitions

For the purpose of this part of IEC 61675 the definitions given in IEC 60788, IEC 60789 and IEC 61675-1 (see annex A), and the following definitions apply.

Defined terms are printed in small capital letters.

2.1

SYSTEM AXIS

Axis of symmetry characterized by geometrical and physical properties of the arrangement of the system

NOTE – The SYSTEM AXIS of a GAMMA CAMERA with rotating detectors is the axis of rotation.

2.1.1

COORDINATE SYSTEMS

2.1.2

FIXED COORDINATE SYSTEM

Cartesian system with axes X , Y , and Z , Z being the SYSTEM AXIS. The origin of the FIXED COORDINATE SYSTEM is defined by the centre of the TOMOGRAPHIC VOLUME (see figure 1). The SYSTEM AXIS is orthogonal to all TRANSVERSE SLICES.

2.1.3

COORDINATE SYSTEM OF PROJECTION

Cartesian system of the IMAGE MATRIX of each two-dimensional projection with axes X_p and Y_p (defined by the axes of the IMAGE MATRIX). The Y_p axis and the projection of the system axis onto the detector front face have to be in parallel. The origin of the COORDINATE SYSTEM OF PROJECTION is the centre of the IMAGE MATRIX (see figure 1).

2.1.4

CENTRE OF ROTATION (COR)

Origin of that COORDINATE SYSTEM, which describes the PROJECTIONS of a TRANSVERSE SLICE with respect to their orientation in space

NOTE – The CENTRE OF ROTATION of a TRANSVERSE SLICE is given by the intersection of the SYSTEM AXIS with the mid-plane of the corresponding OBJECT SLICE.

2.1.5

OFFSET

Deviation of the position of the PROJECTION of the COR (X'_p) from $X_p = 0$. (See figure 1)

2.2

TOMOGRAPHY (see annex A)

2.2.1

TRANSVERSE TOMOGRAPHY

In TRANSVERSE TOMOGRAPHY the three-dimensional object is sliced by physical methods, e.g. collimation, into a stack of OBJECT SLICES, which are considered as being two-dimensional and independent from each other. The transverse image planes are perpendicular to the SYSTEM AXIS.

2.2.2

EMISSION COMPUTED TOMOGRAPHY (ECT)

Imaging method for the representation of the spatial distribution of incorporated RADIONUCLIDES in selected two-dimensional SLICES through the object

2.2.2.1

PROJECTION

Transformation of a three-dimensional object into its two-dimensional image or of a two-dimensional object into its one-dimensional image, by integrating the physical property which determines the image along the direction of the PROJECTION BEAM

NOTE – This process is mathematically described by line integrals in the direction of projection and called the Radon-transform.

2.2.2.2

PROJECTION BEAM

Determines the smallest possible volume in which the physical property which determines the image is integrated during the measurement process. Its shape is limited by the SPATIAL RESOLUTION in all three dimensions.

NOTE – In SPECT the PROJECTION BEAM usually has the shape of a long thin diverging cone.

2.2.2.3

PROJECTION ANGLE

Angle at which the PROJECTION is measured or acquired

NOTE – For illustration see figure 1.

2.2.2.4

SINOGRAM

Two-dimensional display of all one-dimensional PROJECTIONS of an object slice, as a function of the PROJECTION ANGLE

The PROJECTION ANGLE is displayed on the ordinate. The linear PROJECTION coordinate is displayed on the abscissa.

2.2.2.5

OBJECT SLICE

A slice in the object. The physical property of this slice that determines the measured information is displayed in the tomographic image.

2.2.2.6

IMAGE PLANE

A plane assigned to a plane in the OBJECT SLICE

NOTE – Usually the IMAGE PLANE is the mid-plane of the corresponding OBJECT SLICE.

2.2.2.7

TOMOGRAPHIC VOLUME

Ensemble of all volume elements which contribute to the measured PROJECTIONS for all PROJECTION ANGLES

NOTE – For a rotating GAMMA CAMERA with a circular field of view the TOMOGRAPHIC VOLUME is a sphere provided that the radius of rotation is larger than the radius of the field of view. For a rectangular field of view, the TOMOGRAPHIC VOLUME is a cylinder.

2.2.2.7.1

TRANSVERSE FIELD OF VIEW

Dimensions of a slice through the TOMOGRAPHIC VOLUME, perpendicular to the SYSTEM AXIS. For a circular TRANSVERSE FIELD OF VIEW it is described by its diameter.

NOTE – For non-cylindrical TOMOGRAPHIC VOLUMES the TRANSVERSE FIELD OF VIEW may depend on the axial position of the slice.

2.2.2.7.2

AXIAL FIELD OF VIEW

Dimensions of a slice through the TOMOGRAPHIC VOLUME parallel to and including the SYSTEM AXIS. In practice it is specified only by its axial dimension given by the distance between the centres of the outermost defined IMAGE PLANES plus the average of the measured AXIAL SLICE WIDTH measured as EQUIVALENT WIDTH (EW).

2.2.2.7.3

TOTAL FIELD OF VIEW

Dimensions (three-dimensional) of the TOMOGRAPHIC VOLUME

2.3

IMAGE MATRIX

Arrangement of MATRIX ELEMENTS in a preferentially cartesian coordinate system

2.3.1

MATRIX ELEMENT

Smallest unit of an IMAGE MATRIX, which is assigned in location and size to a certain volume element of the object (VOXEL)

2.3.1.1

PIXEL

MATRIX ELEMENT in a two-dimensional IMAGE MATRIX

2.3.1.2

TRIXEL

MATRIX ELEMENT in a three-dimensional IMAGE MATRIX

2.3.2

VOXEL

Volume element in the object which is assigned to a MATRIX ELEMENT in the IMAGE MATRIX (two-dimensional or three-dimensional). The dimensions of the VOXEL are determined by the dimensions of the corresponding MATRIX ELEMENT via the appropriate scale factors and by the system's SPATIAL RESOLUTION in all three dimensions.

2.4

POINT SPREAD FUNCTION (PSF)

Scintigraphic image of a POINT SOURCE

2.4.1

PHYSICAL POINT SPREAD FUNCTION

For tomographs, a two-dimensional POINT SPREAD FUNCTION in planes perpendicular to the PROJECTION BEAM at specified distances from the detector

NOTE – The PHYSICAL POINT SPREAD FUNCTION characterizes the purely physical imaging performance of the tomographic device independent from, e.g. sampling, image reconstruction and image processing, but dependent on the COLLIMATOR. A PROJECTION BEAM is characterized by the entirety of all PHYSICAL POINT SPREAD FUNCTIONS as a function of distance along its axis.

2.4.2

AXIAL POINT SPREAD FUNCTION

Profile passing through the peak of the PHYSICAL POINT SPREAD FUNCTION in a plane parallel to the SYSTEM AXIS

2.4.3

TRANSVERSE POINT SPREAD FUNCTION

Reconstructed two-dimensional POINT SPREAD FUNCTION in a tomographic IMAGE PLANE

NOTE – In TOMOGRAPHY, the TRANSVERSE POINT SPREAD FUNCTION can also be obtained from a line source located parallel to the SYSTEM AXIS.

2.5

SPATIAL RESOLUTION

Ability to concentrate the count density distribution in the image of a POINT SOURCE to a point

2.5.1

TRANSVERSE RESOLUTION

SPATIAL RESOLUTION in a reconstructed plane perpendicular to the SYSTEM AXIS

2.5.1.1

RADIAL RESOLUTION

TRANSVERSE RESOLUTION along a line passing through the position of the source and the SYSTEM AXIS

2.5.1.2

TANGENTIAL RESOLUTION

TRANSVERSE RESOLUTION in the direction orthogonal to the direction of RADIAL RESOLUTION

2.5.2

AXIAL RESOLUTION

For tomographs with sufficiently fine axial sampling fulfilling the sampling theorem, SPATIAL RESOLUTION along a line parallel to the SYSTEM AXIS

2.5.3

EQUIVALENT WIDTH (EW)

Width of that rectangle having the same area and the same height as the response function, e.g. the POINT SPREAD FUNCTION

2.6 Tomographic sensitivity

2.6.1

SLICE SENSITIVITY

Ratio of COUNT RATE as measured on the SINOGRAM to the ACTIVITY concentration in the phantom

NOTE – In SPECT the measured counts are not numerically corrected for scatter by subtracting the SCATTER FRACTION.

2.6.2

VOLUME SENSITIVITY

Sum of the individual SLICE SENSITIVITIES

2.6.3

NORMALIZED VOLUME SENSITIVITY

VOLUME SENSITIVITY divided by the AXIAL FIELD OF VIEW of the tomograph or the phantom length, whichever is the smaller

2.7

SCATTER FRACTION (SF)

Ratio between the number of scattered photons and the sum of scattered plus unscattered photons for a given experimental set-up

2.8

SINGLE PHOTON EMISSION COMPUTED TOMOGRAPHY (SPECT)

EMISSION COMPUTED TOMOGRAPHY utilizing single photon detection of gamma-ray emitting RADIONUCLIDES

2.8.1

DETECTOR POSITIONING TIME

Fraction of the total time spent on an acquisition which is not used in collecting data

2.8.2

DETECTOR HEAD TILT

Deviation of the COLLIMATOR axis from orthogonality with the SYSTEM AXIS

2.8.3

RADIUS OF ROTATION

Distance between the SYSTEM AXIS and the COLLIMATOR front face

2.9

RADIOACTIVE SOURCE

See rm-20-02 of IEC 60788

2.9.1

POINT SOURCE

RADIOACTIVE SOURCE approximating a δ -function in all three dimensions

2.9.2

LINE SOURCE

Straight RADIOACTIVE SOURCE approximating a δ -function in two dimensions and being constant (uniform) in the third dimension

3 Test methods

All measurements shall be performed with the PULSE AMPLITUDE ANALYZER WINDOW as specified in table 1 of IEC 60789. Additional measurements with other settings as specified by the manufacturer can be performed. Before the measurements are performed, the tomographic system shall be adjusted by the procedure normally used by the manufacturer for an installed unit and shall not be adjusted specially for the measurement of specific parameters. If any test cannot be carried out exactly as specified in the standard, the reason for the deviation and the exact conditions under which the test was performed shall be stated clearly.

Unless otherwise specified, each DETECTOR HEAD in the system shall be characterized by a full data set covering an angular range of 360° . For multiheaded systems, characterization shall also be provided for an acquisition covering the minimal rotation required to obtain a complete set of data (e.g. 120° for a three-headed system). If the tomograph is specified to operate in a non-circular orbiting mode influencing the performance parameters, test results shall be reported in addition.

Unless otherwise specified, measurements shall be carried out at COUNT RATES not exceeding 20 000 counts per second.

Measurements of performance parameters in the planar mode of operation are a prerequisite. A complete set of performance parameters shall be measured as specified in IEC 60789.

3.1 Calibration measurements

3.1.1 Measurement of the CENTRE OF ROTATION (COR)

An error-free reconstruction requires the knowledge of the position of the PROJECTION of the COR into the coordinate system X_p, Y_p for each PROJECTION (i.e. for each PROJECTION angle) of that slice. For a circular rotation of the DETECTOR and for an ideal system, the PROJECTION of a POINT SOURCE at the COR will be at the same position X'_p in the projection matrix for all angles of PROJECTION (see figure 1).

To determine the CENTRE OF ROTATION, the OFFSET X'_p has to be measured. POINT SOURCE(S) are used. A minimum of 32 projections equally spaced over 360° are acquired and displayed as a SINOGRAM. The RADIUS OF ROTATION shall be set to 20 cm. The source(s) shall be positioned radially at least 5 cm from the system axis to get SINOGRAMS with a discernible shape of a sine function. The OFFSET shall be determined for a minimum of three slices with axial positions, (Z direction), one at the centre of the FIELD OF VIEW and the other two, $\pm 1/3$ of the AXIAL FIELD OF VIEW from the centre.

At least 10 000 counts per view shall be acquired. The length of PIXEL side shall be less than 4 mm. For the calculation of the centroid (centre of gravity) $X_p(\theta)$ of the source in the X_p direction, 50 mm wide strips in the Y direction centred around the Y_p position of each source shall be used. This shall be done for each projection angle θ . Then the OFFSET is determined by fitting a sine function to the $X_p(\theta)$ values of each source, where

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

where

θ is the angle of projection;

A is the amplitude;

φ is the phase shift of the sine function;

X' is the average OFFSET to be reported for the three different axial positions.

NOTE – If there is a DETECTOR HEAD TILT the position of the image of the POINT SOURCE will move not only in the x_p direction, but also in the Y_p direction. To determine the X_p movement not influenced by the Y_p movement (for a reasonable amount of head tilt), the centroid is calculated using the 50 mm wide strip. The subscript p refers to the projection space (see figure 1).

NOTE – If a system uses an automatic OFFSET correction which cannot be switched off, then X' shall be zero.

In addition, the difference between fit and data shall be plotted (showing the error) as a function of θ . The maximum difference for each axial position shall be reported. The values are valid only for the COLLIMATOR used and shall be stated in millimetres.

NOTE – Systematic deviations (trends) are indicative of varying OFFSET during rotation of the detector.

3.1.2 DETECTOR HEAD TILT

An error-free reconstruction requires that the direction of the COLLIMATOR holes is orthogonal to the SYSTEM AXIS for each angle of projection. Deviations from this requirement are called DETECTOR HEAD TILT.

Using the measurements according to 3.1.1 the DETECTOR HEAD TILT can be determined by calculating the centroid $Y_p(\theta)$ of the image of the POINT SOURCE in the Y_p direction, using strips over the full field-of-view in the X_p direction. This calculation shall be done for each angle of projection. A sine function is fitted to all those values,

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

where

θ is the angle of projection;

B is the amplitude;

φ is the phase shift of the sine function.

Report the head tilt angle value $a = \arcsin B/A$, where A is the amplitude resulting from the COR measurement (3.1.1).

NOTE – If there is no DETECTOR HEAD TILT, B must be zero and D must be the Y_p position of the source.

In addition the difference between fit and data shall be plotted (showing the error) as a function of θ .

3.2 Measurement of COLLIMATOR hole misalignment

If all holes of a parallel hole COLLIMATOR are parallel, the OFFSET is constant for all source positions within the measuring volume, assuming linearity of the positioning electronics. To detect possible misalignments of the collimator holes, the OFFSET shall be determined using a

point source placed at all intersections of an orthogonal positioning grid, lying in the X, Z plane, covering the field of view. The grid lines shall be 10 cm apart. The radius of rotation shall be at least 20 cm. The mean value of all measured OFFSETS shall be calculated and the maximum deviation from that value stated.

3.3 Measurement of SPECT system SENSITIVITY

3.3.1 DETECTOR POSITIONING TIME

In combination with the acquisition time chosen, the DETECTOR POSITIONING TIME determines that fraction of the total time spent on an acquisition which is not useful in collecting data. Therefore it will influence the sensitivity of a tomographic device. This is especially true for a rotating detector working in "step and shoot" mode.

A POINT SOURCE of ^{99m}Tc shall be placed at the CENTRE OF ROTATION in air. The COUNT RATE shall be greater than 1 000 cps. Two 360° tomographic acquisitions of a stated number, P_j PROJECTIONS (one with at least 60, the other with at least 120 PROJECTIONS) shall be performed using an acquisition time ΔT_{acq} per PROJECTION of 10 s. The subscript j is either "low" or "high" corresponding to the range of approximately 60 or 120 projections. The time T_j from the start of acquisition of the first projection to the end of the acquisition of the last projection shall be measured. A corresponding static acquisition of duration T_j shall also be performed directly after the tomographic acquisition. The data shall be decay corrected for the different starting times.

The total DETECTOR POSITIONING TIME T_{pos} shall be calculated according to:

$$T_{\text{pos},j} = \frac{(N_{\text{static},j} - N_{\text{total},j})T_j}{N_{\text{static},j}}$$

where

N_{total} is the sum of the counts in all PROJECTIONS;

N_{static} is the number of counts in the static acquisition.

The mean positioning time per PROJECTION ΔT_{pos} is then calculated by dividing T_{pos} by the number of transitions between PROJECTION steps actually used.

$$\Delta T_{\text{pos},j} = \frac{T_{\text{pos},j}}{(P_j - 1)}$$

The correction factor c_j for the calculation of the VOLUME SENSITIVITY is then given by

$$c_j = \frac{\Delta T_{\text{acq},j}}{\Delta T_{\text{acq},j} + \Delta T_{\text{pos},j}}$$

The correction factor c_j shall be calculated and reported for the subscript j with corresponding acquisition times per PROJECTION $\Delta T_{\text{acq},j}$ of 30 s (low) and 15 s (high), respectively. This corresponds to a typical clinical situation of total acquisition time of 30 min.

3.3.2 NORMALIZED VOLUME SENSITIVITY

The measurement shall be carried out using a cylindrical phantom of 200 mm $\pm$ 3 mm outside diameter, of wall thickness 3 mm $\pm$ 1 mm, and 190 mm $\pm$ 3 mm inside length (see figure 2), filled homogeneously with a water solution of ^{99m}Tc .

The ACTIVITY concentration a_{ave} (kBq/cm³) shall be accurately determined by counting at least two samples from that solution in a calibrated well counter and correcting the result for radioactive decay to the time of measurement (midpoint of acquisition interval).

NOTE – The test is critically dependent upon accurate assays of radioactivity as measured in a dose calibrator or well counter. It is difficult to maintain an absolute calibration with such devices to accuracies better than 10 %. Absolute reference standards using appropriate (γ-emitters should be considered if higher degrees of accuracy are required.

The phantom shall be positioned so that its long axis coincides with the SYSTEM AXIS (parallel to and as close as possible to the SYSTEM AXIS). The radius of rotation R shall be 20 cm. For each COLLIMATOR used routinely for SPECT imaging at least one million counts shall be acquired in static imaging mode and the acquisition time T_a [sec] recorded. For a rectangular region of interest (ROI) centred on the image of the phantom the number of counts N_{ROI} shall be determined. The width of the ROI shall be at most 240 mm to cover the cylinder diameter, and the length l shall be at least 150 mm in the axial direction and centred to the phantom. The NORMALIZED VOLUME SENSITIVITY S_{norm} is then calculated by dividing the number of counts N_{ROI} registered from the ROI by the activity concentration a_{ave} , the acquisition time T_a , the axial length l of the ROI, and by multiplying by the correction factor c_j (see 3.3.1) according to the following equation:

$$S_{norm} = \frac{N_{ROI}}{a_{ave} T_a l} c_j \quad \left[\text{cps} / (\text{kBq} / \text{cm}^2) \right]$$

The values shall be specified and stated for the subscript j of low and high respectively.

NOTE – For a given phantom set-up and parallel hole COLLIMATOR, the NORMALIZED VOLUME SENSITIVITY and the SYSTEM SENSITIVITY measured according to 3.1 of IEC 60789 are related by a fixed ratio and the correction factor c_j .

3.4 Scatter

The scattering of primary gamma rays results in events with false information for radiation source localization. Variations in design and implementation cause emission tomographs to have different sensitivities to scattered radiation. The purpose of this procedure is to measure the relative system sensitivity to scattered radiation, expressed by the SCATTER FRACTION (SF), as well as the values of the SCATTER FRACTION in each slice(SFI).

3.4.1 Scatter measurement

The measurements shall be performed by imaging a single line source at three different radial positions within a water-filled test phantom, using the COLLIMATOR used for SPECT imaging, a circular orbit and a 20 cm radius of rotation.

Unscattered events are assumed to lie within a $2 \times \text{FWHM}$ wide strip centred on the image of the line source in each SINOGRAM. This width region is chosen because the scatter value is insensitive to the exact width of the region, and a negligible number of unscattered events lie more than one FWHM from the line image.

The width of the scatter response function allows a simplified analysis method. A linear interpolation across the strip from the points of intersection of the scatter tails and the edges of the $2 \times \text{FWHM}$ wide strip is used to estimate the amount of scatter present in the strip. The area under the line of interpolation plus the contributions outside the strip constitute the estimated scatter.

Estimates of the SCATTER FRACTION for uniform source distributions are made under the assumption of slow radial dependence. In this assumption, the measure of SCATTER FRACTION for a line source on-axis is applied to a cross-sectional area out to a radius of 22,5 mm. The SCATTER FRACTION for a line source of 45 mm off-axis is applied to an annulus between 22,5 mm and 67,5 mm. Likewise, the SCATTER FRACTION for a line source 90 mm off-axis is

applied to an annulus between 67,5 mm and 100 mm (see figure 3). The three values for SCATTER FRACTION are weighted by the areas to which they are applied, yielding a weighted average. The annular areas are in the ratios of 1:8:10,75 respectively.

3.4.1.1 RADIONUCLIDE

The RADIONUCLIDE for the measurement shall be ^{99m}Tc , with an ACTIVITY less than that at which the percent dead-time losses exceed 5 % (see IEC 60789).

3.4.1.2 Source distribution

The test phantom shall be filled with non-radioactive water as a scatter medium. The test phantom line source shall be inserted, parallel to the axis of the cylinder, sequentially at radii of 0 mm, 45 mm, and 90 mm. The phantom shall be centred axially. For tomographs with an AXIAL FIELD OF VIEW greater than 165 mm, the phantom shall be centred within the AXIAL FIELD OF VIEW.

3.4.1.3 Data collection

Data shall be taken with the source at the specified radii from the long axis of the tomograph. SINOGRAM data shall be acquired for each of the radial locations of the line source. At least 200 000 counts per slice shall be acquired for each slice within:

- a) the AXIAL FIELD OF VIEW;
- b) the central 165 mm;

where the phantom was placed, whichever is the smaller.

3.4.1.4 Data processing

Data shall not be corrected for scatter or ATTENUATION.

3.4.2 Analysis

All SINOGRAMS corresponding to slices at least 1 cm from either end of the phantom shall be processed. Thus for tomographs with an AXIAL FIELD OF VIEW less than 165 mm, all slices shall be processed.

All PIXELS in each SINOGRAM which correspond to points which are located further than 12 cm from the centre shall be set to zero. For each projection angle within the SINOGRAM, the location of the centre of the line source shall be determined by finding the PIXEL with the largest value. Each PROJECTION shall be shifted so that the PIXEL containing the maximum value aligns with the central PIXEL row of the SINOGRAM. After realignment, a sum projection shall be produced. The counts in the PIXELS at the left and right edges of the $2 \times \text{FWHM}$ wide strip $C_{L,i,k}$ and $C_{R,i,k}$, respectively shall be obtained from the sum projection (see figure 4). Linear interpolation shall be used to find the count levels at $\pm 1 \times \text{FWHM}$ from the central PIXEL of the projection. The average of the two count levels $C_{L,i,k}$ and $C_{R,i,k}$ shall be multiplied by the fractional number of PIXELS between the edges of the $2 \times \text{FWHM}$ wide strip, with the product added to the counts in the PIXELS outside the strip, to yield the number of scattered counts $C_{s,i,k}$, for the slice i and the source position k . The total counts (scattered plus unscattered) $C_{\text{tot},i,k}$ is the sum of the counts in all PIXELS in the sum projection.

The average ACTIVITY $A_{\text{ave},k}$ during data acquisition over the time interval $T_{\text{acq},k}$ for the line source at position k , shall be calculated by correcting for decay (each midpoint of the time intervals $T_{\text{acq},k}$ is related to a common starting time).

The SCATTER FRACTION SF_i for each slice, i , due to a uniform source distribution shall be calculated as follows:

$$SF_i = \frac{\left[\frac{C_{s,i,1}}{A_{ave,1}} \right] + 8 \left[\frac{C_{s,i,2}}{A_{ave,2}} \right] + 10,75 \left[\frac{C_{s,i,3}}{A_{ave,3}} \right]}{\left[\frac{C_{tot,i,1}}{A_{ave,1}} \right] + 8 \left[\frac{C_{tot,i,2}}{A_{ave,2}} \right] + 10,75 \left[\frac{C_{tot,i,3}}{A_{ave,3}} \right]}$$

where the subscripts 1, 2 and 3 refer to line sources at radii 0 mm, 45 mm and 90 mm, respectively.

3.4.3 Report

For each slice, i , that was processed, the value of SF_i shall be tabulated. The average SF of the set of values of SF_i shall also be reported as the system SCATTER FRACTION for uniform sources.

3.5 Measurement of SPECT non-uniformity of response

At this time there is no suitable method to measure reconstructed non-uniformity of response.

3.6 SPECT system SPATIAL RESOLUTION

3.6.1 Phantom

The IEC phantom shall be adopted (see figures 2 and 3).

3.6.2 Source

Three POINT SOURCES, prepared from a RADIONUCLIDE selected from table 1 of IEC 60789 and stated, of dimensions not to exceed 2 mm in any direction, shall be placed within the water-filled cylinder. The axis of the cylinder shall coincide with the SYSTEM AXIS. The first POINT SOURCE shall be placed on the axis of the cylinder (see figure 3) and at the central plane in the Z direction (see figure 1).

The second POINT SOURCE shall be placed at the radial position of 45 mm and –50 mm from the central plane in the Z direction. The third POINT SOURCE shall be placed at the radial position of 90 mm and +50 mm from the central plane in the Z direction.

3.6.3 Measurements

To measure the SPECT system SPATIAL RESOLUTION the axis of the phantom shall be aligned with the SYSTEM AXIS and oriented such that the two off-centre POINT SOURCES will intercept either the X or Y axis of the reconstructed transverse slice. Measurements shall be carried out with a 200 mm radius of rotation unless otherwise specified. For those systems that cannot achieve 200 mm, the maximum possible radius of rotation shall be set and stated. Data shall be acquired with a PIXEL size equal to or less than 30 % of the system FWHM at 200 mm from the face of the COLLIMATOR using at least 120 equally spaced projection angles over 360° acquisition. The PIXEL size and the number of projections shall be stated. Three transverse slices, 10 mm ± 3 mm thick shall be reconstructed using a ramp filter with a cut-off at the Nyquist frequency as determined by the acquisition PIXEL size. A minimum of 250 000 counts shall be acquired into each reconstructed slice.

The three slices to be analysed shall be positioned so as to include the centre of the phantom, and the points ±50 mm distant along the axis of the phantom. Profiles of the TRANSVERSE POINT SPREAD FUNCTIONS of each reconstructed transverse slice shall be obtained both in the X and Y direction (see figure 5) to yield PIXEL size, RADIAL and TANGENTIAL RESOLUTION. From the coronal or sagittal slice containing the three POINT SOURCES, profiles of the POINT SPREAD FUNCTIONS shall be obtained in the Z direction to yield PIXEL size and AXIAL RESOLUTION.

3.6.4 Evaluation and report

From the measured POINT SPREAD FUNCTIONS (see 3.6.3), the following data shall be obtained and reported:

- a) the RADIAL RESOLUTION (FWHM and EW) for each position in the radial direction from the measurements described in 3.6.3 (see figures 3, 5, 6 and 7);
- b) the TANGENTIAL RESOLUTION (FWHM and EW) in the tangential direction from the measurements for each position described in 3.6.3 (see figures 3, 5, 6 and 7);
- c) the AXIAL RESOLUTION (FWHM and EW) in the axial direction from the measurements for each position described in 3.6.3 (see figures 3, 6 and 7).

4 ACCOMPANYING DOCUMENTS

A document shall accompany each SINGLE PHOTON EMISSION COMPUTED TOMOGRAPH and shall include the following information.

4.1 All items specified in

- Clause 4 of IEC 60789
- Calibration measurements of COR as specified in 3.1.1
- Measurement of head tilt as specified in 3.1.2
- Measurement of COLLIMATOR head misalignment as specified in 3.2

4.2 SPECT system SPATIAL RESOLUTION

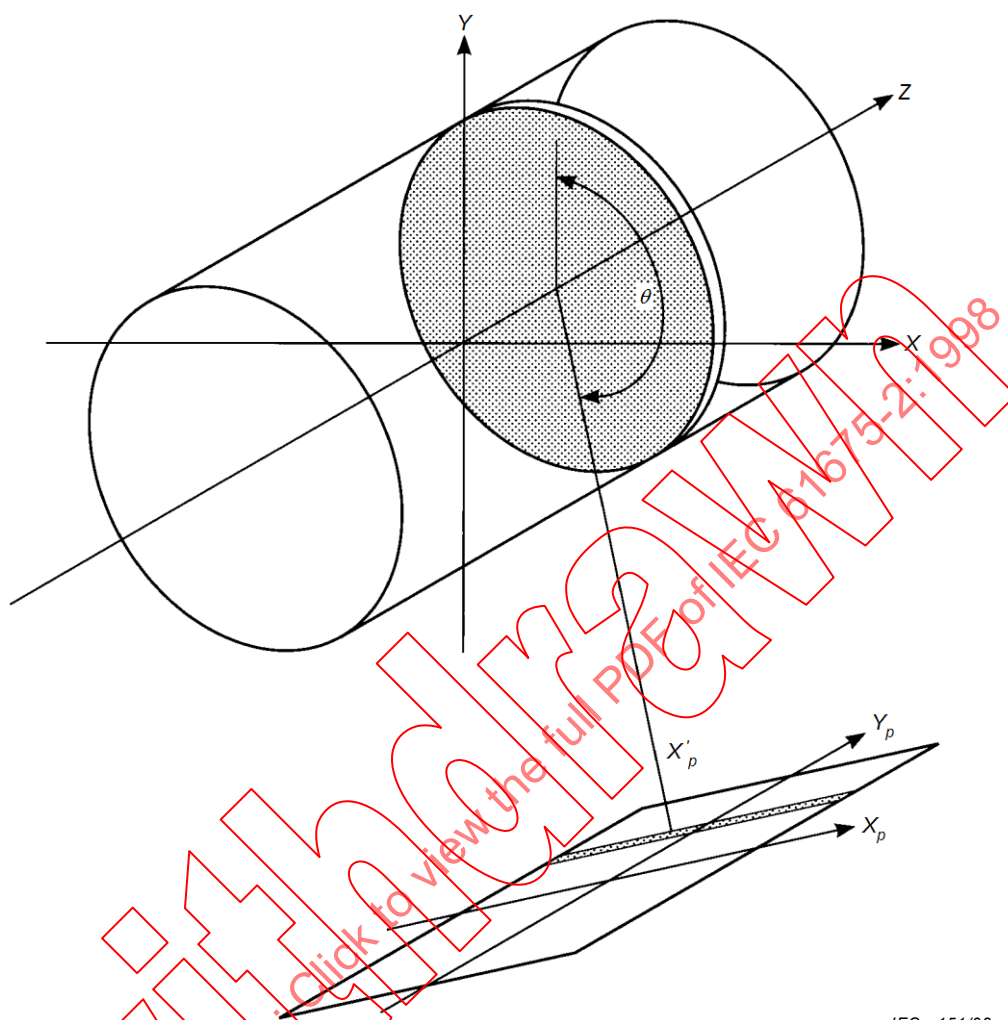
- TRANSVERSE RESOLUTION (RADIAL and TANGENTIAL) as specified in 3.6.4
- AXIAL RESOLUTION as specified in 3.6.4
- axial PIXEL size as specified in 3.6.3
- transaxial PIXEL size as specified in 3.6.3

4.3 SENSITIVITY

- DETECTOR POSITIONING TIME as specified in 3.3.1
- NORMALIZED VOLUME SENSITIVITY as specified in 3.3.2

4.4 SCATTER FRACTION

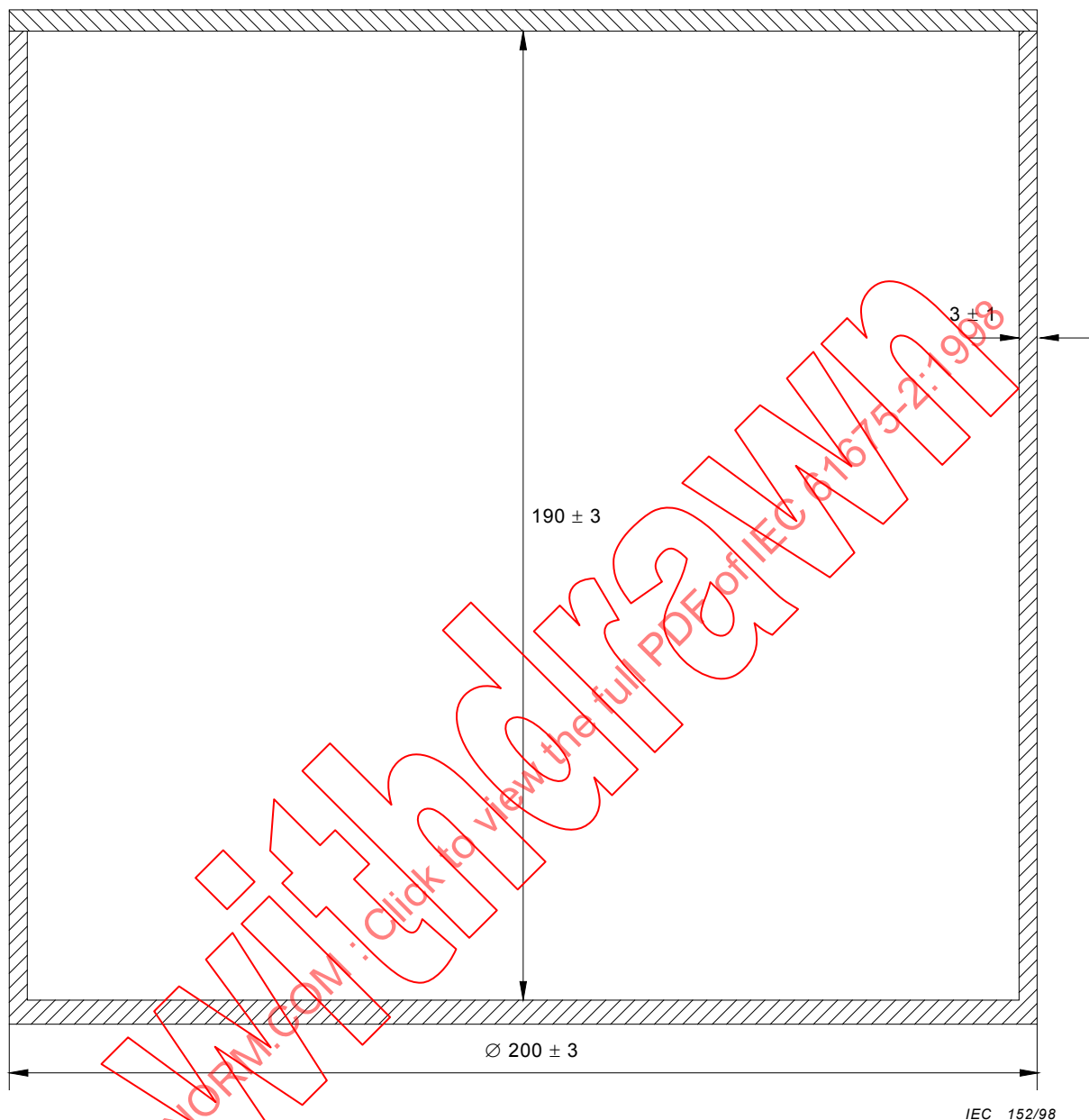
- SCATTER FRACTIONS SF_i and SF as specified in 3.4.3



IEC 151/98

NOTE – The fixed coordinate system X, Y, Z has its origin at the centre of the TOMOGRAPHIC VOLUME (shown as a cylinder), the Z -axis being the SYSTEM AXIS. The coordinate system of projection X_p, Y_p is shown for a PROJECTION ANGLE θ . For each θ , the one-dimensional PROJECTION of the marked OBJECT SLICE has the address range shown (hatched). Within this range the CENTRE OF ROTATION is projected onto the address X_p (offset).

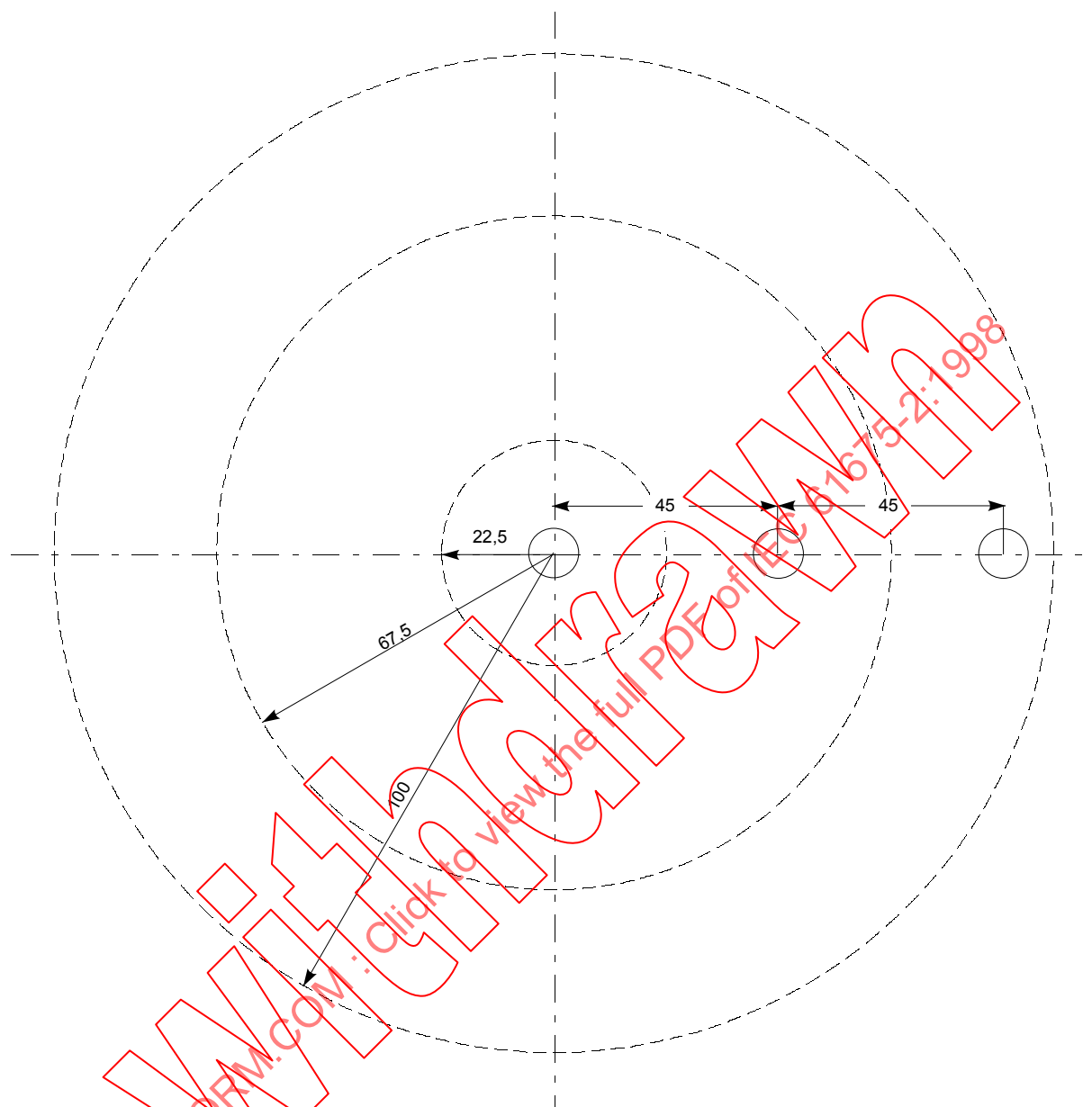
Figure 1 – Geometry of PROJECTIONS



Dimensions in millimetres

Material: polymethylmethacrylate

Figure 2 – Cylindrical head phantom



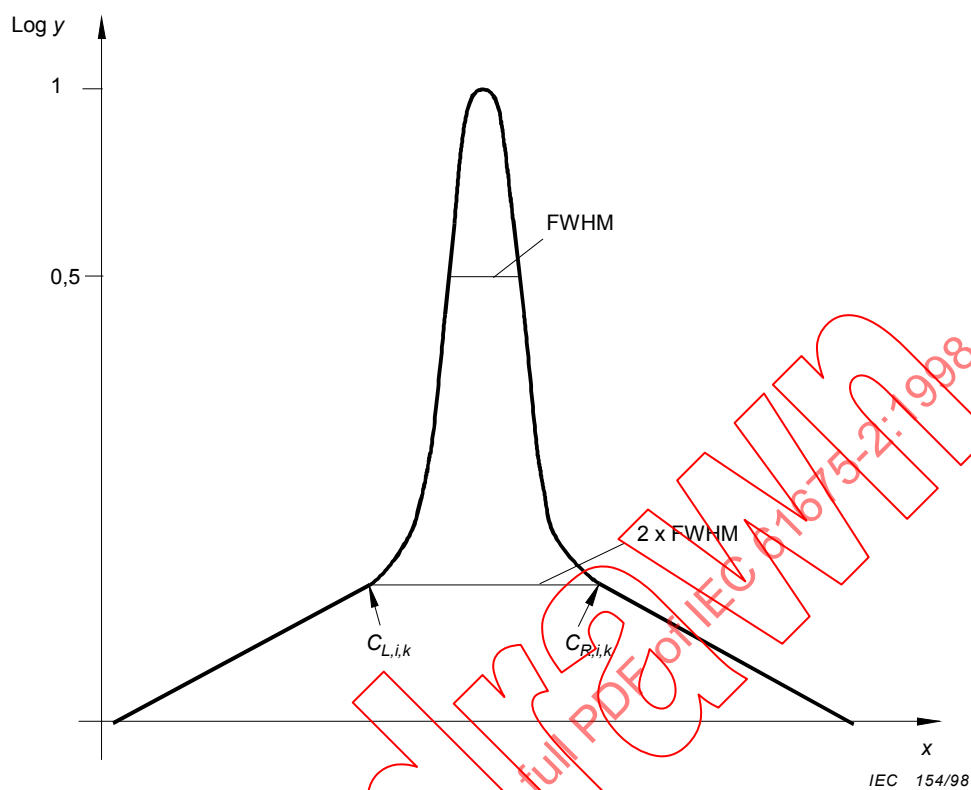
IEC 153/98

Dimensions in millimetres

Material: polymethylmethacrylate

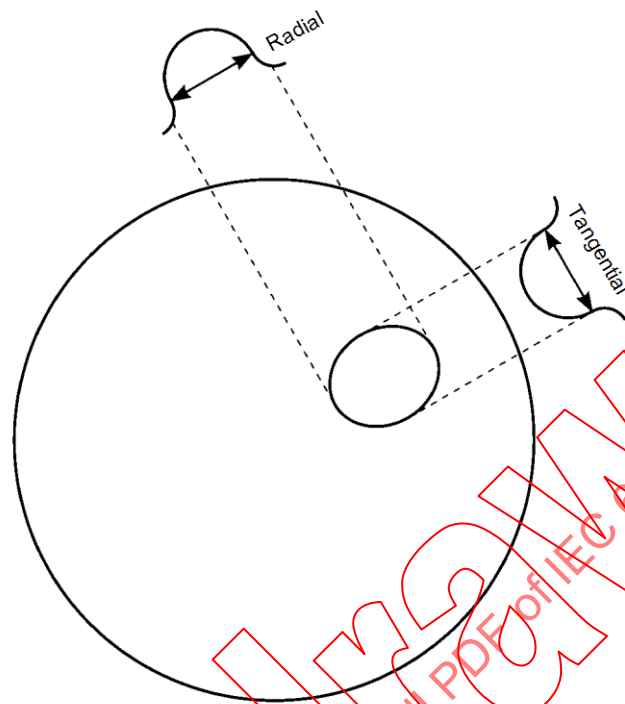
NOTE – The mounting plate replaces the cover of the head phantom.
The source holders consist of tubes of lengths sufficient to fill the inside length of the head phantom.
In addition, the drawing shows the weighting areas (bounded by the dashed lines) for the scatter measurement.

Figure 3 – Phantom insert with holders for the scatter source



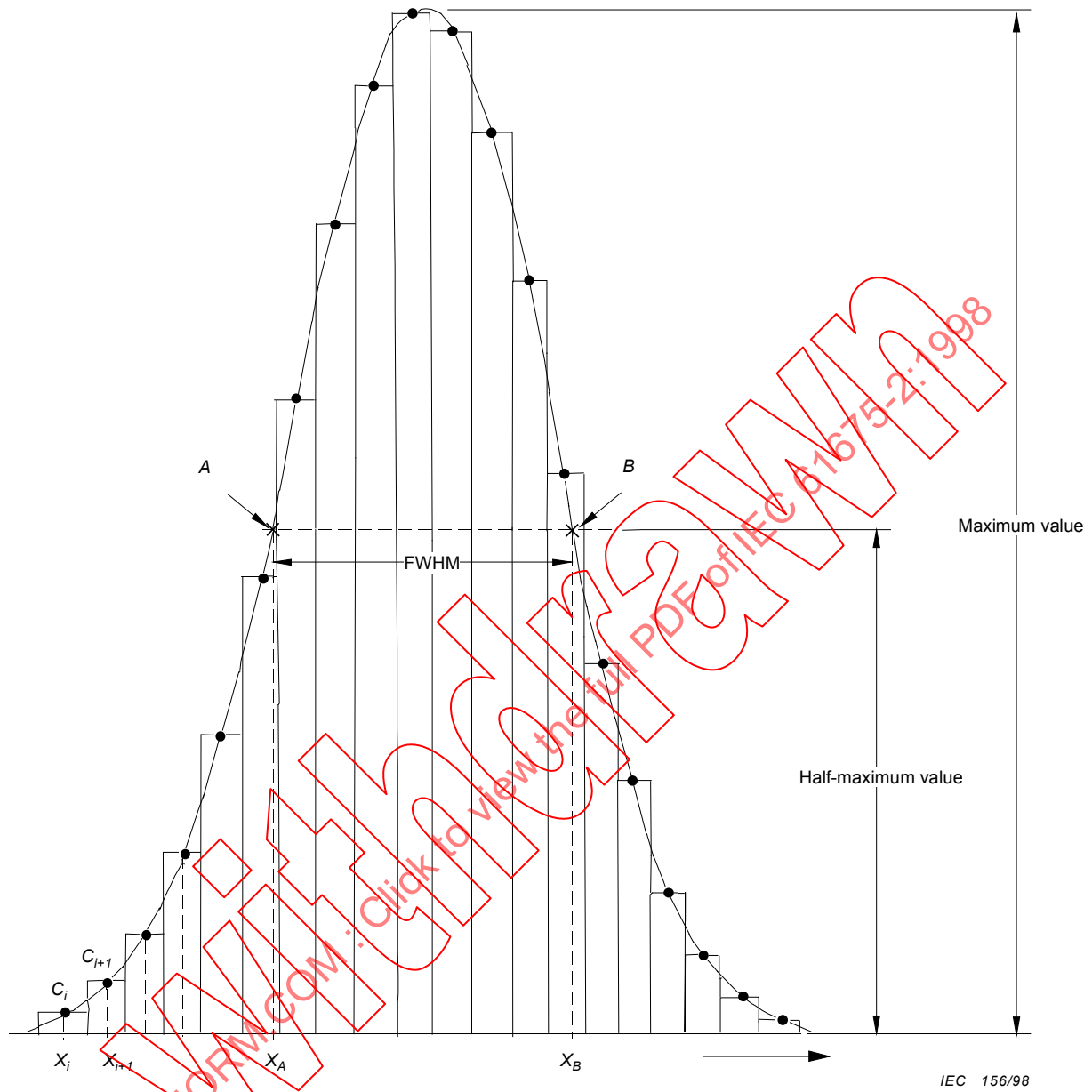
NOTE – In the summed projection the scatter is estimated by the counts outside the $2 \times \text{FWHM}$ wide strip plus the area of the LSF below the line $C_{L,i,k} - C_{R,i,k}$.

Figure 4 – Evaluation of SCATTER FRACTION



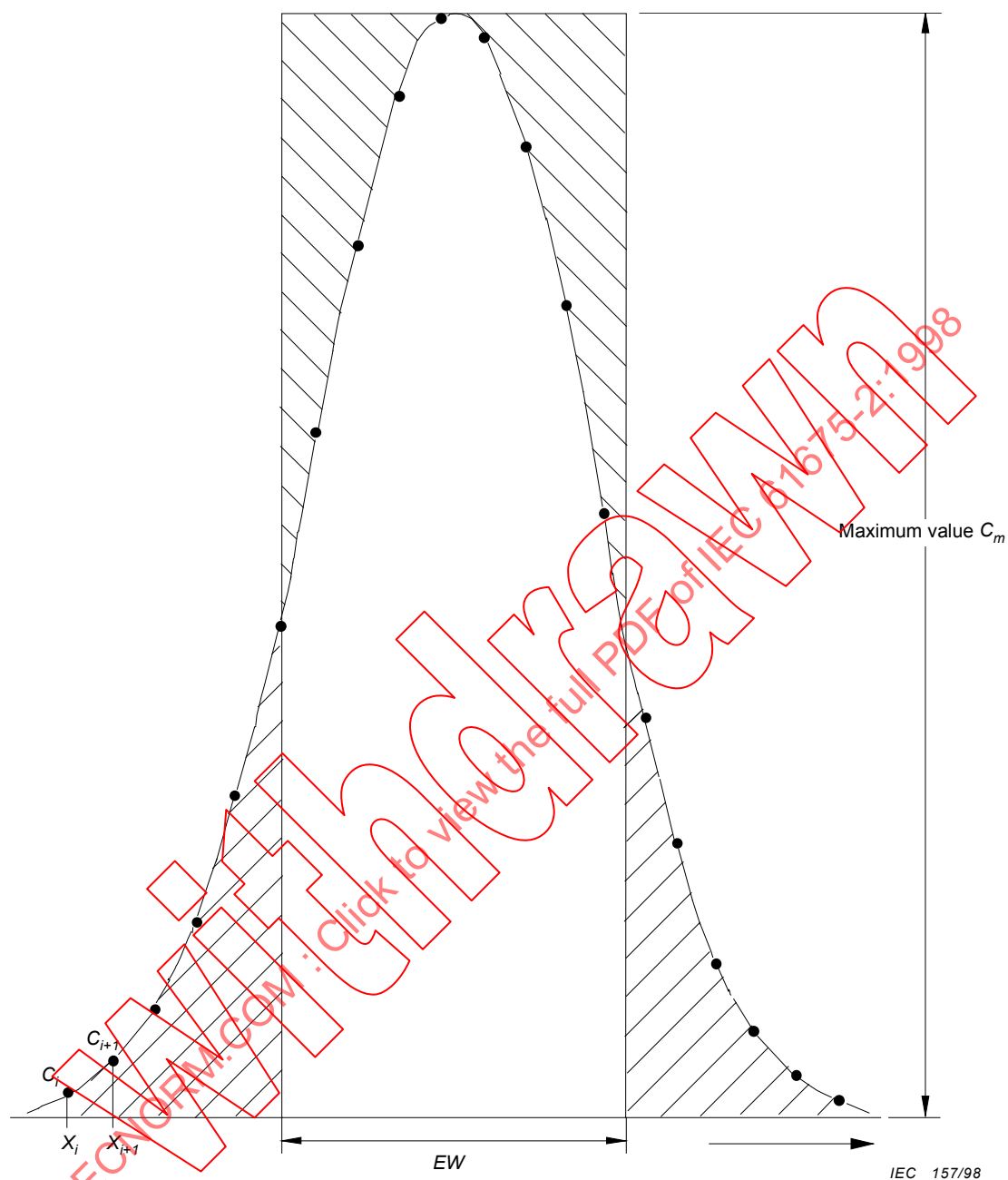
IEC 155/98

Figure 5 – Reporting TRANSVERSE RESOLUTION



NOTE – A and B are the points where the interpolated count curve cuts the line of half-maximum value. Then $\text{FWHM} = X_B - X_A$.

Figure 6 – Evaluation of FWHM



NOTE – EW is given by the width of that rectangle having the area of the LINESPREAD FUNCTION and its maximum value C_m .

$$EW = \frac{\sum (C_i \times PW)}{C_m}$$

The PIXEL width PW is $x_{i+1} - x_i$.

The areas shaded differently are equal.

Figure 7 – Evaluation of EQUIVALENT WIDTH (EW)

Annex A (informative)

Index of defined terms

IEC 60788: rm-...-...
IEC 60789: clause 2
IEC 61675-1: clause 2
IEC 61675-2: clause 2

ACCOMPANYING DOCUMENTS	rm-82-01
ACTIVITY	rm-13-18
ATTENUATION	rm-12-08
AXIAL FIELD OF VIEW	2.2.2.7.2
AXIAL POINT SPREAD FUNCTION	2.4.2
AXIAL RESOLUTION	2.5.2
AXIAL SLICE WIDTH	61675-1: 2.4.3
CENTRE OF ROTATION	2.1.4
COLLIMATOR	rm-34-05
COORDINATE SYSTEM	2.1.1
COORDINATE SYSTEM OF PROJECTION	2.1.3
COUNT RATE	61675-1: 2.7.2
DETECTOR HEAD	rm-34-09
DETECTOR POSITIONING TIME	2.8.1
DETECTOR HEAD TILT	2.8.2
EMISSION COMPUTED TOMOGRAPHY	2.2.2
EQUIVALENT WIDTH (EW)	2.5.3
FIXED COORDINATE SYSTEM	2.1.2
FULL WIDTH AT HALF MAXIMUM (FWHM)	rm-73-02
GAMMA CAMERA	rm-34-03
IMAGE MATRIX	2.3.
IMAGE PLANE	2.2.2.6
LINE SOURCE	2.9.2
MATRIX ELEMENT	2.3.1
NORMALIZED VOLUME SENSITIVITY	2.6.2
OFFSET	2.1.5
OBJECT SLICE	2.2.2.5
PHYSICAL POINT SPREAD FUNCTION	2.4.2
PIXEL	2.3.1.1
POINT SOURCE	2.9.1
POINT SPREAD FUNCTION (PSF)	2.4
POSITIONING TIME	2.8.1
PROJECTION	2.2.2.1
PROJECTION BEAM	2.2.2.2
PROJECTION ANGLE	2.2.2.3
PULSE AMPLITUDE ANALYSER WINDOW	rm-34-23
RADIAL RESOLUTION	2.5.1.1

RADIONUCLIDE	rm-11-22
RADIUS OF ROTATION	2.8.3
SCATTER FRACTION	2.7
SENSITIVITY	60789: 2.6
SINGLE PHOTON EMISSION COMPUTED TOMOGRAPHY (SPECT)	2.8
SINOGRAM	2.2.2.4
SLICE SENSITIVITY	61675-1: 2.6.1
SPATIAL RESOLUTION	2.5
SYSTEM AXIS	2.1
TANGENTIAL RESOLUTION	2.5.1.2
TOMOGRAPHIC VOLUME	2.2.2.7
TOMOGRAPHY	rm-41-15
TOTAL FIELD OF VIEW	2.2.2.7.3
TRANSVERSE FIELD OF VIEW	2.2.2.7.1
TRANSVERSE POINT SPREAD FUNCTION	2.4.3
TRANSVERSE RESOLUTION	2.5.1
TRANSVERSE TOMOGRAPHY	2.2.1
TRIXEL	2.3.1.2
VOLUME SENSITIVITY	2.6.1
VOXEL	2.3.2

IECNORM.COM :: Click to view the full PDF of IEC 61675-2:1998

SOMMAIRE

	Pages
AVANT-PROPOS	3
 Articles	
1 Généralités	28
1.1 Domaine d'application et objet	28
1.2 Références normatives	28
2 Terminologie et définitions	28
3 Méthodes d'essai	33
3.1 Mesures d'étalonnage	33
3.2 Mesure du défaut d'alignement du trou du COLLIMATEUR	35
3.3 Mesure de la SENSIBILITE du système SPECT	35
3.4 Diffusion	36
3.5 Mesure de la non-uniformité de réponse SPECT	38
3.6 RESOLUTION SPATIALE du système SPECT	38
4 DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT	39
 Figures	
1 – Géométrie des PROJECTIONS	41
2 – Fantôme de tête cylindrique	42
3 – Insertion du fantôme avec des supports pour la source de diffusion	43
4 – Evaluation de la FRACTION DE DIFFUSION	44
5 – Rapport de la RESOLUTION TRANSVERSALE	45
6 – Evaluation de la LMH	46
7 – Evaluation de la LARGEUR EQUIVALENTE (LE)	47
 Annexe A (informative) - Index des termes définis	 48

COMMISSION ELECTROTECHNIQUE INTERNATIONALE

**DISPOSITIFS D'IMAGERIE PAR RADIONUCLEIDES –
CARACTERISTIQUES ET CONDITIONS D'ESSAI –****Partie 2: Systèmes de tomographie d'émission à photon unique**

AVANT-PROPOS

- 1) La CEI (Commission Electrotechnique Internationale) est une organisation mondiale de normalisation composée de l'ensemble des comités électrotechniques nationaux (Comités nationaux de la CEI). La CEI a pour objet de favoriser la coopération internationale pour toutes les questions de normalisation dans les domaines de l'électricité et de l'électronique. A cet effet, la CEI, entre autres activités, publie des Normes internationales. Leur élaboration est confiée à des comités d'études, aux travaux desquels tout Comité national intéressé par le sujet traité peut participer. Les organisations internationales, gouvernementales et non gouvernementales, en liaison avec la CEI, participent également aux travaux. La CEI collabore étroitement avec l'Organisation Internationale de Normalisation (ISO), selon des conditions fixées par accord entre les deux organisations.
- 2) Les décisions ou accords officiels de la CEI concernant les questions techniques représentent, dans la mesure du possible, un accord international sur les sujets étudiés, étant donné que les Comités nationaux intéressés sont représentés dans chaque comité d'études.
- 3) Les documents produits se présentent sous la forme de recommandations internationales. Ils sont publiés comme normes, rapports ou guides techniques et agréés comme tels par les Comités nationaux.
- 4) Dans le but d'encourager l'unification internationale, les Comités nationaux de la CEI s'engagent à appliquer de façon transparente, dans toute la mesure possible, les normes internationales de la CEI dans leurs normes nationales et régionales. Toute divergence entre la norme de la CEI et la norme nationale ou régionale correspondante doit être indiquée en termes clairs dans cette dernière.
- 5) La CEI n'a fixé aucune procédure concernant le marquage comme indication d'approbation et sa responsabilité n'est pas engagée quand un matériel est déclaré conforme à l'une de ses normes.
- 6) L'attention est attirée sur le fait que certains des éléments de la présente norme internationale peuvent faire l'objet de droits de propriété intellectuelle ou de droits analogues. La CEI ne saurait être tenue pour responsable de ne pas avoir identifié de tels droits de propriété et de ne pas avoir signalé leur existence.

La Norme internationale CEI 61675-2 a été établie par le sous-comité 62C: Appareils de radiothérapie, de médecine nucléaire et de dosimétrie du rayonnement, du comité d'études 62 de la CEI: Equipements électriques dans la pratique médicale.

La présente version bilingue (2014-12) correspond à la version anglaise monolingue publiée en 1998-01.

Le texte anglais de cette norme est issu des documents 62C/206/FDIS et 62C/215/RVD.

Le rapport de vote 62C/215/RVD donne toute information sur le vote ayant abouti à l'approbation de cette norme.

La version française de cette norme n'a pas été soumise au vote.

Dans la présente norme, les caractères d'imprimerie suivants sont utilisés:

- TERMES DEFINIS A L'ARTICLE 2 DE LA PRESENTE NORME OU INDIGUES A L'ANNEXE A: PETITES MAJUSCULES.

Les exigences sont suivies par les modalités d'essai correspondantes.

L'annexe A est uniquement informative.

DISPOSITIFS D'IMAGERIE PAR RADIONUCLÉIDES – CARACTÉRISTIQUES ET CONDITIONS D'ESSAI –

Partie 2: Systèmes de tomographie d'émission à photon unique

1 Généralités

1.1 Domaine d'application et objet

La présente partie de la CEI 61675 spécifie la terminologie et les méthodes d'essai relatives à la description des caractéristiques des TOMODENSITOMETRES PAR EMISSION DE PHOTONS SIMPLES (SPECT) DES GAMMA CAMERAS rotatives de type Anger, équipés de collimateurs à trous parallèles. Dans la mesure où ces systèmes sont basés sur les GAMMA CAMERAS de type Anger, la présente partie de la CEI 61675 doit être utilisée conjointement avec la CEI 60789. Ces systèmes se composent d'un système de portique, de TÊTES DE DÉTECTEURS simples ou multiples et d'un système informatique, associés à des dispositifs d'acquisition, d'enregistrement et de visualisation.

Les méthodes d'essai spécifiées dans la présente partie de la CEI 61675 ont été sélectionnées afin de refléter autant que possible l'utilisation clinique des TOMODENSITOMETRES PAR EMISSION DE PHOTONS SIMPLES (SPECT) DES GAMMA CAMERAS rotatives de type Anger. L'intention est de faire appliquer ces méthodes d'essai par les constructeurs, leur donnant ainsi les moyens de décrire les caractéristiques des systèmes SPECT sur la base de critères communs.

Aucun essai n'a été spécifié afin de caractériser l'uniformité des images reconstituées, puisque toutes les méthodes connues jusqu'à présent refléteront principalement le bruit de l'image.

1.2 Références normatives

Les documents normatifs suivants contiennent des dispositions qui, par suite de la référence qui y est faite, constituent des dispositions valables pour la présente partie de la CEI 61675. Au moment de la publication, les éditions indiquées étaient en vigueur. Tout document normatif est sujet à révision et les parties prenantes aux accords fondés sur la présente partie de la CEI 61675 sont invitées à rechercher la possibilité d'appliquer les éditions les plus récentes des documents normatifs indiqués ci-après. Les membres de la CEI et de l'ISO possèdent le registre des Normes internationales en vigueur.

CEI 60788:1984, *Radiologie médicale – Terminologie*

CEI 60789:1992, *Caractéristiques et conditions d'essai des dispositifs d'imagerie par radionucléides; gamma caméras de type Anger*

CEI 61675-1, *Dispositifs d'imagerie par radionucléides – Caractéristiques et conditions d'essai – Partie 1: Tomographes à émission de positrons*

2 Terminologie et définitions

Pour les besoins de la présente partie de la CEI 61675, les définitions données dans la CEI 60788, la CEI 60789 et la CEI 61675-1 (voir annexe A), et les définitions suivantes s'appliquent.

Les termes définis sont imprimés en petites majuscules.

2.1

AXE DU SYSTEME

Axe de symétrie caractérisé par les propriétés géométriques et physiques de la disposition du système

NOTE – L'AXE DU SYSTEME d'une GAMMA CAMERA avec des détecteurs rotatifs est l'axe de rotation.

2.1.1

SYSTEMES DE COORDONNEES

2.1.2

SYSTEME DE COORDONNEES FIXE

Système cartésien avec les axes X , Y , et Z , Z représentant l'AXE DU SYSTEME. L'origine du SYSTEME DE COORDONNEES FIXE est définie par le centre du VOLUME TOMOGRAPHIQUE (voir figure 1). L'AXE DU SYSTEME est orthogonal par rapport à toutes les COUPES TRANSVERSALES.

2.1.3

SYSTEME DE COORDONNEES DE PROJECTION

Système cartésien de la MATRICE IMAGE de chaque projection bidimensionnelle avec les axes X_p et Y_p (définis par les axes de la MATRICE IMAGE). L'axe Y_p et la projection de l'axe du système sur la face avant du détecteur doivent être parallèles. L'origine du SYSTEME DE COORDONNEES DE PROJECTION est le centre de la MATRICE IMAGE (voir figure 1).

2.1.4

CENTRE DE ROTATION (COR)

Origine de ce SYSTEME DE COORDONNEES, qui décrit les PROJECTIONS d'une COUPE TRANSVERSALE, par rapport à leur orientation dans l'espace

NOTE – Le CENTRE DE ROTATION d'une COUPE TRANSVERSALE est donné par l'intersection de l'AXE DU SYSTEME avec le plan médian de la COUPE D'OBJET correspondante.

2.1.5

DECALAGE

Ecart de la position de la PROJECTION du COR (X'_p) à partir de $X_p = 0$. (Voir figure 1)

2.2

TOMOGRAPHIE (voir annexe A)

2.2.1

TOMOGRAPHIE TRANSVERSALE

Dans la TOMOGRAPHIE TRANSVERSALE, l'objet tridimensionnel est coupé par des méthodes physiques, par exemple la collimation, à l'intérieur d'un ensemble de COUPES D'OBJETS, qui sont considérées comme étant bidimensionnelles et indépendantes les unes des autres. Les plans d'images transversaux sont perpendiculaires à l'AXE DU SYSTEME.

2.2.2

TOMODENSITOMETRIE D'EMISSION (ECT)

Méthode d'imagerie pour la représentation de la distribution spatiale des RADIONUCLEIDES incorporés dans des COUPES bidimensionnelles sélectionnées à travers l'objet

2.2.2.1

PROJECTION

Transformation d'un objet tridimensionnel en son image bidimensionnelle ou d'un objet bidimensionnel en son image unidimensionnelle, en intégrant la propriété physique qui détermine l'image le long de la direction du FAISCEAU DE PROJECTION

NOTE – Ce processus est décrit mathématiquement par des intégrales de lignes dans la direction de projection et appelé la transformée du dipôle.

2.2.2.2

FAISCEAU DE PROJECTION

Détermine le volume le plus petit possible dans lequel la propriété physique qui détermine l'image est intégrée au cours du processus de mesure. Sa forme est limitée par la RESOLUTION SPATIALE dans chacune des trois dimensions.

NOTE – Dans la SPECT, le FAISCEAU DE PROJECTION a généralement la forme d'un cône divergent long et fin.

2.2.2.3

ANGLE DE PROJECTION

Angle auquel la PROJECTION est mesurée ou acquise

NOTE – A titre d'illustration, voir la figure 1.

2.2.2.4

SINOGRAMME

Affichage bidimensionnel de toutes les PROJECTIONS unidimensionnelles d'une coupe d'objet, en fonction de l'ANGLE DE PROJECTION.

L'ANGLE DE PROJECTION est affiché sur l'ordonnée. La coordonnée de la PROJECTION linéaire est affichée sur l'abscisse.

2.2.2.5

COUPE D'OBJET

Coupe dans l'objet. La propriété physique de cette coupe qui détermine les informations mesurées est affichée dans l'image tomographique.

2.2.2.6

PLAN D'IMAGE

Plan attribué à un plan dans la COUPE D'OBJET

NOTE – Le PLAN D'IMAGE est généralement le plan médian de la COUPE D'OBJET correspondante.

2.2.2.7

VOLUME TOMOGRAPHIQUE

Ensemble de tous les éléments de volume qui contribuent aux PROJECTIONS mesurées pour tous les ANGLES DE PROJECTION

NOTE – Pour une GAMMA CAMERA rotative avec un champ de vision circulaire, le VOLUME TOMOGRAPHIQUE est une sphère, à condition que le rayon de rotation soit plus grand que le rayon du champ de vision. Pour un champ de vision rectangulaire, le VOLUME TOMOGRAPHIQUE est un cylindre.

2.2.2.7.1

CHAMP DE VISION TRANSVERSAL

Dimensions d'une coupe à travers le VOLUME TOMOGRAPHIQUE, perpendiculaire à l'AXE DU SYSTEME. Pour un CHAMP DE VISION TRANSVERSAL circulaire, il est décrit par son diamètre.

NOTE – Pour les VOLUMES TOMOGRAPHIQUES non cylindriques, le CHAMP DE VISION TRANSVERSAL peut dépendre de la position axiale de la coupe.

2.2.2.7.2

CHAMP DE VISION AXIAL

Dimensions d'une coupe à travers le VOLUME TOMOGRAPHIQUE, parallèle à et incluant l'AXE DU SYSTEME. En pratique, il n'est spécifié que par sa dimension axiale donnée par la distance entre les centres des PLANS D'IMAGES externes définis, à laquelle s'ajoute la moyenne de la LARGEUR DE COUPE AXIALE mesurée comme LARGEUR EQUIVALENTE (LE).

2.2.2.7.3

CHAMP DE VISION TOTAL

Dimensions (tridimensionnelles) du VOLUME TOMOGRAPHIQUE

2.3

MATRICE IMAGE

Disposition d'ELEMENTS DE MATRICE dans un système de coordonnées de préférence cartésiennes

2.3.1

ELEMENT DE MATRICE

Unité la plus petite d'une MATRICE IMAGE, qui est attribuée en localisation et en taille à un certain élément de volume de l'objet (VOXEL)

2.3.1.1

PIXEL

ELEMENT DE MATRICE dans une MATRICE IMAGE bidimensionnelle

2.3.1.2

TRIXEL

ELEMENT DE MATRICE dans une MATRICE IMAGE tridimensionnelle

2.3.2

VOXEL

Elément de volume dans l'objet qui est attribué à un ELEMENT DE MATRICE dans la MATRICE IMAGE (bidimensionnelle ou tridimensionnelle). Les dimensions du VOXEL sont déterminées par les dimensions de l'ELEMENT DE MATRICE correspondant par l'intermédiaire des facteurs d'échelle appropriés et par la RESOLUTION SPATIALE du système dans chacune des trois dimensions.

2.4

FONCTION DE DISTRIBUTION DE POINTS (PSF)

Image scintigraphique d'une SOURCE PONCTUELLE

2.4.1

FONCTION DE DISTRIBUTION DE POINTS PHYSIQUE

Pour les tomographes, FONCTION DE DISTRIBUTION DE POINTS bidimensionnelle dans des plans perpendiculaires au FAISCEAU DE PROJECTION à des distances spécifiées du détecteur

NOTE – La FONCTION DE DISTRIBUTION DE POINTS PHYSIQUE caractérise les performances d'imagerie purement physiques du dispositif de tomographie, indépendantes, par exemple, de l'échantillonnage, de la reconstruction d'image et du traitement d'image, mais dépendantes du COLLIMATEUR. Un FAISCEAU DE PROJECTION est caractérisé par l'intégralité de toutes les FONCTIONS DE DISTRIBUTION DE POINTS PHYSIQUES, en fonction de la distance le long de son axe.

2.4.2

FONCTION DE DISTRIBUTION DE POINTS AXIALE

Profil passant à travers la crête de la FONCTION DE DISTRIBUTION DE POINTS PHYSIQUE dans un plan parallèle à l'AXE DU SYSTEME

2.4.3

FONCTION DE DISTRIBUTION DE POINTS TRANSVERSALE

FONCTION DE DISTRIBUTION DE POINTS bidimensionnelle reconstruite dans un PLAN D'IMAGE tomographique

NOTE – En TOMOGRAPHIE, la FONCTION DE DISTRIBUTION DE POINTS TRANSVERSALE peut également être obtenue à partir d'une source linéaire située parallèlement à l'AXE DU SYSTEME.

2.5

RESOLUTION SPATIALE

Capacité à concentrer la distribution de densité de comptage dans l'image d'une SOURCE PONCTUELLE à un point

2.5.1

RESOLUTION TRANSVERSALE

RESOLUTION SPATIALE dans un plan reconstruit perpendiculaire à l'AXE DU SYSTEME

2.5.1.1

RESOLUTION RADIALE

RESOLUTION TRANSVERSALE le long d'une ligne passant par la position de la source et l'AXE DU SYSTEME

2.5.1.2

RESOLUTION TANGENTIELLE

RESOLUTION TRANSVERSALE dans la direction orthogonale à la direction de la RESOLUTION RADIALE

2.5.2

RESOLUTION AXIALE

Pour les tomographes avec un échantillonnage axial suffisamment fin satisfaisant au théorème d'échantillonnage, RESOLUTION SPATIALE le long d'une ligne parallèle à l'AXE DU SYSTEME

2.5.3

LARGEUR EQUIVALENTE (LE)

Largeur de ce rectangle ayant la même superficie et la même hauteur que la fonction de réponse, par exemple la FONCTION DE DISTRIBUTION DE POINTS

2.6 Sensibilité tomographique

2.6.1

SENSIBILITE DE COUPE

Rapport du TAUX DE COMPTAGE mesuré sur le SINOGRAMME par rapport à la concentration d'ACTIVITE dans le fantôme

NOTE – Dans la SPECT, les impulsions mesurées ne sont pas corrigées numériquement en diffusion, en retirant la FRACTION DE DIFFUSION.

2.6.2

SENSIBILITE DU VOLUME

somme des SENSIBILITES DE COUPE individuelles

2.6.3

SENSIBILITE DU VOLUME NORMALISE

SENSIBILITE DU VOLUME divisée par le CHAMP DE VISION AXIAL du tomographe ou la longueur du fantôme, en prenant celle des deux valeurs qui est la plus petite

2.7

FRACTION DE DIFFUSION (SF)

Rapport entre le nombre de photons diffusés et la somme des photons diffusés et non diffusés pour un montage expérimental donné

2.8

TOMODENSITOMETRIE PAR EMISSION DE PHOTONS SIMPLES (SPECT)

TOMODENSITOMETRIE D'EMISSION utilisant la détection à photons simples de RADIONUCLEIDES émettant des rayonnements gamma

2.8.1

TEMPS DE POSITIONNEMENT DU DETECTEUR

Fraction de la durée totale passée sur une acquisition qui n'est pas utilisée pour collecter les données

2.8.2**INCLINAISON DE LA TÊTE DU DETECTEUR**

Ecart de l'axe du COLLIMATEUR de l'orthogonalité avec l'AXE DU SYSTEME

2.8.3**RAYON DE ROTATION**

Distance entre l'AXE DU SYSTEME et la face avant du COLLIMATEUR

2.9**SOURCE RADIOACTIVE**

Voir rm-20-02 de la CEI 60788

2.9.1**SOURCE PONCTUELLE**

SOURCE RADIOACTIVE proche d'une fonction δ dans chacune des trois dimensions

2.9.2**SOURCE LINEAIRE**

SOURCE RADIOACTIVE droite proche d'une fonction δ en deux dimensions et étant constante (uniforme) dans la troisième dimension

3 Méthodes d'essai

Toutes les mesures doivent être réalisées avec la FENÊTRE DE L'ANALYSEUR D'AMPLITUDE telle que spécifiée au tableau 1 de la CEI 60789. Des mesures supplémentaires avec d'autres réglages spécifiés par le constructeur peuvent être effectuées. Avant d'effectuer les mesures, le système tomographique doit être réglé selon la procédure normalement utilisée par le constructeur pour l'installation d'un appareil et ne doit pas être réglé spécialement pour la mesure de paramètres spécifiques. Si les essais ne peuvent pas être réalisés exactement comme spécifié dans la présente norme, les raisons expliquant l'écart et les conditions exactes dans lesquelles l'essai a été effectué doivent être établies clairement.

Sauf spécification contraire, chaque TÊTE DU DETECTEUR dans le système doit être caractérisée par un ensemble de données complet couvrant une plage angulaire de 360°. Pour les systèmes à têtes multiples, la caractérisation doit également être fournie pour une acquisition couvrant la rotation minimale requise afin d'obtenir un ensemble de données complet (par exemple, 120° pour un système à trois têtes). Si le tomographe est spécifié pour fonctionner dans un mode d'orbite non circulaire influençant les paramètres de performance, les résultats d'essai doivent également être mentionnés.

Sauf spécification contraire, les mesures doivent être effectuées à des TAUX DE COMPTAGE n'excédant pas 20 000 impulsions par seconde.

Les mesures des paramètres de performance dans le mode de fonctionnement planaire sont une condition préalable. Un ensemble complet de paramètres de performance doit être mesuré, comme spécifié dans la CEI 60789.

3.1 Mesures d'étalonnage**3.1.1 Mesure du CENTRE DE ROTATION (COR)**

Une reconstruction sans erreurs nécessite la connaissance de la position de la PROJECTION du COR dans le système de coordonnées X_p , Y_p pour chaque PROJECTION (c'est-à-dire pour chaque angle de PROJECTION) de cette coupe. Pour une rotation circulaire du DETECTEUR et pour un système idéal, la PROJECTION d'une SOURCE PONCTUELLE au niveau du COR sera à la même position X'_p dans la matrice de projection pour tous les angles de PROJECTION (voir figure 1).

Afin de déterminer le CENTRE DE ROTATION, le DECALAGE X'_p doit être mesuré. La (ou les) SOURCE(S) PONCTUELLE(S) est (sont) utilisée(s). Un minimum de 32 projections espacées de façon égale sur 360° est acquis et affiché sous forme de SINOGRAMME. Le RAYON DE ROTATION doit être réglé sur 20 cm. La (ou les) source(s) doit (doivent) être positionnée(s) en étoile à au moins 5 cm de l'axe du système afin d'obtenir des SINOGRAMMES avec une forme visible de fonction sinusoïdale. Le DECALAGE doit être déterminé pour un minimum de trois coupes avec des positions axiales, (direction Z), l'une au centre du CHAMP DE VISION, et les deux autres à $\pm 1/3$ du CHAMP DE VISION AXIAL à partir du centre.

Au moins 10 000 impulsions par vision doivent être acquises. La dimension du PIXEL doit être inférieure à 4 mm. Pour le calcul du barycentre (centre de gravité) $X_p(\theta)$ de la source dans la direction X_p , des bandes de 50 mm de large dans la direction Y centrées autour de la position Y_p de chaque source doivent être utilisées. Cela doit être réalisé pour chaque angle de projection θ . Le DECALAGE est ensuite déterminé en ajustant une fonction sinusoïdale aux valeurs $X_p(\theta)$ de chaque source, où:

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

où:

θ est l'angle de projection;

A est l'amplitude;

φ est le décalage de phase de la fonction sinusoïdale;

X' est le DECALAGE moyen à consigner pour les trois positions axiales différentes.

NOTE – S'il y a une INCLINAISON DE LA TÊTE DU DETECTEUR, la position de l'image de la SOURCE PONCTUELLE se déplacera non seulement dans la direction x_p , mais aussi dans la direction Y_p . Afin de déterminer le mouvement X_p non influencé par le mouvement Y_p (pour une quantité raisonnable d'inclinaison de la tête), le barycentre est calculé à l'aide des bandes de 50 mm de large. L'indice p fait référence à l'espace de projection (voir figure 1).

NOTE – Si un système utilise une correction automatique du DECALAGE qui ne peut pas être coupée, X' doit alors être à zéro.

De plus, la différence entre ajustement et données doit être tracée (montrant l'erreur) en fonction de θ . La différence maximale pour chaque position axiale doit être mentionnée. Les valeurs sont valables uniquement pour le COLLIMATEUR utilisé et doivent être indiquées en millimètres.

NOTE – Des écarts systématiques (tendances) indiquent la variation du DECALAGE au cours de la rotation du détecteur.

3.1.2 INCLINAISON DE LA TÊTE DU DETECTEUR

Une reconstruction sans erreurs nécessite que la direction des trous du COLLIMATEUR soit orthogonale par rapport à l'AXE DU SYSTEME pour chaque angle de projection. Les écarts par rapport à cette exigence sont appelés INCLINAISON DE LA TÊTE DU DETECTEUR.

En utilisant les mesures conformément à 3.1.1, l'INCLINAISON DE LA TÊTE DU DETECTEUR peut être déterminée en calculant le barycentre $Y_p(\theta)$ de l'image de la SOURCE PONCTUELLE dans la direction Y_p , à l'aide de bandes sur l'ensemble du champ de vision dans la direction X_p . Ce calcul doit être réalisé pour chaque angle de projection. Une fonction sinusoïdale est ajustée à toutes ces valeurs,

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

où:

θ est l'angle de projection;

B est l'amplitude;

φ est le décalage de phase de la fonction sinusoïdale.

Mentionner la valeur de l'angle d'inclinaison de la tête $a = \arcsin B/A$, où A est l'amplitude résultant de la mesure du COR (3.1.1).

NOTE – S'il n'y a aucune INCLINAISON DE LA TÊTE DU DETECTEUR, B doit être à zéro et D doit être la position Y_p de la source.

De plus, la différence entre ajustement et données doit être tracée (montrant l'erreur) en fonction de θ .

3.2 Mesure du défaut d'alignement du trou du COLLIMATEUR

Si tous les trous d'un COLLIMATEUR à trous parallèles sont parallèles, le DECALAGE est constant pour toutes les positions de source dans le volume de mesure, en supposant la linéarité des dispositifs électroniques de positionnement. Afin de détecter des défauts d'alignement éventuels des trous du collimateur, le DECALAGE doit être déterminé en utilisant une source ponctuelle placée à toutes les intersections d'une grille de positionnement orthogonale, se trouvant dans le plan X, Z , couvrant le champ de vision. Les lignes de la grille doivent être espacées de 10 cm. Le rayon de rotation doit être d'au moins 20 cm. La valeur moyenne de tous les DECALAGES mesurés doit être calculée et l'écart maximal par rapport à cette valeur doit être indiqué.

3.3 Mesure de la SENSIBILITE du système SPECT

3.3.1 TEMPS DE POSITIONNEMENT DU DETECTEUR

Combiné au temps d'acquisition choisi, le TEMPS DE POSITIONNEMENT DU DETECTEUR détermine la fraction de la durée totale passée sur une acquisition qui n'est pas utile pour collecter les données. Il influencera par conséquent la sensibilité d'un dispositif de tomographie. Cela est particulièrement vrai pour un détecteur rotatif fonctionnant dans le mode "progressif et direct".

Une SOURCE PONCTUELLE de ^{99m}Tc doit être placée au CENTRE DE ROTATION dans l'air. Le TAUX DE COMPTAGE doit être supérieur à 1 000 cps. Deux acquisitions tomographiques à 360° d'un nombre établi, P_j de PROJECTIONS (l'une avec au moins 60, l'autre avec au moins 120 PROJECTIONS) doivent être réalisées à l'aide d'un temps d'acquisition ΔT_{acq} par PROJECTION de 10 s. L'indice j est soit "faible" soit "élevé", correspondant à la plage d'environ 60 ou 120 projections. Le temps T_j entre le début de l'acquisition de la première projection et la fin de l'acquisition de la dernière projection doit être mesuré. Une acquisition statique correspondante de durée T_j doit également être effectuée directement après l'acquisition tomographique. Les données doivent subir des corrections de décroissance pour les différents temps de démarrage.

Le TEMPS total DE POSITIONNEMENT DU DETECTEUR T_{pos} doit être calculé conformément à:

$$T_{pos,j} = \frac{(N_{static,j} - N_{total,j})T_j}{N_{static,j}}$$

où:

N_{total} est la somme des impulsions dans toutes les PROJECTIONS;

N_{static} est le nombre d'impulsions dans l'acquisition statique.

Le temps de positionnement moyen par PROJECTION ΔT_{pos} est ensuite calculé en divisant T_{pos} par le nombre de transitions entre les étapes de PROJECTION réellement utilisées.

$$\Delta T_{pos,j} = \frac{T_{pos,j}}{(P_j - 1)}$$

Le facteur de correction c_j pour le calcul de la SENSIBILITE DU VOLUME est ensuite donné par:

$$c_j = \frac{\Delta T_{acq,j}}{\Delta T_{acq,j} + \Delta T_{pos,j}}$$

Le facteur de correction c_j doit être calculé et mentionné pour l'indice j avec des temps d'acquisition correspondants par PROJECTION $\Delta T_{acq,j}$ de 30 s (faible) et 15 s (élevé), respectivement. Cela correspond à une situation clinique type d'un temps d'acquisition total de 30 min.

3.3.2 SENSIBILITE DU VOLUME NORMALISE

La mesure doit être effectuée à l'aide d'un fantôme cylindrique de diamètre extérieur de 200 mm $\pm$ 3 mm, d'épaisseur de paroi de 3 mm $\pm$ 1 mm, et de longueur intérieure de 190 mm $\pm$ 3 mm (voir figure 2), rempli de manière homogène d'une solution aqueuse de ^{99m}Tc .

La concentration d'ACTIVITE a_{ave} (kBq/cm³) doit être déterminée de façon précise en comptant au moins deux échantillons de cette solution dans un compteur puits étalonné et en corrigeant le résultat de décroissance radioactive en fonction du temps de mesure (centre de l'intervalle d'acquisition).

NOTE – L'essai dépend sérieusement des analyses précises de radioactivité mesurées dans un compteur de radiation ou un compteur puits. Il est difficile de maintenir un étalonnage absolu avec de tels dispositifs à des précisions supérieures à 10 %. Il convient que des normes de référence absolues utilisant des émetteurs (γ appropriés soient considérées si des degrés plus élevés de précision sont exigés.

Le fantôme doit être positionné de telle sorte que son long axe coïncide avec l'AXE DU SYSTEME (parallèle à et aussi près que possible de l'AXE DU SYSTEME). Le rayon de rotation R doit être de 20 cm. Pour chaque COLLIMATEUR utilisé systématiquement pour l'imagerie SPECT, au moins un million d'impulsions doivent être acquises dans le mode d'imagerie statique et le temps d'acquisition T_a [sec] doit être enregistré. Pour une région d'intérêt (ROI) rectangulaire centrée sur l'image du fantôme, le nombre d'impulsions N_{ROI} doit être déterminé. La largeur de la ROI doit être d'au plus 240 mm afin de couvrir le diamètre du cylindre, et la longueur l doit être d'au moins 150 mm dans la direction axiale et centrée par rapport au fantôme. La SENSIBILITE DU VOLUME NORMALISE S_{norm} est ensuite calculée en divisant le nombre d'impulsions N_{ROI} enregistré à partir de la ROI par la concentration d'activité a_{ave} , le temps d'acquisition T_a , la longueur axiale l de la ROI, et en multipliant par le facteur de correction c_j (voir 3.3.1), conformément à l'équation suivante:

$$S_{norm} = \frac{N_{ROI}}{a_{ave} T_a l} c_j \quad \left[\text{cps} / (\text{kBq} / \text{cm}^2) \right]$$

Les valeurs doivent être spécifiées et établies pour l'indice j des valeurs faibles et élevées, respectivement.

NOTE – Pour un montage de fantôme donné et un COLLIMATEUR à trous parallèles, la SENSIBILITE DU VOLUME NORMALISE et la SENSIBILITE DU SYSTEME mesurées conformément à 3.1 de la CEI 60789 sont liées par un rapport fixe et par le facteur de correction c_j .

3.4 Diffusion

La diffusion de rayonnements gamma primaires entraîne des événements avec des informations erronées relatives à la localisation de la source de rayonnement. Les variations de conception et de mise en application font que les tomographes d'émission ont différentes sensibilités par rapport au rayonnement diffusé. L'objet de la présente procédure est de mesurer la sensibilité relative du système par rapport au rayonnement diffusé, exprimée par la FRACTION DE DIFFUSION (SF), ainsi que les valeurs de la FRACTION DE DIFFUSION dans chaque coupe(SFI).

3.4.1 Mesure de la diffusion

Les mesures doivent être réalisées en reproduisant l'image d'une source linéaire simple à trois positions radiales différentes dans un fantôme d'essai rempli d'eau, en utilisant le COLLIMATEUR utilisé pour l'imagerie SPECT, un orbite circulaire et un rayon de rotation de 20 cm.

On estime que les événements non diffusés se situent dans une bande de largeur $2 \times \text{LMH}$ centrée sur l'image de la source linéaire dans chaque SINOGRAMME. Cette zone de largeur est choisie puisque la valeur de diffusion est insensible à la largeur exacte de la région, et un nombre négligeable d'événements non diffusés se situent à plus d'une LMH de l'image linéaire.

La largeur de la fonction de réponse de diffusion permet une méthode d'analyse simplifiée. Une interpolation linéaire à travers la bande entre les points d'intersection des extrémités de diffusion et les bords de la bande de largeur $2 \times \text{LMH}$ est utilisée afin d'estimer la quantité de diffusion présente dans la bande. La zone située sous la ligne d'interpolation ainsi que les contributions à l'extérieur de la bande constituent la diffusion estimée.

Les estimations de la FRACTION DE DIFFUSION pour les distributions de source homogènes sont faites sous l'hypothèse d'une lente dépendance radiale. Dans cette hypothèse, la mesure de la FRACTION DE DIFFUSION pour une source linéaire sur axe est appliquée à une section externe à un rayon de 22,5 mm. La FRACTION DE DIFFUSION pour une source linéaire de 45 mm hors axe est appliquée à une couronne comprise entre 22,5 mm et 67,5 mm. De la même manière, la FRACTION DE DIFFUSION pour une source linéaire à 90 mm hors axe est appliquée à une couronne comprise entre 67,5 mm et 100 mm (voir figure 3). Les trois valeurs pour la FRACTION DE DIFFUSION sont pondérées par les zones auxquelles elles sont appliquées, produisant une moyenne pondérée. Les zones annulaires sont dans les rapports de 1:8:10,75 respectivement.

3.4.1.1 RADIONUCLEIDE

Le RADIONUCLEIDE pour la mesure doit être $^{99\text{m}}\text{Tc}$, avec une ACTIVITE inférieure à celle à laquelle les pertes de temps mort en pourcentage dépassent 5 % (voir CEI 60789).

3.4.1.2 Distribution de source

Le fantôme d'essai doit être rempli d'eau non radioactive, servant de moyen de diffusion. La source linéaire du fantôme d'essai doit être insérée, parallèlement à l'axe du cylindre, de manière séquentielle à des rayons de 0 mm, 45 mm, et 90 mm. Le fantôme doit être centré par rapport à l'axe. Pour les tomographes ayant un CHAMP DE VISION AXIAL supérieur à 165 mm, le fantôme doit être centré dans le CHAMP DE VISION AXIAL.

3.4.1.3 Recueil de données

Les données doivent être prises avec la source aux rayons spécifiés à partir du long axe du tomographe. Les données du SINOGRAMME doivent être acquises pour chacun des emplacements radiaux de la source linéaire. Au moins 200 000 impulsions par coupe doivent être acquises pour chaque coupe dans:

- a) le CHAMP DE VISION AXIAL;
- b) les 165 mm au centre;

où le fantôme était placé, à savoir la valeur la moins élevée des deux.

3.4.1.4 Traitement des données

On ne doit pas apporter de correction des données pour la diffusion ou l'ATTENUATION.

3.4.2 Analyse

Tous les SINOGRAMMES correspondant à des coupes à au moins 1 cm de chaque extrémité du fantôme doivent être traités. Ainsi, pour les tomographes avec un CHAMP DE VISION AXIAL inférieur à 165 mm, toutes les coupes doivent être traitées.

Tous les PIXELS dans chaque SINOGRAMME qui correspondent à des points situés à plus de 12 cm du centre doivent être réglés sur zéro. Pour chaque angle de projection à l'intérieur du SINOGRAMME, la localisation du centre de la source linéaire doit être déterminée en trouvant le PIXEL avec la valeur la plus élevée. Chaque PROJECTION doit être décalée, de telle sorte que le PIXEL contenant la valeur maximale s'aligne sur la ligne centrale de PIXEL du SINOGRAMME. Après réalignement, une projection de somme doit être produite. Les impulsions dans les PIXELS sur les bords gauche et droit de la bande de largeur $2 \times \text{LMH}$, $C_{L,i,k}$ et $C_{R,i,k}$, respectivement, doivent être obtenues à partir de la projection de somme (voir figure 4). L'interpolation linéaire doit être utilisée pour trouver les niveaux d'impulsion à $\pm 1 \times \text{LMH}$ à partir du PIXEL central de la projection. La moyenne des deux niveaux d'impulsion $C_{L,i,k}$ et $C_{R,i,k}$ doit être multipliée par le nombre fractionnel de PIXELS entre les bords de la bande de largeur $2 \times \text{LMH}$, le produit étant ajouté aux impulsions dans les PIXELS à l'extérieur de la bande, afin de produire le nombre d'impulsions diffusées $C_{s,i,k}$, pour la coupe i et la position de source k . Les impulsions totales (diffusées et non diffusées) $C_{\text{tot},i,k}$ représentent la somme des impulsions dans tous les PIXELS dans la projection de somme.

L'ACTIVITE moyenne $A_{\text{ave},k}$ au cours de l'acquisition de données pendant l'intervalle de temps $T_{\text{acq},k}$ pour la source linéaire à la position k , doit être calculée en corrigeant à la baisse (chaque centre des intervalles de temps $T_{\text{acq},k}$ est lié à un temps de démarrage commun).

La FRACTION DE DIFFUSION SF_i pour chaque coupe, i , en raison d'une distribution de source homogène, doit être calculée de la façon suivante:

$$SF_i = \frac{\left[\frac{C_{s,i,1}}{A_{\text{ave},1}} + 8 \frac{C_{s,i,2}}{A_{\text{ave},2}} + 10,75 \frac{C_{s,i,3}}{A_{\text{ave},3}} \right]}{\left[\frac{C_{\text{tot},i,1}}{A_{\text{ave},1}} + 8 \frac{C_{\text{tot},i,2}}{A_{\text{ave},2}} + 10,75 \frac{C_{\text{tot},i,3}}{A_{\text{ave},3}} \right]}$$

où les indices 1, 2 et 3 se rapportent à des sources linéaires à des rayons de 0 mm, 45 mm et 90 mm, respectivement.

3.4.3 Rapport

Pour chaque coupe, i , qui a été traitée, la valeur de SF_i doit être calculée. La moyenne SF de l'ensemble des valeurs de SF_i doit également être mentionnée comme la FRACTION DE DIFFUSION du système pour les sources homogènes.

3.5 Mesure de la non-uniformité de réponse SPECT

Il n'existe actuellement aucune méthode appropriée pour mesurer la non-uniformité de réponse reconstruite.

3.6 RESOLUTION SPATIALE du système SPECT

3.6.1 Fantôme

Le fantôme de la CEI doit être adopté (voir figures 2 et 3).

3.6.2 Source

Trois SOURCES PONCTUELLES, préparées à partir d'un RADIONUCLEIDE sélectionné du tableau 1 de la CEI 60789 et établi, de dimensions ne devant pas dépasser 2 mm dans toutes les directions, doivent être placées à l'intérieur du cylindre rempli d'eau. L'axe du cylindre doit coïncider avec l'AXE DU SYSTEME. La première SOURCE PONCTUELLE doit être placée sur l'axe du cylindre (voir figure 3) et au niveau du plan central dans la direction Z (voir figure 1).

La seconde SOURCE PONCTUELLE doit être placée à la position radiale de 45 mm et –50 mm à partir du plan central dans la direction Z. La troisième SOURCE PONCTUELLE doit être placée à la position radiale de 90 mm et +50 mm à partir du plan central dans la direction Z.

3.6.3 Mesures

Afin de mesurer la RESOLUTION SPATIALE du système SPECT, l'axe du fantôme doit être aligné avec l'AXE DU SYSTEME et orienté de telle sorte que les deux SOURCES PONCTUELLES excentrées intercepteront l'axe X ou l'axe Y de la coupe transversale reconstruite. Les mesures doivent être réalisées avec un rayon de rotation de 200 mm, sauf spécification contraire. Pour les systèmes qui ne peuvent pas atteindre 200 mm, le rayon de rotation maximal possible doit être réglé et établi. Les données doivent être acquises avec une dimension de PIXEL égale ou inférieure à 30 % de la LMH du système à 200 mm de la face du COLLIMATEUR, en utilisant au moins 120 angles de projection également espacés sur une acquisition de 360°. La dimension de PIXEL et le nombre de projections doivent être établis. Trois coupes transversales, d'épaisseur 10 mm $\pm$ 3 mm doivent être reconstruites en utilisant un filtre de rampe avec une coupure à la fréquence de Nyquist, comme déterminé par la dimension de PIXEL d'acquisition. Un minimum de 250 000 impulsions doivent être acquises dans chaque coupe reconstruite.

Les trois coupes à analyser doivent être positionnées de façon à inclure le centre du fantôme, et les points situés à ± 50 mm le long de l'axe du fantôme. Des profils des FONCTIONS DE DISTRIBUTION DE POINTS TRANSVERSALES de chaque coupe transversale reconstruite doivent être obtenus à la fois dans la direction X et dans la direction Y (voir figure 5), afin de produire une dimension de PIXEL, une RESOLUTION TANGENTIELLE et RADIALE. A partir de la coupe coronaire ou sagittale contenant les trois SOURCES PONCTUELLES, des profils des FONCTIONS DE DISTRIBUTION DE POINTS doivent être obtenus dans la direction Z, afin de produire une dimension de PIXEL et une RESOLUTION AXIALE.

3.6.4 Evaluation et rapport

A partir des FONCTIONS DE DISTRIBUTION DE POINTS mesurées (voir 3.6.3), les données suivantes doivent être obtenues et mentionnées:

- la RESOLUTION RADIALE (LMH et LE) pour chaque position dans la direction radiale à partir des mesures décrites en 3.6.3 (voir figures 3, 5, 6 et 7);
- la RESOLUTION TANGENTIELLE (LMH et LE) dans la direction tangentielle à partir des mesures pour chaque position décrites en 3.6.3 (voir figures 3, 5, 6 et 7);
- la RESOLUTION AXIALE (LMH et LE) dans la direction axiale à partir des mesures pour chaque position décrites en 3.6.3 (voir figures 3, 6 et 7).

4 DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT

Un document doit accompagner chaque TOMODENSITOMETRE PAR EMISSION DE PHOTONS SIMPLES et doit comporter les informations suivantes.

4.1 Tous les points spécifiés dans:

- L'Article 4 de la CEI 60789
- Les mesures d'étalonnage du COR, spécifiées en 3.1.1

- La mesure de l'inclinaison de la tête, spécifiée en 3.1.2
- La mesure du défaut d'alignement de la tête du COLLIMATEUR, spécifiée en 3.2

4.2 RESOLUTION SPATIALE du système SPECT

- RESOLUTION TRANSVERSALE (RADIALE et TANGENTIELLE), spécifiée en 3.6.4
- RESOLUTION AXIALE, spécifiée en 3.6.4
- dimension axiale de PIXEL, spécifiée en 3.6.3
- dimension transaxiale de PIXEL, spécifiée en 3.6.3

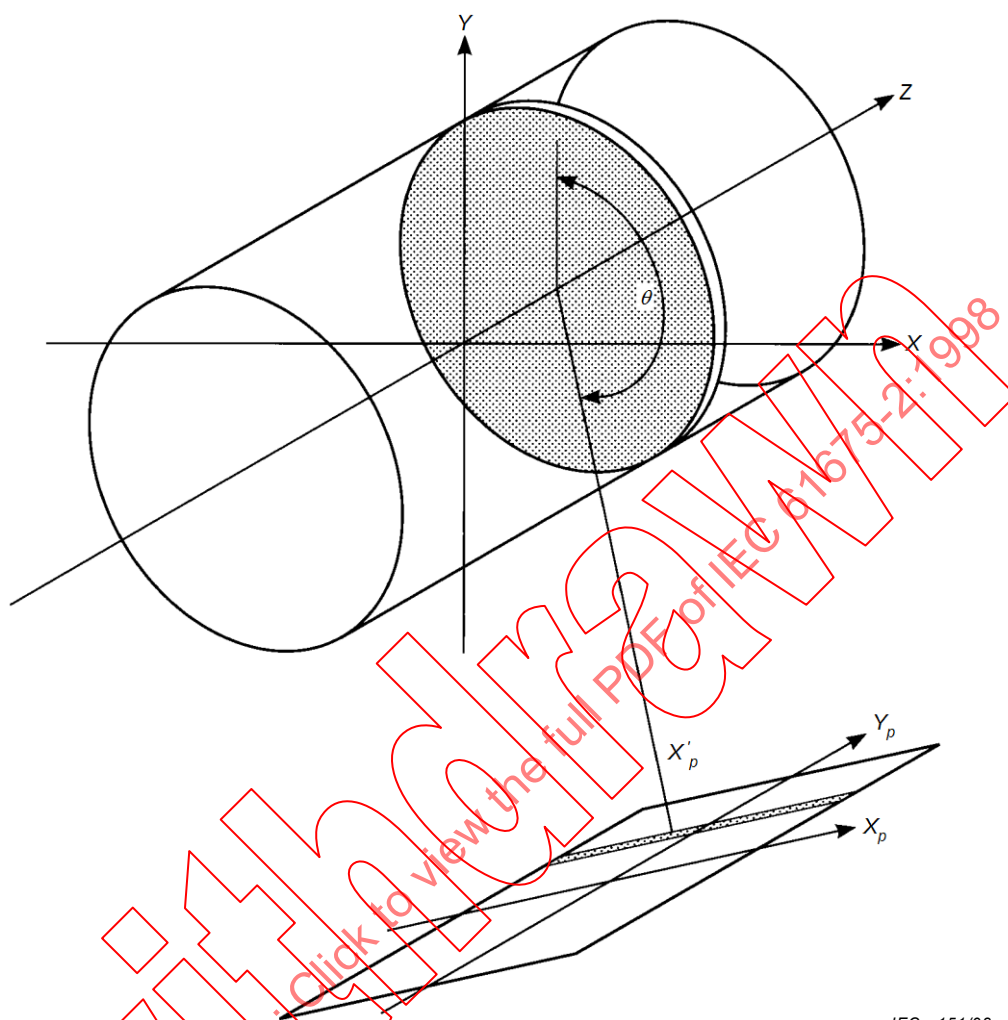
4.3 SENSIBILITE

- TEMPS DE POSITIONNEMENT DU DETECTEUR, spécifié en 3.3.1
- SENSIBILITE DU VOLUME NORMALISE, spécifiée en 3.3.2

4.4 FRACTION DE DIFFUSION

- FRACTIONS DE DIFFUSION SF_i et SF , spécifiées en 3.4.3

Withdrawing
IECNORM.COM: Click to view the full PDF of IEC 61675-2:1998



IEC 151/98

NOTE – Le système de coordonnées fixe X, Y, Z a son origine au centre du VOLUME TOMOGRAPHIQUE (représenté sous forme de cylindre), l'axe Z étant l'AXE DU SYSTEME. Le système de coordonnées de projection X_p, Y_p est représenté pour un ANGLE DE PROJECTION θ . Pour chaque θ , la PROJECTION unidimensionnelle de la COUPE D'OBJET marquée à la page d'adressage représentée (hachurée). Dans les limites de cette plage, le CENTRE DE ROTATION est projeté sur l'adresse X_p (décalage).

Figure 1 – Géométrie des PROJECTIONS