

CONSOLIDATED VERSION

VERSION CONSOLIDÉE



Medical electrical equipment –

Part 2-44: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography

Appareils électromédicaux –

Partie 2-44: Exigences particulières pour la sécurité de base et les performances essentielles des équipements à rayonnement X de tomodensitométrie



THIS PUBLICATION IS COPYRIGHT PROTECTED

Copyright © 2016 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 20 000 terms and definitions in English and French, with equivalent terms in 15 additional languages. Also known as the International Electrotechnical Vocabulary (IEV) online.

IEC Glossary - std.iec.ch/glossary

65 000 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, Specifications 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 20 000 termes et définitions en anglais et en français, ainsi que les termes équivalents dans 15 langues additionnelles. Egalement appelé Vocabulaire Electrotechnique International (IEV) en ligne.

Glossaire IEC - std.iec.ch/glossary

65 000 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.

CONSOLIDATED VERSION

VERSION CONSOLIDÉE



Medical electrical equipment –

Part 2-44: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography

Appareils électromédicaux –

Partie 2-44: Exigences particulières pour la sécurité de base et les performances essentielles des équipements à rayonnement X de tomодensitométrie

INTERNATIONAL
ELECTROTECHNICAL
COMMISSION

COMMISSION
ELECTROTECHNIQUE
INTERNATIONALE

ICS 11.040.50

ISBN 978-2-8322-3290-3

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.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60601-2-44:2009+AMD1:2012+AMD2:2016 CSV

REDLINE VERSION

VERSION REDLINE



Medical electrical equipment –

Part 2-44: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography

Appareils électromédicaux –

Partie 2-44: Exigences particulières pour la sécurité de base et les performances essentielles des équipements à rayonnement X de tomodensitométrie

CONTENTS

FOREWORD.....	4
Introduction to Amendment 1	7
Introduction to Amendment 2	8
201.1 Scope, object and related standards	9
201.2 Normative references	11
201.3 Terms and definitions	12
201.4 General requirements	20
201.5 General requirements for testing of ME EQUIPMENT	21
201.6 Classification of ME EQUIPMENT and ME SYSTEMS	21
201.7 ME EQUIPMENT identification, marking and documents	22
201.8 Protection against electrical HAZARDS from ME EQUIPMENT	24
201.9 Protection against mechanical HAZARDS of ME EQUIPMENT and ME SYSTEMS	27
201.10 Protection against unwanted and excessive RADIATION HAZARDS	30
201.11 Protection against excessive temperatures and other HAZARDS	31
201.12 Accuracy of controls and instruments and protection against hazardous outputs	31
201.13 Hazardous situations and fault conditions	32
201.14 PROGRAMMABLE ELECTRICAL MEDICAL SYSTEMS (PEMS)	32
201.15 Construction of ME EQUIPMENT	32
201.16 ME SYSTEMS	32
201.17 ELECTROMAGNETIC COMPATIBILITY of ME EQUIPMENT and ME SYSTEMS	32
201.101 Requirements for CT SCANNERS providing images for RADIOTHERAPY TREATMENT PLANNING (RTP)	32
202 Electromagnetic compatibility – Requirements and tests	38
203 General requirements for RADIATION protection in diagnostic X-ray equipment	38
Annexes	56
Annex AA (informative) Choosing LOADING FACTORS for tests	56
Annex BB (informative) Estimating $CTDI_{vol}$ for scan projection RADIOGRAPHY (SPR)	57
Annex CC (informative) The $CTDI_{100}$ concept in IEC 60601-2-44: Relationship between $CTDI_{100}$ and $CTDI_{\infty}$	58
Annex DD (informative) Measuring $CTDI_{free\ air}$	62
Bibliography	64
Index of defined terms used in this particular standard	66
Figure 201.101 – Coordinate system	14
Figure 201.102 – Illustration of $N \times T$, R and $(N \times T) + R$	17
Figure 201.103 – Vertical alignment of the PATIENT SUPPORT	33
Figure 201.104 – Z-axis alignment of the PATIENT SUPPORT in the horizontal plane	35
Figure 203.101 – Zone of extra-focal RADIATION	44
Figure 203.102 – Minimum dimensions for STRAY RADIATION measurement	47
Figure CC.1 – $CTDI_w$ versus beam width along z	59

Table 203.101 – Test pattern for CTDIfree air.....	52
Table CC.1 – Ratios of CTDI by phantom length.....	61

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60601-2-44:2009+AMD1:2012+AMD2:2016 CSV

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION

MEDICAL ELECTRICAL EQUIPMENT –

Part 2-44: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography

FOREWORD

- 1) The International Electrotechnical Commission (IEC) is a worldwide organization for standardization comprising all national electrotechnical committees (IEC National Committees). The object of 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, IEC publishes International Standards, Technical Specifications, Technical Reports, Publicly Available Specifications (PAS) and Guides (hereafter referred to as "IEC Publication(s)"). 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. 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 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 IEC National Committees.
- 3) IEC Publications have the form of recommendations for international use and are accepted by IEC National Committees in that sense. While all reasonable efforts are made to ensure that the technical content of IEC Publications is accurate, IEC cannot be held responsible for the way in which they are used or for any misinterpretation by any end user.
- 4) In order to promote international uniformity, IEC National Committees undertake to apply IEC Publications transparently to the maximum extent possible in their national and regional publications. Any divergence between any IEC Publication and the corresponding national or regional publication shall be clearly indicated in the latter.
- 5) IEC itself does not provide any attestation of conformity. Independent certification bodies provide conformity assessment services and, in some areas, access to IEC marks of conformity. IEC is not responsible for any services carried out by independent certification bodies.
- 6) All users should ensure that they have the latest edition of this publication.
- 7) No liability shall attach to IEC or its directors, employees, servants or agents including individual experts and members of its technical committees and IEC National Committees for any personal injury, property damage or other damage of any nature whatsoever, whether direct or indirect, or for costs (including legal fees) and expenses arising out of the publication, use of, or reliance upon, this IEC Publication or any other IEC Publications.
- 8) Attention is drawn to the Normative references cited in this publication. Use of the referenced publications is indispensable for the correct application of this publication.
- 9) Attention is drawn to the possibility that some of the elements of this IEC Publication may be the subject of patent rights. IEC shall not be held responsible for identifying any or all such patent rights.

DISCLAIMER

This Consolidated version is not an official IEC Standard and has been prepared for user convenience. Only the current versions of the standard and its amendment(s) are to be considered the official documents.

This Consolidated version of IEC 60601-2-44 bears the edition number 3.2. It consists of the third edition (2009-02) [documents 62B/727/FDIS and 62B/734/RVD] and its corrigendum (May 2010), its amendment 1 (2012-08) [documents 62B/879/FDIS and 62B/890/RVD] and its amendment 2 (2016-03) [documents 62B/976/CDV and 62B/994/CDV]. The technical content is identical to the base edition and its amendments.

In this Redline version, a vertical line in the margin shows where the technical content is modified by amendments 1 and 2. Additions are in green text, deletions are in strikethrough red text. A separate Final version with all changes accepted is available in this publication.

International standard IEC 60601-2-44 has been prepared by subcommittee 62B: Diagnostic imaging equipment, of IEC technical committee 62: Electrical equipment in medical practice.

This publication has been drafted in accordance with the ISO/IEC Directives, Part 2.

In this standard, the following print types are used:

- Requirements and definitions: roman type.
- *Test specifications: italic type.*
- Informative material appearing outside of tables, such as notes, examples and references: in smaller type. Normative text of tables is also in a smaller type.
- TERMS DEFINED IN CLAUSE 3 OF THE GENERAL STANDARD, IN THIS PARTICULAR STANDARD OR AS NOTED: SMALL CAPITALS.

In referring to the structure of this standard, the term

- “clause” means one of the seventeen numbered divisions within the table of contents, inclusive of all subdivisions (e.g. Clause 7 includes subclauses 7.1, 7.2, etc.);
- “subclause” means a numbered subdivision of a clause (e.g. 7.1, 7.2 and 7.2.1 are all subclauses of Clause 7).

References to clauses within this standard are preceded by the term “Clause” followed by the clause number. References to subclauses within this particular standard are by number only.

In this standard, the conjunctive “or” is used as an “inclusive or” so a statement is true if any combination of the conditions is true.

The verbal forms used in this standard conform to usage described in Annex H of the ISO/IEC Directives, Part 2. For the purposes of this standard, the auxiliary verb:

- “shall” means that compliance with a requirement or a test is mandatory for compliance with this standard;
- “should” means that compliance with a requirement or a test is recommended but is not mandatory for compliance with this standard;
- “may” is used to describe a permissible way to achieve compliance with a requirement or test.

A list of all parts of the IEC 60601 series, published under the general title *Medical electrical equipment*, can be found on the IEC website.

The committee has decided that the contents of the base publication and its amendments will remain unchanged until the stability date indicated on the IEC web site under "<http://webstore.iec.ch>" in the data related to the specific publication. At this date, the publication will be

- reconfirmed,
- withdrawn,
- replaced by a revised edition, or
- amended.

NOTE The attention of National Committees is drawn to the fact that equipment MANUFACTURERS and testing organizations may need a transitional period following publication of a new, amended or revised IEC publication in which to make products in accordance with the new requirements and to equip themselves for conducting new or revised tests. It is the recommendation of the committee that the content of this publication be adopted for implementation nationally not earlier than 3 years from the date of publication.

IMPORTANT – The 'colour inside' logo on the cover page of this publication indicates that it contains colours which are considered to be useful for the correct understanding of its contents. Users should therefore print this document using a colour printer.

Introduction to Amendment 1

The main topic addressed in this amendment is an extended concept of *CTDI* to accommodate CT SCANNERS with very large z-coverage. The other principal subject areas include:

- 1) a dose-check feature associated with a pre-scanning alert if expected values of dose indices exceed user-configurable DOSE NOTIFICATION VALUES or DOSE ALERT VALUES and
- 2) requirements covering the use of CT data in radiotherapy treatment planning (RTP).

The CT dose metric in use has been based on the $CTDI_{100}$, i.e. measurement of dose in PHANTOMS and limited integration of scattered radiation, and it is used in many countries' legislation to define "dose reference values" (also called "diagnostic reference levels") for CT examinations. Many people use these indices, $CTDI_{vol}$ and DLP , to derive estimates for effective dose via conversion factors. $CTDI_{100}$ is also part of CT acceptance and constancy testing. The introduction of a new dose index would change all CT SCANNERS' $CTDI$ values. Therefore the intention is to stay with the $CTDI_{100}$, i.e. the integration of primary radiation and scatter over 100 mm, but adapt the way of measuring and reporting the dose index to incorporate large collimations and to rate all collimations the same way, i.e. to reflect approximately the same percentage of $CTDI_{\infty}$ for all collimations.

As defined in the amendment, $CTDI_{100}$ is to be measured only for collimations up to 40 mm with the current equipment, i.e. the PMMA PHANTOMS and a 100-mm chamber, or other suitable methods that use a RADIATION DETECTOR. For these collimations there is no significant change of the ratio $CTDI_{100} / CTDI_{\infty}$ according to published data. For larger collimations at the same CT CONDITIONS OF OPERATION, the z-efficiency may be different and must be evaluated in the dose measurement. This can be accomplished by the measurement of dose 'free air'. Based on these considerations $CTDI_{100}$ and the $CTDI_{free\ air}$ have been refined. Both types of measurement are combined now to determine the $CTDI$ values for larger collimations and they are explained in detail in informative Annexes CC and DD.

Some additional requirements and refinements related to dose have been added: $CTDI_{vol}$ and DLP are defined for a new type of scan mode ('shuttle mode'). In body CT EXAMINATION it is clarified that the $CTDI_{vol}$ and DLP always be reported for the 32-cm diameter PHANTOM. In the amendment it is now required that CT SCANNERS support user-configurable DOSE NOTIFICATION VALUES and DOSE ALERT VALUES.

A new subject area in this Amendment 1 covers requirements for CT SCANNERS providing images for radiotherapy treatment planning. With this amendment begins the implementation of this important CT application into the CT safety standard with a set of requirements that is considered to be safety relevant. It mainly covers scanner hardware adjustments, accuracy of CT image data, and the conversion of HU to electron and mass density.

Introduction to Amendment 2

The main topics addressed in this amendment are editorial corrections and implementation of the last publications of the general and collateral standards as normative references.

Given the degree and significance of the changes to the normative references cited in this amendment, the committee has determined that a 4 year transition period is warranted and appropriate.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60601-2-44:2009+AMD1:2012+AMD2:2016 CSV

MEDICAL ELECTRICAL EQUIPMENT –

Part 2-44: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography

201.1 Scope, object and related standards

Clause 1 of the general standard¹⁾ applies, except as follows:

201.1.1 Scope

Replacement:

This International Standard applies to the BASIC SAFETY and ESSENTIAL PERFORMANCE of CT SCANNERS, hereafter also referred to as ME EQUIPMENT.

If a clause or subclause is specifically intended to be applicable to ME EQUIPMENT only, or to ME SYSTEMS only, the title and content of that clause or subclause will say so. If that is not the case, the clause or subclause applies both to ME EQUIPMENT and to ME SYSTEMS, as relevant.

NOTE 1 See also 4.2 of the general standard.

The scope of this document is limited to CT SCANNERS intended to be used for both head and body characterised by an ENCLOSURE of the X-ray source(s) and imaging detector(s) in a common protective cover in the shape of a toroid. It includes safety requirements for the X-RAY GENERATORS used in CT SCANNERS, including those where HIGH-VOLTAGE GENERATORS are integrated with an X-RAY TUBE ASSEMBLY.

NOTE 2 Requirements for X-RAY GENERATORS and for ASSOCIATED EQUIPMENT, which were previously specified in IEC 60601-2-7 and IEC 60601-2-32, have been included in either IEC 60601-1:2005 (Ed3) or this edition of IEC 60601-2-44. Therefore IEC 60601-2-7 and IEC 60601-2-32 are not part of the 3rd edition scheme for COMPUTED TOMOGRAPHY.

The scope of this International Standard excludes RADIOTHERAPY SIMULATORS and systems where the image is created by a source other than an X-RAY TUBE.

201.1.2 Object

Replacement:

The object of this particular standard is to establish particular BASIC SAFETY and ESSENTIAL PERFORMANCE requirements for CT SCANNERS as defined in 201.3.201, to ensure safety, and to specify methods for demonstrating compliance with those requirements, for CT SCANNERS.

NOTE 1 Requirements for reproducibility, linearity, constancy and accuracy are given because of their relationship to the quality and quantity of the IONIZING RADIATION produced and are confined to those considered necessary for safety.

NOTE 2 Both the levels for compliance and the tests prescribed to determine compliance reflect the fact that the safety of HIGH-VOLTAGE GENERATORS is not sensitive to small differences in levels of performance. The combinations of LOADING FACTORS specified for the tests are therefore limited in number but chosen from experience as being appropriate in most cases. It is considered important to standardize the choice of combinations of LOADING FACTORS so that comparison can be made between tests performed in different places on different occasions. However, combinations other than those specified could be of equal technical validity.

¹⁾ The general standard is IEC 60601-1:2005 and IEC 60601-1:2005/AMD1:2012, Medical electrical equipment – Part 1: General requirements for basic safety and essential performance.

NOTE 3 The safety philosophy on which this standard is based is described in the introduction to the general standard and in IEC TR 60513.

NOTE 4 Concerning RADIOLOGICAL PROTECTION, it is assumed that MANUFACTURERS and RESPONSIBLE ORGANIZATIONS accept the general principles of justification, optimisation, and application of dose limits of the International Commission on Radiological Protection as stated in ICRP 103, 2007, paragraph 203, [12]²⁾ namely:

(a) "The principle of justification: Any decision that alters the RADIATION exposure situation should do more good than harm."

(b) "The principle of optimisation of protection: The likelihood of incurring exposures, the number of people exposed, and the magnitude of their individual doses should all be kept as low as reasonably achievable, taking into account economic and societal factors."

(c) "The principle of application of dose limits: The total dose to any individual from regulated sources in planned exposure situations other than medical exposure of PATIENTS should not exceed the appropriate limits recommended by the Commission."

(d) "Application of dose limits for the PATIENT dose might be to the PATIENT'S detriment. Therefore dose limits should not be applied to medical exposures. However, considerations should be given to the use of dose constraints or investigation levels for some common diagnostic procedures. This concept, now renamed as diagnostic reference levels, has been introduced in a large number of countries."

NOTE 5 It is recognized that many of the judgements necessary to follow the ICRP general principles have to be made by the RESPONSIBLE ORGANIZATIONS and not by the MANUFACTURER of the ME EQUIPMENT.

201.1.3 Collateral standards

Addition:

This particular standard refers to those applicable collateral standards that are listed in Clause 2 of the general standard and Clause 201.2 of this particular standard.

~~IEC 60601-1-3 applies as modified in Clause 203. IEC 60601-1-8, IEC 60601-1-9 and IEC 60601-1-10³⁾ do not apply. All other published collateral standards in the IEC 60601-1 series apply as published.~~

IEC 60601-1-2 and IEC 60601-1-3 apply as modified in Clauses 202 and 203. IEC 60601-1-8, IEC 60601-1-9, IEC 60601-1-10⁴⁾, IEC 60601-1-11⁵⁾ and IEC 60601-1-12⁶⁾ do not apply. All other published collateral standards in the IEC 60601-1 series apply as published.

For collateral standards published after this particular standard, MANUFACTURERS need to determine the applicability in accordance with the RISK MANAGEMENT PROCESS.

²⁾ Figures in square brackets refer to the Bibliography.

~~³⁾ IEC 60601-1-10, Medical electrical equipment – Part 1-10: General requirements for basic safety and essential performance – Collateral Standard: Requirements for the development of physiologic closed-loop controllers~~

⁴⁾ IEC 60601-1-10, Medical electrical equipment – Part 1-10: General requirements for basic safety and essential performance – Collateral Standard: Requirements for the development of physiologic closed-loop controllers

⁵⁾ IEC 60601-1-11, Medical electrical equipment – Part 1-11: General requirements for basic safety and essential performance – Collateral Standard: Requirements for medical electrical equipment and medical electrical systems used in the home healthcare environment

⁶⁾ IEC 60601-1-12, Medical electrical equipment – Part 1-12: General requirements for basic safety and essential performance – Collateral Standard: Requirements for medical electrical equipment and medical electrical systems intended to be used in the emergency medical services environment

201.1.4 Particular standards

Replacement:

In the IEC 60601 series, particular standards may modify, replace or delete requirements contained in the general standard and collateral standards as appropriate for the particular ME EQUIPMENT under consideration, and may add other BASIC SAFETY and ESSENTIAL PERFORMANCE requirements.

A requirement of a particular standard takes priority over the general standard.

For brevity, IEC 60601-1 is referred to in this particular standard as the general standard. Collateral standards are referred to by their document numbers.

The numbering of clauses and subclauses of this particular standard corresponds to that of the general standard with the prefix "201" (e.g. 201.1 in this standard addresses the content of Clause 1 of the general standard) or applicable collateral standard with the prefix "20x" where x is the final digit(s) of the collateral standard document number (e.g. 202.4 in this particular standard addresses the content of Clause 4 of the 60601-1-2 collateral standard, 203.4 in this particular standard addresses the content of Clause 4 of the 60601-1-3 collateral standard, etc.). The changes to the text of the general standard are specified by the use of the following words:

"Replacement" means that the clause or subclause of the general standard or applicable collateral standard is replaced completely by the text of this particular standard.

"Addition" means that the text of this particular standard is additional to the requirements of the general standard or applicable collateral standard.

"Amendment" means that the clause or subclause of the general standard or applicable collateral standard is amended as indicated by the text of this particular standard.

Subclauses, figures or tables which are additional to those of the general standard are numbered starting from 201.101. However, due to the fact that definitions in the general standard are numbered 3.1 through 3.139, additional definitions in this standard are numbered beginning from 201.3.201. Additional annexes are lettered AA, BB, etc., and additional items aa), bb), etc.

Subclauses, figures or tables which are additional to those of a collateral standard are numbered starting from 20x, where "x" is the number of the collateral standard, e.g. 202 for IEC 60601-1-2, 203 for IEC 60601-1-3, etc.

The term "this standard" is used to make reference to the general standard, any applicable collateral standards and this particular standard taken together.

Where there is no corresponding section, clause or subclause in this particular standard, the section, clause or subclause of the general standard or applicable collateral standard, although possibly not relevant, applies without modification; where it is intended that any parts of the general standard or applicable collateral standard, although possibly relevant, is not to be applied, a statement to that effect is given in this particular standard.

201.2 Normative references

NOTE Informative references are listed in the bibliography beginning on page 64.

Clause 2 of the general standard applies, except as follows:

Replacement:

IEC 60601-1-2:2014, *Medical electrical equipment – Part 1-2: General requirements for basic safety and essential performance – Collateral standard: Electromagnetic compatibility – Requirements and tests*

IEC 60601-1-3:2008, *Medical electrical equipment – Part 1-3: General requirements for basic safety and essential performance – Collateral Standard: Radiation protection in diagnostic X-ray equipment*

IEC 60601-1-3:2008/AMD1:2013

Addition:

IEC 60336 *Medical electric equipment – X-Ray Tube assemblies for medical diagnosis – Characteristics of focal spots*

IEC 60601-1:2005, *Medical electrical equipment – Part 1: General requirements for basic safety and essential performance*

IEC 60601-1:2005/AMD1:2012

IEC 61223-3-5, *Evaluation and routine testing in medical imaging departments – Part 3-5: Acceptance tests – Imaging performance of computed tomography X-ray equipment*

ISO 12052, *Health informatics – Digital imaging and communication in medicine (DICOM) including workflow and data management*

201.3 Terms and definitions

For the purposes of this document, the terms and definitions given in IEC 60601-1:2005 and IEC 60601-1:2005/AMD1:2012, IEC 60601-1-3:2008 and IEC 60601-1-3:2008/AMD1:2013, and IEC 60788:2004 apply, except as follows:

NOTE 101 An index of defined terms is to be found at the end of this document.

NOTE 102 In accordance with the definitions in IEC 60601-1-3, in this standard unless otherwise indicated:

- values of X-RAY TUBE VOLTAGE refer to peak values, transients being disregarded;
- values of X-RAY TUBE CURRENT refer to average values.

Addition:

201.3.201 CT SCANNER

X-RAY EQUIPMENT intended to generate cross-sectional images of the body by computer reconstruction of X-ray transmission data obtained at different angles, which may include signal analysis and display equipment, PATIENT SUPPORT, support parts and ACCESSORIES

NOTE 1 The scope of this document is limited to CT SCANNERS intended to be used for both head and body characterised by an ENCLOSURE of the X-ray source(s) and imaging detector(s) in a common protective cover in the shape of a toroid.

NOTE 2 Secondary imaging processing is not included in the scope of this standard.

201.3.202 CT CONDITIONS OF OPERATION

all selectable parameters governing the operation of a CT SCANNER

NOTE 1 Examples of such conditions include NOMINAL TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS, CT PITCH FACTOR, FILTRATION, peak X-RAY TUBE VOLTAGE and either X-RAY TUBE CURRENT and LOADING TIME or CURRENT TIME PRODUCT.

NOTE 2 Some CT CONDITIONS OF OPERATION may vary during the exposure.

NOTE 3 CT CONDITIONS OF OPERATION include parameters that are derived by the system from the user-selectable parameters.

201.3.203

COMPUTED TOMOGRAPHY DOSE INDEX 100

$CTDI_{100}$

integral of the DOSE PROFILE produced in a single axial scan along a line perpendicular to the TOMOGRAPHIC PLANE from -50 mm to $+50$ mm, divided by the product of the number of TOMOGRAPHIC SECTIONS N and the NOMINAL TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS T , or divided by 100 mm, whichever is less:

$$CTDI_{100} = \frac{\int_{-50 \text{ mm}}^{+50 \text{ mm}} D(z) dz}{\min\{N \times T, 100 \text{ mm}\}}$$

where

$D(z)$ is the DOSE PROFILE along a line z perpendicular to the TOMOGRAPHIC PLANE, where dose is reported as ABSORBED DOSE in air and is evaluated within a polymethylmethacrylate (PMMA) dosimetry PHANTOM (203.108);

N is the number of TOMOGRAPHIC SECTIONS produced in a single axial scan of the X-ray source;

T is the NOMINAL TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS.

NOTE 1 The dose is reported as ABSORBED DOSE in air. Air is explicitly designated the reference medium for dose in order to avoid potential confusion, since some MANUFACTURERS of CT SCANNERS express dose values calculated as ABSORBED DOSE to air and others as ABSORBED DOSE to PMMA.

Although $CTDI_{100}$ refers to ABSORBED DOSE in air, for practical purposes the evaluation of ABSORBED DOSE to air within a PMMA dosimetry PHANTOM is well approximated by measurement of the AIR KERMA with an ionization chamber in the PHANTOM. Generally there is traceability of ionization chambers to AIR KERMA.

NOTE 2 This definition assumes that the DOSE PROFILE is centred on $z = 0$.

NOTE 3 A single axial scan is typically a 360° rotation of the X-ray source.

NOTE 4 When the TOMOGRAPHIC SECTIONS overlap, e.g. in CT SCANNERS with "flying FOCAL SPOT", the product $N \times T$ needs to be adjusted for overlap.

NOTE 5 Typically the z -axis is the axis of rotation.

NOTE 6 If $N \times T$ is greater than 100 mm, the physical meaning of $CTDI_{100}$ changes from the average dose at the centre of a 100 mm scan length to the average dose over the central 100 mm region for a single axial scan.

NOTE 7 The value of $CTDI_{100}$ will be lower if the length of the dosimetry PHANTOM is less than $N \times T + 100$ mm, since the contribution from scattered RADIATION will be underestimated.

integral of the DOSE PROFILE representative of a single axial scan along a line perpendicular to the TOMOGRAPHIC PLANE divided by $N \times T$ according to the following:

for $N \times T$ less than or equal to 40 mm

$$CTDI_{100} = \int_{-50 \text{ mm}}^{+50 \text{ mm}} \frac{D(z)}{N \times T} dz$$

for $N \times T$ greater than 40 mm (all CT CONDITIONS OF OPERATION except collimation are kept the same for these measurements)

$$CTDI_{100} = \int_{-50 \text{ mm}}^{+50 \text{ mm}} \frac{D_{\text{Ref}}(z)}{(N \times T)_{\text{Ref}}} dz \times \frac{CTDI_{\text{free air, } N \times T}}{CTDI_{\text{free air, Ref}}}$$

where

$D(z)$ is the DOSE PROFILE representative of a single axial scan along a line z perpendicular to the TOMOGRAPHIC PLANE, where dose is reported as ABSORBED DOSE in air and is evaluated within a polymethylmethacrylate (PMMA) dosimetry PHANTOM (see 203.108);

$(N \times T)_{\text{Ref}}$ is a specific $N \times T$ of 20 mm or the largest $N \times T$ available not greater than 20 mm;

$D_{\text{Ref}}(z)$ is the DOSE PROFILE representative of a single axial scan along a line z perpendicular to the TOMOGRAPHIC PLANE, where dose is reported as ABSORBED DOSE in air and is evaluated within a polymethylmethacrylate (PMMA) dosimetry PHANTOM (see 203.108) for $(N \times T)_{\text{Ref}}$;

$CTDI_{\text{free air}, N \times T}$ is the $CTDI_{\text{free air}}$ (201.3.215) for a specific value of $N \times T$;

$CTDI_{\text{free air}, \text{Ref}}$ is the $CTDI_{\text{free air}}$ (201.3.215) for $(N \times T)_{\text{Ref}}$;

N is the number of TOMOGRAPHIC SECTIONS produced in a single axial scan of the X-ray source;

T is the NOMINAL TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS.

NOTE 1 The dose is reported as ABSORBED DOSE to air, but for practical purposes the evaluation of ABSORBED DOSE to air within a PMMA dosimetry PHANTOM is well approximated by measurement of the AIR KERMA.

NOTE 2 This definition assumes that the DOSE PROFILE is centred on $z = 0$.

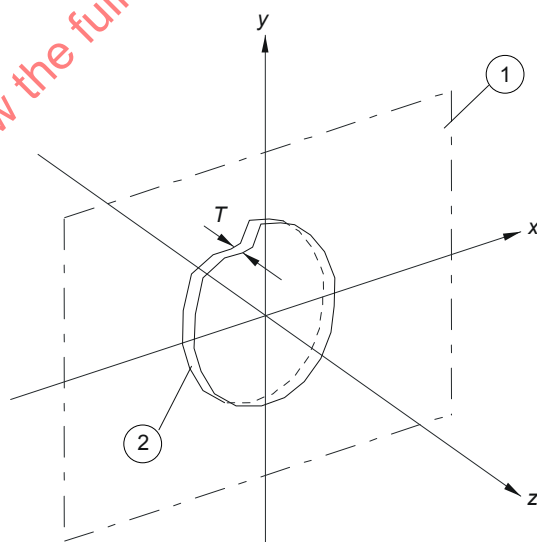
NOTE 3 A single axial scan is typically a 360° rotation of the X-ray source.

NOTE 4 When the TOMOGRAPHIC SECTIONS overlap, e.g. in CT SCANNERS with a “z-flying FOCAL SPOT”, the denominator of the integral needs to be replaced by the total nominal width along z of overlapping tomographic sections. For example, if the percentage of overlap is 50%, then the denominator would be replaced by $0,5 \times N \times T$.

NOTE 5 Typically the z -axis is the axis of rotation.

NOTE 6 The $CTDI_{100}$ is designed to include most of the scattered radiation.

NOTE 7 See Annex CC for explanation.



IEC 369/09

1 TOMOGRAPHIC PLANE

2 PHANTOM

Figure 201.101 – Coordinate system

201.3.204

CT PITCH FACTOR

in helical scanning the ratio of the PATIENT SUPPORT travel Δd along the z-direction per rotation of the X-ray source divided by the product of the NOMINAL TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS T and the number of TOMOGRAPHIC SECTIONS N :

$$CT \text{ pitch factor} = \frac{\Delta d}{N \times T}$$

where

Δd is the PATIENT SUPPORT travel along the z-direction per rotation of the X-RAY SOURCE;

T is the NOMINAL TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS;

N is the number of TOMOGRAPHIC SECTIONS produced in a single axial scan of the X-RAY SOURCE.

NOTE 1 Although the CT PITCH FACTOR is associated with helical scanning, its definition refers to parameters T and N that are defined only for axial scanning. Definition 201.3.204 presumes that these axial-scanning parameters T and N correspond to the same collimation and active-detector configuration as that of the helical scanning for which the CT PITCH FACTOR is being evaluated.

NOTE 2 When the TOMOGRAPHIC SECTIONS overlap, e.g. in CT SCANNERS with "flying FOCAL SPOT", the product $N \times T$ needs to be adjusted for overlap.

NOTE 3 CT PITCH FACTOR will be a function of time when Δd or $N \times T$ are variable during the exposure.

NOTE 4 The terms "helical" is used in this document as a synonym for the term "spiral".

201.3.205

DOSE PROFILE

representation of the dose as a function of position along a line

201.3.206

NOMINAL TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS

in CT SCANNERS the TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS which is selected and indicated on the CONTROL PANEL

NOTE In helical scanning the thickness of a section associated with the reconstructed image depends on the helical reconstruction algorithm and pitch. This thickness might or might not be equal to the NOMINAL TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS.

201.3.207

SENSITIVITY PROFILE

relative response of a system for COMPUTED TOMOGRAPHY as a function of position along a line perpendicular to the TOMOGRAPHIC PLANE

201.3.208

TOMOGRAPHIC PLANE

geometric plane perpendicular to the axis of rotation at the centre of the X-RAY FIELD in z (see Figure 201.101)

201.3.209

TOMOGRAPHIC SECTION

for CT SCANNERS with a single detector row, the volume over which TRANSMISSION data of X-RADIATION are collected in a single axial scan; for CT SCANNERS with multiple detector rows along the z-axis, the volume over which data are collected by a single acquisition channel representing a single row or a selected grouping of rows

201.3.210

TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS

FULL WIDTH AT HALF MAXIMUM of the SENSITIVITY PROFILE taken at the ISOCENTRE of a TOMOGRAPHIC SECTION

201.3.211
WEIGHTED $CTDI_{100}$
 $CTDI_w$
value defined as

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100(\text{centre})} + \frac{2}{3}CTDI_{100(\text{peripheral})}$$

where $CTDI_{100(\text{centre})}$ is the value of $CTDI_{100}$ measured in the centre of a dosimetry PHANTOM, and where $CTDI_{100(\text{peripheral})}$ is the average of the four values of $CTDI_{100}$ measured around the dosimetry PHANTOM periphery according to 203.109.1 a)2) and 3)

201.3.212
VOLUME $CTDI_w$
 $CTDI_{vol}$

a) for axial scanning

$$CTDI_{vol} = \frac{N \times T}{\Delta d} CTDI_w$$

where

N is the number of TOMOGRAPHIC SECTIONS produced in a single axial scan of the X-ray source;

T is the NOMINAL TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS;

Δd is the PATIENT SUPPORT travel in z-direction between consecutive scans.

~~NOTE 1 For axial scanning with a total table travel of less than $N \times T$ this definition may overestimate the dose.~~

~~NOTE 2 For the selected CT CONDITIONS OF OPERATION, but irrespective of any scanning length that may be used clinically, the VOLUME $CTDI_w$ ($CTDI_{vol}$) is an index of dose based on a convention of 100 mm range of integration along the z-axis. For axial scanning, $CTDI_{vol}$ corresponds to the average dose that would accrue in the PHANTOM central section of volume equal to the cross sectional area $\times \Delta d$.~~

NOTE 1 For the selected CT CONDITIONS OF OPERATION, but irrespective of any scanning length that may be used clinically, the VOLUME $CTDI_w$ ($CTDI_{vol}$) is an index of dose based on a convention of 100 mm range of integration along the z-axis. For axial scanning, $CTDI_{vol}$ corresponds to the average dose that would accrue in the PHANTOM central section of volume equal to the cross sectional area $\times \Delta d$.

NOTE 2 For axial scanning with a total table travel much less than $N \times T$, $CTDI_{vol}$ as defined overestimates the average dose that would accrue in the PHANTOM central section of volume equal to the cross sectional area $\times \Delta d$.

b) for helical scanning

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{CT \text{ pitch factor}}$$

NOTE 1 CT PITCH FACTOR will be a function of time when Δd or $N \times T$ are variable during the exposure.

~~NOTE 2 For helical scanning with a small number of rotations and a table travel per rotation of less than $N \times T$ this definition may overestimate the dose.~~

~~NOTE 3 For the selected CT CONDITIONS OF OPERATION, but irrespective of any scanning length that may be used clinically, the VOLUME $CTDI_w$ ($CTDI_{vol}$) is an index of dose based on a convention of 100 mm range of integration along the z-axis. For helical scanning, $CTDI_{vol}$ corresponds to the average dose that would accrue in the PHANTOM central section of volume equal to the cross sectional area $\times \Delta d$.~~

NOTE 2 For the selected CT CONDITIONS OF OPERATION, but irrespective of any scanning length that may be used clinically, the VOLUME $CTDI_w$ ($CTDI_{vol}$) is an index of dose based on a convention of 100 mm range of integration along the z-axis. For helical scanning, $CTDI_{vol}$ corresponds to the average dose that would accrue in the centre of a 100 mm scan length.

NOTE 3 For helical scanning, when the product of a small number of rotations times the table travel per rotation is much less than $N \times T$, $CTDI_{vol}$ as defined overestimates the average dose that would accrue in the centre of a 100-mm scan length.

c) for scanning without movement of the PATIENT SUPPORT

$$CTDI_{vol} = n \times CTDI_w$$

where n is equal to the number of rotations.

NOTE 1 c) includes situations where the PATIENT SUPPORT may be moved manually, for example, during an interventional procedure.

NOTE 2 For scanning without movement of the PATIENT SUPPORT and for situations where the PATIENT SUPPORT may be moved manually, this definition overestimates the dose as it includes assumed scatter contribution from adjacent slices.

NOTE 3 For scanning without movement of the PATIENT SUPPORT, $CTDI_{vol}$ corresponds to the dose that would accrue in the PHANTOM central section of volume equal to the cross sectional area $\times N \times T$ were there n congruent sequences of contiguous scanning, each sequence of length 100 mm.

d) for axial scanning without gaps and helical scanning, both involving back-and-forth PATIENT SUPPORT movement between two positions (shuttle mode)

$$CTDI_{vol} = n \frac{N \times T}{(N \times T) + R} CTDI_w$$

where

N is the number of TOMOGRAPHIC SECTIONS produced in a single axial scan of the X-ray source;

T is the NOMINAL TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS;

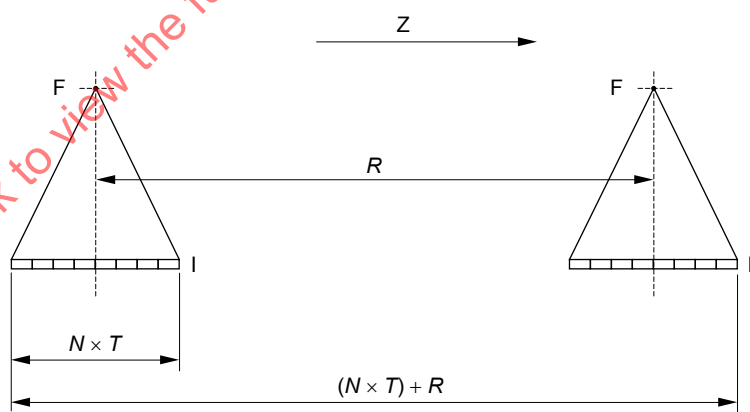
n is equal to the total number of rotations for the entire scan series;

R is the distance between the two positions;

$CTDI_w$ is the WEIGHTED $CTDI_{100}$.

NOTE 1 See Figure 201.102.

NOTE 2 $CTDI_w$ is evaluated as the time weighed $CTDI_w$ reflecting the varying CT CONDITIONS OF OPERATION.



IEC 1615/12

F FOCAL SPOT
I ISOCENTRE
Z z-direction

Figure 201.102 – Illustration of $N \times T$, R and $(N \times T) + R$

201.3.213

GEOMETRIC EFFICIENCY IN THE Z-DIRECTION

integral of the DOSE PROFILE determined at the ISOCENTRE without any object in the X-RAY BEAM, over the acquisition range in the z-direction, expressed as percentage of the total integral of the DOSE PROFILE in the z-direction, where the acquisition range is the length along the z-axis spanned by the selected detector elements, or it is the z-axis length of the post-patient collimation, whichever is less and where z-axis lengths are given as equivalent lengths at the ISOCENTRE

NOTE Detector 'combs' or grids will reduce geometric efficiency.

201.3.214

DOSE-LENGTH PRODUCT

DLP

index characterizing the product of the $CTDI_{vol}$ and the total length scanned

a) For axial scanning

$$DLP = CTDI_{vol} \times \Delta d \times n$$

where

Δd is the PATIENT SUPPORT travel in z-direction between consecutive scans;

n is the number of scans in the series.

b) For helical scanning

$$DLP = CTDI_{vol} \times L$$

where

L is the table travel during the entire LOADING, adjusted for dynamic collimation modes if applicable.

NOTE 1 L might be longer than the programmed scan length.

NOTE 2 The time weighted average of $CTDI_{vol}$ is to be used if $CTDI_{vol}$ is variable.

NOTE 3 A way for obtaining L could be to use the FWHM along a line perpendicular to the TOMOGRAPHIC PLANE at isocenter of the free-in-air DOSE PROFILE for the entire scan. In the absence of dynamic collimation this is approximately equivalent to table travel during the entire LOADING.

c) For scanning without movement of the PATIENT SUPPORT

$$DLP = CTDI_{vol} \times N \times T$$

where

N is the number of TOMOGRAPHIC SECTIONS produced in a single axial scan of the X-ray source;

T is the NOMINAL TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS.

d) for axial scanning without gaps and helical scanning, both involving back-and-forth PATIENT SUPPORT movement between two positions (shuttle mode)

$$DLP = CTDI_{vol} \times ((N \times T) + R)$$

where

N is the number of TOMOGRAPHIC SECTIONS produced in a single axial scan of the X-ray source;

T is the NOMINAL TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS;

R is the distance between the two positions.

201.3.215

COMPUTED TOMOGRAPHY DOSE INDEX FREE-IN-AIR

CTDI_{FREE AIR} free air

integral of the DOSE PROFILE produced in a single axial scan along a line perpendicular to the TOMOGRAPHIC PLANE from –50 mm to +50 mm, divided by the product of the number of TOMOGRAPHIC SECTIONS N and the NOMINAL TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS T , or divided by 100 mm, whichever is less

$$CTDI_{\text{FREE AIR}} = \frac{\int_{-50 \text{ mm}}^{+50 \text{ mm}} \frac{D(z)}{\min\{N \times T, 100 \text{ mm}\}} dz$$

where

$D(z)$ is the DOSE PROFILE along a line z perpendicular to the TOMOGRAPHIC PLANE, where dose is reported as ABSORBED DOSE in air and is evaluated free in air in the absence of a PHANTOM and the PATIENT SUPPORT;

N is the number of TOMOGRAPHIC SECTIONS produced in a single axial scan of the X-ray source;

T is the NOMINAL TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS.

NOTE 1 This definition assumes that the DOSE PROFILE is centred on $z = 0$.

integral of the DOSE PROFILE representative of a single axial scan along a line through the ISOCENTRE and perpendicular to the TOMOGRAPHIC PLANE divided by $N \times T$ according to the following

$$CTDI_{\text{free air}} = \frac{\int_{-L/2}^{+L/2} \frac{D(z)}{N \times T} dz$$

where

$D(z)$ is the DOSE PROFILE representative of a single axial scan along a line z through ISOCENTRE and perpendicular to the TOMOGRAPHIC PLANE, where dose is reported as ABSORBED DOSE in air and is evaluated free-in-air in the absence of a PHANTOM and the PATIENT SUPPORT;

N is the number of TOMOGRAPHIC SECTIONS produced in a single axial scan of the X-ray source;

T is the NOMINAL TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS;

L is at least $(N \times T) + 40$ mm, but not less than 100 mm.

NOTE 1 This definition assumes that the DOSE PROFILE is centred on $z = 0$.

NOTE 2 When the TOMOGRAPHIC SECTIONS overlap, e.g. in CT SCANNERS with a “z-flying FOCAL SPOT”, the denominator of the integral needs to be replaced by the total nominal width along z of overlapping tomographic sections. For example, if the percentage of overlap is 50 %, then the denominator would be replaced by $0,5 \times N \times T$.

NOTE 3 Typically a RADIATION DETECTOR of length L or longer is used. Annex DD provides an example for alternate measurements.

201.3.216

PROTOCOL ELEMENT

set of the particular CT CONDITIONS OF OPERATION necessary to perform a scan

NOTE 1 The following modes are examples of different types of scan: helical, axial, axial series, scanning without movement of the patient support and shuttle mode.

NOTE 2 To maintain consistency with their respective user interfaces and documentation, various CT SCANNERS might use terminology different from “PROTOCOL ELEMENT”, e.g., “scan”, “scan group”, “scan series”, etc., which actually means “PROTOCOL ELEMENT”

NOTE 3 A PROTOCOL ELEMENT is typically associated with a defined clinical task, clinical context, anatomical region, and/or age or size group. It corresponds to one sequence of scanning in a CT EXAMINATION.

201.3.217

CT EXAMINATION

group of PROTOCOL ELEMENTS used for the entire COMPUTED TOMOGRAPHY PROCEDURE for a particular PATIENT

201.3.218

DOSE NOTIFICATION VALUE

value of $CTDI_{vol}$, $CTDI_{vol}$ per second, or DLP used to trigger a notification on the control panel

NOTE A DOSE NOTIFICATION VALUE could represent a level of concern associated with a dose index value that would exceed a value normally expected for the PROTOCOL ELEMENT (e.g. a diagnostic reference level or similar value determined by the RESPONSIBLE ORGANIZATION).

201.3.219

DOSE ALERT VALUE

value of $CTDI_{vol}$ or DLP used to trigger an alert on the control panel

NOTE A DOSE ALERT VALUE could represent a level of concern (e.g. avoidance of deterministic effects) higher than that of a DOSE NOTIFICATION VALUE, and it would therefore warrant more stringent review and consideration before proceeding."

201.4 General requirements

Clause 4 of the general standard applies, except as follows:

201.4.3 ESSENTIAL PERFORMANCE

Addition:

~~For CT SCANNERS for which the INTENDED USE includes COMPUTED TOMOGRAPHY as the principal means of guidance in invasive procedures (involving the introduction of a device, such as a needle or a catheter into the body of the PATIENT), any ESSENTIAL PERFORMANCE related to such use shall be identified.~~

For CT SCANNERS for which the INTENDED USE includes COMPUTED TOMOGRAPHY as the principal means of guidance in invasive procedures (e.g., involving the introduction of a device, such as a needle or a catheter into the body of the PATIENT), any ESSENTIAL PERFORMANCE aspects related to such use shall be identified in the ACCOMPANYING DOCUMENTS and in the RISK MANAGEMENT FILE.

NOTE An example of what would not be considered ESSENTIAL PERFORMANCE is the extraction of needles where images are not required for guidance.

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS and the RISK MANAGEMENT FILE.

201.4.5 ~~Equivalent Safety~~ *Alternative RISK CONTROL measures or test methods for ME EQUIPMENT OR ME SYSTEMS

Addition:

~~NOTE~~ Because state of the art technology changes for CT SCANNERS may result in the inability to strictly comply with all clauses of this particular standard, alternate means of addressing risks via risk management are acceptable. Alternate means are acceptable only when the ~~residual risks~~ RESIDUAL RISKS resulting from application of the alternative are equal to or less than the RESIDUAL RISKS that would ensue when the particular standards requirements are met.

201.4.10.2 SUPPLY MAINS for ME EQUIPMENT and ME SYSTEMS

Addition:

The internal impedance of a SUPPLY MAINS is to be considered sufficiently low for the operation of a CT SCANNER if the value of the APPARENT RESISTANCE OF SUPPLY MAINS does not exceed the value specified in the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

Either the APPARENT RESISTANCE OF SUPPLY MAINS or the proper gauge/length of supply cables or other appropriate SUPPLY MAINS specifications used in a facility shall be specified in the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

NOTE If a NOMINAL voltage is claimed for a mains power supply system, it is assumed that there is no voltage of a higher value between any of the conductors of the system or between any of these conductors and earth.

An alternating voltage is considered in practice to be sinusoidal if any instantaneous value of the waveform concerned differs from the instantaneous value of the ideal waveform at the same moment by no more than $\pm 2\%$ of the peak value of the ideal waveform.

A three-phase SUPPLY MAINS is considered to have a practical symmetry if it delivers symmetrical voltages and produces, when loaded symmetrically, symmetrical currents.

The requirements of this standard are based upon the assumption that three-phase systems have a symmetrical configuration of the MAINS VOLTAGE with respect to earth. Single-phase systems may be derived from such three-phase systems. Where the supply system is not earthed at the source it is assumed that adequate measures have been provided to detect, limit and remedy any disturbance of symmetry within a reasonably short time.

A CT SCANNER is considered to comply with the requirements of this standard only if its specified NOMINAL ELECTRIC POWER can be demonstrated at an APPARENT RESISTANCE OF SUPPLY MAINS having a value not less than the APPARENT RESISTANCE OF SUPPLY MAINS specified by the MANUFACTURER in the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

201.5 General requirements for testing of ME EQUIPMENT

Clause 5 of the general standard applies, except as follows:

201.5.7 Humidity preconditioning treatment

Addition:

For those CT SCANNERS that are to be used only in controlled environments, as to be specified in the ACCOMPANYING DOCUMENTS, no humidity preconditioning is required.

The ACCOMPANYING DOCUMENTS shall include the time period that the room environmental operating conditions must be maintained prior to powering the system on.

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

201.6 Classification of ME EQUIPMENT and ME SYSTEMS

Clause 6 of the general standard applies, except as follows:

201.6.2 Protection against electric shock

Replacement:

HIGH-VOLTAGE GENERATORS in CT SCANNERS shall be CLASS I ME EQUIPMENT or INTERNALLY POWERED ME EQUIPMENT.

201.6.6 MODE OF OPERATION

Replacement:

Unless otherwise specified, CT SCANNERS or sub-assemblies thereof shall be classified as suitable for continuous connection to the SUPPLY MAINS in the STAND-BY STATE and for specified LOADINGS.

201.7 ME EQUIPMENT identification, marking and documents

Clause 7 of the general standard applies, except as follows:

201.7.2.15 Cooling conditions

Addition:

The cooling requirements for the safe operation of a CT SCANNER, or a sub-assembly thereof, shall be indicated in the ACCOMPANYING DOCUMENTS, including as appropriate the maximum heat dissipation.

201.7.8.1 Colours of indicator lights

Addition after the first paragraph:

For CT SCANNERS, the colours to be used for indicator lights shall be as follows:

- the colour green shall be used at the CONTROL PANEL to indicate the state from which one further action leads to the LOADING STATE; see 203.103;
- the colour yellow shall be used at the CONTROL PANEL to indicate the LOADING STATE; see 203.6.4.2.

NOTE 101 The colours of indicator lights need to be chosen according to the message to be given. Thus, the same operational state of an X-RAY EQUIPMENT can have simultaneous indications in different colours depending upon the place of indication, for example green at the CONTROL PANEL and red at the entrance to the examination room.

201.7.9 ACCOMPANYING DOCUMENTS

201.7.9.2.2 Warning and safety notices

Addition:

For risks not sufficiently mitigated in 201.9.2, warnings shall be given in the ACCOMPANYING DOCUMENTS, or markings provided on the equipment to mitigate the RISK of injuries that could result from collision of power driven equipment parts with other moving or stationary items likely to be in the environment.

201.7.9.2.9 Operating instructions

Addition:

Electric output data shall be stated in the instructions for use in terms of LOADING FACTORS as required in 201.12.1.103.

For CT SCANNERS in which part of the HIGH-VOLTAGE GENERATOR is integrated with the X-RAY TUBE ASSEMBLY (for example X-RAY TUBE HEADS) the stated values shall refer to the complete device.

The following combinations and data shall be stated:

- 1) the corresponding NOMINAL X-RAY TUBE VOLTAGE together with the highest X-RAY TUBE CURRENT obtainable from the HIGH-VOLTAGE GENERATOR when operated at that X-RAY TUBE VOLTAGE;
- 2) the corresponding highest X-RAY TUBE CURRENT together with the highest X-RAY TUBE VOLTAGE, obtainable from the HIGH-VOLTAGE GENERATOR when operating at that X-RAY TUBE CURRENT;
- 3) the corresponding combination of X-RAY TUBE VOLTAGE and X-RAY TUBE CURRENT which results in the highest electric output power;
- 4) the NOMINAL ELECTRIC POWER given as the highest constant electric output power in kilowatts which the HIGH-VOLTAGE GENERATOR can deliver, for a LOADING TIME of 4 s at an X-RAY TUBE VOLTAGE of 120 kV, or if these values are not selectable, with an X-RAY TUBE VOLTAGE nearest to 120 kV and the value of LOADING TIME nearest to but not less than 4 s.

The NOMINAL ELECTRIC POWER shall be given together with the combination of X-RAY TUBE VOLTAGE and X-RAY TUBE CURRENT and the LOADING TIME which are used in the CT SCANNER.

201.7.9.3 Technical description

201.7.9.3.1 General

Addition:

The technical description shall contain information about the combination or, if necessary, the combinations of sub-assemblies and ACCESSORIES of a CT SCANNER.

Additional subclause:

201.7.9.101 Reference to ACCOMPANYING DOCUMENTS

Clauses and subclauses of this standard, in which additional requirements concerning the content of ACCOMPANYING DOCUMENTS are given:

– APPARENT RESISTANCE OF SUPPLY MAINS	201.4.10.2
– Controlled environment	201.5.7
– Cooling conditions	201.7.2.15
– Warning and safety notices	201.7.9.2.2
– Operating instructions	201.7.9.2.9
– Suitable combinations	201.7.9.3.1
– Protective measures	201.9.2.2.4.4
– Limits for movements at unintentional interruption	201.9.2.3.1.102
– Means for release of PATIENT	201.9.2.5
– Accuracy of RADIATION output	201.12.1.101
– Compliance with this standard	203.4.1
– General requirements for dose information	203.5.2.4.1
– Dose indication	203.5.2.4.3
– Deterministic effects	203.5.2.4.5
– Image quality related performance	203.6.7.2
– HALF VALUE LAYER and TOTAL FILTRATION	203.7.1
– Indication of FILTER properties	203.7.3
– Constancy of AUTOMATIC EXPOSURE CONTROL(S)	203.6.5

– PRIMARY PROTECTIVE SHIELDING	203.11
– Statement of reference LOADING conditions	203.12.3
– Protection against STRAY RADIATION	203.13.2
– Control of RADIATION OUTPUT	203.106
– $CTDI_{100}$	203.109.1
– $CTDI_{free\ air}$	203.109.2
– DOSE PROFILE statement	203.110
– SENSITIVITY PROFILE statement	203.111
– GEOMETRIC EFFICIENCY IN THE Z DIRECTION	203.113
– LIGHT FIELD Light marker	203.115 c)
– Interaction of CT X-RADIATION with active medical devices	203.5.2.4.101
– ESSENTIAL PERFORMANCE	201.4.3
– Alignment of the top of the PATIENT SUPPORT	201.101.2
– Top of the PATIENT SUPPORT	201.101.3
– Table sag (stiffness of the PATIENT SUPPORT)	201.101.4
– Integral light markers for PATIENT marking	201.101.5
– Typical scan mode to provide images for RTP	201.101.6
– HU-value conversion	201.101.7
– Geometric accuracy of image data	201.101.8
– Information in the ACCOMPANYING DOCUMENTS	203.10.2
– Display and recording of $CTDI_{vol}$ and DLP	203.112

201.8 Protection against electrical HAZARDS from ME EQUIPMENT

Clause 8 of the general standard applies, except as follows:

201.8.4 Limitation of voltage, current or energy

Addition:

201.8.4.101 Limitation of high voltage to the NOMINAL X-RAY TUBE VOLTAGE

CT SCANNERS shall be designed so as not to deliver a voltage higher than the NOMINAL X-RAY TUBE VOLTAGE for the X-RAY TUBE ASSEMBLY in NORMAL USE associated with PATIENT scanning.

Compliance is checked by inspection of the MANUFACTURER'S data for the component, by inspection of the ME EQUIPMENT, and where necessary, by functional test.

201.8.4.102 Detachable high-voltage cable connections

Detachable high voltage cable connections to the X-RAY TUBE ASSEMBLY shall be designed so that the use of tools is required to disconnect them or to remove their protective covers.

Compliance is checked by inspection.

201.8.4.103 Unacceptably high voltage in the MAINS PART

Provision shall be made to prevent the appearance of an unacceptably high voltage in the MAINS PART or in any other low-voltage circuit.

NOTE This may be achieved for example:

- by provision of a winding layer or a conductive screen connected to the PROTECTIVE EARTH TERMINAL between high-voltage and low-voltage circuits;
- by provision of a voltage-limiting device across terminals to which external devices are connected and between which an excessive voltage might arise if the external path to earth becomes discontinuous.

Compliance is checked by inspection of design data and construction.

201.8.7 LEAKAGE CURRENTS and PATIENT AUXILIARY CURRENTS

201.8.7.3 Allowable values

d)

Replacement:

The allowable values of the EARTH LEAKAGE CURRENT are 5 mA in NORMAL CONDITION and 10 mA in SINGLE FAULT CONDITION.

For PERMANENTLY INSTALLED CT SCANNERS and sub-assemblies thereof connected to a supply circuit that supplies only this CT SCANNER, the EARTH LEAKAGE CURRENT under NORMAL CONDITION and SINGLE FAULT CONDITION shall not exceed 10 mA.

NOTE 1 Local regulation can establish limits for protective earth currents of the installation. See also IEC 60364-7-710.

The allowable values of the EARTH LEAKAGE CURRENT are permitted for each sub-assembly of the CT SCANNER that is supplied by its own exclusive connection to the SUPPLY MAINS or to a central connection point, if the latter is fixed and PERMANENTLY INSTALLED.

A fixed and PERMANENTLY INSTALLED central PROTECTIVE EARTH TERMINAL may be provided inside the outer ENCLOSURE or cover of the CT SCANNER. If other sub-assemblies or ASSOCIATED EQUIPMENT are connected to the PROTECTIVE EARTH TERMINAL, the EARTH LEAKAGE CURRENT between such a central connection point and the external protective system may exceed the allowable values for any one of the single devices connected.

NOTE 2 The provision of a central PROTECTIVE EARTH TERMINAL is acceptable, since for fixed and PERMANENTLY INSTALLED ME EQUIPMENT the interruption of the PROTECTIVE EARTH CONDUCTOR is not considered to be a SINGLE FAULT CONDITION. However, in such cases, adequate information on the combination of ASSOCIATED EQUIPMENT needs to be provided in accordance with 201.7.9.3.1.

Compliance is checked by inspection and test.

e)

Addition:

For PERMANENTLY INSTALLED CT SCANNERS, regardless of waveform and frequency, the EARTH LEAKAGE CURRENT under NORMAL CONDITION and SINGLE FAULT CONDITION shall not exceed 20 mA when measured with a non-frequency-weighted device.

Compliance is checked by inspection and test.

201.8.8 Insulation

201.8.8.3 Dielectric strength

Addition after the first paragraph:

The dielectric strength of the electrical insulation of high-voltage circuits shall be sufficient to withstand the test voltages for the durations given in 8.8.3 of the general standard.

The test shall be made without an X-RAY TUBE connected and with a test voltage of 1,2 times the NOMINAL X-RAY TUBE VOLTAGE of the HIGH-VOLTAGE GENERATOR.

If the HIGH-VOLTAGE GENERATOR can only be tested with the X-RAY TUBE connected, the test voltage may be lower but shall not be less than 1,1 times the NOMINAL X-RAY TUBE VOLTAGE of the HIGH-VOLTAGE GENERATOR or X-RAY TUBE ASSEMBLY (whichever is lower).

NOTE 101 For the NOMINAL X-RAY TUBE VOLTAGE of the HIGH-VOLTAGE GENERATOR, see also subclause 201.8.4.101, Limitation of high voltage to the NOMINAL X-RAY TUBE VOLTAGE.

Compliance is checked by the following tests:

The high-voltage circuits of HIGH-VOLTAGE GENERATORS or sub-assemblies thereof are tested by applying a test voltage of 50 % of its final value according to 8.5.4 of the general standard and raising it over a period of 10 s or less to the final value, which then is maintained for 3 min.

Addition to item 8.8.3 a):

If during the dielectric strength test there is a RISK of overheating a transformer or associated circuitry under test, it is permitted to carry out the test at a higher supply frequency, or d.c. voltage, equal to the peak value of the a.c. test voltage, or to supply the test voltage to the secondary side by another generator.

During the dielectric strength test, the applied test voltage in the high-voltage circuit should be kept to 100 % to 105 % of the value required.

Addition to item 8.8.3 b):

During the dielectric strength test of HIGH-VOLTAGE GENERATORS, slight corona discharges in the high-voltage circuit are to be disregarded if they cease when the test voltage is lowered to 1,1 times the voltage to which the test condition is referred.

Addition to item 8.8.3.c):

If according to RISK ASSESSMENT the GANTRY or PATIENT SUPPORT is an APPLIED PART or the part treated as an APPLIED PART, and the conductive GANTRY or PATIENT SUPPORT parts accessible to the PATIENT are not fully covered by plastic ENCLOSURE, then such GANTRY or PATIENT SUPPORT parts are protected by MEANS OF PATIENT PROTECTION (MOPP). In this case, the test voltage for the dielectric strength testing of stator and stator circuits used for the operation of the rotating ANODE of the X-RAY TUBE is to be referred to the voltage existing after reduction of the stator supply voltage to its steady state operating value.

Otherwise, the gantry is protected by MEANS OF OPERATOR PROTECTION (MOOP) and Table 6 and Tables 13 to 16 of the general standard or the INSULATION COORDINATION requirements of IEC 60950-1 apply.

HIGH-VOLTAGE GENERATORS or sub-assemblies thereof that are integrated with an X-RAY TUBE ASSEMBLY are to be tested with an appropriately loaded X-RAY TUBE.

If the dielectric strength test is performed with an X-RAY TUBE connected and the high-voltage circuit is not accessible for the measurement of the test voltage applied, appropriate measures are to be taken to ensure that the values lie within the limits required in this subclause.

201.8.9 CREEPAGE DISTANCES and AIR CLEARANCES

201.8.9.1 Values

Additional subclause:

201.8.9.1.101 CREEPAGE DISTANCES and AIR CLEARANCES for CT SCANNERS

For PERMANENTLY INSTALLED CT SCANNERS with protective earthing, the values of Tables 13, 15 and 16 of the general standard for one and two MOOP considering high altitude, material groups, pollution degree classification and over voltage category classification apply up to reference voltages of 1 000 V a.c. r.m.s. or 1 400 V_{peak} d.c. in Tables 13 and 15 of the general standard, and 1 000 V_{dc} in Table 16 of the general standard.

For higher reference voltages the CREEPAGE DISTANCES and AIR CLEARANCES

- shall be not less than those for 1 000 V a.c. r.m.s. or 1 400 V_{peak} or V_{d.c.} in Tables 13 and 15, and 1 000 V d.c. in Table 16 of the general standard; and
- shall comply with the dielectric strength test according to subclause 8.8.3 of the general standard.

The dielectric strength test shall be performed under environmental conditions as described in 8.8.3 of the general standard and 201.5.7 of this particular standard.

NOTE For CT SCANNERS installed with a fixed and PERMANENTLY INSTALLED PROTECTIVE EARTH CONDUCTOR it is assumed that there is no unacceptable RISK with regard to the reliability of the PROTECTIVE EARTH CONNECTION. The components with high reference voltages are: parts of X-RAY GENERATOR, X-RAY TUBE ASSEMBLY and in some cases parts of the digital acquisition system therefore, a reliable PROTECTIVE EARTH CONNECTION and sufficient dielectric strength of insulation are considered as equivalent to two MOPs. See also 201.8.8.3.

For the same reason there is a statement in 8.7.3 d) of the general standard that under these circumstances a higher EARTH LEAKAGE CURRENT is admissible. This aligns with the statements on CREEPAGE DISTANCES and AIR CLEARANCES in IEC 60664-1.

201.9 Protection against mechanical HAZARDS of ME EQUIPMENT and ME SYSTEMS

Clause 9 of the general standard applies, except as follows:

201.9.2.2.4.4 Protective measures

Addition:

When a part is provided with one or more devices designed to reduce, in NORMAL USE, the risk of collision with the PATIENT, the operation and limitations of each device shall be described in the INSTRUCTIONS FOR USE.

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

201.9.2.3 Other HAZARDS associated with moving parts

201.9.2.3.1 Unintended movement

Addition:

201.9.2.3.1.101 Unintended movements for CT SCANNERS

Means shall be provided to minimize the possibility of unintended motion, which could result in physical injury to the PATIENT, in NORMAL USE and SINGLE FAULT CONDITIONS. The following shall apply.

- a) OPERATOR controls shall be so positioned, recessed, or protected by other means such that they are unlikely to be inadvertently actuated in a way resulting in physical injury to the PATIENT.
- b) The equipment shall be SINGLE FAULT SAFE against uncontrolled motion.

201.9.2.3.1.102 Unintentional interruption

If parts involved in powered movements could cause physical injury, such parts shall be stopped in the event of unintentional interruption of the SUPPLY MAINS or power supply within the limits given in the ACCOMPANYING DOCUMENTS. The maximum value of distance and angle for each stopping condition shall be given in the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS and by interruption of the SUPPLY MAINS to powered movements and measurement of stopping distances. These tests shall be performed with a patient-equivalent mass of 135 kg distributed evenly over the PATIENT SUPPORT.

Additional subclauses:

201.9.2.3.101 Operation of equipment movements from inside the RADIATION room

Any motorized movements of equipment parts which may cause physical injury to the PATIENT shall be controlled by continuous deliberate action by the OPERATOR. The control shall be located close to the PATIENT SUPPORT so that the OPERATOR can continuously observe the PATIENT and thus avoid possible injury to the latter and be positioned in such a way that it cannot easily be touched by the PATIENT. Those movements which are part of a pre-programmed scanning protocol are exempt from these requirements.

The motorized movement of ME EQUIPMENT or ME EQUIPMENT parts which could crush or otherwise directly cause serious injury to the PATIENT, and for which the response of the OPERATOR to actuate an emergency stop cannot be relied on to prevent an injury, shall be operated only by continuous actuation of two switches by the OPERATOR. On release by the OPERATOR, each switch shall be independently capable of interrupting the movement.

NOTE Emergency stops located on the PATIENT SUPPORT or gantry and the CONTROL PANEL(S) per 201.9.2.4.101.1 are considered to be sufficient controls which the OPERATOR can rely upon to avoid injury.

The two switches may be designed into a single control, and one switch may be in a circuit which is common to all motions.

These switches shall be in a location such that possible injury to the PATIENT can be observed by the OPERATOR. At least one set of switches shall be so located as to require the presence of the OPERATOR close to the PATIENT, to observe the moving parts of the ME EQUIPMENT.

201.9.2.3.102 Operation of equipment movements from outside the RADIATION room

Any motorized movements of equipment parts which may cause physical injury to the PATIENT shall be controlled by continuous deliberate action by the OPERATOR.

When the control by continuous deliberate action is applied as a protective measure for the motorized movements, the control shall be located at the position where movements can be visually observed. Those movements which are part of a pre-programmed scanning protocol are exempt from these requirements.

The motorized movement of ME EQUIPMENT or ME EQUIPMENT parts which could crush or otherwise directly cause serious injury to the PATIENT, and for which the response of the OPERATOR to actuate an emergency stop cannot be relied on to prevent an injury, shall be operated only by continuous actuation of two switches by the OPERATOR. On release by the OPERATOR, each switch shall be independently capable of interrupting the movement.

NOTE Emergency stops located on the PATIENT SUPPORT or gantry and the CONTROL PANEL(S) per 201.9.2.4.101.1 are considered sufficient controls for which the OPERATOR can rely upon to avoid injury.

The two switches may be designed into a single control, and one switch may be in a circuit which is common to all motions.

These switches shall be in a location such that the PATIENT can be observed, to enable the OPERATOR to help preclude possible injury to the PATIENT.

201.9.2.4 Emergency stopping devices

Addition:

201.9.2.4.101 GANTRY and PATIENT SUPPORT

201.9.2.4.101.1 Emergency stop of motorized movements

Readily identifiable and accessible control(s) composed of COMPONENTS WITH HIGH-INTEGRITY CHARACTERISTICS shall be provided near to or on the PATIENT SUPPORT or gantry for emergency stopping of motorized movements by interruption of the electric power to the movement system. When operated, tilt or linear movement of the gantry and table movement shall stop within the limits given in 201.9.2.4.101.2 and 201.9.2.4.101.3 of this particular standard. Control(s) shall be positioned in such a way that they cannot be operated accidentally.

Similar controls shall also be provided near to, or on, any remote CONTROL PANEL from which movements can be actuated.

The drive power shall be disconnected within 1 s of emergency-stop activation.

Upon emergency stop activation LOADING shall be terminated according to 203.101.

MOTORIZED MOVEMENT termination and LOADING termination shall be accomplished by the same emergency stop button

NOTE Power required to maintain the electronics and control circuitry may remain energized after emergency-stop activation.

Compliance is checked by the appropriate functional tests. These tests shall be performed with a patient-equivalent mass of 135 kg distributed evenly over the PATIENT SUPPORT.

201.9.2.4.101.2 Tilting of the GANTRY

When the emergency stop control is actuated, the gantry tilt shall stop within an angle of 0,5°.

Compliance is checked by functional test.

201.9.2.4.101.3 Linear movements of the PATIENT SUPPORT and gantry

When the emergency stop control is actuated, the action to stop the PATIENT SUPPORT and gantry linear motion in the z-direction shall be initiated within 10 mm of travel. Z-direction motion shall stop within ~~25~~ 50 mm after actuation of the emergency stop.

If a scan mode is selected in which the PATIENT SUPPORT cannot stop within 25 mm after actuation of the emergency stop, before the scan is initiated the CT SCANNER shall display an alert on the CONTROL PANEL regarding this situation and instruct the OPERATOR to ensure the PATIENT area of travel is free from obstruction.

The ACCOMPANYING DOCUMENTS shall identify the scan modes that cannot meet the 25 mm emergency stop distance.

PATIENT SUPPORT movement (up/down/sideways) shall stop within 10 mm after actuation of the emergency stop.

Compliance is checked by functional test and inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

201.9.2.5 Release of PATIENT

Addition:

201.9.2.5.101 Release means

Where there is a possibility that a failure of a powered movement during NORMAL USE of the ME EQUIPMENT might result in the PATIENT being trapped, control(s) shall be provided to permit the release of the PATIENT. These means shall be described in the INSTRUCTIONS FOR USE.

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

201.9.8.2 TENSILE SAFETY FACTOR

Addition:

For a fully extended cradle, the minimum TENSILE SAFETY FACTOR shall be 2,5 irrespective of the situations listed in Table 21 of the general standard, and the load shall be evenly distributed over a distance of 1,5 m on the cradle. This minimum TENSILE SAFETY FACTOR of 2,5 also applies to the associated cradle attachment accessories according to their specified maximum loads.

NOTE The safety factor for the table base remains as required by the general standard.

201.9.8.3.3 Dynamic forces due to LOADING from persons

Addition:

NOTE The mass is accelerated for 150 mm, and then decelerates during compression of the 60 mm of foam, resulting in a force equivalent from 2 to 3 times the SAFE WORKING LOAD.

Where mechanical analysis proves that the following static load test is more severe than the dynamic load test specified in general standard, it is possible to waive the dynamic load test based on risk management.

Prior to performing this test, a PATIENT SUPPORT/suspension system is positioned horizontally in its most disadvantageous position in NORMAL USE where PATIENT LOADING and unloading takes place.

A mass which results in a force calculated to be greater than the dynamic load shall be placed on the PATIENT SUPPORT. The contact area of this mass is equivalent to that defined in Figure 33 of the general standard and is applied for at least one minute. ~~Any loss of function or structural damage that could result in unacceptable risk constitutes a failure.~~ BASIC SAFETY and ESSENTIAL PERFORMANCE shall be maintained.

NOTE The foam described in Figure 33 is not used in this test.

201.10 Protection against unwanted and excessive RADIATION HAZARDS

Clause 10 of the general standard applies.

NOTE Protection against unwanted and excessive RADIATION HAZARDS is also addressed in Clause 203 of this particular standard and in IEC 60601-1-3.

201.11 Protection against excessive temperatures and other HAZARDS

Clause 11 of the general standard applies, except as follows:

201.11.1 Excessive temperatures in ME EQUIPMENT

201.11.1.1 Maximum temperature during NORMAL USE

Addition:

Restrictions on allowable maximum temperature for parts in contact with oil shall not apply to parts wholly immersed in oil.

201.12 Accuracy of controls and instruments and protection against hazardous outputs

Clause 12 of the general standard applies, except as follows:

201.12.1 Accuracy of controls and instruments

Addition:

201.12.1.101 Accuracy of RADIATION output

The MANUFACTURER shall provide in the instructions for use information regarding the accuracy of X-RAY TUBE VOLTAGE and X-RAY TUBE CURRENT, and linearity of RADIATION output.

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

201.12.1.102 Accuracy of recorded CT EXAMINATION data

- a) When a RADIOGRAM ~~of the for preview image~~ (as described in 203.115 of this particular standard) is provided, the position of ~~each the~~ TOMOGRAPHIC SECTION shall be clearly indicated on the RADIOGRAM.

The indication of the position of the TOMOGRAPHIC SECTIONS shall be accurate within ± 2 mm.

- b) In NORMAL USE the information indicating the orientation of the displayed image with respect to the PATIENT shall be displayed with each image.

Compliance is checked by inspection.

201.12.1.103 Indication of electric and RADIATION output

Adequate information shall be available to the OPERATOR, before, during and after the LOADING of an X-RAY TUBE, about fixed, permanently or semi-permanently pre-selected or otherwise predetermined LOADING FACTORS or modes of operation so as to enable the OPERATOR to pre-select appropriate conditions for the IRRADIATION and subsequently to obtain data necessary for the estimation of the ABSORBED DOSE received by the PATIENT.

The units of indication shall be as follows:

- for X-RAY TUBE VOLTAGE: kilovolts;
- for X-RAY TUBE CURRENT: milliamperes;
- for LOADING TIME: seconds;
- for CURRENT TIME PRODUCT: milliampere-seconds.

Compliance is checked by inspection.

201.13 Hazardous situations and fault conditions

Clause 13 of the general standard applies.

201.14 PROGRAMMABLE ELECTRICAL MEDICAL SYSTEMS (PEMS)

Clause 14 of the general standard applies, **except as follows:**

201.14.1 *General

Addition:

NOTE 6 CT SCANNERS have PEMS with functionality necessary for BASIC SAFETY and, in certain cases, could have functionality necessary for ESSENTIAL PERFORMANCE.

201.15 Construction of ME EQUIPMENT

Clause 15 of the general standard applies.

201.16 ME SYSTEMS

Clause 16 of the general standard applies.

201.17 ELECTROMAGNETIC COMPATIBILITY of ME EQUIPMENT and ME SYSTEMS

Clause 17 of the general standard applies.

201.101 Requirements for CT SCANNERS providing images for RADIOTHERAPY TREATMENT PLANNING (RTP)

201.101.1 General

Clause 201.101 applies only to CT SCANNERS whose INTENDED USE includes providing image data for RADIOTHERAPY TREATMENT PLANNING (RTP).

Requirements related to the CT SCANNER (gantry, PATIENT SUPPORT, light markers) and conversion of Hounsfield Units to electron and mass density are addressed.

201.101.2 Alignment of the top of the PATIENT SUPPORT

201.101.2.1 General

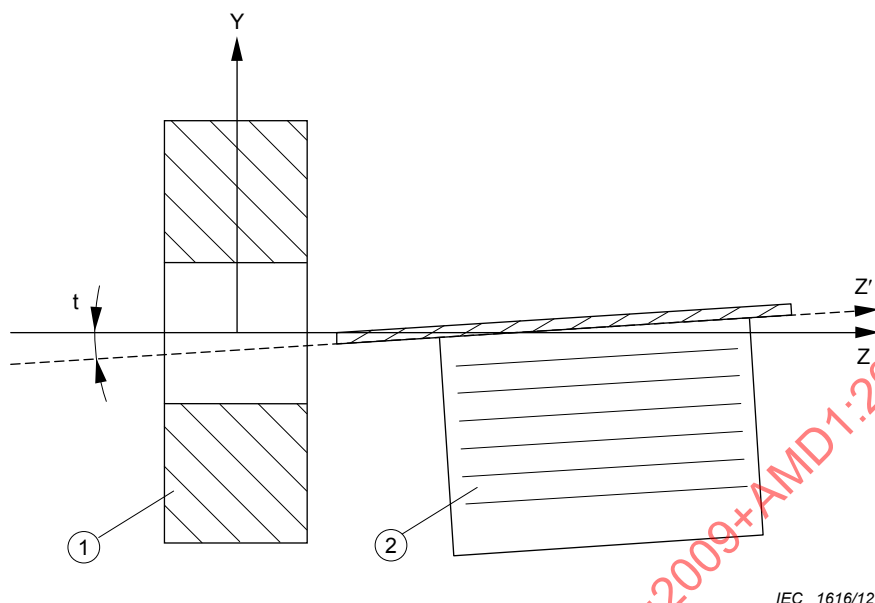
The ACCOMPANYING DOCUMENTS shall describe the procedures for aligning the top of the PATIENT SUPPORT with respect to the TOMOGRAPHIC PLANE such that the long axis of the top of the PATIENT SUPPORT is aligned vertically and horizontally over the maximum scan range along the z direction.

Compliance of the alignment requirements in subclauses 201.101.2.2 and 201.101.2.3 is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

201.101.2.2 Alignment of the PATIENT SUPPORT in the vertical plane (tilt)

The alignment procedure shall require the accuracy of the alignment to be $\pm 0,5^\circ$ or less with respect to the horizontal plane (Figure 201.103).

The alignment procedure shall require this measurement to be taken on the retracted top of the PATIENT SUPPORT, without load, after installation.

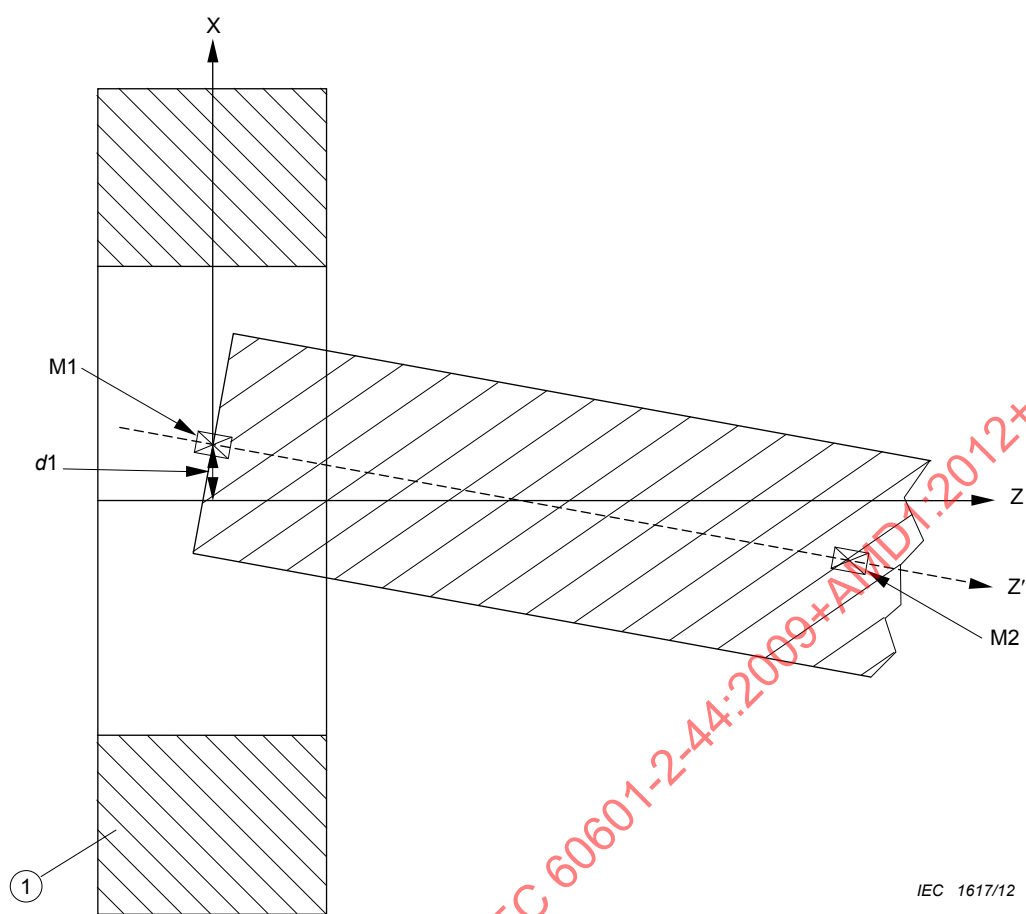


- Z Z-axis
- Z' Axis of the top of the PATIENT SUPPORT
- t Tilt angle
- 1 Gantry
- 2 PATIENT SUPPORT

Figure 201.103 – Vertical alignment of the PATIENT SUPPORT

201.101.2.3 Alignment of the PATIENT SUPPORT in the horizontal plane

- a) The alignment procedure shall require the axis of the horizontal movement of the top of the PATIENT SUPPORT to be perpendicular to the x-axis of the TOMOGRAPHIC PLANE within $\pm 1^\circ$.
- b) The alignment procedure shall require the centerline of the top of the PATIENT SUPPORT to be marked at the front end (M1) and at a distance of 1 m from the front end (M2). The difference between the centerline and the z-axis indicated by the sagittal light marker shall be measured at the position of the scan plane for both M1 and M2. Neither d1 nor d2 shall exceed 2 mm (see Figure 201.104). If the sagittal light marker does not extend to the scan plane, the measurement shall be taken at the external light marker position.



IEC 1617/12

Figure 201.104a

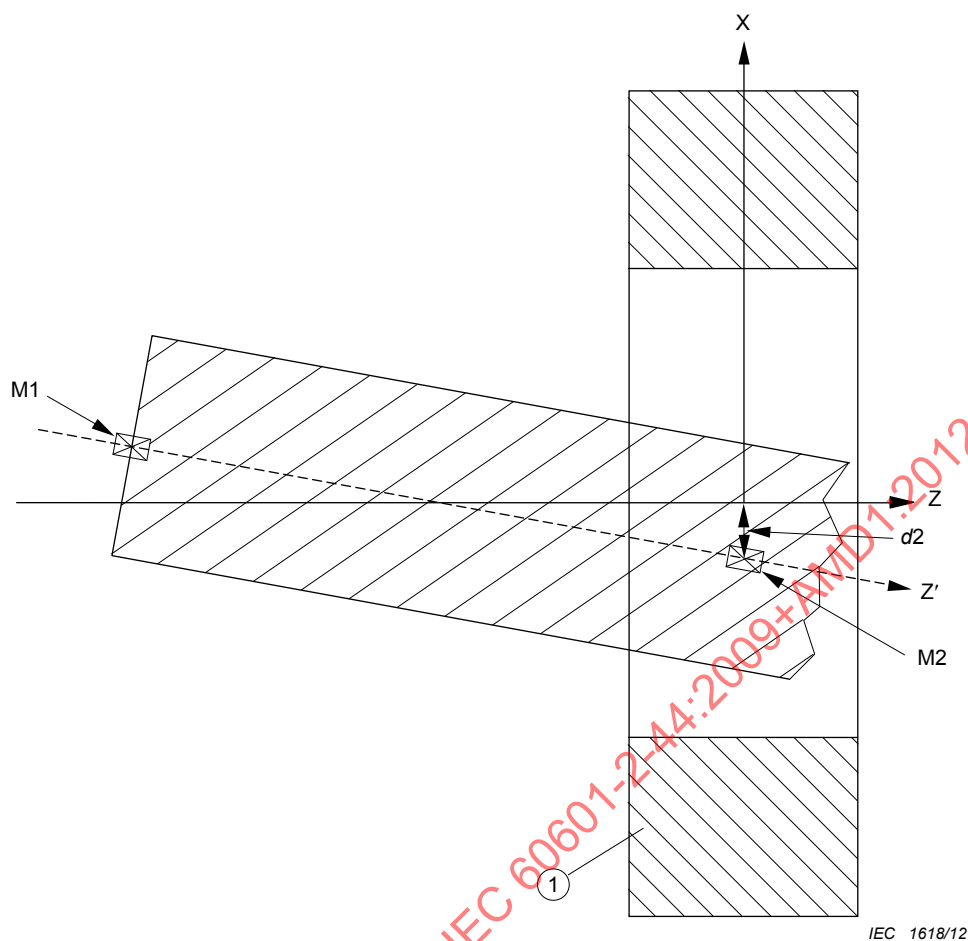


Figure 201.104b

Z Z-axis
Z' Axis of the top of the PATIENT SUPPORT
1 Gantry
M1, M2 Markings on the top of the PATIENT SUPPORT
d1, d2 distance of Markings from Z-axis

**Figure 201.104 – Z-axis alignment of the
PATIENT SUPPORT in the horizontal plane**

201.101.3 Top of the PATIENT SUPPORT

The surface of the PATIENT SUPPORT shall be flat or an ACCESSORY to make it flat shall be specified in the ACCOMPANYING DOCUMENTS and shall be made available.

The PATIENT SUPPORT should allow use of the positioning aids of the therapy system.

201.101.4 Table sag (stiffness of the PATIENT SUPPORT)

Table sag shall be specified for ranges of 40 cm (typical scan length plus shift to reach the scan plane).

NOTE Corrections for table sag might be needed in the process of RTP.

The sag of the PATIENT SUPPORT in the scan plane shall be evaluated according to the following test specification:

- Starting at the gantry-side end of the top of the PATIENT SUPPORT, distribute a load of 135 kg evenly over a length of 1,9 m (or maximum length of the top of the PATIENT SUPPORT whichever is less);
- position the gantry-side end of the top of the PATIENT SUPPORT in the scan plane (position 1);
- measure the vertical position of the top of the PATIENT SUPPORT in the scan plane (height 1);
- move the top of the PATIENT SUPPORT into the gantry by 400 mm (position 2 = position 1 + 400 mm);
- measure the vertical position of the top of the PATIENT SUPPORT in the scan plane (height 2);
- move the top of the PATIENT SUPPORT into the gantry by another 400 mm (position 3 = position 2 + 400 mm) and measure the vertical position of the top of the PATIENT SUPPORT in the scan plane (height 3);
- move the top of the PATIENT SUPPORT into the gantry by another 400 mm (position 4 = position 3 + 400 mm) and measure the vertical position of the top of the PATIENT SUPPORT in the scan plane (height 4);
- calculate and record the differences in height (the sag) between each pair of adjacent positions.

Images may be generated at the described z-positions to measure the height of the top of the PATIENT SUPPORT (e.g. distance between top of the PATIENT SUPPORT and the ISOCENTRE).

If the mechanical design of the PATIENT SUPPORT can be expected to cause the PATIENT SUPPORT to sag over the exam time (e.g. in the case of a hydraulic device) the PATIENT SUPPORT shall be left loaded in the most extended position for 1 h, and the measurement shall be repeated at this position.

The results of the calculations of the differences in height shall be reported in the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

201.101.5 Integral light markers for PATIENT marking

If light markers are integral to the CT SCANNER, the ACCOMPANYING DOCUMENTS shall confirm whether or not they are intended for the purpose of PATIENT marking in RTP.

If the integral light markers are intended for the purpose of PATIENT marking in RTP, they shall have the following accuracy:

The accuracy of the axial light marker shall be ± 1 mm at the ISOCENTRE and ± 2 mm at a distance of ± 250 mm in x-direction.

Sagittal and coronal light markers shall extend into the scan plane and shall be accurate by ± 1 mm with respect to the axis of rotation.

The width of the light markers shall not exceed 1 mm (FWHM) at the ISOCENTRE.

NOTE Other light markers are covered by existing requirements in the CT equipment acceptance-test standard (IEC 61223-3-5) as well as in IEC 60601-2-44. In IEC 61223-3-5, see 5.2.1.3.1 on the internal patient-positioning light indicating the scan plane, and also see 5.2.1.3.2 on the external positioning light. In this standard, see 203.115(c).

201.101.6 Typical scan mode to provide images for RTP

The ACCOMPANYING DOCUMENTS shall specify CT CONDITIONS OF OPERATION that are typical for providing images for RTP. Protocols not suitable for providing images for RTP shall be identified in the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

Results of the tests for NOISE, MEAN CT-NUMBER, and UNIFORMITY, as measured with the methodology of IEC 61223-3-5, shall be provided in the ACCOMPANYING DOCUMENTS for CT CONDITIONS OF OPERATION that are typical for RTP.

201.101.7 HU-value conversion

A conversion of measured HU-values to electron and mass density values relative to those of water using CT CONDITIONS OF OPERATION identified in 201.101.6 shall be provided in the ACCOMPANYING DOCUMENTS as a representative figure for that scanner model. At a minimum, conversion factors shall be provided for air, water, one soft-tissue-equivalent material and two different bone-equivalent materials.

The PHANTOM and the CT CONDITIONS OF OPERATION used to provide this conversion shall be specified in the ACCOMPANYING DOCUMENTS. The PHANTOM shall be commercially available.

The ACCOMPANYING DOCUMENTS shall state the limitations of the data for the full field-of-view and specify if there are regions with different levels of accuracy.

201.101.8 Geometric accuracy of image data

201.101.8.1 General

The imaging data shall be geometrically accurate over the full scan field-of-view. The subclauses of 201.101.8 fulfill this requirement.

The ACCOMPANYING DOCUMENTS shall state the limitations in geometric accuracy for the full scan field-of-view and specify if there are regions with different levels of accuracy.

The ACCOMPANYING DOCUMENTS shall describe the test specifications to check the alignment according to subclauses 201.101.8.2, 201.101.8.3 and 201.101.8.4.

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

201.101.8.2 Gantry tilt

It shall be possible to set the gantry tilt to zero-position with an accuracy of within $\pm 1^\circ$ with reference to the plane through the x-axis and perpendicular of table top.

The test method is according to IEC 61223-3-5, Annex D.

201.101.8.3 Angular alignment of CT images

Angular alignment of the reconstructed images is essential for accuracy in RTP. Image alignment shall be checked with an object of known geometry.

- **Test specification**

Position a PHANTOM with markers aligned to the horizontal or vertical plane in the scan field. Scan the PHANTOM and check orientation of the markers in the image.

The deviation of the marker from the vertical or horizontal reference shall be less than 3 mm over a distance of 20 cm.

201.101.8.4 Accuracy of image z-position for helical scans

The accuracy of the actual z-position of the PATIENT SUPPORT and the z-position stated in the image shall be checked.

- *Test specification*

A PHANTOM with markers at z-position 0 cm, 15 cm and 30 cm is used. The markers have to be visible in the CT-image (e.g. metal beads). The PHANTOM is positioned in a way that marker "0 cm" is in the field of the light marker. The table is set to zero for that position. A helical scan with a protocol intended for providing images for RTP is executed over a scan range covering all three markers on the PHANTOM and overlapping images are reconstructed using the thinnest available TOMOGRAPHIC SECTIONS. For each marker the slice position with the maximum contrast for the marker shall be identified and recorded.

The deviation of the image positions from their corresponding nominal z-values shall be less than 1 mm.

202 Electromagnetic compatibility – Requirements and tests

IEC 60601-1-2:2014 applies, except as follows:

Additional subclause:

202.101 Immunity testing of ESSENTIAL PERFORMANCE

The MANUFACTURER may minimize the test requirements of the additional ESSENTIAL PERFORMANCE listed in subclause 201.4.3 to a practical level through the RISK MANAGEMENT PROCESS.

When selecting the requirements to be tested, the MANUFACTURER shall take into account the sensitivity to the EMC environment, probability of EMC condition and severity, probability and contribution to unacceptable RISK through the RISK MANAGEMENT PROCESS.

The accuracy of the test instruments used to assess the immunity of the CT SCANNER shall not be affected by the electromagnetic conditions for the test.

The test instrument shall not have an influence on the immunity of the CT SCANNER.

Only non-invasive measurements shall be performed.

The CT SCANNER being tested shall not be modified to perform this immunity test.

Compliance is checked by inspection of the RISK MANAGEMENT FILE.

203 General requirements for RADIATION protection in diagnostic X-ray equipment

IEC 60601-1-3:2008 applies except as follows:

203.4 General requirements

203.4.1 Statement of compliance

Replacement:

If for a CT SCANNER, or a sub-assembly thereof, compliance with this standard is to be stated, the statement shall be stated in the ACCOMPANYING DOCUMENTS:

CT SCANNER... ++) IEC 60601-2-44:2009

++) MODEL OR TYPE REFERENCE

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

203.5 ME EQUIPMENT identification, marking and documents

203.5.2 ACCOMPANYING DOCUMENTS

203.5.2.2 Dosimetric calibration

Amendment:

Subclause 5.2.2 of the collateral standard applies only if the CT SCANNER contains a dosimeter.

203.5.2.3 General requirements for the reference of subassemblies and ACCESSORIES

Subclause 5.2.3 of the collateral standard does not apply.

203.5.2.4 Instructions for use

203.5.2.4.1 General requirements for RADIATION dose information

Addition:

The requirements of subclause 5.2.4.1 of the collateral standard are met if

- the ACCOMPANYING DOCUMENTS describe the features in 203.107 (safety measures against excessive X-RADIATION) paragraphs c) and e) and 203.112 (display and recording of $CTDI_{vol}$ and DLP).
- subclause 203.13.2 (statements in the ACCOMPANYING DOCUMENTS) is fulfilled.

203.5.2.4.2 Quantitative information

Subclause 5.2.4.2 of the collateral standard is fulfilled by conformance to subclauses 203.108 through 203.114 of this particular standard.

203.5.2.4.3 Dose indication

Replacement:

If applicable, the method used to provide RADIATION dose indication in NORMAL USE of the ME EQUIPMENT shall be described directly or by reference to a published reference.

If the CT SCANNER contains a dosimeter, instructions shall be given for maintaining the specified accuracy of all dosimetric indications provided on the ME EQUIPMENT.

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

203.5.2.4.5 Deterministic effects

Addition:

Compliance with paragraph b) is fulfilled by provision of information in the ACCOMPANYING DOCUMENTS about CONDITIONS OF OPERATION to achieve maximum dose levels of 1 Gy $CTDI_{100}$ (peripheral) (see 201.3.211) obtained in the PHANTOM in 203.108 (dosimetry PHANTOM).

203.5.2.4.6 RISK to OPERATORS

Replacement:

Subclause 5.2.4.6 of the collateral standard is replaced by 203.13 (protection against STRAY RADIATION).

Additional subclause:

203.5.2.4.101 Interaction of CT X-RADIATION with active medical devices

The ACCOMPANYING DOCUMENTS shall contain a cautionary statement regarding the potential detrimental interaction of the CT X-RADIATION with active implantable medical devices and body worn active medical devices and indicating that the MANUFACTURER of such devices may be contacted for more information.

203.6 RADIATION management

203.6.2 Initiation and termination of the IRRADIATION

203.6.2.1 Normal initiation and termination of the IRRADIATION

Subclause 6.2.1 of the collateral standard does not apply.

NOTE The appropriate alternate requirements for CT SCANNERS are contained in 203.107 and 203.112.

203.6.2.2 Safety measures against failure of normal termination of the IRRADIATION

Subclause 6.2.2 of the collateral standard does not apply.

NOTE The appropriate alternate requirements for CT SCANNERS are contained in 203.107 of this particular standard.

203.6.3 RADIATION dose and RADIATION QUALITY

203.6.3.1 Adjustment OF RADIATION dose and RADIATION QUALITY

Subclause 6.3.1 of the collateral standard does not apply.

NOTE The appropriate alternate requirements for CT SCANNERS are contained in 203.106.

203.6.3.2 Reproducibility of the RADIATION output

Replacement:

RADIATION output shall be measured in terms of $CTDI_{free\ air}$ for the X-RAY TUBE VOLTAGE (kV) selections at the typical collimation specified in 203.109.2 of this particular standard for two X-RAY TUBE CURRENT (mA) settings representative of typical head and body techniques.

For $CTDI_{free\ air}$, each value shall be within $\pm 10\%$ of the mean of a set of 10 measurements.

203.6.4 Indication of operational states

203.6.4.1 Indication of the X-RAY SOURCE ASSEMBLY selected

Subclause 6.4.1 of the collateral standard does not apply.

203.6.4.2 Indication of LOADING STATE

Replacement:

In NORMAL CONDITION when, and only when, RADIATION is produced, visible indication shall be provided on the CONTROL PANEL from which the X-RADIATION is actuated and on or near the gantry. Indicators at or near the gantry shall be visible from any point external to the PATIENT opening where insertion of any part of the human body into the primary RADIATION beam is possible.

The LOADING STATE shall be indicated by a yellow indicator light; see 201.7.8.1.

Compliance is checked by inspection and by the appropriate functional tests.

203.6.4.3 Indication of LOADING FACTORS and MODES OF OPERATION

Replacement:

Compliance with this subclause of the collateral standard is achieved by conformance to the following subclauses of this particular standard:

- Visual indication;
- Display and recording of $CTDI_{vol}$ and DLP;
- Post-exposure display of changed CT CONDITIONS OF OPERATION;
- Accuracy of RADIATION output.

203.6.5 AUTOMATIC CONTROL SYSTEM

Replacement:

Compliance with subclause 6.5 of the collateral standard is achieved by conformance to 203.106.

203.6.6 Scattered RADIATION reduction

Addition:

If the means are not removable a description of their proper use is not required.

203.6.7 Imaging performance

203.6.7.2 System performance

Replacement:

The following performance data shall be provided in the ACCOMPANYING DOCUMENTS for the CT CONDITIONS OF OPERATION used to provide the information required by 203.109.1 for a typical head and a typical body CT and additional CONDITIONS OF OPERATION required by IEC 61223-3-5.

For CT SCANNERS designed to image both the head and body, separate imaging performance information shall be provided for each application:

- a) A statement of the NOISE, MEAN CT NUMBER, UNIFORMITY, MODULATION TRANSFER FUNCTION and TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS in accordance with IEC 61223-3-5.
- b) A graphical presentation of the MODULATION TRANSFER FUNCTION for the same image processing and display mode as that used in the statement of the NOISE and additional CONDITIONS OF OPERATION required by IEC 61223-3-5.

NOTE The slice SENSITIVITY PROFILE is provided per 203.111.

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

203.6.7.3 NOMINAL FOCAL SPOT value

Addition:

~~*Compliance with the second paragraph is achieved by conformance to 203.6.7.2.*~~

Amendment:

The requirement "and shall be compatible with each application within the INTENDED USE" shall not apply.

Replacement of the compliance statement:

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

203.6.7.4 RADIATION DETECTOR or X-RAY IMAGE RECEPTOR

Addition:

Compliance is achieved by conformance to 203.6.7.2.

203.7 RADIATION QUALITY

203.7.1 HALF-VALUE LAYERS and TOTAL FILTRATION in X-RAY EQUIPMENT

Addition:

The system's HALF-VALUE LAYER for each selectable FILTER shall be provided in the ACCOMPANYING DOCUMENTS at the minimum, maximum, and one mid-range value of the X-RAY TUBE VOLTAGE.

For CT SCANNERS with shaped FILTERS, measurements of RADIATION QUALITY shall be performed at the system ISOCENTRE, in the centre of the TOMOGRAPHIC PLANE and values shall be provided in the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

Replacement of the compliance statement:

Compliance is checked by examination of the ACCOMPANYING DOCUMENTS and by the test described in 203.7.6.

203.7.2 Waveform of the X-RAY TUBE VOLTAGE

Subclause 7.2 of the collateral standard does not apply.

203.7.3 Indication of FILTER properties

Replacement:

FILTER properties shall be indicated as follows:

- X-RAY TUBE ASSEMBLIES shall be marked with the quality equivalent FILTRATION from irremovable materials or with the thicknesses of the materials concerned, together with their chemical symbols;
- For all ADDED FILTERS, the ACCOMPANYING DOCUMENTS shall state the quality equivalent FILTRATION in thickness of aluminium or another suitable reference material, together with the RADIATION QUALITY used for its determination;

EXAMPLE 0,3 mm Al 75 kV/HVL 2,7 mm Al.

- Fixed layers of material in the X-RAY BEAM incident on the PATIENT, other than ADDED FILTERS and irremovable materials in X-RAY TUBE ASSEMBLIES, shall be marked to show the quality equivalent FILTRATION in thickness of aluminium together with the RADIATION QUALITY used for its determination. The marking may be given in the form of a reference to a statement of these particulars in the ACCOMPANYING DOCUMENTS. Such layers need not be marked, if they add altogether no more than a quality equivalent FILTRATION of 0,2 mm Al and are not intended to be taken into account as part of the TOTAL FILTRATION required for compliance with 4th paragraph of subclause 7.1 of the collateral standard.

Compliance is checked by inspection, as appropriate, of the X-RAY TUBE ASSEMBLIES, filtering materials and ADDED FILTERS and by examination of the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

203.7.4 Test for FILTRATION by irremovable materials

Subclause 7.4 of the collateral standard does not apply.

203.7.5 Test for ADDED FILTERS and materials

Subclause 7.5 of the collateral standard does not apply.

203.7.6 Test for HALF-VALUE LAYER

Replacement:

At the system ISOCENTRE, measure the first HALF-VALUE LAYER under NARROW BEAM CONDITIONS for all selectable values of the X-RAY TUBE VOLTAGE. If there are more than three selectable values of X-RAY TUBE VOLTAGE, HALF-VALUE LAYER shall be measured for at least the minimum, maximum and one mid-range value of the X-RAY TUBE VOLTAGE.

203.8 Limitation of the extent of the X-RAY BEAM and relationship between X-RAY FIELD and IMAGE RECEPTION AREA

203.8.1 General

Addition:

Compliance is achieved by conformance to the following subclauses of this particular standard:

203.8.4 Confinement of extra-focal RADIATION

203.113 GEOMETRIC EFFICIENCY IN THE Z-DIRECTION

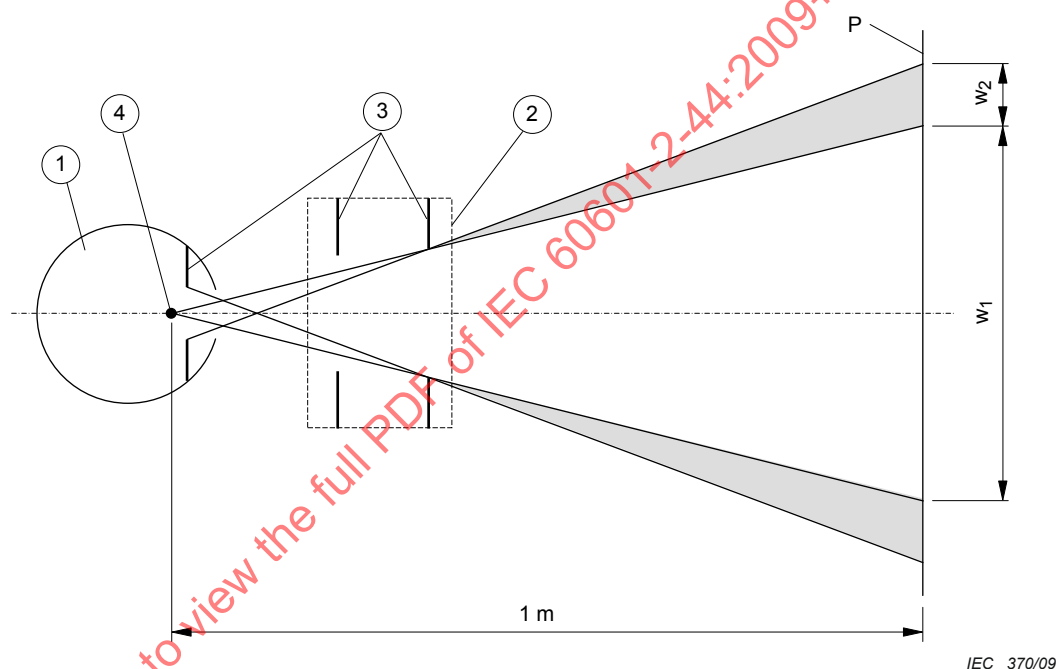
203.8.4 Confinement of extra-focal RADIATION

Replacement:

The X-RAY SOURCE ASSEMBLIES shall be constructed so that the zone of intersection of all straight lines that pass through all RADIATION APERTURES of the X-RAY SOURCE ASSEMBLY, with a plane normal to the REFERENCE AXIS at 1 m from the FOCAL SPOT shall not exceed more than 15 cm outside the boundary of the largest selectable X-RAY FIELD.

This requirement shall apply to the collimation in z-direction only.

Compliance is checked by geometrical/graphical examination of the design documentation. In Figure 201.102, w_1 represents the width of the largest selectable X-RAY FIELD in a plane P, which is perpendicular to the REFERENCE AXIS at 1 m from the FOCAL SPOT. The zone of intersection with plane P of all straight lines passing through all RADIATION APERTURES extends beyond w_1 by the distance w_2 . The shaded portion of this zone is a region where extra-focal RADIATION can extend beyond the largest X-RAY FIELD. Compliance is achieved if w_2 does not exceed 15 cm.



- 1 X-RAY TUBE housing
- 2 Beam limiting device
- 3 RADIATION APERTURES
- 4 FOCAL SPOT

Figure 203.101 – Zone of extra-focal RADIATION

Alternatively, other measures may be employed in design to sufficiently reduce extra focal RADIATION.

This requirement shall apply to the collimation in z-direction only.

Compliance is checked by examination of the design documentation.

203.8.5 Relationship between X-RAY FIELD and IMAGE RECEPTION AREA

Subclause 8.5 of the collateral standard does not apply.

NOTE The appropriate corresponding requirements for CT SCANNERS are contained in 203.111, 203.113, and 203.115.

203.9 FOCAL SPOT TO SKIN DISTANCE

Replacement:

CT SCANNERS shall be constructed such that the minimum FOCAL SPOT TO SKIN DISTANCE is at least 15 cm.

Compliance is checked by inspection.

203.10 ATTENUATION of the X-RAY BEAM between the PATIENT and the X-RAY IMAGE RECEPTOR

Clause 10 of the collateral standard ~~does not~~ applies with the following exception:

203.10.2 Information in the ACCOMPANYING DOCUMENTS

Subclause 10.2 of the collateral standard does not apply.

203.11 Protection against RESIDUAL RADIATION

Replacement:

The shielding of primary RADIATION is acceptable if the values of STRAY RADIATION, as described in 203.13.2, for the two locations in the horizontal plot which are in the TOMOGRAPHIC PLANE and closest to the gantry, are less than 25% of the values that were measured on the axis of rotation, above the PATIENT support, at the same distances from the ISOCENTRE.

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

203.12 Protection against LEAKAGE RADIATION

203.12.1 General

Replacement:

X-RAY EQUIPMENT shall incorporate appropriate measures to protect the PATIENT, the OPERATOR and staff against LEAKAGE RADIATION.

Conformance to 203.13 and to subclause 12.4 of IEC 60601-1-3 is sufficient to demonstrate compliance with the requirements of the subclause above.

203.12.3 Statement of reference LOADING conditions

Replacement:

The ACCOMPANYING DOCUMENTS for all X-RAY TUBE ASSEMBLIES and X-RAY SOURCE ASSEMBLIES shall state the values of CT CONDITIONS OF OPERATION that would, if applied at the NOMINAL X-RAY TUBE VOLTAGE, correspond to the CONTINUOUS ANODE INPUT POWER.

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

203.13 Protection against STRAY RADIATION

Replacement:

203.13.1 General

STRAY RADIATION measurements shall be done with those CT CONDITIONS OF OPERATION which result in the maximum STRAY RADIATION dose per CURRENT TIME PRODUCT. These CT CONDITIONS OF OPERATION should at least include the highest selectable X-RAY TUBE VOLTAGE.

A cylindrical PHANTOM of TISSUE EQUIVALENT MATERIAL (e.g. water or PMMA) with a diameter of 320 mm shall be used for the measurements. Its minimum length shall be the greater of $N \times T + 100$ mm or 140 mm. Its maximum length shall be $N \times T + 200$ mm. It shall be positioned in the centre of rotation of the CT SCANNER. The PHANTOM shall be centred on the TOMOGRAPHIC PLANE. The measurement results may be averaged over a volume of 500 cm³ of which no principal linear dimension exceeds 200 mm.

203.13.2 Statements in the ACCOMPANYING DOCUMENTS

STRAY RADIATION data shall be measured in the horizontal and vertical planes which include the axis of rotation of the CT SCANNER. For each plane the region of measurement shall be a rectangle defined as follows:

For the horizontal plane the side which is parallel to the axis of rotation is at least 3 m long with its centre at the position of the scan plane and extends as far as necessary to include the region of the PATIENT SUPPORT; the side which is perpendicular to the axis of rotation is at least 3 m long with its centre at the position of the axis of rotation.

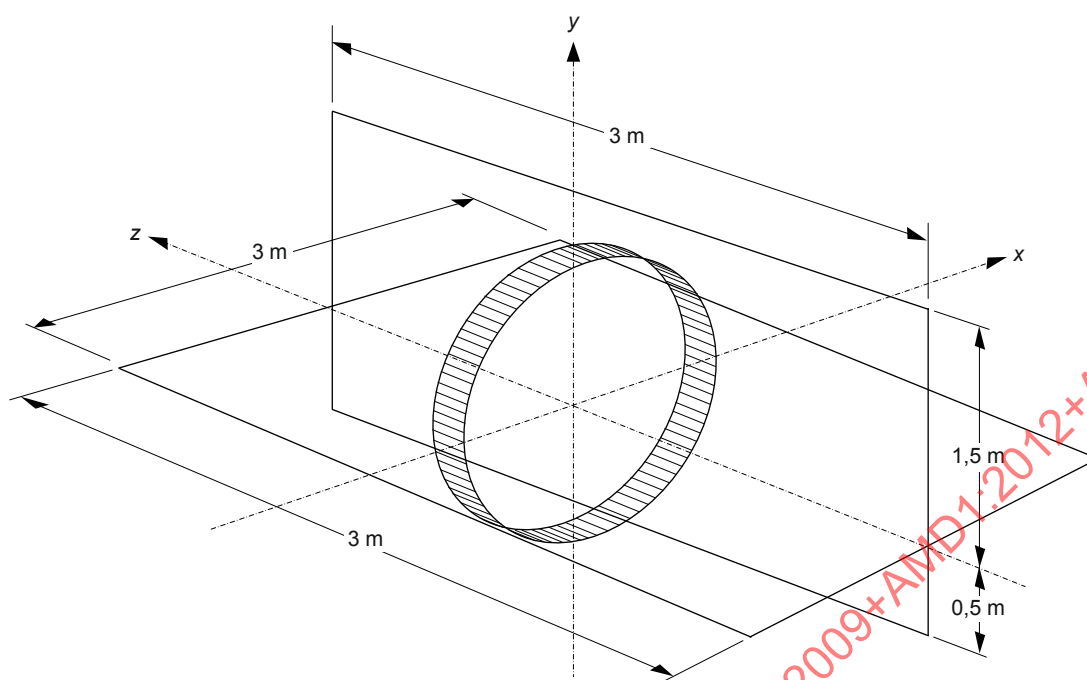
For the vertical plane the side which is parallel to the axis of rotation is at least 3 m long with its centre at the position of the scan plane and extends as far as necessary to include the region of the PATIENT SUPPORT; the side which is perpendicular to the axis of rotation shall extend at least 0,5 m below and 1,5 m above the position of the axis of rotation.

Figure 203.102 illustrates the configuration where the PATIENT SUPPORT does not extend beyond the minimum 3 m dimension.

Measurements shall be provided at least at every 50 cm in both directions. Information regarding the PHANTOM and the measurement results shall be provided in the instructions for use.

The unit of measurement shall be AIR KERMA per CURRENT TIME PRODUCT (mAs) applied to the X-RAY TUBE during NORMAL USE.

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS.



IEC 371/09

Figure 203.102 – Minimum dimensions for STRAY RADIATION measurement

203.101 Emergency TERMINATION of X-RADIATION

Readily identifiable and accessible means shall be provided for emergency interruption to terminate LOADING. The means shall be provided in hard-wired circuits near to or on the PATIENT SUPPORT or the GANTRY and also on or near the CONTROL PANEL from which the X-RADIATION is actuated.

LOADING shall be terminated within 0,5 s of emergency stop activation.

Upon emergency stop activation, MOTORIZED MOVEMENTS shall be terminated according to 201.9.2.4.101.

MOTORIZED MOVEMENT termination and LOADING termination shall be accomplished by the same emergency stop button.

Compliance is checked by the appropriate functional tests.

203.102 Visual indication

~~The CT CONDITIONS OF OPERATION to be used during a scan series shall be indicated prior to initiation of the scan series. For any CT CONDITIONS OF OPERATION which vary during the scan series, the value to be indicated for those CT CONDITIONS OF OPERATION shall be the expected time-weighted average over the scan series. On ME EQUIPMENT having all or some of these CT CONDITIONS OF OPERATION at fixed values, this requirement may be met by permanent markings. Indication of the CT CONDITIONS OF OPERATION shall be visible from any position from which the READY STATE can be initiated.~~

Prior to initiation of the scan series, the user selected CT CONDITIONS OF OPERATION to be used during a scan series shall be indicated on the CONTROL PANEL from which the READY STATE can be initiated.

On ME EQUIPMENT having all or some of these CT CONDITIONS OF OPERATION at fixed values, this requirement may be met by permanent markings.

For scans in which the TUBE CURRENT varies, indication of the expected time weighted average over the scan series shall be available prior to scan initiation.

Compliance is checked by the appropriate functional tests.

203.103 Indication of operational READY STATE

Visible indication shall be provided on each CONTROL PANEL indicating the state when one further actuation of a control from that CONTROL PANEL will initiate the LOADING of the X-RAY TUBE.

If this state is indicated by means of a single-function indicator light, the colour green shall be used according to 201.7.8.1 of this particular standard.

Means shall be provided for a connection to enable this state to be indicated remotely from each CONTROL PANEL. This requirement does not apply for MOBILE ME EQUIPMENT.

Compliance is checked by inspection and by the appropriate functional tests.

203.104 Connection of external INTERLOCKS

CT SCANNERS shall be provided with connections for external INTERLOCKS that can be positioned remotely from the CT SCANNER and can cause the X-RAY GENERATOR to stop emitting X-RADIATION and can prevent the X-RAY GENERATOR from starting to emit X-RADIATION.

NOTE In view of the nature of the diagnostic and interventional methods performed on a CT SCANNER, the PATIENT as well as the OPERATOR will in practically all cases be exposed to a significantly higher dose in the event that external INTERLOCKS are activated during an exposure, since the radiological examination may have to be repeated. Also the interruption of an interventional procedure may cause an additional risk to the PATIENT. Such INTERLOCKS therefore ought to be applied only where necessary, e.g. when required by other regulations.

Compliance is checked by inspection and by the appropriate functional tests.

203.105 Charging mode INTERLOCK

Every MOBILE ME EQUIPMENT having an incorporated battery shall be provided with means whereby powered movements and the generation of X-RADIATION by unauthorised persons can be prevented. Such means may allow the charging of batteries.

NOTE An example of suitable means to comply with this requirement is the provision of a key-operated switch arranged so that powered movements and the generation of X-RADIATION are possible only when the key is present, but battery charging is also possible in the absence of the key.

Compliance is checked by inspection.

203.106 Control of RADIATION output

Means shall be provided to limit the energy to be delivered by the use of fixed or pre-selected combinations of suitable LOADING FACTORS and MODES OF OPERATION.

Means shall be provided so that the OPERATOR can terminate the LOADING at any time during a scan, or series of scans under X-RAY EQUIPMENT control, of greater than 0,5 s duration. However, means may be provided to acquire data for up to one additional rotation of the X-ray source. Any control by which the LOADING of an X-RAY TUBE can be initiated shall be protected such that unintended actuation is unlikely. Adequate protection may be accomplished by a variety of means including but not limited to placement, recessing controls, covers, or defined interval for actuation.

On each CT SCANNER, AUTOMATIC EXPOSURE CONTROL (AEC) shall be provided as a MODE(S) OF OPERATION alternative to the manual selection of CT CONDITIONS OF OPERATION.

NOTE 1 Each of the following technologies exemplifies a type of AEC in CT SCANNERS. The list is illustrative, not exhaustive, and does not preclude other AEC technologies:

Constant flux exposure control	An AEC system that determines the optimum constant X-ray flux to be used over an entire scanning sequence
Angle-dependent exposure control	An AEC system that adjusts the incident X-ray flux as a function of projection angle (XY plane)
Z axis exposure control	An AEC system that adjusts the incident X-ray flux along the Z axis
XYZ exposure control	An AEC system that adjusts the incident X-ray flux in the XY plane as well as along the Z axis
Gated exposure control	An AEC system that adjusts the incident X-ray flux as a function of a gating input, e.g. in respiratory, cardiac, and related procedures.

NOTE 2 This requirement does not preclude manual selection of particular modes of AEC operation nor user input of data required for operation of those AEC modes.

The MANUFACTURER shall provide information about the AUTOMATIC EXPOSURE CONTROL(S) in the instructions for use.

Further information about the performance specifications of the AUTOMATIC EXPOSURE CONTROL(S) shall be provided in the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

203.107 Safety measures against excessive X-RADIATION

- Means shall be provided to terminate the LOADING automatically by either de-energizing the RADIATION SOURCE or shuttering the X-RAY BEAM in the event of timer failure. Such termination shall occur within an interval that limits the total scan time to no more than the lesser of 110 % of its preset value or one extra rotation of the X-RAY SOURCE ASSEMBLY through the use of either a back-up timer or devices which monitor ME EQUIPMENT function. The interval is not required to be less than 0,1s.
- Means shall be provided to terminate the LOADING automatically by either de-energizing the RADIATION SOURCE or shuttering the X-RAY BEAM in the event of ME EQUIPMENT failure affecting data collection. Such a termination shall occur within 1 s of such a failure.
- Means shall be provided so that the OPERATOR can terminate the LOADING at any time during a scan, or series of scans under X-RAY EQUIPMENT control, of greater than 0,5 s duration.
- When LOADING has been terminated under circumstances covered in a), b), or c) above, a visible indication of termination shall be provided to the OPERATOR and manual resetting of the CT CONDITIONS OF OPERATION shall be required prior to the initiation of another scan.
- When more than one scan is programmed in the same TOMOGRAPHIC PLANE there shall be a warning on the OPERATOR's console that this mode has been selected, and the OPERATOR shall confirm that this is to occur before initiating the scan series.
- Except for data stored in volatile buffers, any data acquired prior to interrupting the LOADING of a helical scan series shall be available for image reconstruction when LOADING has been interrupted by whatever cause.
- Means shall be provided to allow users to optionally enter and save a DOSE NOTIFICATION VALUE in terms of $CTDI_{vol}$, $CTDI_{vol}$ per second, DLP , and/or DLP per second as part of each PROTOCOL ELEMENT. When a PROTOCOL ELEMENT is confirmed, the CT SCANNER shall display a notification on the CONTROL PANEL if any of the estimated dose index values exceeds the corresponding DOSE NOTIFICATION VALUE. The OPERATOR shall be required to confirm this notification before continuing. Means shall be provided to allow the OPERATOR to enter comments regarding the exceedance.

When a scan is performed that exceeds a DOSE NOTIFICATION VALUE, the system shall record the date and time, a unique identifier for the CT EXAMINATION and the PROTOCOL ELEMENT, the DOSE NOTIFICATION VALUES which were exceeded at the pre-scan confirmation, the corresponding dose index values which triggered the notification, and comments, if provided. This record shall be available to the user.

Means shall be provided to generate a list of all PROTOCOL ELEMENTS with their corresponding DOSE NOTIFICATION VALUES. If the DOSE NOTIFICATION VALUE is not set for a particular PROTOCOL ELEMENT, the list shall indicate this status.

- h) Means shall be provided to allow users to optionally enter and save at least one DOSE ALERT VALUE in terms of $CTDI_{vol}$ and/or a DLP . For each CT EXAMINATION, the system shall accumulate values of $CTDI_{vol}$ at each position on the z-axis and shall accumulate the total DLP as the CT EXAMINATION proceeds. The system may set the accumulated $CTDI_{vol}$ to zero when the PATIENT coordinate system shifts, e.g. when the PATIENT changes position on the PATIENT SUPPORT. When a PROTOCOL ELEMENT is confirmed, the CT SCANNER shall display an alert on the CONTROL PANEL if the accumulated $CTDI_{vol}$ or the accumulated DLP , plus the corresponding values estimated for the confirmed PROTOCOL ELEMENTS, exceeds the corresponding DOSE ALERT VALUE. The OPERATOR shall be required to confirm this alert and to enter OPERATOR's name before continuing. Means shall be provided to allow the OPERATOR to enter comments regarding the exceedance.

The system shall also provide password-protection capability that prevents proceeding with the scan unless the correct password is entered. The activation of the password-protection capability may be configurable.

When a scan is performed that exceeds a DOSE ALERT VALUE, the system shall record the date and time, the OPERATOR name, a unique identifier for the CT EXAMINATION, the DOSE ALERT VALUES which were exceeded, the corresponding dose index values which triggered the alert, and any comments, if provided. This record shall be available to the OPERATOR.

The DOSE ALERT VALUE for $CTDI_{vol}$ shall not be allowed to exceed 2 Gy.

Means shall be provided to generate a list of all DOSE ALERT VALUES. If any of the DOSE ALERT VALUES have not been set, the list shall indicate this status.

Compliance is checked by inspection or tests.

203.108 Dosimetry PHANTOM

The dosimetry PHANTOM shall consist of a PMMA cylinder of density $1,19 \pm 0,01 \text{ g/cm}^3$, of diameter 160 mm for all head-techniques PROTOCOL ELEMENTS and 320 mm for all body techniques PROTOCOL ELEMENTS. The length of the PHANTOM shall be at least 140 mm. The PHANTOM shall be longer than the length of the sensitive volume of the RADIATION DETECTOR used for the measurements. The PHANTOM shall contain holes just large enough to accept the RADIATION DETECTOR. These holes shall be parallel to the axis of symmetry of the PHANTOM, and the centres of the holes shall be located at the centre and 10 mm below the surface of the PHANTOM at 90° intervals.

For the holes not used during a measurement, properly fitting insert parts of the same material as the PHANTOM shall be used.

203.109 Dose statements

203.109.1 $CTDI_{100}$

The following dose information shall be obtained by using the dosimetry PHANTOM for COMPUTED TOMOGRAPHY. For any CT SCANNER separate dose information shall be provided for each application (e.g. head, body, cardiac, etc.) in the ACCOMPANYING DOCUMENTS. All dose measurements shall be performed with the PHANTOM specified in 203.108 placed on the PATIENT SUPPORT without additional attenuating material present. The dosimetry PHANTOM appropriate for the application shall be centred in the scan field and on the axis of rotation of the CT SCANNER.

The following information shall be given in the ACCOMPANYING DOCUMENTS for each application.

- a) The $CTDI_{100}$ and the corresponding CT CONDITIONS OF OPERATION at the following locations in the dosimetry PHANTOM specified in 203.108. The CT CONDITIONS OF OPERATION shall be the typical values suggested by the MANUFACTURER.
- 1) Along the axis of rotation of the PHANTOM ($CTDI_{100(\text{centre})}$).
 - 2) Along a line parallel to the axis of rotation and 10 mm interior to the surface of the PHANTOM, with the PHANTOM positioned so that the $CTDI_{100}$ is the maximum obtainable at this depth.
 - 3) Along a line parallel to the axis of rotation and 10 mm interior to the surface of the PHANTOM at positions 90°, 180° and 270° from the position in item a) 2) of this subclause. The location of the position where the $CTDI_{100}$ is maximum as specified in item a) 2) of this subclause shall be given by the MANUFACTURER with respect to the gantry or other readily identifiable part of the CT SCANNER in such a manner as to permit placement of the dosimetry PHANTOM in this orientation.
 - 4) $CTDI_{100(\text{peripheral})}$ as the average of the four values of $CTDI_{100}$ measured around the dosimetry PHANTOM periphery according to 203.109.1 a) 2) and 3) above.
- b) The $CTDI_{100}$ in the centre location of the dosimetry PHANTOM for each selectable CT CONDITION OF OPERATION that varies the $CTDI_{100(\text{centre})}$ value. This $CTDI_{100(\text{centre})}$ shall be presented as a value that is normalized to the $CTDI_{100}$ in the centre location of the dosimetry PHANTOM from item a) of this subclause, with the $CTDI_{100(\text{centre})}$ of item a) of this subclause having a value of 1. As a single CT CONDITION OF OPERATION is changed, all other independent CT CONDITIONS OF OPERATION shall be maintained at the typical values described in item a) of this subclause. These data shall encompass the range of each CT CONDITION OF OPERATION stated by the MANUFACTURER as appropriate. When more than three selections of a CT CONDITION OF OPERATION are available, the normalized $CTDI_{100}$ shall be provided, at least for the minimum, maximum and one mid-range value of the CT CONDITION OF OPERATION.
- c) The $CTDI_{100(\text{peripheral})}$ average for each selectable CT CONDITION OF OPERATION that varies this $CTDI_{100(\text{peripheral})}$ average value. This $CTDI_{100(\text{peripheral})}$ average shall be presented as a value that is normalized to the $CTDI_{100(\text{peripheral})}$ average from item a) of this subclause, with the $CTDI_{100(\text{peripheral})}$ average of item a) of this paragraph having a value of 1. As a single CT CONDITION OF OPERATION is changed, all other independent CT CONDITIONS OF OPERATION shall be maintained at the typical values described in item a) of this subclause. These data shall encompass the range of each CT CONDITION OF OPERATION stated by the MANUFACTURER as appropriate. When more than three selections of a CT CONDITION OF OPERATION are available, the normalized $CTDI_{100(\text{peripheral})}$ average shall be provided, at least for the minimum, maximum and one mid-range value of the CT CONDITION OF OPERATION.
- d) A statement of the maximum deviation from the values given according to items a), b) and c). Deviation of values shall not exceed these limits.

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS and by inspection of the MANUFACTURERS test results.

203.109.2 $CTDI_{\text{free air}}$

$CTDI_{\text{free air}}$ and the corresponding CT CONDITIONS OF OPERATION shall be provided in the ACCOMPANYING DOCUMENTS. $CTDI_{\text{free air}}$ shall be measured ~~with a 100 mm long ionization chamber aligned~~ along the z-axis at the ISOCENTRE of the CT SCANNER in the absence of any dosimetry PHANTOM and PATIENT SUPPORT.

A statement of the maximum deviation from the values shall be given. Deviations shall not exceed these limits.

The following data shall be included in the ACCOMPANYING DOCUMENTS:

- $CTDI_{\text{free air}}$ at all NOMINAL beam collimations (all other independent CT CONDITIONS OF OPERATION shall be maintained at the typical body conditions of operation, see Table 203.102 below);
- $CTDI_{\text{free air}}$ at all kVp settings (all other independent CT CONDITIONS OF OPERATION shall be maintained at the typical body conditions of operation, see Table 203.101 below);
- $CTDI_{\text{free air}}$ at the typical head conditions of operation;
- $CTDI_{\text{free air}}$ at the typical conditions of operation for each additional shaped or flat FILTER.

NOTE 1 NOMINAL beam collimation is equal to $N \times T$, where N is the number of TOMOGRAPHIC SECTIONS produced in a single axial scan, and T is the NOMINAL TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS.

NOTE 2 Only one measurement is required for any given product of $(N \times T)$.

NOTE 3 An alternative method to measure $CTDI$ ($CTDI_{100}$ or $CTDI_{\text{free air}}$) is based on measurement of the DOSE PROFILE and integration of the profile over the desired range. The dose profile can be measured with a RADIATION DETECTOR that fulfils IEC 61674, e.g. with a small dosimeter.

Table 203.101 – Test pattern for $CTDI_{\text{free air}}$

		Variation of the NOMINAL beam collimation (product of N and T)				
		Collimation 1	Collimation 2	Collimation 3	Collimation 4 (typical)	Collimation 5
Variation of kV	kV 1				Y	
	kV 2 (typical)	Y	Y	Y	Y	Y
	kV 3				Y	

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS and by inspection of the MANUFACTURERS test results.

203.110 DOSE PROFILE statement

A graphical presentation of the DOSE PROFILE along a line z perpendicular to the TOMOGRAPHIC PLANE and centred at the ISOCENTRE, determined in free air for one axial scan, in the centre location of the head-dosimetry PHANTOM, and the centre location of the body-dosimetry PHANTOM shall be given in the ACCOMPANYING DOCUMENTS for each selectable value of $N \times T$. When more than three different values of $N \times T$ are available, the information shall be provided for at least the minimum, maximum and one mid-range value. ~~The DOSE PROFILE shall be presented on the same graph and to the same scale as the corresponding SENSITIVITY PROFILE required by 203.111.~~ For CT SCANNERS with a single detector row along the z -axis, the DOSE PROFILE shall be presented on the same graph and to the same scale as the corresponding SENSITIVITY PROFILE required by 203.111. For CT SCANNERS with multiple detector rows along the z -axis, two vertical line segments separated by the width $N \times T$ shall be presented on the same graph centered within the DOSE PROFILE.

The graphical presentation shall cover a range along the z -direction that extends to at least the full width at one-tenth maximum of the DOSE PROFILE.

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

203.111 SENSITIVITY PROFILE statement

~~A graphical presentation of the SENSITIVITY PROFILE at the location corresponding to the centre location of the dosimetry PHANTOM shall be given in the ACCOMPANYING DOCUMENTS for each DOSE PROFILE given according to 203.110. The SENSITIVITY PROFILES provided shall include the minimum, maximum, and mid-range values of the NOMINAL TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS, with one SENSITIVITY PROFILE graphical presentation for each DOSE PROFILE.~~

A graphical representation of the associated SENSITIVITY PROFILE shall be given in the ACCOMPANYING DOCUMENTS as follows:

- a) One SENSITIVITY PROFILE for each available axial NOMINAL TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS shall be plotted. If there are more than three NOMINAL TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESSES, plot the SENSITIVITY PROFILE for at least the minimum, the maximum and one midrange value.
- b) For CT SCANNERS with a single detector row along the z-axis, the SENSITIVITY PROFILE associated with the configuration T shall be presented on the same graph, placed about the same central location, to the same scale as that of the corresponding DOSE PROFILE required by 203.110, for the head-dosimetry PHANTOM and for the body-dosimetry PHANTOM,

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

203.112 Display and recording of $CTDI_{vol}$ and DLP

~~The values for $CTDI_{vol}$ expressed in units of mGy and DLP expressed in units of mGy·cm, both quantities reflecting the type of examination selected – head or body – and reflecting the CT CONDITIONS OF OPERATION, shall be displayed on the CONTROL PANEL prior to initiation of a scanning sequence. Additionally, the PHANTOM type indicating the diameter on which $CTDI_{vol}$ values are based shall be displayed as well.~~

~~If any of the LOADING FACTORS will vary within a scanning sequence, corresponding expected values of $CTDI_{vol}$ and DLP shall be displayed prior to exposure. Each value shall represent an anticipated time-weighted average over a helical scan or a series of axial scans.~~

~~For scanning without pre-programmed movement of the PATIENT SUPPORT, n is equal to the maximum number of pre-programmed rotations, when calculating $CTDI_{vol}$ per 201.3.212 c) for display. If the number of rotations is not pre-programmed, the $CTDI_{vol}$ per second shall be displayed expressed in mGy/s, and the accumulated $CTDI_{vol}$ shall be displayed expressed in mGy, during an examination.~~

~~Following a sequence of scanning, the actual mean values of $CTDI_{vol}$ and DLP shall be displayed on the CONTROL PANEL, where these values are calculated as time-weighted averages over the scanning sequence.~~

~~Additionally, the PHANTOM type on which $CTDI_{vol}$ values are based shall be displayed as well.~~

~~The actual mean values of $CTDI_{vol}$ and DLP along with the PHANTOM type shall be recorded according to the DICOM CT RADIATION dose structured report (SR) templates of ISO 12052.~~

~~NOTE – The displayed $CTDI_{vol}$ and DLP given by the MANUFACTURER may be a representative figure for that model and not the value measured on the particular CT SCANNER.~~

The values for $CTDI_{vol}$ expressed in units of mGy and DLP expressed in units of mGy·cm, both quantities reflecting the PROTOCOL ELEMENT selected, shall be displayed on the CONTROL PANEL prior to initiation of a scanning sequence. Additionally, the PHANTOM diameter on which $CTDI_{vol}$ values are based shall be displayed.

The ACCOMPANYING DOCUMENTS shall contain the conversion from the $CTDI_{vol}$ based on the 32 cm phantom to the $CTDI_{vol}$ based on the 16 cm phantom. This conversion shall be provided for all relevant combinations of CT CONDITIONS OF OPERATION. The ACCOMPANYING DOCUMENTS shall contain guidance on how to specify whether a PROTOCOL ELEMENT is a head or body PROTOCOL ELEMENT.

If any of the CT CONDITIONS OF OPERATION are intended to vary within a scanning sequence, corresponding expected values of $CTDI_{vol}$ and DLP shall be displayed prior to exposure. Each value shall represent an anticipated time-weighted average over the scanning sequence.

For scanning without pre-programmed movement of the PATIENT SUPPORT, when calculating $CTDI_{vol}$ per 201.3.212 c) for display, n is equal to the maximum number of pre-programmed rotations. If the number of rotations is not pre-programmed, during a CT EXAMINATION the $CTDI_{vol}$ per second shall be displayed in units of mGy.

Following a sequence of scanning, the mean values of $CTDI_{vol}$ and DLP shall be displayed on the CONTROL PANEL, where these values are calculated as time-weighted averages over the scanning sequence.

The post-scan mean values of $CTDI_{vol}$ and DLP along with the PHANTOM type shall be recorded according to the DICOM CT RADIATION dose structured report (SR) templates of ISO 12052.

The accuracy of the displayed and recorded values of $CTDI_{vol}$ and DLP shall be specified in the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

The displayed and recorded $CTDI_{vol}$ and DLP given by the MANUFACTURER may be a representative figure for that model and not the value measured on the particular CT SCANNER.

The ACCOMPANYING DOCUMENTS shall contain the method used for adjusting L as defined in 201.3.214 b).

Compliance is checked by inspection of the CT SCANNER and the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

203.113 GEOMETRIC EFFICIENCY IN THE Z DIRECTION

For those CT CONDITIONS OF OPERATION with a GEOMETRIC EFFICIENCY IN THE Z DIRECTION of less than 70 %, the value shall be displayed. Additionally, under this condition, there shall be a warning on the OPERATOR'S CONTROL PANEL, and the OPERATOR shall be required to confirm before continuing.

A table of GEOMETRIC EFFICIENCY IN THE Z DIRECTION at all beam collimations shall be provided in the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

Compliance is checked by inspection.

203.114 Post-exposure display of changed CT CONDITIONS OF OPERATION

~~Following a sequence of scanning, any CT CONDITION OF OPERATION that has varied or changed during the scan shall be displayed on the CONTROL PANEL. For those values that vary, the actual mean value based on a time weighted average over the scanning sequence shall be displayed.~~

Following a sequence of scanning in which the TUBE CURRENT was selected to vary, the time weighted average of the TUBE CURRENT over the scanning sequence shall be displayed.

Compliance is checked by the appropriate functional tests.

203.115 Indication and position of the TOMOGRAPHIC SECTION

- a) A preview image shall be provided on which the OPERATOR may set up the TOMOGRAPHIC SECTIONS to be taken. The reference lines indicating these sections shall not differ from the true positions by more than 2 mm with the gantry in vertical position.
- b) For helical scanning, the range along the z axis of the total volume irradiated shall be indicated on the preview image. Two reference lines ~~corresponding to~~ representative of the start and stop ~~of~~ positions for the LOADING shall be ~~available for display~~ed. Each line shall correspond to the outer edge of the FWHM of the free-in-air DOSE PROFILE for the beam collimation used.

- c) A ~~LIGHT FIELD~~ light marker shall be provided for marking the TOMOGRAPHIC SECTION (i.e., for axial positioning of the PATIENT) and for marking the ISOCENTRE (for sagittal and coronal positioning). The ~~LIGHT FIELD~~ light marker shall be visible under ambient light conditions of up to 500 lx. The width of the ~~LIGHT FIELD~~ light marker shall not exceed 3 mm, measured in the centre of the gantry opening. The centre of the TOMOGRAPHIC SECTION shall be within ± 2 mm of the centre of the ~~LIGHT FIELD~~ light marker and within ± 2 mm of the centre of any additional ~~LIGHT FIELD~~ light marker that may be provided for reference purposes of the TOMOGRAPHIC SECTION. If more than one TOMOGRAPHIC SECTION is acquired at a time, the ACCOMPANYING DOCUMENTS shall describe the position of the ~~LIGHT FIELD~~ light marker with reference to the TOMOGRAPHIC SECTIONS. The accuracy of the location of the ISOCENTRE with respect to the ~~LIGHT FIELDS~~ light markers marking its sagittal and coronal positioning shall be stated in the ACCOMPANYING DOCUMENTS.
- d) *For motions of the PATIENT SUPPORT beginning at a typical starting position, continuing to a position which is the lesser of the maximum selectable longitudinal extent or 30 cm, and then returning to the starting position, the deviation of each actual longitudinal position from its indicated value along the way shall not exceed 1 mm. Measurements of actual versus indicated longitudinal position may be taken anywhere along the travel, and the sequence of measurements shall be done in both the forward and backward directions with respect to the starting position. In addition, under the same CT CONDITIONS OF OPERATION, following motion of the PATIENT SUPPORT in axial scanning mode, in about 10 mm increments, up to a total distance which is the lesser of the maximum selectable longitudinal extent or 30 cm and then back to the starting position, the deviation (backlash) of the position of the PATIENT SUPPORT from its starting position shall not exceed 1 mm. Backlash with respect to the starting position shall be determined for motions beginning in both the forward and backward directions. All of these tests shall be performed with a patient-equivalent mass of 135 kg evenly distributed across the PATIENT SUPPORT.*

Compliance is checked by inspection and tests to confirm accuracy where specified.

Annexes

The annexes of the general standard apply, except as follows:

Annex AA (informative)

Choosing LOADING FACTORS for tests

In the testing of CT SCANNERS by applying LOADINGS to the X-RAY TUBE ASSEMBLY, there are severe practical limitations to the number of LOADINGS that can be applied. At no time during testing should the ratings of the X-RAY TUBE ASSEMBLY be exceeded. This applies not only to single LOADINGS but also to the accumulated effect of repeated LOADINGS on the ANODE HEAT CONTENT and on the X-RAY TUBE ASSEMBLY HEAT CONTENT. The need to allow time for cooling between LOADINGS is likely to be a significant factor in determining the total time required to determine compliance with this standard. It is therefore important to plan the tests in such a way that compliance can be verified with a reasonable minimum number of LOADINGS, otherwise the duration and cost of testing can become excessive. When no values for the LOADING FACTORS to be used are specifically stated in the descriptions of tests given in this standard, it is to be understood that the tester may choose any value of available LOADING FACTORS. It is recommended, however, that combinations of LOADING FACTORS used in the tests should include those representing the expected "worst case" conditions. Additional confirmatory measurements may be made at other values of available LOADING FACTORS. As a general rule, it is recommended that no more than three points should need to be verified in any given range of required compliance, additional to the initial "worst-case" points. As far as possible, LOADING FACTORS should be chosen, and measurements made, so as to take into account all the requirements for which information is required, rather than only one requirement at a time.

The "worst-case" conditions for compliance with a given requirement may depend on the technical features of the design. In the interests of reducing the cost of testing for compliance, it is recommended that MANUFACTURERS should make available all relevant information, so as to enable testers to verify compliance with a reasonable minimum number of test points.

The MAINS VOLTAGE used for the tests should be 90 % of the rated voltage, with an APPARENT RESISTANCE OF SUPPLY MAINS at the maximum specified value.

Annex BB (informative)

Estimating $CTDI_{vol}$ for scan projection RADIOGRAPHY (SPR)⁷⁾

$CTDI_{vol SPR}$, i.e., the value of $CTDI_{vol}$ associated with a preview image acquired during scan projection RADIOGRAPHY, may be estimated in terms of $CTDI_w$ and $N \times T$.

For a SPR image acquired with constant table movement and continuous RADIATION,

$$CTDI_{vol SPR} = (CTDI_w / \text{CURRENT TIME PRODUCT}) \times \text{X-RAY TUBE CURRENT} \times (N \times T) / (\text{table speed}),$$

where the

- ratio $CTDI_w / \text{CURRENT TIME PRODUCT}$ is evaluated independently of the SPR acquisition but with the same settings of TUBE VOLTAGE and $N \times T$ as those of the SPR acquisition;
- X-RAY TUBE CURRENT and table speed are those values used during the SPR acquisition.

⁷⁾ Adapted from NRPB-R249 [13]

Annex CC (informative)

The $CTDI_{100}$ concept in IEC 60601-2-44: Relationship between $CTDI_{100}$ and $CTDI_{\infty}$

CC.1 Evolution of $CTDI_{100}$ in editions of IEC 60601-2-44

Referring to dose at the mid-range of a scanned volume, $CTDI_{\infty}$ represents an upper-limiting, saturation value for the COMPUTED TOMOGRAPHY DOSE INDEX [14]⁸⁾. Conceptually $CTDI_{\infty}$ is associated with an “equilibrium” dynamic in dose accretion: the equilibrium is between the accrual of scattered-radiation contributions associated with an increasingly long scanning range on the one hand but on the other hand with diminishingly negligible magnitudes of those contributions originating from primary irradiation increasingly farther away [14],[15]:

$$CTDI_{\infty} \equiv \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{D(z)}{N \times T} dz$$

$CTDI_{\infty}$ includes dose contributions excluded from the COMPUTED TOMOGRAPHY DOSE INDEX 100 ($CTDI_{100}$), i.e., from radiation scattered beyond the 100-mm range of integration with which $CTDI_{100}$ had been previously defined in IEC 60601-2-44 Ed. 2:

$$CTDI_{100} \equiv \int_{-50\text{mm}}^{+50\text{mm}} \frac{D(z)}{N \times T} dz$$

The 100-mm range corresponds to a scanning length deemed by convention – for the purpose of comparison of CT doses characteristic of reference CONDITIONS OF OPERATION – to be a standard, that is, a notional length fixed at 100 mm irrespective of any individual scanning length associated with an actual clinical CT EXAMINATION. Whereas values of $CTDI_{100}$ are typically measured in PHANTOMS of relatively short length, typically 150 mm, values of $CTDI_{\infty}$ can be estimated from scanning appropriately long PHANTOMS of finite length (~ 300 mm for the peripheral axis and ~ 450 mm for the central axis of a 320-mm diameter PMMA PHANTOM) [16].

In order to account for advances in CT-equipment technology and in particular for the development and application of longitudinal (z) axis beam-coverage exceeding the 100-mm integration length for which $CTDI_{100}$ had been defined, IEC 60601-2-44 Ed. 3 took an ad hoc approach in modifying the definition in order to preclude values of this index from decreasing precipitously [17] with $N \times T$ exceeding 100 mm (where $N \times T$ approximates the beam width along the central z axis) as defined in Ed.3:

$$CTDI_{100} \equiv \int_{-50\text{mm}}^{+50\text{mm}} \frac{D(z)}{\min\{N \times T, 100\text{mm}\}} dz$$

While the Edition-3 definition of $CTDI_{100}$ eliminates the unphysical decrease of $CTDI_{100}$ with $N \times T > 100$ mm, it also introduces a peculiar variation as a function of beam width, illustrated by the junctures of the Ed. 2 and Ed. 3 curves in the following figure for the WEIGHTED $CTDI_{100}$ ($CTDI_w$) as a percentage of its equilibrium value, $CTDI_{w,\infty}$. This complicated dependence of Ed. 3 $CTDI_w$ on beam width could lead to inconsistencies in quality-assurance monitoring of

⁸⁾ Numbers in square brackets refer to the Bibliography.

dose indices and in the estimation of effective dose from the DOSE-LENGTH PRODUCT (*DLP*). For example, in helical- (or axial-) scanning over a 160-mm scanning range with $N \times T = 20$ mm, $CTDI_{vol}$ and *DLP* as evaluated through Ed. 3 would be smaller than in stationary-table scanning covering the same range with a cone-beam system capable of $N \times T = 160$ mm.

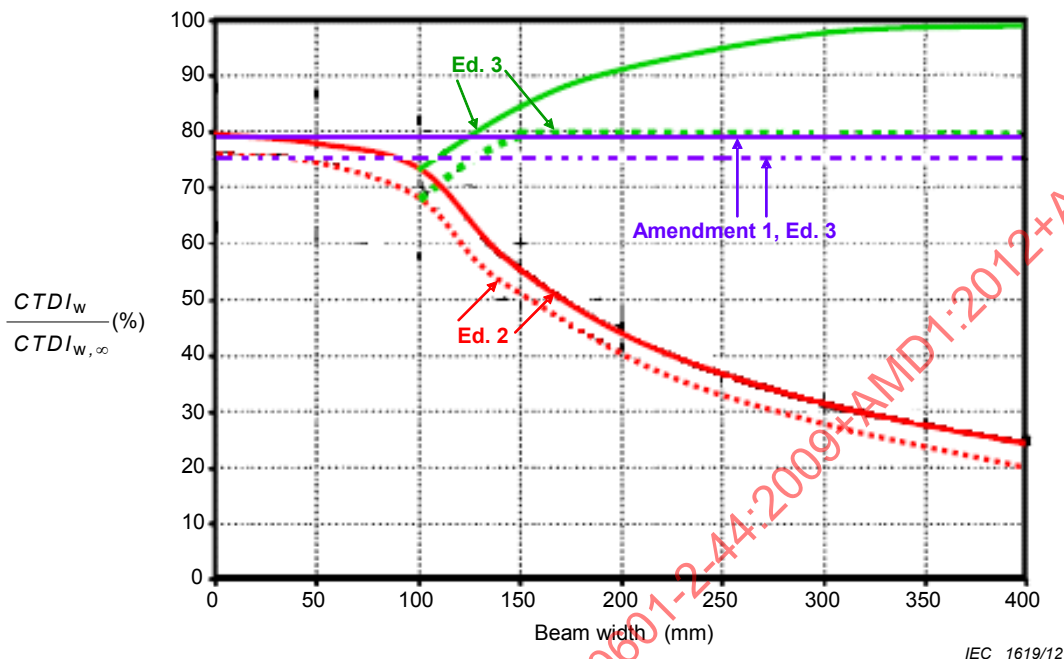


Figure CC.1 – $CTDI_w$ versus beam width along z

Figure CC.1 shows qualitative plots of $CTDI_w$ as a percentage of its equilibrium value $CTDI_{w,∞}$ versus beam width along z for 320-mm diameter PMMA PHANTOMS and scanning at 120 kVp, estimated from measured results and from Monte Carlo simulations modeling 100 % GEOMETRIC EFFICIENCY IN THE z DIRECTION. The plots are compatible with published data (e.g., [17]). Three sets of curves, indicated by arrows, correspond to $CTDI_{100}$ respectively defined in IEC 60601-2-44 Ed. 2, in Ed. 3, and in Amendment 1 of Ed. 3. Solid curves: results for long (500-mm length) PHANTOMS. Dashed curves: results for short (150-mm length) PHANTOMS.

CC.2 Introduction and justification of a new definition for $CTDI_{100}$

Amendment 1 (subclause 201.3.203) of Ed. 3 formally redefines $CTDI_{100}$ as follows:

For $N \times T$ less than or equal to 40 mm:

$$CTDI_{100} = \int_{-50 \text{ mm}}^{+50 \text{ mm}} \frac{D(z)}{N \times T} dz$$

For $N \times T$ greater than 40 mm:

$$CTDI_{100} = \int_{-50 \text{ mm}}^{+50 \text{ mm}} \frac{D_{Ref}(z)}{(N \times T)_{Ref}} dz \times \frac{CTDI_{free \text{ air}, N \times T}}{CTDI_{free \text{ air}, Ref}}$$

where parameters subscripted with “Ref” are to be evaluated with a specifically selected measurement reference value of $(N \times T)_{Ref}$ such that $(N \times T)_{Ref} \leq 20$ mm.

The physical justification for this new definition is related to the proportionality of $CTDI_{\infty}$ and of $CTDI_{\text{free air}}$ each to the ratio $a/(N \times T)$ [18], where parameter a is the width along the axis of rotation of the pre-patient z-axis collimator geometrically projected from the centroid of the x-ray source [16]. The ratio $a/(N \times T)$ approximates the “over-beaming” factor, the inverse of the GEOMETRIC EFFICIENCY IN THE Z DIRECTION [16]. Parameter a corresponds to the full-width-at-half- $D_p(z = 0)$ of the primary-radiation dose profile $D_p(z = 0)$ [19], and parameter a acts like an “energy gate” basically controlling the amount of primary photon energy incident on a PHANTOM [18]. The key point is that whereas $CTDI_{\infty}$ and $CTDI_{\text{free air}}$ each are proportional to $a/(N \times T)$ over a broad range of beam widths including values as large as 140 mm [20], $CTDI_{100}$ as traditionally defined (in IEC 60601-2-44 Ed. 2) maintains such proportionality over only a limited range, namely, for beams of width ≤ 40 mm (cf. [17] and the preceding figure). Essentially, without requiring physically long measurement PHANTOMS, $CTDI_{100}$ as redefined in Amendment 1 of Ed. 3 conceptually corresponds to the central cumulative dose that would be accrued in scanning a PHANTOM over a 100-mm length and—independent of beam width—would be simply proportional to the amount of primary energy incident on the PHANTOM.

As the straight, horizontal lines in the preceding figure indicate, this revised definition of $CTDI_{100}$ in Amendment 1 obviates Ed. 3 inconsistencies by regularizing the magnitudes of the central- and peripheral-axis PHANTOM dose indices (and hence $CTDI_w$) to be approximately constant percentages of their upper limiting values ($CTDI_{\infty}$) over a wide range of beam widths. Such regularization eliminates the complex variation of $CTDI_{100}$ with large beam widths. Furthermore, for beams wider than 100 mm along z , the Amendment-1 definition of $CTDI_{100}$ accounts for the GEOMETRIC EFFICIENCY IN THE Z DIRECTION in a way only partly or altogether neglected in previous editions of IEC 60601-2-44.

CC.3 Underestimations of $CTDI_{\infty}$

While the Amendment-1 definition of $CTDI_{100}$ solves some of the problems associated with the former definitions challenged by advancing technology, it also proscribes $CTDI_{100}$ values from approaching those of $CTDI_{\infty}$. This limitation yields a systematically inaccurate underestimation when $CTDI_{100}$ is used as a nominal patient dose associated with the most commonly applied, routine diagnostic CT examinations, namely, those involving body scan lengths ~ 300 -450 mm. Values of $CTDI_{\infty}$ are more representative of the magnitude of dose accrual for these scan lengths than are values of $CTDI_{100}$. The thrust of this Annex therefore is to quantify the underestimation of $CTDI_{\infty}$ by $CTDI_{100}$ as defined in Amendment 1 of IEC 60601-2-44 Ed. 3.

The following table, CC-1, based on empirical [19], [21], theoretical [20], and computational [17], [22] results for CT SCANNERS at 120 kVp scanning polymethyl methacrylate (PMMA) PHANTOMS of 320-mm diameter, summarizes estimates for Amendment-1 $CTDI_{100,c}$, $CTDI_{100,p}$, and $CTDI_w$ as percentages of their respective equilibrium values $CTDI_{\infty}$. The table is especially relevant in the assessment of $CTDI_{\infty}$ -based indices as nominally representative of patient dose in body CT EXAMINATIONS involving axial or helical scanning modes where scanning lengths exceed approximately 300 mm.

Table CC.1 – Ratios of $CTDI$ by phantom length

Phantom Length	$CTDI_{100,c}/CTDI_{\infty,c}$	$CTDI_{100,p}/CTDI_{\infty,p}$	$CTDI_w/CTDI_{w,\infty}$
Long (≥ 300 mm) ^a	61 %	84 %	76 %
Short (150 mm) ^b	59 %	82 %	75 %
^a For the central and peripheral axes of long PHANTOMS, the percentages are averages of results reported in [17][19][20][21]. $CTDI_w/CTDI_{w,\infty}$ is approximated as $(1/3) CTDI_{100,c}/CTDI_{\infty,c} + (2/3) CTDI_{100,p}/CTDI_{\infty,p}$. ^b For short PHANTOMS, each of the percentages is approximated as a product of the respective value for a long PHANTOM and a correction factor 0,98. This correction factor is a ratio, estimated from results of Monte Carlo calculations [22] simulating a 10 mm wide beam, and approximately constant for beams up to 100 mm wide, of the (cross-sectional) dose profile integrated over its central 100 mm for a 150 mm long PHANTOM divided by the corresponding integral for a 3 m long PHANTOM.			

CC.4 Use of $CTDI_{vol}$ to estimate dose for object sizes other than those of the $CTDI$ phantoms

$CTDI_{vol}$ is not a PATIENT dose for many reasons [23] one of which is differences in PATIENT sizes as compared to the reference phantom. One method to address this size discrepancy has been proposed [24].

Annex DD (informative)

Measuring $CTDI_{\text{free air}}$

Free-in-air measurements of $CTDI$ are useful in understanding the x-ray beam characteristics of a CT SCANNER. Since there is not a scattering medium, these measurements characterize the x-ray beam output emanating through the collimation, quantifying the dosimetric effects of the tube, the inherent filtration, the filtration of the central ray and the effects of overbeaming and penumbra. In order to measure $CTDI_{\text{free air}}$, it is necessary to integrate the DOSE PROFILE along the z-axis for the entire extent of the x-ray field. In order to ensure that the entire z-extent is captured, the integration length (L) should be at least 40 mm longer than the nominal beam collimation.

One method of measuring $CTDI_{\text{free air}}$ is to use a RADIATION DETECTOR (e.g. an IONIZATION CHAMBER) positioned along the axis of rotation of the CT SCANNER and translated (stepped) through the ISOCENTRE using the PATIENT SUPPORT to cover the entire integration length.

NOTE 1 The DOSE PROFILE can also be measured with a RADIATION DETECTOR that fulfils IEC 61674, e.g. with a point DOSIMETER uniformly translated through the ISOCENTRE using a helical scan protocol [16].

Attach IONIZATION CHAMBER to a long, minimally attenuating support such as a meter stick or plastic rod.

- c) *Attach the support with IONIZATION CHAMBER to the PATIENT SUPPORT using a weighted stand or other means so that the chamber apparatus will move with the PATIENT SUPPORT. Ensure that the active length of the IONIZATION CHAMBER extends a distance greater than half the integration length ($L/2$) beyond the end of the PATIENT SUPPORT so that the PATIENT SUPPORT does not interact with the primary beam during measurements.*
- d) *Ensure that the centre of the IONIZATION CHAMBER is positioned at the ISOCENTRE of the CT SCANNER and that the IONIZATION CHAMBER is aligned with the CT SCANNER z-axis; set the PATIENT SUPPORT location to 0.*
- e) *Using the PATIENT SUPPORT, move the IONIZATION CHAMBER in the negative z-direction by X mm where*

$$X = \frac{(L - W)}{2}$$

where

L is the integration length in mm;

W is the chamber length in mm.

- f) *Take an axial scan with the desired parameters and record the exposure value.*
- g) *Increment the table in the positive z-direction by an amount equal to the length of the ion chamber.*

- h) Repeat steps e) and f) for a total of Y exposures, until the entire integration length is covered, where

$$Y = \text{trunc}\left(\frac{L}{W}\right) + 1$$

where

L is the integration length in mm;

W is the chamber length in mm.

- i) Sum the Y different exposure values to compute the $CTDI_{\text{free air}}$ for the given scanner configuration.

NOTE 2 More precise estimations of $CTDI_{\text{free air}}$ could be obtained by employing step sizes much smaller than the chamber length or by uniformly translating the entire chamber through the beam.

The IAEA has published a report which includes a practical description of this method [25].

Bibliography

- [1] IEC 60364-7-710:2002, *Electrical installations of buildings – Part 7-710: Requirements for special installations or locations – Medical locations*
- [2] IEC 60417, *Graphical symbols for use on equipment*
- [3] IEC TR 60513:1994, *Fundamental aspects of safety standards for medical electrical equipment*
- [4] IEC 60601-2-7:1998, *Medical electrical equipment – Part 2-7: Particular requirements for the safety of high-voltage generators of diagnostic X-ray generators*
- [5] IEC 60601-2-32:1994, *Medical electrical equipment – Part 2: Particular requirements for the safety of associated equipment of X ray equipment*
- [6] IEC 60613:1989, *Electrical, thermal and loading characteristics of rotating anode X ray tubes for medical diagnosis*
- [7] ISO 497:1973, *Guide to the choice of series of preferred numbers and of series containing more rounded values of preferred numbers*
- [8] ISO 7000:2004, *Graphical symbols for use on equipment – Index and synopsis*
- [9] US FDA 21CFR 1020.33, *Computed tomography (CT) equipment*
- [10] EUR 16262 EN:2000, *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*
- [11] ICRU Report 47:1992, *Measurement of Dose Equivalents from External Photon and Electron Radiations*
- [12] ICRP Publication 103: *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection (Annals of the ICRP Vol. 37, No. 2-4, Elsevier, Feb 2008)*
- [13] NRPB-R249: 1991, *Survey of CT Practice in the UK. Part 2: Dosimetric Aspects*, p. 12
- [14] SHOPE, Thomas B., GAGNE, Robert M., and JOHNSON, Gordon C. A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. *Medical Physics*, July/August 1981, Vol. 8, No. 4, pp. 488-495

NOTE In the paper by Shope, Gagne, and Johnson, $CTDI_{\infty}$ is referred to simply as the "computed tomography dose index" and is abbreviated by the letter "C."
- [15] DIXON, Robert L. A new look at CT dose measurement: Beyond $CTDI$. *Medical Physics*, June 2003, Vol. 30, No. 6, pp. 1272-1280
- [16] AAPM Report No. 111, *Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography*, American Association of Physicists in Medicine, February 2010, http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_111.pdf.

NOTE In AAPM Report No. 111, $CTDI_{\infty}$ is referred to as the "equilibrium dose-pitch product,"
- [17] BOONE, John M. The trouble with $CTDI_{100}$. *Medical Physics*, April 2007, Vol. 34, No. 4, pp. 1364-1371
- [18] DIXON, Robert L., MUNLEY, Michael T. and BAYRAM, Ersin. An improved analytical model for CT dose simulation with a new look at the theory of CT dose. *Medical Physics*, December 2005, Vol. 32, No. 12, pp. 3712-3728
- [19] DIXON, R.L. and BALLARD, A. C. Experimental validation of a versatile system of CT dosimetry using a conventional ion chamber: Beyond $CTDI_{100}$. *Medical Physics*, August 2007, Vol. 34, No. 8, pp. 3399–3413

- [20] DIXON, Robert L. and BOONE, John M. Cone beam CT dosimetry: A unified and self-consistent approach including all scan modalities – With or without phantom motion. *Medical Physics*, June 2010, Vol. 37, No. 6, pp. 2703-2718
- [21] MORI, Shinichiro et al. Enlarged longitudinal dose profiles in cone-beam CT and the need for modified dosimetry. *Medical Physics*, April 2005, Vol. 32, No. 4, pp. 1061-1069
- [22] ABBOUD, S.F., BADAL, A.S., STERN, S.H. and KYPRIANOU, I.S. Designing a phantom for dose evaluation in multi-slice CT. *SPIE Medical Imaging 2010: Physics of Medical Imaging*, *Proc. SPIE*, edited by E. Samei, N. J. Pelc, 7622-762232 (2010)
- [23] MCCOLLOUGH, C.H., LENG, S., YU, L., CODY, D.D., BOONE, J.M., and . MCNITT-GRAY, M.F. CT dose index and patient dose: They are not the same thing. *Radiology*, May 2011, Vol. 260, No. 3, pp. 311-316
- [24] AAPM Report No. 204, *Size Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations* American Association of Physicists in Medicine, 2011, http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_204.pdf
- [25] IAEA HUMAN HEALTH REPORTS No. 5, *Status of Computed Tomography Dosimetry for Wide Cone Beam Scanners*. IAEA Vienna (2011)

Index of defined terms used in this particular standard

NOTE In this particular standard only terms defined either in IEC 60601-1:2005, its collateral standards, in IEC 60788:2004 or in Clause 201.3 of this particular standard have been used.

ABSORBED DOSE.....	IEC 60788:2004, rm-13-08
ACCOMPANYING DOCUMENT.....	IEC 60601-1:2005, 3.4
ADDED FILTER.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.2
AIR CLEARANCE	IEC 60601-1:2005, 3.5
AIR KERMA	IEC 60601-1-3:2008, 3.4
ANODE HEAT CONTENT	IEC 60788:2004, rm-36-26
APPARENT RESISTANCE OF SUPPLY MAINS	IEC 60788:2004, rm-36-16
ASSOCIATED EQUIPMENT	IEC 60788:2004, rm-36-01
ATTENUATION	IEC 60601-1-3:2008, 3.7
AUTOMATIC EXPOSURE CONTROL (AEC)	IEC 60601-1-3:2008, 3.10
APPLIED PART.....	IEC 60601-1:2005, 3.8
BASIC SAFETY.....	IEC 60601-1:2005, 3.10
CLASS I.....	IEC 60601-1:2005, 3.13
COMPONENT WITH HIGH-INTEGRITY CHARACTERISTICS	IEC 60601-1:2005, 3.17
COMPUTED TOMOGRAPHY (CT)	IEC 60788:2004, rm-41-20
COMPUTED TOMOGRAPHY DOSE INDEX 100 ($CTDI_{100}$).....	201.3.203
COMPUTED TOMOGRAPHY DOSE INDEX FREE-IN-AIR ($CTDI_{FREE\ AIR}$)	201.3.215
CONTINUOUS ANODE INPUT POWER.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.13
CONTROL PANEL	IEC 60601-1-3:2008, 3.14
CREEPAGE DISTANCE.....	IEC 60601-1:2005, 3.19
CT CONDITIONS OF OPERATION.....	201.3.202
CT EXAMINATION	201.3.217
CT PITCH FACTOR	201.3.204
CT SCANNER.....	201.3.201
CURRENT TIME PRODUCT.....	IEC 60788:2004, rm-36-13
DOSE ALERT VALUE	201.3.219
DOSE NOTIFICATION VALUE.....	201.3.218
DOSE-LENGTH PRODUCT	201.3.214
DOSE PROFILE	201.3.205
EARTH LEAKAGE CURRENT.....	IEC 60601-1:2005, 3.25
ENCLOSURE	IEC 60601-1:2005, 3.26
ESSENTIAL PERFORMANCE	IEC 60601-1:2005, 3.27
FILTER.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.23
FILTRATION	IEC 60601-1-3:2008, 3.24
FOCAL SPOT	IEC 60788:2004, rm-20-13
FOCAL SPOT TO SKIN DISTANCE.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.26
FULL WIDTH AT HALF MAXIMUM	IEC 60788:2004, rm-73-02
GEOMETRIC EFFICIENCY IN THE Z-DIRECTION	201.3.213
HALF-VALUE LAYER.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.27
HAZARD	IEC 60601-1:2005, 3.39

HIGH-VOLTAGE GENERATOR.....	IEC 60788:2004, rm-21-01
IMAGE RECEPTION AREA.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.28
INTERLOCK.....	IEC 60788:2004, rm-83-05
INTERNALLY POWERED.....	IEC 60601-1:2005, 3.46
IONIZING RADIATION.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.29
IRRADIATION.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.30
ISOCENTRE.....	IEC 60788:2004, rm-37-32
LEAKAGE CURRENT.....	IEC 60601-1:2005, 3.47
LIGHT FIELD.....	IEC 60788:2004, rm-37-09
LOADING.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.34
LOADING FACTOR.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.35
LOADING STATE.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.36
LOADING TIME.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.37
MAINS PART.....	IEC 60601-1:2005, 3.49
MAINS VOLTAGE.....	IEC 60601-1:2005, 3.54
MANUFACTURER.....	IEC 60601-1:2005, 3.55
MEANS OF PROTECTION (MOP).....	IEC 60601-1:2005, 3.60
MEANS OF OPERATOR PROTECTION (MOOP).....	IEC 60601-1:2005, 3.58
MEANS OF PATIENT PROTECTION (MOPP).....	IEC 60601-1:2005, 3.59
MEDICAL ELECTRICAL EQUIPMENT (ME EQUIPMENT).....	IEC 60601-1:2005, 3.63
MEDICAL ELECTRICAL SYSTEM (ME SYSTEM).....	IEC 60601-1:2005, 3.64
MODEL OR TYPE REFERENCE.....	IEC 60601-1:2005, 3.66
MOBILE.....	IEC 60601-1:2005, 3.65
NARROW BEAM CONDITION.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.41
NOMINAL (VALUE).....	IEC 60601-1:2005, 3.69
NOMINAL ELECTRIC POWER.....	IEC 60788:2004, rm-36-19
NOMINAL TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS.....	201.3.206
NOMINAL X-RAY TUBE VOLTAGE.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.42
NORMAL CONDITION.....	IEC 60601-1:2005, 3.70
NORMAL USE.....	IEC 60601-1:2005, 3.71
OPERATOR.....	IEC 60601-1:2005, 3.73
PATIENT.....	IEC 60601-1:2005, 3.76
PATIENT AUXILIARY CURRENT.....	IEC 60601-1:2005, 3.77
PERCENTAGE RIPPLE.....	IEC 60788:2004, rm-36-17
PERMANENTLY INSTALLED.....	IEC 60601-1:2005, 3.84
PHANTOM.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.46
PRIMARY PROTECTIVE SHIELDING.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.47
PROCEDURE.....	IEC 60601-1:2005, 3.88
PROTECTIVE EARTH CONDUCTOR.....	IEC 60601-1:2005, 3.93
PROTECTIVE EARTH TERMINAL.....	IEC 60601-1:2005, 3.95
PROTOCOL ELEMENT.....	201.3.216
RADIATION.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.53
RADIATION APERTURE.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.54

RADIATION DETECTOR.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.57
RADIATION QUALITY	IEC 60601-1-3:2008, 3.60
RADIOGRAPHY	IEC 60601-1-3:2008, 3.64
RADIOGRAM.....	IEC 60788:2004, rm-32-02
RADIOLOGICAL PROTECTION	IEC 60788:2004, rm-60-03
RADIOTHERAPY	IEC 60788:2004, rm-40-05
RADIOTHERAPY TREATMENT PLANNING SYSTEM (RTPS).....	IEC 62083:2009, 3.1.6
READY STATE	IEC 60788:2004, rm-84-05
RESPONSIBLE ORGANISATION	IEC 60601-1:2005, 3.101
RISK ASSESSMENT.....	IEC 60601-1:2005, 3.104
SENSITIVITY PROFILE	201.3.207
SINGLE FAULT CONDITION	IEC 60601-1:2005, 3.116
SINGLE FAULT SAFE	IEC 60601-1:2005, 3.117
STRAY RADIATION.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.75
SUPPLY MAINS	IEC 60601-1:2005, 3.120
TENSILE SAFETY FACTOR.....	IEC 60601-1:2005, 3.121
TISSUE EQUIVALENT MATERIAL	IEC 60788:2004, rm-35-16
TOMOGRAPHIC PLANE	201.3.208
TOMOGRAPHIC SECTION	201.3.209
TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS.....	201.3.210
TOTAL FILTRATION.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.77
VOLUME $CTDI_w$	201.3.212
WEIGHTED $CTDI_{100}$	201.3.211
X-RADIATION	IEC 60601-1-3:2008, 3.53
X-RAY BEAM.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.55
X-RAY FIELD.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.58
X-RAY EQUIPMENT	IEC 60601-1-3:2008, 3.78
X-RAY GENERATOR	IEC 60601-1-3:2008, 3.79
X-RAY SOURCE ASSEMBLY.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.62
X-RAY TUBE	IEC 60601-1-3:2008, 3.83
X-RAY TUBE ASSEMBLY.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.84
X-RAY TUBE CURRENT	IEC 60601-1-3:2008, 3.85
X-RAY TUBE HEAD.....	IEC 60788:2004, rm-20-07
X-RAY TUBE VOLTAGE.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.88

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60601-2-44:2009+AMD1:2012+AMD2:2016 CSV

SOMMAIRE

AVANT-PROPOS.....	72
Introduction à l'Amendement 1	75
Introduction à l'Amendement 2	76
201.1 Domaine d'application, objet et normes connexes.....	77
201.2 Références normatives	80
201.3 Termes et définitions	80
201.4 Exigences générales	89
201.5 Exigences générales relatives aux essais des APPAREILS EM	90
201.6 Classification des APPAREILS EM et des SYSTEMES EM	90
201.7 Identification, marquage et documentation des APPAREILS EM	91
201.8 Protection contre les DANGERS d'origine électrique provenant des APPAREILS EM	93
201.9 Protection contre les dangers mécaniques des APPAREILS EM et SYSTEMES EM.....	97
201.10 Protection contre les DANGERS dus aux rayonnements involontaires ou excessifs.....	100
201.11 Protection contre les températures excessives et les autres DANGERS	101
201.12 Précision des commandes, des instruments et protection contre les caractéristiques de sortie présentant des risques	101
201.13 SITUATIONS DANGEREUSES et conditions de défaut	102
201.14 SYSTEMES ELECTROMEDICAUX PROGRAMMABLES (SEMP).....	102
201.15 Construction de l'APPAREIL EM	102
201.16 SYSTEMES EM	102
201.17 Compatibilité électromagnétique des APPAREILS EM et des SYSTEMES EM	102
201.101 Exigences des TOMODENSITOMETRES fournissant des images pour la PREPARATION DU TRAITEMENT DE RADIOTHERAPIE (RTP))	102
202 Compatibilité électromagnétique – Exigences et essais	108
203 Exigences générales pour la radioprotection dans les équipements à rayonnement X de diagnostic.....	109
Annexes	127
Annexe AA (informative) Choix des PARAMETRES DE CHARGE pour les essais.....	127
Annexe BB (informative) Estimation de $CTDI_{vol}$ pour la radiographie par projection (SPR, scan projection radiography).....	128
Annexe CC (informative) Concept de $CTDI_{100}$ dans l'IEC 60601-2-44: Relation entre le $CTDI_{100}$ et le $CTDI_{\infty}$	129
Annexe DD (informative) Mesure de $CTDI_{air libre}$	133
Bibliographie	135
Index des termes définis utilisés dans la présente norme particulière	137
Figure 201.101 – Système de coordonnées	83
Figure 201.102 – Illustration de $N \times T$, R et $(N \times T) + R$	86
Figure 201.103 – Alignement vertical du SUPPORT DU PATIENT	103
Figure 201.104 – Alignement du SUPPORT DU PATIENT dans le plan horizontal par rapport à l'axe Z	105
Figure 203.101 – Zone de RAYONNEMENT extra-focal	115

Figure 203.102 – Dimensions minimales pour la mesure des RAYONNEMENTS PARASITES 117

Figure CC.1 – $CTDI_w$ en fonction de la largeur du faisceau le long de z 130

Tableau 203.101 – Modèle d'essai pour $CTDI_{air libre}$ 123

Tableau CC.1 – Rapports de $CTDI$ sur longueur du fantôme 132

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60601-2-44:2009+AMD1:2012+AMD2:2016 CSV

COMMISSION ÉLECTROTECHNIQUE INTERNATIONALE

APPAREILS ÉLECTROMÉDICAUX –

Partie 2-44: Exigences particulières pour la sécurité de base et les performances essentielles des équipements à rayonnement X de tomодensitométrie

AVANT-PROPOS

- 1) La Commission Electrotechnique Internationale (IEC) est une organisation mondiale de normalisation composée de l'ensemble des comités électrotechniques nationaux (Comités nationaux de l'IEC). L'IEC 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, l'IEC – entre autres activités – publie des Normes internationales, des Spécifications techniques, des Rapports techniques, des Spécifications accessibles au public (PAS) et des Guides (ci-après dénommés "Publication(s) de l'IEC"). 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 l'IEC, participent également aux travaux. L'IEC 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 l'IEC concernant les questions techniques représentent, dans la mesure du possible, un accord international sur les sujets étudiés, étant donné que les Comités nationaux de l'IEC intéressés sont représentés dans chaque comité d'études.
- 3) Les Publications de l'IEC se présentent sous la forme de recommandations internationales et sont agréées comme telles par les Comités nationaux de l'IEC. Tous les efforts raisonnables sont entrepris afin que l'IEC s'assure de l'exactitude du contenu technique de ses publications; l'IEC ne peut pas être tenue responsable de l'éventuelle mauvaise utilisation ou interprétation qui en est faite par un quelconque utilisateur final.
- 4) Dans le but d'encourager l'uniformité internationale, les Comités nationaux de l'IEC s'engagent, dans toute la mesure possible, à appliquer de façon transparente les Publications de l'IEC dans leurs publications nationales et régionales. Toutes divergences entre toutes Publications de l'IEC et toutes publications nationales ou régionales correspondantes doivent être indiquées en termes clairs dans ces dernières.
- 5) L'IEC elle-même ne fournit aucune attestation de conformité. Des organismes de certification indépendants fournissent des services d'évaluation de conformité et, dans certains secteurs, accèdent aux marques de conformité de l'IEC. L'IEC n'est responsable d'aucun des services effectués par les organismes de certification indépendants.
- 6) Tous les utilisateurs doivent s'assurer qu'ils sont en possession de la dernière édition de cette publication.
- 7) Aucune responsabilité ne doit être imputée à l'IEC, à ses administrateurs, employés, auxiliaires ou mandataires, y compris ses experts particuliers et les membres de ses comités d'études et des Comités nationaux de l'IEC, pour tout préjudice causé en cas de dommages corporels et matériels, ou de tout autre dommage de quelque nature que ce soit, directe ou indirecte, ou pour supporter les coûts (y compris les frais de justice) et les dépenses découlant de la publication ou de l'utilisation de cette Publication de l'IEC ou de toute autre Publication de l'IEC, ou au crédit qui lui est accordé.
- 8) L'attention est attirée sur les références normatives citées dans cette publication. L'utilisation de publications référencées est obligatoire pour une application correcte de la présente publication.
- 9) L'attention est attirée sur le fait que certains des éléments de la présente Publication de l'IEC peuvent faire l'objet de droits de brevet. L'IEC ne saurait être tenue pour responsable de ne pas avoir identifié de tels droits de brevets et de ne pas avoir signalé leur existence.

DÉGAGEMENT DE RESPONSABILITÉ

Cette version consolidée n'est pas une Norme IEC officielle, elle a été préparée par commodité pour l'utilisateur. Seules les versions courantes de cette norme et de son(s) amendement(s) doivent être considérées comme les documents officiels.

Cette version consolidée de l'IEC 60601-2-44 porte le numéro d'édition 3.2. Elle comprend la troisième édition (2009-02) [documents 62B/727/FDIS et 62B/734/RVD] et son corrigendum (mai 2010), son amendement 1 (2012-08) [documents 62B/879/FDIS et 62B/890/RVD] et son amendement 2 (2016-03) [documents 62B/976/CDV et 62B/994/CDV]. Le contenu technique est identique à celui de l'édition de base et à ses amendements.

Dans cette version Redline, une ligne verticale dans la marge indique où le contenu technique est modifié par les amendements 1 et 2. Les ajouts sont en vert, les suppressions sont en rouge, barrées. Une version Finale avec toutes les modifications acceptées est disponible dans cette publication.

La Norme internationale IEC 60601-2-44 a été établie par le sous-comité 62B: Appareils d'imagerie de diagnostic, du comité d'études 62 de l'IEC: Equipements électriques dans la pratique médicale.

Cette publication a été rédigée selon les Directives ISO/IEC, Partie 2.

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

- Exigences et définitions: caractères romains.
- *Modalités d'essais: caractères italiques.*
- les indications de nature informative apparaissant hors des tableaux, comme les notes, les exemples et les références: petits caractères. Le texte normatif à l'intérieur des tableaux est également en petits caractères.
- TERMES DEFINIS A L'ARTICLE 3 DE LA NORME GENERALE, DANS LA PRESENTE NORME PARTICULIERE OU COMME NOTES: PETITES MAJUSCULES.

Concernant la structure de la présente norme, le terme:

- "article" désigne l'une des dix-sept sections numérotées dans la table des matières, avec toutes ses subdivisions (par exemple, l'Article 7 inclut les paragraphes 7.1, 7.2, etc);
- "paragraphe" désigne une subdivision numérotée d'un article (par exemple, 7.1, 7.2 et 7.2.1 sont tous des paragraphes appartenant à l'Article 7).

Dans la présente norme, les références à des articles sont précédées du mot "Article" suivi du numéro de l'article concerné. Dans la présente norme particulière, les références aux paragraphes utilisent uniquement le numéro du paragraphe concerné.

Dans la présente norme, la conjonction "ou" est utilisée avec la valeur d'un "ou inclusif", ainsi un énoncé est vrai si une combinaison des conditions quelle qu'elle soit est vraie.

Les formes verbales utilisées dans la présente norme sont conformes à l'usage donné à l'Annexe H des Directives ISO/IEC, Partie 2. Pour les besoins de la présente norme:

- "devoir" mis au présent de l'indicatif signifie que la satisfaction à une exigence ou à un essai est obligatoire pour la conformité à la présente norme;
- "il convient/il est recommandé" signifie que la satisfaction à une exigence ou à un essai est recommandée mais n'est pas obligatoire pour la conformité à la présente norme;
- "pouvoir" mis au présent de l'indicatif est utilisé pour décrire un moyen admissible pour satisfaire à une exigence ou à un essai.

Une liste de toutes les parties de la série IEC 60601, présentées sous le titre général *Appareils électromédicaux*, peut être consultée sur le site web de l'IEC.

Le comité a décidé que le contenu de la publication de base et de ses amendements ne sera pas modifié avant la date de stabilité indiquée sur le site web de l'IEC sous "<http://webstore.iec.ch>" dans les données relatives à la publication recherchée. A cette date, la publication sera

- reconduite,
- supprimée,
- remplacée par une édition révisée, ou
- amendée.

NOTE L'attention des Comités Nationaux est attirée sur le fait que les FABRICANTS des appareils et les organismes d'essai peuvent avoir besoin d'une période transitoire, à la parution d'une publication IEC qu'elle soit nouvelle, modifiée ou révisée, pour mettre les produits en conformité avec les nouvelles exigences et pour s'équiper eux-mêmes afin de réaliser de nouveaux essais ou des essais révisés. Le comité recommande que le contenu de la présente publication soit adopté pour mise en œuvre au niveau national au plus tôt 3 ans après la date de publication.

IMPORTANT – Le logo "colour inside" qui se trouve sur la page de couverture de cette publication indique qu'elle contient des couleurs qui sont considérées comme utiles à une bonne compréhension de son contenu. Les utilisateurs devraient, par conséquent, imprimer cette publication en utilisant une imprimante couleur.

Introduction à l'Amendement 1

Le principal sujet traité dans le présent amendement est une extension du concept de $CTDI$ pour s'adapter aux TOMODENSITOMETRES avec une très grande couverture selon z . Les autres principaux domaines concernés incluent:

- 1) une caractéristique de contrôle de dose associée à un avertissement de pré-balayage lorsque des valeurs d'indices de dose prévues excèdent les VALEURS DE NOTIFICATION DE DOSE ou les VALEURS D'ALERTE DE DOSE configurables selon l'utilisateur et
- 2) des exigences concernant l'utilisation de données tomodensitométriques dans une préparation du traitement de radiothérapie (RTP).

La métrique des doses tomodensitométriques utilisée a été fondée sur le $CTDI_{100}$, c'est-à-dire sur la mesure de la dose dans des FANTOMES et une intégration limitée du rayonnement diffusé, et elle est utilisée dans la législation de nombreux pays pour définir des "valeurs de référence de dose" (également appelées "niveaux de référence de diagnostic") pour les examens tomodensitométriques. De nombreuses personnes utilisent ces indices, le $CTDI_{vol}$ et le DLP , pour en déduire des estimations de dose efficace au moyen de facteurs de conversion. Le $CTDI_{100}$ constitue également un élément d'acceptation de la tomodensitométrie et des essais de constance. L'introduction d'un nouvel indice de dose modifierait les valeurs de $CTDI$ de tous les TOMODENSITOMETRES. Il est donc prévu de conserver le $CTDI_{100}$, c'est-à-dire l'intégration du rayonnement primaire et de la diffusion sur 100 mm, mais d'adapter la façon de mesurer et de présenter l'indice de dose pour inclure de grandes collimations et considérer toutes les collimations de la même manière, à savoir aboutir approximativement au même pourcentage de $CTDI_{\infty}$ pour toutes les collimations.

Comme défini dans l'amendement, le $CTDI_{100}$ doit être mesuré seulement pour des collimations allant jusqu'à 40 mm avec les appareils classiques, c'est-à-dire les FANTOMES PMMA et une chambre de 100 mm, ou selon d'autres méthodes appropriées qui utilisent un DETECTEUR DE RAYONNEMENT. Pour ces collimations, il n'y a pas de modification significative du rapport $CTDI_{100} / CTDI_{\infty}$ selon les données publiées. Pour des collimations plus grandes dans les mêmes CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT DU TOMODENSITOMETRE, l'efficacité en z peut être différente et doit être évaluée dans les mesures de dose. Cela peut être réalisé par la mesure d'une dose 'air libre'. En se fondant sur ces considérations, le $CTDI_{100}$ et le $CTDI_{air\ libre}$ ont été redéfinis. Les deux types de mesure sont maintenant combinés pour déterminer les valeurs de $CTDI$ pour des collimations plus grandes et ils sont expliqués en détail dans les Annexes informatives CC et DD.

Quelques exigences et perfectionnements complémentaires relatifs à la dose ont été ajoutés: le $CTDI_{vol}$ et le DLP sont définis pour un nouveau type de mode de balayage ('mode navette'). En EXAMEN TOMODENSITOMETRIQUE, il est précisé que le $CTDI_{vol}$ et le DLP sont toujours mentionnés pour le FANTOME de diamètre 32 cm. Dans l'amendement, il est maintenant exigé que les TOMODENSITOMETRES présentent des VALEURS DE NOTIFICATION DE DOSE et des VALEURS D'ALERTE DE DOSE configurables selon l'utilisateur.

Un nouveau domaine traité dans le présent Amendement 1 concerne des exigences applicables aux TOMODENSITOMETRES fournissant des images pour la préparation du traitement de radiothérapie. Cet amendement est l'occasion de la mise en œuvre de cette importante application tomodensitométrique dans la norme de sécurité concernant la tomodensitométrie, avec un ensemble d'exigences qui sont considérées comme relatives à la sécurité. Il concerne principalement des réglages du matériel de tomodensitométrie, la précision des données d'images tomodensitométriques et la conversion des Unités de Hounsfield (HU) en densité d'électron et de masse.

Introduction à l'Amendement 2

Le présent amendement porte essentiellement sur des points rédactionnels et sur la reprise des publications les plus récentes des normes générales et collatérales dans les références normatives.

Compte tenu de l'ampleur et de l'importance des modifications apportées aux références normatives citées dans le présent amendement, le comité a décidé qu'une période transitoire de 4 ans était justifiée et appropriée.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60601-2-44:2009+AMD1:2012+AMD2:2016 CSV

APPAREILS ÉLECTROMÉDICAUX –

Partie 2-44: Exigences particulières pour la sécurité de base et les performances essentielles des équipements à rayonnement X de tomodensitométrie

201.1 Domaine d'application, objet et normes connexes

L'Article 1 de la norme générale¹⁾ s'applique avec les exceptions suivantes:

201.1.1 Domaine d'application

Remplacement:

La présente Norme internationale s'applique à la SECURITE DE BASE et aux PERFORMANCES ESSENTIELLES des TOMODENSITOMETRES, également désignés ci-après sous le terme APPAREILS EM.

Si un article ou un paragraphe est spécifiquement destiné à être applicable uniquement aux APPAREILS EM ou uniquement aux SYSTEMES EM, le titre et le contenu de cet article ou de ce paragraphe l'indiquent. Si tel n'est pas le cas, l'article ou le paragraphe s'applique à la fois aux APPAREILS EM et aux SYSTEMES EM, selon le cas.

NOTE 1 Voir aussi 4.2 de la norme générale.

Le domaine d'application du présent document est limité aux tomodensitomètres destinés à être utilisés pour les examens de la tête et du corps caractérisés par une ENVELOPPE de la (des) source(s) de rayonnement X et du (des) détecteur(s) d'imagerie dans un couvercle de protection commun de forme toroïdale. Cette norme comprend les exigences de sécurité des GENERATEURS RADIOLOGIQUES utilisés dans les TOMODENSITOMETRES, y compris celles pour les GENERATEURS HAUTE TENSION lorsqu'ils sont intégrés avec une GAINÉ EQUIPEE.

NOTE 2 Les exigences applicables aux GROUPEES RADIOGENES et aux APPAREILS ASSOCIES, qui étaient auparavant spécifiées dans l'IEC 60601-2-7 et dans l'IEC 60601-2-32, ont été incorporées soit dans l'IEC 60601-1:2005 (Ed3) soit dans la présente édition de l'IEC 60601-2-44. Ainsi les IEC 60601-2-7 et 60601-2-32 ne font pas partie du groupe de publications liées à la 3^{ème} édition, concernant la TOMODENSITOMETRIE.

Le domaine d'application de la présente Norme internationale exclut les SIMULATEURS DE RADIOTHERAPIE et les systèmes où l'image est créée par une source autre qu'un TUBE RADIOGENE.

201.1.2 Objet

Remplacement:

L'objet de la présente norme particulière est d'établir des exigences particulières pour la SECURITE DE BASE et les PERFORMANCES ESSENTIELLES des TOMODENSITOMETRES définis en 201.3.201, destinées à assurer la sécurité, et de spécifier des méthodes pour démontrer la conformité à ces exigences, pour les TOMODENSITOMETRES.

¹⁾ La norme générale est constituée des documents IEC 60601-1:2005 et IEC 60601-1:2005/AMD1:2012, Appareils électromédicaux – Partie 1: Exigences générales pour la sécurité de base et les performances essentielles

NOTE 1 Les exigences pour la reproductibilité, la linéarité, la constance et la précision sont données du fait de leur relation avec la qualité et la quantité du RAYONNEMENT IONISANT produit, et elles sont limitées à celles que l'on considère comme nécessaires pour la sécurité.

NOTE 2 Les niveaux de conformité et les essais prescrits pour déterminer la conformité reflètent le fait que la sécurité des GENERATEURS HAUTE TENSION n'est pas sensible aux petites différences de niveaux de performance. Les combinaisons de PARAMETRES DE CHARGE spécifiées pour les essais sont de ce fait limitées en nombre, mais choisies à partir de l'expérience, comme étant appropriées dans la plupart des cas. On considère qu'il est important de normaliser le choix des combinaisons de PARAMETRES DE CHARGE, de sorte que l'on puisse établir une comparaison entre les essais réalisés en différents endroits à diverses occasions. Cependant, des combinaisons distinctes de celles qui sont spécifiées pourraient être également valables du point de vue technique.

NOTE 3 La philosophie de sécurité sur laquelle est fondée cette norme est décrite dans l'introduction de la norme générale et dans l'IEC TR 60513.

NOTE 4 Concernant la PROTECTION RADIOLOGIQUE, on estime que les FABRICANTS et les ORGANISMES RESPONSABLES acceptent les principes généraux de justification, d'optimisation et d'application des limites de dose de la Commission Internationale sur la Protection Radiologique tels qu'ils sont indiqués dans le document ICRP 103, 2007, paragraphe 203, [11]²⁾ à savoir:

(a) "Le principe de justification: il convient que toute décision qui modifie la situation d'exposition aux RAYONNEMENTS soit plus bénéfique que dommageable."

(b) "Le principe d'optimisation de la protection: Il convient que la probabilité d'expositions, que le nombre de personnes exposées et que l'amplitude de leurs doses individuelles soient maintenus à des niveaux aussi bas que raisonnablement possible, en tenant compte des facteurs économiques et sociaux."

(c) "Le principe d'application des limites de dose: Il convient que la dose totale affectant un individu et provenant de sources régulées dans des situations d'exposition planifiées autres que l'exposition médicale des PATIENTS ne dépasse pas les limites appropriées recommandées par la Commission."

(d) "L'application des limites de dose pour la dose PATIENT pourrait porter préjudice au PATIENT. Par conséquent, il convient de ne pas appliquer les limites de dose aux expositions médicales. Néanmoins, il convient de prendre en compte l'utilisation des contraintes de dose ou des niveaux de recherche pour certaines procédures de diagnostic communes. Ce concept, désormais renommé niveaux de référence de diagnostic, a été introduit dans un grand nombre de pays".

NOTE 5 On reconnaît qu'un grand nombre de jugements nécessaires pour suivre les principes généraux CIPR doivent dépendre des ORGANISMES RESPONSABLES et non du FABRICANT de l'APPAREIL EM.

201.1.3 Normes collatérales

Addition:

La présente norme particulière fait référence aux normes collatérales applicables énumérées à l'Article 2 de la norme générale et à l'Article 201.2 de la présente norme particulière.

~~L'IEC 60601-1-3 s'applique telle que modifiée par l'Article 203. L'IEC 60601-1-8, l'IEC 60601-1-9 et l'IEC 60601-1-10³⁾ ne s'applique pas. Toutes les autres normes collatérales publiées dans la série IEC 60601-1 s'appliquent telles qu'elles sont publiées.~~

L'IEC 60601-1-2 et l'IEC 60601-1-3 s'appliquent telles que modifiées par les Articles 202 et 203. L'IEC 60601-1-8, l'IEC 60601-1-9, l'IEC 60601-1-10⁴⁾, l'IEC 60601-1-11⁵⁾ et l'IEC 60601-

2) Les chiffres entre crochets se réfèrent à la Bibliographie

~~3) IEC 60601-1-10, Appareils électromédicaux – Partie 1-10: Exigences générales pour la sécurité de base et les performances essentielles – Norme collatérale: Exigences pour le développement des régulateurs physiologiques en boucle fermée~~

4) IEC 60601-1-10, Appareils électromédicaux – Partie 1-10: Exigences générales pour la sécurité de base et les performances essentielles – Norme Collatérale: Exigences pour le développement des régulateurs physiologiques en boucle fermée

5) IEC 60601-1-11, Appareils électromédicaux – Partie 1-11: Exigences générales pour la sécurité de base et les performances essentielles – Norme Collatérale: Exigences pour les appareils électromédicaux et les systèmes électromédicaux utilisés dans l'environnement des soins à domicile

1-12⁶⁾ ne s'appliquent pas. Toutes les autres normes collatérales publiées dans la série IEC 60601-1 s'appliquent telles qu'elles sont publiées.

Pour les normes collatérales publiées après la présente norme particulière, il est nécessaire que les FABRICANTS déterminent l'applicabilité conformément au PROCESSUS DE GESTION DES RISQUES.

201.1.4 Normes particulières

Remplacement:

Dans la série IEC 60601, des normes particulières peuvent modifier, remplacer ou supprimer des exigences contenues dans la norme générale et dans les normes collatérales en fonction de ce qui est approprié à l'APPAREIL EM considéré, et elles peuvent ajouter d'autres exigences de SECURITE DE BASE et de PERFORMANCES ESSENTIELLES.

Une exigence d'une norme particulière prévaut sur l'exigence correspondante de la norme générale.

Par souci de concision, l'IEC 60601-1 est désignée dans la présente norme particulière par le terme le terme "norme générale". Les normes collatérales sont désignées par leur numéro de document.

La numérotation des articles et paragraphes de la présente norme particulière correspond à celle de la norme générale avec le préfixe "201" (par exemple 201.1 dans la présente norme aborde le contenu de l'Article 1 de la norme générale) ou de la norme collatérale applicable avec le préfixe "20x", où x est (sont) le (les) dernier(s) chiffre(s) du numéro de document de la norme collatérale (par exemple 202.4 dans la présente norme particulière aborde le contenu de l'Article 4 de la norme collatérale 60601-1-2, 203.4 dans la présente norme particulière aborde le contenu de l'Article 4 de la norme collatérale 60601-1-3, etc). Les modifications apportées au texte de la norme générale sont spécifiées par l'utilisation des termes suivants:

"Remplacement" signifie que l'article ou le paragraphe de la norme générale ou de la norme collatérale applicable est remplacé complètement par le texte de la présente norme particulière.

"Addition" signifie que le texte de la présente norme particulière vient s'ajouter aux exigences de la norme générale ou de la norme collatérale applicable.

"Amendement" signifie que l'article ou le paragraphe de la norme générale ou de la norme collatérale applicable est modifié comme indiqué dans la présente norme particulière.

Les paragraphes, figures ou tableaux qui sont ajoutés à ceux de la norme générale sont numérotés à partir de 201.101. Toutefois, en raison du fait que les définitions dans la norme générale sont numérotées 3.1 à 3.139, les définitions complémentaires dans la présente norme sont numérotées à partir de 201.3.201. Les annexes supplémentaires sont notées AA, BB, etc, et les alinéas supplémentaires aa), bb), etc.

Les paragraphes, figures ou tableaux qui sont ajoutés à une norme collatérale sont numérotés à partir de 20x, où "x" est le chiffre de la norme collatérale, par exemple 202 pour l'IEC 60601-1-2, 203 pour l'IEC 60601-1-3, etc.

⁶⁾ IEC 60601-1-12, *Appareils électromédicaux – Partie 1-12: Exigences générales pour la sécurité de base et les performances essentielles – Norme Collatérale: Exigences pour les appareils électromédicaux et les systèmes électromédicaux destinés à être utilisés dans l'environnement des soins d'urgence*

L'expression "la présente norme" est utilisée pour faire référence à la norme générale, à toutes les normes collatérales applicables et à la présente norme particulière, considérées ensemble.

Lorsque la présente norme particulière ne comprend pas d'article ou de paragraphe correspondant(e), l'article ou le paragraphe de la norme générale ou de la norme collatérale applicable, bien qu'il puisse être sans objet, s'applique sans modification; lorsqu'il est demandé qu'une partie quelconque de la norme générale ou de la norme collatérale applicable, bien que potentiellement pertinente, ne s'applique pas, cela est expressément mentionné dans la présente norme particulière.

201.2 Références normatives

NOTE Une liste de références informatives est donnée dans la bibliographie commençant à la page 135.

L'Article 2 de la norme générale s'applique avec les exceptions suivantes:

Remplacement:

IEC 60601-1-2:2014, *Appareils électromédicaux – Partie 1-2: Exigences générales pour la sécurité de base et les performances essentielles – Norme collatérale: Compatibilité électromagnétique – Exigences et essais*

IEC 60601-1-3:2008, *Appareils électromédicaux – Partie 1-3: Exigences générales pour la sécurité de base et les performances essentielles – Norme collatérale: Radioprotection dans les équipements à rayonnement X de diagnostic*
IEC 60601-1-3:2008/AMD1:2013

Addition:

IEC 60336 *Appareils électromédicaux – Gaines équipées pour diagnostic médical – Caractéristiques des foyers*

IEC 60601-1:2005, *Appareils électromédicaux – Partie 1: Exigences générales pour la sécurité de base et les performances essentielles*
IEC 60601-1:2005/AMD1:2012

IEC 61223-3-5, *Essais d'évaluation et de routine dans les services d'imagerie médicale – Partie 3-5: Essais d'acceptation – Performance d'imagerie des équipements de tomodensitométrie à rayonnement X*

ISO 12052, *Informatique de santé – Imagerie numérique et communication dans la médecine (DICOM) incluant le déroulement des opérations et la gestion des données*

201.3 Termes et définitions

Pour les besoins du présent document, les termes et définitions donnés dans la IEC 60601-1:2005 et IEC 60601-1:2005/AMD1:2012, l'IEC 60601-1-3:2008 et IEC 60601-1-3:2008/AMD1:2013, et l'IEC 60788:2004 s'appliquent avec les exceptions suivantes:

NOTE 101 Un index des termes définis est fourni à la fin du présent document.

NOTE 102 Conformément aux définitions de l'IEC 60601-1-3, dans la présente norme, sauf indication contraire:

- les valeurs de HAUTE TENSION RADIOGENE font référence aux valeurs de crête, les transitoires n'étant pas prises en compte;
- les valeurs de COURANT DANS LE TUBE RADIOGENE font référence aux valeurs moyennes.

Addition:

201.3.201

TOMODENSITOMETRE

EQUIPEMENT A RAYONNEMENT X, conçu pour produire des images du corps par coupes transversales, au moyen d'une reconstruction par ordinateur des données de transmission des rayons X, obtenues sous différents angles, pouvant inclure des équipements d'analyse du signal et de visualisation, le support du PATIENT, les pièces d'appui et des ACCESSOIRES

NOTE 1 Le domaine d'application du présent document est limité aux tomodensitomètres destinés à être utilisés pour les examens de la tête et du corps caractérisés par une ENVELOPPE de la (des) source(s) de rayonnement X et du (des) détecteur(s) d'imagerie dans un couvercle de protection commun de forme toroïdale.

NOTE 2 Le post-traitement de l'image n'est pas compris dans le domaine d'application de cette norme.

201.3.202

CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT DU TOMODENSITOMETRE

ensemble des paramètres qui peuvent être choisis et qui commandent le fonctionnement d'un TOMODENSITOMETRE

NOTE 1 Par exemple EPAISSEUR DE COUPE TOMOGRAPHIQUE NOMINALE, FACTEUR TOMODENSITOMETRIQUE DE PAS, FILTRATION, HAUTE TENSION RADIOGENE de crête et soit COURANT DANS LE TUBE RADIOGENE et TEMPS DE CHARGE soit PRODUIT COURANT-TEMPS.

NOTE 2 Certaines CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT DU TOMODENSITOMETRE peuvent varier au cours de l'exposition.

NOTE 3 Les CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT DU TOMODENSITOMETRE comprennent les paramètres dérivés par le système des paramètres sélectionnables par l'utilisateur.

201.3.203

INDICE 100 DE DOSE TOMODENSITOMETRIQUE

$CTDI_{100}$

~~intégrale du PROFIL DE DOSE produit par un balayage axial unique, le long d'une ligne perpendiculaire au PLAN TOMOGRAPHIQUE de 50 mm à +50 mm, divisée par le produit du nombre de COUPES TOMOGRAPHIQUES N et de l'EPAISSEUR NOMINALE DE COUPE TOMOGRAPHIQUE T , ou divisée par 100 mm, en prenant celle des deux valeurs qui est la moins élevée:~~

$$CTDI_{100} = \frac{\int_{-50\text{ mm}}^{+50\text{ mm}} D(z) dz}{\min\{N \times T, 100\text{ mm}\}}$$

où:

~~$D(z)$ est le PROFIL DE DOSE le long d'une ligne z perpendiculaire au plan tomographique, où la dose utilisée est la DOSE ABSORBÉE dans l'air et est évaluée à l'intérieur d'un fantôme de dosimétrie en polyméthacrylate de méthyle (PMMA) (203.108);~~

~~N est le nombre de COUPES TOMOGRAPHIQUES produites en un seul balayage axial de la SOURCE DE RAYONNEMENT X;~~

~~T est l'EPAISSEUR NOMINALE DE COUPE TOMOGRAPHIQUE.~~

NOTE 1 La dose à utiliser est la DOSE ABSORBÉE dans l'air. L'air est explicitement désigné comme le milieu de référence pour la dose, afin de lever la confusion potentielle avec certains fabricants de TOMODENSITOMETRES qui expriment les valeurs de dose calculées en dose absorbée dans l'air et d'autres en dose absorbée dans le PMMA.

Bien que le $CTDI_{100}$ se rapporte à la DOSE ABSORBÉE dans l'air, pour des raisons pratiques, l'évaluation de la DOSE ABSORBÉE dans l'air à l'intérieur d'un FANTÔME dosimétrique PMMA est correctement approchée par la mesure du KERMA DANS L'AIR avec une chambre d'ionisation dans le FANTÔME. Il y a généralement une traçabilité des chambres d'ionisation par rapport au KERMA DANS L'AIR.

NOTE 2 Cette définition suppose que le PROFIL DE DOSE est centré sur $z = 0$.

NOTE 3 Un seul balayage axial représente généralement une rotation de 360° de la SOURCE DE RAYONNEMENT X.

NOTE 4 Lorsque les COUPES TOMOGRAPHIQUES se chevauchent, par exemple dans les tomodensitomètres à "FOYER flottant" il est nécessaire que le produit $N \times T$ soit ajusté pour le chevauchement.

~~NOTE 5 L'axe z est généralement l'axe de rotation.~~

~~NOTE 6 Si $N \times T$ est supérieur à 100 mm, la signification physique de $CTDI_{100}$ varie de la dose moyenne au centre d'une longueur de balayage de 100 mm à la dose moyenne sur les 100 mm de la région centrale pour un seul balayage axial.~~

~~NOTE 7 La valeur de $CTDI_{100}$ sera inférieure si la longueur du FANTOME de dosimétrie est inférieure à $N \times T + 100$ mm, étant donné que la contribution du RAYONNEMENT diffusé sera sous-estimée.~~

intégrale du PROFIL DE DOSE correspondant à un balayage axial unique, le long d'une ligne perpendiculaire au PLAN TOMOGRAPHIQUE, divisée par $N \times T$ conformément à ce qui suit:

pour $N \times T$ inférieur ou égal à 40 mm

$$CTDI_{100} = \int_{-50 \text{ mm}}^{+50 \text{ mm}} \frac{D(z)}{N \times T} dz$$

pour $N \times T$ supérieur à 40 mm (toutes les CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT DU TOMODENSITOMETRE à l'exception de la collimation restent les mêmes pour ces mesures)

$$CTDI_{100} = \int_{-50 \text{ mm}}^{+50 \text{ mm}} \frac{D_{\text{Réf}}(z)}{(N \times T)_{\text{Réf}}} dz \times \frac{CTDI_{\text{air libre}, N \times T}}{CTDI_{\text{air libre}, \text{Réf}}}$$

où

$D(z)$ est le PROFIL DE DOSE correspondant à un balayage axial unique le long d'une ligne z perpendiculaire au PLAN TOMOGRAPHIQUE, où la dose utilisée est la DOSE ABSORBÉE dans l'air et est évaluée à l'intérieur d'un FANTOME de dosimétrie en polyméthacrylate de méthyle (PMMA) (voir 203.108);

$(N \times T)_{\text{Réf}}$ est une valeur de $N \times T$ spécifique de 20 mm ou la valeur de $N \times T$ disponible la plus grande non supérieure à 20 mm;

$D_{\text{Réf}}(z)$ est le PROFIL DE DOSE correspondant à un balayage axial unique le long d'une ligne z perpendiculaire au PLAN TOMOGRAPHIQUE, où la dose utilisée est la DOSE ABSORBÉE dans l'air et est évaluée à l'intérieur d'un FANTOME de dosimétrie en polyméthacrylate de méthyle (PMMA) (voir 203.108) pour $(N \times T)_{\text{Réf}}$;

$CTDI_{\text{air libre}, N \times T}$ est le $CTDI_{\text{air libre}}$ (201.3.215) pour une valeur spécifique de $N \times T$;

$CTDI_{\text{air libre}, \text{Réf}}$ est le $CTDI_{\text{air libre}}$ (201.3.215) pour $(N \times T)_{\text{Réf}}$;

N est le nombre de COUPES TOMOGRAPHIQUES produites en un seul balayage axial de la source de RAYONNEMENT X;

T est l'ÉPAISSEUR NOMINALE DE COUPE TOMOGRAPHIQUE.

NOTE 1 La dose utilisée est la DOSE ABSORBÉE dans l'air, mais, pour des raisons pratiques, l'évaluation de la DOSE ABSORBÉE dans l'air à l'intérieur d'un FANTOME dosimétrique PMMA est correctement approchée par la mesure du KERMA DANS L'AIR.

NOTE 2 Cette définition suppose que le PROFIL DE DOSE est centré sur $z = 0$.

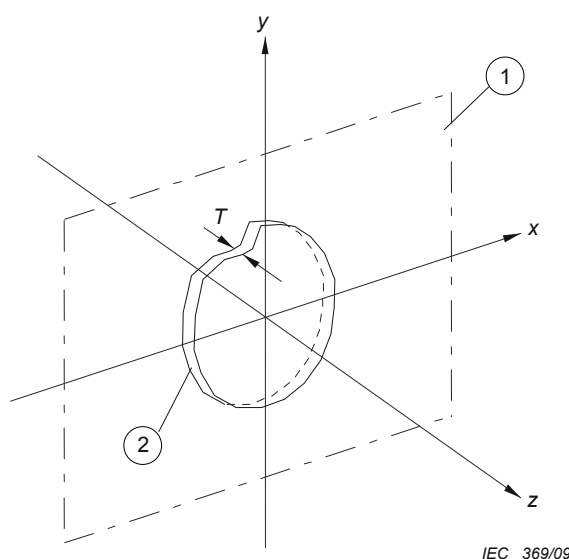
NOTE 3 Un seul balayage axial représente généralement une rotation de 360° de la source de rayonnement X.

NOTE 4 Lorsque les COUPES TOMOGRAPHIQUES se chevauchent, par exemple dans les TOMODENSITOMETRES à "FOYER flottant en z", il est nécessaire de remplacer le dénominateur de l'intégrale par la largeur nominale totale le long de l'axe z des coupes tomographiques qui se chevauchent. Par exemple, pour un pourcentage de chevauchement de 50%, le dénominateur serait donc remplacé par $0,5 \times N \times T$.

NOTE 5 L'axe z est généralement l'axe de rotation.

NOTE 6 Le $CTDI_{100}$ est conçu de manière à inclure la plus grande partie du rayonnement diffusé.

NOTE 7 Voir l'Annexe CC pour les explications.



1 PLAN TOMOGRAPHIQUE

2 SECTION TOMOGRAPHIQUE

Figure 201.101 – Système de coordonnées

201.3.204

FACTEUR TOMODENSITOMETRIQUE DE PAS

dans un balayage hélicoïdal, rapport entre la course du support du PATIENT Δd le long de la direction z par rotation de la SOURCE de RAYONNEMENT X divisé par le produit de l'ÉPAISSEUR NOMINALE DE COUPE TOMOGRAPHIQUE T et du nombre de COUPES TOMOGRAPHIQUES N :

$$\text{Facteur tomodensitométrie de pas} = \frac{\Delta d}{N \times T}$$

où:

Δd est la course du support du PATIENT le long de la direction z par rotation de la SOURCE DE RAYONNEMENT X;

T est l'ÉPAISSEUR NOMINALE DE COUPE TOMOGRAPHIQUE;

N est le nombre de COUPES TOMOGRAPHIQUES produites en un seul balayage axial de la SOURCE DE RAYONNEMENT X.

NOTE 1 Bien que le FACTEUR TOMODENSITOMETRIQUE DE PAS soit associé au balayage hélicoïdal, sa définition renvoie aux paramètres T et N qui sont définis uniquement pour le balayage axial. La définition 201.3.204 suppose que ces paramètres de balayage axial T et N correspondent à la même configuration de collimation et de détecteur actif que celle du balayage hélicoïdal pour lequel le FACTEUR TOMODENSITOMETRIQUE DE PAS est évalué.

NOTE 2 Lorsque les COUPES TOMOGRAPHIQUES se chevauchent, par exemple dans les tomodensitomètres à "FOYER flottant" il est nécessaire que le produit $N \times T$ soit ajusté pour le chevauchement.

NOTE 3 Le FACTEUR TOMODENSITOMETRIQUE DE PAS dépendra du temps lorsque Δd ou $N \times T$ sont variables au cours de l'exposition.

NOTE 4 Le terme "hélicoïdal" est utilisé dans ce document comme synonyme du terme "en spirale".

201.3.205

PROFIL DE DOSE

représentation de la dose en fonction de la position le long d'une ligne

201.3.206

EPAISSEUR NOMINALE DE COUPE TOMOGRAPHIQUE

pour les TOMODENSITOMETRES, EPAISSEUR DE COUPE TOMOGRAPHIQUE sélectionnée et affichée sur le POSTE DE COMMANDE

NOTE Dans un balayage hélicoïdal, l'épaisseur d'une section associée à l'image reconstruite dépend du pas et de l'algorithme de reconstruction hélicoïdaux. Cette épaisseur peut ou peut ne pas être égale à l'EPAISSEUR NOMINALE DE COUPE TOMOGRAPHIQUE.

201.3.207

PROFIL DE SENSIBILITE

réponse relative à un système de TOMODENSITOMÉTRIE en fonction de sa position le long d'une ligne perpendiculaire au PLAN TOMOGRAPHIQUE

201.3.208

PLAN TOMOGRAPHIQUE

plan géométrique perpendiculaire à l'axe de rotation au centre du champ de rayonnement X en z (voir Figure 201.101)

201.3.209

COUPE TOMOGRAPHIQUE

pour les TOMODENSITOMETRES équipés d'une seule rangée de détecteurs, le volume dans lequel les données de TRANSMISSION du RAYONNEMENT-X sont collectées au cours d'un seul balayage axial; pour les TOMODENSITOMETRES équipés de plusieurs rangées de détecteurs le long de l'axe-z, le volume dans lequel les données sont collectées par une seule voie d'acquisition représentant une rangée unique ou un groupe choisi de rangées

201.3.210

EPAISSEUR DE COUPE TOMOGRAPHIQUE

LARGEUR A MI-HAUTEUR du PROFIL DE SENSIBILITE prise à l'ISOCENTRE d'une COUPE TOMOGRAPHIQUE

201.3.211

CTDI₁₀₀ PONDÉRÉ

CTDI_w (WEIGHTED CTDI)

valeur définie de la façon suivante:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100(\text{centre})} + \frac{2}{3} CTDI_{100(\text{périphérie})}$$

où CTDI_{100(centre)} est la valeur de CTDI₁₀₀ mesurée au centre d'un fantôme de dosimétrie, et où CTDI_{100(périphérie)} est la moyenne des quatre valeurs de CTDI₁₀₀ mesurée à la périphérie du fantôme de dosimétrie, conformément à 203.109.1 a)2) et 3)

201.3.212

CTDI_w VOLUMIQUE

CTDI_{vol}

a). pour le balayage axial

$$CTDI_{vol} = \frac{N \times T}{\Delta d} CTDI_w$$

où:

N est le nombre de COUPES TOMOGRAPHIQUES produites en un seul balayage axial de SOURCE DE RAYONNEMENT X;

T est l'EPAISSEUR NOMINALE DE COUPE TOMOGRAPHIQUE;

Δd est la course du support du PATIENT dans la direction z entre des balayages consécutifs.

~~NOTE 1 Pour le balayage axial avec une course totale de la table inférieure à $N \times T$, cette définition peut surestimer la dose.~~

~~NOTE 2 Pour les CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT choisies du TOMODENSITOMETRE, mais quelle que soit la longueur de balayage qu'il est admis de choisir cliniquement, le $CTDI_w$ VOLUMIQUE ($CTDI_{vol}$) est un indice de dose fondé sur une convention de plage d'intégration de 100 mm le long de l'axe z. Pour le balayage axial, $CTDI_{vol}$ correspond à la dose moyenne qui pourrait s'accumuler dans la section centrale du FANTOME de volume égal à la section $\times \Delta d$.~~

NOTE 1 Pour les CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT choisies du TOMODENSITOMETRE, mais quelle que soit la longueur de balayage qu'il est admis de choisir cliniquement, le $CTDI_w$ VOLUME ($CTDI_{vol}$) est un indice de dose fondé sur une convention de plage d'intégration de 100 mm le long de l'axe z. Pour le balayage axial, $CTDI_{vol}$ correspond à la dose moyenne qui pourrait s'accumuler dans la section centrale du FANTOME de volume égal à la section $\times \Delta d$.

NOTE 2 Pour le balayage axial avec une course totale de la table très inférieure à $N \times T$, $CTDI_{vol}$ tel que défini surestime la dose moyenne qui pourrait s'accumuler dans la section centrale du FANTOME de volume égal à la section $\times \Delta d$.

b) pour le balayage hélicoïdal

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{\text{Facteur tomодensitométrique de pas}}$$

NOTE 1 Le FACTEUR TOMODENSITOMETRIQUE DE PAS dépendra du temps lorsque Δd ou $N \times T$ sont est variable au cours de l'exposition.

~~NOTE 2 Pour le balayage hélicoïdal avec un nombre faible de rotations et une course de la table par rotation inférieure à $N \times T$, cette définition peut surestimer la dose.~~

~~NOTE 3 Pour les CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT choisies du TOMODENSITOMETRE, mais quelle que soit la longueur de balayage qu'il est admis de choisir cliniquement, le $CTDI_w$ VOLUMIQUE ($CTDI_{vol}$) est un indice de dose fondé sur une convention de plage d'intégration de 100 mm le long de l'axe z. Pour le balayage hélicoïdal, $CTDI_{vol}$ correspond à la dose moyenne qui pourrait s'accumuler dans la section centrale du FANTOME de volume égal à la section $\times \Delta d$.~~

NOTE 2 Pour les CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT choisies du TOMODENSITOMETRE, mais quelle que soit la longueur de balayage qu'il est admis de choisir cliniquement, le $CTDI_w$ volume ($CTDI_{vol}$) est un indice de dose fondé sur une convention de plage d'intégration de 100 mm le long de l'axe z. Pour le balayage hélicoïdal, $CTDI_{vol}$ correspond à la dose moyenne qui pourrait s'accumuler au centre d'une longueur de balayage de 100 mm.

NOTE 3 Pour le balayage hélicoïdal, lorsque le produit d'un petit nombre de rotations, le déplacement table par tour est beaucoup plus petit que $N \times T$, le $CTDI_{vol}$ définit dépasse l'estimation de la dose moyenne qui se serait accumulée au centre d'une longueur de balayage de 100 mm.

c) pour le balayage sans mouvement du support du PATIENT

$$CTDI_{vol} = n \times CTDI_w$$

où n est égal au nombre de rotations.

NOTE 1 Le paragraphe c) comprend les situations dans lesquelles le support du PATIENT peut être déplacé manuellement, par exemple, au cours d'une procédure d'intervention.

NOTE 2 Pour le balayage sans mouvement du SUPPORT DU PATIENT et pour les situations dans lesquelles il est admis que le support patient soit déplacé manuellement, cette définition surestime la dose dans la mesure où elle intègre la contribution de diffusion estimée provenant des tranches adjacentes.

NOTE 3 Pour le balayage sans mouvement du SUPPORT DU PATIENT, $CTDI_{vol}$ correspond à la dose qui s'accumulerait dans la section centrale du FANTOME de volume égal à la section $\times N \times T$ s'il y avait n séquences congruentes de balayage contigu, chaque séquence ayant une longueur de 100 mm.

d) pour un balayage axial sans "trous" et un balayage hélicoïdal, les deux impliquant un mouvement de va-et-vient du SUPPORT DU PATIENT entre deux positions (mode navette)

$$CTDI_{vol} = n \frac{N \times T}{(N \times T) + R} CTDI_w$$

où

N est le nombre de COUPES TOMOGRAPHIQUES produites en un seul balayage axial de la source de rayonnement X;

T est l'ÉPAISSEUR NOMINALE DE COUPE TOMOGRAPHIQUE;

n est égal au nombre total de rotations pour toute la série des balayages;

R est la distance entre les deux positions;

$CTDI_w$ est le $CTDI_{100}$ PONDÉRE.

NOTE 1 Voir la Figure 201.102.

NOTE 2 $CTDI_w$ est évalué en tant que $CTDI_w$ pondéré dans le temps et reflétant les diverses CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT du TOMODENSITOMETRE.

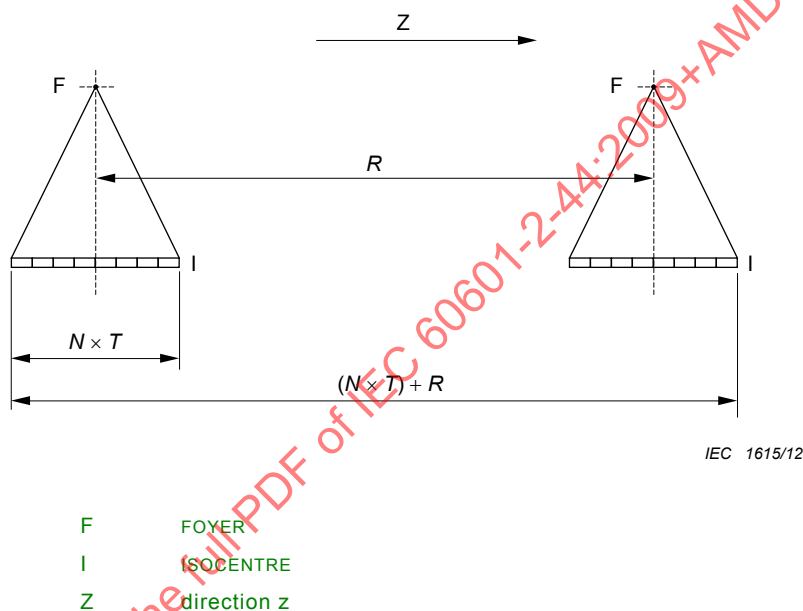


Figure 201.102 – Illustration de $N \times T$, R et $(N \times T) + R$

201.3.213

EFFICACITÉ GÉOMÉTRIQUE DANS LA DIRECTION Z

intégrale du PROFIL DE DOSE déterminée à l'ISOCENTRE sans aucun objet dans le FAISCEAU DE RAYONNEMENT X, dans la plage d'acquisition dans la direction z , exprimée en pourcentage de l'intégrale totale du PROFIL DE DOSE dans la direction z , où la plage d'acquisition est la longueur le long de l'axe z couverte par les éléments détecteurs sélectionnés, ou la longueur de l'axe z de la post-collimation PATIENT, en prenant celle des deux valeurs qui est la moins élevée et où les longueurs de l'axe z sont données comme des longueurs équivalentes au niveau de l'ISOCENTRE

NOTE Les 'peignes' ou grilles du détecteur réduiront l'efficacité géométrique.

201.3.214

PRODUIT DOSE-LONGUEUR

DLP (DOSE-LENGTH PRODUCT)

indice caractérisant le produit du $CTDI_{vol}$ et de la longueur totale balayée

a) Pour le balayage axial

$$DLP = CTDI_{vol} \times \Delta d \times n$$

où:

Δd est la course du support du PATIENT dans la direction z entre des balayages consécutifs;

n est le nombre de balayages en série.

b) pour le balayage hélicoïdal

$$DLP = CTDI_{vol} \times L$$

où:

L est la course de la table au cours de la CHARGE complète, ajustée pour les modes de collimation dynamique le cas échéant.

NOTE 1 L pourrait être supérieure à la longueur de balayage programmée.

NOTE 2 La moyenne pondérée dans le temps de $CTDI_{vol}$ doit être utilisée si $CTDI_{vol}$ est variable.

NOTE 3 Une méthode de détermination de L peut consister à utiliser le LMH le long d'une ligne perpendiculaire au PLAN TOMOGRAPHIQUE à l'isocentre du PROFIL DE DOSE à l'air libre pour le balayage complet. En l'absence de collimation dynamique, cela est approximativement équivalent à la course de la table au cours de la CHARGE complète.

c) Pour le balayage sans mouvement du support du PATIENT

$$DLP = CTDI_{vol} \times N \times T$$

où:

N est le nombre de COUPES TOMOGRAPHIQUES produites en un seul balayage axial de SOURCE DE RAYONNEMENT X;

T est l'ÉPAISSEUR NOMINALE DE COUPE TOMOGRAPHIQUE.

d) pour un balayage axial sans "trous" et un balayage hélicoïdal, les deux impliquant un mouvement de va-et-vient du SUPPORT DU PATIENT entre deux positions (mode navette)

$$DLP = CTDI_{vol} \times ((N \times T) + R)$$

où

N est le nombre de COUPES TOMOGRAPHIQUES produites en un seul balayage axial de la source de rayonnement X;

T est l'ÉPAISSEUR NOMINALE DE COUPE TOMOGRAPHIQUE;

R est la distance entre les deux positions.

201.3.215

INDICE DE DOSE TOMODENSITOMETRIQUE A L'AIR LIBRE

~~$CTDI_{AIR\ LIBRE}$~~ $CTDI_{AIR\ LIBRE}$

~~intégrale du PROFIL DE DOSE produit par un balayage axial unique, le long d'une ligne perpendiculaire au PLAN TOMOGRAPHIQUE de 50 mm à +50 mm, divisée par le produit du nombre de COUPES TOMOGRAPHIQUES N et de l'épaisseur nominale de coupe TOMOGRAPHIQUE T , ou divisée par 100 mm, en prenant celle des deux valeurs qui est la moins élevée~~

$$CTDI_{AIR\ LIBRE} = \frac{\int_{-50\text{ mm}}^{+50\text{ mm}} D(z) dz}{\min\{N \times T, 100\text{ mm}\}}$$

où:

~~$D(z)$ est le PROFIL DE DOSE le long d'une ligne z perpendiculaire au PLAN TOMOGRAPHIQUE, où la dose utilisée est la DOSE ABSORBÉE dans l'air et est évaluée à l'air libre en l'absence d'un FANTOME et du support du PATIENT;~~

~~N est le nombre de COUPES TOMOGRAPHIQUES produites en un seul balayage axial de SOURCE DE RAYONNEMENT X ;~~

~~T est l'ÉPAISSEUR NOMINALE DE COUPE TOMOGRAPHIQUE.~~

~~NOTE 1 Cette définition suppose que le PROFIL DE DOSE est centré sur $z = 0$.~~

intégrale du PROFIL DE DOSE correspondant à un balayage axial unique, le long d'une ligne traversant l'ISOCENTRE et perpendiculaire au PLAN TOMOGRAPHIQUE, divisée par $N \times T$ conformément à ce qui suit:

$$CTDI_{\text{air libre}} = \int_{-L/2}^{+L/2} \frac{D(z)}{N \times T} dz$$

où:

$D(z)$ est le PROFIL DE DOSE correspondant à un balayage axial unique le long d'une ligne z traversant l'ISOCENTRE et perpendiculaire au PLAN TOMOGRAPHIQUE, où la dose utilisée est la DOSE ABSORBÉE dans l'air et est évaluée à l'air libre en l'absence de FANTOME et du SUPPORT DU PATIENT;

N est le nombre de COUPES TOMOGRAPHIQUES produites en un seul balayage axial de la source de rayonnement X ;

T est l'ÉPAISSEUR NOMINALE DE COUPE TOMOGRAPHIQUE;

L est au moins égale à $(N \times T) + 40$ mm, mais non inférieure à 100 mm.

NOTE 1 Cette définition suppose que le PROFIL DE DOSE est centré sur $z = 0$.

NOTE 2 Lorsque les COUPES TOMOGRAPHIQUES se chevauchent, par exemple dans les TOMODENSITOMETRES à "FOYER flottant en z ", il est nécessaire de remplacer le dénominateur de l'intégrale par la largeur nominale totale le long de l'axe z des coupes tomographiques qui se chevauchent. Par exemple, pour un pourcentage de chevauchement de 50%, le dénominateur serait donc remplacé par $0,5 \times N \times T$.

NOTE 3 Un DETECTEUR DE RAYONNEMENT de longueur L ou supérieure est généralement utilisé. L'Annexe DD fournit un exemple d'autres mesures.

201.3.216

ELEMENT DE PROTOCOLE

ensemble des CONDITIONS particulières DE FONCTIONNEMENT DU TOMODENSITOMETRE, nécessaires pour effectuer un balayage

NOTE 1 Les modes suivants sont des exemples de différents types de balayage: balayage hélicoïdal, axial, série de balayages axiaux, balayage sans mouvement du support du patient et en mode navette.

NOTE 2 Pour préserver la compatibilité avec leurs interfaces d'utilisateur et leur documentation respective, il est admis que des TOMODENSITOMETRES différents utilisent une terminologie différente correspondant à "l'ELEMENT DE PROTOCOLE", par exemple, "balayage", "groupe de balayages", "série de balayages", etc. qui correspond en fait à "l'ELEMENT DE PROTOCOLE".

NOTE 3 Un ELEMENT DE PROTOCOLE est généralement associé à une tâche clinique définie, un contexte clinique défini, une région anatomique définie et/ou un groupe d'âges et de tailles définis. Il correspond à une séquence de balayage dans un EXAMEN TOMODENSITOMETRIQUE.

201.3.217

EXAMEN TOMODENSITOMETRIQUE

groupe d'ELEMENTS DE PROTOCOLE utilisé pour toute la PROCEDURE DE TOMODENSITOMETRIE pour un PATIENT particulier

201.3.218

VALEUR DE NOTIFICATION DE DOSE

valeur de $CTDI_{vol}$, de $CTDI_{vol}$ par seconde ou de DLP utilisée pour déclencher une notification sur le poste de commande

NOTE Une VALEUR DE NOTIFICATION DE DOSE pourrait représenter un niveau de préoccupation associé à une valeur d'indice de dose qui excéderait une valeur normalement prévue pour l'ELEMENT DE PROTOCOLE (par exemple un niveau de référence de diagnostic ou une valeur similaire déterminée par l'ORGANISME RESPONSABLE).

201.3.219

VALEUR D'ALERTE DE DOSE

valeur de $CTDI_{vol}$, ou de DLP utilisée pour déclencher une alerte sur le poste de commande

NOTE Une VALEUR D'ALERTE DE DOSE pourrait représenter un niveau de préoccupation plus élevé que celui d'une VALEUR DE NOTIFICATION DE DOSE, ce qui pourrait justifier un examen et une prise en considération plus poussés avant la mise en œuvre (par exemple pour éviter des effets déterministes).

201.4 Exigences générales

L'Article 4 de la norme générale s'applique avec les exceptions suivantes:

201.4.3 PERFORMANCE ESSENTIELLE

Addition:

~~Pour les TOMODENSITOMETRES pour lesquels l'UTILISATION PREVUE inclut la TOMODENSITOMETRIE comme principal moyen de guidage dans les procédures invasives (y compris l'introduction d'un dispositif, comme une aiguille ou un cathéter dans le corps du PATIENT), toute PERFORMANCE ESSENTIELLE liée à une telle utilisation doit être identifiée.~~

Pour les TOMODENSITOMETRES pour lesquels l'UTILISATION PREVUE inclut la TOMODENSITOMETRIE comme principal moyen de guidage dans les procédures invasives (y compris l'introduction d'un dispositif, comme une aiguille ou un cathéter dans le corps du PATIENT), tous les aspects de PERFORMANCE ESSENTIELLE liés à une telle utilisation doivent être identifiés dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT et dans le DOSSIER DE GESTION DES RISQUES.

NOTE Un exemple de ce qui ne serait pas considéré comme une PERFORMANCE ESSENTIELLE est l'extraction d'aiguilles où des images ne sont pas requises pour le guidage.

La conformité est vérifiée par ~~examen~~ l'inspection des DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT et du DOSSIER DE GESTION DES RISQUES.

201.4.5 ~~Sécurité équivalente~~ *Mesures ou méthodes d'essai alternatives de GESTION DES RISQUES pour les APPAREILS EM ou les SYSTEMES EM

Addition:

NOTE Dans la mesure où les modifications de haute technologie pour les tomodensitomètres peuvent entraîner une incapacité à être strictement conformes à tous les articles de la présente norme particulière, des moyens alternatifs pour traiter des RISQUES par l'intermédiaire de la GESTION DES RISQUES sont acceptables. Les moyens alternatifs ne sont acceptables que lorsque les ~~risques résiduels~~ RISQUES RESIDUELS résultant de l'application de l'alternative sont inférieurs ou égaux aux RISQUES RESIDUELS qui seraient engendrés lorsque les exigences des normes particulières sont satisfaites.

201.4.10.2 RESEAU D'ALIMENTATION pour APPAREILS et SYSTEMES EM

Addition:

L'impédance interne d'un RESEAU D'ALIMENTATION doit être considérée comme suffisamment faible pour le fonctionnement d'un TOMODENSITOMETRE si la valeur de la RESISTANCE APPARENTE DU RESEAU D'ALIMENTATION ne dépasse pas la valeur spécifiée dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT.

La RESISTANCE APPARENTE DU RESEAU D'ALIMENTATION ou le calibre/la longueur approprié(e) des câbles d'alimentation ou d'autres spécifications appropriées du RESEAU D'ALIMENTATION utilisées dans une installation, doivent être spécifiés dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT.

NOTE Si une TENSION NOMINALE est revendiquée pour un système d'alimentation secteur, on suppose qu'il n'existe aucune tension d'une valeur supérieure entre les conducteurs du système ou entre n'importe lequel de ces conducteurs et la terre.

On considère en pratique qu'une tension alternative est sinusoïdale si toute valeur instantanée de la forme d'onde concernée diffère simultanément de la valeur instantanée de la forme d'onde idéale d'une valeur inférieure ou égale à $\pm 2\%$ de la valeur de crête de la forme d'onde idéale.

On considère un RESEAU D'ALIMENTATION triphasé comme ayant en pratique une symétrie, s'il délivre des tensions symétriques et produit, lors d'une charge symétrique, des courants symétriques.

Les exigences de la présente norme sont fondées sur l'hypothèse selon laquelle les systèmes triphasés ont une configuration symétrique de la TENSION RESEAU par rapport à la terre. Les systèmes monophasés peuvent être dérivés des systèmes triphasés. Lorsque le système d'alimentation n'est pas mis à la terre à la source, on suppose que des mesures adéquates ont été fournies pour détecter, limiter et remédier à toute perturbation de symétrie, dans un laps de temps raisonnablement court.

On considère qu'un TOMODENSITOMETRE est conforme aux exigences de la présente norme, uniquement si sa PUISSANCE ELECTRIQUE NOMINALE spécifiée peut être démontrée pour une RESISTANCE APPARENTE DU RESEAU D'ALIMENTATION possédant une valeur supérieure ou égale à la RESISTANCE APPARENTE DU RESEAU D'ALIMENTATION spécifiée par le FABRICANT dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT.

La conformité est vérifiée par examen des DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT.

201.5 Exigences générales relatives aux essais des APPAREILS EM

L'Article 5 de la norme générale s'applique avec les exceptions suivantes:

201.5.7 Préconditionnement humide

Addition:

Pour les tomodensitomètres qui doivent être utilisés uniquement dans des environnements contrôlés, tel que ceci doit être spécifié dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT, aucun pré-conditionnement humide n'est exigé.

Les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT doivent inclure la période pendant laquelle les conditions de fonctionnement environnementales de la pièce doivent être maintenues avant de mettre le système sous tension.

La conformité est vérifiée par examen des DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT.

201.6 Classification des APPAREILS EM et des SYSTEMES EM

L'Article 6 de la norme générale s'applique avec les exceptions suivantes:

201.6.2 Protection contre les chocs électriques

Remplacement:

Les GENERATEURS RADIOLOGIQUES dans les TOMODENSITOMETRES doivent être des APPAREILS EM de CLASSE I ou des APPAREILS EM A SOURCE ELECTRIQUE INTERNE.

201.6.6 MODE DE FONCTIONNEMENT

Remplacement:

Sauf spécification contraire, les TOMODENSITOMETRES ou les sous-ensembles de ceux-ci doivent être classés de manière appropriée en vue d'un raccordement continu au RESEAU D'ALIMENTATION en ATTENTE et pour les CHARGES spécifiées.

201.7 Identification, marquage et documentation des APPAREILS EM

L'Article 7 de la norme générale s'applique avec les exceptions suivantes:

201.7.2.15 Conditions de refroidissement

Addition:

Les exigences de refroidissement pour le fonctionnement en toute sécurité d'un TOMODENSITOMETRE, ou d'un sous-ensemble de celui-ci, doivent figurer dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT, y compris la dissipation de chaleur maximale.

201.7.8.1 Couleurs des voyants lumineux

Addition après le premier alinéa:

Pour les TOMODENSITOMETRES, les couleurs à utiliser pour les voyants lumineux doivent être les suivantes:

- la couleur verte doit être utilisée sur le POSTE DE COMMANDE pour indiquer l'état à partir duquel une action supplémentaire le met EN CHARGE; voir 203.103.
- la couleur jaune doit être utilisée sur le POSTE DE COMMANDE pour indiquer la mise EN CHARGE; voir 203.6.4.2.

NOTE 101 Les couleurs des voyants lumineux doivent être choisies en fonction du message à donner. Ainsi, le même état fonctionnel d'un EQUIPEMENT A RAYONNEMENT X peut avoir des indications simultanées dans des couleurs différentes en fonction de l'emplacement de l'indication, par exemple vert sur le POSTE DE COMMANDE et rouge à l'entrée de la salle d'examen.

201.7.9 DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT

201.7.9.2.2 Avertissement et consignes de sécurité

Addition:

Dans le cas de risques qui ne sont pas suffisamment limités en 201.9.2, des avertissements doivent être donnés dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT, ou des marquages fournis sur l'équipement pour réduire le risque de blessures qui pourraient résulter de la collision des parties de l'équipement motorisé avec d'autres éléments mobiles ou fixes susceptibles d'être dans l'environnement.

201.7.9.2.9 Instructions de fonctionnement

Addition:

Les données de sortie électrique doivent figurer dans les instructions d'utilisation en termes de PARAMETRES DE CHARGE, comme exigé en 201.12.1.103.

Pour les TOMODENSITOMETRES dans lesquels une partie du GENERATEUR RADIOLOGIQUE est intégrée avec la GAINÉ EQUIPÉE (par exemple BLOCS RADIOGENES), les valeurs indiquées doivent faire référence au dispositif complet.

Les combinaisons et données suivantes doivent être indiquées:

- 1) la HAUTE TENSION NOMINALE correspondante ainsi que le COURANT le plus élevé DANS LE TUBE RADIOGENE obtenu à partir du GENERATEUR RADIOLOGIQUE lorsqu'il fonctionne à cette HAUTE TENSION RADIOGENE;
- 2) le COURANT le plus élevé DANS LE TUBE RADIOGENE correspondant, ainsi que la HAUTE TENSION RADIOGENE la plus élevée, obtenus à partir du GENERATEUR RADIOLOGIQUE lorsqu'il fonctionne avec ce COURANT DANS LE TUBE RADIOGENE;
- 3) la combinaison correspondante de la HAUTE TENSION RADIOGENE et du COURANT DANS LE TUBE RADIOGENE qui entraîne la puissance de sortie électrique la plus élevée;
- 4) la PUISSANCE ELECTRIQUE NOMINALE donnée comme étant la puissance de sortie électrique constante la plus élevée en kilowatts que peut fournir le GENERATEUR RADIOLOGIQUE, pour un TEMPS DE CHARGE de 4 s à une HAUTE TENSION RADIOGENE de 120 kV, ou si ces valeurs ne sont pas sélectionnables, avec une HAUTE TENSION RADIOGENE la plus proche de 120 kV et la valeur du TEMPS DE CHARGE la plus proche de 4 s, mais pas inférieure à 4 s.

La PUISSANCE ELECTRIQUE NOMINALE doit être donnée de même que la combinaison de la HAUTE TENSION RADIOGENE et du COURANT DANS LE TUBE RADIOGENE ainsi que le TEMPS DE CHARGE qui sont utilisés dans le TOMODENSITOMETRE.

201.7.9.3 Description technique

201.7.9.3.1 Généralités

Addition:

La description technique doit contenir les informations au sujet de la combinaison ou, si nécessaire, des combinaisons des sous-ensembles et ACCESSOIRES d'un TOMODENSITOMETRE.

Paragraphe complémentaire:

201.7.9.101 Référence aux DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT

Articles et paragraphes de la présente norme dans lesquels figurent des exigences complémentaires relatives au contenu des DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT:

– RESISTANCE APPARENTE DU RESEAU D'ALIMENTATION	201.4.10.2
– Environnement contrôlé	201.5.7
– Conditions de refroidissement	201.7.2.15
– Avertissement et consignes de sécurité	201.7.9.2.2
– Instructions de fonctionnement	201.7.9.2.9
– Combinaisons adaptées	201.7.9.3.1
– Mesures de protection	201.9.2.2.4.4
– Limites des mouvements lors d'une interruption involontaire	201.9.2.3.1.102
– Moyens de dégagement du patient	201.9.2.5
– Précision des caractéristiques de sortie du RAYONNEMENT	201.12.1.101
– Conformité à la présente norme	203.4.1
– Exigences générales concernant les informations de DOSE	203.5.2.4.1
– Indication de dose	203.5.2.4.3

– Effets déterministes	203.5.2.4.5
– Performance liée à la qualité d'image	203.6.7.2
– COUCHE DE DEMI-TRANSMISSION et FILTRATION TOTALE	203.7.1
– INDICATION DES PROPRIETES DU filtre	203.7.3
– Constance de la (des) COMMANDE(S) AUTOMATIQUE(S) D'EXPOSITION	203.6.5
– BARRIERE DE PROTECTION CONTRE LE FAISCEAU	203.11
– Indication des conditions d'APPLICATION DE CHARGE de référence	203.12.3
– Protection contre les RAYONNEMENTS PARASITES	203.13.2
– Contrôle des caractéristiques de sortie du RAYONNEMENT	203.106
– $CTDI_{100}$	203.109.1
– $CTDI_{air libre}$	203.109.2
– Détermination du PROFIL DE DOSE	203.110
– Détermination du PROFIL DE SENSIBILITE	203.111
– EFFICACITE GEOMETRIQUE DANS LA DIRECTION Z	203.113
– CHAMP LUMINEUX Marqueur lumineux	203.115 c)
– Interaction des RAYONNEMENTS X du TOMODENSITOMETRE avec des dispositifs médicaux actifs	203.5.2.4.101
– PERFORMANCE ESSENTIELLE	201.4.3
– Alignement de la partie supérieure du SUPPORT DU PATIENT	201.101.2
– Partie supérieure du SUPPORT DU PATIENT	201.101.3
– Affaissement de la table (rigidité du SUPPORT DU PATIENT)	201.101.4
– Marqueurs lumineux intégrés pour le marquage du PATIENT	201.101.5
– Mode de balayage classique destiné à fournir des images pour la PREPARATION DU TRAITEMENT DE RADIOTHERAPIE	201.101.6
– Conversion des valeurs de HU	201.101.7
– Précision géométrique des données d'image	201.101.8
– Informations dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT	203.10.2
– Affichage et enregistrement de $CTDI_{vol}$ et de DLP	203.112

201.8 Protection contre les DANGERS d'origine électrique provenant des APPAREILS EM

L'Article 8 de la norme générale s'applique avec les exceptions suivantes:

201.8.4 Limitation de la tension, du courant ou de l'énergie

Addition:

201.8.4.101 Limitation de la haute tension par rapport à la HAUTE TENSION NOMINALE

Les TOMODENSITOMETRES doivent être conçus de manière à ne pas fournir une tension supérieure à la HAUTE TENSION NOMINALE pour les GAINES EQUIPEES en UTILISATION NORMALE en association avec l'examen du patient.

La conformité est vérifiée par examen des données du FABRICANT pour le composant, par examen de l'APPAREIL EM et, si nécessaire, par un essai fonctionnel.

201.8.4.102 Raccordements par câbles haute tension non fixés à demeure

Les raccordements à la GAINÉ EQUIPÉE par câbles haute tension non fixés à demeure doivent être conçus de manière à ce qu'il soit nécessaire d'utiliser des outils pour les déconnecter ou pour enlever leurs capots de protection.

La conformité est vérifiée par examen.

201.8.4.103 Haute tension inacceptable dans la partie reliée au réseau

Des dispositions doivent être prises pour éviter l'apparition d'une tension d'une valeur trop élevée dans la PARTIE RELIÉE AU RÉSEAU ou dans tout autre circuit à basse tension.

NOTE Ceci peut être réalisé par exemple:

- au moyen d'une couche d'enroulement ou d'un écran conducteur raccordé à la BORNE DE TERRE DE PROTECTION entre des circuits haute tension et basse tension;
- en prévoyant un dispositif limiteur de tension aux bornes auxquelles les dispositifs externes sont connectés et entre lesquelles une tension excessive pourrait apparaître si le chemin externe à la terre devenait discontinu.

La conformité est vérifiée par examen des données de conception et de la construction.

201.8.7 COURANTS DE FUITE et COURANTS AUXILIAIRES PATIENT

201.8.7.3 Valeurs admissibles

d)

Remplacement:

Les valeurs admissibles du COURANT DE FUITE À LA TERRE sont de 5 mA en CONDITION NORMALE et de 10 mA en CONDITION DE PREMIER DÉFAUT.

Pour les TOMODENSITOMÈTRES INSTALLÉS DE FAÇON PERMANENTE et leurs sous-ensembles reliés à un circuit d'alimentation qui alimente uniquement ce TOMODENSITOMÈTRE, le COURANT DE FUITE À LA TERRE en CONDITION NORMALE et DE PREMIER DÉFAUT ne doit pas dépasser 10 mA.

NOTE 1 Les règlements locaux peuvent fixer des limites pour les courants de terre de protection de l'installation. Voir aussi l'IEC 60364-7-710.

Les valeurs admissibles du COURANT DE FUITE À LA TERRE sont autorisées pour chaque sous-ensemble de TOMODENSITOMÈTRE qui est fourni avec son propre raccordement exclusif au RÉSEAU D'ALIMENTATION ou à un point de raccordement central, si ce dernier est fixé et INSTALLÉ DE FAÇON PERMANENTE.

Une BORNE DE TERRE DE PROTECTION centrale fixe et installée de façon permanente peut être fournie à l'intérieur de l'ENVELOPPE externe ou du capot du TOMODENSITOMÈTRE. Si d'autres sous-ensembles ou ÉQUIPEMENTS ASSOCIÉS sont raccordés à la BORNE DE TERRE DE PROTECTION, le COURANT DE FUITE À LA TERRE entre un tel point de raccordement central et le système de protection externe peut dépasser les valeurs admissibles pour chacun des dispositifs individuels raccordés.

NOTE 2 La disposition d'une BORNE DE TERRE DE PROTECTION centrale est acceptable, étant donné que pour les APPAREILS EM fixes et INSTALLÉS DE FAÇON PERMANENTE, l'interruption du CONDUCTEUR DE TERRE DE PROTECTION n'est pas considérée comme une CONDITION DE PREMIER DÉFAUT. Cependant, dans de tels cas, il est nécessaire de fournir les informations adéquates sur la combinaison des ÉQUIPEMENTS ASSOCIÉS, conformément à 201.7.9.3.1.

La conformité est vérifiée par examen et par des essais.

e)

Addition:

Pour les TOMODENSITOMETRES INSTALLES DE FACON PERMANENTE sans que l'on tienne compte de la forme d'onde et de la fréquence, le COURANT DE FUITE A LA TERRE en CONDITION NORMALE et en CONDITION DE PREMIER DEFAUT ne doit pas dépasser 20 mA lorsque la mesure est réalisée avec un dispositif non pondéré en fréquence.

La conformité est vérifiée par examen et par des essais.

201.8.8 Isolation

201.8.8.3 Tension de tenue

Addition après le premier alinéa:

La tension de tenue de l'isolation électrique des circuits haute tension doit être suffisante pour résister aux tensions d'essai pour les durées indiquées en 8.8.3 de la norme générale.

L'essai doit être réalisé sans raccordement du TUBE RADIOGENE et avec une tension d'essai de 1,2 fois la HAUTE TENSION NOMINALE du GENERATEUR RADIOLOGIQUE.

~~Si le GENERATEUR RADIOLOGIQUE ne peut subir les essais qu'avec raccordement du TUBE RADIOGENE, la tension d'essai peut être plus faible, mais elle ne doit pas être inférieure à 1,1 fois la HAUTE TENSION NOMINALE du GENERATEUR RADIOLOGIQUE.~~

Si le GENERATEUR RADIOLOGIQUE HAUTE TENSION ne peut subir les essais qu'avec raccordement du TUBE RADIOGENE, la tension d'essai peut être plus faible, mais elle ne doit pas être inférieure à 1,1 fois la HAUTE TENSION NOMINALE du GENERATEUR RADIOLOGIQUE HAUTE TENSION ou de l'ENSEMBLE DE TUBE RADIOGENE (en prenant celle des deux valeurs qui est la moins élevée)

NOTE 101 Pour la la HAUTE TENSION NOMINALE du GENERATEUR RADIOLOGIQUE HAUTE TENSION, voir 201.8.4.101, Limitation de la haute tension par rapport à la HAUTE TENSION NOMINALE.

La conformité est vérifiée par les essais suivants:

Les circuits haute tension des GENERATEURS RADIOLOGIQUES ou des sous-ensembles de ceux-ci sont soumis aux essais en appliquant une tension d'essai de 50 % de sa valeur finale conformément à 8.5.4 de la norme générale et en l'augmentant sur un laps de temps inférieur ou égal à 10 s à la valeur finale qui est ensuite maintenue pendant 3 min.

Addition au point 8.8.3 a):

Si, au cours de l'essai de tension de tenue, il existe un risque de surchauffe du transformateur ou des circuits associés en essai, il est autorisé d'effectuer un essai à une fréquence d'alimentation supérieure ou à une tension continue égale à la valeur de crête de la tension d'essai alternative, ou de fournir la tension d'essai au secondaire par un autre générateur.

Au cours de l'essai de tension de tenue, il convient de conserver la tension d'essai appliquée dans le circuit haute tension entre 100 % et 105 % de la valeur requise.

Addition au point 8.8.3 b):

Au cours de l'essai de tension de tenue des GENERATEURS RADIOLOGIQUES on ne doit pas tenir compte des légers effets de couronne dans le circuit haute tension s'ils cessent lorsque l'on abaisse la tension d'essai à 1,1 fois la tension à laquelle se réfère la condition d'essai.

Addition au point 8.8.3.c):

Si, conformément à l'APPRECIATION DU RISQUE, le PORTIQUE ou le SUPPORT DU PATIENT est une PARTIE APPLIQUEE ou la partie traitée comme une PARTIE APPLIQUEE, et les parties conductrices du portique ou du SUPPORT DU PATIENT accessibles au patient ne sont pas couvertes entièrement par une ENVELOPPE en plastique, un tel PORTIQUE ou SUPPORT DU PATIENT sont alors protégés par des MOYENS DE PROTECTION DU PATIENT (MOPP, *MEANS OF PATIENT PROTECTION*). Dans ce cas, la tension d'essai pour les essais de tension de tenue du stator et des circuits statoriques utilisés pour le fonctionnement de l'ANODE rotative du TUBE RADIOGENE doit se référer à la tension existant après réduction de la tension d'alimentation du stator à sa valeur de fonctionnement en régime stabilisé.

Autrement, le portique est protégé par des MOYENS DE PROTECTION DE L'OPERATEUR (MOOP, *MEANS OF OPERATOR PROTECTION*), et le Tableau 6 et les Tableaux 13 à 16 de la norme générale ou les exigences de COORDINATION DE L'ISOLEMENT de l'IEC 60950-1 s'appliquent.

Les GENERATEURS RADIOLOGIQUES ou sous-ensembles de ceux-ci intégrés avec une GAINÉ EQUIPEE doivent être soumis aux essais, en chargeant le TUBE RADIOGENE de façon appropriée.

Si l'essai de tension de tenue est réalisé avec un TUBE RADIOGENE connecté et que le circuit haute tension n'est pas accessible pour la mesure de la tension d'essai appliquée, des mesures appropriées doivent être prises pour assurer que les valeurs se situent dans les limites exigées dans le présent paragraphe.

201.8.9 LIGNES DE FUITE et DISTANCES DANS L'AIR

201.8.9.1 Valeurs

Paragraphe complémentaire:

201.8.9.1.101 LIGNES DE FUITE et DISTANCES DANS L'AIR pour le TOMODENSITOMETRE

Pour les TOMODENSITOMETRES INSTALLES DE FAÇON PERMANENTE avec une mise à la terre de protection, les valeurs des Tableaux 13, 15 et 16 de la norme générale pour un et deux MOYENS DE PROTECTION DE L'OPERATEUR en prenant en compte l'altitude élevée, les groupes de matériaux, la classification des degrés de pollution et la classification des catégories de surtension, s'appliquent jusqu'à des tensions efficaces de référence de 1 000 V en courant alternatif ou des tensions de 1 400 V en valeur de crête/en courant continu dans les Tableaux 13 et 15 de la norme générale, et de 1 000 V en courant continu dans le Tableau 16 de la norme générale.

Concernant des tensions de référence supérieures, les LIGNES DE FUITE et DISTANCES DANS L'AIR

- ne doivent pas être inférieures à celles qui concernent la tension efficace de 1 000 V en courant alternatif ou la tension de 1 400 V en valeur de crête $V_{\text{crête}}$ ou en courant continu dans les Tableaux 13 et 15, et de 1 000 V en courant continu dans le Tableau 16 de la norme générale; et
- doivent être conformes à l'essai de tension de tenue conformément au paragraphe 8.8.3 de la norme générale.

L'essai de tension de tenue doit être réalisé dans des conditions d'environnement telles que décrites en 8.8.3 de la norme générale et en 201.5.7 de la présente norme particulière.

NOTE Concernant les TOMODENSITOMETRES installés avec des CONDUCTEURS DE TERRE DE PROTECTION fixes et installés de façon permanente, on suppose qu'il n'existe aucun risque inacceptable concernant la fiabilité de la connexion de terre de protection. Les composants à tensions de référence élevées sont: les parties du GROUPE RADIOGENE, de la GAINÉ EQUIPEE et dans certains cas du système d'acquisition numérique par conséquent, une CONNEXION DE TERRE DE PROTECTION fiable et une tension de tenue suffisante de l'isolation sont considérées comme équivalentes à deux MOP. Voir aussi 201.8.8.3.

Pour la même raison, il y a une indication en 8.7.3 d) de la norme générale qui précise que, dans ces circonstances, un COURANT DE FUITE A LA TERRE plus élevé est admissible. Ceci se rapproche des indications relatives aux LIGNES DE FUITE et DISTANCES DANS L'AIR de l'IEC 60664-1.

201.9 Protection contre les dangers mécaniques des APPAREILS EM et SYSTEMES EM

L'Article 9 de la norme générale s'applique avec les exceptions suivantes:

201.9.2.2.4.4 Mesures de protection

Addition:

Si une partie est équipée d'un ou plusieurs dispositifs destinés à réduire, en UTILISATION NORMALE, le risque de collision avec le PATIENT, le fonctionnement et les limites de chaque dispositif doivent être décrits dans les INSTRUCTIONS D'UTILISATION.

La conformité est vérifiée par examen des DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT.

201.9.2.3 Autres DANGERS associés aux parties en mouvement

201.9.2.3.1 Mouvement involontaire

Addition:

201.9.2.3.1.101 Mouvements involontaires pour les TOMODENSITOMETRES

Des moyens doivent être prévus pour réduire la possibilité de mouvements involontaires qui pourraient entraîner des blessures chez le PATIENT, en UTILISATION NORMALE et en CONDITIONS DE PREMIER DEFAUT. Les éléments suivants doivent s'appliquer.

- a) Les commandes de l'OPERATEUR doivent être positionnées, encastrées ou protégées par d'autres moyens, de telle façon qu'elles ne puissent être actionnées accidentellement en occasionnant une blessure au PATIENT.
- b) L'appareil doit être SECURISE EN PREMIER DEFAUT contre tout mouvement incontrôlé.

201.9.2.3.1.102 Interruption involontaire

Si des parties impliquées dans des mouvements motorisés peuvent causer des blessures physiques, celles-ci doivent être stoppées en cas d'interruption involontaire du RESEAU D'ALIMENTATION ou de l'alimentation dans les limites indiquées par les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT. La valeur maximale de distance et d'angle de chaque situation d'arrêt doit être indiquée dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT.

La conformité est vérifiée par examen des DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT puis par interruption du RESEAU D'ALIMENTATION affectant les mouvements motorisés et mesure des distances d'arrêt. Ces essais doivent être effectués avec une masse équivalente à un PATIENT de 135 kg, répartie de façon uniforme sur le support du PATIENT.

Paragraphes complémentaires:

201.9.2.3.101 Commande des mouvements de l'appareil depuis l'intérieur de la SALLE D'EXAMEN RADIOLOGIQUE

Les mouvements motorisés des parties de l'appareil susceptibles d'infliger au PATIENT une blessure physique doivent être commandés par action continue et volontaire de l'OPERATEUR. La commande doit se trouver à proximité du support du PATIENT, de sorte que l'OPERATEUR puisse en permanence observer le PATIENT et lui éviter d'être blessé. La commande doit être

placée de façon que le PATIENT ne puisse l'atteindre facilement. Les mouvements qui font partie d'un protocole de scanographie préprogrammé ne sont pas soumis à ces exigences.

Le mouvement motorisé des APPAREILS EM ou des parties d'APPAREILS EM, qui pourrait écraser ou bien directement blesser sérieusement le PATIENT, et pour lequel la réponse de l'OPERATEUR pour actionner un arrêt d'urgence ne peut être fiable pour empêcher une blessure, doit être actionné uniquement par une manœuvre continue de deux interrupteurs par l'OPERATEUR. Dès qu'il est relâché par l'opérateur, chaque interrupteur doit être capable indépendamment d'interrompre le mouvement.

NOTE Les arrêts d'urgence situés sur le support du PATIENT ou le portique et le(s) POSTE(s) DE COMMANDE selon 201.9.2.4.101.1 sont considérés comme des commandes suffisantes auxquelles l'OPERATEUR peut se fier pour éviter toute blessure.

Les deux interrupteurs peuvent être conçus en une seule commande, et un interrupteur peut se trouver dans un circuit commun à tous les mouvements.

Ces interrupteurs doivent être situés de telle sorte que des blessures éventuelles sur le PATIENT puissent être observées par l'OPERATEUR. Au moins un jeu d'interrupteurs doit être situé de manière à ce que l'OPERATEUR soit obligé de se trouver près du PATIENT, pour observer les parties en mouvement de l'APPAREIL EM.

201.9.2.3.102 Commande des mouvements de l'appareil depuis l'extérieur de la salle d'examen radiologique

Les mouvements motorisés des parties de l'appareil susceptibles d'infliger au PATIENT une blessure physique doivent être commandés par action continue et volontaire de l'OPERATEUR.

Lorsque la commande par action continue et volontaire est appliquée comme une mesure de protection pour les mouvements motorisés, la commande doit être située à un emplacement où les mouvements peuvent être visuellement observés. Les mouvements qui font partie d'un protocole de scanographie préprogrammé ne sont pas soumis à ces exigences.

Le mouvement motorisé des APPAREILS EM ou des parties d'APPAREILS EM, qui pourrait écraser ou bien directement blesser sérieusement le PATIENT, et pour lequel la réponse de l'OPERATEUR pour actionner un arrêt d'urgence ne peut être fiable pour empêcher une blessure, doit être actionné uniquement par une manœuvre continue de deux interrupteurs par l'OPERATEUR. Dès qu'il est relâché par l'opérateur, chaque interrupteur doit être capable indépendamment d'interrompre le mouvement.

NOTE Les arrêts d'urgence situés sur le support du PATIENT ou le portique et le(s) POSTE(s) DE COMMANDE selon 201.9.2.4.101.1 sont considérés comme des commandes suffisantes auxquelles l'OPERATEUR peut se fier pour éviter toute blessure.

Les deux interrupteurs peuvent être conçus en une seule commande, et un interrupteur peut se trouver dans un circuit commun à tous les mouvements.

Ces interrupteurs doivent être situés à un emplacement de telle sorte que le PATIENT puisse être observé par l'OPERATEUR afin d'aider à empêcher des blessures éventuelles affectant le PATIENT.

201.9.2.4 Dispositifs d'arrêt d'urgence

Addition:

201.9.2.4.101 PORTIQUE et support de PATIENT

201.9.2.4.101.1 Arrêt d'urgence des mouvements motorisés

Des commandes facilement identifiables et accessibles constituées de COMPOSANTS AUX CARACTERISTIQUES A HAUTE FIABILITE doivent être installées sur ou à proximité du support du PATIENT ou du portique, afin de permettre un arrêt d'urgence des mouvements motorisés par coupure de la puissance électrique du système de mouvement. Lorsqu'ils sont actionnés, le mouvement de basculement ou linéaire du portique et le mouvement de la table doivent s'arrêter dans les limites données en 201.9.2.4.101.2 et 201.9.2.4.101.3 de la présente norme particulière. Les commandes doivent être situées de telle manière qu'elles ne puissent pas être manœuvrées accidentellement.

Des commandes similaires doivent également être installées sur ou à côté des éventuels PANNEAUX DE COMMANDE à distance depuis lesquels les mouvements peuvent être actionnés.

La puissance d'excitation doit être déconnectée dans la seconde qui suit l'activation de l'arrêt d'urgence.

Lors de l'activation de l'arrêt d'urgence, l'APPLICATION DE LA CHARGE doit être arrêtée conformément à 203.101.

L'arrêt du MOUVEMENT MOTORISE et l'arrêt de l'APPLICATION DE LA CHARGE doivent être réalisés par le même bouton d'arrêt d'urgence.

NOTE La puissance nécessaire pour maintenir les circuits électroniques et de commande peut rester sous tension après activation de l'arrêt d'urgence.

La conformité est vérifiée par les essais fonctionnels appropriés. Ces essais doivent être effectués avec une masse équivalente à un PATIENT de 135 kg, répartie de façon uniforme sur le support du PATIENT.

201.9.2.4.101.2 Inclinaison du PORTIQUE

Lorsqu'une commande d'arrêt d'urgence est actionnée, l'inclinaison du portique doit s'arrêter sur une angulation maximale de 0,5°.

La conformité est vérifiée par un essai fonctionnel.

201.9.2.4.101.3 Mouvements linéaires du SUPPORT DU PATIENT et du portique

Lorsque la commande d'arrêt d'urgence est actionnée, l'action pour arrêter le SUPPORT DU PATIENT et le mouvement linéaire du portique dans la direction z doit être initiée dans les limites de 10 mm de déplacement. Le mouvement dans la direction z doit s'arrêter dans les limites de ~~25~~ 50 mm après manœuvre de l'arrêt d'urgence.

Si un mode de balayage est sélectionné dans lequel le SUPPORT DU PATIENT ne peut pas s'arrêter dans les limites de 25 mm après la manœuvre de l'arrêt d'urgence, avant d'initier le balayage le TOMODENSITOMETRE doit afficher une alerte sur le POSTE DE COMMANDE concernant cette situation et informer l'OPERATEUR de s'assurer que la zone de déplacement du PATIENT est totalement dégagée.

Les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT doivent identifier les modes de balayage qui ne peuvent pas se conformer à la distance d'arrêt d'urgence de 25 mm.

Le mouvement (vers le haut / vers le bas / latéralement) du SUPPORT DU PATIENT doit s'arrêter dans les limites de 10 mm après manœuvre de l'arrêt d'urgence.

La conformité est vérifiée par ~~un~~ essai fonctionnel et par inspection des DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT.

201.9.2.5 Dégagement DU PATIENT

Addition:

201.9.2.5.101 Moyens de dégagement

S'il existe un risque de piégeage du PATIENT en cas de panne d'un mouvement motorisé pendant l'UTILISATION NORMALE de l'APPAREIL EM, des commandes doivent être prévues, permettant de le dégager. Ces moyens doivent être décrits dans les INSTRUCTIONS D'UTILISATION.

La conformité est vérifiée par examen des DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT.

201.9.8.2 FACTEUR DE SECURITE EN TRACTION

Addition:

Pour un berceau complètement étendu, le FACTEUR DE SECURITE EN TRACTION minimal doit être de 2,5 quelle que soit la situation indiquée au Tableau 21 de la norme générale et la charge doit être répartie de manière uniforme sur une distance de 1,5 m sur le berceau. Ce FACTEUR DE SECURITE EN TRACTION minimal de 2,5 s'applique également aux accessoires associés de fixation du berceau, conformément à leurs charges maximales spécifiées.

NOTE Le facteur de sécurité pour le socle de la table reste tel qu'exigé par la norme générale.

201.9.8.3.3 Forces dynamiques dues à la CHARGE des personnes

Addition:

NOTE La masse est accélérée pendant 150 mm, puis ralentit pendant la compression des 60 mm de mousse, entraînant une force équivalente à 2 à 3 fois la charge de fonctionnement en sécurité.

Lorsque l'analyse mécanique prouve que l'essai de charge statique suivant est plus sévère que l'essai de charge dynamique spécifié dans la norme générale, il est possible de renoncer à l'essai de charge dynamique, d'après la GESTION DES RISQUES.

Avant de réaliser cet essai, un système de SUPPORT/suspension du PATIENT est positionné horizontalement dans sa position la plus défavorable en UTILISATION NORMALE pour CHARGER et décharger le PATIENT.

Une masse qui donne lieu à une force dont le calcul montre qu'elle est supérieure à la charge dynamique doit être placée sur le SUPPORT DU PATIENT. La zone de contact de cette masse est équivalente à celle définie à la Figure 33 de la norme générale et elle est appliquée pendant au moins une minute. ~~Toute perte de fonction ou tout dommage structurel qui pourrait donner lieu à un RISQUE inacceptable constitue une défaillance.~~ La SECURITE DE BASE et les PERFORMANCES ESSENTIELLES doivent être maintenues.

NOTE La mousse décrite à la Figure 33 n'est pas utilisée pour cet essai.

201.10 Protection contre les DANGERS dus aux rayonnements involontaires ou excessifs

L'Article 10 de la norme générale s'applique.

NOTE La protection contre les DANGERS dus aux RAYONNEMENTS involontaires ou excessifs est aussi traitée à l'Article 203 de la présente norme particulière et dans l'IEC 60601-1-3.

201.11 Protection contre les températures excessives et les autres DANGERS

L'Article 11 de la norme générale s'applique avec les exceptions suivantes:

201.11.1 Températures excessives à l'intérieur des APPAREILS EM

201.11.1.1 Température maximale en UTILISATION NORMALE

Addition:

Les restrictions sur la température maximale admissible pour les parties en contact avec de l'huile ne doivent pas s'appliquer aux parties totalement immergées dans l'huile.

201.12 Précision des commandes, des instruments et protection contre les caractéristiques de sortie présentant des risques

L'Article 12 de la norme générale s'applique avec les exceptions suivantes:

201.12.1 Précision des commandes et des instruments

Addition:

201.12.1.101 Précision des caractéristiques de sortie du RAYONNEMENT

Le FABRICANT doit fournir dans les instructions d'utilisation des informations relatives à la précision de la HAUTE TENSION RADIOGENE et du COURANT DANS LE TUBE RADIOGENE et de la linéarité des caractéristiques de sortie du RAYONNEMENT.

La conformité est vérifiée par examen des DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT.

201.12.1.102 Précision des caractéristiques d'~~examen~~ EXAMEN TOMODENSITOMETRIQUE enregistrées

- a) Si un RADIOGRAMME de l'image de prévisualisation est produit (tel que décrit en 203.115 de la présente norme particulière), la position des ~~chaque~~ COUPES TOMOGRAPHIQUES doit y être clairement indiquée.

L'indication de la position des COUPES TOMOGRAPHIQUES doit être précise à ± 2 mm près.

- b) En UTILISATION NORMALE, l'indication de l'orientation de l'image affichée par rapport au PATIENT doit être affichée avec chaque image.

La conformité est vérifiée par examen.

201.12.1.103 Indication des caractéristiques de sortie électriques et de RAYONNEMENT

L'OPERATEUR doit disposer d'informations appropriées avant, pendant et après le CHARGEMENT d'un TUBE RADIOGENE concernant les PARAMETRES DE CHARGE fixes, présélectionnés de manière permanente ou semi-permanente ou prédéterminés d'une autre manière ou concernant les modes de fonctionnement de manière à lui permettre de présélectionner des conditions appropriées pour l'IRRADIATION et par là même d'obtenir les caractéristiques nécessaires pour l'estimation de la DOSE ABSORBEE reçue par le PATIENT.

Les unités d'indication doivent correspondre à ce qui suit:

- pour la HAUTE TENSION RADIOGENE: kilovolts;

- pour le COURANT DANS LE TUBE RADIOGENE: milliampères;
- pour le TEMPS DE CHARGE: secondes;
- pour le PRODUIT COURANT-TEMPS: milliampères-secondes.

La conformité est vérifiée par examen.

201.13 SITUATIONS DANGEREUSES et conditions de défaut

L'Article 13 de la norme générale s'applique.

201.14 SYSTEMES ELECTROMEDICAUX PROGRAMMABLES (SEMP)

L'Article 14 de la norme générale s'applique.

201.15 Construction de l'APPAREIL EM

L'Article 15 de la norme générale s'applique, avec l'exception suivante:

201.14.1 *Généralités

Addition:

NOTE 6 Les TOMODENSITOMETRES possèdent des SEMP qui ont des fonctionnalités nécessaires pour la SECURITE DE BASE et, dans certains cas, qui pourraient avoir des fonctionnalités nécessaires pour les PERFORMANCES ESSENTIELLES.

201.16 SYSTEMES EM

L'Article 16 de la norme générale s'applique.

201.17 Compatibilité électromagnétique des APPAREILS EM et des SYSTEMES EM

L'Article 17 de la norme générale s'applique.

201.101 Exigences des TOMODENSITOMETRES fournissant des images pour la PREPARATION DU TRAITEMENT DE RADIOTHERAPIE (RTP⁷⁾)

201.101.1 Généralités

L'article 201.101 s'applique seulement aux TOMODENSITOMETRES dont l'UTILISATION PREVUE inclut la fourniture de données d'image pour une PREPARATION DU TRAITEMENT DE RADIOTHERAPIE.

Les exigences de PREPARATION DU TRAITEMENT DE RADIOTHERAPIE relatives au TOMODENSITOMETRE (portique, SUPPORT DU PATIENT, marqueurs lumineux) et à la conversion des Unités de Hounsfield en densité d'électron et de masse sont traitées.

⁷⁾ RTP = *radiotherapy treatment planning* en anglais.

201.101.2 Alignement de la partie supérieure du SUPPORT DU PATIENT

201.101.2.1 Généralités

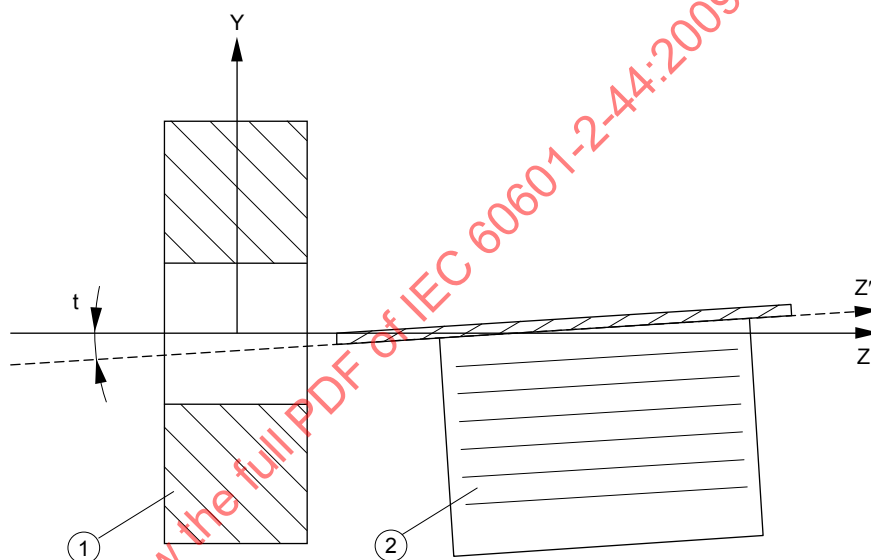
Les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT doivent décrire les procédures d'alignement de la partie supérieure du SUPPORT DU PATIENT par rapport au PLAN TOMOGRAPHIQUE, de manière à ce que l'axe long de la partie supérieure du SUPPORT DU PATIENT soit aligné verticalement et horizontalement sur la plage de balayage maximale le long de la direction z.

La conformité des exigences d'alignement dans 201.101.2.2 et 201.101.2.3 est vérifiée par inspection des DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT.

201.101.2.2 Alignement du SUPPORT DU PATIENT dans le plan vertical (inclinaison)

La procédure d'alignement doit exiger que la précision de l'alignement soit de $\pm 0,5^\circ$ ou moins par rapport au plan horizontal (Figure 201.103).

La procédure d'alignement doit exiger que cette mesure soit prise sur la partie supérieure rentrée du SUPPORT DU PATIENT, sans charge, après installation.



IEC 1616/12

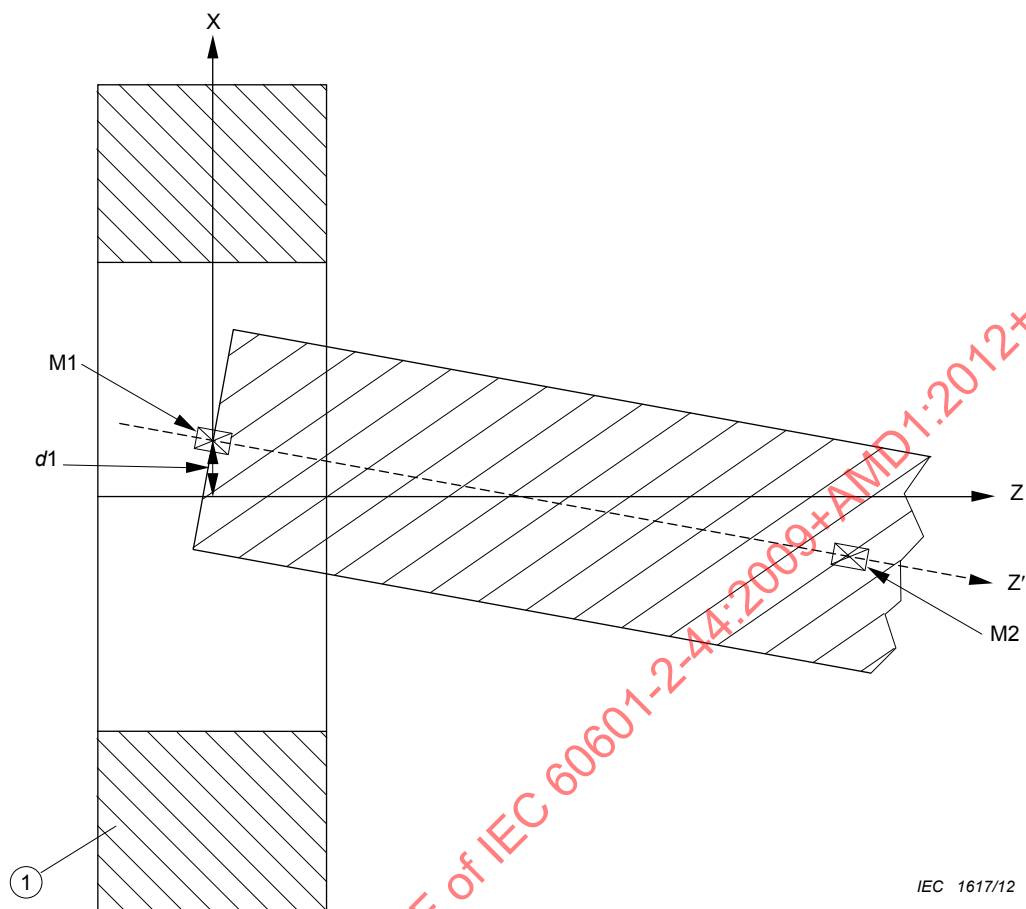
- Z axe Z
- Z' axe de la partie supérieure du SUPPORT DU PATIENT
- t angle d'inclinaison
- 1 portique
- 2 SUPPORT DU PATIENT

Figure 201.103 – Alignement vertical du SUPPORT DU PATIENT

201.101.2.3 Alignement du SUPPORT DU PATIENT dans le plan horizontal

- a) La procédure d'alignement doit exiger que l'axe du mouvement horizontal de la partie supérieure du SUPPORT DU PATIENT soit perpendiculaire à l'axe x du PLAN TOMOGRAPHIQUE à $\pm 1^\circ$ près.
- b) La procédure d'alignement doit exiger que la ligne centrale de la partie supérieure du SUPPORT DU PATIENT soit marquée à l'extrémité avant (M1) et à une distance de 1 m de l'extrémité avant (M2). La différence entre la ligne centrale et l'axe z indiqué par le marqueur lumineux sagittal doit être mesurée dans la position du plan de balayage à la fois pour M1 et pour M2. Ni d1 ni d2 ne doivent dépasser 2 mm (voir Figure 201.104). Si le

marqueur lumineux sagittal ne se prolonge pas jusqu'au plan de balayage, la mesure doit être effectuée dans la position du marqueur lumineux externe.



IEC 1617/12

Figure 201.104a

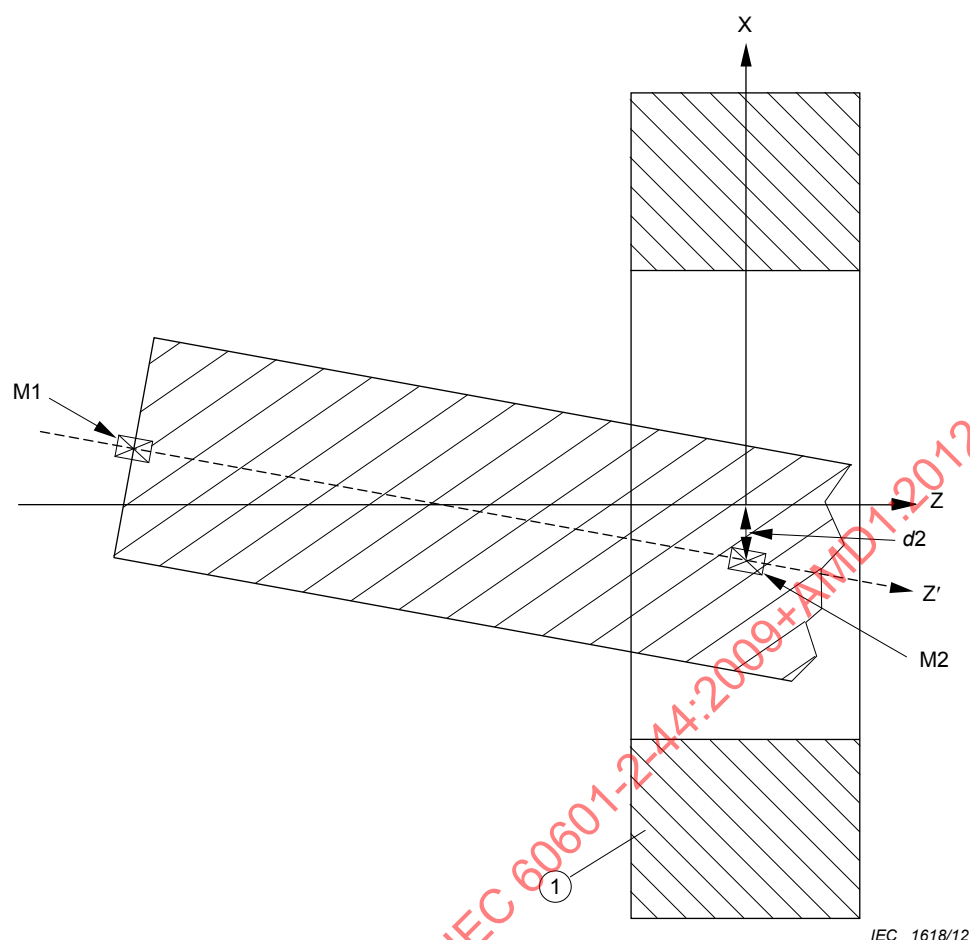


Figure 201.104b

Z axe Z
Z' axe de la partie supérieure du SUPPORT DU PATIENT
1 portique
M1, M2 Marquages sur la partie supérieure du SUPPORT DU PATIENT
d1, d2 distance des Marquages par rapport à l'axe Z

Figure 201.104 – Aligement du SUPPORT DU PATIENT dans le plan horizontal par rapport à l'axe Z

201.101.3. Partie supérieure du SUPPORT DU PATIENT

La surface du SUPPORT DU PATIENT doit être plate, ou un ACCESSOIRE la rendant plate doit être indiqué dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT et doit être disponible.

Il convient que le SUPPORT DU PATIENT permette l'utilisation des dispositifs d'aide au positionnement du système de thérapie.

201.101.4 Affaissement de la table (rigidité du SUPPORT DU PATIENT)

L'affaissement de la table doit être indiqué pour des plages de 40 cm (longueur de balayage classique, plus le décalage pour atteindre le plan de balayage).

NOTE Des corrections de l'affaissement de la table pourraient être nécessaires dans le processus de PREPARATION DU TRAITEMENT DE RADIOTHERAPIE.

L'affaissement du SUPPORT DU PATIENT dans le plan de balayage doit être évalué selon la modalité suivante:

- *En procédant à partir de l'extrémité de la partie supérieure du SUPPORT DU PATIENT située du côté du portique, répartir une charge de 135 kg de manière égale sur une longueur de 1,9 m (ou sur la longueur maximale de la partie supérieure du SUPPORT DU PATIENT, en prenant celle des deux valeurs qui est la moins élevée);*
- *placer l'extrémité de la partie supérieure du SUPPORT DU PATIENT située du côté du portique dans le plan de balayage (position 1);*
- *mesurer la position verticale de la partie supérieure du SUPPORT DU PATIENT dans le plan de balayage (hauteur 1);*
- *déplacer la partie supérieure du SUPPORT DU PATIENT dans le portique de 400 mm (position 2 = position 1 + 400 mm);*
- *mesurer la position verticale de la partie supérieure du SUPPORT DU PATIENT dans le plan de balayage (hauteur 2);*
- *déplacer la partie supérieure du SUPPORT DU PATIENT dans le portique une nouvelle fois de 400 mm (position 3 = position 2 + 400 mm) et mesurer la position verticale de la partie supérieure du SUPPORT DU PATIENT dans le plan de balayage (hauteur 3);*
- *déplacer la partie supérieure du SUPPORT DU PATIENT dans le portique une nouvelle fois de 400 mm (position 4 = position 3 + 400 mm) et mesurer la position verticale de la partie supérieure du SUPPORT DU PATIENT dans le plan de balayage (hauteur 4);*
- *calculer et enregistrer les différences de hauteur (l'affaissement) entre chaque paire de positions adjacentes.*

Des images peuvent être générées aux positions en Z décrites pour mesurer la hauteur de la partie supérieure du SUPPORT DU PATIENT (par exemple, la distance entre la partie supérieure du SUPPORT DU PATIENT et l'ISOCENTRE).

Si l'on peut s'attendre à ce que la conception mécanique du SUPPORT DU PATIENT entraîne un affaissement du SUPPORT DU PATIENT pendant la durée de l'examen (par exemple dans le cas d'un dispositif hydraulique), le SUPPORT DU PATIENT doit rester chargé dans la position la plus étirée pendant 1 heure, et les mesures doivent être répétées dans cette position.

Les résultats des calculs des différences de hauteur doivent être indiqués dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT.

201.101.5 Marqueurs lumineux intégrés pour le marquage du PATIENT

Si des marqueurs lumineux font partie intégrante du TOMODENSITOMETRE, les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT doivent confirmer s'ils sont ou non prévus à des fins de marquage du PATIENT en PRÉPARATION DU TRAITEMENT DE RADIOTHERAPIE.

Si les marqueurs lumineux intégrés sont prévus à des fins de marquage du PATIENT en PRÉPARATION DU TRAITEMENT DE RADIOTHERAPIE, ils doivent avoir la précision suivante:

La précision du marqueur lumineux axial doit être de ± 1 mm à l'ISOCENTRE et de ± 2 mm à une distance de ± 250 mm dans la direction x.

Les marqueurs lumineux sagittal et coronal doivent exercer leur action dans le plan de balayage et doivent avoir une précision de ± 1 mm par rapport à l'axe de rotation.

La largeur des marqueurs lumineux ne doit pas dépasser 1 mm (LMH) à l'ISOCENTRE.

NOTE D'autres marqueurs lumineux sont traités par des exigences existantes dans la norme des essais d'acceptation des équipements de tomodensitométrie (l'IEC 61223-3-5) ainsi que dans l'IEC 60601-2-44. Dans l'IEC 61223-3-5, voir 5.2.1.3.1 relatif aux marqueurs lumineux internes de positionnement du patient indiquant le plan de balayage, et voir également 5.2.1.3.2 relatif aux marqueurs lumineux externes de positionnement. Dans la présente norme, voir 203.115(c).

201.101.6 Mode de balayage classique fournissant des images pour la PREPARATION DU TRAITEMENT DE RADIOTHERAPIE

Les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT doivent indiquer les CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT DU TOMODENSITOMETRE qui sont classiques pour fournir des images pour la PREPARATION DU TRAITEMENT DE RADIOTHERAPIE. Les protocoles non appropriés pour fournir des images pour la PREPARATION DU TRAITEMENT DE RADIOTHERAPIE doivent être identifiés dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT.

Les résultats des essais de BRUIT, de NOMBRE CT MOYEN et d'UNIFORMITE pour les CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT DU TOMODENSITOMETRE qui sont classiques en PREPARATION DU TRAITEMENT DE RADIOTHERAPIE, tels que mesurés avec la méthodologie de l'IEC 61223-3-5, doivent être présentés dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT.

201.101.7 Conversion des valeurs de HU

Une conversion des valeurs de HU mesurées en valeurs de densité d'électron et de masse relatives à celles de l'eau en utilisant les CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT DU TOMODENSITOMETRE identifiées en 201.101.6 doit être fournie dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT en tant que valeur représentative pour ce modèle de tomodensitomètre. Au minimum, des facteurs de conversion doivent être fournis pour l'air, l'eau, un matériau équivalent à un tissu mou et deux matériaux différents équivalents à de l'os.

Le FANTOME et les CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT DU TOMODENSITOMETRE utilisés pour fournir cette conversion doivent être indiqués dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT. Le FANTOME doit être disponible dans le commerce.

Les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT doivent indiquer les limitations des données pour le champ de vision complet et préciser s'il existe des régions avec des niveaux de précision différents.

201.101.8 Précision géométrique des données d'image

201.101.8.1 Généralités

Les données d'image doivent être géométriquement précises sur tout le champ de vision du balayage. Les paragraphes de 201.101.8 satisfont à cette exigence.

Les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT doivent indiquer les limitations de la précision géométrique pour le champ de vision complet du balayage et préciser s'il existe des régions avec des niveaux de précision différents.

Les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT doivent décrire les modalités d'essai pour vérifier l'alignement conformément à 201.101.8.2, 201.101.8.3 et 201.101.8.4.

La conformité est vérifiée par inspection des DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT.

201.101.8.2 Inclinaison du portique

Il doit être possible de régler l'inclinaison du portique à la position zéro avec une précision de $\pm 1^\circ$ en référence au plan traversant l'axe x et perpendiculaire à la partie supérieure de la table.

La méthode d'essai est conforme à l'IEC 61223-3-5, Annexe D.

201.101.8.3 Alignement angulaire des images tomodensitométriques

L'alignement angulaire des images reconstruites est essentiel pour la précision en PREPARATION DU TRAITEMENT DE RADIOTHERAPIE. L'alignement des images doit être vérifié avec un objet de géométrie connue.

- *Modalité de l'essai*

Placer un FANTOME avec des marqueurs alignés par rapport au plan horizontal ou vertical dans le champ de balayage. Balayer le FANTOME et vérifier l'orientation des marqueurs dans l'image.

L'écart du marqueur par rapport à la référence verticale ou horizontale doit être inférieur à 3 mm sur une distance de 20 cm.

201.101.8.4 Précision de la position d'image en z pour des balayages hélicoïdaux

La précision de la position en z réelle du SUPPORT DU PATIENT et de la position en z indiquée dans l'image doit être vérifiée.

- *Modalité de l'essai*

On utilise un FANTOME avec des marqueurs aux positions en z de 0 cm, 15 cm et 30 cm. Les marqueurs doivent être visibles dans l'image tomodensitométrique (par exemple, billes métalliques). Le FANTOME est placé de manière à ce que le marqueur "0 cm" soit dans le champ du marqueur lumineux. La table est réglée à zéro pour cette position. On effectue un balayage hélicoïdal avec un protocole destiné à fournir des images pour la PREPARATION DU TRAITEMENT DE RADIOTHERAPIE sur une plage de balayage couvrant les trois marqueurs sur le FANTOME et des images qui se chevauchent sont reconstruites en utilisant les plus minces COUPES TOMOGRAPHIQUES disponibles. Pour chaque marqueur, on doit identifier et enregistrer la position de la tranche ayant le contraste maximum pour le marqueur.

L'écart des positions des images par rapport à leurs valeurs nominales en z correspondantes doit être inférieur à 1 mm.

202 Compatibilité électromagnétique – Exigences et essais

L'IEC 60601-1-2:2014 s'applique, à l'exception de ce qui suit:

Paragraphe supplémentaire:

202.101 Essais d'immunité des PERFORMANCES ESSENTIELLES

Il est admis que le FABRICANT minimise les exigences d'essais des PERFORMANCES ESSENTIELLES complémentaires énumérées en 201.4.3 à un niveau pratique au moyen du PROCESSUS DE GESTION DES RISQUES.

Lorsqu'il sélectionne les exigences à soumettre à essai, le FABRICANT doit prendre en compte la sensibilité à l'environnement de la CEM, la probabilité de l'état et de la gravité liés à la CEM, la probabilité et la contribution à un RISQUE inacceptable au moyen du PROCESSUS DE GESTION DES RISQUES.

La précision des instruments d'essai utilisés pour évaluer l'immunité du TOMODENSITOMETRE ne doit pas être affectée par les conditions électromagnétiques de l'essai.

L'instrument d'essai ne doit pas avoir d'influence sur l'immunité du TOMODENSITOMETRE.

Seules des mesures non invasives doivent être effectuées.

Le TOMODENSITOMETRE à l'essai ne doit pas être modifié pour effectuer cet essai d'immunité.

La conformité est vérifiée par l'inspection du DOSSIER DE GESTION DES RISQUES.

203 Exigences générales pour la radioprotection dans les équipements à rayonnement X de diagnostic

L'IEC 60601-1-3:2008 s'applique avec l'exception suivante:

203.4 Exigences générales

203.4.1 Déclaration de conformité

Remplacement:

Si, pour un TOMODENSITOMETRE ou un sous-ensemble de ce dernier, il est nécessaire de déclarer la conformité à la présente norme, l'indication correspondante doit figurer dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT:

TOMODENSITOMETRE... ++) IEC 60601-2-44:2009

++) REFERENCE DU MODELE OU DU TYPE

La conformité est vérifiée par examen des DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT.

203.5 Identification, marquage et documentation des APPAREILS EM

203.5.2 DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT

203.5.2.2 Etalonnage dosimétrique

Amendement:

Le paragraphe 5.2.2 de la norme collatérale s'applique uniquement si le TOMODENSITOMETRE contient un dosimètre.

203.5.2.3 Exigences générales pour la référence des sous-ensembles et des ACCESSOIRES

Le paragraphe 5.2.3 de la norme collatérale ne s'applique pas.

203.5.2.4 Instructions d'utilisation

203.5.2.4.1 Exigences générales concernant les informations de dose de RAYONNEMENT

Addition:

Les exigences de 5.2.4.1 de la norme collatérale sont satisfaites si

- les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT décrivent les caractéristiques en 203.107 (mesures de sécurité contre les RAYONNEMENTS X excessifs), alinéas c) et e), et 203.112 (affichage et enregistrement de $CTDI_{vol}$ et de DLP).
- paragraphe 203.13.2 (Indications dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT) est satisfait.

203.5.2.4.2 Informations quantitatives

Le paragraphe 5.2.4.2 de la norme collatérale est rempli par conformité aux paragraphes 203.108 à 203.114 de la présente norme particulière.

203.5.2.4.3 Indication de dose

Remplacement:

Si elle est applicable, la méthode utilisée pour donner une indication de la dose de RAYONNEMENT de l'APPAREIL EM en UTILISATION NORMALE doit être décrite directement ou par référence à une référence publiée.

Si le TOMODENSITOMETRE contient un dosimètre, des instructions doivent être données pour maintenir l'exactitude spécifiée de toutes les indications dosimétriques fournies sur l'APPAREIL EM.

La conformité est vérifiée par examen des DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT.

203.5.2.4.5 Effets déterministes

Addition:

La conformité à l'alinéa b) est satisfaite en fournissant des informations dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT sur les CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT pour obtenir des niveaux de dose maximaux de 1 Gy $CTDI_{100}$ (périphérie) (voir 201.3.211) obtenus dans le FANTOME en 203.108 (FANTOME DE DOSIMETRIE).

203.5.2.4.6 RISQUE pour les OPERATEURS

Remplacement:

Le paragraphe 5.2.4.6 de la norme collatérale est remplacé par 203.13 (protection contre les RAYONNEMENTS PARASITES).

Paragraphe complémentaire.

203.5.2.4.101 Interaction des RAYONNEMENTS X du TOMODENSITOMETRE avec des dispositifs médicaux actifs

Les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT doivent contenir une notice d'avertissement concernant l'interaction néfaste potentielle des RAYONNEMENTS X du TOMODENSITOMETRE avec des dispositifs médicaux implantables actifs et des appareils médicaux actifs portés sur le corps et indiquant que le FABRICANT de tels dispositifs peut être contacté pour plus d'informations.

203.6 Gestion des RAYONNEMENTS

203.6.2 Déclenchement et arrêt de l'IRRADIATION

203.6.2.1 Déclenchement et arrêt normaux de l'IRRADIATION

Le paragraphe 6.2.1 de la norme collatérale ne s'applique pas.

NOTE Les exigences alternatives appropriées pour les TOMODENSITOMETRES sont données aux paragraphes 203.107 et 203.112.

203.6.2.2 Mesures de sécurité contre la défaillance de l'arrêt normal de l'IRRADIATION

Le paragraphe 6.2.2 de la norme collatérale ne s'applique pas.

NOTE Les exigences alternatives appropriées pour les TOMODENSITOMETRES sont données en 203.107 de la présente norme particulière.

203.6.3 Dose de RAYONNEMENT et QUALITE DE RAYONNEMENT

203.6.3.1 Réglage de la dose de RAYONNEMENT et de QUALITE DE RAYONNEMENT

Le paragraphe 6.3.1 de la norme collatérale ne s'applique pas.

NOTE Les exigences alternatives appropriées pour les TOMODENSITOMETRES sont données en 203.106.

203.6.3.2 Reproductibilité des caractéristiques de sortie du RAYONNEMENT

Remplacement:

Les caractéristiques de sortie du RAYONNEMENT doivent être mesurées en termes de $CTDI_{air libre}$ pour les sélections des HAUTES TENSIONS RADIOGENES (kV) à la collimation typique spécifiée en 203.109.2 de la présente norme particulière pour deux réglages du COURANT DANS LE TUBE RADIOGENE (mA) représentatifs des techniques typiques appliquées à la tête et au corps.

Pour $CTDI_{air libre}$, chaque valeur doit être à $\pm 10 \%$ de la moyenne d'un ensemble de 10 mesures.

203.6.4 Indication des états de fonctionnement

203.6.4.1 Indication de l'ENSEMBLE RADIOGENE A RAYONNEMENT X choisi

Le paragraphe 6.4.1 de la norme collatérale ne s'applique pas.

203.6.4.2 Indication de l'ETAT DE CHARGE

Remplacement:

En CONDITION NORMALE lorsque, et seulement lorsque le RAYONNEMENT est produit, une indication visible doit apparaître au POSTE DE COMMANDE depuis lequel le RAYONNEMENT X est activé, et sur ou à côté du portique. Les voyants situés sur ou à côté du portique doivent être visibles de tous les points extérieurs à l'ouverture de passage du PATIENT par lesquels il est possible d'introduire une partie quelconque du corps humain dans le FAISCEAU PRIMAIRE DU RAYONNEMENT.

L'ETAT EN CHARGE doit être indiqué par un voyant lumineux jaune; voir 201.7.8.1.

La conformité est vérifiée par examen et par les essais fonctionnels appropriés.

203.6.4.3 Indication des PARAMETRES DE CHARGE et des MODES DE FONCTIONNEMENT

Remplacement:

La conformité à ce paragraphe de la norme collatérale est obtenue par conformité aux paragraphes suivants de la présente norme particulière:

- *Indication visuelle;*
- *Affichage et enregistrement de $CTDI_{vol}$ et de DLP;*
- *Affichage post-exposition des CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT modifiées du TOMODENSITOMETRE;*
- *Précision des caractéristiques de sortie du RAYONNEMENT.*

203.6.5 SYSTEME DE COMMANDE AUTOMATIQUE

Remplacement:

La conformité au paragraphe 6.5 de la norme collatérale est obtenue par conformité au paragraphe 203.106.

203.6.6 Réduction du RAYONNEMENT diffusé

Addition:

Si les dispositifs ne sont pas amovibles, une description de son utilisation correcte n'est pas exigée.

203.6.7 Performances d'imagerie

203.6.7.2 Performance du système

Remplacement:

Les données de performance suivantes doivent être fournies dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT pour les CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT du TOMODENSITOMETRE utilisées pour fournir les informations exigées par 203.109.1 pour un TOMODENSITOMETRE destiné à des examens types de la tête et du corps, et pour les CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT supplémentaires exigées par l'IEC 61223-3-5.

Pour les TOMODENSITOMETRES destinés à la fois à l'imagerie de la tête et du corps, des informations de performances d'imagerie distinctes doivent être fournies pour chaque application:

- a) Une indication du BRUIT, du NOMBRE MOYEN DE TOMODENSITOMETRES, de l'UNIFORMITE, de la FONCTION DE TRANSFERT DE MODULATION et de l'ÉPAISSEUR DE COUPE TOMOGRAPHIQUE, conformément à l'IEC 61223-3-5.
- b) Une représentation graphique de la FONCTION DE TRANSFERT DE MODULATION pour le même traitement d'image et le même mode d'affichage que ceux utilisés dans l'indication du BRUIT et les CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT supplémentaires exigées par la IEC 61223-3-5.

NOTE Le profil de sensibilité de coupe est fourni selon 203.111.

La conformité est vérifiée par examen des DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT.

203.6.7.3 Valeur nominale du foyer

~~*Addition:*~~

~~*La conformité avec le deuxième alinéa est obtenue par la conformité à 203.6.7.2.*~~

Amendement:

L'exigence "et doivent être compatible avec chaque application dans le cadre de l'utilisation prévue" ne doit pas s'appliquer.

Remplacement de la déclaration de conformité:

La conformité est vérifiée par inspection des DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT.

203.6.7.4 DETECTEUR DE RAYONNEMENT OU RECEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE

Addition:

La conformité est obtenue par conformité à 203.6.7.2.

203.7 QUALITE DE RAYONNEMENT

203.7.1 COUCHES DE DEMI-TRANSMISSION et FILTRATION TOTALE dans les EQUIPEMENTS A RAYONNEMENT X

Addition:

La COUCHE DE DEMI-TRANSMISSION du système pour chaque filtre sélectionnable doit être fournie dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT à la valeur minimale, maximale et moyenne de la HAUTE TENSION RADIOGENE.

Pour les TOMODENSITOMETRES avec des FILTRES façonnés, les mesures de la QUALITE DE RAYONNEMENT doivent être réalisées à l'ISOCENTRE du système, au centre du PLAN TOMOGRAPHIQUE, et les valeurs doivent être fournies dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT.

Remplacement de la déclaration de conformité:

La conformité est vérifiée par examen des DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT et par l'essai décrit au 203.7.6.

203.7.2 Forme d'onde de la HAUTE TENSION RADIOGENE

Le paragraphe 7.2 de la norme collatérale ne s'applique pas.

203.7.3 Indication des propriétés du FILTRE

Remplacement:

Les propriétés du FILTRE doivent être indiquées comme suit:

- Les GAINES EQUIPEES doivent porter un marquage avec la FILTRATION DE QUALITE EQUIVALENTE à des matériaux inamovibles ou avec les épaisseurs des matériaux concernés, ainsi que leurs symboles chimiques;
- Pour tous les FILTRES ADDITIONNELS, les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT doivent indiquer la FILTRATION DE QUALITE EQUIVALENTE en épaisseur d'aluminium ou d'autres matériaux de référence convenables, avec la QUALITE DE RAYONNEMENT utilisée pour sa détermination.

EXEMPLE 0,3 mm Al 75 kV/HVL 2,7 mm Al.

- Les couches fixes de matériau dans le FAISCEAU DE RAYONNEMENT X touchant le PATIENT, autres que les FILTRES ADDITIONNELS et les matériaux inamovibles dans les GAINES EQUIPEES, doivent être repérées pour indiquer la FILTRATION DE QUALITE EQUIVALENTE en épaisseur d'aluminium avec la QUALITE DE RAYONNEMENT utilisée pour sa détermination. Le marquage peut être donné sous la forme d'une référence à une indication à ce sujet dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT. De telles couches n'ont pas besoin d'être marquées si elles ajoutent ensemble pas plus d'une FILTRATION DE QUALITE EQUIVALENTE de 0,2 mm Al et si elles ne sont pas destinées à être prises en compte comme une partie de la FILTRATION TOTALE exigée pour être conforme au 4^{ème} alinéa du paragraphe 7.1 de la norme collatérale.

La conformité est vérifiée par examen, si nécessaire, des GAINES EQUIPEES, des matériaux de filtrage et des FILTRES ADDITIONNELS et par examen des DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT.

203.7.4 Essai de FILTRATION par des matériaux inamovibles

Le paragraphe 7.4 de la norme collatérale ne s'applique pas.

203.7.5 Essai concernant les FILTRES ADDITIONNELS et les matériaux

Le paragraphe 7.5 de la norme collatérale ne s'applique pas.

203.7.6 Essai de la COUCHE DE DEMI-TRANSMISSION

Remplacement:

Au niveau de l'ISOCENTRE du système, mesurer la première COUCHE DE DEMI-TRANSMISSION en CONDITIONS DE FAISCEAU ETROIT pour toutes les valeurs sélectionnables de HAUTE TENSION RADIOGENE. S'il existe plus de trois valeurs sélectionnables de HAUTE TENSION RADIOGENE, la COUCHE DE DEMI-TRANSMISSION doit être mesurée au moins pour le minimum, le maximum et une valeur moyenne de la HAUTE TENSION RADIOGENE.

203.8 Limitation de l'étendue du FAISCEAU DE RAYONNEMENT X et relation entre FAISCEAU DE RAYONNEMENT X et SURFACE RECEPTRICE DE L'IMAGE

203.8.1 Généralités

Addition:

La conformité est obtenue par conformité aux paragraphes suivants de la présente norme particulière:

203.8.4 CONFINEMENT DU rayonnement extra-focal

203.113 EFFICACITE GEOMETRIQUE DANS LA DIRECTION Z

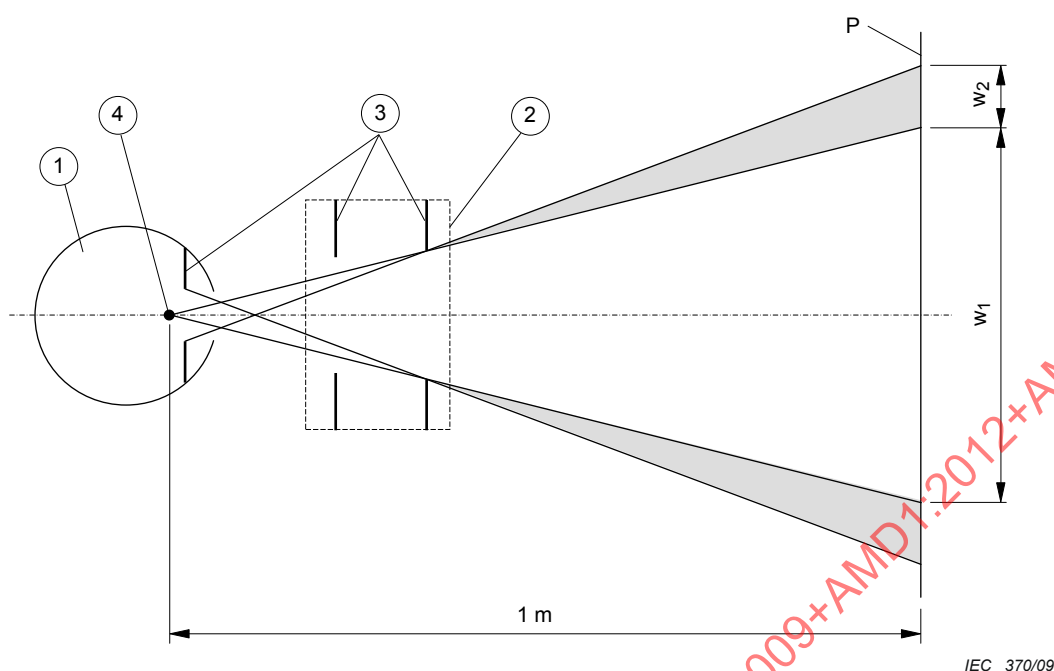
203.8.4 Confinement du RAYONNEMENT EXTRA-FOCAL

Remplacement:

Les ENSEMBLES RADIOGENES A RAYONNEMENT X doivent être construits de telle sorte que la zone d'intersection de toutes les lignes droites qui passent à travers toutes les FENETRES de l'ENSEMBLE RADIOGENE A RAYONNEMENT X, avec un plan perpendiculaire à l'AXE DE REFERENCE à 1 m du FOYER, ne dépasse pas plus de 15 cm à l'extérieur des limites du plus grand CHAMP DE RAYONNEMENT X qui peut être choisi.

Cette exigence doit s'appliquer à la collimation dans la direction z uniquement.

La conformité est vérifiée par examen géométrique/graphique de la documentation de conception. Sur la Figure 201.102, w_1 représente la largeur du plus grand CHAMP DE RAYONNEMENT X qui peut être choisi dans un plan P, qui est perpendiculaire à l'AXE DE REFERENCE à 1 m du FOYER. La zone d'intersection avec le plan P de toutes les lignes droites passant à travers toutes les FENETRES se prolonge au-delà de w_1 par la distance w_2 . La partie grisée de cette zone est une région dans laquelle le RAYONNEMENT EXTRA-FOCAL peut se prolonger au-delà du plus grand CHAMP DE RAYONNEMENT X. La conformité est obtenue si w_2 ne dépasse pas 15 cm.



- 1 Gaine
- 2 Limiteur de faisceau
- 3 FENETRES
- 4 FOYER

Figure 203.101 – Zone de RAYONNEMENT extra-focal

En variante, d'autres mesures peuvent être utilisées dans la conception pour réduire suffisamment le rayonnement extra-focal.

Cette exigence doit s'appliquer à la collimation dans la direction z uniquement.

La conformité est vérifiée par examen de la documentation de conception.

203.8.5 Relation entre CHAMP DE RAYONNEMENT X et SURFACE RECEPTRICE DE L'IMAGE

Le paragraphe 8.5 de la norme collatérale ne s'applique pas.

NOTE Les exigences correspondantes appropriées pour les TOMODENSITOMETRES sont données aux paragraphes 203.111, 203.113 et 203.115.

203.9 DISTANCE FOYER-PEAU

Remplacement:

LES TOMODENSITOMETRES doivent être construits de telle sorte que la DISTANCE FOYER-PEAU minimale soit d'au moins 15 cm.

La conformité est vérifiée par examen.

203.10 ATTENUATION du FAISCEAU DE RAYONNEMENT X entre le PATIENT et le RECEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE

L'Article 10 de la norme collatérale ~~ne~~ s'applique ~~pas~~ avec l'exception suivante:

203.10.2 Informations dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT

Le paragraphe 10.2 de la norme collatérale ne s'applique pas.

203.11 Protection contre le RAYONNEMENT RESIDUEL

Remplacement:

Le blindage du rayonnement primaire est acceptable si les valeurs du rayonnement parasite, tel que décrit en 203.13.2, pour les deux emplacements sur le tracé horizontal qui sont dans le PLAN TOMOGRAPHIQUE et les plus proches du portique, sont inférieures à 25 % des valeurs qui ont été mesurées sur l'axe de rotation, au-dessus du support du patient, aux mêmes distances de l'ISOCENTRE.

La conformité est vérifiée par examen des DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT.

203.12 Protection contre le RAYONNEMENT DE FUITE

203.12.1 Généralités

Remplacement:

Les EQUIPEMENTS A RAYONNEMENT X doivent incorporer des mesures appropriées pour protéger le PATIENT, l'OPERATEUR et le personnel contre les RAYONNEMENTS DE FUITE.

La conformité à 203.13 et à 12.4 de l'IEC 60601-1-3 est suffisante pour démontrer la conformité aux exigences de l'article ci-dessus.

203.12.3 Indication des conditions d'APPLICATION DE CHARGE de référence

Remplacement:

Les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT de toutes les GAINES EQUIPEES et de tous les ENSEMBLES RADIOGENES A RAYONNEMENT X doivent indiquer les valeurs des CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT du TOMODENSITOMETRE qui correspondraient, si elles étaient appliquées à la HAUTE TENSION NOMINALE, à la PUISSANCE ANODIQUE CONTINUE.

La conformité est vérifiée par examen des DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT.

203.13 Protection contre les RAYONNEMENTS PARASITES

Remplacement:

203.13.1 Généralités

Les mesures de RAYONNEMENT PARASITE doivent être effectuées avec les CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT DES TOMODENSITOMETRES donnant la dose maximale de RAYONNEMENT PARASITE par PRODUIT COURANT-TEMPS. Il convient que ces CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT incluent au moins la HAUTE TENSION RADIOGENE la plus élevée qui peut être choisie.

Un FANTOME cylindrique fait d'une SUBSTANCE EQUIVALENTE AU TISSU (eau ou PMMA par exemple), d'un diamètre de 320 mm doit être utilisé pour les mesures. Sa longueur minimale doit être la valeur la plus élevée de $N \times T + 100$ mm ou 140 mm. Sa longueur maximale doit être de $N \times T + 200$ mm. Il doit être positionné au centre de rotation du TOMODENSITOMETRE. Le FANTOME doit être centré sur le PLAN TOMOGRAPHIQUE. Il est possible de faire la moyenne des résultats des mesures sur un volume ~~de 500 cm³~~, dont aucune dimension linéaire principale ne dépasse 200 mm.

203.13.2 Indications dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT

Les données de RAYONNEMENT PARASITE doivent être mesurées dans les plans horizontal et vertical qui incluent l'axe de rotation du TOMODENSITOMETRE. Pour chaque plan, la région de mesure doit être un rectangle défini comme suit:

Pour le plan horizontal, le côté parallèle à l'axe de rotation est long d'au moins 3 m, son centre se trouvant à la position du plan de balayage, et il se prolonge autant que nécessaire pour inclure le support du PATIENT; le côté perpendiculaire à l'axe de rotation est long d'au moins 3 m, son centre se trouvant à la position de l'axe de rotation.

Pour le plan vertical, le côté parallèle à l'axe de rotation est long d'au moins 3 m, son centre se trouvant à la position du plan de balayage, et il se prolonge autant que nécessaire pour inclure le support du PATIENT; le côté perpendiculaire à l'axe de rotation doit se prolonger d'au moins 0,5 m en dessous et 1,5 m au-dessus de la position de l'axe de rotation.

La Figure 203.102 illustre la configuration dans laquelle le SUPPORT DU PATIENT ne s'étend pas au delà de la dimension minimale de 3 m.

Des mesures doivent être fournies au moins tous les 50 cm dans les deux sens. Les informations concernant le FANTOME et les résultats de mesure doivent être fournies dans les instructions d'utilisation.

L'unité de mesure doit être le KERMA DANS L'AIR par le PRODUIT COURANT-TEMPS (mAs) appliqué au TUBE RADIOGENE en UTILISATION NORMALE.

La conformité est vérifiée par examen des DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT.

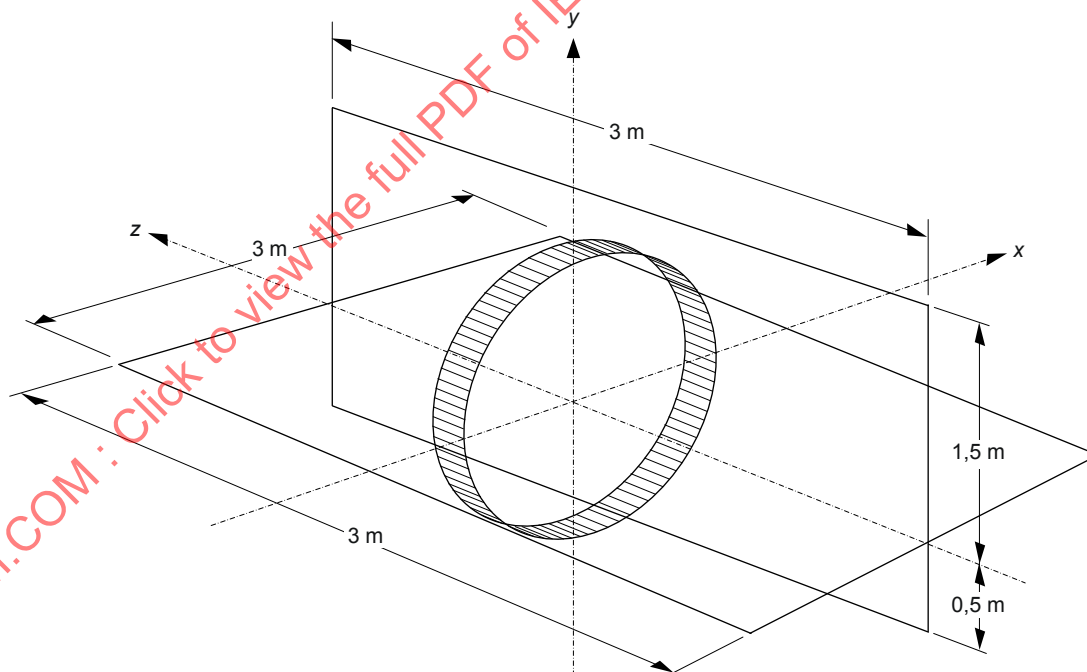


Figure 203.102 – Dimensions minimales pour la mesure des RAYONNEMENTS PARASITES

203.101 Arrêt d'urgence du RAYONNEMENT X

Un dispositif immédiatement identifiable et accessible doit être installé, permettant de couper d'urgence tout réseau d'alimentation pour arrêter l'APPLICATION D'UNE CHARGE. Le dispositif doit être installé dans des circuits câblés et situés sur ou à proximité du support du PATIENT ou du portique, et également sur ou à proximité du POSTE DE COMMANDE depuis lequel le RAYONNEMENT X est activé.

L'APPLICATION DE LA CHARGE doit être arrêtée en l'espace de 0,5 s après l'activation de l'arrêt d'urgence.

Lors de l'activation de l'arrêt d'urgence, les MOUVEMENTS MOTORISES doivent être arrêtés conformément à 201.9.2.4.101.

L'arrêt du MOUVEMENT MOTORISE et l'arrêt de l'APPLICATION DE LA CHARGE doivent être réalisés par le même bouton d'arrêt d'urgence.

La conformité est vérifiée par les essais fonctionnels appropriés.

203.102 Indication visuelle

~~Les CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT du TOMODENSITOMETRE à employer au cours d'une série de balayages doivent être indiquées avant le début de la série de balayages. Pour toute CONDITION DE FONCTIONNEMENT du TOMODENSITOMETRE qui varie au cours de la série de balayages, la valeur à indiquer pour cette CONDITION DE FONCTIONNEMENT doit être la moyenne pondérée dans le temps prévue de la série de balayages. Sur les APPAREILS EM dont l'ensemble ou certaines de ces CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT du TOMODENSITOMETRE ont des valeurs fixes, cette exigence peut être satisfaite au moyen de marquages permanents. L'indication des CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT du TOMODENSITOMETRE doit être visible de toutes les positions depuis lesquelles l'ETAT PRET est possible.~~

Avant le début de la série de balayages, les CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT DU TOMODENSITOMETRE sélectionnées par l'utilisateur à employer pendant une série de balayages doivent être indiquées sur le POSTE DE COMMANDE à partir duquel l'ETAT PRET peut être initié.

Sur les APPAREILS EM dont l'ensemble ou certaines de ces CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT DU TOMODENSITOMETRE ont des valeurs fixes, cette exigence peut être satisfaite au moyen de marquages permanents.

Pour des balayages dans lesquels le COURANT DU TUBE varie, l'indication de la moyenne pondérée dans le temps prévue au cours de la série de balayages doit être disponible avant l'initiation des balayages.

La conformité est vérifiée par les essais fonctionnels appropriés.

203.103 Indication de l'état prêt fonctionnel

Une indication visible doit être fournie sur chaque POSTE DE COMMANDE, indiquant l'état où une activation supplémentaire de commande de ce POSTE DE COMMANDE déclenche l'APPLICATION D'UNE CHARGE à partir du TUBE RADIOGENE.

Si cet état est indiqué au moyen d'un voyant lumineux à fonction unique, la couleur verte doit être utilisée, conformément à 201.7.8.1 de la présente norme particulière.

Il doit être fourni un moyen de raccordement qui permette l'indication de cet état à distance à partir de chaque POSTE DE COMMANDE. Cette exigence ne s'applique pas à un APPAREIL EM MOBILE.

La conformité est vérifiée par examen et par les essais fonctionnels appropriés.

203.104 Connexion des VERROUILLAGES externes

Les TOMODENSITOMETRES doivent être équipés de connexions pour les VERROUILLAGES externes qui peuvent être positionnées à distance du TOMODENSITOMETRE et peuvent provoquer l'arrêt d'émissions de RAYONNEMENTS X du GROUPE RADIOGENE et peuvent empêcher le GROUPE RADIOGENE de commencer à émettre un RAYONNEMENT X.

NOTE Au vu de la nature des procédures de diagnostic et d'intervention sur un TOMODENSITOMETRE, le patient ainsi que l'opérateur seront dans pratiquement tous les cas exposés à une dose considérablement supérieure si les verrouillages externes sont activés au cours d'une exposition, étant donné que l'examen radiologique peut devoir être répété. De même, l'interruption d'une procédure d'intervention peut provoquer un risque supplémentaire pour le patient. De ce fait, il est recommandé de n'utiliser de tels VERROUILLAGES que lorsque c'est nécessaire, par exemple, lorsque d'autres réglementations l'exigent.

La conformité est vérifiée par examen et par les essais fonctionnels appropriés.

203.105 Verrouillage de mode de CHARGEMENT

Chaque APPAREIL EM MOBILE possédant une batterie incorporée doit être équipé d'une installation par laquelle les mouvements motorisés et la production de RAYONNEMENTS X par des personnes non autorisées peuvent être évités. De tels moyens peuvent permettre le chargement des batteries.

NOTE Comme exemple de dispositifs adaptés pour la conformité à cette exigence, on peut citer la mise en place d'un commutateur à clé disposé de sorte que les mouvements motorisés et la production de RAYONNEMENTS X soient possibles uniquement lorsque la clé est présente, mais la charge de batterie est également possible en l'absence de clé.

La conformité est vérifiée par examen.

203.106 Contrôle des caractéristiques de sortie du RAYONNEMENT

Des dispositifs doivent être installés pour limiter la fourniture d'énergie par l'utilisation de combinaisons fixes ou présélectionnées de PARAMETRES DE CHARGE adaptés et de MODES DE FONCTIONNEMENT.

Un dispositif doit être installé, qui permette à l'OPERATEUR d'arrêter à tout moment l'APPLICATION D'UNE CHARGE au cours d'un balayage ou d'une série de balayages sous contrôle de l'APPAREIL A RAYONNEMENT X, d'une durée supérieure à 0,5 s. Toutefois, des dispositifs peuvent être fournis pour acquérir jusqu'à une rotation supplémentaire de la source de rayonnement X. Toute commande par laquelle peut être déclenché le CHARGEMENT d'un TUBE RADIOGENE doit être protégée de telle sorte qu'une manœuvre involontaire ne soit pas susceptible de se produire. Une protection adéquate peut être réalisée par une variété de moyens comprenant au moins le placement, les commandes encastrées, les couvercles, ou un intervalle défini pour l'activation.

Sur chaque TOMODENSITOMETRE, la COMMANDE AUTOMATIQUE D'EXPOSITION (AEC, AUTOMATIC EXPOSURE CONTROL) doit être prévue comme un (des) MODE(S) DE FONCTIONNEMENT constituant une alternative à la sélection manuelle des CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT du TOMODENSITOMETRE.

NOTE 1 Chacune des technologies suivantes donne un exemple d'un type de COMMANDE AUTOMATIQUE D'EXPOSITION dans les TOMODENSITOMETRES. La liste est illustrative, non exhaustive, et n'exclut pas d'autres technologies de COMMANDES AUTOMATIQUES D'EXPOSITION:

Commande d'exposition de flux constant	Système de COMMANDE AUTOMATIQUE D'EXPOSITION qui détermine le flux de rayonnement X constant optimal à utiliser sur une séquence de balayage complète.
Commande d'exposition en fonction de l'angle	Système de COMMANDE AUTOMATIQUE D'EXPOSITION qui ajuste le flux de rayonnement X incident en fonction de l'angle de projection (plan XY).

Commande d'exposition de l'axe Z	Système de COMMANDE AUTOMATIQUE D'EXPOSITION qui ajuste le flux de rayonnement X incident le long de l'axe Z.
Commande d'exposition XYZ	Système de COMMANDE AUTOMATIQUE D'EXPOSITION qui ajuste le flux de rayonnement X incident dans le plan XY ainsi que le long de l'axe Z.
Commande d'exposition synchronisée	Système de COMMANDE AUTOMATIQUE D'EXPOSITION qui ajuste le flux de rayonnement X incident en fonction d'une entrée de synchronisation, par exemple dans les procédures respiratoires, cardiaques et liées.

NOTE 2 Cette exigence n'exclut pas une sélection manuelle des modes particuliers de fonctionnement de la COMMANDE AUTOMATIQUE D'EXPOSITION ni des données d'entrée utilisateur exigées pour le fonctionnement de ces modes de COMMANDE AUTOMATIQUE D'EXPOSITION.

Le FABRICANT doit fournir des informations sur la(les) COMMANDE(S) AUTOMATIQUE(S) D'EXPOSITION dans les instructions d'utilisation.

Des informations supplémentaires concernant les spécifications de performance de la (des) COMMANDE(S) AUTOMATIQUE(S) D'EXPOSITION doivent être fournies dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT.

La conformité est vérifiée par examen des DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT.

203.107 Mesures de sécurité contre les RAYONNEMENTS X excessifs

- Un dispositif doit être installé, qui permette d'arrêter automatiquement l'APPLICATION D'UNE CHARGE par mise hors tension de la SOURCE DE RAYONNEMENT ou par obturation du FAISCEAU DE RAYONNEMENT X en cas de défaillance de la minuterie. Cet arrêt doit se produire dans un délai limitant le temps total de balayage à au plus 110 % de sa valeur préréglée ou un tour supplémentaire de l'ENSEMBLE RADIOGENE A RAYONNEMENT X, au moindre des deux termes, par l'emploi soit d'une minuterie de secours, soit de dispositifs contrôlant le fonctionnement de l'APPAREIL EM. Il n'est pas nécessaire que le délai soit inférieur à 0,1s.
- Un dispositif doit être installé, qui permette d'arrêter automatiquement l'APPLICATION D'UNE CHARGE par mise hors tension de la SOURCE DE RAYONNEMENT ou par obturation du FAISCEAU DE RAYONNEMENT X en cas de défaillance de l'APPAREIL EM affectant la collecte de données. Cet arrêt doit se produire au plus une seconde après une telle défaillance.
- Un dispositif doit être installé, qui permette à l'OPERATEUR d'arrêter à tout moment l'APPLICATION D'UNE CHARGE au cours d'un balayage ou d'une série de balayages sous contrôle de l'APPAREIL A RAYONNEMENT X, d'une durée supérieure à 0,5 s.
- Après un arrêt de l'APPLICATION D'UNE CHARGE dans des circonstances traitées en a), b) ou c) ci-dessus, une indication visible de l'arrêt doit être fournie à l'OPERATEUR et une réinitialisation manuelle des CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT du TOMODENSITOMETRE doit être nécessaire pour pouvoir entamer un autre balayage.
- Si plus d'un balayage est programmé dans le même PLAN TOMOGRAPHIQUE, l'OPERATEUR doit être averti sur sa console de la sélection de ce mode, et il doit confirmer ce choix avant de débiter la série de balayages.
- A l'exception des données stockées dans des mémoires tampons volatiles, toute donnée, acquise avant l'arrêt de l'APPLICATION D'UNE CHARGE d'une série de balayages hélicoïdaux, doit être disponible pour reconstituer l'image, quelle que soit la cause de l'arrêt.
- Des moyens doivent être prévus pour permettre éventuellement aux utilisateurs d'introduire et de sauvegarder une VALEUR DE NOTIFICATION DE DOSE en termes de $CTDI_{vol}$, de $CTDI_{vol}$ par seconde, de DLP et/ou de DLP par seconde en tant que partie de chaque ELEMENT DU PROTOCOLE. Lorsqu'un ELEMENT DU PROTOCOLE est confirmé, le TOMODENSITOMETRE doit afficher une indication sur le POSTE DE COMMANDE si l'une quelconque des valeurs d'indice de dose estimé dépasse la VALEUR DE NOTIFICATION DE DOSE correspondante. Une action de l'OPERATEUR doit être requise pour confirmer cette indication avant de poursuivre. Des moyens doivent être prévus pour permettre à l'OPERATEUR d'introduire des commentaires relatifs au dépassement.

Lorsqu'un balayage qui dépasse une VALEUR DE NOTIFICATION DE DOSE est effectué, le système doit enregistrer la date et l'heure, un identifiant unique pour l'EXAMEN TOMODENSITOMETRIQUE et l'ELEMENT DU PROTOCOLE, les VALEURS DE NOTIFICATION DE DOSE qui ont été dépassées à la confirmation du pré-balayage, les valeurs d'indice de dose correspondantes qui ont déclenché l'indication, et des commentaires, le cas échéant. Cet enregistrement doit être mis à la disposition de l'utilisateur.

Des moyens doivent être prévus pour générer une liste de tous les ELEMENTS DU PROTOCOLE avec leurs VALEURS DE NOTIFICATION DE DOSE correspondantes. Si la VALEUR DE NOTIFICATION DE DOSE n'est pas établie pour un ELEMENT DU PROTOCOLE particulier, la liste doit indiquer cet état.

- h) Des moyens doivent être prévus pour permettre éventuellement aux utilisateurs d'introduire et de sauvegarder au moins une VALEUR D'ALERTE DE DOSE en termes de $CTDI_{vol}$, et/ou un DLP . Pour chaque EXAMEN TOMODENSITOMETRIQUE, le système doit, pour chaque position sur l'axe z, accumuler les valeurs de $CTDI_{vol}$ et doit accumuler le DLP total au fur et à mesure de la progression de l'EXAMEN TOMODENSITOMETRIQUE. Le système peut régler les $CTDI_{vol}$ accumulés à zéro lorsque le système de coordonnées du PATIENT se décale, par exemple lorsque le PATIENT change de position sur le SUPPORT DU PATIENT. Lorsqu'un ELEMENT DU PROTOCOLE est confirmé, le TOMODENSITOMETRE doit afficher une alerte sur le POSTE DE COMMANDE si le $CTDI_{vol}$ accumulé ou le DLP accumulé, en plus des valeurs correspondantes estimées pour les ELEMENTS DU PROTOCOLE confirmés, dépasse la VALEUR D'ALERTE DE DOSE correspondante. Il doit être exigé de l'OPERATEUR qu'il confirme cette alerte et qu'il introduise son nom avant de continuer. Des moyens doivent être prévus pour permettre à l'OPERATEUR d'introduire des commentaires relatifs au dépassement.

Le système doit également prévoir une possibilité de protection par mot de passe qui empêche de procéder au balayage à moins d'introduction du mot de passe correct. L'activation de la possibilité de protection par mot de passe peut être configurable.

Lorsqu'un balayage qui dépasse une VALEUR D'ALERTE DE DOSE est effectué, le système doit enregistrer la date et l'heure, le nom de l'OPERATEUR, un identifiant unique pour l'EXAMEN TOMODENSITOMETRIQUE, les VALEURS D'ALERTE DE DOSE qui ont été dépassées, les valeurs d'indice de dose correspondantes qui ont déclenché l'alerte, et tout commentaire, le cas échéant. Cet enregistrement doit être disponible pour l'OPERATEUR.

On ne doit pas autoriser que la VALEUR D'ALERTE DE DOSE pour le $CTDI_{vol}$ dépasse 2 Gy.

Des moyens doivent être prévus pour générer une liste de toutes les VALEURS D'ALERTE DE DOSE. Si l'une quelconque des VALEURS D'ALERTE DE DOSE n'a pas été réglée, la liste doit indiquer cet état.

La vérification est effectuée par examen ou par des essais.

203.108 FANTOME de dosimétrie

Le FANTOME de dosimétrie doit être constitué d'un cylindre en PMMA de densité $1,19 \pm 0,01 \text{ g/cm}^3$, d'un diamètre de 160 mm pour ~~les techniques appliquées à la tête et de 320 mm pour les techniques appliquées au corps~~ tous les ELEMENTS DU PROTOCOLE appliqués à la tête et de 320 mm pour tous les ELEMENTS DU PROTOCOLE appliqués au corps. La longueur du FANTOME doit être d'au moins 140 mm. Le FANTOME doit être d'une longueur supérieure à celle du volume sensible DU DETECTEUR DE RAYONNEMENT utilisé pour les mesures. Le FANTOME doit comporter des trous juste assez grands pour recevoir le DETECTEUR DE RAYONNEMENT. Ces trous doivent être parallèles à l'axe de symétrie du FANTOME, et leurs centres doivent se trouver au centre et à 10 mm sous la surface du FANTOME, à intervalles de 90° .

Les trous inutilisés pendant une mesure doivent être garnis d'inserts bien ajustés, faits de la même matière que le FANTOME.

203.109 Indications de dose

203.109.1 $CTDI_{100}$

Les informations de dose ci-après doivent être obtenues au moyen du FANTOME de dosimétrie pour TOMODENSITOMETRIE. Pour les TOMODENSITOMETRES, des informations de dose distinctes doivent être fournies pour chaque application (par exemple, tête, corps, cœur, etc) dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT. Toutes les mesures de dose doivent être effectuées avec le FANTOME spécifié en 203.108, placé sur le support de PATIENT, en l'absence de tout matériau atténuateur supplémentaire. Le FANTOME de dosimétrie adapté à l'application doit être centré dans le champ balayé et sur l'axe de rotation du TOMODENSITOMETRE.

Les informations ci-après doivent être fournies dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT pour chaque application.

- a) Le $CTDI_{100}$ et les CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT du TOMODENSITOMETRE correspondantes pour les emplacements suivants dans le FANTOME de dosimétrie spécifié en 203.108. Les CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT du TOMODENSITOMETRE doivent être les valeurs typiques suggérées par le FABRICANT.
 - 1) Le long de l'axe de rotation du FANTOME ($CTDI_{100(\text{centre})}$).
 - 2) Le long d'une ligne parallèle à l'axe de rotation et à une profondeur de 10 mm sous la surface du FANTOME, ce dernier étant positionné de telle sorte que le $CTDI_{100}$ soit le plus élevé que l'on puisse atteindre à cette profondeur.
 - 3) Le long d'une ligne parallèle à l'axe de rotation et à une profondeur de 10 mm sous la surface du FANTOME, à des angles de 90°, 180° et 270° par rapport à la position du point a) 2) de ce paragraphe. Le FABRICANT doit indiquer la position à laquelle le $CTDI_{100}$ est maximal, tel que spécifié au point a) 2) de ce paragraphe, par rapport au portique ou à une autre partie facilement identifiable du TOMODENSITOMETRE, de façon à permettre la mise en place du FANTOME de dosimétrie dans cette orientation.
 - 4) $CTDI_{100(\text{périphérie})}$ comme la moyenne des quatre valeurs de $CTDI_{100}$ mesurée à la périphérie du FANTOME de dosimétrie, conformément à 203.109.1 a) 2) et 3) ci-dessus.
- b) Le $CTDI_{100}$ de la position centrale du FANTOME de dosimétrie pour chaque CONDITION DE FONCTIONNEMENT du TOMODENSITOMETRE sélectionnable, en faisant varier la valeur de $CTDI_{100(\text{centre})}$. Ce $CTDI_{100(\text{centre})}$ doit être présenté sous la forme d'une valeur rapportée au $CTDI_{100}$ à l'emplacement central du FANTOME de dosimétrie, tel que décrit au point a) de ce paragraphe, ce dernier ayant une valeur de 1. Lorsqu'une seule CONDITION DE FONCTIONNEMENT du TOMODENSITOMETRE est modifiée, toutes les autres CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT du TOMODENSITOMETRE indépendantes doivent être maintenues aux valeurs typiques décrites au point a) de ce paragraphe. Ces données doivent couvrir la plage de chacune des CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT du TOMODENSITOMETRE déclarées comme adéquates par le FABRICANT. S'il existe plus de trois sélections pour une CONDITION DE FONCTIONNEMENT du TOMODENSITOMETRE, le $CTDI_{100}$ normalisé doit être fourni au moins pour le minimum, le maximum et une valeur moyenne de la CONDITION DE FONCTIONNEMENT du TOMODENSITOMETRE.
- c) La moyenne de $CTDI_{100(\text{périphérie})}$ pour chaque CONDITION DE FONCTIONNEMENT du TOMODENSITOMETRE qui fait varier cette valeur moyenne de $CTDI_{100(\text{périphérie})}$. Cette moyenne de $CTDI_{100(\text{périphérie})}$ doit être présentée sous la forme d'une valeur rapportée à la moyenne du $CTDI_{100(\text{périphérie})}$, tel que décrit au point a) de ce paragraphe, cette dernière ayant une valeur de 1. Lorsqu'une seule CONDITION DE FONCTIONNEMENT du TOMODENSITOMETRE est modifiée, toutes les autres CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT du TOMODENSITOMETRE indépendantes doivent être maintenues aux valeurs typiques décrites au point a) de ce paragraphe. Ces données doivent couvrir la plage de chacune des CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT du TOMODENSITOMETRE déclarées comme adéquates par le FABRICANT. S'il existe plus de trois sélections pour une CONDITION DE FONCTIONNEMENT du TOMODENSITOMETRE, la moyenne du $CTDI_{100(\text{périphérie})}$ normalisée doit être fournie au moins pour le minimum, le maximum et une valeur moyenne de la CONDITION DE FONCTIONNEMENT du TOMODENSITOMETRE.
- d) Une déclaration de l'écart maximal par rapport aux valeurs données pour les points a), b) et c). L'écart par rapport à ces valeurs ne doit pas dépasser ces limites.

La conformité est vérifiée par examen des DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT et par l'examen résultats des essais des FABRICANTS.

203.109.2 $CTDI_{\text{air libre}}$

$CTDI_{\text{air libre}}$ et les CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT correspondantes du TOMODENSITOMETRE doivent être fournis dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT. $CTDI_{\text{air libre}}$ doit être mesuré ~~avec une chambre d'ionisation de 100 mm de long alignée~~ le long de l'axe z à l'ISOCENTRE du TOMODENSITOMETRE en l'absence de tout FANTOME DE DOSIMETRIE et de tout support du PATIENT.

Une déclaration de l'écart maximal par rapport aux valeurs doit être donnée. L'écart par rapport à ces valeurs ne doit pas dépasser ces limites.

Les données suivantes doivent être incluses dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT:

- $CTDI_{\text{air libre}}$ à toutes les collimations nominales du faisceau (toutes les autres CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT du TOMODENSITOMETRE indépendantes doivent être maintenues aux conditions de fonctionnement types pour le corps, voir le Tableau 203.102 ci-dessous);
- $CTDI_{\text{air libre}}$ à tous les réglages kVp (toutes les autres CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT du TOMODENSITOMETRE indépendantes doivent être maintenues aux conditions de fonctionnement types pour le corps, voir le Tableau 203.101 ci-dessous);
- $CTDI_{\text{air libre}}$ aux conditions de fonctionnement types pour la tête;
- $CTDI_{\text{air libre}}$ aux conditions de fonctionnement types pour chaque filtre façonné ou plat supplémentaire.

NOTE 1 La collimation nominale du faisceau est égale à $N \times T$, où N est le nombre de COUPES TOMOGRAPHIQUES produites au cours d'un balayage axial unique, et T est l'ÉPAISSEUR NOMINALE DE COUPE TOMOGRAPHIQUE.

NOTE 2 Une seule mesure est requise pour tout produit donné ($N \times T$).

NOTE 3 Une méthode alternative pour mesurer le $CTDI$ ($CTDI_{100}$ ou $CTDI_{\text{air libre}}$) est fondée sur la mesure du PROFIL DE DOSE et l'intégration du profil sur la plage souhaitée. Le profil de dose peut être mesuré avec un DETECTEUR DE RAYONNEMENT qui satisfait à l'IEC 61674, par exemple avec un petit dosimètre.

Tableau 203.101 – Modèle d'essai pour $CTDI_{\text{air libre}}$

		Variation de la collimation nominale du faisceau (produit de N et T)				
		Collimation 1	Collimation 2	Collimation 3	Collimation 4 (type)	Collimation 5
Variation de kV	kV 1				Y	
	kV 2 (type)	Y	Y	Y	Y	Y
	kV 3				Y	

La conformité est vérifiée par examen des DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT et par l'examen résultats des essais des FABRICANTS.

203.110 Détermination du PROFIL DE DOSE

Une représentation graphique du PROFIL DE DOSE le long d'une ligne z perpendiculaire au PLAN TOMOGRAPHIQUE et centrée sur l'ISOCENTRE, déterminée à l'air libre pour un balayage axial, au centre du FANTOME de dosimétrie de tête et au centre du FANTOME de dosimétrie de corps, doit être fournie dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT pour chaque valeur sélectionnable de $N \times T$. S'il existe plus de trois valeurs différentes de $N \times T$, ces informations doivent être fournies au moins pour le minimum, le maximum et une valeur moyenne. ~~Le PROFIL DE DOSE doit être présenté sur le même graphique et à la même échelle que le PROFIL DE SENSIBILITE correspondant exigé en 203.111.~~ Pour les TOMODENSITOMETRES équipés d'une seule rangée de détecteurs le long de l'axe z, le PROFIL DE DOSE doit être présenté sur le même graphique

et à la même échelle que le PROFIL DE SENSIBILITE correspondant requis en 203.111. Pour les TOMODENSITOMETRES équipés de multiples rangées de détecteurs le long de l'axe z, deux segments de ligne verticale séparés par la largeur $N \times T$ doivent être présentés sur le même graphique centré à l'intérieur du PROFIL DE DOSE.

La représentation graphique doit couvrir une plage le long de la direction z qui s'étend jusqu'à au moins la largeur au dixième du profil de dose.

La conformité est vérifiée par examen des DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT.

203.111 Détermination du PROFIL DE SENSIBILITE

~~Une représentation graphique du PROFIL DE SENSIBILITE à l'emplacement correspondant au centre du FANTOME de dosimétrie doit être fournie dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT pour chaque PROFIL DE DOSE donné, conformément à 203.110. Les PROFILS DE SENSIBILITE fournis doivent inclure les valeurs minimale, maximale et moyenne de l'EPAISSEUR NOMINALE DE COUPE TOMOGRAPHIQUE, avec une représentation graphique du PROFIL DE SENSIBILITE pour chaque PROFIL DE DOSE.~~

Une représentation graphique du PROFIL DE SENSIBILITE associé doit être fournie dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT comme suit:

- Un PROFIL DE SENSIBILITE pour chaque EPAISSEUR NOMINALE DE COUPE TOMOGRAPHIQUE axiale doit être tracé. S'il existe plus de trois EPAISSEURS NOMINALES DE COUPE TOMOGRAPHIQUE, tracer le PROFIL DE SENSIBILITE au moins pour le minimum, le maximum et une valeur moyenne.
- Pour les TOMODENSITOMETRES équipés d'une seule rangée de détecteurs le long de l'axe z, le PROFIL DE SENSIBILITE associé à la configuration T doit être présenté sur le même graphique, placé à peu près au même endroit central, à la même échelle que celle du PROFIL DE DOSE correspondant requis en 203.110 pour le FANTOME de dosimétrie appliqué à la tête et pour le FANTOME de dosimétrie appliqué au corps.

La conformité est vérifiée par ~~examen~~ inspection des DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT.

203.112 Affichage et enregistrement de $CTDI_{vol}$ et de DLP

~~Les valeurs de $CTDI_{vol}$ exprimées en mGy et de DLP exprimées en mGy-cm, ces deux grandeurs indiquant le type d'examen sélectionné, tête ou corps, et indiquant les CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT DU TOMODENSITOMETRE, doivent s'afficher sur le POSTE DE COMMANDE avant le début d'une séquence de balayage. De plus, le type de FANTOME indiquant le diamètre sur lequel les valeurs de $CTDI_{vol}$ sont fondées, doit également être affiché.~~

~~Si l'un des paramètres de charge varie au cours d'une séquence de balayage, les valeurs attendues, correspondantes de $CTDI_{vol}$ et DLP doivent être affichées avant l'exposition. Chaque valeur doit représenter une moyenne pondérée dans le temps anticipée au cours d'un balayage hélicoïdal ou d'une série de balayages axiaux.~~

~~Pour le balayage sans mouvement préprogrammé du support du PATIENT, n est égal au nombre maximal de rotations préprogrammées, en calculant $CTDI_{vol}$ selon 201.3.212 c) pour l'affichage. Si le nombre de rotations n'est pas préprogrammé, le $CTDI_{vol}$ par seconde doit être affiché et exprimé en mGy/s et le $CTDI_{vol}$ accumulé doit être affiché et exprimé en mGy au cours d'un examen.~~

~~A la suite d'une séquence de balayage, les valeurs moyennes réelles de $CTDI_{vol}$ et de DLP doivent être affichées sur le POSTE DE COMMANDE, où ces valeurs sont calculées comme des moyennes pondérées dans le temps au cours de la séquence de balayage.~~

~~De plus, le type de FANTOME sur lequel les valeurs de $CTDI_{vol}$ sont fondées doit également être affiché.~~

~~Les valeurs moyennes réelles de $CTDI_{vol}$ et de DLP ainsi que le type de FANTOME doivent être enregistrés conformément aux modèles de rapport structuré de dose de RAYONNEMENT CT DICOM (SR) de l'ISO 12052.~~

~~NOTE Le $CTDI_{vol}$ et le DLP affichés fournis par le FABRICANT peuvent être une valeur représentative pour ce modèle et non pas la valeur mesurée sur le TOMODENSITOMETRE concerné.~~

Les valeurs de $CTDI_{vol}$ exprimées en mGy et de DLP exprimées en mGy·cm, ces deux grandeurs indiquant l'ELEMENT DU PROTOCOLE sélectionné, doivent s'afficher sur le POSTE DE COMMANDE avant le début d'une séquence de balayage. De plus, le diamètre du FANTOME sur lequel les valeurs de $CTDI_{vol}$ sont fondées, doit également être affiché.

Les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT doivent comporter la conversion de $CTDI_{vol}$ basé sur le fantôme de 32 cm au $CTDI_{vol}$ basé sur le fantôme de 16 cm. Cette conversion doit être fournie pour toutes les combinaisons pertinentes des CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT DES TOMODENSITOMETRES. Les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT doivent comporter des lignes directrices sur la manière d'indiquer si un ELEMENT DU PROTOCOLE est un ELEMENT DU PROTOCOLE tête ou corps.

Si l'une quelconque des CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT DU TOMODENSITOMETRE est supposée varier au cours d'une séquence de balayage, les valeurs attendues correspondantes de $CTDI_{vol}$ et DLP doivent être affichées avant l'exposition. Chaque valeur doit représenter une moyenne pondérée dans le temps anticipée au cours de la séquence de balayage.

Pour le balayage sans mouvement préprogrammé du SUPPORT DU PATIENT, lorsque l'on calcule $CTDI_{vol}$ selon 201.3.212 c) pour l'affichage, n est égal au nombre maximal de rotations préprogrammées. Si le nombre de rotations n'est pas préprogrammé, au cours d'un EXAMEN TOMODENSITOMETRIQUE, le $CTDI_{vol}$ par seconde doit être affiché en mGy.

A la suite d'une séquence de balayage, les valeurs moyennes de $CTDI_{vol}$ et de DLP doivent être affichées sur le POSTE DE COMMANDE ou ces valeurs sont calculées comme des moyennes pondérées dans le temps au cours de la séquence de balayage.

Les valeurs moyennes post balayage de $CTDI_{vol}$ et de DLP ainsi que le type de FANTOME doivent être enregistrés conformément aux modèles de rapports structurés (SR) de dose de RAYONNEMENT CT DICOM de l'ISO 12052.

La précision des valeurs affichées et enregistrées de $CTDI_{vol}$ et de DLP doit être indiquée dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT.

Le $CTDI_{vol}$ et le DLP affichés et enregistrés fournis par le FABRICANT peuvent être une valeur représentative pour ce modèle et non pas la valeur mesurée sur le TOMODENSITOMETRE concerné.

La méthode utilisée pour ajuster la longueur L telle que définie en 201.3.214 b) doit figurer dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT.

La conformité est vérifiée par ~~examen~~ inspection du TOMODENSITOMETRE et des DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT.

203.113 EFFICACITE GEOMETRIQUE DANS LA DIRECTION Z

Pour les CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT DE TOMODENSITOMETRES avec une EFFICACITE GEOMETRIQUE DANS LA DIRECTION Z inférieure à 70 %, la valeur doit être affichée. De plus, dans ces conditions, il doit y avoir un avertissement sur le POSTE DE COMMANDE DE L'OPERATEUR et celui-ci doit être dans l'obligation de le confirmer avant de continuer.

Un tableau donnant l'EFFICACITE GEOMETRIQUE DANS LA DIRECTION Z à toutes les collimations des faisceaux doit être fourni dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT.

La conformité est vérifiée par examen.

203.114 Affichage post-exposition des CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT modifiées du TOMODENSITOMETRE

~~A la suite d'une séquence de balayage, toute CONDITION DE FONCTIONNEMENT du TOMODENSITOMETRE qui a varié ou changé au cours du balayage doit être affichée sur le POSTE DE COMMANDE. Pour ces valeurs qui varient, la valeur moyenne réelle fondée sur une moyenne pondérée dans le temps au cours de la séquence de balayage doit être affichée.~~

A la suite d'une séquence de balayage dans lequel le COURANT DU TUBE a été sélectionné de façon à connaître des variations, la moyenne pondérée dans le temps du COURANT DU TUBE au cours de la séquence de balayage doit être affichée.

La conformité est vérifiée par les essais fonctionnels appropriés.

203.115 Indication et position de la COUPE TOMOGRAPHIQUE

- Une image de prévisualisation doit être présentée à l'OPERATEUR, sur laquelle il puisse définir les COUPES TOMOGRAPHIQUES à prendre. Les lignes de référence indiquant ces COUPES TOMOGRAPHIQUES ne doivent pas différer de plus de 2 mm des positions vraies, le portique étant en position verticale.
- Pour le balayage hélicoïdal, la plage le long de l'axe z du volume total irradié doit être indiquée sur l'image de prévisualisation. Deux lignes de référence correspondant aux positions de début et à l'arrêt de l'APPLICATION DE LA pour la CHARGE doivent être disponibles pour affichage. Chaque ligne doit correspondre au bord extérieur de la LMH du profil de dose à l'air libre pour la collimation de faisceau utilisée.
- Un ~~CHAMP LUMINEUX~~ marqueur lumineux doit être prévu pour le marquage de la COUPE TOMOGRAPHIQUE (c'est-à-dire pour le positionnement axial du patient) et pour le marquage de l'ISOCENTRE (pour le positionnement sagittal et coronal). Ce ~~CHAMP LUMINEUX~~ marqueur lumineux doit être visible dans des conditions d'éclairage ambiant jusqu'à 500 lx. Sa largeur ne doit pas dépasser 3 mm, mesurée au centre de l'ouverture du portique. L'écart entre le centre de la COUPE TOMOGRAPHIQUE et le centre du ~~CHAMP LUMINEUX~~ marqueur lumineux doit être compris dans une limite de 2 mm, et l'écart entre le centre de la COUPE TOMOGRAPHIQUE et le centre de tout ~~CHAMP LUMINEUX~~ marqueur lumineux supplémentaire pouvant être prévu à titre de référence pour la COUPE TOMOGRAPHIQUE doit être compris dans une limite de 2 mm. Si l'acquisition produit simultanément plus d'une coupe tomographique, les documents d'accompagnement doivent décrire la position du ~~champ~~ marqueur lumineux par rapport à la coupe tomographique. La précision de l'emplacement de l'ISOCENTRE par rapport aux ~~CHAMPS LUMINEUX~~ marqueurs lumineux marquant son positionnement sagittal et coronal doit être indiqué dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT.
- Pour les mouvements du support de PATIENT démarrant d'une position de départ typique et effectuant une course inférieure à l'étendue longitudinale maximale sélectionnable ou à 30 cm, et revenant à la position de départ, l'écart de chaque position longitudinale réelle par rapport à sa valeur indiquée pendant la course ne doit pas dépasser 1 mm. Les mesures de la position longitudinale réelle par rapport à la position longitudinale indiquée peuvent être prises en n'importe quel endroit de la course, et la séquence de mesures doit être effectuée à la fois vers l'avant et vers l'arrière par rapport à la position de départ. De plus, dans les mêmes CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT du TOMODENSITOMETRE, suivant le mouvement du support du PATIENT dans le mode de balayage axial, par paliers d'environ 10 mm, jusqu'à une distance totale qui est inférieure à l'étendue longitudinale maximale sélectionnable ou à 30 cm, et revenant à la position de départ, l'écart (jeu) de la position du support du PATIENT par rapport à sa position de départ ne doit pas dépasser 1 mm. Le jeu par rapport à la position de départ doit être déterminé pour les mouvements débutant à la fois vers l'avant et vers l'arrière. Ces essais doivent être effectués avec une masse équivalente à un PATIENT de 135 kg, répartie de façon uniforme sur le support du PATIENT.

La conformité est vérifiée par examen et par des essais pour confirmer la précision si spécifié.

Annexes

Les annexes de la norme générale s'appliquent avec les exceptions suivantes:

Annexe AA (informative)

Choix des PARAMETRES DE CHARGE pour les essais

Dans le cadre des essais des TOMODENSITOMETRES en appliquant des CHARGES à la GAINÉ EQUIPÉE, il existe des limites pratiques sévères au nombre d'APPLICATIONS DE CHARGES que l'on peut appliquer. Il est recommandé qu'à aucun moment au cours des essais, les caractéristiques assignées de la GAINÉ EQUIPÉE ne soient dépassées. Ceci s'applique non seulement aux APPLICATIONS DE CHARGES individuelles, mais aussi à l'effet accumulé d'APPLICATIONS DE CHARGES répétées sur la CHALEUR ACCUMULÉE DANS L'ANODE et sur la CHALEUR RETENUE DANS LA GAINÉ EQUIPÉE. La nécessité de prévoir du temps pour le refroidissement entre les APPLICATIONS DE CHARGES est susceptible d'être un facteur significatif pour la détermination du temps total nécessaire pour déterminer la conformité à la présente norme. De ce fait, il importe de planifier les essais de telle manière que l'on puisse vérifier la conformité avec un nombre minimal raisonnable de CHARGES, sinon la durée et les coûts des essais peuvent devenir excessifs. Lorsqu'aucune valeur pour les PARAMETRES DE CHARGE à utiliser n'est spécifiquement indiquée dans les descriptions des essais données dans la présente norme, il faut comprendre que l'opérateur d'essais peut choisir toute valeur de PARAMETRES DE CHARGE disponibles. Cependant, il est recommandé que les combinaisons de PARAMETRES DE CHARGE utilisés dans les essais comprennent de préférence celles qui représentent les conditions attendues "les plus défavorables". Des mesures supplémentaires de confirmation peuvent être effectuées à d'autres valeurs de PARAMETRES DE CHARGE disponibles. En règle générale, il est recommandé qu'un nombre inférieur à trois points nécessite une vérification dans toute gamme donnée de conformité prescrite, en plus des points "les plus défavorables" initiaux. Autant que possible, il convient de choisir les PARAMETRES DE CHARGE et d'effectuer les mesures, de manière à prendre en compte toutes les exigences pour lesquelles des informations sont nécessaires, plutôt qu'uniquement une seule exigence à la fois.

Les conditions "les plus défavorables" pour la conformité à une exigence donnée peuvent dépendre des caractéristiques techniques de la conception. Dans le but de réduire les coûts des essais en vue de la conformité, il est recommandé que les FABRICANTS mettent à disposition toutes les informations pertinentes, de manière à permettre aux opérateurs d'essais de vérifier la conformité à un nombre minimal raisonnable de points d'essai.

Il convient que la TENSION RESEAU utilisée pour les essais représente de préférence 90 % de la tension assignée, avec une RESISTANCE APPARENTE DU RESEAU D'ALIMENTATION à la valeur spécifiée maximale.

Annexe BB
(informative)**Estimation de $CTDI_{vol}$ pour la radiographie par projection
(SPR, *scan projection radiography*)⁸⁾**

$CTDI_{vol SPR}$, c'est-à-dire la valeur de $CTDI_{vol}$ associée à une image de prévisualisation acquise au cours d'une radiographie par projection, peut être estimée en termes de $CTDI_w$ et $N \times T$.

Pour une image de radiographie par projection acquise avec un mouvement constant de la table et un rayonnement continu,

$CTDI_{vol SPR} = (CTDI_w / \text{PRODUIT COURANT-TEMPS}) \times \text{COURANT DANS LE TUBE RADIOGENE} \times (N \times T) /$
(vitesse de la table),

où:

- le rapport $CTDI_w / \text{PRODUIT COURANT-TEMPS}$ est évalué indépendamment de l'acquisition de la radiographie par projection, mais avec les mêmes réglages de la HAUTE TENSION RADIOGENE et de $N \times T$ que ceux de l'acquisition de la radiographie par projection;
- le COURANT DANS LE TUBE RADIOGENE et la vitesse de la table sont les valeurs utilisées au cours de l'acquisition de la radiographie par projection.

⁸⁾ Adaptée de NRPB-R249 [13]

Annexe CC (informative)

Concept de $CTDI_{100}$ dans l'IEC 60601-2-44: Relation entre le $CTDI_{100}$ et le $CTDI_{\infty}$

CC.1 Evolution de $CTDI_{100}$ dans les éditions de l'IEC 60601-2-44

En faisant référence à une dose à la valeur médiane d'un volume balayé, $CTDI_{\infty}$ représente une valeur de saturation, à la limite supérieure, pour l'INDICE DE DOSE TOMODENSITOMETRIQUE [14]⁹⁾. Conceptuellement, $CTDI_{\infty}$ est associé à une dynamique "d'équilibre" dans l'accrétion des doses: l'équilibre se situe entre l'accroissement cumulé des contributions du rayonnement diffusé associé à une plage de balayage de plus en plus longue d'une part, mais aussi, d'autre part, à des amplitudes de plus en plus négligeables de ces contributions provenant d'un rayonnement primaire de plus en plus éloigné [14], [15]:

$$CTDI_{\infty} \equiv \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{D(z)}{N \times T} dz$$

$CTDI_{\infty}$ inclut des contributions de dose exclues de l'INDICE 100 DE DOSE TOMODENSITOMETRIQUE ($CTDI_{100}$), c'est-à-dire provenant d'un rayonnement diffusé au-delà de la plage d'intégration de 100 mm avec laquelle $CTDI_{100}$ a été précédemment défini dans l'IEC 60601-2-44 édition 2:

$$CTDI_{100} \equiv \int_{-50\text{mm}}^{+50\text{mm}} \frac{D(z)}{N \times T} dz$$

La plage de 100 mm correspond à une longueur de balayage considérée conventionnellement – aux fins de comparaison des doses tomodensitométriques caractéristiques des CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT de référence – comme étant une norme, c'est-à-dire, une longueur théorique fixée à 100 mm indépendamment de toute longueur de balayage individuellement associée à un EXAMEN TOMODENSITOMETRIQUE clinique réel. Alors que les valeurs de $CTDI_{100}$ sont généralement mesurées dans des FANTOMES de longueur relativement faible, généralement 150 mm, les valeurs de $CTDI_{\infty}$ peuvent être estimées à partir du balayage de FANTOMES de longueur appropriée, de longueur finie (~ 300 mm pour l'axe périphérique et ~ 450 mm pour l'axe central d'un FANTOME PMMA de diamètre 320 mm) [16].

Afin de tenir compte des progrès technologiques des appareils de tomodensitométrie et en particulier du développement et de l'application de la couverture par faisceau de l'axe (z) longitudinal dépassant la longueur d'intégration de 100 mm pour laquelle $CTDI_{100}$ a été défini, l'IEC 60601-2-44 édition 3 a choisi une approche adaptée consistant à modifier la définition pour empêcher que les valeurs de cet indice ne décroissent de manière abrupte [17] lorsque $N \times T$ dépasse 100 mm (où $N \times T$ représente approximativement la largeur du faisceau le long de l'axe z central) comme défini dans l'édition 3:

$$CTDI_{100} \equiv \int_{-50\text{mm}}^{+50\text{mm}} \frac{D(z)}{\min\{N \times T, 100\text{mm}\}} dz$$

Bien que la définition de $CTDI_{100}$ de l'édition 3 élimine la décroissance non physique du $CTDI_{100}$ pour $N \times T > 100$ mm, elle introduit également une variation particulière en fonction

9) Les chiffres entre crochets se réfèrent à la Bibliographie.

de la largeur du faisceau, illustrée par les jonctions des courbes de l'édition 2 et de l'édition 3 dans la figure suivante pour le $CTDI_{100}$ PONDERE ($CTDI_w$) en tant que pourcentage de sa valeur d'équilibre, $CTDI_{w,\infty}$. Cette dépendance compliquée de $CTDI_w$ de l'édition 3 à la largeur du faisceau pourrait conduire à des incohérences en matière de surveillance des indices de dose quant à l'assurance qualité, et en matière d'estimation de la dose efficace à partir du PRODUIT DOSE-LONGUEUR (DLP). Par exemple, dans un balayage hélicoïdal (ou axial) sur une plage de balayage de 160 mm avec $N \times T = 20$ mm, le $CTDI_{vol}$ et le DLP tels qu'évalués selon l'édition 3 seraient plus faibles que dans le cas d'un balayage avec table stationnaire couvrant la même plage avec un système à faisceau conique pouvant assurer $N \times T = 160$ mm.

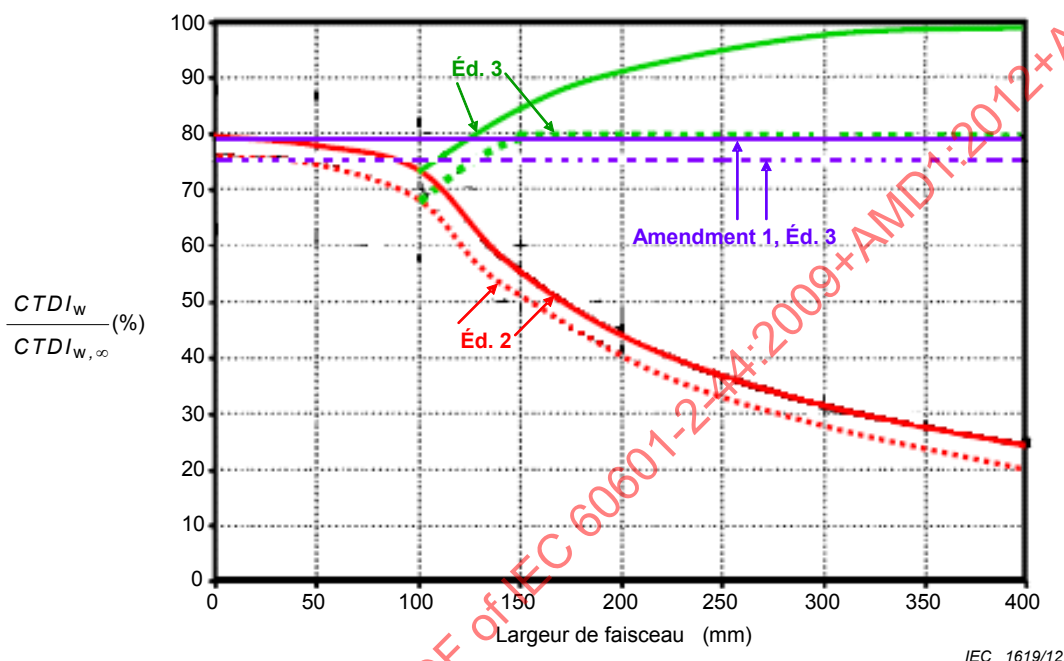


Figure CC.1 – $CTDI_w$ en fonction de la largeur du faisceau le long de z

La Figure CC.1 montre des tracés qualitatifs de $CTDI_w$, en tant que pourcentage de sa valeur d'équilibre $CTDI_{w,\infty}$, en fonction de la largeur du faisceau le long de z pour des FANTOMES PMMA de diamètre 320 mm et un balayage à 120 kVp, estimés à partir des résultats mesurés et de simulations de Monte Carlo modélisant 100 % de l'EFFICACITE GEOMETRIQUE DANS LA DIRECTION Z. Les tracés sont compatibles avec les données publiées (par exemple, [17]). Trois ensembles de courbes, indiqués par les flèches, correspondent aux $CTDI_{100}$ définis respectivement dans l'IEC 60601-2-44 édition 2, dans l'édition 3 et dans l'Amendement 1 de l'édition 3. Courbes en trait continu: résultats pour des FANTOMES longs (longueur de 500 mm). Courbes en tirets: résultats pour des FANTOMES courts (longueur de 150 mm).

CC.2 Introduction et justification d'une nouvelle définition pour le $CTDI_{100}$

L'Amendement 1 (paragraphe 201.3.203) de l'édition 3 redéfinit formellement le $CTDI_{100}$ comme suit:

Pour $N \times T$ inférieur ou égal à 40 mm:

$$CTDI_{100} = \int_{-50 \text{ mm}}^{+50 \text{ mm}} \frac{D(z)}{N \times T} dz$$

pour $N \times T$ supérieur à 40 mm:

$$CTDI_{100} = \int_{-50 \text{ mm}}^{+50 \text{ mm}} \frac{D_{\text{Ref}}(z)}{(N \times T)_{\text{Ref}}} dz \times \frac{CTDI_{\text{air libre}, N \times T}}{CTDI_{\text{air libre}, \text{Réf}}}$$

où les paramètres portant l'indice "Réf" doivent être évalués avec une valeur de référence de mesure spécialement choisie de $(N \times T)_{\text{Réf}}$ telle que $(N \times T)_{\text{Réf}} \leq 20 \text{ mm}$.

La justification physique de cette nouvelle définition est liée à la proportionnalité de chacun de $CTDI_{\infty}$ et de $CTDI_{\text{air libre}}$ au rapport $a/(N \times T)$ [18], où le paramètre a est la largeur le long de l'axe de rotation du collimateur pré-patient selon l'axe z projetée géométriquement à partir du centroïde de la source de rayonnement X [16]. Le rapport $a/(N \times T)$ est une approximation du paramètre "de largeur excédentaire du faisceau", l'inverse de l'EFFICACITE GEOMETRIQUE DANS LA DIRECTION Z [16]. Le paramètre a correspond à la pleine largeur à demi- $D_p(z = 0)$ du profil de dose de rayonnement primaire $D_p(z = 0)$ [19], et le paramètre a agit comme une "porte d'énergie" contrôlant en pratique la quantité d'énergie incidente des photons primaires sur un FANTOME [18]. Le point essentiel est que, bien que le $CTDI_{\infty}$ et le $CTDI_{\text{air libre}}$ soient chacun proportionnels à $a/(N \times T)$ sur une large plage de largeurs de faisceau incluant des valeurs aussi élevées que 140 mm [20], le $CTDI_{100}$ tel que défini de manière classique (dans l'IEC 60601-2-44 édition 2) maintient cette proportionnalité seulement sur une plage limitée, à savoir pour des faisceaux de largeur $\leq 40 \text{ mm}$ (voir [17] et la figure précédente). Sans exiger des FANTOMES de mesure qui soient longs physiquement, le $CTDI_{100}$ tel que redéfini dans l'Amendement 1 de l'édition 3 correspond essentiellement, quant à son concept, à la dose cumulative centrale qui serait accumulée lors du balayage d'un FANTOME sur une longueur de 100 mm et — indépendamment de la largeur du faisceau — serait simplement proportionnelle à la quantité d'énergie primaire incidente sur le FANTOME.

Comme l'indiquent les lignes horizontales rectilignes dans la figure précédente, cette définition révisée de $CTDI_{100}$ dans l'Amendement 1 remédie aux incohérences de l'édition 3 en régularisant les amplitudes des indices de dose du FANTOME d'axe central et périphérique (et donc de $CTDI_w$) pour qu'ils représentent des pourcentages approximativement constants de leurs valeurs-limites supérieures ($CTDI_{\infty}$) sur une grande plage de largeurs de faisceau. Une telle régularisation élimine la variation complexe de $CTDI_{100}$ avec les grandes largeurs de faisceau. En outre, pour des faisceaux plus larges que 100 mm le long de z , la définition de l'Amendement 1 du $CTDI_{100}$ prend en compte l'EFFICACITE GEOMETRIQUE DANS LA DIRECTION z d'une manière totalement, ou seulement partiellement, négligée dans les éditions précédentes de l'IEC 60601-2-44.

CC.3 Sous-estimations de $CTDI_{\infty}$

La définition de $CTDI_{100}$ de l'Amendement 1 non seulement résout certains des problèmes associés aux anciennes définitions remises en cause par les avancées technologiques, mais également interdit aux valeurs de $CTDI_{100}$ d'approcher celles de $CTDI_{\infty}$. Cette limitation conduit à une sous-estimation systématiquement imprécise lorsque le $CTDI_{100}$ est utilisé en tant qu'une dose-patient nominale associée aux examens tomodensitométriques de diagnostic de routine les plus couramment pratiqués, à savoir, ceux impliquant des longueurs de balayage du corps $\sim 300 \text{ mm}$ à 450 mm . Les valeurs de $CTDI_{\infty}$ sont plus représentatives de l'amplitude de l'accumulation de dose pour ces longueurs de balayage que ne le sont les valeurs de $CTDI_{100}$. L'idée maîtresse de la présente Annexe est donc de quantifier la sous-estimation de $CTDI_{\infty}$ par $CTDI_{100}$ comme défini dans l'Amendement 1 de l'IEC 60601-2-44 édition 3.

Le Tableau CC.1 suivant, fondé sur des résultats empiriques [19], [21], théoriques [20], et de calcul [17], [22] pour des TOMODENSITOMETRES à 120 kVp balayant des FANTOMES en polyméthacrylate de méthyle (PMMA) de diamètre 320 mm, regroupe des estimations pour les $CTDI_{100,c}$, $CTDI_{100,p}$, et $CTDI_w$ de l'Amendement 1 en tant que pourcentages de leurs valeurs d'équilibre respectives $CTDI_{\infty}$. Le Tableau est particulièrement pertinent pour l'évaluation des indices fondés sur $CTDI_{\infty}$ comme nominalement représentatifs de la dose du patient dans les EXAMENS TOMODENSITOMETRIQUES du corps impliquant des modes de balayage axial ou hélicoïdal dans lesquels les longueurs de balayage dépassent approximativement 300 mm.

Tableau CC.1 – Rapports de $CTDI$ sur longueur du fantôme

Longueur du fantôme	$CTDI_{100,c}/CTDI_{\infty,c}$	$CTDI_{100,p}/CTDI_{\infty,p}$	$CTDI_w/CTDI_{w,\infty}$
Long (≥ 300 mm) ^a	61 %	84 %	76 %
Court (150 mm) ^b	59 %	82 %	75 %
^a Pour les axes central et périphérique des FANTOMES longs, les pourcentages sont des moyennes des résultats décrits dans [17] [19] [20] [21]. Le rapport $CTDI_w/CTDI_{w,\infty}$ est obtenu par approximation à partir de $(1/3) CTDI_{100,c}/CTDI_{\infty,c} + (2/3) CTDI_{100,p}/CTDI_{\infty,p}$. ^b Pour les FANTOMES courts, chacun des pourcentages est obtenu par approximation à partir d'un produit de la valeur respective pour un FANTOME long et d'un facteur de correction de 0,98. Ce facteur de correction est un rapport, estimé à partir de résultats de calculs de Monte-Carlo [22] simulant un faisceau de largeur 10 mm et approximativement constant pour des faisceaux allant jusqu'à une largeur de 100 mm, du profil de dose (en coupe transversale) intégré sur sa valeur centrale de 100 mm pour un FANTOME de longueur 150 mm, divisé par l'intégrale correspondante pour un FANTOME de longueur 3 m.			

CC.4 Utilisation de $CTDI_{vol}$ pour estimer la dose applicable à des tailles d'objet autres que celles des fantômes de $CTDI$

$CTDI_{vol}$ n'est pas une dose-PATIENT pour plusieurs raisons [23] dont l'une réside dans les différences de tailles des PATIENTS par rapport au fantôme de référence. Une méthode permettant de traiter cette inadéquation des tailles a été proposée [24].

Annexe DD (informative)

Mesure de $CTDI_{\text{air libre}}$

Les mesures à l'air libre de $CTDI$ sont utiles pour comprendre les caractéristiques du faisceau de rayonnement X d'un TOMODENSITOMETRE. Puisqu'il n'y a pas de milieu de diffusion, ces mesures caractérisent la sortie du faisceau de rayonnement X provenant de la collimation, en quantifiant les effets dosimétriques du tube, la filtration inhérente, la filtration du rayonnement central et les effets de l'extra-largeur du faisceau et de la pénombre. Afin de mesurer le $CTDI_{\text{air libre}}$, il est nécessaire d'intégrer le PROFIL DE DOSE le long de l'axe z pour toute l'étendue du champ de rayonnement X. Afin de s'assurer que toute l'étendue en z est capturée, il convient que la longueur d'intégration (L) soit au moins plus longue de 40 mm que la collimation de faisceau nominale.

Une méthode de mesure de $CTDI_{\text{air libre}}$ consiste à utiliser un DETECTEUR DE RAYONNEMENT (par exemple, une CHAMBRE D'IONISATION) placé le long de l'axe de rotation du TOMODENSITOMETRE et déplacé par translation (progressivement) au travers de l'ISOCENTRE en utilisant le SUPPORT DU PATIENT pour couvrir toute la longueur d'intégration.

NOTE 1 Le PROFIL DE DOSE peut aussi être mesuré avec un DETECTEUR DE RAYONNEMENT qui satisfait à l'IEC 61674, par exemple, avec un DOSIMETRE ponctuel déplacé uniformément par translation au travers de l'ISOCENTRE en utilisant un protocole de balayage hélicoïdal [16].

Fixer la CHAMBRE D'IONISATION à un support long, à atténuation minimale, tel qu'un support de mesure ou une tige en matière plastique.

- Fixer le support avec la CHAMBRE D'IONISATION au SUPPORT DU PATIENT en utilisant un socle lesté ou d'autres moyens afin que l'appareil à chambre se déplace avec le SUPPORT DU PATIENT. S'assurer que la longueur active de la CHAMBRE D'IONISATION s'étend sur une distance plus grande que la moitié de la longueur d'intégration ($L/2$) au-delà de l'extrémité du SUPPORT DU PATIENT, de manière à ce que le SUPPORT DU PATIENT n'interagisse pas avec le faisceau primaire pendant les mesures.
- S'assurer que le centre de la CHAMBRE D'IONISATION est placé à l'ISOCENTRE du TOMODENSITOMETRE et que la CHAMBRE D'IONISATION est alignée avec l'axe z du TOMODENSITOMETRE; régler l'emplacement du SUPPORT DU PATIENT à 0.
- En utilisant le SUPPORT DU PATIENT, déplacer la CHAMBRE D'IONISATION de X mm dans la direction z négative avec

$$X = \frac{(L - W)}{2}$$

où

L est la longueur d'intégration, en mm;

W est la longueur de la chambre, en mm.

- Prendre un balayage axial avec les paramètres souhaités et enregistrer la valeur d'exposition.
- Déplacer la table dans la direction z positive d'une quantité égale à la longueur de la chambre d'ionisation.
- Répéter les étapes e) et f) pour Y expositions au total, jusqu'à ce que toute la longueur d'intégration soit couverte, avec

$$Y = \text{trunc}\left(\frac{L}{W}\right) + 1$$

où

L est la longueur d'intégration, en mm;

W est la longueur de la chambre, en mm.

- g) Additionner les Y valeurs d'exposition différentes pour calculer le $CTDI_{\text{air libre}}$ pour la configuration de tomodesitomètre donnée.*

NOTE 2 Des estimations plus précises de $CTDI_{\text{air libre}}$ pourraient être obtenues en employant des dimensions de pas bien plus petites que la longueur de la chambre ou en déplaçant uniformément par translation toute la chambre à travers le faisceau.

L'AIEA a publié un rapport qui contient une description pratique de cette méthode [25].

Bibliographie

- [1] IEC 60364-7-710:2002, *Installations électriques des bâtiments – Partie 7-710: Règles pour les installations ou emplacements spéciaux – Locaux à usages médicaux*
- [2] IEC 60417, *Symboles graphiques utilisables sur le matériel*
- [3] IEC TR 60513:1994, *Aspects fondamentaux des normes de sécurité pour les appareils électromédicaux*
- [4] IEC 60601-2-7:1998, *Appareils électromédicaux – Partie 2-7: Règles particulières de sécurité pour générateurs radiologiques de groupes radiogènes de diagnostic (disponible en anglais uniquement)*
- [5] IEC 60601-2-32:1994, *Appareils électromédicaux – Partie 2: Règles particulières de sécurité pour les équipements associés aux équipements à rayonnement X*
- [6] IEC 60613:1989, *Caractéristiques électriques, thermiques et de charge des tubes radiogènes à anode tournante pour diagnostic médical*
- [7] ISO 497:1973, *Guide pour le choix des séries de nombres normaux et des séries comportant des valeurs plus arrondies de nombres normaux*
- [8] ISO 7000:2004, *Symboles graphiques utilisables sur le matériel – Index et tableau synoptique*
- [9] US FDA 21CFR 1020.33, *Computed tomography (CT) equipment*
- [10] EUR 16262 EN:2000, *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*
- [11] ICRU Report 47:1992, *Measurement of Dose Equivalents from External Photon and Electron Radiations*
- [12] Publication CIPR 103: *Recommandations de la Commission internationale sur la protection radiologique 2007 (Annales de la CIPR Vol. 37 N° 2-4, Elsevier, fév 2008).*
- [13] NRPB-R249: 1991, *Survey of CT Practice in the UK. Partie 2: Dosimetric Aspects*, p. 12
- [14] SHOPE, Thomas B., GAGNE, Robert M., and JOHNSON, Gordon C. A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. *Medical Physics*, July/August 1981, Vol. 8, No. 4, pp. 488-495

NOTE In the paper by Shope, Gagne, and Johnson, $CTDI_{\infty}$ is referred to simply as the “computed tomography dose index” and is abbreviated by the letter “C.”
- [15] DIXON, Robert L. A new look at CT dose measurement: Beyond $CTDI$. *Medical Physics*, June 2003, Vol. 30, No. 6, pp. 1272-1280
- [16] AAPM Report No. 111, *Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography*, American Association of Physicists in Medicine, February 2010, http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_111.pdf

NOTE In AAPM Report No. 111, $CTDI_{\infty}$ is referred to as the “equilibrium dose-pitch product.”
- [17] BOONE, John M. The trouble with $CTDI_{100}$. *Medical Physics*, April 2007, Vol. 34, No. 4, pp. 1364-1371
- [18] DIXON, Robert L., MUNLEY, Michael T. and BAYRAM, Ersin. An improved analytical model for CT dose simulation with a new look at the theory of CT dose. *Medical Physics*, December 2005, Vol. 32, No. 12, pp. 3712-3728

- [19] DIXON, R.L. and BALLARD, A. C. Experimental validation of a versatile system of CT dosimetry using a conventional ion chamber: Beyond $CTDI_{100}$. *Medical Physics*, August 2007, Vol. 34, No. 8, pp. 3399–3413
- [20] DIXON, Robert L. and BOONE, John M. Cone beam CT dosimetry: A unified and self-consistent approach including all scan modalities – With or without phantom motion. *Medical Physics*, June 2010, Vol. 37, No. 6, pp. 2703-2718
- [21] MORI, Shinichiro et al. Enlarged longitudinal dose profiles in cone-beam CT and the need for modified dosimetry. *Medical Physics*, April 2005, Vol. 32, No. 4, pp. 1061-1069
- [22] ABBOUD, S.F., BADAL, A.S., STERN, S.H. and KYPRIANOU, I.S. Designing a phantom for dose evaluation in multi-slice CT. SPIE Medical Imaging 2010: Physics of Medical Imaging, *Proc. SPIE*, edited by E. Samei, N. J. Pelc, 7622-762232 (2010).
- [23] MCCOLLOUGH, C.H., LENG, S., YU, L., CODY, D.D., BOONE, J.M., and MCNITT-GRAY, M.F. CT dose index and patient dose: They are not the same thing. *Radiology*, May 2011, Vol. 260, No. 3, pp. 311-316
- [24] AAPM Report No. 204, *Size Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations* American Association of Physicists in Medicine, 2011, http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_204.pdf
- [25] IAEA HUMAN HEALTH REPORTS No. 5, *Status of Computed Tomography Dosimetry for Wide Cone Beam Scanners*. IAEA Vienna (2011) (Disponible en anglais seulement)

Index des termes définis utilisés dans la présente norme particulière

NOTE Dans la présente norme particulière, seuls les termes définis dans l'IEC 60601-1:2005, dans ses normes collatérales, dans l'IEC 60788:2004 ou à l'Article 201.3 de la présente Norme particulière ont été utilisés.

ALIMENTE DE MANIERE INTERNE	IEC 60601-1:2005, 3.46
APPAREIL A RAYONNEMENT X	IEC 60601-1-3:2008, 3.78
APPAREIL ASSOCIE	IEC 60788:2004, rm-36-01
APPAREIL ELECTROMEDICAL (APPAREIL EM)	IEC 60601-1:2005, 3.63
APPLICATION D'UNE CHARGE	IEC 60601-1-3:2008, 3.34
APPRECIATION DU RISQUE	IEC 60601-1:2005, 3.104
ATTENUATION	IEC 60601-1-3:2008, 3.7
BARRIERE DE PROTECTION CONTRE LE FAISCEAU	IEC 60601-1-3:2008, 3.47
BLOC RADIOGENE	IEC 60788:2004, rm-20-07
BORNE DE TERRE DE PROTECTION	IEC 60601-1:2005, 3.95
CHALEUR ACCUMULEE DANS L'ANODE	IEC 60788:2004, rm-36-26
CHAMP DE RAYONNEMENT X	IEC 60601-1-3:2008, 3.57
CHAMP LUMINEUX	IEC 60788:2004, rm-37-09
CLASSE I	IEC 60601-1:2005, 3.13
COMMANDE AUTOMATIQUE D'EXPOSITION (AEC)	IEC 60601-1-3:2008, 3.9
COMPOSANT AUX CARACTERISTIQUES A HAUTE FIABILITE	IEC 60601-1:2005, 3.17
CONDITION DE FAISCEAU ETROIT	IEC 60601-1-3:2008, 3.41
CONDITION DE PREMIER DEFECT	IEC 60601-1:2005, 3.116
CONDITION NORMALE	IEC 60601-1:2005, 3.70
CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT DU TOMODENSITOMETRE	201.3.202
CONDUCTEUR DE TERRE DE PROTECTION	IEC 60601-1:2005, 3.93
COUCHE DE DEMI-TRANSMISSION	IEC 60601-1-3:2008, 3.27
COUPE TOMOGRAPHIQUE	201.3.209
COURANT AUXILIAIRE PATIENT	IEC 60601-1:2005, 3.77
COURANT DANS LE TUBE RADIOGENE	IEC 60601-1-3:2008, 3.85
COURANT DE FUITE A LA TERRE	IEC 60601-1:2005, 3.25
COURANT DE FUITE	IEC 60601-1:2005, 3.47
$CTDI_{100}$ PONDERE	201.3.211
$CTDI_w$ VOLUMIQUE	201.3.212
DANGER	IEC 60601-1:2005, 3.39
DETECTEUR DE RAYONNEMENT	IEC 60601-1-3:2008, 3.57
DISTANCE DANS L'AIR	IEC 60601-1:2005, 3.5
DISTANCE FOYER-PEAU	IEC 60601-1-3:2008, 3.26
DOCUMENT D'ACCOMPAGNEMENT	IEC 60601-1:2005, 3.4
DOSE ABSORBEE	IEC 60788:2004, rm-13-08
EFFICACITE GEOMETRIQUE DANS LA DIRECTION Z	201.3.213
ELEMENT DE PROTOCOLE	201.3.216
EXAMEN TOMODENSITOMETRIQUE	201.3.217
ENSEMBLE RADIOGENE A RAYONNEMENT X	IEC 60601-1-3:2008, 3.62
ENVELOPPE	IEC 60601-1:2005, 3.26

EPAISSEUR DE COUPE TOMOGRAPHIQUE.....	201.3.210
EPAISSEUR NOMINALE DE COUPE TOMOGRAPHIQUE.....	201.3.206
EN CHARGE	IEC 60601-1-3:2008, 3.36
ETAT PRET	IEC 60788:2004, rm-84-05
FABRICANT	IEC 60601-1:2005, 3.55
FACTEUR DE SECURITE EN TRACTION	IEC 60601-1:2005, 3.121
FACTEUR TOMODENSITOMETRIQUE DE PAS	201.3.204
FAISCEAU DE RAYONNEMENT X	IEC 60601-1-3:2008, 3.55
FANTOME	IEC 60601-1-3:2008, 3.46
FENETRE.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.54
FILTRAGE TOTAL	IEC 60601-1-3:2008, 3.77
FILTRATION	IEC 60601-1-3:2008, 3.24
FILTRE	IEC 60601-1-3:2008, 3.23
FILTRE ADDITIONNEL.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.2
FOYER	IEC 60788:2004, rm-20-13
GAINE EQUIPEE	IEC 60601-1-3:2008, 3.84
GENERATEUR RADIOLOGIQUE.....	IEC 60788:2004, rm-21-01
GROUPE RADIOGENE	IEC 60601-1-3:2008, 3.79
HAUTE TENSION NOMINALE	IEC 60601-1-3:2008, 3.42
HAUTE TENSION RADIOGENE	IEC 60601-1-3:2008, 3.88
INDICE 100 DE DOSE TOMODENSITOMETRIQUE ($CTDI_{100}$, COMPUTED TOMOGRAPHY DOSE INDEX).....	201.3.203
INDICE DE DOSE TOMODENSITOMETRIQUE A L'AIR LIBRE ($CTDI_{AIR}$ LIBRE)	201.3.215
INSTALLE DE FAÇON PERMANENTE	IEC 60601-1:2005, 3.84
IRRADIATION.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.30
ISOCENTRE	IEC 60788:2004, rm-37-32
KERMA DANS L'AIR.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.4
LARGEUR A MI-HAUTEUR	IEC 60788:2004, rm-73-02
LIGNE DE FUITE.....	IEC 60601-1:2005, 3.19
MOBILE	IEC 60601-1:2005, 3.65
MOYEN DE PROTECTION (MOP)	IEC 60601-1:2005, 3.60
MOYEN DE PROTECTION DE L'OPERATEUR (MOOP)	IEC 60601-1:2005, 3.58
MOYEN DE PROTECTION DU PATIENT (MOPP)	IEC 60601-1:2005, 3.59
NOMINALE (VALEUR)	IEC 60601-1:2005, 3.69
OPERATEUR	IEC 60601-1:2005, 3.73
ORGANISME RESPONSABLE.....	IEC 60601-1:2005, 3.101
PARAMETRE DE CHARGE.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.35
PARTIE APPLIQUEE	IEC 60601-1:2005, 3.8
PARTIE RELIEE AU RESEAU	IEC 60601-1:2005, 3.49
PATIENT.....	IEC 60601-1:2005, 3.76
PERFORMANCE ESSENTIELLE	IEC 60601-1:2005, 3.27
PLAN TOMOGRAPHIQUE	201.3.208
POSTE DE COMMANDE.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.14

PROCEDURE	IEC 60601-1:2005, 3.88
PRODUIT COURANT-TEMPS	IEC 60788:2004, rm-36-13
PRODUIT DOSE-LONGUEUR	201.3.214
PROFIL DE DOSE	201.3.205
PROFIL DE SENSIBILITE	201.3.207
PROTECTION RADIOLOGIQUE	IEC 60788:2004, rm-60-03
PUISSANCE ANODIQUE CONTINUE	IEC 60601-1-3:2008, 3.13
PUISSANCE ELECTRIQUE NOMINALE	IEC 60788:2004, rm-36-19
QUALITE DE RAYONNEMENT	IEC 60601-1-3:2008, 3.60
RADIOGRAMME	IEC 60788:2004, rm-32-02
RADIOGRAPHIE	IEC 60601-1-3:2008, 3.64
RADIOTHERAPIE	IEC 60788:2004, rm-40-05
RAYONNEMENT IONISANT	IEC 60601-1-3:2008, 3.29
RAYONNEMENT PARASITE	IEC 60601-1-3:2008, 3.75
RAYONNEMENT	IEC 60601-1-3:2008, 3.53
RAYONNEMENT X	IEC 60601-1-3:2008, 3.53
REFERENCE DU MODELE OU DU TYPE	IEC 60601-1:2005, 3.66
RESEAU D'ALIMENTATION	IEC 60601-1:2005, 3.120
RESISTANCE APPARENTE DU RESEAU D'ALIMENTATION	IEC 60788:2004, rm-36-16
SECURISE EN PREMIER DEFAUT	IEC 60601-1:2005, 3.117
SECURITE DE BASE	IEC 60601-1:2005, 3.10
SUBSTANCE EQUIVALENTE AU TISSU	IEC 60788:2004, rm-35-16
SURFACE RECEPTRICE DE L'IMAGE	IEC 60601-1-3:2008, 3.28
SYSTEME DE PREPARATION DE TRAITEMENT EN RADIOTHERAPIE	IEC 62083:2009, 3.1.6
SYSTEME ELECTROMEDICAL (SYSTEME EM)	IEC 60601-1:2005, 3.64
TAUX D'OSCILLATION	IEC 60788:2004, rm-36-17
TEMPS DE CHARGE	IEC 60601-1-3:2008, 3.37
TENSION RESEAU	IEC 60601-1:2005, 3.54
TOMODENSITOMETRE	201.3.201
TOMODENSITOMETRIE (CT, COMPUTED TOMOGRAPHY)	IEC 60788:2004, rm-41-20
TUBE RADIOGENE	IEC 60601-1-3:2008, 3.83
UTILISATION NORMALE	IEC 60601-1:2005, 3.71
VALEUR D'ALERTE DE DOSE	201.3.219
VALEUR DE NOTIFICATION DE DOSE	201.3.218
VERROUILLAGE	IEC 60788:2004, rm-83-05

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60601-2-44:2009+AMD1:2012+AMD2:2016 CSV

FINAL VERSION

VERSION FINALE



Medical electrical equipment –

Part 2-44: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography

Appareils électromédicaux –

Partie 2-44: Exigences particulières pour la sécurité de base et les performances essentielles des équipements à rayonnement X de tomodensitométrie

CONTENTS

FOREWORD.....	4
Introduction to Amendment 1	7
Introduction to Amendment 2	8
201.1 Scope, object and related standards	9
201.2 Normative references	11
201.3 Terms and definitions	12
201.4 General requirements	19
201.5 General requirements for testing of ME EQUIPMENT	20
201.6 Classification of ME EQUIPMENT and ME SYSTEMS	20
201.7 ME EQUIPMENT identification, marking and documents	21
201.8 Protection against electrical HAZARDS from ME EQUIPMENT	23
201.9 Protection against mechanical HAZARDS of ME EQUIPMENT and ME SYSTEMS	26
201.10 Protection against unwanted and excessive RADIATION HAZARDS	29
201.11 Protection against excessive temperatures and other HAZARDS	30
201.12 Accuracy of controls and instruments and protection against hazardous outputs	30
201.13 Hazardous situations and fault conditions	31
201.14 PROGRAMMABLE ELECTRICAL MEDICAL SYSTEMS (PEMS)	31
201.15 Construction of ME EQUIPMENT	31
201.16 ME SYSTEMS	31
201.17 ELECTROMAGNETIC COMPATIBILITY of ME EQUIPMENT and ME SYSTEMS	31
201.101 Requirements for CT SCANNERS providing images for RADIOTHERAPY TREATMENT PLANNING (RTP)	31
202 Electromagnetic compatibility – Requirements and tests	37
203 General requirements for RADIATION protection in diagnostic X-ray equipment	37
Annexes	54
Annex AA (informative) Choosing LOADING FACTORS for tests	54
Annex BB (informative) Estimating $CTDI_{vol}$ for scan projection RADIOGRAPHY (SPR)	55
Annex CC (informative) The $CTDI_{100}$ concept in IEC 60601-2-44: Relationship between $CTDI_{100}$ and $CTDI_{\infty}$	56
Annex DD (informative) Measuring $CTDI_{free\ air}$	60
Bibliography	62
Index of defined terms used in this particular standard	64
Figure 201.101 – Coordinate system	14
Figure 201.102 – Illustration of $N \times T$, R and $(N \times T) + R$	17
Figure 201.103 – Vertical alignment of the PATIENT SUPPORT	32
Figure 201.104 – Z-axis alignment of the PATIENT SUPPORT in the horizontal plane	34
Figure 203.101 – Zone of extra-focal RADIATION	43
Figure 203.102 – Minimum dimensions for STRAY RADIATION measurement	46
Figure CC.1 – $CTDI_w$ versus beam width along z	57

Table 203.101 – Test pattern for CTDIfree air.....	51
Table CC.1 – Ratios of CTDI by phantom length.....	59

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60601-2-44:2009+AMD1:2012+AMD2:2016 CSV

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION

MEDICAL ELECTRICAL EQUIPMENT –

Part 2-44: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography

FOREWORD

- 1) The International Electrotechnical Commission (IEC) is a worldwide organization for standardization comprising all national electrotechnical committees (IEC National Committees). The object of 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, IEC publishes International Standards, Technical Specifications, Technical Reports, Publicly Available Specifications (PAS) and Guides (hereafter referred to as "IEC Publication(s)"). 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. 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 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 IEC National Committees.
- 3) IEC Publications have the form of recommendations for international use and are accepted by IEC National Committees in that sense. While all reasonable efforts are made to ensure that the technical content of IEC Publications is accurate, IEC cannot be held responsible for the way in which they are used or for any misinterpretation by any end user.
- 4) In order to promote international uniformity, IEC National Committees undertake to apply IEC Publications transparently to the maximum extent possible in their national and regional publications. Any divergence between any IEC Publication and the corresponding national or regional publication shall be clearly indicated in the latter.
- 5) IEC itself does not provide any attestation of conformity. Independent certification bodies provide conformity assessment services and, in some areas, access to IEC marks of conformity. IEC is not responsible for any services carried out by independent certification bodies.
- 6) All users should ensure that they have the latest edition of this publication.
- 7) No liability shall attach to IEC or its directors, employees, servants or agents including individual experts and members of its technical committees and IEC National Committees for any personal injury, property damage or other damage of any nature whatsoever, whether direct or indirect, or for costs (including legal fees) and expenses arising out of the publication, use of, or reliance upon, this IEC Publication or any other IEC Publications.
- 8) Attention is drawn to the Normative references cited in this publication. Use of the referenced publications is indispensable for the correct application of this publication.
- 9) Attention is drawn to the possibility that some of the elements of this IEC Publication may be the subject of patent rights. IEC shall not be held responsible for identifying any or all such patent rights.

DISCLAIMER

This Consolidated version is not an official IEC Standard and has been prepared for user convenience. Only the current versions of the standard and its amendment(s) are to be considered the official documents.

This Consolidated version of IEC 60601-2-44 bears the edition number 3.2. It consists of the third edition (2009-02) [documents 62B/727/FDIS and 62B/734/RVD] and its corrigendum (May 2010), its amendment 1 (2012-08) [documents 62B/879/FDIS and 62B/890/RVD] and its amendment 2 (2016-03) [documents 62B/976/CDV and 62B/994/CDV]. The technical content is identical to the base edition and its amendments.

This Final version does not show where the technical content is modified by amendments 1 and 2. A separate Redline version with all changes highlighted is available in this publication.

International standard IEC 60601-2-44 has been prepared by subcommittee 62B: Diagnostic imaging equipment, of IEC technical committee 62: Electrical equipment in medical practice.

This publication has been drafted in accordance with the ISO/IEC Directives, Part 2.

In this standard, the following print types are used:

- Requirements and definitions: roman type.
- *Test specifications: italic type.*
- Informative material appearing outside of tables, such as notes, examples and references: in smaller type. Normative text of tables is also in a smaller type.
- TERMS DEFINED IN CLAUSE 3 OF THE GENERAL STANDARD, IN THIS PARTICULAR STANDARD OR AS NOTED: SMALL CAPITALS.

In referring to the structure of this standard, the term

- “clause” means one of the seventeen numbered divisions within the table of contents, inclusive of all subdivisions (e.g. Clause 7 includes subclauses 7.1, 7.2, etc.);
- “subclause” means a numbered subdivision of a clause (e.g. 7.1, 7.2 and 7.2.1 are all subclauses of Clause 7).

References to clauses within this standard are preceded by the term “Clause” followed by the clause number. References to subclauses within this particular standard are by number only.

In this standard, the conjunctive “or” is used as an “inclusive or” so a statement is true if any combination of the conditions is true.

The verbal forms used in this standard conform to usage described in Annex H of the ISO/IEC Directives, Part 2. For the purposes of this standard, the auxiliary verb:

- “shall” means that compliance with a requirement or a test is mandatory for compliance with this standard;
- “should” means that compliance with a requirement or a test is recommended but is not mandatory for compliance with this standard;
- “may” is used to describe a permissible way to achieve compliance with a requirement or test.

A list of all parts of the IEC 60601 series, published under the general title *Medical electrical equipment*, can be found on the IEC website.

The committee has decided that the contents of the base publication and its amendments will remain unchanged until the stability date indicated on the IEC web site under "<http://webstore.iec.ch>" in the data related to the specific publication. At this date, the publication will be

- reconfirmed,
- withdrawn,
- replaced by a revised edition, or
- amended.

NOTE The attention of National Committees is drawn to the fact that equipment MANUFACTURERS and testing organizations may need a transitional period following publication of a new, amended or revised IEC publication in which to make products in accordance with the new requirements and to equip themselves for conducting new or revised tests. It is the recommendation of the committee that the content of this publication be adopted for implementation nationally not earlier than 3 years from the date of publication.

IMPORTANT – The 'colour inside' logo on the cover page of this publication indicates that it contains colours which are considered to be useful for the correct understanding of its contents. Users should therefore print this document using a colour printer.

Introduction to Amendment 1

The main topic addressed in this amendment is an extended concept of *CTDI* to accommodate CT SCANNERS with very large z-coverage. The other principal subject areas include:

- 1) a dose-check feature associated with a pre-scanning alert if expected values of dose indices exceed user-configurable DOSE NOTIFICATION VALUES or DOSE ALERT VALUES and
- 2) requirements covering the use of CT data in radiotherapy treatment planning (RTP).

The CT dose metric in use has been based on the $CTDI_{100}$, i.e. measurement of dose in PHANTOMS and limited integration of scattered radiation, and it is used in many countries' legislation to define "dose reference values" (also called "diagnostic reference levels") for CT examinations. Many people use these indices, $CTDI_{vol}$ and DLP , to derive estimates for effective dose via conversion factors. $CTDI_{100}$ is also part of CT acceptance and constancy testing. The introduction of a new dose index would change all CT SCANNERS' *CTDI* values. Therefore the intention is to stay with the $CTDI_{100}$, i.e. the integration of primary radiation and scatter over 100 mm, but adapt the way of measuring and reporting the dose index to incorporate large collimations and to rate all collimations the same way, i.e. to reflect approximately the same percentage of $CTDI_{\infty}$ for all collimations.

As defined in the amendment, $CTDI_{100}$ is to be measured only for collimations up to 40 mm with the current equipment, i.e. the PMMA PHANTOMS and a 100-mm chamber, or other suitable methods that use a RADIATION DETECTOR. For these collimations there is no significant change of the ratio $CTDI_{100} / CTDI_{\infty}$ according to published data. For larger collimations at the same CT CONDITIONS OF OPERATION, the z-efficiency may be different and must be evaluated in the dose measurement. This can be accomplished by the measurement of dose 'free air'. Based on these considerations $CTDI_{100}$ and the $CTDI_{free\ air}$ have been refined. Both types of measurement are combined now to determine the *CTDI* values for larger collimations and they are explained in detail in informative Annexes CC and DD.

Some additional requirements and refinements related to dose have been added: $CTDI_{vol}$ and DLP are defined for a new type of scan mode ('shuttle mode'). In body CT EXAMINATION it is clarified that the $CTDI_{vol}$ and DLP always be reported for the 32-cm diameter PHANTOM. In the amendment it is now required that CT SCANNERS support user-configurable DOSE NOTIFICATION VALUES and DOSE ALERT VALUES.

A new subject area in this Amendment 1 covers requirements for CT SCANNERS providing images for radiotherapy treatment planning. With this amendment begins the implementation of this important CT application into the CT safety standard with a set of requirements that is considered to be safety relevant. It mainly covers scanner hardware adjustments, accuracy of CT image data, and the conversion of HU to electron and mass density.

Introduction to Amendment 2

The main topics addressed in this amendment are editorial corrections and implementation of the last publications of the general and collateral standards as normative references.

Given the degree and significance of the changes to the normative references cited in this amendment, the committee has determined that a 4 year transition period is warranted and appropriate.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60601-2-44:2009+AMD1:2012+AMD2:2016 CSV

MEDICAL ELECTRICAL EQUIPMENT –

Part 2-44: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography

201.1 Scope, object and related standards

Clause 1 of the general standard¹⁾ applies, except as follows:

201.1.1 Scope

Replacement:

This International Standard applies to the BASIC SAFETY and ESSENTIAL PERFORMANCE of CT SCANNERS, hereafter also referred to as ME EQUIPMENT.

If a clause or subclause is specifically intended to be applicable to ME EQUIPMENT only, or to ME SYSTEMS only, the title and content of that clause or subclause will say so. If that is not the case, the clause or subclause applies both to ME EQUIPMENT and to ME SYSTEMS, as relevant.

NOTE 1 See also 4.2 of the general standard.

The scope of this document is limited to CT SCANNERS intended to be used for both head and body characterised by an ENCLOSURE of the X-ray source(s) and imaging detector(s) in a common protective cover in the shape of a toroid. It includes safety requirements for the X-RAY GENERATORS used in CT SCANNERS, including those where HIGH-VOLTAGE GENERATORS are integrated with an X-RAY TUBE ASSEMBLY.

NOTE 2 Requirements for X-RAY GENERATORS and for ASSOCIATED EQUIPMENT, which were previously specified in IEC 60601-2-7 and IEC 60601-2-32, have been included in either IEC 60601-1:2005 (Ed3) or this edition of IEC 60601-2-44. Therefore IEC 60601-2-7 and IEC 60601-2-32 are not part of the 3rd edition scheme for COMPUTED TOMOGRAPHY.

The scope of this International Standard excludes RADIOTHERAPY SIMULATORS and systems where the image is created by a source other than an X-RAY TUBE.

201.1.2 Object

Replacement:

The object of this particular standard is to establish particular BASIC SAFETY and ESSENTIAL PERFORMANCE requirements for CT SCANNERS as defined in 201.3.201, to ensure safety, and to specify methods for demonstrating compliance with those requirements, for CT SCANNERS.

NOTE 1 Requirements for reproducibility, linearity, constancy and accuracy are given because of their relationship to the quality and quantity of the IONIZING RADIATION produced and are confined to those considered necessary for safety.

NOTE 2 Both the levels for compliance and the tests prescribed to determine compliance reflect the fact that the safety of HIGH-VOLTAGE GENERATORS is not sensitive to small differences in levels of performance. The combinations of LOADING FACTORS specified for the tests are therefore limited in number but chosen from experience as being appropriate in most cases. It is considered important to standardize the choice of combinations of LOADING FACTORS so that comparison can be made between tests performed in different places on different occasions. However, combinations other than those specified could be of equal technical validity.

¹⁾ The general standard is IEC 60601-1:2005 and IEC 60601-1:2005/AMD1:2012, *Medical electrical equipment – Part 1: General requirements for basic safety and essential performance*.

NOTE 3 The safety philosophy on which this standard is based is described in the introduction to the general standard and in IEC TR 60513.

NOTE 4 Concerning RADIOLOGICAL PROTECTION, it is assumed that MANUFACTURERS and RESPONSIBLE ORGANIZATIONS accept the general principles of justification, optimisation, and application of dose limits of the International Commission on Radiological Protection as stated in ICRP 103, 2007, paragraph 203, [12]²⁾ namely:

(a) "The principle of justification: Any decision that alters the RADIATION exposure situation should do more good than harm."

(b) "The principle of optimisation of protection: The likelihood of incurring exposures, the number of people exposed, and the magnitude of their individual doses should all be kept as low as reasonably achievable, taking into account economic and societal factors."

(c) "The principle of application of dose limits: The total dose to any individual from regulated sources in planned exposure situations other than medical exposure of PATIENTS should not exceed the appropriate limits recommended by the Commission."

(d) "Application of dose limits for the PATIENT dose might be to the PATIENT'S detriment. Therefore dose limits should not be applied to medical exposures. However, considerations should be given to the use of dose constraints or investigation levels for some common diagnostic procedures. This concept, now renamed as diagnostic reference levels, has been introduced in a large number of countries."

NOTE 5 It is recognized that many of the judgements necessary to follow the ICRP general principles have to be made by the RESPONSIBLE ORGANIZATIONS and not by the MANUFACTURER of the ME EQUIPMENT.

201.1.3 Collateral standards

Addition:

This particular standard refers to those applicable collateral standards that are listed in Clause 2 of the general standard and Clause 201.2 of this particular standard.

IEC 60601-1-2 and IEC 60601-1-3 apply as modified in Clauses 202 and 203. IEC 60601-1-8, IEC 60601-1-9, IEC 60601-1-10³⁾, IEC 60601-1-11⁴⁾ and IEC 60601-1-12⁵⁾ do not apply. All other published collateral standards in the IEC 60601-1 series apply as published.

For collateral standards published after this particular standard, MANUFACTURERS need to determine the applicability in accordance with the RISK MANAGEMENT PROCESS.

2) Figures in square brackets refer to the Bibliography.

3) IEC 60601-1-10, *Medical electrical equipment – Part 1-10: General requirements for basic safety and essential performance – Collateral Standard: Requirements for the development of physiologic closed-loop controllers*

4) IEC 60601-1-11, *Medical electrical equipment – Part 1-11: General requirements for basic safety and essential performance – Collateral Standard: Requirements for medical electrical equipment and medical electrical systems used in the home healthcare environment*

5) IEC 60601-1-12, *Medical electrical equipment – Part 1-12: General requirements for basic safety and essential performance – Collateral Standard: Requirements for medical electrical equipment and medical electrical systems intended to be used in the emergency medical services environment*

201.1.4 Particular standards

Replacement:

In the IEC 60601 series, particular standards may modify, replace or delete requirements contained in the general standard and collateral standards as appropriate for the particular ME EQUIPMENT under consideration, and may add other BASIC SAFETY and ESSENTIAL PERFORMANCE requirements.

A requirement of a particular standard takes priority over the general standard.

For brevity, IEC 60601-1 is referred to in this particular standard as the general standard. Collateral standards are referred to by their document numbers.

The numbering of clauses and subclauses of this particular standard corresponds to that of the general standard with the prefix "201" (e.g. 201.1 in this standard addresses the content of Clause 1 of the general standard) or applicable collateral standard with the prefix "20x" where x is the final digit(s) of the collateral standard document number (e.g. 202.4 in this particular standard addresses the content of Clause 4 of the 60601-1-2 collateral standard, 203.4 in this particular standard addresses the content of Clause 4 of the 60601-1-3 collateral standard, etc.). The changes to the text of the general standard are specified by the use of the following words:

"Replacement" means that the clause or subclause of the general standard or applicable collateral standard is replaced completely by the text of this particular standard.

"Addition" means that the text of this particular standard is additional to the requirements of the general standard or applicable collateral standard.

"Amendment" means that the clause or subclause of the general standard or applicable collateral standard is amended as indicated by the text of this particular standard.

Subclauses, figures or tables which are additional to those of the general standard are numbered starting from 201.101. However, due to the fact that definitions in the general standard are numbered 3.1 through 3.139, additional definitions in this standard are numbered beginning from 201.3.201. Additional annexes are lettered AA, BB, etc., and additional items aa), bb), etc.

Subclauses, figures or tables which are additional to those of a collateral standard are numbered starting from 20x, where "x" is the number of the collateral standard, e.g. 202 for IEC 60601-1-2, 203 for IEC 60601-1-3, etc.

The term "this standard" is used to make reference to the general standard, any applicable collateral standards and this particular standard taken together.

Where there is no corresponding section, clause or subclause in this particular standard, the section, clause or subclause of the general standard or applicable collateral standard, although possibly not relevant, applies without modification; where it is intended that any parts of the general standard or applicable collateral standard, although possibly relevant, is not to be applied, a statement to that effect is given in this particular standard.

201.2 Normative references

NOTE Informative references are listed in the bibliography beginning on page 62.

Clause 2 of the general standard applies, except as follows:

Replacement:

IEC 60601-1-2:2014, *Medical electrical equipment – Part 1-2: General requirements for basic safety and essential performance – Collateral standard: Electromagnetic compatibility – Requirements and tests*

IEC 60601-1-3:2008, *Medical electrical equipment – Part 1-3: General requirements for basic safety and essential performance – Collateral Standard: Radiation protection in diagnostic X-ray equipment*
IEC 60601-1-3:2008/AMD1:2013

Addition:

IEC 60336 *Medical electric equipment – X-Ray Tube assemblies for medical diagnosis – Characteristics of focal spots*

IEC 60601-1:2005, *Medical electrical equipment – Part 1: General requirements for basic safety and essential performance*
IEC 60601-1:2005/AMD1:2012

IEC 61223-3-5, *Evaluation and routine testing in medical imaging departments – Part 3-5: Acceptance tests – Imaging performance of computed tomography X-ray equipment*

ISO 12052, *Health informatics – Digital imaging and communication in medicine (DICOM) including workflow and data management*

201.3 Terms and definitions

For the purposes of this document, the terms and definitions given in IEC 60601-1:2005 and IEC 60601-1:2005/AMD1:2012, IEC 60601-1-3:2008 and IEC 60601-1-3:2008/AMD1:2013, and IEC 60788:2004 apply, except as follows:

NOTE 101 An index of defined terms is to be found at the end of this document.

NOTE 102 In accordance with the definitions in IEC 60601-1-3, in this standard unless otherwise indicated:

- values of X-RAY TUBE VOLTAGE refer to peak values, transients being disregarded;
- values of X-RAY TUBE CURRENT refer to average values.

Addition:

201.3.201 CT SCANNER

X-RAY EQUIPMENT intended to generate cross-sectional images of the body by computer reconstruction of X-ray transmission data obtained at different angles, which may include signal analysis and display equipment, PATIENT SUPPORT, support parts and ACCESSORIES

NOTE 1 The scope of this document is limited to CT SCANNERS intended to be used for both head and body characterised by an ENCLOSURE of the X-ray source(s) and imaging detector(s) in a common protective cover in the shape of a toroid.

NOTE 2 Secondary imaging processing is not included in the scope of this standard.

201.3.202 CT CONDITIONS OF OPERATION

all selectable parameters governing the operation of a CT SCANNER

NOTE 1 Examples of such conditions include NOMINAL TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS, CT PITCH FACTOR, FILTRATION, peak X-RAY TUBE VOLTAGE and either X-RAY TUBE CURRENT and LOADING TIME or CURRENT TIME PRODUCT.

NOTE 2 Some CT CONDITIONS OF OPERATION may vary during the exposure.

NOTE 3 CT CONDITIONS OF OPERATION include parameters that are derived by the system from the user-selectable parameters.

201.3.203

COMPUTED TOMOGRAPHY DOSE INDEX 100

CTDI₁₀₀

integral of the DOSE PROFILE representative of a single axial scan along a line perpendicular to the TOMOGRAPHIC PLANE divided by $N \times T$ according to the following:

for $N \times T$ less than or equal to 40 mm

$$CTDI_{100} = \int_{-50 \text{ mm}}^{+50 \text{ mm}} \frac{D(z)}{N \times T} dz$$

for $N \times T$ greater than 40 mm (all CT CONDITIONS OF OPERATION except collimation are kept the same for these measurements)

$$CTDI_{100} = \int_{-50 \text{ mm}}^{+50 \text{ mm}} \frac{D_{\text{Ref}}(z)}{(N \times T)_{\text{Ref}}} dz \times \frac{CTDI_{\text{free air}, N \times T}}{CTDI_{\text{free air}, \text{Ref}}}$$

where

$D(z)$ is the DOSE PROFILE representative of a single axial scan along a line z perpendicular to the TOMOGRAPHIC PLANE, where dose is reported as ABSORBED DOSE in air and is evaluated within a polymethylmethacrylate (PMMA) dosimetry PHANTOM (see 203.108);

$(N \times T)_{\text{Ref}}$ is a specific $N \times T$ of 20 mm or the largest $N \times T$ available not greater than 20 mm;

$D_{\text{Ref}}(z)$ is the DOSE PROFILE representative of a single axial scan along a line z perpendicular to the TOMOGRAPHIC PLANE, where dose is reported as ABSORBED DOSE in air and is evaluated within a polymethylmethacrylate (PMMA) dosimetry PHANTOM (see 203.108) for $(N \times T)_{\text{Ref}}$;

$CTDI_{\text{free air}, N \times T}$ is the $CTDI_{\text{free air}}$ (201.3.215) for a specific value of $N \times T$;

$CTDI_{\text{free air}, \text{Ref}}$ is the $CTDI_{\text{free air}}$ (201.3.215) for $(N \times T)_{\text{Ref}}$;

N is the number of TOMOGRAPHIC SECTIONS produced in a single axial scan of the X-ray source;

T is the NOMINAL TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS.

NOTE 1 The dose is reported as ABSORBED DOSE to air, but for practical purposes the evaluation of ABSORBED DOSE to air within a PMMA dosimetry PHANTOM is well approximated by measurement of the AIR KERMA.

NOTE 2 This definition assumes that the DOSE PROFILE is centred on $z = 0$.

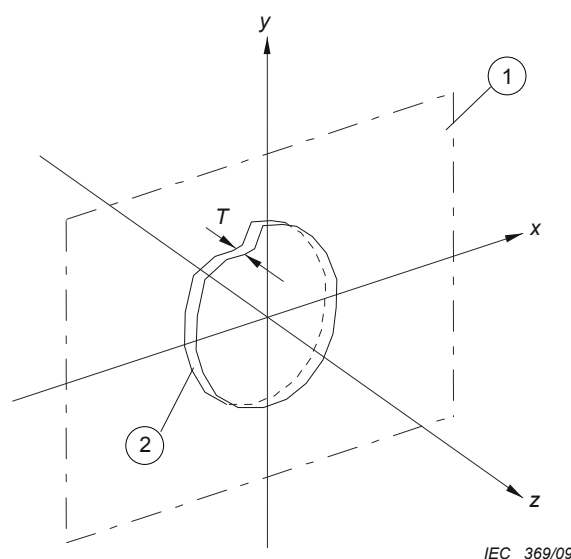
NOTE 3 A single axial scan is typically a 360° rotation of the X-ray source.

NOTE 4 When the TOMOGRAPHIC SECTIONS overlap, e.g. in CT SCANNERS with a “z-flying FOCAL SPOT”, the denominator of the integral needs to be replaced by the total nominal width along z of overlapping tomographic sections. For example, if the percentage of overlap is 50%, then the denominator would be replaced by $0,5 \times N \times T$.

NOTE 5 Typically the z -axis is the axis of rotation.

NOTE 6 The $CTDI_{100}$ is designed to include most of the scattered radiation.

NOTE 7 See Annex CC for explanation.



1 TOMOGRAPHIC PLANE

2 PHANTOM

Figure 201.101 – Coordinate system

201.3.204

CT PITCH FACTOR

in helical scanning the ratio of the PATIENT SUPPORT travel Δd along the z-direction per rotation of the X-ray source divided by the product of the NOMINAL TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS T and the number of TOMOGRAPHIC SECTIONS N :

$$CT \text{ pitch factor} = \frac{\Delta d}{N \times T}$$

where

Δd is the PATIENT SUPPORT travel along the z-direction per rotation of the X-RAY SOURCE;

T is the NOMINAL TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS;

N is the number of TOMOGRAPHIC SECTIONS produced in a single axial scan of the X-RAY SOURCE.

NOTE 1 Although the CT PITCH FACTOR is associated with helical scanning, its definition refers to parameters T and N that are defined only for axial scanning. Definition 201.3.204 presumes that these axial-scanning parameters T and N correspond to the same collimation and active-detector configuration as that of the helical scanning for which the CT PITCH FACTOR is being evaluated.

NOTE 2 When the TOMOGRAPHIC SECTIONS overlap, e.g. in CT SCANNERS with “flying FOCAL SPOT”, the product $N \times T$ needs to be adjusted for overlap.

NOTE 3 CT PITCH FACTOR will be a function of time when Δd is variable during the exposure.

NOTE 4 The terms “helical” is used in this document as a synonym for the term “spiral”.

201.3.205

DOSE PROFILE

representation of the dose as a function of position along a line

201.3.206

NOMINAL TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS

in CT SCANNERS the TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS which is selected and indicated on the CONTROL PANEL

NOTE In helical scanning the thickness of a section associated with the reconstructed image depends on the helical reconstruction algorithm and pitch. This thickness might or might not be equal to the NOMINAL TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS.

201.3.207

SENSITIVITY PROFILE

relative response of a system for COMPUTED TOMOGRAPHY as a function of position along a line perpendicular to the TOMOGRAPHIC PLANE

201.3.208

TOMOGRAPHIC PLANE

geometric plane perpendicular to the axis of rotation at the centre of the X-RAY FIELD in z (see Figure 201.101)

201.3.209

TOMOGRAPHIC SECTION

for CT SCANNERS with a single detector row, the volume over which TRANSMISSION data of X-RADIATION are collected in a single axial scan; for CT SCANNERS with multiple detector rows along the z-axis, the volume over which data are collected by a single acquisition channel representing a single row or a selected grouping of rows

201.3.210

TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS

FULL WIDTH AT HALF MAXIMUM of the SENSITIVITY PROFILE taken at the ISOCENTRE of a TOMOGRAPHIC SECTION

201.3.211

WEIGHTED $CTDI_{100}$

$CTDI_w$

value defined as

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100(\text{centre})} + \frac{2}{3} CTDI_{100(\text{peripheral})}$$

where $CTDI_{100(\text{centre})}$ is the value of $CTDI_{100}$ measured in the centre of a dosimetry PHANTOM, and where $CTDI_{100(\text{peripheral})}$ is the average of the four values of $CTDI_{100}$ measured around the dosimetry PHANTOM periphery according to 203.109.1 a)2) and 3)

201.3.212

VOLUME $CTDI_w$

$CTDI_{vol}$

a) for axial scanning

$$CTDI_{vol} = \frac{N \times T}{\Delta d} CTDI_w$$

where

N is the number of TOMOGRAPHIC SECTIONS produced in a single axial scan of the X-ray source;

T is the NOMINAL TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS;

Δd is the PATIENT SUPPORT travel in z-direction between consecutive scans.

NOTE 1 For the selected CT CONDITIONS OF OPERATION, but irrespective of any scanning length that may be used clinically, the VOLUME $CTDI_w$ ($CTDI_{vol}$) is an index of dose based on a convention of 100 mm range of integration along the z-axis. For axial scanning, $CTDI_{vol}$ corresponds to the average dose that would accrue in the PHANTOM central section of volume equal to the cross sectional area $\times \Delta d$.

NOTE 2 For axial scanning with a total table travel much less than $N \times T$, $CTDI_{vol}$ as defined overestimates the average dose that would accrue in the PHANTOM central section of volume equal to the cross sectional area $\times \Delta d$.

b) for helical scanning

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{CT \text{ pitch factor}}$$

NOTE 1 CT PITCH FACTOR will be a function of time when Δd is variable during the exposure.

NOTE 2 For the selected CT CONDITIONS OF OPERATION, but irrespective of any scanning length that may be used clinically, the VOLUME $CTDI_w$ ($CTDI_{vol}$) is an index of dose based on a convention of 100 mm range of integration along the z-axis. For helical scanning, $CTDI_{vol}$ corresponds to the average dose that would accrue in the centre of a 100 mm scan length.

NOTE 3 For helical scanning, when the product of a small number of rotations times the table travel per rotation is much less than $N \times T$, $CTDI_{vol}$ as defined overestimates the average dose that would accrue in the centre of a 100-mm scan length.

c) for scanning without movement of the PATIENT SUPPORT

$$CTDI_{vol} = n \times CTDI_w$$

where n is equal to the number of rotations.

NOTE 1 c) includes situations where the PATIENT SUPPORT may be moved manually, for example, during an interventional procedure.

NOTE 2 For scanning without movement of the PATIENT SUPPORT and for situations where the PATIENT SUPPORT may be moved manually, this definition overestimates the dose as it includes assumed scatter contribution from adjacent slices.

NOTE 3 For scanning without movement of the PATIENT SUPPORT, $CTDI_{vol}$ corresponds to the dose that would accrue in the PHANTOM central section of volume equal to the cross sectional area $\times N \times T$ were there n congruent sequences of contiguous scanning, each sequence of length 100 mm.

d) for axial scanning without gaps and helical scanning, both involving back-and-forth PATIENT SUPPORT movement between two positions (shuttle mode)

$$CTDI_{vol} = n \frac{N \times T}{(N \times T) + R} CTDI_w$$

where

N is the number of TOMOGRAPHIC SECTIONS produced in a single axial scan of the X-ray source;

T is the NOMINAL TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS;

n is equal to the total number of rotations for the entire scan series;

R is the distance between the two positions;

$CTDI_w$ is the WEIGHTED $CTDI_{100}$.

NOTE 1 See Figure 201.102.

NOTE 2 $CTDI_w$ is evaluated as the time weighed $CTDI_w$ reflecting the varying CT CONDITIONS OF OPERATION.

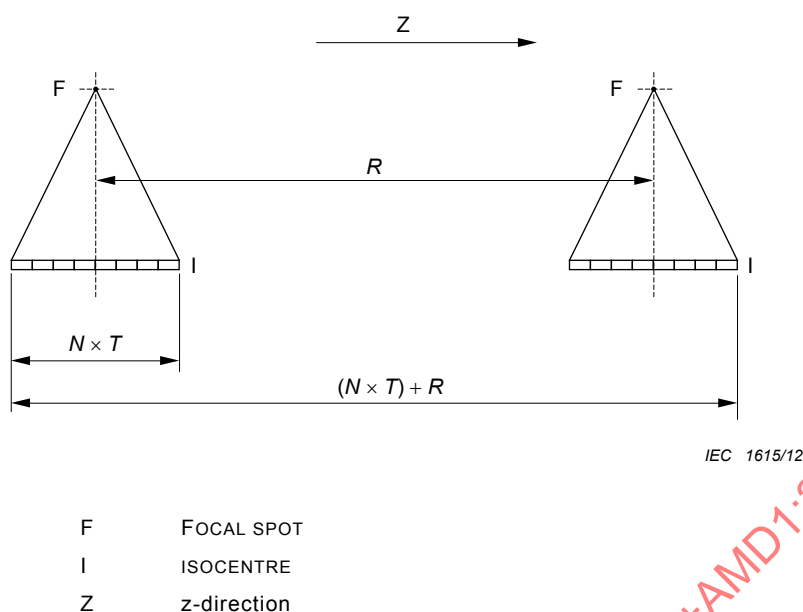


Figure 201.102 – Illustration of $N \times T$, R and $(N \times T) + R$

201.3.213

GEOMETRIC EFFICIENCY IN THE Z-DIRECTION

integral of the DOSE PROFILE determined at the ISOCENTRE without any object in the X-RAY BEAM, over the acquisition range in the z-direction, expressed as percentage of the total integral of the DOSE PROFILE in the z-direction, where the acquisition range is the length along the z-axis spanned by the selected detector elements, or it is the z-axis length of the post-patient collimation, whichever is less and where z-axis lengths are given as equivalent lengths at the ISOCENTRE

NOTE Detector 'combs' or grids will reduce geometric efficiency.

201.3.214

DOSE-LENGTH PRODUCT

DLP

index characterizing the product of the $CTDI_{vol}$ and the total length scanned

a) For axial scanning

$$DLP = CTDI_{vol} \times \Delta d \times n$$

where

Δd is the PATIENT SUPPORT travel in z-direction between consecutive scans;

n is the number of scans in the series.

b) For helical scanning

$$DLP = CTDI_{vol} \times L$$

where

L is the table travel during the entire LOADING, adjusted for dynamic collimation modes if applicable.

NOTE 1 L might be longer than the programmed scan length.

NOTE 2 The time weighted average of $CTDI_{vol}$ is to be used if $CTDI_{vol}$ is variable.

NOTE 3 A way for obtaining L could be to use the FWHM along a line perpendicular to the TOMOGRAPHIC PLANE at isocenter of the free-in-air DOSE PROFILE for the entire scan. In the absence of dynamic collimation this is approximately equivalent to table travel during the entire LOADING.

c) For scanning without movement of the PATIENT SUPPORT

$$DLP = CTDI_{vol} \times N \times T$$

where

N is the number of TOMOGRAPHIC SECTIONS produced in a single axial scan of the X-ray source;

T is the NOMINAL TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS.

- d) for axial scanning without gaps and helical scanning, both involving back-and-forth PATIENT SUPPORT movement between two positions (shuttle mode)

$$DLP = CTDI_{vol} \times ((N \times T) + R)$$

where

N is the number of TOMOGRAPHIC SECTIONS produced in a single axial scan of the X-ray source;

T is the NOMINAL TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS;

R is the distance between the two positions.

201.3.215

COMPUTED TOMOGRAPHY DOSE INDEX FREE-IN-AIR

$CTDI_{free\ air}$

integral of the DOSE PROFILE representative of a single axial scan along a line through the ISOCENTRE and perpendicular to the TOMOGRAPHIC PLANE divided by $N \times T$ according to the following

$$CTDI_{free\ air} = \frac{\int_{-L/2}^{+L/2} D(z) dz}{N \times T}$$

where

$D(z)$ is the DOSE PROFILE representative of a single axial scan along a line z through ISOCENTRE and perpendicular to the TOMOGRAPHIC PLANE, where dose is reported as ABSORBED DOSE in air and is evaluated free-in-air in the absence of a PHANTOM and the PATIENT SUPPORT;

N is the number of TOMOGRAPHIC SECTIONS produced in a single axial scan of the X-ray source;

T is the NOMINAL TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS;

L is at least $(N \times T) + 40$ mm, but not less than 100 mm.

NOTE 1 This definition assumes that the DOSE PROFILE is centred on $z = 0$.

NOTE 2 When the TOMOGRAPHIC SECTIONS overlap, e.g. in CT SCANNERS with a “z-flying FOCAL SPOT”, the denominator of the integral needs to be replaced by the total nominal width along z of overlapping tomographic sections. For example, if the percentage of overlap is 50 %, then the denominator would be replaced by $0,5 \times N \times T$.

NOTE 3 Typically a RADIATION DETECTOR of length L or longer is used. Annex DD provides an example for alternate measurements.

201.3.216

PROTOCOL ELEMENT

set of the particular CT CONDITIONS OF OPERATION necessary to perform a scan

NOTE 1 The following modes are examples of different types of scan: helical, axial, axial series, scanning without movement of the patient support and shuttle mode.

NOTE 2 To maintain consistency with their respective user interfaces and documentation, various CT SCANNERS might use terminology different from “PROTOCOL ELEMENT”, e.g., “scan”, “scan group”, “scan series”, etc., which actually means “PROTOCOL ELEMENT”

NOTE 3 A PROTOCOL ELEMENT is typically associated with a defined clinical task, clinical context, anatomical region, and/or age or size group. It corresponds to one sequence of scanning in a CT EXAMINATION.

201.3.217

CT EXAMINATION

group of PROTOCOL ELEMENTS used for the entire COMPUTED TOMOGRAPHY PROCEDURE for a particular PATIENT

201.3.218

DOSE NOTIFICATION VALUE

value of $CTDI_{vol}$, $CTDI_{vol}$ per second, or DLP used to trigger a notification on the control panel

NOTE A DOSE NOTIFICATION VALUE could represent a level of concern associated with a dose index value that would exceed a value normally expected for the PROTOCOL ELEMENT (e.g. a diagnostic reference level or similar value determined by the RESPONSIBLE ORGANIZATION).

201.3.219

DOSE ALERT VALUE

value of $CTDI_{vol}$ or DLP used to trigger an alert on the control panel

NOTE A DOSE ALERT VALUE could represent a level of concern (e.g. avoidance of deterministic effects) higher than that of a DOSE NOTIFICATION VALUE, and it would therefore warrant more stringent review and consideration before proceeding."

201.4 General requirements

Clause 4 of the general standard applies, except as follows:

201.4.3 ESSENTIAL PERFORMANCE

Addition:

For CT SCANNERS for which the INTENDED USE includes COMPUTED TOMOGRAPHY as the principal means of guidance in invasive procedures (e.g., involving the introduction of a device, such as a needle or a catheter into the body of the PATIENT), any ESSENTIAL PERFORMANCE aspects related to such use shall be identified in the ACCOMPANYING DOCUMENTS and in the RISK MANAGEMENT FILE.

NOTE An example of what would not be considered ESSENTIAL PERFORMANCE is the extraction of needles where images are not required for guidance.

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS and the RISK MANAGEMENT FILE.

201.4.5 *Alternative RISK CONTROL measures or test methods for ME EQUIPMENT or ME SYSTEMS

Addition:

Because state of the art technology changes for CT SCANNERS may result in the inability to strictly comply with all clauses of this particular standard, alternate means of addressing risks via risk management are acceptable. Alternate means are acceptable only when the RESIDUAL RISKS resulting from application of the alternative are equal to or less than the RESIDUAL RISKS that would ensue when the particular standards requirements are met.

201.4.10.2 SUPPLY MAINS for ME EQUIPMENT and ME SYSTEMS

Addition:

The internal impedance of a SUPPLY MAINS is to be considered sufficiently low for the operation of a CT SCANNER if the value of the APPARENT RESISTANCE OF SUPPLY MAINS does not exceed the value specified in the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

Either the APPARENT RESISTANCE OF SUPPLY MAINS or the proper gauge/length of supply cables or other appropriate SUPPLY MAINS specifications used in a facility shall be specified in the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

NOTE If a NOMINAL voltage is claimed for a mains power supply system, it is assumed that there is no voltage of a higher value between any of the conductors of the system or between any of these conductors and earth.

An alternating voltage is considered in practice to be sinusoidal if any instantaneous value of the waveform concerned differs from the instantaneous value of the ideal waveform at the same moment by no more than $\pm 2\%$ of the peak value of the ideal waveform.

A three-phase SUPPLY MAINS is considered to have a practical symmetry if it delivers symmetrical voltages and produces, when loaded symmetrically, symmetrical currents.

The requirements of this standard are based upon the assumption that three-phase systems have a symmetrical configuration of the MAINS VOLTAGE with respect to earth. Single-phase systems may be derived from such three-phase systems. Where the supply system is not earthed at the source it is assumed that adequate measures have been provided to detect, limit and remedy any disturbance of symmetry within a reasonably short time.

A CT SCANNER is considered to comply with the requirements of this standard only if its specified NOMINAL ELECTRIC POWER can be demonstrated at an APPARENT RESISTANCE OF SUPPLY MAINS having a value not less than the APPARENT RESISTANCE OF SUPPLY MAINS specified by the MANUFACTURER in the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

201.5 General requirements for testing of ME EQUIPMENT

Clause 5 of the general standard applies, except as follows:

201.5.7 Humidity preconditioning treatment

Addition:

For those CT SCANNERS that are to be used only in controlled environments, as to be specified in the ACCOMPANYING DOCUMENTS, no humidity preconditioning is required.

The ACCOMPANYING DOCUMENTS shall include the time period that the room environmental operating conditions must be maintained prior to powering the system on.

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

201.6 Classification of ME EQUIPMENT and ME SYSTEMS

Clause 6 of the general standard applies, except as follows:

201.6.2 Protection against electric shock

Replacement:

HIGH-VOLTAGE GENERATORS in CT SCANNERS shall be CLASS I ME EQUIPMENT or INTERNALLY POWERED ME EQUIPMENT.

201.6.6 MODE OF OPERATION

Replacement:

Unless otherwise specified, CT SCANNERS or sub-assemblies thereof shall be classified as suitable for continuous connection to the SUPPLY MAINS in the STAND-BY STATE and for specified LOADINGS.

201.7 ME EQUIPMENT identification, marking and documents

Clause 7 of the general standard applies, except as follows:

201.7.2.15 Cooling conditions

Addition:

The cooling requirements for the safe operation of a CT SCANNER, or a sub-assembly thereof, shall be indicated in the ACCOMPANYING DOCUMENTS, including as appropriate the maximum heat dissipation.

201.7.8.1 Colours of indicator lights

Addition after the first paragraph:

For CT SCANNERS, the colours to be used for indicator lights shall be as follows:

- the colour green shall be used at the CONTROL PANEL to indicate the state from which one further action leads to the LOADING STATE; see 203.103;
- the colour yellow shall be used at the CONTROL PANEL to indicate the LOADING STATE; see 203.6.4.2.

NOTE 101 The colours of indicator lights need to be chosen according to the message to be given. Thus, the same operational state of an X-RAY EQUIPMENT can have simultaneous indications in different colours depending upon the place of indication, for example green at the CONTROL PANEL and red at the entrance to the examination room.

201.7.9 ACCOMPANYING DOCUMENTS

201.7.9.2.2 Warning and safety notices

Addition:

For risks not sufficiently mitigated in 201.9.2, warnings shall be given in the ACCOMPANYING DOCUMENTS, or markings provided on the equipment to mitigate the RISK of injuries that could result from collision of power driven equipment parts with other moving or stationary items likely to be in the environment.

201.7.9.2.9 Operating instructions

Addition:

Electric output data shall be stated in the instructions for use in terms of LOADING FACTORS as required in 201.12.1.103.

For CT SCANNERS in which part of the HIGH-VOLTAGE GENERATOR is integrated with the X-RAY TUBE ASSEMBLY (for example X-RAY TUBE HEADS) the stated values shall refer to the complete device.

The following combinations and data shall be stated:

- 1) the corresponding NOMINAL X-RAY TUBE VOLTAGE together with the highest X-RAY TUBE CURRENT obtainable from the HIGH-VOLTAGE GENERATOR when operated at that X-RAY TUBE VOLTAGE;
- 2) the corresponding highest X-RAY TUBE CURRENT together with the highest X-RAY TUBE VOLTAGE, obtainable from the HIGH-VOLTAGE GENERATOR when operating at that X-RAY TUBE CURRENT;
- 3) the corresponding combination of X-RAY TUBE VOLTAGE and X-RAY TUBE CURRENT which results in the highest electric output power;
- 4) the NOMINAL ELECTRIC POWER given as the highest constant electric output power in kilowatts which the HIGH-VOLTAGE GENERATOR can deliver, for a LOADING TIME of 4 s at an X-RAY TUBE VOLTAGE of 120 kV, or if these values are not selectable, with an X-RAY TUBE VOLTAGE nearest to 120 kV and the value of LOADING TIME nearest to but not less than 4 s.

The NOMINAL ELECTRIC POWER shall be given together with the combination of X-RAY TUBE VOLTAGE and X-RAY TUBE CURRENT and the LOADING TIME which are used in the CT SCANNER.

201.7.9.3 Technical description

201.7.9.3.1 General

Addition:

The technical description shall contain information about the combination or, if necessary, the combinations of sub-assemblies and ACCESSORIES of a CT SCANNER.

Additional subclause:

201.7.9.101 Reference to ACCOMPANYING DOCUMENTS

Clauses and subclauses of this standard, in which additional requirements concerning the content of ACCOMPANYING DOCUMENTS are given:

– APPARENT RESISTANCE OF SUPPLY MAINS	201.4.10.2
– Controlled environment	201.5.7
– Cooling conditions	201.7.2.15
– Warning and safety notices	201.7.9.2.2
– Operating instructions	201.7.9.2.9
– Suitable combinations	201.7.9.3.1
– Protective measures	201.9.2.2.4.4
– Limits for movements at unintentional interruption	201.9.2.3.1.102
– Means for release of PATIENT	201.9.2.5
– Accuracy of RADIATION output	201.12.1.101
– Compliance with this standard	203.4.1
– General requirements for dose information	203.5.2.4.1
– Dose indication	203.5.2.4.3
– Deterministic effects	203.5.2.4.5
– Image quality related performance	203.6.7.2
– HALF VALUE LAYER and TOTAL FILTRATION	203.7.1
– Indication of FILTER properties	203.7.3
– Constancy of AUTOMATIC EXPOSURE CONTROL(S)	203.6.5

– PRIMARY PROTECTIVE SHIELDING	203.11
– Statement of reference LOADING conditions	203.12.3
– Protection against STRAY RADIATION	203.13.2
– Control of RADIATION OUTPUT	203.106
– $CTDI_{100}$	203.109.1
– $CTDI_{free\ air}$	203.109.2
– DOSE PROFILE statement	203.110
– SENSITIVITY PROFILE statement	203.111
– GEOMETRIC EFFICIENCY IN THE Z DIRECTION	203.113
– Light marker	203.115 c)
– Interaction of CT X-RADIATION with active medical devices	203.5.2.4.101
– ESSENTIAL PERFORMANCE	201.4.3
– Alignment of the top of the PATIENT SUPPORT	201.101.2
– Top of the PATIENT SUPPORT	201.101.3
– Table sag (stiffness of the PATIENT SUPPORT)	201.101.4
– Integral light markers for PATIENT marking	201.101.5
– Typical scan mode to provide images for RTP	201.101.6
– HU-value conversion	201.101.7
– Geometric accuracy of image data	201.101.8
– Information in the ACCOMPANYING DOCUMENTS	203.10.2
– Display and recording of $CTDI_{vol}$ and DLP	203.112

201.8 Protection against electrical HAZARDS from ME EQUIPMENT

Clause 8 of the general standard applies, except as follows:

201.8.4 Limitation of voltage, current or energy

Addition:

201.8.4.101 Limitation of high voltage to the NOMINAL X-RAY TUBE VOLTAGE

CT SCANNERS shall be designed so as not to deliver a voltage higher than the NOMINAL X-RAY TUBE VOLTAGE for the X-RAY TUBE ASSEMBLY in NORMAL USE associated with PATIENT scanning.

Compliance is checked by inspection of the MANUFACTURER'S data for the component, by inspection of the ME EQUIPMENT, and where necessary, by functional test.

201.8.4.102 Detachable high-voltage cable connections

Detachable high voltage cable connections to the X-RAY TUBE ASSEMBLY shall be designed so that the use of tools is required to disconnect them or to remove their protective covers.

Compliance is checked by inspection.

201.8.4.103 Unacceptably high voltage in the MAINS PART

Provision shall be made to prevent the appearance of an unacceptably high voltage in the MAINS PART or in any other low-voltage circuit.

NOTE This may be achieved for example:

- by provision of a winding layer or a conductive screen connected to the PROTECTIVE EARTH TERMINAL between high-voltage and low-voltage circuits;
- by provision of a voltage-limiting device across terminals to which external devices are connected and between which an excessive voltage might arise if the external path to earth becomes discontinuous.

Compliance is checked by inspection of design data and construction.

201.8.7 LEAKAGE CURRENTS and PATIENT AUXILIARY CURRENTS

201.8.7.3 Allowable values

d)

Replacement:

The allowable values of the EARTH LEAKAGE CURRENT are 5 mA in NORMAL CONDITION and 10 mA in SINGLE FAULT CONDITION.

For PERMANENTLY INSTALLED CT SCANNERS and sub-assemblies thereof connected to a supply circuit that supplies only this CT SCANNER, the EARTH LEAKAGE CURRENT under NORMAL CONDITION and SINGLE FAULT CONDITION shall not exceed 10 mA.

NOTE 1 Local regulation can establish limits for protective earth currents of the installation. See also IEC 60364-7-710.

The allowable values of the EARTH LEAKAGE CURRENT are permitted for each sub-assembly of the CT SCANNER that is supplied by its own exclusive connection to the SUPPLY MAINS or to a central connection point, if the latter is fixed and PERMANENTLY INSTALLED.

A fixed and PERMANENTLY INSTALLED central PROTECTIVE EARTH TERMINAL may be provided inside the outer ENCLOSURE or cover of the CT SCANNER. If other sub-assemblies or ASSOCIATED EQUIPMENT are connected to the PROTECTIVE EARTH TERMINAL, the EARTH LEAKAGE CURRENT between such a central connection point and the external protective system may exceed the allowable values for any one of the single devices connected.

NOTE 2 The provision of a central PROTECTIVE EARTH TERMINAL is acceptable, since for fixed and PERMANENTLY INSTALLED ME EQUIPMENT the interruption of the PROTECTIVE EARTH CONDUCTOR is not considered to be a SINGLE FAULT CONDITION. However, in such cases, adequate information on the combination of ASSOCIATED EQUIPMENT needs to be provided in accordance with 201.7.9.3.1.

Compliance is checked by inspection and test.

e)

Addition:

For PERMANENTLY INSTALLED CT SCANNERS, regardless of waveform and frequency, the EARTH LEAKAGE CURRENT under NORMAL CONDITION and SINGLE FAULT CONDITION shall not exceed 20 mA when measured with a non-frequency-weighted device.

Compliance is checked by inspection and test.

201.8.8 Insulation

201.8.8.3 Dielectric strength

Addition after the first paragraph:

The dielectric strength of the electrical insulation of high-voltage circuits shall be sufficient to withstand the test voltages for the durations given in 8.8.3 of the general standard.

The test shall be made without an X-RAY TUBE connected and with a test voltage of 1,2 times the NOMINAL X-RAY TUBE VOLTAGE of the HIGH-VOLTAGE GENERATOR.

If the HIGH-VOLTAGE GENERATOR can only be tested with the X-RAY TUBE connected, the test voltage may be lower but shall not be less than 1,1 times the NOMINAL X-RAY TUBE VOLTAGE of the HIGH-VOLTAGE GENERATOR or X-RAY TUBE ASSEMBLY (whichever is lower).

NOTE 101 For the NOMINAL X-RAY TUBE VOLTAGE of the HIGH-VOLTAGE GENERATOR, see also subclause 201.8.4.101, Limitation of high voltage to the NOMINAL X-RAY TUBE VOLTAGE.

Compliance is checked by the following tests:

The high-voltage circuits of HIGH-VOLTAGE GENERATORS or sub-assemblies thereof are tested by applying a test voltage of 50 % of its final value according to 8.5.4 of the general standard and raising it over a period of 10 s or less to the final value, which then is maintained for 3 min.

Addition to item 8.8.3 a):

If during the dielectric strength test there is a RISK of overheating a transformer or associated circuitry under test, it is permitted to carry out the test at a higher supply frequency, or d.c. voltage, equal to the peak value of the a.c. test voltage, or to supply the test voltage to the secondary side by another generator.

During the dielectric strength test, the applied test voltage in the high-voltage circuit should be kept to 100 % to 105 % of the value required.

Addition to item 8.8.3 b):

During the dielectric strength test of HIGH-VOLTAGE GENERATORS, slight corona discharges in the high-voltage circuit are to be disregarded if they cease when the test voltage is lowered to 1,1 times the voltage to which the test condition is referred.

Addition to item 8.8.3.c):

If according to RISK ASSESSMENT the GANTRY or PATIENT SUPPORT is an APPLIED PART or the part treated as an APPLIED PART, and the conductive GANTRY or PATIENT SUPPORT parts accessible to the PATIENT are not fully covered by plastic ENCLOSURE, then such GANTRY or PATIENT SUPPORT parts are protected by MEANS OF PATIENT PROTECTION (MOPP). In this case, the test voltage for the dielectric strength testing of stator and stator circuits used for the operation of the rotating ANODE of the X-RAY TUBE is to be referred to the voltage existing after reduction of the stator supply voltage to its steady state operating value.

Otherwise, the gantry is protected by MEANS OF OPERATOR PROTECTION (MOOP) and Table 6 and Tables 13 to 16 of the general standard or the INSULATION COORDINATION requirements of IEC 60950-1 apply.

HIGH-VOLTAGE GENERATORS or sub-assemblies thereof that are integrated with an X-RAY TUBE ASSEMBLY are to be tested with an appropriately loaded X-RAY TUBE.

If the dielectric strength test is performed with an X-RAY TUBE connected and the high-voltage circuit is not accessible for the measurement of the test voltage applied, appropriate measures are to be taken to ensure that the values lie within the limits required in this subclause.

201.8.9 CREEPAGE DISTANCES and AIR CLEARANCES

201.8.9.1 Values

Additional subclause:

201.8.9.1.101 CREEPAGE DISTANCES and AIR CLEARANCES for CT SCANNERS

For PERMANENTLY INSTALLED CT SCANNERS with protective earthing, the values of Tables 13, 15 and 16 of the general standard for one and two MOOP considering high altitude, material groups, pollution degree classification and over voltage category classification apply up to reference voltages of 1 000 V a.c. r.m.s. or 1 400 V_{peak} d.c. in Tables 13 and 15 of the general standard, and 1 000 V_{dc} in Table 16 of the general standard.

For higher reference voltages the CREEPAGE DISTANCES and AIR CLEARANCES

- shall be not less than those for 1 000 V a.c. r.m.s. or 1 400 V_{peak} or V_{d.c.} in Tables 13 and 15, and 1 000 V d.c. in Table 16 of the general standard; and
- shall comply with the dielectric strength test according to subclause 8.8.3 of the general standard.

The dielectric strength test shall be performed under environmental conditions as described in 8.8.3 of the general standard and 201.5.7 of this particular standard.

NOTE For CT SCANNERS installed with a fixed and PERMANENTLY INSTALLED PROTECTIVE EARTH CONDUCTOR it is assumed that there is no unacceptable RISK with regard to the reliability of the PROTECTIVE EARTH CONNECTION. The components with high reference voltages are: parts of X-RAY GENERATOR, X-RAY TUBE ASSEMBLY and in some cases parts of the digital acquisition system therefore, a reliable PROTECTIVE EARTH CONNECTION and sufficient dielectric strength of insulation are considered as equivalent to two MOPs. See also 201.8.8.3.

For the same reason there is a statement in 8.7.3 d) of the general standard that under these circumstances a higher EARTH LEAKAGE CURRENT is admissible. This aligns with the statements on CREEPAGE DISTANCES and AIR CLEARANCES in IEC 60664-1.

201.9 Protection against mechanical HAZARDS of ME EQUIPMENT and ME SYSTEMS

Clause 9 of the general standard applies, except as follows:

201.9.2.2.4.4 Protective measures

Addition:

When a part is provided with one or more devices designed to reduce, in NORMAL USE, the risk of collision with the PATIENT, the operation and limitations of each device shall be described in the INSTRUCTIONS FOR USE.

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

201.9.2.3 Other HAZARDS associated with moving parts

201.9.2.3.1 Unintended movement

Addition:

201.9.2.3.1.101 Unintended movements for CT SCANNERS

Means shall be provided to minimize the possibility of unintended motion, which could result in physical injury to the PATIENT, in NORMAL USE and SINGLE FAULT CONDITIONS. The following shall apply.

- a) OPERATOR controls shall be so positioned, recessed, or protected by other means such that they are unlikely to be inadvertently actuated in a way resulting in physical injury to the PATIENT.
- b) The equipment shall be SINGLE FAULT SAFE against uncontrolled motion.

201.9.2.3.1.102 Unintentional interruption

If parts involved in powered movements could cause physical injury, such parts shall be stopped in the event of unintentional interruption of the SUPPLY MAINS or power supply within the limits given in the ACCOMPANYING DOCUMENTS. The maximum value of distance and angle for each stopping condition shall be given in the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS and by interruption of the SUPPLY MAINS to powered movements and measurement of stopping distances. These tests shall be performed with a patient-equivalent mass of 135 kg distributed evenly over the PATIENT SUPPORT.

Additional subclauses:

201.9.2.3.101 Operation of equipment movements from inside the RADIATION room

Any motorized movements of equipment parts which may cause physical injury to the PATIENT shall be controlled by continuous deliberate action by the OPERATOR. The control shall be located close to the PATIENT SUPPORT so that the OPERATOR can continuously observe the PATIENT and thus avoid possible injury to the latter and be positioned in such a way that it cannot easily be touched by the PATIENT. Those movements which are part of a pre-programmed scanning protocol are exempt from these requirements.

The motorized movement of ME EQUIPMENT or ME EQUIPMENT parts which could crush or otherwise directly cause serious injury to the PATIENT, and for which the response of the OPERATOR to actuate an emergency stop cannot be relied on to prevent an injury, shall be operated only by continuous actuation of two switches by the OPERATOR. On release by the OPERATOR, each switch shall be independently capable of interrupting the movement.

NOTE Emergency stops located on the PATIENT SUPPORT or gantry and the CONTROL PANEL(S) per 201.9.2.4.101.1 are considered to be sufficient controls which the OPERATOR can rely upon to avoid injury.

The two switches may be designed into a single control, and one switch may be in a circuit which is common to all motions.

These switches shall be in a location such that possible injury to the PATIENT can be observed by the OPERATOR. At least one set of switches shall be so located as to require the presence of the OPERATOR close to the PATIENT, to observe the moving parts of the ME EQUIPMENT.

201.9.2.3.102 Operation of equipment movements from outside the RADIATION room

Any motorized movements of equipment parts which may cause physical injury to the PATIENT shall be controlled by continuous deliberate action by the OPERATOR.

When the control by continuous deliberate action is applied as a protective measure for the motorized movements, the control shall be located at the position where movements can be visually observed. Those movements which are part of a pre-programmed scanning protocol are exempt from these requirements.

The motorized movement of ME EQUIPMENT or ME EQUIPMENT parts which could crush or otherwise directly cause serious injury to the PATIENT, and for which the response of the OPERATOR to actuate an emergency stop cannot be relied on to prevent an injury, shall be operated only by continuous actuation of two switches by the OPERATOR. On release by the OPERATOR, each switch shall be independently capable of interrupting the movement.

NOTE Emergency stops located on the PATIENT SUPPORT or gantry and the CONTROL PANEL(S) per 201.9.2.4.101.1 are considered sufficient controls for which the OPERATOR can rely upon to avoid injury.

The two switches may be designed into a single control, and one switch may be in a circuit which is common to all motions.

These switches shall be in a location such that the PATIENT can be observed, to enable the OPERATOR to help preclude possible injury to the PATIENT.

201.9.2.4 Emergency stopping devices

Addition:

201.9.2.4.101 GANTRY and PATIENT SUPPORT

201.9.2.4.101.1 Emergency stop of motorized movements

Readily identifiable and accessible control(s) composed of COMPONENTS WITH HIGH-INTEGRITY CHARACTERISTICS shall be provided near to or on the PATIENT SUPPORT or gantry for emergency stopping of motorized movements by interruption of the electric power to the movement system. When operated, tilt or linear movement of the gantry and table movement shall stop within the limits given in 201.9.2.4.101.2 and 201.9.2.4.101.3 of this particular standard. Control(s) shall be positioned in such a way that they cannot be operated accidentally.

Similar controls shall also be provided near to, or on, any remote CONTROL PANEL from which movements can be actuated.

The drive power shall be disconnected within 1 s of emergency-stop activation.

Upon emergency stop activation LOADING shall be terminated according to 203.101.

MOTORIZED MOVEMENT termination and LOADING termination shall be accomplished by the same emergency stop button

NOTE Power required to maintain the electronics and control circuitry may remain energized after emergency-stop activation.

Compliance is checked by the appropriate functional tests. These tests shall be performed with a patient-equivalent mass of 135 kg distributed evenly over the PATIENT SUPPORT.

201.9.2.4.101.2 Tilting of the GANTRY

When the emergency stop control is actuated, the gantry tilt shall stop within an angle of 0,5°.

Compliance is checked by functional test.

201.9.2.4.101.3 Linear movements of the PATIENT SUPPORT and gantry

When the emergency stop control is actuated, the action to stop the PATIENT SUPPORT and gantry linear motion in the z-direction shall be initiated within 10 mm of travel. Z-direction motion shall stop within 50 mm after actuation of the emergency stop.

If a scan mode is selected in which the PATIENT SUPPORT cannot stop within 25 mm after actuation of the emergency stop, before the scan is initiated the CT SCANNER shall display an alert on the CONTROL PANEL regarding this situation and instruct the OPERATOR to ensure the PATIENT area of travel is free from obstruction.

The ACCOMPANYING DOCUMENTS shall identify the scan modes that cannot meet the 25 mm emergency stop distance.

PATIENT SUPPORT movement (up/down/sideways) shall stop within 10 mm after actuation of the emergency stop.

Compliance is checked by functional test and inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

201.9.2.5 Release of PATIENT

Addition:

201.9.2.5.101 Release means

Where there is a possibility that a failure of a powered movement during NORMAL USE of the ME EQUIPMENT might result in the PATIENT being trapped, control(s) shall be provided to permit the release of the PATIENT. These means shall be described in the INSTRUCTIONS FOR USE.

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

201.9.8.2 TENSILE SAFETY FACTOR

Addition:

For a fully extended cradle, the minimum TENSILE SAFETY FACTOR shall be 2,5 irrespective of the situations listed in Table 21 of the general standard, and the load shall be evenly distributed over a distance of 1,5 m on the cradle. This minimum TENSILE SAFETY FACTOR of 2,5 also applies to the associated cradle attachment accessories according to their specified maximum loads.

NOTE The safety factor for the table base remains as required by the general standard.

201.9.8.3.3 Dynamic forces due to LOADING from persons

Addition:

NOTE The mass is accelerated for 150 mm, and then decelerates during compression of the 60 mm of foam, resulting in a force equivalent from 2 to 3 times the SAFE WORKING LOAD.

Where mechanical analysis proves that the following static load test is more severe than the dynamic load test specified in general standard, it is possible to waive the dynamic load test based on risk management.

Prior to performing this test, a PATIENT SUPPORT/suspension system is positioned horizontally in its most disadvantageous position in NORMAL USE where PATIENT LOADING and unloading takes place.

A mass which results in a force calculated to be greater than the dynamic load shall be placed on the PATIENT SUPPORT. The contact area of this mass is equivalent to that defined in Figure 33 of the general standard and is applied for at least one minute. BASIC SAFETY and ESSENTIAL PERFORMANCE shall be maintained.

NOTE The foam described in Figure 33 is not used in this test.

201.10 Protection against unwanted and excessive RADIATION HAZARDS

Clause 10 of the general standard applies.

NOTE Protection against unwanted and excessive RADIATION HAZARDS is also addressed in Clause 203 of this particular standard and in IEC 60601-1-3.

201.11 Protection against excessive temperatures and other HAZARDS

Clause 11 of the general standard applies, except as follows:

201.11.1 Excessive temperatures in ME EQUIPMENT

201.11.1.1 Maximum temperature during NORMAL USE

Addition:

Restrictions on allowable maximum temperature for parts in contact with oil shall not apply to parts wholly immersed in oil.

201.12 Accuracy of controls and instruments and protection against hazardous outputs

Clause 12 of the general standard applies, except as follows:

201.12.1 Accuracy of controls and instruments

Addition:

201.12.1.101 Accuracy of RADIATION output

The MANUFACTURER shall provide in the instructions for use information regarding the accuracy of X-RAY TUBE VOLTAGE and X-RAY TUBE CURRENT, and linearity of RADIATION output.

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

201.12.1.102 Accuracy of recorded CT EXAMINATION data

- a) When a RADIOGRAM for preview (as described in 203.115 of this particular standard) is provided, the position of the TOMOGRAPHIC SECTION shall be clearly indicated on the RADIOGRAM.

The indication of the position of the TOMOGRAPHIC SECTIONS shall be accurate within ± 2 mm.

- b) In NORMAL USE the information indicating the orientation of the displayed image with respect to the PATIENT shall be displayed with each image.

Compliance is checked by inspection.

201.12.1.103 Indication of electric and RADIATION output

Adequate information shall be available to the OPERATOR, before, during and after the LOADING of an X-RAY TUBE, about fixed, permanently or semi-permanently pre-selected or otherwise predetermined LOADING FACTORS or modes of operation so as to enable the OPERATOR to pre-select appropriate conditions for the IRRADIATION and subsequently to obtain data necessary for the estimation of the ABSORBED DOSE received by the PATIENT.

The units of indication shall be as follows:

- for X-RAY TUBE VOLTAGE: kilovolts;
- for X-RAY TUBE CURRENT: milliamperes;
- for LOADING TIME: seconds;
- for CURRENT TIME PRODUCT: milliampere-seconds.

Compliance is checked by inspection.

201.13 Hazardous situations and fault conditions

Clause 13 of the general standard applies.

201.14 PROGRAMMABLE ELECTRICAL MEDICAL SYSTEMS (PEMS)

Clause 14 of the general standard applies, except as follows:

201.14.1 *General

Addition:

NOTE 6 CT SCANNERS have PEMS with functionality necessary for BASIC SAFETY and, in certain cases, could have functionality necessary for ESSENTIAL PERFORMANCE.

201.15 Construction of ME EQUIPMENT

Clause 15 of the general standard applies.

201.16 ME SYSTEMS

Clause 16 of the general standard applies.

201.17 ELECTROMAGNETIC COMPATIBILITY of ME EQUIPMENT and ME SYSTEMS

Clause 17 of the general standard applies.

201.101 Requirements for CT SCANNERS providing images for RADIOTHERAPY TREATMENT PLANNING (RTP)

201.101.1 General

Clause 201.101 applies only to CT SCANNERS whose INTENDED USE includes providing image data for RADIOTHERAPY TREATMENT PLANNING (RTP).

Requirements related to the CT SCANNER (gantry, PATIENT SUPPORT, light markers) and conversion of Hounsfield Units to electron and mass density are addressed.

201.101.2 Alignment of the top of the PATIENT SUPPORT

201.101.2.1 General

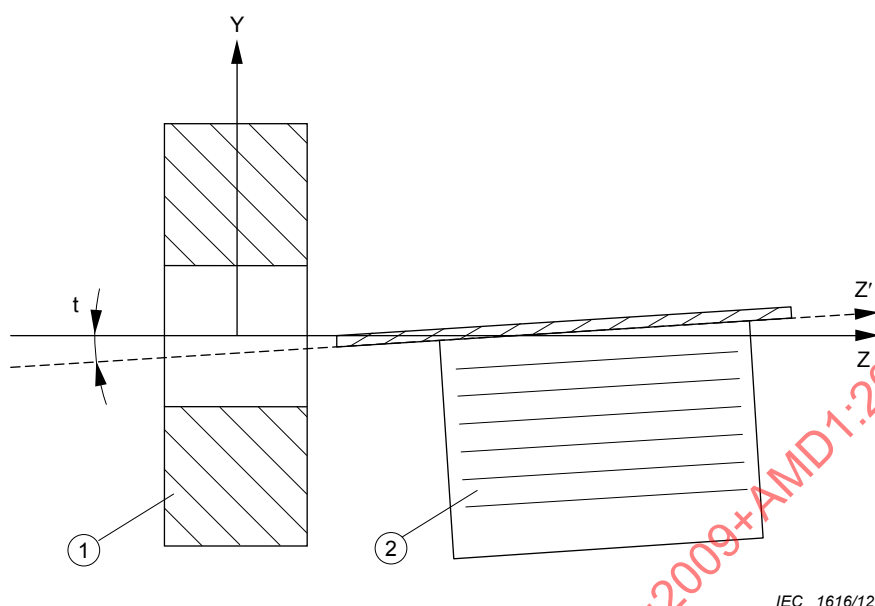
The ACCOMPANYING DOCUMENTS shall describe the procedures for aligning the top of the PATIENT SUPPORT with respect to the TOMOGRAPHIC PLANE such that the long axis of the top of the PATIENT SUPPORT is aligned vertically and horizontally over the maximum scan range along the z direction.

Compliance of the alignment requirements in subclauses 201.101.2.2 and 201.101.2.3 is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

201.101.2.2 Alignment of the PATIENT SUPPORT in the vertical plane (tilt)

The alignment procedure shall require the accuracy of the alignment to be $\pm 0,5^\circ$ or less with respect to the horizontal plane (Figure 201.103).

The alignment procedure shall require this measurement to be taken on the retracted top of the PATIENT SUPPORT, without load, after installation.

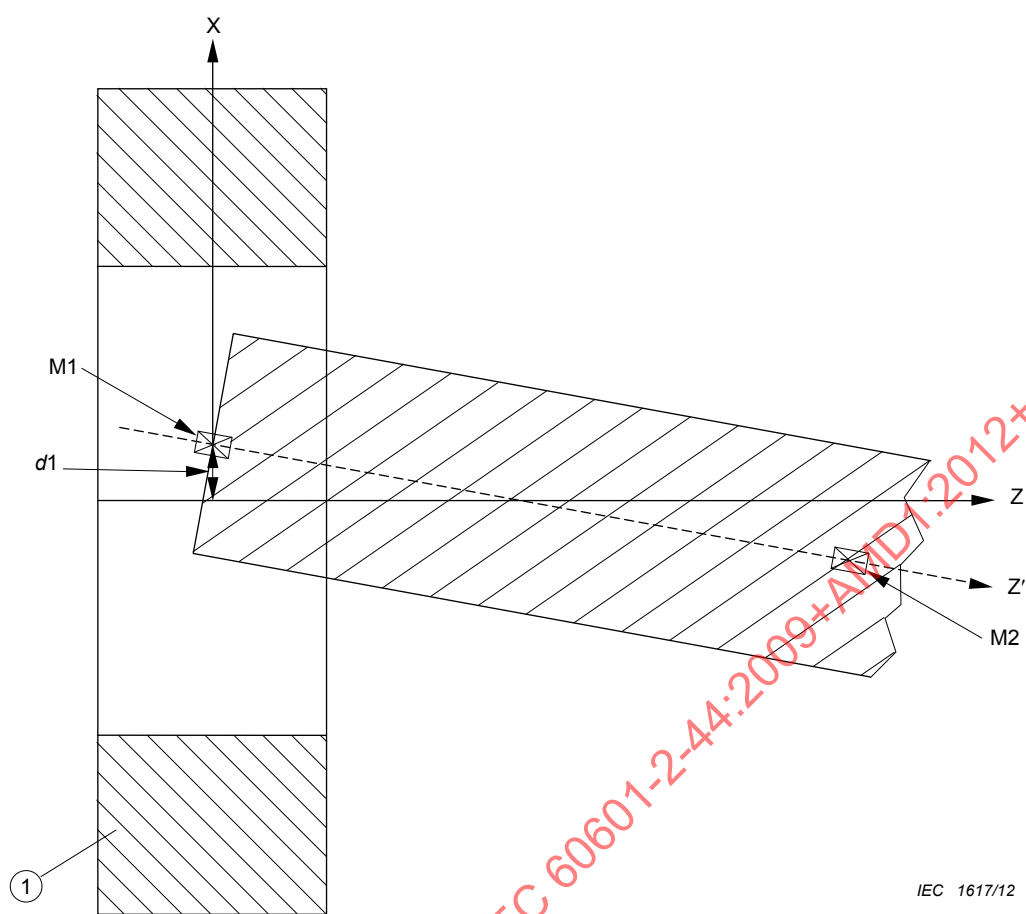


- Z Z-axis
- Z' Axis of the top of the PATIENT SUPPORT
- t Tilt angle
- 1 Gantry
- 2 PATIENT SUPPORT

Figure 201.103 – Vertical alignment of the PATIENT SUPPORT

201.101.2.3 Alignment of the PATIENT SUPPORT in the horizontal plane

- a) The alignment procedure shall require the axis of the horizontal movement of the top of the PATIENT SUPPORT to be perpendicular to the x-axis of the TOMOGRAPHIC PLANE within $\pm 1^\circ$.
- b) The alignment procedure shall require the centerline of the top of the PATIENT SUPPORT to be marked at the front end (M1) and at a distance of 1 m from the front end (M2). The difference between the centerline and the z-axis indicated by the sagittal light marker shall be measured at the position of the scan plane for both M1 and M2. Neither d1 nor d2 shall exceed 2 mm (see Figure 201.104). If the sagittal light marker does not extend to the scan plane, the measurement shall be taken at the external light marker position.



IEC 1617/12

Figure 201.104a

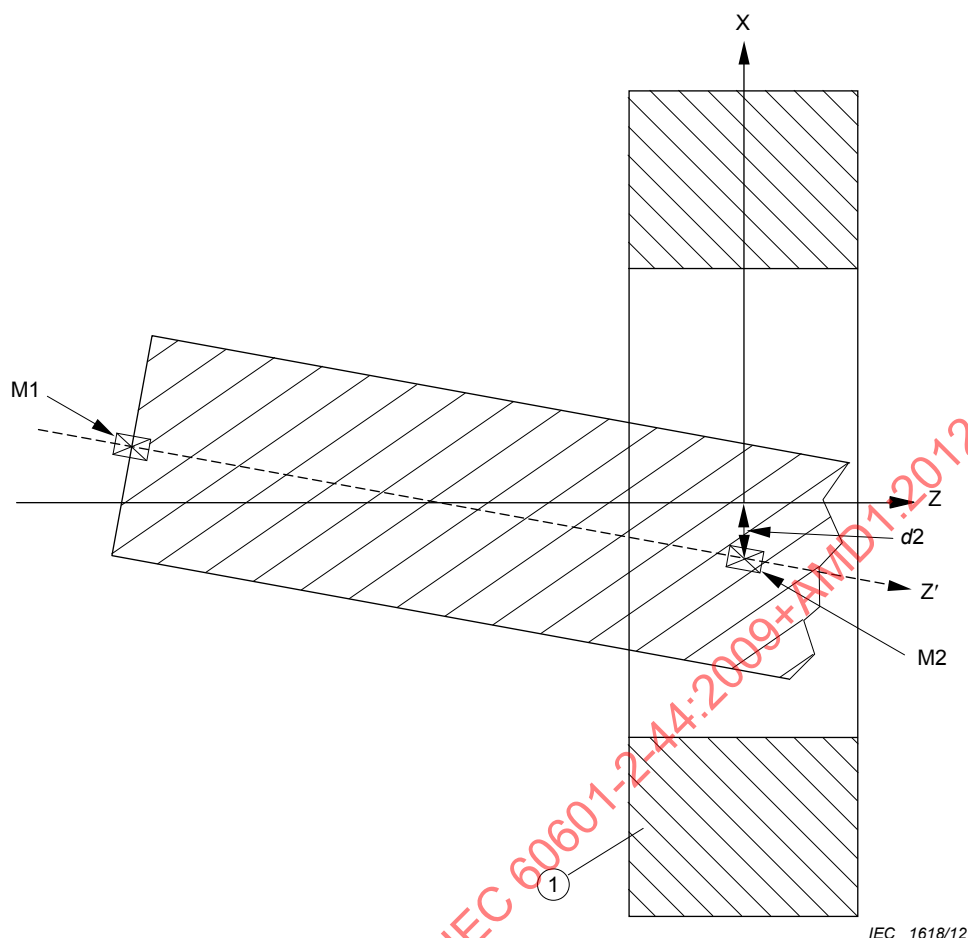


Figure 201.104b

Z Z-axis
Z' Axis of the top of the PATIENT SUPPORT
1 Gantry
M1, M2 Markings on the top of the PATIENT SUPPORT
d1, d2 distance of Markings from Z-axis

**Figure 201.104 – Z-axis alignment of the
PATIENT SUPPORT in the horizontal plane**

201.101.3 Top of the PATIENT SUPPORT

The surface of the PATIENT SUPPORT shall be flat or an ACCESSORY to make it flat shall be specified in the ACCOMPANYING DOCUMENTS and shall be made available.

The PATIENT SUPPORT should allow use of the positioning aids of the therapy system.

201.101.4 Table sag (stiffness of the PATIENT SUPPORT)

Table sag shall be specified for ranges of 40 cm (typical scan length plus shift to reach the scan plane).

NOTE Corrections for table sag might be needed in the process of RTP.

The sag of the PATIENT SUPPORT in the scan plane shall be evaluated according to the following test specification:

- *Starting at the gantry-side end of the top of the PATIENT SUPPORT, distribute a load of 135 kg evenly over a length of 1,9 m (or maximum length of the top of the PATIENT SUPPORT whichever is less);*
- *position the gantry-side end of the top of the PATIENT SUPPORT in the scan plane (position 1);*
- *measure the vertical position of the top of the PATIENT SUPPORT in the scan plane (height 1);*
- *move the top of the PATIENT SUPPORT into the gantry by 400 mm (position 2 = position 1 + 400 mm);*
- *measure the vertical position of the top of the PATIENT SUPPORT in the scan plane (height 2);*
- *move the top of the PATIENT SUPPORT into the gantry by another 400 mm (position 3 = position 2 + 400 mm) and measure the vertical position of the top of the PATIENT SUPPORT in the scan plane (height 3);*
- *move the top of the PATIENT SUPPORT into the gantry by another 400 mm (position 4 = position 3 + 400 mm) and measure the vertical position of the top of the PATIENT SUPPORT in the scan plane (height 4);*
- *calculate and record the differences in height (the sag) between each pair of adjacent positions.*

Images may be generated at the described z-positions to measure the height of the top of the PATIENT SUPPORT (e.g. distance between top of the PATIENT SUPPORT and the ISOCENTRE).

If the mechanical design of the PATIENT SUPPORT can be expected to cause the PATIENT SUPPORT to sag over the exam time (e.g. in the case of a hydraulic device) the PATIENT SUPPORT shall be left loaded in the most extended position for 1 h, and the measurement shall be repeated at this position.

The results of the calculations of the differences in height shall be reported in the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

201.101.5 Integral light markers for PATIENT marking

If light markers are integral to the CT SCANNER, the ACCOMPANYING DOCUMENTS shall confirm whether or not they are intended for the purpose of PATIENT marking in RTP.

If the integral light markers are intended for the purpose of PATIENT marking in RTP, they shall have the following accuracy:

The accuracy of the axial light marker shall be ± 1 mm at the ISOCENTRE and ± 2 mm at a distance of ± 250 mm in x-direction.

Sagittal and coronal light markers shall extend into the scan plane and shall be accurate by ± 1 mm with respect to the axis of rotation.

The width of the light markers shall not exceed 1 mm (FWHM) at the ISOCENTRE.

NOTE Other light markers are covered by existing requirements in the CT equipment acceptance-test standard (IEC 61223-3-5) as well as in IEC 60601-2-44. In IEC 61223-3-5, see 5.2.1.3.1 on the internal patient-positioning light indicating the scan plane, and also see 5.2.1.3.2 on the external positioning light. In this standard, see 203.115(c).

201.101.6 Typical scan mode to provide images for RTP

The ACCOMPANYING DOCUMENTS shall specify CT CONDITIONS OF OPERATION that are typical for providing images for RTP. Protocols not suitable for providing images for RTP shall be identified in the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

Results of the tests for NOISE, MEAN CT-NUMBER, and UNIFORMITY, as measured with the methodology of IEC 61223-3-5, shall be provided in the ACCOMPANYING DOCUMENTS for CT CONDITIONS OF OPERATION that are typical for RTP.

201.101.7 HU-value conversion

A conversion of measured HU-values to electron and mass density values relative to those of water using CT CONDITIONS OF OPERATION identified in 201.101.6 shall be provided in the ACCOMPANYING DOCUMENTS as a representative figure for that scanner model. At a minimum, conversion factors shall be provided for air, water, one soft-tissue-equivalent material and two different bone-equivalent materials.

The PHANTOM and the CT CONDITIONS OF OPERATION used to provide this conversion shall be specified in the ACCOMPANYING DOCUMENTS. The PHANTOM shall be commercially available.

The ACCOMPANYING DOCUMENTS shall state the limitations of the data for the full field-of-view and specify if there are regions with different levels of accuracy.

201.101.8 Geometric accuracy of image data

201.101.8.1 General

The imaging data shall be geometrically accurate over the full scan field-of-view. The subclauses of 201.101.8 fulfill this requirement.

The ACCOMPANYING DOCUMENTS shall state the limitations in geometric accuracy for the full scan field-of-view and specify if there are regions with different levels of accuracy.

The ACCOMPANYING DOCUMENTS shall describe the test specifications to check the alignment according to subclauses 201.101.8.2, 201.101.8.3 and 201.101.8.4.

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

201.101.8.2 Gantry tilt

It shall be possible to set the gantry tilt to zero-position with an accuracy of within $\pm 1^\circ$ with reference to the plane through the x-axis and perpendicular of table top.

The test method is according to IEC 61223-3-5, Annex D.

201.101.8.3 Angular alignment of CT images

Angular alignment of the reconstructed images is essential for accuracy in RTP. Image alignment shall be checked with an object of known geometry.

- **Test specification**

Position a PHANTOM with markers aligned to the horizontal or vertical plane in the scan field. Scan the PHANTOM and check orientation of the markers in the image.

The deviation of the marker from the vertical or horizontal reference shall be less than 3 mm over a distance of 20 cm.

201.101.8.4 Accuracy of image z-position for helical scans

The accuracy of the actual z-position of the PATIENT SUPPORT and the z-position stated in the image shall be checked.

- *Test specification*

A PHANTOM with markers at z-position 0 cm, 15 cm and 30 cm is used. The markers have to be visible in the CT-image (e.g. metal beads). The PHANTOM is positioned in a way that marker "0 cm" is in the field of the light marker. The table is set to zero for that position. A helical scan with a protocol intended for providing images for RTP is executed over a scan range covering all three markers on the PHANTOM and overlapping images are reconstructed using the thinnest available TOMOGRAPHIC SECTIONS. For each marker the slice position with the maximum contrast for the marker shall be identified and recorded.

The deviation of the image positions from their corresponding nominal z-values shall be less than 1 mm.

202 Electromagnetic compatibility – Requirements and tests

IEC 60601-1-2:2014 applies, except as follows:

Additional subclause:

202.101 Immunity testing of ESSENTIAL PERFORMANCE

The MANUFACTURER may minimize the test requirements of the additional ESSENTIAL PERFORMANCE listed in subclause 201.4.3 to a practical level through the RISK MANAGEMENT PROCESS.

When selecting the requirements to be tested, the MANUFACTURER shall take into account the sensitivity to the EMC environment, probability of EMC condition and severity, probability and contribution to unacceptable RISK through the RISK MANAGEMENT PROCESS.

The accuracy of the test instruments used to assess the immunity of the CT SCANNER shall not be affected by the electromagnetic conditions for the test.

The test instrument shall not have an influence on the immunity of the CT SCANNER.

Only non-invasive measurements shall be performed.

The CT SCANNER being tested shall not be modified to perform this immunity test.

Compliance is checked by inspection of the RISK MANAGEMENT FILE.

203 General requirements for RADIATION protection in diagnostic X-ray equipment

IEC 60601-1-3:2008 applies except as follows:

203.4 General requirements

203.4.1 Statement of compliance

Replacement:

If for a CT SCANNER, or a sub-assembly thereof, compliance with this standard is to be stated, the statement shall be stated in the ACCOMPANYING DOCUMENTS:

CT SCANNER... ++) IEC 60601-2-44:2009

++) MODEL OR TYPE REFERENCE

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

203.5 ME EQUIPMENT identification, marking and documents

203.5.2 ACCOMPANYING DOCUMENTS

203.5.2.2 Dosimetric calibration

Amendment:

Subclause 5.2.2 of the collateral standard applies only if the CT SCANNER contains a dosimeter.

203.5.2.3 General requirements for the reference of subassemblies and ACCESSORIES

Subclause 5.2.3 of the collateral standard does not apply.

203.5.2.4 Instructions for use

203.5.2.4.1 General requirements for RADIATION dose information

Addition:

The requirements of subclause 5.2.4.1 of the collateral standard are met if

- the ACCOMPANYING DOCUMENTS describe the features in 203.107 (safety measures against excessive X-RADIATION) paragraphs c) and e) and 203.112 (display and recording of $CTDI_{vol}$ and DLP).
- subclause 203.13.2 (statements in the ACCOMPANYING DOCUMENTS) is fulfilled.

203.5.2.4.2 Quantitative information

Subclause 5.2.4.2 of the collateral standard is fulfilled by conformance to subclauses 203.108 through 203.114 of this particular standard.

203.5.2.4.3 Dose indication

Replacement:

If applicable, the method used to provide RADIATION dose indication in NORMAL USE of the ME EQUIPMENT shall be described directly or by reference to a published reference.

If the CT SCANNER contains a dosimeter, instructions shall be given for maintaining the specified accuracy of all dosimetric indications provided on the ME EQUIPMENT.

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

203.5.2.4.5 Deterministic effects

Addition:

Compliance with paragraph b) is fulfilled by provision of information in the ACCOMPANYING DOCUMENTS about CONDITIONS OF OPERATION to achieve maximum dose levels of 1 Gy $CTDI_{100}$ (peripheral) (see 201.3.211) obtained in the PHANTOM in 203.108 (dosimetry PHANTOM).

203.5.2.4.6 Risk to OPERATORS

Replacement:

Subclause 5.2.4.6 of the collateral standard is replaced by 203.13 (protection against STRAY RADIATION).

Additional subclause:

203.5.2.4.101 Interaction of CT X-RADIATION with active medical devices

The ACCOMPANYING DOCUMENTS shall contain a cautionary statement regarding the potential detrimental interaction of the CT X-RADIATION with active implantable medical devices and body worn active medical devices and indicating that the MANUFACTURER of such devices may be contacted for more information.

203.6 RADIATION management

203.6.2 Initiation and termination of the IRRADIATION

203.6.2.1 Normal initiation and termination of the IRRADIATION

Subclause 6.2.1 of the collateral standard does not apply.

NOTE The appropriate alternate requirements for CT SCANNERS are contained in 203.107 and 203.112.

203.6.2.2 Safety measures against failure of normal termination of the IRRADIATION

Subclause 6.2.2 of the collateral standard does not apply.

NOTE The appropriate alternate requirements for CT SCANNERS are contained in 203.107 of this particular standard.

203.6.3 RADIATION dose and RADIATION QUALITY

203.6.3.1 Adjustment OF RADIATION dose and RADIATION QUALITY

Subclause 6.3.1 of the collateral standard does not apply.

NOTE The appropriate alternate requirements for CT SCANNERS are contained in 203.106.

203.6.3.2 Reproducibility of the RADIATION output

Replacement:

RADIATION output shall be measured in terms of $CTDI_{free\ air}$ for the X-RAY TUBE VOLTAGE (kV) selections at the typical collimation specified in 203.109.2 of this particular standard for two X-RAY TUBE CURRENT (mA) settings representative of typical head and body techniques.

For $CTDI_{free\ air}$, each value shall be within $\pm 10\%$ of the mean of a set of 10 measurements.

203.6.4 Indication of operational states

203.6.4.1 Indication of the X-RAY SOURCE ASSEMBLY selected

Subclause 6.4.1 of the collateral standard does not apply.

203.6.4.2 Indication of LOADING STATE

Replacement:

In NORMAL CONDITION when, and only when, RADIATION is produced, visible indication shall be provided on the CONTROL PANEL from which the X-RADIATION is actuated and on or near the gantry. Indicators at or near the gantry shall be visible from any point external to the PATIENT opening where insertion of any part of the human body into the primary RADIATION beam is possible.

The LOADING STATE shall be indicated by a yellow indicator light; see 201.7.8.1.

Compliance is checked by inspection and by the appropriate functional tests.

203.6.4.3 Indication of LOADING FACTORS and MODES OF OPERATION

Replacement:

Compliance with this subclause of the collateral standard is achieved by conformance to the following subclauses of this particular standard:

- Visual indication;
- Display and recording of $CTDI_{vol}$ and DLP;
- Post-exposure display of changed CT CONDITIONS OF OPERATION;
- Accuracy of RADIATION output.

203.6.5 AUTOMATIC CONTROL SYSTEM

Replacement:

Compliance with subclause 6.5 of the collateral standard is achieved by conformance to 203.106.

203.6.6 Scattered RADIATION reduction

Addition:

If the means are not removable a description of their proper use is not required.

203.6.7 Imaging performance

203.6.7.2 System performance

Replacement:

The following performance data shall be provided in the ACCOMPANYING DOCUMENTS for the CT CONDITIONS OF OPERATION used to provide the information required by 203.109.1 for a typical head and a typical body CT and additional CONDITIONS OF OPERATION required by IEC 61223-3-5.

For CT SCANNERS designed to image both the head and body, separate imaging performance information shall be provided for each application:

- a) A statement of the NOISE, MEAN CT NUMBER, UNIFORMITY, MODULATION TRANSFER FUNCTION and TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS in accordance with IEC 61223-3-5.
- b) A graphical presentation of the MODULATION TRANSFER FUNCTION for the same image processing and display mode as that used in the statement of the NOISE and additional CONDITIONS OF OPERATION required by IEC 61223-3-5.

NOTE The slice SENSITIVITY PROFILE is provided per 203.111.

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

203.6.7.3 NOMINAL FOCAL SPOT value

Amendment:

The requirement "and shall be compatible with each application within the INTENDED USE" shall not apply.

Replacement of the compliance statement:

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

203.6.7.4 RADIATION DETECTOR or X-RAY IMAGE RECEPTOR

Addition:

Compliance is achieved by conformance to 203.6.7.2.

203.7 RADIATION QUALITY

203.7.1 HALF-VALUE LAYERS and TOTAL FILTRATION in X-RAY EQUIPMENT

Addition:

The system's HALF-VALUE LAYER for each selectable FILTER shall be provided in the ACCOMPANYING DOCUMENTS at the minimum, maximum, and one mid-range value of the X-RAY TUBE VOLTAGE.

For CT SCANNERS with shaped FILTERS, measurements of RADIATION QUALITY shall be performed at the system ISOCENTRE, in the centre of the TOMOGRAPHIC PLANE and values shall be provided in the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

Replacement of the compliance statement:

Compliance is checked by examination of the ACCOMPANYING DOCUMENTS and by the test described in 203.7.6.

203.7.2 Waveform of the X-RAY TUBE VOLTAGE

Subclause 7.2 of the collateral standard does not apply.

203.7.3 Indication of FILTER properties

Replacement:

FILTER properties shall be indicated as follows:

- X-RAY TUBE ASSEMBLIES shall be marked with the quality equivalent FILTRATION from irremovable materials or with the thicknesses of the materials concerned, together with their chemical symbols;
- For all ADDED FILTERS, the ACCOMPANYING DOCUMENTS shall state the quality equivalent FILTRATION in thickness of aluminium or another suitable reference material, together with the RADIATION QUALITY used for its determination;

EXAMPLE 0,3 mm Al 75 kV/HVL 2,7 mm Al.

- Fixed layers of material in the X-RAY BEAM incident on the PATIENT, other than ADDED FILTERS and irremovable materials in X-RAY TUBE ASSEMBLIES, shall be marked to show the quality equivalent FILTRATION in thickness of aluminium together with the RADIATION QUALITY used for its determination. The marking may be given in the form of a reference to a statement of these particulars in the ACCOMPANYING DOCUMENTS. Such layers need not be marked, if they add altogether no more than a quality equivalent FILTRATION of 0,2 mm Al and are not intended to be taken into account as part of the TOTAL FILTRATION required for compliance with 4th paragraph of subclause 7.1 of the collateral standard.

Compliance is checked by inspection, as appropriate, of the X-RAY TUBE ASSEMBLIES, filtering materials and ADDED FILTERS and by examination of the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

203.7.4 Test for FILTRATION by irremovable materials

Subclause 7.4 of the collateral standard does not apply.

203.7.5 Test for ADDED FILTERS and materials

Subclause 7.5 of the collateral standard does not apply.

203.7.6 Test for HALF-VALUE LAYER

Replacement:

At the system ISOCENTRE, measure the first HALF-VALUE LAYER under NARROW BEAM CONDITIONS for all selectable values of the X-RAY TUBE VOLTAGE. If there are more than three selectable values of X-RAY TUBE VOLTAGE, HALF-VALUE LAYER shall be measured for at least the minimum, maximum and one mid-range value of the X-RAY TUBE VOLTAGE.

203.8 Limitation of the extent of the X-RAY BEAM and relationship between X-RAY FIELD and IMAGE RECEPTION AREA

203.8.1 General

Addition:

Compliance is achieved by conformance to the following subclauses of this particular standard:

- 203.8.4 Confinement of extra-focal RADIATION
- 203.113 GEOMETRIC EFFICIENCY IN THE Z-DIRECTION

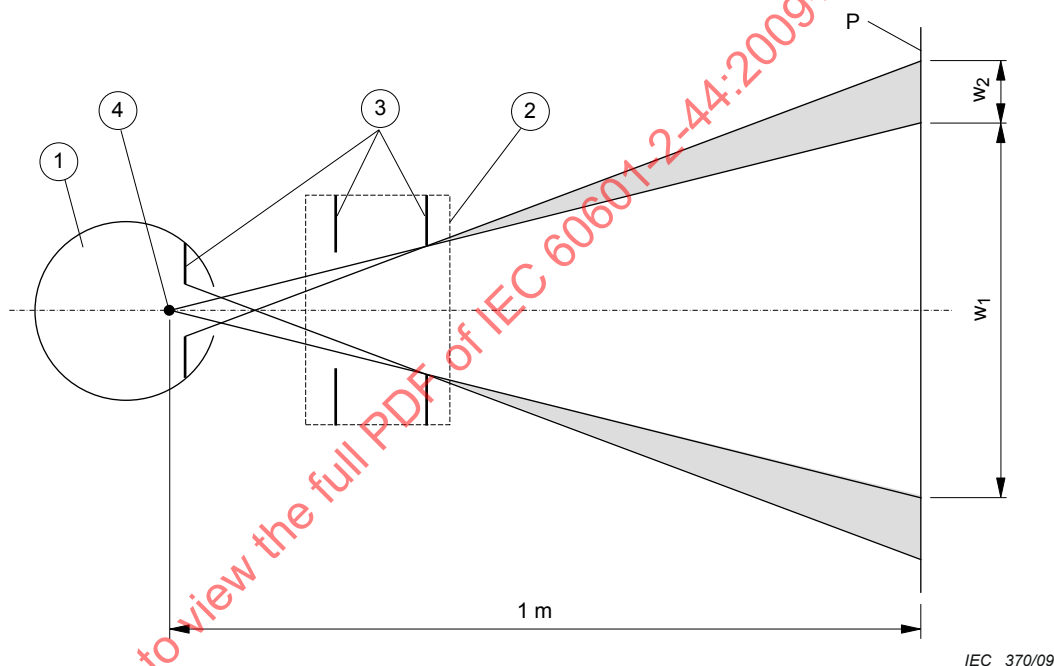
203.8.4 Confinement of extra-focal RADIATION

Replacement:

The X-RAY SOURCE ASSEMBLIES shall be constructed so that the zone of intersection of all straight lines that pass through all RADIATION APERTURES of the X-RAY SOURCE ASSEMBLY, with a plane normal to the REFERENCE AXIS at 1 m from the FOCAL SPOT shall not exceed more than 15 cm outside the boundary of the largest selectable X-RAY FIELD.

This requirement shall apply to the collimation in z-direction only.

Compliance is checked by geometrical/graphical examination of the design documentation. In Figure 201.102, w_1 represents the width of the largest selectable X-RAY FIELD in a plane P, which is perpendicular to the REFERENCE AXIS at 1 m from the FOCAL SPOT. The zone of intersection with plane P of all straight lines passing through all RADIATION APERTURES extends beyond w_1 by the distance w_2 . The shaded portion of this zone is a region where extra-focal RADIATION can extend beyond the largest X-RAY FIELD. Compliance is achieved if w_2 does not exceed 15 cm.



- 1 X-RAY TUBE housing
- 2 Beam limiting device
- 3 RADIATION APERTURES
- 4 FOCAL SPOT

Figure 203.101 – Zone of extra-focal RADIATION

Alternatively, other measures may be employed in design to sufficiently reduce extra focal RADIATION.

This requirement shall apply to the collimation in z-direction only.

Compliance is checked by examination of the design documentation.

203.8.5 Relationship between X-RAY FIELD and IMAGE RECEPTION AREA

Subclause 8.5 of the collateral standard does not apply.

NOTE The appropriate corresponding requirements for CT SCANNERS are contained in 203.111, 203.113, and 203.115.

203.9 FOCAL SPOT TO SKIN DISTANCE

Replacement:

CT SCANNERS shall be constructed such that the minimum FOCAL SPOT TO SKIN DISTANCE is at least 15 cm.

Compliance is checked by inspection.

203.10 ATTENUATION of the X-RAY BEAM between the PATIENT and the X-RAY IMAGE RECEPTOR

Clause 10 of the collateral standard applies with the following exception:

203.10.2 Information in the ACCOMPANYING DOCUMENTS

Subclause 10.2 of the collateral standard does not apply.

203.11 Protection against RESIDUAL RADIATION

Replacement:

The shielding of primary RADIATION is acceptable if the values of STRAY RADIATION, as described in 203.13.2, for the two locations in the horizontal plot which are in the TOMOGRAPHIC PLANE and closest to the gantry, are less than 25% of the values that were measured on the axis of rotation, above the PATIENT support, at the same distances from the ISOCENTRE.

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

203.12 Protection against LEAKAGE RADIATION

203.12.1 General

Replacement:

X-RAY EQUIPMENT shall incorporate appropriate measures to protect the PATIENT, the OPERATOR and staff against LEAKAGE RADIATION.

Conformance to 203.13 and to subclause 12.4 of IEC 60601-1-3 is sufficient to demonstrate compliance with the requirements of the subclause above.

203.12.3 Statement of reference LOADING conditions

Replacement:

The ACCOMPANYING DOCUMENTS for all X-RAY TUBE ASSEMBLIES and X-RAY SOURCE ASSEMBLIES shall state the values of CT CONDITIONS OF OPERATION that would, if applied at the NOMINAL X-RAY TUBE VOLTAGE, correspond to the CONTINUOUS ANODE INPUT POWER.

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

203.13 Protection against STRAY RADIATION

Replacement:

203.13.1 General

STRAY RADIATION measurements shall be done with those CT CONDITIONS OF OPERATION which result in the maximum STRAY RADIATION dose per CURRENT TIME PRODUCT. These CT CONDITIONS OF OPERATION should at least include the highest selectable X-RAY TUBE VOLTAGE.

A cylindrical PHANTOM of TISSUE EQUIVALENT MATERIAL (e.g. water or PMMA) with a diameter of 320 mm shall be used for the measurements. Its minimum length shall be the greater of $N \times T + 100$ mm or 140 mm. Its maximum length shall be $N \times T + 200$ mm. It shall be positioned in the centre of rotation of the CT SCANNER. The PHANTOM shall be centred on the TOMOGRAPHIC PLANE. The measurement results may be averaged over a volume of which no principal linear dimension exceeds 200 mm.

203.13.2 Statements in the ACCOMPANYING DOCUMENTS

STRAY RADIATION data shall be measured in the horizontal and vertical planes which include the axis of rotation of the CT SCANNER. For each plane the region of measurement shall be a rectangle defined as follows:

For the horizontal plane the side which is parallel to the axis of rotation is at least 3 m long with its centre at the position of the scan plane and extends as far as necessary to include the region of the PATIENT SUPPORT; the side which is perpendicular to the axis of rotation is at least 3 m long with its centre at the position of the axis of rotation.

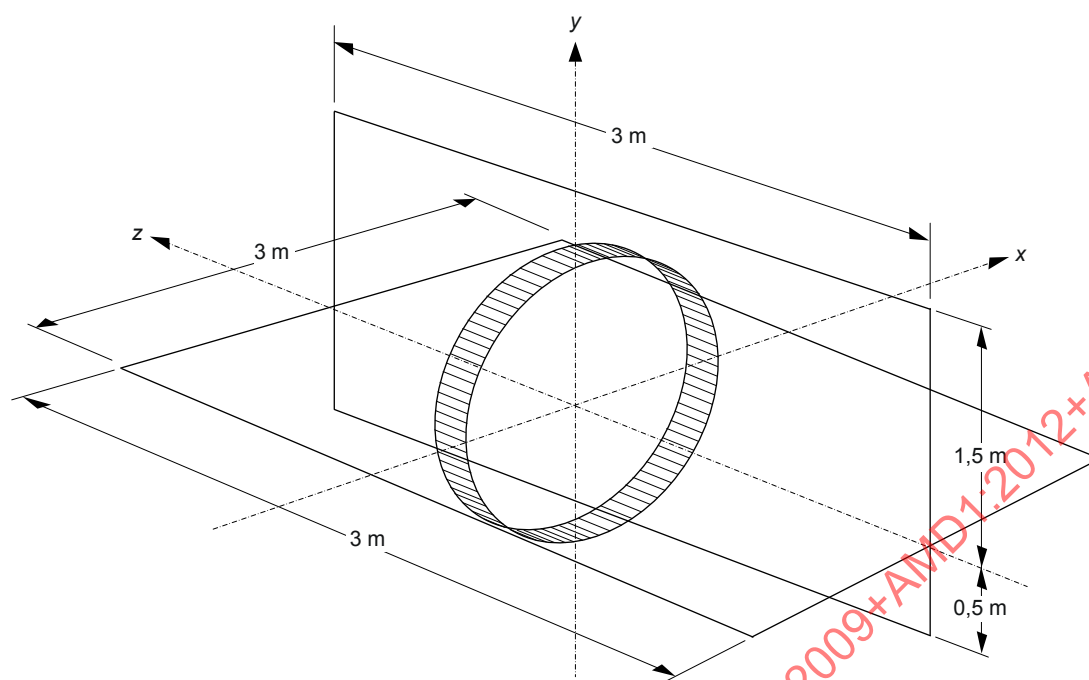
For the vertical plane the side which is parallel to the axis of rotation is at least 3 m long with its centre at the position of the scan plane and extends as far as necessary to include the region of the PATIENT SUPPORT; the side which is perpendicular to the axis of rotation shall extend at least 0,5 m below and 1,5 m above the position of the axis of rotation.

Figure 203.102 illustrates the configuration where the PATIENT SUPPORT does not extend beyond the minimum 3 m dimension.

Measurements shall be provided at least at every 50 cm in both directions. Information regarding the PHANTOM and the measurement results shall be provided in the instructions for use.

The unit of measurement shall be AIR KERMA per CURRENT TIME PRODUCT (mAs) applied to the X-RAY TUBE during NORMAL USE.

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS.



IEC 371/09

Figure 203.102 – Minimum dimensions for STRAY RADIATION measurement

203.101 Emergency TERMINATION of X-RADIATION

Readily identifiable and accessible means shall be provided for emergency interruption to terminate LOADING. The means shall be provided in hard-wired circuits near to or on the PATIENT SUPPORT or the GANTRY and also on or near the CONTROL PANEL from which the X-RADIATION is actuated.

LOADING shall be terminated within 0,5 s of emergency stop activation.

Upon emergency stop activation, MOTORIZED MOVEMENTS shall be terminated according to 201.9.2.4.101.

MOTORIZED MOVEMENT termination and LOADING termination shall be accomplished by the same emergency stop button.

Compliance is checked by the appropriate functional tests.

203.102 Visual indication

Prior to initiation of the scan series, the user selected CT CONDITIONS OF OPERATION to be used during a scan series shall be indicated on the CONTROL PANEL from which the READY STATE can be initiated.

On ME EQUIPMENT having all or some of these CT CONDITIONS OF OPERATION at fixed values, this requirement may be met by permanent markings.

For scans in which the TUBE CURRENT varies, indication of the expected time weighted average over the scan series shall be available prior to scan initiation.

Compliance is checked by the appropriate functional tests.

203.103 Indication of operational READY STATE

Visible indication shall be provided on each CONTROL PANEL indicating the state when one further actuation of a control from that CONTROL PANEL will initiate the LOADING of the X-RAY TUBE.

If this state is indicated by means of a single-function indicator light, the colour green shall be used according to 201.7.8.1 of this particular standard.

Means shall be provided for a connection to enable this state to be indicated remotely from each CONTROL PANEL. This requirement does not apply for MOBILE ME EQUIPMENT.

Compliance is checked by inspection and by the appropriate functional tests.

203.104 Connection of external INTERLOCKS

CT SCANNERS shall be provided with connections for external INTERLOCKS that can be positioned remotely from the CT SCANNER and can cause the X-RAY GENERATOR to stop emitting X-RADIATION and can prevent the X-RAY GENERATOR from starting to emit X-RADIATION.

NOTE In view of the nature of the diagnostic and interventional methods performed on a CT SCANNER, the PATIENT as well as the OPERATOR will in practically all cases be exposed to a significantly higher dose in the event that external INTERLOCKS are activated during an exposure, since the radiological examination may have to be repeated. Also the interruption of an interventional procedure may cause an additional risk to the PATIENT. Such INTERLOCKS therefore ought to be applied only where necessary, e.g. when required by other regulations.

Compliance is checked by inspection and by the appropriate functional tests.

203.105 Charging mode INTERLOCK

Every MOBILE ME EQUIPMENT having an incorporated battery shall be provided with means whereby powered movements and the generation of X-RADIATION by unauthorised persons can be prevented. Such means may allow the charging of batteries.

NOTE An example of suitable means to comply with this requirement is the provision of a key-operated switch arranged so that powered movements and the generation of X-RADIATION are possible only when the key is present, but battery charging is also possible in the absence of the key.

Compliance is checked by inspection.

203.106 Control of RADIATION output

Means shall be provided to limit the energy to be delivered by the use of fixed or pre-selected combinations of suitable LOADING FACTORS and MODES OF OPERATION.

Means shall be provided so that the OPERATOR can terminate the LOADING at any time during a scan, or series of scans under X-RAY EQUIPMENT control, of greater than 0,5 s duration. However, means may be provided to acquire data for up to one additional rotation of the X-ray source. Any control by which the LOADING of an X-RAY TUBE can be initiated shall be protected such that unintended actuation is unlikely. Adequate protection may be accomplished by a variety of means including but not limited to placement, recessing controls, covers, or defined interval for actuation.

On each CT SCANNER, AUTOMATIC EXPOSURE CONTROL (AEC) shall be provided as a MODE(S) OF OPERATION alternative to the manual selection of CT CONDITIONS OF OPERATION.

NOTE 1 Each of the following technologies exemplifies a type of AEC in CT SCANNERS. The list is illustrative, not exhaustive, and does not preclude other AEC technologies:

Constant flux exposure control

An AEC system that determines the optimum constant X-ray flux to be used over an entire scanning sequence

Angle-dependent exposure control	An AEC system that adjusts the incident X-ray flux as a function of projection angle (XY plane)
Z axis exposure control	An AEC system that adjusts the incident X-ray flux along the Z axis
XYZ exposure control	An AEC system that adjusts the incident X-ray flux in the XY plane as well as along the Z axis
Gated exposure control	An AEC system that adjusts the incident X-ray flux as a function of a gating input, e.g. in respiratory, cardiac, and related procedures.

NOTE 2 This requirement does not preclude manual selection of particular modes of AEC operation nor user input of data required for operation of those AEC modes.

The MANUFACTURER shall provide information about the AUTOMATIC EXPOSURE CONTROL(S) in the instructions for use.

Further information about the performance specifications of the AUTOMATIC EXPOSURE CONTROL(S) shall be provided in the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

203.107 Safety measures against excessive X-RADIATION

- Means shall be provided to terminate the LOADING automatically by either de-energizing the RADIATION SOURCE or shuttering the X-RAY BEAM in the event of timer failure. Such termination shall occur within an interval that limits the total scan time to no more than the lesser of 110 % of its preset value or one extra rotation of the X-RAY SOURCE ASSEMBLY through the use of either a back-up timer or devices which monitor ME EQUIPMENT function. The interval is not required to be less than 0,1s.
- Means shall be provided to terminate the LOADING automatically by either de-energizing the RADIATION SOURCE or shuttering the X-RAY BEAM in the event of ME EQUIPMENT failure affecting data collection. Such a termination shall occur within 1 s of such a failure.
- Means shall be provided so that the OPERATOR can terminate the LOADING at any time during a scan, or series of scans under X-RAY EQUIPMENT control, of greater than 0,5 s duration.
- When LOADING has been terminated under circumstances covered in a), b), or c) above, a visible indication of termination shall be provided to the OPERATOR and manual resetting of the CT CONDITIONS OF OPERATION shall be required prior to the initiation of another scan.
- When more than one scan is programmed in the same TOMOGRAPHIC PLANE there shall be a warning on the OPERATOR's console that this mode has been selected, and the OPERATOR shall confirm that this is to occur before initiating the scan series.
- Except for data stored in volatile buffers, any data acquired prior to interrupting the LOADING of a helical scan series shall be available for image reconstruction when LOADING has been interrupted by whatever cause.
- Means shall be provided to allow users to optionally enter and save a DOSE NOTIFICATION VALUE in terms of $CTDI_{vol}$, $CTDI_{vol}$ per second, DLP , and/or DLP per second as part of each PROTOCOL ELEMENT. When a PROTOCOL ELEMENT is confirmed, the CT SCANNER shall display a notification on the CONTROL PANEL if any of the estimated dose index values exceeds the corresponding DOSE NOTIFICATION VALUE. The OPERATOR shall be required to confirm this notification before continuing. Means shall be provided to allow the OPERATOR to enter comments regarding the exceedance.

When a scan is performed that exceeds a DOSE NOTIFICATION VALUE, the system shall record the date and time, a unique identifier for the CT EXAMINATION and the PROTOCOL ELEMENT, the DOSE NOTIFICATION VALUES which were exceeded at the pre-scan confirmation, the corresponding dose index values which triggered the notification, and comments, if provided. This record shall be available to the user.

Means shall be provided to generate a list of all PROTOCOL ELEMENTS with their corresponding DOSE NOTIFICATION VALUES. If the DOSE NOTIFICATION VALUE is not set for a particular PROTOCOL ELEMENT, the list shall indicate this status.

- h) Means shall be provided to allow users to optionally enter and save at least one DOSE ALERT VALUE in terms of $CTDI_{vol}$ and/or a DLP . For each CT EXAMINATION, the system shall accumulate values of $CTDI_{vol}$ at each position on the z-axis and shall accumulate the total DLP as the CT EXAMINATION proceeds. The system may set the accumulated $CTDI_{vol}$ to zero when the PATIENT coordinate system shifts, e.g. when the PATIENT changes position on the PATIENT SUPPORT. When a PROTOCOL ELEMENT is confirmed, the CT SCANNER shall display an alert on the CONTROL PANEL if the accumulated $CTDI_{vol}$ or the accumulated DLP , plus the corresponding values estimated for the confirmed PROTOCOL ELEMENTS, exceeds the corresponding DOSE ALERT VALUE. The OPERATOR shall be required to confirm this alert and to enter OPERATOR's name before continuing. Means shall be provided to allow the OPERATOR to enter comments regarding the exceedance.

The system shall also provide password-protection capability that prevents proceeding with the scan unless the correct password is entered. The activation of the password-protection capability may be configurable.

When a scan is performed that exceeds a DOSE ALERT VALUE, the system shall record the date and time, the OPERATOR name, a unique identifier for the CT EXAMINATION, the DOSE ALERT VALUES which were exceeded, the corresponding dose index values which triggered the alert, and any comments, if provided. This record shall be available to the OPERATOR.

The DOSE ALERT VALUE for $CTDI_{vol}$ shall not be allowed to exceed 2 Gy.

Means shall be provided to generate a list of all DOSE ALERT VALUES. If any of the DOSE ALERT VALUES have not been set, the list shall indicate this status.

Compliance is checked by inspection or tests.

203.108 Dosimetry PHANTOM

The dosimetry PHANTOM shall consist of a PMMA cylinder of density $1,19 \pm 0,01 \text{ g/cm}^3$, of diameter 160 mm for all head PROTOCOL ELEMENTS and 320 mm for all body PROTOCOL ELEMENTS. The length of the PHANTOM shall be at least 140 mm. The PHANTOM shall be longer than the length of the sensitive volume of the RADIATION DETECTOR used for the measurements. The PHANTOM shall contain holes just large enough to accept the RADIATION DETECTOR. These holes shall be parallel to the axis of symmetry of the PHANTOM, and the centres of the holes shall be located at the centre and 10 mm below the surface of the PHANTOM at 90° intervals.

For the holes not used during a measurement, properly fitting insert parts of the same material as the PHANTOM shall be used.

203.109 Dose statements

203.109.1 $CTDI_{100}$

The following dose information shall be obtained by using the dosimetry PHANTOM for COMPUTED TOMOGRAPHY. For any CT SCANNER separate dose information shall be provided for each application (e.g. head, body, cardiac, etc.) in the ACCOMPANYING DOCUMENTS. All dose measurements shall be performed with the PHANTOM specified in 203.108 placed on the PATIENT SUPPORT without additional attenuating material present. The dosimetry PHANTOM appropriate for the application shall be centred in the scan field and on the axis of rotation of the CT SCANNER.

The following information shall be given in the ACCOMPANYING DOCUMENTS for each application.

- a) The $CTDI_{100}$ and the corresponding CT CONDITIONS OF OPERATION at the following locations in the dosimetry PHANTOM specified in 203.108. The CT CONDITIONS OF OPERATION shall be the typical values suggested by the MANUFACTURER.

- 1) Along the axis of rotation of the PHANTOM ($CTDI_{100(\text{centre})}$).

- 2) Along a line parallel to the axis of rotation and 10 mm interior to the surface of the PHANTOM, with the PHANTOM positioned so that the $CTDI_{100}$ is the maximum obtainable at this depth.
 - 3) Along a line parallel to the axis of rotation and 10 mm interior to the surface of the PHANTOM at positions 90°, 180° and 270° from the position in item a) 2) of this subclause. The location of the position where the $CTDI_{100}$ is maximum as specified in item a) 2) of this subclause shall be given by the MANUFACTURER with respect to the gantry or other readily identifiable part of the CT SCANNER in such a manner as to permit placement of the dosimetry PHANTOM in this orientation.
 - 4) $CTDI_{100 \text{ (peripheral)}}$ as the average of the four values of $CTDI_{100}$ measured around the dosimetry PHANTOM periphery according to 203.109.1 a) 2) and 3) above.
- b) The $CTDI_{100}$ in the centre location of the dosimetry PHANTOM for each selectable CT CONDITION OF OPERATION that varies the $CTDI_{100 \text{ (centre)}}$ value. This $CTDI_{100 \text{ (centre)}}$ shall be presented as a value that is normalized to the $CTDI_{100}$ in the centre location of the dosimetry PHANTOM from item a) of this subclause, with the $CTDI_{100 \text{ (centre)}}$ of item a) of this subclause having a value of 1. As a single CT CONDITION OF OPERATION is changed, all other independent CT CONDITIONS OF OPERATION shall be maintained at the typical values described in item a) of this subclause. These data shall encompass the range of each CT CONDITION OF OPERATION stated by the MANUFACTURER as appropriate. When more than three selections of a CT CONDITION OF OPERATION are available, the normalized $CTDI_{100}$ shall be provided, at least for the minimum, maximum and one mid-range value of the CT CONDITION OF OPERATION.
- c) The $CTDI_{100 \text{ (peripheral)}}$ average for each selectable CT CONDITION OF OPERATION that varies this $CTDI_{100 \text{ (peripheral)}}$ average value. This $CTDI_{100 \text{ (peripheral)}}$ average shall be presented as a value that is normalized to the $CTDI_{100 \text{ (peripheral)}}$ average from item a) of this subclause, with the $CTDI_{100 \text{ (peripheral)}}$ average of item a) of this paragraph having a value of 1. As a single CT CONDITION OF OPERATION is changed, all other independent CT CONDITIONS OF OPERATION shall be maintained at the typical values described in item a) of this subclause. These data shall encompass the range of each CT CONDITION OF OPERATION stated by the MANUFACTURER as appropriate. When more than three selections of a CT CONDITION OF OPERATION are available, the normalized $CTDI_{100 \text{ (peripheral)}}$ average shall be provided, at least for the minimum, maximum and one mid-range value of the CT CONDITION OF OPERATION.
- d) A statement of the maximum deviation from the values given according to items a), b) and c). Deviation of values shall not exceed these limits.

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS and by inspection of the MANUFACTURERS test results.

203.109.2 $CTDI_{\text{free air}}$

$CTDI_{\text{free air}}$ and the corresponding CT CONDITIONS OF OPERATION shall be provided in the ACCOMPANYING DOCUMENTS. $CTDI_{\text{free air}}$ shall be measured along the z-axis at the ISOCENTRE of the CT SCANNER in the absence of any dosimetry PHANTOM and PATIENT SUPPORT.

A statement of the maximum deviation from the values shall be given. Deviations shall not exceed these limits.

The following data shall be included in the ACCOMPANYING DOCUMENTS:

- $CTDI_{\text{free air}}$ at all NOMINAL beam collimations (all other independent CT CONDITIONS OF OPERATION shall be maintained at the typical body conditions of operation, see Table 203.102 below);
- $CTDI_{\text{free air}}$ at all kVp settings (all other independent CT CONDITIONS OF OPERATION shall be maintained at the typical body conditions of operation, see Table 203.101 below);
- $CTDI_{\text{free air}}$ at the typical head conditions of operation;
- $CTDI_{\text{free air}}$ at the typical conditions of operation for each additional shaped or flat FILTER.

NOTE 1 NOMINAL beam collimation is equal to $N \times T$, where N is the number of TOMOGRAPHIC SECTIONS produced in a single axial scan, and T is the NOMINAL TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS.

NOTE 2 Only one measurement is required for any given product of $(N \times T)$.

NOTE 3 An alternative method to measure $CTDI$ ($CTDI_{100}$ or $CTDI_{free\ air}$) is based on measurement of the DOSE PROFILE and integration of the profile over the desired range. The dose profile can be measured with a RADIATION DETECTOR that fulfils IEC 61674, e.g. with a small dosimeter.

Table 203.101 – Test pattern for $CTDI_{free\ air}$

		Variation of the NOMINAL beam collimation (product of N and T)				
		Collimation 1	Collimation 2	Collimation 3	Collimation 4 (typical)	Collimation 5
Variation of kV	kV 1				Y	
	kV 2 (typical)	Y	Y	Y	Y	Y
	kV 3				Y	

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS and by inspection of the MANUFACTURERS test results.

203.110 DOSE PROFILE statement

A graphical presentation of the DOSE PROFILE along a line z perpendicular to the TOMOGRAPHIC PLANE and centred at the ISOCENTRE, determined in free air for one axial scan, in the centre location of the head-dosimetry PHANTOM, and the centre location of the body-dosimetry PHANTOM shall be given in the ACCOMPANYING DOCUMENTS for each selectable value of $N \times T$. When more than three different values of $N \times T$ are available, the information shall be provided for at least the minimum, maximum and one mid-range value. For CT SCANNERS with a single detector row along the z -axis, the DOSE PROFILE shall be presented on the same graph and to the same scale as the corresponding SENSITIVITY PROFILE required by 203.111. For CT SCANNERS with multiple detector rows along the z -axis, two vertical line segments separated by the width $N \times T$ shall be presented on the same graph centered within the DOSE PROFILE.

The graphical presentation shall cover a range along the z -direction that extends to at least the full width at one-tenth maximum of the DOSE PROFILE.

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

203.111 SENSITIVITY PROFILE statement

A graphical representation of the associated SENSITIVITY PROFILE shall be given in the ACCOMPANYING DOCUMENTS as follows:

- One SENSITIVITY PROFILE for each available axial NOMINAL TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS shall be plotted. If there are more than three NOMINAL TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESSES, plot the SENSITIVITY PROFILE for at least the minimum, the maximum and one midrange value.
- For CT SCANNERS with a single detector row along the z -axis, the SENSITIVITY PROFILE associated with the configuration T shall be presented on the same graph, placed about the same central location, to the same scale as that of the corresponding DOSE PROFILE required by 203.110, for the head-dosimetry PHANTOM and for the body-dosimetry PHANTOM,

Compliance is checked by inspection of the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

203.112 Display and recording of $CTDI_{vol}$ and DLP

The values for $CTDI_{vol}$ expressed in units of mGy and DLP expressed in units of mGy·cm, both quantities reflecting the PROTOCOL ELEMENT selected, shall be displayed on the CONTROL PANEL prior to initiation of a scanning sequence. Additionally, the PHANTOM diameter on which $CTDI_{vol}$ values are based shall be displayed.

The ACCOMPANYING DOCUMENTS shall contain the conversion from the $CTDI_{vol}$ based on the 32 cm phantom to the $CTDI_{vol}$ based on the 16 cm phantom. This conversion shall be provided for all relevant combinations of CT CONDITIONS OF OPERATION. The ACCOMPANYING DOCUMENTS shall contain guidance on how to specify whether a PROTOCOL ELEMENT is a head or body PROTOCOL ELEMENT.

If any of the CT CONDITIONS OF OPERATION are intended to vary within a scanning sequence, corresponding expected values of $CTDI_{vol}$ and DLP shall be displayed prior to exposure. Each value shall represent an anticipated time-weighted average over the scanning sequence.

For scanning without pre-programmed movement of the PATIENT SUPPORT, when calculating $CTDI_{vol}$ per 201.3.212 c) for display, n is equal to the maximum number of pre-programmed rotations. If the number of rotations is not pre-programmed, during a CT EXAMINATION the $CTDI_{vol}$ per second shall be displayed in units of mGy.

Following a sequence of scanning, the mean values of $CTDI_{vol}$ and DLP shall be displayed on the CONTROL PANEL, where these values are calculated as time-weighted averages over the scanning sequence.

The post-scan mean values of $CTDI_{vol}$ and DLP along with the PHANTOM type shall be recorded according to the DICOM CT RADIATION dose structured report (SR) templates of ISO 12052.

The accuracy of the displayed and recorded values of $CTDI_{vol}$ and DLP shall be specified in the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

The displayed and recorded $CTDI_{vol}$ and DLP given by the MANUFACTURER may be a representative figure for that model and not the value measured on the particular CT SCANNER.

The ACCOMPANYING DOCUMENTS shall contain the method used for adjusting L as defined in 201.3.214 b).

Compliance is checked by inspection of the CT SCANNER and the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

203.113 GEOMETRIC EFFICIENCY IN THE Z DIRECTION

For those CT CONDITIONS OF OPERATION with a GEOMETRIC EFFICIENCY IN THE Z DIRECTION of less than 70 %, the value shall be displayed. Additionally, under this condition, there shall be a warning on the OPERATOR'S CONTROL PANEL, and the OPERATOR shall be required to confirm before continuing.

A table of GEOMETRIC EFFICIENCY IN THE Z DIRECTION at all beam collimations shall be provided in the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

Compliance is checked by inspection.

203.114 Post-exposure display of changed CT CONDITIONS OF OPERATION

Following a sequence of scanning in which the TUBE CURRENT was selected to vary, the time weighted average of the TUBE CURRENT over the scanning sequence shall be displayed.

Compliance is checked by the appropriate functional tests.

203.115 Indication and position of the TOMOGRAPHIC SECTION

- a) A preview image shall be provided on which the OPERATOR may set up the TOMOGRAPHIC SECTIONS to be taken. The reference lines indicating these sections shall not differ from the true positions by more than 2 mm with the gantry in vertical position.
- b) For helical scanning, the range along the z axis of the total volume irradiated shall be indicated on the preview image. Two reference lines representative of the start and stop positions for the LOADING shall be available for display. Each line shall correspond to the outer edge of the FWHM of the free-in-air DOSE PROFILE for the beam collimation used.
- c) A light marker shall be provided for marking the TOMOGRAPHIC SECTION (i.e., for axial positioning of the PATIENT) and for marking the ISOCENTRE (for sagittal and coronal positioning). The light marker shall be visible under ambient light conditions of up to 500 lx. The width of the light marker shall not exceed 3 mm, measured in the centre of the gantry opening. The centre of the TOMOGRAPHIC SECTION shall be within ± 2 mm of the centre of the light marker and within ± 2 mm of the centre of any additional light marker that may be provided for reference purposes of the TOMOGRAPHIC SECTION. If more than one TOMOGRAPHIC SECTION is acquired at a time, the ACCOMPANYING DOCUMENTS shall describe the position of the light marker with reference to the TOMOGRAPHIC SECTIONS. The accuracy of the location of the ISOCENTRE with respect to the light markers marking its sagittal and coronal positioning shall be stated in the ACCOMPANYING DOCUMENTS.
- d) *For motions of the PATIENT SUPPORT beginning at a typical starting position, continuing to a position which is the lesser of the maximum selectable longitudinal extent or 30 cm, and then returning to the starting position, the deviation of each actual longitudinal position from its indicated value along the way shall not exceed 1 mm. Measurements of actual versus indicated longitudinal position may be taken anywhere along the travel, and the sequence of measurements shall be done in both the forward and backward directions with respect to the starting position. In addition, under the same CT CONDITIONS OF OPERATION, following motion of the PATIENT SUPPORT in axial scanning mode, in about 10 mm increments, up to a total distance which is the lesser of the maximum selectable longitudinal extent or 30 cm and then back to the starting position, the deviation (backlash) of the position of the PATIENT SUPPORT from its starting position shall not exceed 1 mm. Backlash with respect to the starting position shall be determined for motions beginning in both the forward and backward directions. All of these tests shall be performed with a patient-equivalent mass of 135 kg evenly distributed across the PATIENT SUPPORT.*

Compliance is checked by inspection and tests to confirm accuracy where specified.

Annexes

The annexes of the general standard apply, except as follows:

Annex AA (informative)

Choosing LOADING FACTORS for tests

In the testing of CT SCANNERS by applying LOADINGS to the X-RAY TUBE ASSEMBLY, there are severe practical limitations to the number of LOADINGS that can be applied. At no time during testing should the ratings of the X-RAY TUBE ASSEMBLY be exceeded. This applies not only to single LOADINGS but also to the accumulated effect of repeated LOADINGS on the ANODE HEAT CONTENT and on the X-RAY TUBE ASSEMBLY HEAT CONTENT. The need to allow time for cooling between LOADINGS is likely to be a significant factor in determining the total time required to determine compliance with this standard. It is therefore important to plan the tests in such a way that compliance can be verified with a reasonable minimum number of LOADINGS, otherwise the duration and cost of testing can become excessive. When no values for the LOADING FACTORS to be used are specifically stated in the descriptions of tests given in this standard, it is to be understood that the tester may choose any value of available LOADING FACTORS. It is recommended, however, that combinations of LOADING FACTORS used in the tests should include those representing the expected "worst case" conditions. Additional confirmatory measurements may be made at other values of available LOADING FACTORS. As a general rule, it is recommended that no more than three points should need to be verified in any given range of required compliance, additional to the initial "worst-case" points. As far as possible, LOADING FACTORS should be chosen, and measurements made, so as to take into account all the requirements for which information is required, rather than only one requirement at a time.

The "worst-case" conditions for compliance with a given requirement may depend on the technical features of the design. In the interests of reducing the cost of testing for compliance, it is recommended that MANUFACTURERS should make available all relevant information, so as to enable testers to verify compliance with a reasonable minimum number of test points.

The MAINS VOLTAGE used for the tests should be 90 % of the rated voltage, with an APPARENT RESISTANCE OF SUPPLY MAINS at the maximum specified value.

Annex BB (informative)

Estimating $CTDI_{vol}$ for scan projection RADIOGRAPHY (SPR)⁶⁾

$CTDI_{vol SPR}$, i.e., the value of $CTDI_{vol}$ associated with a preview image acquired during scan projection RADIOGRAPHY, may be estimated in terms of $CTDI_w$ and $N \times T$.

For a SPR image acquired with constant table movement and continuous RADIATION,

$$CTDI_{vol SPR} = (CTDI_w / \text{CURRENT TIME PRODUCT}) \times \text{X-RAY TUBE CURRENT} \times (N \times T) / (\text{table speed}),$$

where the

- ratio $CTDI_w / \text{CURRENT TIME PRODUCT}$ is evaluated independently of the SPR acquisition but with the same settings of TUBE VOLTAGE and $N \times T$ as those of the SPR acquisition;
- X-RAY TUBE CURRENT and table speed are those values used during the SPR acquisition.

⁶⁾ Adapted from NRPB-R249 [13]

Annex CC (informative)

The $CTDI_{100}$ concept in IEC 60601-2-44: Relationship between $CTDI_{100}$ and $CTDI_{\infty}$

CC.1 Evolution of $CTDI_{100}$ in editions of IEC 60601-2-44

Referring to dose at the mid-range of a scanned volume, $CTDI_{\infty}$ represents an upper-limiting, saturation value for the COMPUTED TOMOGRAPHY DOSE INDEX [14]⁷⁾. Conceptually $CTDI_{\infty}$ is associated with an “equilibrium” dynamic in dose accretion: the equilibrium is between the accrual of scattered-radiation contributions associated with an increasingly long scanning range on the one hand but on the other hand with diminishingly negligible magnitudes of those contributions originating from primary irradiation increasingly farther away [14],[15]:

$$CTDI_{\infty} \equiv \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{D(z)}{N \times T} dz$$

$CTDI_{\infty}$ includes dose contributions excluded from the COMPUTED TOMOGRAPHY DOSE INDEX 100 ($CTDI_{100}$), i.e., from radiation scattered beyond the 100-mm range of integration with which $CTDI_{100}$ had been previously defined in IEC 60601-2-44 Ed. 2:

$$CTDI_{100} \equiv \int_{-50\text{mm}}^{+50\text{mm}} \frac{D(z)}{N \times T} dz$$

The 100-mm range corresponds to a scanning length deemed by convention – for the purpose of comparison of CT doses characteristic of reference CONDITIONS OF OPERATION – to be a standard, that is, a notional length fixed at 100 mm irrespective of any individual scanning length associated with an actual clinical CT EXAMINATION. Whereas values of $CTDI_{100}$ are typically measured in PHANTOMS of relatively short length, typically 150 mm, values of $CTDI_{\infty}$ can be estimated from scanning appropriately long PHANTOMS of finite length (~ 300 mm for the peripheral axis and ~ 450 mm for the central axis of a 320-mm diameter PMMA PHANTOM) [16].

In order to account for advances in CT-equipment technology and in particular for the development and application of longitudinal (z) axis beam-coverage exceeding the 100-mm integration length for which $CTDI_{100}$ had been defined, IEC 60601-2-44 Ed. 3 took an ad hoc approach in modifying the definition in order to preclude values of this index from decreasing precipitously [17] with $N \times T$ exceeding 100 mm (where $N \times T$ approximates the beam width along the central z axis) as defined in Ed.3:

$$CTDI_{100} \equiv \int_{-50\text{mm}}^{+50\text{mm}} \frac{D(z)}{\min\{N \times T, 100\text{mm}\}} dz$$

While the Edition-3 definition of $CTDI_{100}$ eliminates the unphysical decrease of $CTDI_{100}$ with $N \times T > 100$ mm, it also introduces a peculiar variation as a function of beam width, illustrated by the junctures of the Ed. 2 and Ed. 3 curves in the following figure for the WEIGHTED $CTDI_{100}$ ($CTDI_w$) as a percentage of its equilibrium value, $CTDI_{w,\infty}$. This complicated dependence of Ed. 3 $CTDI_w$ on beam width could lead to inconsistencies in quality-assurance monitoring of

⁷⁾ Numbers in square brackets refer to the Bibliography.

dose indices and in the estimation of effective dose from the DOSE-LENGTH PRODUCT (*DLP*). For example, in helical- (or axial-) scanning over a 160-mm scanning range with $N \times T = 20$ mm, $CTDI_{vol}$ and *DLP* as evaluated through Ed. 3 would be smaller than in stationary-table scanning covering the same range with a cone-beam system capable of $N \times T = 160$ mm.

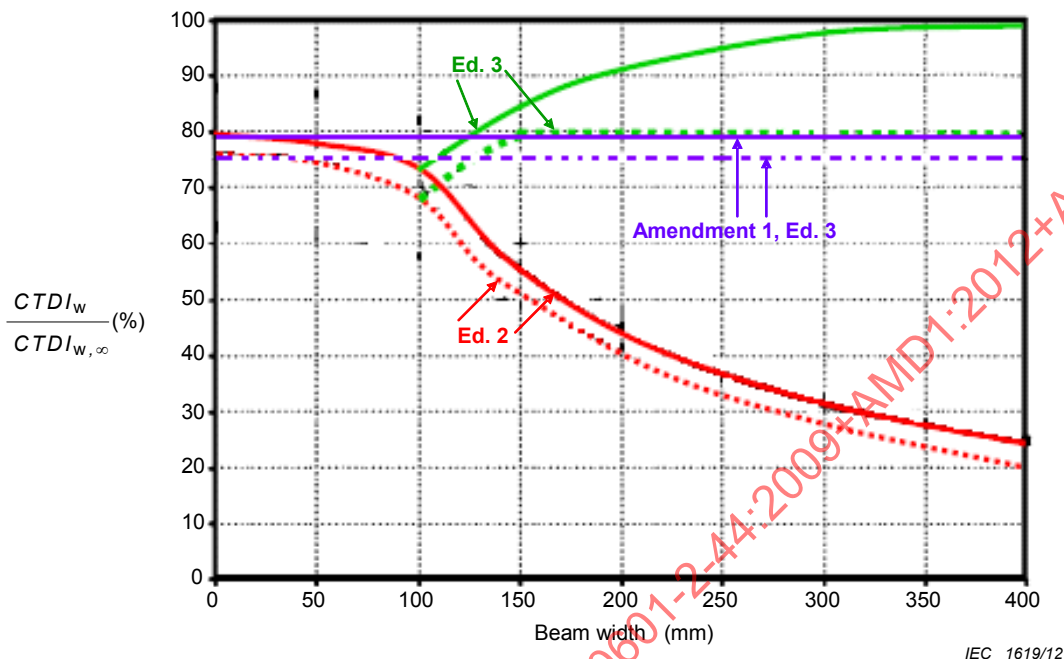


Figure CC.1 – $CTDI_w$ versus beam width along z

Figure CC.1 shows qualitative plots of $CTDI_w$ as a percentage of its equilibrium value $CTDI_{w,∞}$ versus beam width along z for 320-mm diameter PMMA PHANTOMS and scanning at 120 kVp, estimated from measured results and from Monte Carlo simulations modeling 100 % GEOMETRIC EFFICIENCY IN THE z DIRECTION. The plots are compatible with published data (e.g., [17]). Three sets of curves, indicated by arrows, correspond to $CTDI_{100}$ respectively defined in IEC 60601-2-44 Ed. 2, in Ed. 3, and in Amendment 1 of Ed. 3. Solid curves: results for long (500-mm length) PHANTOMS. Dashed curves: results for short (150-mm length) PHANTOMS.

CC.2 Introduction and justification of a new definition for $CTDI_{100}$

Amendment 1 (subclause 201.3.203) of Ed. 3 formally redefines $CTDI_{100}$ as follows:

For $N \times T$ less than or equal to 40 mm:

$$CTDI_{100} = \int_{-50 \text{ mm}}^{+50 \text{ mm}} \frac{D(z)}{N \times T} dz$$

For $N \times T$ greater than 40 mm:

$$CTDI_{100} = \int_{-50 \text{ mm}}^{+50 \text{ mm}} \frac{D_{Ref}(z)}{(N \times T)_{Ref}} dz \times \frac{CTDI_{free \text{ air}, N \times T}}{CTDI_{free \text{ air}, Ref}}$$

where parameters subscripted with “Ref” are to be evaluated with a specifically selected measurement reference value of $(N \times T)_{ref}$ such that $(N \times T)_{ref} \leq 20$ mm.

The physical justification for this new definition is related to the proportionality of $CTDI_{\infty}$ and of $CTDI_{\text{free air}}$ each to the ratio $a/(N \times T)$ [18], where parameter a is the width along the axis of rotation of the pre-patient z-axis collimator geometrically projected from the centroid of the x-ray source [16]. The ratio $a/(N \times T)$ approximates the “over-beaming” factor, the inverse of the GEOMETRIC EFFICIENCY IN THE Z DIRECTION [16]. Parameter a corresponds to the full-width-at-half- $D_p(z = 0)$ of the primary-radiation dose profile $D_p(z = 0)$ [19], and parameter a acts like an “energy gate” basically controlling the amount of primary photon energy incident on a PHANTOM [18]. The key point is that whereas $CTDI_{\infty}$ and $CTDI_{\text{free air}}$ each are proportional to $a/(N \times T)$ over a broad range of beam widths including values as large as 140 mm [20], $CTDI_{100}$ as traditionally defined (in IEC 60601-2-44 Ed. 2) maintains such proportionality over only a limited range, namely, for beams of width ≤ 40 mm (cf. [17] and the preceding figure). Essentially, without requiring physically long measurement PHANTOMS, $CTDI_{100}$ as redefined in Amendment 1 of Ed. 3 conceptually corresponds to the central cumulative dose that would be accrued in scanning a PHANTOM over a 100-mm length and—independent of beam width—would be simply proportional to the amount of primary energy incident on the PHANTOM.

As the straight, horizontal lines in the preceding figure indicate, this revised definition of $CTDI_{100}$ in Amendment 1 obviates Ed. 3 inconsistencies by regularizing the magnitudes of the central- and peripheral-axis PHANTOM dose indices (and hence $CTDI_w$) to be approximately constant percentages of their upper limiting values ($CTDI_{\infty}$) over a wide range of beam widths. Such regularization eliminates the complex variation of $CTDI_{100}$ with large beam widths. Furthermore, for beams wider than 100 mm along z , the Amendment-1 definition of $CTDI_{100}$ accounts for the GEOMETRIC EFFICIENCY IN THE Z DIRECTION in a way only partly or altogether neglected in previous editions of IEC 60601-2-44.

CC.3 Underestimations of $CTDI_{\infty}$

While the Amendment-1 definition of $CTDI_{100}$ solves some of the problems associated with the former definitions challenged by advancing technology, it also proscribes $CTDI_{100}$ values from approaching those of $CTDI_{\infty}$. This limitation yields a systematically inaccurate underestimation when $CTDI_{100}$ is used as a nominal patient dose associated with the most commonly applied, routine diagnostic CT examinations, namely, those involving body scan lengths ~ 300 -450 mm. Values of $CTDI_{\infty}$ are more representative of the magnitude of dose accrual for these scan lengths than are values of $CTDI_{100}$. The thrust of this Annex therefore is to quantify the underestimation of $CTDI_{\infty}$ by $CTDI_{100}$ as defined in Amendment 1 of IEC 60601-2-44 Ed. 3.

The following table, CC-1, based on empirical [19], [21], theoretical [20], and computational [17], [22] results for CT SCANNERS at 120 kVp scanning polymethyl methacrylate (PMMA) PHANTOMS of 320-mm diameter, summarizes estimates for Amendment-1 $CTDI_{100,c}$, $CTDI_{100,p}$, and $CTDI_w$ as percentages of their respective equilibrium values $CTDI_{\infty}$. The table is especially relevant in the assessment of $CTDI_{\infty}$ -based indices as nominally representative of patient dose in body CT EXAMINATIONS involving axial or helical scanning modes where scanning lengths exceed approximately 300 mm.

Table CC.1 – Ratios of $CTDI$ by phantom length

Phantom Length	$CTDI_{100,c}/CTDI_{\infty,c}$	$CTDI_{100,p}/CTDI_{\infty,p}$	$CTDI_w/CTDI_{w,\infty}$
Long (≥ 300 mm) ^a	61 %	84 %	76 %
Short (150 mm) ^b	59 %	82 %	75 %
^a For the central and peripheral axes of long PHANTOMS, the percentages are averages of results reported in [17][19][20][21]. $CTDI_w/CTDI_{w,\infty}$ is approximated as $(1/3) CTDI_{100,c}/CTDI_{\infty,c} + (2/3) CTDI_{100,p}/CTDI_{\infty,p}$. ^b For short PHANTOMS, each of the percentages is approximated as a product of the respective value for a long PHANTOM and a correction factor 0,98. This correction factor is a ratio, estimated from results of Monte Carlo calculations [22] simulating a 10 mm wide beam, and approximately constant for beams up to 100 mm wide of the (cross-sectional) dose profile integrated over its central 100 mm for a 150 mm long PHANTOM divided by the corresponding integral for a 3 m long PHANTOM.			

CC.4 Use of $CTDI_{vol}$ to estimate dose for object sizes other than those of the $CTDI$ phantoms

$CTDI_{vol}$ is not a PATIENT dose for many reasons [23] one of which is differences in PATIENT sizes as compared to the reference phantom. One method to address this size discrepancy has been proposed [24].

Annex DD (informative)

Measuring $CTDI_{\text{free air}}$

Free-in-air measurements of $CTDI$ are useful in understanding the x-ray beam characteristics of a CT SCANNER. Since there is not a scattering medium, these measurements characterize the x-ray beam output emanating through the collimation, quantifying the dosimetric effects of the tube, the inherent filtration, the filtration of the central ray and the effects of overbeaming and penumbra. In order to measure $CTDI_{\text{free air}}$, it is necessary to integrate the DOSE PROFILE along the z-axis for the entire extent of the x-ray field. In order to ensure that the entire z-extent is captured, the integration length (L) should be at least 40 mm longer than the nominal beam collimation.

One method of measuring $CTDI_{\text{free air}}$ is to use a RADIATION DETECTOR (e.g. an IONIZATION CHAMBER) positioned along the axis of rotation of the CT SCANNER and translated (stepped) through the ISOCENTRE using the PATIENT SUPPORT to cover the entire integration length.

NOTE 1 The DOSE PROFILE can also be measured with a RADIATION DETECTOR that fulfils IEC 61674, e.g. with a point DOSIMETER uniformly translated through the ISOCENTRE using a helical scan protocol [16].

Attach IONIZATION CHAMBER to a long, minimally attenuating support such as a meter stick or plastic rod.

- c) *Attach the support with IONIZATION CHAMBER to the PATIENT SUPPORT using a weighted stand or other means so that the chamber apparatus will move with the PATIENT SUPPORT. Ensure that the active length of the IONIZATION CHAMBER extends a distance greater than half the integration length ($L/2$) beyond the end of the PATIENT SUPPORT so that the PATIENT SUPPORT does not interact with the primary beam during measurements.*
- d) *Ensure that the centre of the IONIZATION CHAMBER is positioned at the ISOCENTRE of the CT SCANNER and that the IONIZATION CHAMBER is aligned with the CT SCANNER z-axis; set the PATIENT SUPPORT location to 0.*
- e) *Using the PATIENT SUPPORT, move the IONIZATION CHAMBER in the negative z-direction by X mm where*

$$X = \frac{(L - W)}{2}$$

where

L is the integration length in mm;

W is the chamber length in mm.

- f) *Take an axial scan with the desired parameters and record the exposure value.*
- g) *Increment the table in the positive z-direction by an amount equal to the length of the ion chamber.*

- h) Repeat steps e) and f) for a total of Y exposures, until the entire integration length is covered, where

$$Y = \text{trunc}\left(\frac{L}{W}\right) + 1$$

where

L is the integration length in mm;

W is the chamber length in mm.

- i) Sum the Y different exposure values to compute the $CTDI_{\text{free air}}$ for the given scanner configuration.

NOTE 2 More precise estimations of $CTDI_{\text{free air}}$ could be obtained by employing step sizes much smaller than the chamber length or by uniformly translating the entire chamber through the beam.

The IAEA has published a report which includes a practical description of this method [25].

Bibliography

- [1] IEC 60364-7-710:2002, *Electrical installations of buildings – Part 7-710: Requirements for special installations or locations – Medical locations*
 - [2] IEC 60417, *Graphical symbols for use on equipment*
 - [3] IEC TR 60513:1994, *Fundamental aspects of safety standards for medical electrical equipment*
 - [4] IEC 60601-2-7:1998, *Medical electrical equipment – Part 2-7: Particular requirements for the safety of high-voltage generators of diagnostic X-ray generators*
 - [5] IEC 60601-2-32:1994, *Medical electrical equipment – Part 2: Particular requirements for the safety of associated equipment of X ray equipment*
 - [6] IEC 60613:1989, *Electrical, thermal and loading characteristics of rotating anode X ray tubes for medical diagnosis*
 - [7] ISO 497:1973, *Guide to the choice of series of preferred numbers and of series containing more rounded values of preferred numbers*
 - [8] ISO 7000:2004, *Graphical symbols for use on equipment – Index and synopsis*
 - [9] US FDA 21CFR 1020.33, *Computed tomography (CT) equipment*
 - [10] EUR 16262 EN:2000, *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*
 - [11] ICRU Report 47:1992, *Measurement of Dose Equivalents from External Photon and Electron Radiations*
 - [12] ICRP Publication 103: *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection (Annals of the ICRP Vol. 37, No. 2-4, Elsevier, Feb 2008)*
 - [13] NRPB-R249: 1991, *Survey of CT Practice in the UK. Part 2: Dosimetric Aspects*, p. 12
 - [14] SHOPE, Thomas B., GAGNE, Robert M., and JOHNSON, Gordon C. A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. *Medical Physics*, July/August 1981, Vol. 8, No. 4, pp. 488-495
- NOTE In the paper by Shope, Gagne, and Johnson, $CTDI_{\infty}$ is referred to simply as the "computed tomography dose index" and is abbreviated by the letter "C."
- [15] DIXON, Robert L. A new look at CT dose measurement: Beyond $CTDI$. *Medical Physics*, June 2003, Vol. 30, No. 6, pp. 1272-1280
 - [16] AAPM Report No. 111, *Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography*, American Association of Physicists in Medicine, February 2010, http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_111.pdf.
- NOTE In AAPM Report No. 111, $CTDI_{\infty}$ is referred to as the "equilibrium dose-pitch product,"
- [17] BOONE, John M. The trouble with $CTDI_{100}$. *Medical Physics*, April 2007, Vol. 34, No. 4, pp. 1364-1371
 - [18] DIXON, Robert L., MUNLEY, Michael T. and BAYRAM, Ersin. An improved analytical model for CT dose simulation with a new look at the theory of CT dose. *Medical Physics*, December 2005, Vol. 32, No. 12, pp. 3712-3728
 - [19] DIXON, R.L. and BALLARD, A. C. Experimental validation of a versatile system of CT dosimetry using a conventional ion chamber: Beyond $CTDI_{100}$. *Medical Physics*, August 2007, Vol. 34, No. 8, pp. 3399–3413

- [20] DIXON, Robert L. and BOONE, John M. Cone beam CT dosimetry: A unified and self-consistent approach including all scan modalities – With or without phantom motion. *Medical Physics*, June 2010, Vol. 37, No. 6, pp. 2703-2718
- [21] MORI, Shinichiro et al. Enlarged longitudinal dose profiles in cone-beam CT and the need for modified dosimetry. *Medical Physics*, April 2005, Vol. 32, No. 4, pp. 1061-1069
- [22] ABBOUD, S.F., BADAL, A.S., STERN, S.H. and KYPRIANOU, I.S. Designing a phantom for dose evaluation in multi-slice CT. SPIE Medical Imaging 2010: Physics of Medical Imaging, *Proc. SPIE*, edited by E. Samei, N. J. Pelc, 7622-762232 (2010)
- [23] MCCOLLOUGH, C.H., LENG, S., YU, L., CODY, D.D., BOONE, J.M., and . MCNITT-GRAY, M.F. CT dose index and patient dose: They are not the same thing. *Radiology*, May 2011, Vol. 260, No. 3, pp. 311-316
- [24] AAPM Report No. 204, *Size Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations* American Association of Physicists in Medicine, 2011, http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_204.pdf)
- [25] IAEA HUMAN HEALTH REPORTS No. 5, *Status of Computed Tomography Dosimetry for Wide Cone Beam Scanners*. IAEA Vienna (2011)

Index of defined terms used in this particular standard

NOTE In this particular standard only terms defined either in IEC 60601-1:2005, its collateral standards, in IEC 60788:2004 or in Clause 201.3 of this particular standard have been used.

ABSORBED DOSE.....	IEC 60788:2004, rm-13-08
ACCOMPANYING DOCUMENT.....	IEC 60601-1:2005, 3.4
ADDED FILTER.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.2
AIR CLEARANCE	IEC 60601-1:2005, 3.5
AIR KERMA	IEC 60601-1-3:2008, 3.4
ANODE HEAT CONTENT	IEC 60788:2004, rm-36-26
APPARENT RESISTANCE OF SUPPLY MAINS	IEC 60788:2004, rm-36-16
ASSOCIATED EQUIPMENT	IEC 60788:2004, rm-36-01
ATTENUATION	IEC 60601-1-3:2008, 3.7
AUTOMATIC EXPOSURE CONTROL (AEC)	IEC 60601-1-3:2008, 3.10
APPLIED PART.....	IEC 60601-1:2005, 3.8
BASIC SAFETY.....	IEC 60601-1:2005, 3.10
CLASS I.....	IEC 60601-1:2005, 3.13
COMPONENT WITH HIGH-INTEGRITY CHARACTERISTICS	IEC 60601-1:2005, 3.17
COMPUTED TOMOGRAPHY (CT)	IEC 60788:2004, rm-41-20
COMPUTED TOMOGRAPHY DOSE INDEX 100 ($CTDI_{100}$).....	201.3.203
COMPUTED TOMOGRAPHY DOSE INDEX FREE-IN-AIR ($CTDI_{FREE\ AIR}$)	201.3.215
CONTINUOUS ANODE INPUT POWER.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.13
CONTROL PANEL	IEC 60601-1-3:2008, 3.14
CREEPAGE DISTANCE.....	IEC 60601-1:2005, 3.19
CT CONDITIONS OF OPERATION.....	201.3.202
CT EXAMINATION	201.3.217
CT PITCH FACTOR	201.3.204
CT SCANNER.....	201.3.201
CURRENT TIME PRODUCT.....	IEC 60788:2004, rm-36-13
DOSE ALERT VALUE	201.3.219
DOSE NOTIFICATION VALUE.....	201.3.218
DOSE-LENGTH PRODUCT	201.3.214
DOSE PROFILE	201.3.205
EARTH LEAKAGE CURRENT.....	IEC 60601-1:2005, 3.25
ENCLOSURE	IEC 60601-1:2005, 3.26
ESSENTIAL PERFORMANCE	IEC 60601-1:2005, 3.27
FILTER.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.23
FILTRATION	IEC 60601-1-3:2008, 3.24
FOCAL SPOT	IEC 60788:2004, rm-20-13
FOCAL SPOT TO SKIN DISTANCE.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.26
FULL WIDTH AT HALF MAXIMUM	IEC 60788:2004, rm-73-02
GEOMETRIC EFFICIENCY IN THE Z-DIRECTION	201.3.213
HALF-VALUE LAYER.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.27
HAZARD	IEC 60601-1:2005, 3.39

HIGH-VOLTAGE GENERATOR.....	IEC 60788:2004, rm-21-01
IMAGE RECEPTION AREA.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.28
INTERLOCK.....	IEC 60788:2004, rm-83-05
INTERNALLY POWERED.....	IEC 60601-1:2005, 3.46
IONIZING RADIATION.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.29
IRRADIATION.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.30
ISOCENTRE.....	IEC 60788:2004, rm-37-32
LEAKAGE CURRENT.....	IEC 60601-1:2005, 3.47
LOADING.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.34
LOADING FACTOR.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.35
LOADING STATE.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.36
LOADING TIME.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.37
MAINS PART.....	IEC 60601-1:2005, 3.49
MAINS VOLTAGE.....	IEC 60601-1:2005, 3.54
MANUFACTURER.....	IEC 60601-1:2005, 3.55
MEANS OF PROTECTION (MOP).....	IEC 60601-1:2005, 3.60
MEANS OF OPERATOR PROTECTION (MOOP).....	IEC 60601-1:2005, 3.58
MEANS OF PATIENT PROTECTION (MOPP).....	IEC 60601-1:2005, 3.59
MEDICAL ELECTRICAL EQUIPMENT (ME EQUIPMENT).....	IEC 60601-1:2005, 3.63
MEDICAL ELECTRICAL SYSTEM (ME SYSTEM).....	IEC 60601-1:2005, 3.64
MODEL OR TYPE REFERENCE.....	IEC 60601-1:2005, 3.66
MOBILE.....	IEC 60601-1:2005, 3.65
NARROW BEAM CONDITION.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.41
NOMINAL (VALUE).....	IEC 60601-1:2005, 3.69
NOMINAL ELECTRIC POWER.....	IEC 60788:2004, rm-36-19
NOMINAL TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS.....	201.3.206
NOMINAL X-RAY TUBE VOLTAGE.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.42
NORMAL CONDITION.....	IEC 60601-1:2005, 3.70
NORMAL USE.....	IEC 60601-1:2005, 3.71
OPERATOR.....	IEC 60601-1:2005, 3.73
PATIENT.....	IEC 60601-1:2005, 3.76
PATIENT AUXILIARY CURRENT.....	IEC 60601-1:2005, 3.77
PERCENTAGE RIPPLE.....	IEC 60788:2004, rm-36-17
PERMANENTLY INSTALLED.....	IEC 60601-1:2005, 3.84
PHANTOM.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.46
PRIMARY PROTECTIVE SHIELDING.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.47
PROCEDURE.....	IEC 60601-1:2005, 3.88
PROTECTIVE EARTH CONDUCTOR.....	IEC 60601-1:2005, 3.93
PROTECTIVE EARTH TERMINAL.....	IEC 60601-1:2005, 3.95
PROTOCOL ELEMENT.....	201.3.216
RADIATION.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.53
RADIATION APERTURE.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.54

RADIATION DETECTOR.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.57
RADIATION QUALITY	IEC 60601-1-3:2008, 3.60
RADIOGRAPHY	IEC 60601-1-3:2008, 3.64
RADIOGRAM.....	IEC 60788:2004, rm-32-02
RADIOLOGICAL PROTECTION	IEC 60788:2004, rm-60-03
RADIOTHERAPY	IEC 60788:2004, rm-40-05
RADIOTHERAPY TREATMENT PLANNING SYSTEM (RTPS).....	IEC 62083:2009, 3.1.6
READY STATE	IEC 60788:2004, rm-84-05
RESPONSIBLE ORGANISATION	IEC 60601-1:2005, 3.101
RISK ASSESSMENT.....	IEC 60601-1:2005, 3.104
SENSITIVITY PROFILE	201.3.207
SINGLE FAULT CONDITION	IEC 60601-1:2005, 3.116
SINGLE FAULT SAFE	IEC 60601-1:2005, 3.117
STRAY RADIATION.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.75
SUPPLY MAINS	IEC 60601-1:2005, 3.120
TENSILE SAFETY FACTOR.....	IEC 60601-1:2005, 3.121
TISSUE EQUIVALENT MATERIAL	IEC 60788:2004, rm-35-16
TOMOGRAPHIC PLANE	201.3.208
TOMOGRAPHIC SECTION	201.3.209
TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS.....	201.3.210
TOTAL FILTRATION.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.77
VOLUME $CTDI_w$	201.3.212
WEIGHTED $CTDI_{100}$	201.3.211
X-RADIATION	IEC 60601-1-3:2008, 3.53
X-RAY BEAM	IEC 60601-1-3:2008, 3.55
X-RAY FIELD.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.58
X-RAY EQUIPMENT	IEC 60601-1-3:2008, 3.78
X-RAY GENERATOR	IEC 60601-1-3:2008, 3.79
X-RAY SOURCE ASSEMBLY.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.62
X-RAY TUBE	IEC 60601-1-3:2008, 3.83
X-RAY TUBE ASSEMBLY.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.84
X-RAY TUBE CURRENT	IEC 60601-1-3:2008, 3.85
X-RAY TUBE HEAD	IEC 60788:2004, rm-20-07
X-RAY TUBE VOLTAGE.....	IEC 60601-1-3:2008, 3.88

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60601-2-44:2009+AMD1:2012+AMD2:2016 CSV

SOMMAIRE

AVANT-PROPOS	70
Introduction à l'Amendement 1	73
Introduction à l'Amendement 2	74
201.1 Domaine d'application, objet et normes connexes	75
201.2 Références normatives	78
201.3 Termes et définitions	78
201.4 Exigences générales	85
201.5 Exigences générales relatives aux essais des APPAREILS EM	86
201.6 Classification des APPAREILS EM et des SYSTEMES EM	87
201.7 Identification, marquage et documentation des APPAREILS EM	87
201.8 Protection contre les DANGERS d'origine électrique provenant des APPAREILS EM	90
201.9 Protection contre les dangers mécaniques des APPAREILS EM et SYSTEMES EM	93
201.10 Protection contre les DANGERS dus aux rayonnements involontaires ou excessifs	97
201.11 Protection contre les températures excessives et les autres DANGERS	97
201.12 Précision des commandes, des instruments et protection contre les caractéristiques de sortie présentant des risques	97
201.13 SITUATIONS DANGEREUSES et conditions de défaut	98
201.14 SYSTEMES ELECTROMEDICAUX PROGRAMMABLES (SEMP)	98
201.15 Construction de l'APPAREIL EM	98
201.16 SYSTEMES EM	98
201.17 Compatibilité électromagnétique des APPAREILS EM et des SYSTEMES EM	98
201.101 Exigences des TOMODENSITOMETRES fournissant des images pour la PREPARATION DU TRAITEMENT DE RADIOTHERAPIE (RTP))	99
202 Compatibilité électromagnétique – Exigences et essais	105
203 Exigences générales pour la radioprotection dans les équipements à rayonnement X de diagnostic	106
Annexes	124
Annexe AA (informative) Choix des PARAMETRES DE CHARGE pour les essais	124
Annexe BB (informative) Estimation de $CTDI_{vol}$ pour la radiographie par projection (SPR, scan projection radiography)	125
Annexe CC (informative) Concept de $CTDI_{100}$ dans l'IEC 60601-2-44: Relation entre le $CTDI_{100}$ et le $CTDI_{\infty}$	126
Annexe DD (informative) Mesure de $CTDI_{air libre}$	130
Bibliographie	132
Index des termes définis utilisés dans la présente norme particulière	134
Figure 201.101 – Système de coordonnées	80
Figure 201.102 – Illustration de $N \times T$, R et $(N \times T) + R$	83
Figure 201.103 – Alignement vertical du SUPPORT DU PATIENT	100
Figure 201.104 – Alignement du SUPPORT DU PATIENT dans le plan horizontal par rapport à l'axe Z	102
Figure 203.101 – Zone de RAYONNEMENT extra-focal	112

Figure 203.102 – Dimensions minimales pour la mesure des RAYONNEMENTS PARASITES 114

Figure CC.1 – $CTDI_w$ en fonction de la largeur du faisceau le long de z 127

Tableau 203.101 – Modèle d'essai pour $CTDI_{air libre}$ 120

Tableau CC.1 – Rapports de $CTDI$ sur longueur du fantôme 129

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60601-2-44:2009+AMD1:2012+AMD2:2016 CSV

COMMISSION ÉLECTROTECHNIQUE INTERNATIONALE

APPAREILS ÉLECTROMÉDICAUX –

Partie 2-44: Exigences particulières pour la sécurité de base et les performances essentielles des équipements à rayonnement X de tomodensitométrie

AVANT-PROPOS

- 1) La Commission Electrotechnique Internationale (IEC) est une organisation mondiale de normalisation composée de l'ensemble des comités électrotechniques nationaux (Comités nationaux de l'IEC). L'IEC 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, l'IEC – entre autres activités – publie des Normes internationales, des Spécifications techniques, des Rapports techniques, des Spécifications accessibles au public (PAS) et des Guides (ci-après dénommés "Publication(s) de l'IEC"). 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 l'IEC, participent également aux travaux. L'IEC 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 l'IEC concernant les questions techniques représentent, dans la mesure du possible, un accord international sur les sujets étudiés, étant donné que les Comités nationaux de l'IEC intéressés sont représentés dans chaque comité d'études.
- 3) Les Publications de l'IEC se présentent sous la forme de recommandations internationales et sont agréées comme telles par les Comités nationaux de l'IEC. Tous les efforts raisonnables sont entrepris afin que l'IEC s'assure de l'exactitude du contenu technique de ses publications; l'IEC ne peut pas être tenue responsable de l'éventuelle mauvaise utilisation ou interprétation qui en est faite par un quelconque utilisateur final.
- 4) Dans le but d'encourager l'uniformité internationale, les Comités nationaux de l'IEC s'engagent, dans toute la mesure possible, à appliquer de façon transparente les Publications de l'IEC dans leurs publications nationales et régionales. Toutes divergences entre toutes Publications de l'IEC et toutes publications nationales ou régionales correspondantes doivent être indiquées en termes clairs dans ces dernières.
- 5) L'IEC elle-même ne fournit aucune attestation de conformité. Des organismes de certification indépendants fournissent des services d'évaluation de conformité et, dans certains secteurs, accèdent aux marques de conformité de l'IEC. L'IEC n'est responsable d'aucun des services effectués par les organismes de certification indépendants.
- 6) Tous les utilisateurs doivent s'assurer qu'ils sont en possession de la dernière édition de cette publication.
- 7) Aucune responsabilité ne doit être imputée à l'IEC, à ses administrateurs, employés, auxiliaires ou mandataires, y compris ses experts particuliers et les membres de ses comités d'études et des Comités nationaux de l'IEC, pour tout préjudice causé en cas de dommages corporels et matériels, ou de tout autre dommage de quelque nature que ce soit, directe ou indirecte, ou pour supporter les coûts (y compris les frais de justice) et les dépenses découlant de la publication ou de l'utilisation de cette Publication de l'IEC ou de toute autre Publication de l'IEC, ou au crédit qui lui est accordé.
- 8) L'attention est attirée sur les références normatives citées dans cette publication. L'utilisation de publications référencées est obligatoire pour une application correcte de la présente publication.
- 9) L'attention est attirée sur le fait que certains des éléments de la présente Publication de l'IEC peuvent faire l'objet de droits de brevet. L'IEC ne saurait être tenue pour responsable de ne pas avoir identifié de tels droits de brevets et de ne pas avoir signalé leur existence.

DÉGAGEMENT DE RESPONSABILITÉ

Cette version consolidée n'est pas une Norme IEC officielle, elle a été préparée par commodité pour l'utilisateur. Seules les versions courantes de cette norme et de son(s) amendement(s) doivent être considérées comme les documents officiels.

Cette version consolidée de l'IEC 60601-2-44 porte le numéro d'édition 3.2. Elle comprend la troisième édition (2009-02) [documents 62B/727/FDIS et 62B/734/RVD] et son corrigendum (mai 2010), son amendement 1 (2012-08) [documents 62B/879/FDIS et 62B/890/RVD] et son amendement 2 (2016-03) [documents 62B/976/CDV et 62B/994/CDV]. Le contenu technique est identique à celui de l'édition de base et à ses amendements.

Cette version Finale ne montre pas les modifications apportées au contenu technique par les amendements 1 et 2. Une version Redline montrant toutes les modifications est disponible dans cette publication.

La Norme internationale IEC 60601-2-44 a été établie par le sous-comité 62B: Appareils d'imagerie de diagnostic, du comité d'études 62 de l'IEC: Equipements électriques dans la pratique médicale.

Cette publication a été rédigée selon les Directives ISO/IEC, Partie 2.

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

- Exigences et définitions: caractères romains.
- *Modalités d'essais: caractères italiques.*
- les indications de nature informative apparaissant hors des tableaux, comme les notes, les exemples et les références: petits caractères. Le texte normatif à l'intérieur des tableaux est également en petits caractères.
- TERMES DEFINIS A L'ARTICLE 3 DE LA NORME GENERALE, DANS LA PRESENTE NORME PARTICULIERE OU COMME NOTES: PETITES MAJUSCULES.

Concernant la structure de la présente norme, le terme:

- "article" désigne l'une des dix-sept sections numérotées dans la table des matières, avec toutes ses subdivisions (par exemple, l'Article 7 inclut les paragraphes 7.1, 7.2, etc);
- "paragraphe" désigne une subdivision numérotée d'un article (par exemple, 7.1, 7.2 et 7.2.1 sont tous des paragraphes appartenant à l'Article 7).

Dans la présente norme, les références à des articles sont précédées du mot "Article" suivi du numéro de l'article concerné. Dans la présente norme particulière, les références aux paragraphes utilisent uniquement le numéro du paragraphe concerné.

Dans la présente norme, la conjonction "ou" est utilisée avec la valeur d'un "ou inclusif", ainsi un énoncé est vrai si une combinaison des conditions quelle qu'elle soit est vraie.

Les formes verbales utilisées dans la présente norme sont conformes à l'usage donné à l'Annexe H des Directives ISO/IEC, Partie 2. Pour les besoins de la présente norme:

- "devoir" mis au présent de l'indicatif signifie que la satisfaction à une exigence ou à un essai est obligatoire pour la conformité à la présente norme;
- "il convient/il est recommandé" signifie que la satisfaction à une exigence ou à un essai est recommandée mais n'est pas obligatoire pour la conformité à la présente norme;
- "pouvoir" mis au présent de l'indicatif est utilisé pour décrire un moyen admissible pour satisfaire à une exigence ou à un essai.

Une liste de toutes les parties de la série IEC 60601, présentées sous le titre général *Appareils électromédicaux*, peut être consultée sur le site web de l'IEC.

Le comité a décidé que le contenu de la publication de base et de ses amendements ne sera pas modifié avant la date de stabilité indiquée sur le site web de l'IEC sous "<http://webstore.iec.ch>" dans les données relatives à la publication recherchée. A cette date, la publication sera

- reconduite,
- supprimée,
- remplacée par une édition révisée, ou
- amendée.

NOTE L'attention des Comités Nationaux est attirée sur le fait que les FABRICANTS des appareils et les organismes d'essai peuvent avoir besoin d'une période transitoire, à la parution d'une publication IEC qu'elle soit nouvelle, modifiée ou révisée, pour mettre les produits en conformité avec les nouvelles exigences et pour s'équiper eux-mêmes afin de réaliser de nouveaux essais ou des essais révisés. Le comité recommande que le contenu de la présente publication soit adopté pour mise en œuvre au niveau national au plus tôt 3 ans après la date de publication.

IMPORTANT – Le logo "*colour inside*" qui se trouve sur la page de couverture de cette publication indique qu'elle contient des couleurs qui sont considérées comme utiles à une bonne compréhension de son contenu. Les utilisateurs devraient, par conséquent, imprimer cette publication en utilisant une imprimante couleur.

Introduction à l'Amendement 1

Le principal sujet traité dans le présent amendement est une extension du concept de $CTDI$ pour s'adapter aux TOMODENSITOMETRES avec une très grande couverture selon z . Les autres principaux domaines concernés incluent:

- 1) une caractéristique de contrôle de dose associée à un avertissement de pré-balayage lorsque des valeurs d'indices de dose prévues excèdent les VALEURS DE NOTIFICATION DE DOSE ou les VALEURS D'ALERTE DE DOSE configurables selon l'utilisateur et
- 2) des exigences concernant l'utilisation de données tomodensitométriques dans une préparation du traitement de radiothérapie (RTP).

La métrique des doses tomodensitométriques utilisée a été fondée sur le $CTDI_{100}$, c'est-à-dire sur la mesure de la dose dans des FANTOMES et une intégration limitée du rayonnement diffusé, et elle est utilisée dans la législation de nombreux pays pour définir des "valeurs de référence de dose" (également appelées "niveaux de référence de diagnostic") pour les examens tomodensitométriques. De nombreuses personnes utilisent ces indices, le $CTDI_{vol}$ et le DLP , pour en déduire des estimations de dose efficace au moyen de facteurs de conversion. Le $CTDI_{100}$ constitue également un élément d'acceptation de la tomodensitométrie et des essais de constance. L'introduction d'un nouvel indice de dose modifierait les valeurs de $CTDI$ de tous les TOMODENSITOMETRES. Il est donc prévu de conserver le $CTDI_{100}$, c'est-à-dire l'intégration du rayonnement primaire et de la diffusion sur 100 mm, mais d'adapter la façon de mesurer et de présenter l'indice de dose pour inclure de grandes collimations et considérer toutes les collimations de la même manière, à savoir aboutir approximativement au même pourcentage de $CTDI_{\infty}$ pour toutes les collimations.

Comme défini dans l'amendement, le $CTDI_{100}$ doit être mesuré seulement pour des collimations allant jusqu'à 40 mm avec les appareils classiques, c'est-à-dire les FANTOMES PMMA et une chambre de 100 mm, ou selon d'autres méthodes appropriées qui utilisent un DETECTEUR DE RAYONNEMENT. Pour ces collimations, il n'y a pas de modification significative du rapport $CTDI_{100} / CTDI_{\infty}$ selon les données publiées. Pour des collimations plus grandes dans les mêmes CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT DU TOMODENSITOMETRE, l'efficacité en z peut être différente et doit être évaluée dans les mesures de dose. Cela peut être réalisé par la mesure d'une dose 'air libre'. En se fondant sur ces considérations, le $CTDI_{100}$ et le $CTDI_{air\ libre}$ ont été redéfinis. Les deux types de mesure sont maintenant combinés pour déterminer les valeurs de $CTDI$ pour des collimations plus grandes et ils sont expliqués en détail dans les Annexes informatives CC et DD.

Quelques exigences et perfectionnements complémentaires relatifs à la dose ont été ajoutés: le $CTDI_{vol}$ et le DLP sont définis pour un nouveau type de mode de balayage ('mode navette'). En EXAMEN TOMODENSITOMETRIQUE, il est précisé que le $CTDI_{vol}$ et le DLP sont toujours mentionnés pour le FANTOME de diamètre 32 cm. Dans l'amendement, il est maintenant exigé que les TOMODENSITOMETRES présentent des VALEURS DE NOTIFICATION DE DOSE et des VALEURS D'ALERTE DE DOSE configurables selon l'utilisateur.

Un nouveau domaine traité dans le présent Amendement 1 concerne des exigences applicables aux TOMODENSITOMETRES fournissant des images pour la préparation du traitement de radiothérapie. Cet amendement est l'occasion de la mise en œuvre de cette importante application tomodensitométrique dans la norme de sécurité concernant la tomodensitométrie, avec un ensemble d'exigences qui sont considérées comme relatives à la sécurité. Il concerne principalement des réglages du matériel de tomodensitométrie, la précision des données d'images tomodensitométriques et la conversion des Unités de Hounsfield (HU) en densité d'électron et de masse.

Introduction à l'Amendement 2

Le présent amendement porte essentiellement sur des points rédactionnels et sur la reprise des publications les plus récentes des normes générales et collatérales dans les références normatives.

Compte tenu de l'ampleur et de l'importance des modifications apportées aux références normatives citées dans le présent amendement, le comité a décidé qu'une période transitoire de 4 ans était justifiée et appropriée.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60601-2-44:2009+AMD1:2012+AMD2:2016 CSV

APPAREILS ÉLECTROMÉDICAUX –

Partie 2-44: Exigences particulières pour la sécurité de base et les performances essentielles des équipements à rayonnement X de tomodensitométrie

201.1 Domaine d'application, objet et normes connexes

L'Article 1 de la norme générale¹⁾ s'applique avec les exceptions suivantes:

201.1.1 Domaine d'application

Remplacement:

La présente Norme internationale s'applique à la SECURITE DE BASE et aux PERFORMANCES ESSENTIELLES des TOMODENSITOMETRES, également désignés ci-après sous le terme APPAREILS EM.

Si un article ou un paragraphe est spécifiquement destiné à être applicable uniquement aux APPAREILS EM ou uniquement aux SYSTEMES EM, le titre et le contenu de cet article ou de ce paragraphe l'indiquent. Si tel n'est pas le cas, l'article ou le paragraphe s'applique à la fois aux APPAREILS EM et aux SYSTEMES EM, selon le cas.

NOTE 1 Voir aussi 4.2 de la norme générale.

Le domaine d'application du présent document est limité aux tomodensitomètres destinés à être utilisés pour les examens de la tête et du corps caractérisés par une ENVELOPPE de la (des) source(s) de rayonnement X et du (des) détecteur(s) d'imagerie dans un couvercle de protection commun de forme toroïdale. Cette norme comprend les exigences de sécurité des GENERATEURS RADIOLOGIQUES utilisés dans les TOMODENSITOMETRES, y compris celles pour les GENERATEURS HAUTE TENSION lorsqu'ils sont intégrés avec une GAINÉ EQUIPEE.

NOTE 2 Les exigences applicables aux GROUPEES RADIOGENES et aux APPAREILS ASSOCIES, qui étaient auparavant spécifiées dans l'IEC 60601-2-7 et dans l'IEC 60601-2-32, ont été incorporées soit dans l'IEC 60601-1:2005 (Ed3) soit dans la présente édition de l'IEC 60601-2-44. Ainsi les IEC 60601-2-7 et 60601-2-32 ne font pas partie du groupe de publications liées à la 3^{ème} édition, concernant la TOMODENSITOMETRIE.

Le domaine d'application de la présente Norme internationale exclut les SIMULATEURS DE RADIOTHERAPIE et les systèmes où l'image est créée par une source autre qu'un TUBE RADIOGENE.

201.1.2 Objet

Remplacement:

L'objet de la présente norme particulière est d'établir des exigences particulières pour la SECURITE DE BASE et les PERFORMANCES ESSENTIELLES des TOMODENSITOMETRES définis en 201.3.201, destinées à assurer la sécurité, et de spécifier des méthodes pour démontrer la conformité à ces exigences, pour les TOMODENSITOMETRES.

¹⁾ La norme générale est constituée des documents IEC 60601-1:2005 et IEC 60601-1:2005/AMD1:2012, Appareils électromédicaux – Partie 1: Exigences générales pour la sécurité de base et les performances essentielles

NOTE 1 Les exigences pour la reproductibilité, la linéarité, la constance et la précision sont données du fait de leur relation avec la qualité et la quantité du RAYONNEMENT IONISANT produit, et elles sont limitées à celles que l'on considère comme nécessaires pour la sécurité.

NOTE 2 Les niveaux de conformité et les essais prescrits pour déterminer la conformité reflètent le fait que la sécurité des GENERATEURS HAUTE TENSION n'est pas sensible aux petites différences de niveaux de performance. Les combinaisons de PARAMETRES DE CHARGE spécifiées pour les essais sont de ce fait limitées en nombre, mais choisies à partir de l'expérience, comme étant appropriées dans la plupart des cas. On considère qu'il est important de normaliser le choix des combinaisons de PARAMETRES DE CHARGE, de sorte que l'on puisse établir une comparaison entre les essais réalisés en différents endroits à diverses occasions. Cependant, des combinaisons distinctes de celles qui sont spécifiées pourraient être également valables du point de vue technique.

NOTE 3 La philosophie de sécurité sur laquelle est fondée cette norme est décrite dans l'introduction de la norme générale et dans l'IEC TR 60513.

NOTE 4 Concernant la PROTECTION RADIOLOGIQUE, on estime que les FABRICANTS et les ORGANISMES RESPONSABLES acceptent les principes généraux de justification, d'optimisation et d'application des limites de dose de la Commission Internationale sur la Protection Radiologique tels qu'ils sont indiqués dans le document ICRP 103, 2007, paragraphe 203, [11]²⁾ à savoir:

(a) "Le principe de justification: il convient que toute décision qui modifie la situation d'exposition aux RAYONNEMENTS soit plus bénéfique que dommageable."

(b) "Le principe d'optimisation de la protection: Il convient que la probabilité d'expositions, que le nombre de personnes exposées et que l'amplitude de leurs doses individuelles soient maintenus à des niveaux aussi bas que raisonnablement possible, en tenant compte des facteurs économiques et sociaux."

(c) "Le principe d'application des limites de dose: Il convient que la dose totale affectant un individu et provenant de sources régulées dans des situations d'exposition planifiées autres que l'exposition médicale des PATIENTS ne dépasse pas les limites appropriées recommandées par la Commission."

(d) "L'application des limites de dose pour la dose PATIENT pourrait porter préjudice au PATIENT. Par conséquent, il convient de ne pas appliquer les limites de dose aux expositions médicales. Néanmoins, il convient de prendre en compte l'utilisation des contraintes de dose ou des niveaux de recherche pour certaines procédures de diagnostic communes. Ce concept, désormais renommé niveaux de référence de diagnostic, a été introduit dans un grand nombre de pays".

NOTE 5 On reconnaît qu'un grand nombre de jugements nécessaires pour suivre les principes généraux CIPR doivent dépendre des ORGANISMES RESPONSABLES et non du FABRICANT de l'APPAREIL EM.

201.1.3 Normes collatérales

Addition:

La présente norme particulière fait référence aux normes collatérales applicables énumérées à l'Article 2 de la norme générale et à l'Article 201.2 de la présente norme particulière.

L'IEC 60601-1-2 et l'IEC 60601-1-3 s'appliquent telles que modifiées par les Articles 202 et 203. L'IEC 60601-1-8, l'IEC 60601-1-9, l'IEC 60601-1-10³⁾, l'IEC 60601-1-11⁴⁾ et l'IEC 60601-1-12⁵⁾ ne s'appliquent pas. Toutes les autres normes collatérales publiées dans la série IEC 60601-1 s'appliquent telles qu'elles sont publiées.

Pour les normes collatérales publiées après la présente norme particulière, il est nécessaire que les FABRICANTS déterminent l'applicabilité conformément au PROCESSUS DE GESTION DES RISQUES.

2) Les chiffres entre crochets se réfèrent à la Bibliographie

3) IEC 60601-1-10, *Appareils électromédicaux – Partie 1-10: Exigences générales pour la sécurité de base et les performances essentielles – Norme Collatérale: Exigences pour le développement des régulateurs physiologiques en boucle fermée*

4) IEC 60601-1-11, *Appareils électromédicaux – Partie 1-11: Exigences générales pour la sécurité de base et les performances essentielles – Norme Collatérale: Exigences pour les appareils électromédicaux et les systèmes électromédicaux utilisés dans l'environnement des soins à domicile*

5) IEC 60601-1-12, *Appareils électromédicaux – Partie 1-12: Exigences générales pour la sécurité de base et les performances essentielles – Norme Collatérale: Exigences pour les appareils électromédicaux et les systèmes électromédicaux destinés à être utilisés dans l'environnement des soins d'urgence*

201.1.4 Normes particulières

Remplacement:

Dans la série IEC 60601, des normes particulières peuvent modifier, remplacer ou supprimer des exigences contenues dans la norme générale et dans les normes collatérales en fonction de ce qui est approprié à l'APPAREIL EM considéré, et elles peuvent ajouter d'autres exigences de SECURITE DE BASE et de PERFORMANCES ESSENTIELLES.

Une exigence d'une norme particulière prévaut sur l'exigence correspondante de la norme générale.

Par souci de concision, l'IEC 60601-1 est désignée dans la présente norme particulière par le terme le terme "norme générale". Les normes collatérales sont désignées par leur numéro de document.

La numérotation des articles et paragraphes de la présente norme particulière correspond à celle de la norme générale avec le préfixe "201" (par exemple 201.1 dans la présente norme aborde le contenu de l'Article 1 de la norme générale) ou de la norme collatérale applicable avec le préfixe "20x", où x est (sont) le (les) dernier(s) chiffre(s) du numéro de document de la norme collatérale (par exemple 202.4 dans la présente norme particulière aborde le contenu de l'Article 4 de la norme collatérale 60601-1-2, 203.4 dans la présente norme particulière aborde le contenu de l'Article 4 de la norme collatérale 60601-1-3, etc). Les modifications apportées au texte de la norme générale sont spécifiées par l'utilisation des termes suivants:

"Remplacement" signifie que l'article ou le paragraphe de la norme générale ou de la norme collatérale applicable est remplacé complètement par le texte de la présente norme particulière.

"Addition" signifie que le texte de la présente norme particulière vient s'ajouter aux exigences de la norme générale ou de la norme collatérale applicable.

"Amendement" signifie que l'article ou le paragraphe de la norme générale ou de la norme collatérale applicable est modifié comme indiqué dans la présente norme particulière.

Les paragraphes, figures, ou tableaux qui sont ajoutés à ceux de la norme générale sont numérotés à partir de 201.101. Toutefois, en raison du fait que les définitions dans la norme générale sont numérotées 3.1 à 3.139, les définitions complémentaires dans la présente norme sont numérotées à partir de 201.3.201. Les annexes supplémentaires sont notées AA, BB, etc, et les alinéas supplémentaires aa), bb), etc.

Les paragraphes, figures ou tableaux qui sont ajoutés à une norme collatérale sont numérotés à partir de 20x, où "x" est le chiffre de la norme collatérale, par exemple 202 pour l'IEC 60601-1-2, 203 pour l'IEC 60601-1-3, etc.

L'expression "la présente norme" est utilisée pour faire référence à la norme générale, à toutes les normes collatérales applicables et à la présente norme particulière, considérées ensemble.

Lorsque la présente norme particulière ne comprend pas d'article ou de paragraphe correspondant(e), l'article ou le paragraphe de la norme générale ou de la norme collatérale applicable, bien qu'il puisse être sans objet, s'applique sans modification; lorsqu'il est demandé qu'une partie quelconque de la norme générale ou de la norme collatérale applicable, bien que potentiellement pertinente, ne s'applique pas, cela est expressément mentionné dans la présente norme particulière.

201.2 Références normatives

NOTE Une liste de références informatives est donnée dans la bibliographie commençant à la page 132.

L'Article 2 de la norme générale s'applique avec les exceptions suivantes:

Remplacement:

IEC 60601-1-2:2014, *Appareils électromédicaux – Partie 1-2: Exigences générales pour la sécurité de base et les performances essentielles – Norme collatérale: Compatibilité électromagnétique – Exigences et essais*

IEC 60601-1-3:2008, *Appareils électromédicaux – Partie 1-3: Exigences générales pour la sécurité de base et les performances essentielles – Norme collatérale: Radioprotection dans les équipements à rayonnement X de diagnostic*
IEC 60601-1-3:2008/AMD1:2013

Addition:

IEC 60336 *Appareils électromédicaux – Gaines équipées pour diagnostic médical – Caractéristiques des foyers*

IEC 60601-1:2005, *Appareils électromédicaux – Partie 1: Exigences générales pour la sécurité de base et les performances essentielles*
IEC 60601-1:2005/AMD1:2012

IEC 61223-3-5, *Essais d'évaluation et de routine dans les services d'imagerie médicale – Partie 3-5: Essais d'acceptation – Performance d'imagerie des équipements de tomodensitométrie à rayonnement X*

ISO 12052, *Informatique de santé – Imagerie numérique et communication dans la médecine (DICOM) incluant le déroulement des opérations et la gestion des données*

201.3 Termes et définitions

Pour les besoins du présent document, les termes et définitions donnés dans la IEC 60601-1:2005 et IEC 60601-1:2005/AMD1:2012, l'IEC 60601-1-3:2008 et IEC 60601-1-3:2008/AMD1:2013, et l'IEC 60788:2004 s'appliquent avec les exceptions suivantes:

NOTE 101 Un index des termes définis est fourni à la fin du présent document.

NOTE 102 Conformément aux définitions de l'IEC 60601-1-3, dans la présente norme, sauf indication contraire:

- les valeurs de HAUTE TENSION RADIOGENE font référence aux valeurs de crête, les transitoires n'étant pas prises en compte;
- les valeurs de COURANT DANS LE TUBE RADIOGENE font référence aux valeurs moyennes.

Addition:

201.3.201

TOMODENSITOMETRE

EQUIPEMENT A RAYONNEMENT X, conçu pour produire des images du corps par coupes transversales, au moyen d'une reconstruction par ordinateur des données de transmission des rayons X, obtenues sous différents angles, pouvant inclure des équipements d'analyse du signal et de visualisation, le support du PATIENT, les pièces d'appui et des ACCESSOIRES

NOTE 1 Le domaine d'application du présent document est limité aux tomodensitomètres destinés à être utilisés pour les examens de la tête et du corps caractérisés par une ENVELOPPE de la (des) source(s) de rayonnement X et du (des) détecteur(s) d'imagerie dans un couvercle de protection commun de forme toroïdale.

NOTE 2 Le post-traitement de l'image n'est pas compris dans le domaine d'application de cette norme.

201.3.202

CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT DU TOMODENSITOMETRE

ensemble des paramètres qui peuvent être choisis et qui commandent le fonctionnement d'un TOMODENSITOMETRE

NOTE 1 Par exemple EPAISSEUR DE COUPE TOMOGRAPHIQUE NOMINALE, FACTEUR TOMODENSITOMETRIQUE DE PAS, FILTRATION, HAUTE TENSION RADIOGENE de crête et soit COURANT DANS LE TUBE RADIOGENE et TEMPS DE CHARGE soit PRODUIT COURANT-TEMPS.

NOTE 2 Certaines CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT DU TOMODENSITOMETRE peuvent varier au cours de l'exposition.

NOTE 3 Les CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT DU TOMODENSITOMETRE comprennent les paramètres dérivés par le système des paramètres sélectionnables par l'utilisateur.

201.3.203

INDICE 100 DE DOSE TOMODENSITOMETRIQUE

$CTDI_{100}$

intégrale du PROFIL DE DOSE correspondant à un balayage axial unique, le long d'une ligne perpendiculaire au PLAN TOMOGRAPHIQUE, divisée par $N \times T$ conformément à ce qui suit:

pour $N \times T$ inférieur ou égal à 40 mm

$$CTDI_{100} = \int_{-50 \text{ mm}}^{+50 \text{ mm}} \frac{D(z)}{N \times T} dz$$

pour $N \times T$ supérieur à 40 mm (toutes les CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT DU TOMODENSITOMETRE à l'exception de la collimation restent les mêmes pour ces mesures)

$$CTDI_{100} = \int_{-50 \text{ mm}}^{+50 \text{ mm}} \frac{D_{\text{Réf}}(z)}{(N \times T)_{\text{Réf}}} dz \times \frac{CTDI_{\text{air libre}, N \times T}}{CTDI_{\text{air libre}, \text{Réf}}}$$

où

$D(z)$ est le PROFIL DE DOSE correspondant à un balayage axial unique le long d'une ligne z perpendiculaire au PLAN TOMOGRAPHIQUE, où la dose utilisée est la DOSE ABSORBEE dans l'air et est évaluée à l'intérieur d'un FANTOME de dosimétrie en polyméthacrylate de méthyle (PMMA) (voir 203.108);

$(N \times T)_{\text{Réf}}$ est une valeur de $N \times T$ spécifique de 20 mm ou la valeur de $N \times T$ disponible la plus grande non supérieure à 20 mm;

$D_{\text{Réf}}(z)$ est le PROFIL DE DOSE correspondant à un balayage axial unique le long d'une ligne z perpendiculaire au PLAN TOMOGRAPHIQUE, où la dose utilisée est la DOSE ABSORBEE dans l'air et est évaluée à l'intérieur d'un FANTOME de dosimétrie en polyméthacrylate de méthyle (PMMA) (voir 203.108) pour $(N \times T)_{\text{Réf}}$;

$CTDI_{\text{air libre}, N \times T}$ est le $CTDI_{\text{air libre}}$ (201.3.215) pour une valeur spécifique de $N \times T$;

$CTDI_{\text{air libre}, \text{Réf}}$ est le $CTDI_{\text{air libre}}$ (201.3.215) pour $(N \times T)_{\text{Réf}}$;

N est le nombre de COUPES TOMOGRAPHIQUES produites en un seul balayage axial de la source de RAYONNEMENT X;

T est l'EPAISSEUR NOMINALE DE COUPE TOMOGRAPHIQUE.

NOTE 1 La dose utilisée est la DOSE ABSORBEE dans l'air, mais, pour des raisons pratiques, l'évaluation de la DOSE ABSORBEE dans l'air à l'intérieur d'un FANTOME dosimétrique PMMA est correctement approchée par la mesure du KERMA DANS L'AIR.

NOTE 2 Cette définition suppose que le PROFIL DE DOSE est centré sur $z = 0$.

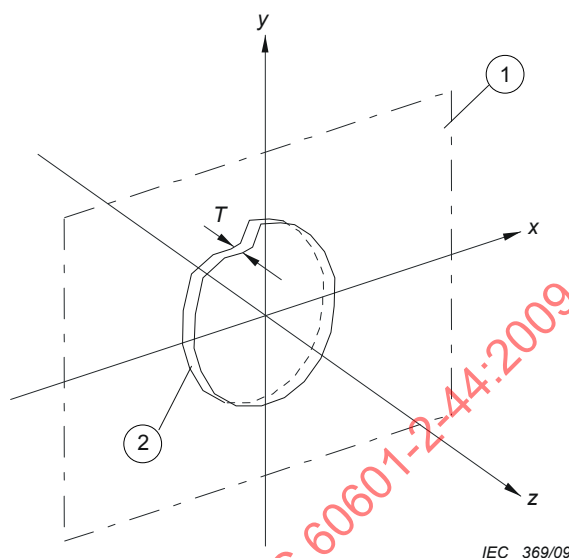
NOTE 3 Un seul balayage axial représente généralement une rotation de 360° de la source de rayonnement X.

NOTE 4 Lorsque les COUPES TOMOGRAPHIQUES se chevauchent, par exemple dans les TOMODENSITOMETRES à "FOYER flottant en z", il est nécessaire de remplacer le dénominateur de l'intégrale par la largeur nominale totale le long de l'axe z des coupes tomographiques qui se chevauchent. Par exemple, pour un pourcentage de chevauchement de 50%, le dénominateur serait donc remplacé par $0,5 \times N \times T$.

NOTE 5 L'axe z est généralement l'axe de rotation.

NOTE 6 Le $CTDI_{100}$ est conçu de manière à inclure la plus grande partie du rayonnement diffusé.

NOTE 7 Voir l'Annexe CC pour les explications.



1 PLAN TOMOGRAPHIQUE

2 SECTION TOMOGRAPHIQUE

Figure 201.101 – Système de coordonnées

201.3.204

FACTEUR TOMODENSITOMETRIQUE DE PAS

dans un balayage hélicoïdal, rapport entre la course du support du PATIENT Δd le long de la direction z par rotation de la SOURCE de RAYONNEMENT X divisé par le produit de l'ÉPAISSEUR NOMINALE DE COUPE TOMOGRAPHIQUE T et du nombre de COUPES TOMOGRAPHIQUES N :

$$\text{Facteur tomodensitométrique de pas} = \frac{\Delta d}{N \times T}$$

où:

Δd est la course du support du PATIENT le long de la direction z par rotation de la SOURCE de RAYONNEMENT X;

T est l'ÉPAISSEUR NOMINALE DE COUPE TOMOGRAPHIQUE;

N est le nombre de COUPES TOMOGRAPHIQUES produites en un seul balayage axial de la SOURCE de RAYONNEMENT X.

NOTE 1 Bien que le FACTEUR TOMODENSITOMETRIQUE DE PAS soit associé au balayage hélicoïdal, sa définition renvoie aux paramètres T et N qui sont définis uniquement pour le balayage axial. La définition 201.3.204 suppose que ces paramètres de balayage axial T et N correspondent à la même configuration de collimation et de détecteur actif que celle du balayage hélicoïdal pour lequel le FACTEUR TOMODENSITOMETRIQUE DE PAS est évalué.

NOTE 2 Lorsque les COUPES TOMOGRAPHIQUES se chevauchent, par exemple dans les tomodensitomètres à "FOYER flottant" il est nécessaire que le produit $N \times T$ soit ajusté pour le chevauchement.

NOTE 3 Le FACTEUR TOMODENSITOMETRIQUE DE PAS dépendra du temps lorsque Δd est variable au cours de l'exposition.

NOTE 4 Le terme "hélicoïdal" est utilisé dans ce document comme synonyme du terme "en spirale".

201.3.205

PROFIL DE DOSE

représentation de la dose en fonction de la position le long d'une ligne

201.3.206

EPAISSEUR NOMINALE DE COUPE TOMOGRAPHIQUE

pour les TOMODENSITOMETRES, EPAISSEUR DE COUPE TOMOGRAPHIQUE sélectionnée et affichée sur le POSTE DE COMMANDE

NOTE Dans un balayage hélicoïdal, l'épaisseur d'une section associée à l'image reconstruite dépend du pas et de l'algorithme de reconstruction hélicoïdaux. Cette épaisseur peut ou peut ne pas être égale à l'EPAISSEUR NOMINALE DE COUPE TOMOGRAPHIQUE.

201.3.207

PROFIL DE SENSIBILITE

réponse relative à un système de TOMODENSITOMETRIE en fonction de sa position le long d'une ligne perpendiculaire au PLAN TOMOGRAPHIQUE

201.3.208

PLAN TOMOGRAPHIQUE

plan géométrique perpendiculaire à l'axe de rotation au centre du champ de rayonnement X en z (voir Figure 201.101)

201.3.209

COUPE TOMOGRAPHIQUE

pour les TOMODENSITOMETRES équipés d'une seule rangée de détecteurs, le volume dans lequel les données de TRANSMISSION du RAYONNEMENT-X sont collectées au cours d'un seul balayage axial; pour les TOMODENSITOMETRES équipés de plusieurs rangées de détecteurs le long de l'axe-z, le volume dans lequel les données sont collectées par une seule voie d'acquisition représentant une rangée unique ou un groupe choisi de rangées

201.3.210

EPAISSEUR DE COUPE TOMOGRAPHIQUE

LARGEUR A MI-HAUTEUR du PROFIL DE SENSIBILITE prise à l'ISOCENTRE d'une COUPE TOMOGRAPHIQUE

201.3.211

$CTDI_{100}$ PONDÉRÉ

$CTDI_w$ (WEIGHTED $CTDI$)

valeur définie de la façon suivante:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100(\text{centre})} + \frac{2}{3} CTDI_{100(\text{périphérie})}$$

où $CTDI_{100(\text{centre})}$ est la valeur de $CTDI_{100}$ mesurée au centre d'un fantôme de dosimétrie, et
où $CTDI_{100(\text{périphérie})}$ est la moyenne des quatre valeurs de $CTDI_{100}$ mesurée à la périphérie du fantôme de dosimétrie, conformément à 203.109.1 a)2) et 3)

201.3.212

$CTDI_w$ VOLUMIQUE

$CTDI_{vol}$

a) pour le balayage axial