

INTERNATIONAL STANDARD

NORME INTERNATIONALE

Radiotherapy equipment – Coordinates, movements and scales

Appareils utilisés en radiothérapie – Coordonnées, mouvements et échelles

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 61217:2011



THIS PUBLICATION IS COPYRIGHT PROTECTED

Copyright © 2011 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 la CEI ou du Comité national de la CEI du pays du demandeur.

Si vous avez des questions sur le copyright de la CEI ou si vous désirez obtenir des droits supplémentaires sur cette publication, utilisez les coordonnées ci-après ou contactez le Comité national de la CEI de votre pays de résidence.

IEC Central Office
3, rue de Varembe
CH-1211 Geneva 20
Switzerland
Email: inmail@iec.ch
Web: 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.

- Catalogue of IEC publications: www.iec.ch/searchpub

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 It also gives information on projects, withdrawn and replaced publications.

- IEC Just Published: www.iec.ch/online_news/justpub

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

- Electropedia: www.electropedia.org

The world's leading online dictionary of electronic and electrical terms containing more than 20 000 terms and definitions in English and French, with equivalent terms in additional languages. Also known as the International Electrotechnical Vocabulary online.

- Customer Service Centre: www.iec.ch/webstore/custserv

If you wish to give us your feedback on this publication or need further assistance, please visit the Customer Service Centre FAQ or contact us:

Email: csc@iec.ch

Tel.: +41 22 919 02 11

Fax: +41 22 919 03 00

A propos de la CEI

La Commission Electrotechnique Internationale (CEI) 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 CEI

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

- Catalogue des publications de la CEI: www.iec.ch/searchpub/cur_fut-f.htm

Le Catalogue en-ligne de la CEI vous permet d'effectuer des recherches en utilisant différents critères (numéro de référence, texte, comité d'études,...). Il donne aussi des informations sur les projets et les publications retirées ou remplacées.

- Just Published CEI: www.iec.ch/online_news/justpub

Restez informé sur les nouvelles publications de la CEI. Just Published détaille deux fois par mois les nouvelles publications parues. Disponible en-ligne et aussi par email.

- Electropedia: www.electropedia.org

Le premier dictionnaire en ligne au monde de termes électroniques et électriques. Il contient plus de 20 000 termes et définitions en anglais et en français, ainsi que les termes équivalents dans les langues additionnelles. Egalement appelé Vocabulaire Electrotechnique International en ligne.

- Service Clients: www.iec.ch/webstore/custserv/custserv_entry-f.htm

Si vous désirez nous donner des commentaires sur cette publication ou si vous avez des questions, visitez le FAQ du Service clients ou contactez-nous:

Email: csc@iec.ch

Tél.: +41 22 919 02 11

Fax: +41 22 919 03 00

INTERNATIONAL STANDARD

NORME INTERNATIONALE

Radiotherapy equipment – Coordinates, movements and scales

Appareils utilisés en radiothérapie – Coordonnées, mouvements et échelles

INTERNATIONAL
ELECTROTECHNICAL
COMMISSION

COMMISSION
ELECTROTECHNIQUE
INTERNATIONALE

PRICE CODE
CODE PRIX

XB

ICS 11.040.50; 13.280

ISBN 978-2-88912-824-2

CONTENTS

FOREWORD.....	6
INTRODUCTION.....	8
1 Scope and object.....	10
2 Normative references	10
3 Coordinate systems.....	10
3.1 General.....	10
3.2 General rules	11
3.3 Fixed reference system ("f") (Figure 1a)	12
3.4 GANTRY coordinate system ("g") (Figure 4)	12
3.5 BEAM LIMITING DEVICE or DELINEATOR coordinate system ("b") (Figure 5)	13
3.6 WEDGE FILTER coordinate system ("w") (Figure 7)	13
3.7 X-RAY IMAGE RECEPTOR coordinate system ("r") (Figures 6 and 8)	14
3.8 PATIENT SUPPORT coordinate system ("s") (Figure 9).....	14
3.9 Table top eccentric rotation coordinate system ("e") (Figures 10 and 11).....	15
3.10 Table top coordinate system ("t") (Figures 10, 11, 18 and 19).....	15
3.11 PATIENT coordinate system ("p") (Figures 17a and 17b).....	16
3.12 Imager coordinate system ("i") and focus coordinate system ("o")	17
3.12.1 General	17
3.12.2 The imager coordinate system ("i").....	17
3.12.3 Focus coordinate system ("o").....	18
4 Identification of scales and digital DISPLAYS.....	18
5 Designation of ME EQUIPMENT movements.....	19
6 ME EQUIPMENT zero positions.....	19
7 List of scales, graduations, directions and DISPLAYS.....	20
7.1 General.....	20
7.2 Rotation of the GANTRY (Figures 14a and 14b).....	20
7.3 Rotation of the BEAM LIMITING DEVICE or DELINEATOR (Figures 15a and 15b)	20
7.4 Rotation of the WEDGE FILTER (Figures 7 and 14a)	20
7.5 RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD	21
7.5.1 General	21
7.5.2 Edges of RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD (Figure 16a).....	21
7.5.3 DISPLAY of RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD (Figures 16a to 16k)	22
7.6 PATIENT SUPPORT isocentric rotation	23
7.7 Table top eccentric rotation	23
7.8 Table top linear and angular movements	24
7.8.1 Vertical displacement of the table top	24
7.8.2 Longitudinal displacement of the table top	24
7.8.3 Lateral displacement of the table top	24
7.8.4 Pitch of the table top	24
7.8.5 Roll of the table top	24
7.9 X-RAY IMAGE RECEPTOR movements.....	24
7.9.1 X-RAY IMAGE RECEPTOR rotation.....	24
7.9.2 X-RAY IMAGE RECEPTOR radial displacement from RADIATION SOURCE (SID)	25
7.9.3 X-RAY IMAGE RECEPTOR radial displacement from ISOCENTRE	25

7.9.4 X-RAY IMAGE RECEPTOR longitudinal displacement	25
7.9.5 X-RAY IMAGE RECEPTOR lateral displacement	25
7.10 Other scales	25
Annex A (informative) Examples of coordinate transformations between individual coordinate systems	57
Annex B (informative) Coordinate transformations between IEC and DICOM PATIENT coordinates	64
Bibliography	65
Index of defined terms	66
 Figure 1a – Coordinate systems for an isocentric RADIOTHERAPY EQUIPMENT (see 3.1) with all angular positions set to zero	27
Figure 1b – Translation of origin I_d along X_m , Y_m , Z_m and rotation around axis Z_d parallel to Z_m (see 3.2d))	28
Figure 1c – Translation of origin I_d along X_m , Y_m , Z_m and rotation around axis Y_d parallel to Y_m (see 3.2d))	28
Figure 2 – X Y Z right-hand coordinate mother system (isometric drawing) showing ψ , ϕ , θ directions of positive rotation for daughter system (see 3.2a))	29
Figure 3 – Hierarchical structure among coordinate systems (see 3.2c) and 3.2e))	30
Figure 4 – Rotation ($\phi_g = 15^\circ$) of GANTRY coordinate system X_g , Y_g , Z_g in fixed coordinate system X_f , Y_f , Z_f (see 3.4)	31
Figure 5 – Rotation ($\theta_b = 15^\circ$) of BEAM LIMITING DEVICE or DELINEATOR coordinate system X_b , Y_b , Z_b in GANTRY coordinate system X_g , Y_g , Z_g , and resultant rotation of RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD of dimensions FX and FY (see 3.5)	32
Figure 6 – Displacement of image intensifier type X-RAY IMAGE RECEPTOR coordinate system origin, I_r , in GANTRY coordinate system, by $R_x = -8$, $R_y = +10$, $R_z = -40$ (see 3.7)	33
Figure 7 – Rotation ($\theta_w = 270^\circ$) and translation of WEDGE FILTER coordinate system X_w , Y_w , Z_w in BEAM LIMITING DEVICE coordinate system X_b , Y_b , Z_b , the BEAM LIMITING DEVICE coordinate system having a rotation $\theta_b = 345^\circ$ (see 3.6)	34
Figure 8 – Rotation ($\theta_r = 90^\circ$) and displacement of X-RAY IMAGE RECEPTOR coordinate system X_r , Y_r , Z_r in GANTRY coordinate system X_g , Y_g , Z_g (see 3.7)	35
Figure 9 – Rotation ($\theta_s = 345^\circ$) of PATIENT SUPPORT coordinate system X_s , Y_s , Z_s in fixed coordinate system X_f , Y_f , Z_f (see 3.8)	36
Figure 10 – Table top eccentric coordinate system rotation θ_e in PATIENT SUPPORT coordinate system which has been rotated by θ_s in the fixed coordinate system with $\theta_e = 360^\circ - \theta_s$ (see 3.9 and 3.10)	37
Figure 11a – Table top displaced below ISOCENTRE by $T_z = -20$ cm (see 3.9 and 3.10)	37
Figure 11b – Table top coordinate system displacement $T_x = +5$, $T_y = L_e + 10$ in PATIENT SUPPORT coordinate system X_s , Y_s , Z_s rotation ($\theta_s = 330^\circ$) in fixed coordinate system X_f , Y_f , Z_f (see 3.9 and 3.10)	38
Figure 11c – Table top coordinate system rotation ($\theta_e = 30^\circ$) about table top eccentric system. PATIENT SUPPORT rotation ($\theta_s = 330^\circ$) in fixed coordinate system $T_x = 0$, $T_y = L_e$ (see 3.9 and 3.10)	38
Figure 12a – Example of BEAM LIMITING DEVICE scale, pointer on mother system (GANTRY), scale on daughter system (BEAM LIMITING DEVICE), viewed from ISOCENTRE (see 3.2f)2) and Clause 4)	39
Figure 12b – Example of BEAM LIMITING DEVICE scale, pointer on daughter system (BEAM LIMITING DEVICE), scale on mother system (GANTRY), viewed from ISOCENTRE (see 3.2f)2) and Clause 4)	40

Figure 12c – Examples of scales (see Clause 4).....	40
Figure 13a – Rotary GANTRY (adapted from IEC 60601-2-1) with identification of axes 1 to 8, directions 9 to 13, and dimensions 14 and 15 (see Clause 5).....	41
Figure 13b – ISOCENTRIC RADIOTHERAPY SIMULATOR or TELERADIOTHERAPY EQUIPMENT, with identification of axes 1; 4 to 6; 19, of directions 9 to 12; 16 to 18 and of dimensions 14; 15 (see Clause 5).....	42
Figure 13c – View from radiation source of teleradiotherapy radiation field or radiotherapy simulator delineated radiation field (see Clause 5)	43
Figure 14a – Example of ISOCENTRIC TELERADIOTHERAPY EQUIPMENT (see 7.2 and 7.4).....	44
Figure 14b – Example of ISOCENTRIC RADIOTHERAPY SIMULATOR equipment (see 7.2)	45
Figure 15a – Rotated ($\theta_b = 30^\circ$) symmetrical rectangular RADIATION FIELD ($F_X \times F_Y$) at NORMAL TREATMENT DISTANCE, viewed from ISOCENTRE looking toward RADIATION SOURCE (see 7.3).....	46
Figure 15b – Same rotated ($\theta_b = 30^\circ$) symmetrical rectangular RADIATION FIELD ($F_X \times F_Y$) at NORMAL TREATMENT DISTANCE, viewed from RADIATION SOURCE (see 7.3).....	46
Figure 16a – Rectangular and symmetrical RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD, viewed from RADIATION SOURCE (see 7.5).....	47
Figure 16b – Rectangular and asymmetrical in Y_b RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD, viewed from RADIATION SOURCE (see 7.5).....	47
Figure 16c – Rectangular and asymmetrical in X_b RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD, viewed from RADIATION SOURCE (see 7.5).....	48
Figure 16d – Rectangular and asymmetrical in X_b and Y_b RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD, viewed from RADIATION SOURCE (see 7.5).....	48
Figure 16e – Rectangular and symmetrical RADIATION FIELD, rotated by $\theta_b = 30^\circ$, viewed from RADIATION SOURCE (see 7.5).....	49
Figure 16f – Rectangular and asymmetrical in Y_b RADIATION FIELD, rotated by $\theta_b = 30^\circ$, viewed from RADIATION SOURCE (see 7.5).....	49
Figure 16g – Rectangular and asymmetrical in X_b RADIATION FIELD, rotated by $\theta_b = 30^\circ$, viewed from RADIATION SOURCE (see 7.5).....	50
Figure 16h – Rectangular and asymmetrical in X_b and Y_b RADIATION FIELD, rotated by $\theta_b = 30^\circ$, viewed from RADIATION SOURCE (see 7.5).....	51
Figure 16i – Irregular multi-element (multileaf) contiguous RADIATION FIELD, viewed from RADIATION SOURCE, with element motion in X_b direction (see 7.5)	52
Figure 16j – Irregular multi-element (multileaf) two-part RADIATION FIELD, viewed from RADIATION SOURCE, with element motion in X_b direction (see 7.5)	53
Figure 16k – Irregular multi-element (multileaf) contiguous RADIATION FIELD, viewed from RADIATION SOURCE, with element motion in Y_b direction (see 7.5)	54
Figure 17a – PATIENT coordinate system (PATIENT is supine).....	55
Figure 17b – Rotation of PATIENT coordinate system	55
Figure 18 – Table top pitch rotation of table top coordinate system X_t , Y_t , Z_t (see 3.10 and 7.8.4)	56
Figure 19 – Table top roll rotation of table top coordinate system X_t , Y_t , Z_t (see 3.10. and 7.8.5)	56
Figure B.1 – Coordinate transformations between IEC and DICOM PATIENT coordinates	64

Table 1 – ME EQUIPMENT movements and designations	19
Table 2 – Individual coordinate systems.....	26
Table A.1 – Rotation matrices	58

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 61217:2011

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION

RADIOTHERAPY EQUIPMENT – COORDINATES, MOVEMENTS AND SCALES

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.

International standard IEC 61217 has been prepared by subcommittee 62C: Equipment for radiotherapy, nuclear medicine and radiation dosimetry, of IEC technical committee 62: Electrical equipment in medical practice.

This second edition cancels and replaces the first edition, published in 1996, amendment 1, published in 2000 and amendment 2, published in 2007. This edition constitutes a technical revision to include imager and focus coordinate systems in Subclause 3.12. Beyond this Subclause, changes were only introduced where needed to include the above coordinate systems.

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

FDIS	Report on voting
62C/530/FDIS	62C/539/RVD

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

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 USED THROUGHOUT THIS STANDARD THAT HAVE BEEN LISTED IN THE INDEX OF DEFINED TERMS: SMALL CAPITALS.

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.

The committee has decided that the contents of this publication 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.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 61217:2011

INTRODUCTION

RADIOTHERAPY is performed in medical centres where a variety of ME EQUIPMENT from different MANUFACTURERS is usually concentrated in the RADIOTHERAPY department. In order to plan and simulate the TREATMENT, set up the PATIENT and direct the RADIATION BEAM, such ME EQUIPMENT can be put in different angular and linear positions and, in the case of MOVING BEAM RADIOTHERAPY, can be rotated and translated during the IRRADIATION of the PATIENT. It is essential that the position of the PATIENT, and the dimensions, directions, and qualities of the RADIATION BEAM prescribed in the treatment plan, be set up or varied by programmes on the radiotherapy EQUIPMENT with accuracy and without misunderstanding. Standard identification and scaling of coordinates is required for ME used in RADIOTHERAPY, including RADIOTHERAPY SIMULATORS and ME EQUIPMENT used to take images during or in connection with RADIOTHERAPY, because differences in the marking and scaling of similar movements on the various types of ME EQUIPMENT used in the same department may increase the probability of error. In addition, data from ME EQUIPMENT used to evaluate the tumour region, such as ultrasound, X-ray, CT and MRI should be presented to the treatment planning system in a form which is consistent with the RADIOTHERAPY coordinate system. Coordinate systems for individual geometrical parameters are required in order to facilitate the mathematical transformation of points and vectors from one coordinate system to another.

A goal of this standard is to avoid ambiguity, confusion, and errors which could be caused when using different types of ME EQUIPMENT. Hence, its scope applies to all types of TELERADIOTHERAPY ME EQUIPMENT, RADIOTHERAPY SIMULATORS, information from diagnostic ME EQUIPMENT when used for RADIOTHERAPY, recording and verification equipment, and to data input for the TREATMENT PLANNING process.

Movement nomenclature is classified as defined terms according to IEC/TR 60788:2004 as well as terms defined in IEC 60601-2-1 and IEC 60601-2-29 (see index of defined terms).

This standard is issued as a publication separate from the IEC 60601 series of safety standards. It is not a safety code and does not contain performance requirements. Thus, the present requirements will not appear in future editions of the IEC 60601-2 series, which deals exclusively with safety requirements.

IEC 60601-2-1, IEC 60601-2-11, IEC 60601-2-29, IEC 60976, IEC 60977, IEC 61168 and IEC 61170 include ME EQUIPMENT movements and scale conventions. A number of changes and additions have been made in this standard.

A major value of a standard coordinate system is its contribution to safety in RADIOTHERAPY TREATMENT PLANNING. The scales that are demonstrated in this standard are consistent with the coordinate systems described herein. USERS may use other scale conventions. It is anticipated that MANUFACTURERS will normally employ the scale conventions of this standard for new ME EQUIPMENT.

It is anticipated that future amendments may address the following:

- three-dimensional RADIOTHERAPY SIMULATORS;
- CT type RADIOTHERAPY SIMULATORS.

Amendment 2, published in 2007, had extended the rotation of the PATIENT support devices around the Z-axis in the IEC fixed coordinate system to two additional rotations – rolling around the PATIENT'S longitudinal axis and pitching around the patient's transversal axis.

The use of the two new additional degrees of freedom (pitch and roll) generalizes the coordinate systems to include systematically 3 rotations and 3 translations, therefore supporting 6 degrees of freedom in a systematic way. Modern patient support devices with 6 degrees of freedom can use a combined translation and rotation to get the same result as the eccentric table top rotation. When changing table position data using the new IEC systems,

the definition of isocentric rotations is sufficient to transfer all treatment-related information. The eccentric table top coordinate system is however maintained for backward compatibility.

NOTE It is quite common in proton therapy to use a treatment chair, where the PATIENT can be rotated and tilted, while the beam line has a fixed direction.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 61217:2011

RADIOTHERAPY EQUIPMENT – COORDINATES, MOVEMENTS AND SCALES

1 Scope and object

This International Standard applies to equipment and data related to the process of TELERADIOtherapy, including PATIENT image data used in relation with RADIOTHERAPY TREATMENT PLANNING SYSTEMS, RADIOTHERAPY SIMULATORS, isocentric GAMMA BEAM THERAPY EQUIPMENT, isocentric medical ELECTRON ACCELERATORS, and non-isocentric equipment when relevant.

The object of this standard is to define a consistent set of coordinate systems for use throughout the process of TELERADIOtherapy, to define the marking of scales (where provided), to define the movements of ME EQUIPMENT used in this process, and to facilitate computer control when used.

2 Normative references

The following referenced documents are indispensable for the application of this document. For dated references, only the edition cited applies. For undated references, the latest edition of the referenced document (including any amendments) applies.

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

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 60601-2-1:2009, *Medical electrical equipment – Part 2-1: Particular requirements for the basic safety and essential performance of electron accelerators in the range 1 MeV to 50 MeV*

IEC 60601-2-11:1997, *Medical electrical equipment – Part 2: Particular requirements for the safety of gamma beam therapy equipment*

IEC 60601-2-29:2008, *Medical electrical equipment – Part 2-29: Particular requirements for the basic safety and essential performance of radiotherapy simulators*

IEC 60788:2004, *Medical electrical equipment – Glossary of defined terms*

IEC 62083:2009, *Medical electrical equipment – Requirements for the safety of radiotherapy treatment planning systems*

3 Coordinate systems

3.1 General

An individual coordinate system is assigned to each major part of the ME EQUIPMENT which can potentially be moved in relation to another part, as illustrated in Figure 1a and summarized in Table 1. Furthermore a fixed reference system is defined. Each major part (e.g. GANTRY, RADIATION HEAD) is always stationary with respect to its own coordinate system.

Perspective views of an ISOCENTRIC medical ELECTRON ACCELERATOR and a RADIOTHERAPY SIMULATOR are shown in Figures 1a, 14a and 14b. Isometric projection drawings of coordinate systems are shown in several Figures 1a, 14a and 14b. In the figures, an elliptic (isometric projection) arrow around an axis of a coordinate system always shows clockwise rotation of that coordinate system about that axis when viewed from its origin and in the positive direction.

NOTE In the following description of individual coordinate systems, counter-clockwise (ccw) rotations are sometimes described in which the axis of rotation is not viewed from the origin of the individual coordinate system.

The definitions of coordinate systems, as stated in the following subclauses, allow mathematical transformations (rotation and/or translation) of the coordinates from one system to any other coordinate system. See Annex A for examples of coordinate transformations.

3.2 General rules

Following requirements apply:

- a) All coordinate systems are Cartesian right-handed. The positive parameter directions of linear and angular movements between systems are identified in Figure 2. With all coordinate system angles set to zero, all coordinate system Z axes are vertically upward.
- b) Coordinate axes are identified by a capital letter followed by a lower-case letter, representing coordinate system identification.
- c) Coordinate systems have a hierarchical structure (mother-daughter relation) in the sense that each system is derived from another system. The common mother system is the fixed reference system. Figure 3 and Table 2 show the hierarchical structure which is divided into two sub-hierarchical structures, one in relation to the GANTRY, the second in relation to the PATIENT SUPPORT.
- d) The position and orientation of each daughter coordinate system (d) is derived from its mother coordinate system (m) by translation of its origin I_d along one, two or three axes of its mother system and then by rotation of the daughter system about one of the daughter translated system axes.

NOTE 1 The mechanical motions of parts of the ME EQUIPMENT may follow a different sequence, as long as the ME EQUIPMENT ends up in the same position and orientation as it would have done if the indicated sequence had been followed.

Figures 1b and 1c show examples of translation of the daughter system origin I_d along the mother system coordinate axes X_m , Y_m , Z_m .

Figure 1b shows translation of origin I_d along X_m , Y_m , Z_m and rotation about axis Z_d which is parallel to Z_m .

Figure 1c shows translation of origin I_d along X_m , Y_m , Z_m and rotation about axis Y_d which is parallel to Y_m .

EXAMPLE The BEAM LIMITING DEVICE coordinate system is derived from the GANTRY system and the latter from the fixed system. Thus, a rotation of the GANTRY system causes an analogous rotation of the coordinate axes of the BEAM LIMITING DEVICE coordinate system in the fixed system and the origin of the BEAM LIMITING DEVICE system (position of the RADIATION SOURCE) is displaced in the fixed system (in space).

- e) A point defined in one system can be defined in the coordinates of the next higher system (its mother) or the next lower system (its daughter) by applying a coordinate transformation, see Figure 3 and Annex A. Thus, it is possible to calculate, for a point defined in the BEAM LIMITING DEVICE system, its coordinates in the table top system by application of successive coordinate transformations (rotations and translations of the origin, as defined in 3.2d)), going first from the BEAM LIMITING DEVICE system upwards to the fixed system (i.e. BEAM LIMITING DEVICE system to GANTRY system to fixed system) and from this downwards to the table top system (i.e. fixed system to PATIENT SUPPORT system to table top eccentric rotation system, if available, to table top system). Such a coordinate transformation may considerably facilitate the solution of complex geometrical problems

encountered in treatment planning, as well as minimize errors in the positioning of ME EQUIPMENT.

f) Notations

- 1) Capital letters are used for coordinate axis identification and lower-case letters are used for coordinate system identification.

EXAMPLE Yg means y axis of the GANTRY system.

- 2) The rotation of one coordinate system with respect to its mother system about one particular axis of its own system is designated by the rotation angle which identifies the axis about which it rotates (ψ about X, ϕ about Y, and θ about Z), and by a lower-case letter identifying the system involved.

EXAMPLE $\theta_b = 30^\circ$ means rotation of the "b" system with respect to the "g" system by an angle of 30° (clockwise as viewed from ISOCENTRE) around axis Zb of the "b" system (see Figures 12a, 12b and also Figure 5, where $\theta_b = 15^\circ$).

- 3) The linear position of the origin of a coordinate system within its mother system is designated by capital letters identifying the daughter coordinate system and by the designation of the coordinate axis of the mother system along which it is translated.

EXAMPLE Ry = (numerical value) means position of the origin of the X-RAY IMAGE RECEPTOR coordinate system along coordinate axis Yg (of its mother system).

- 4) For a movable component part which does not have its own coordinate system, its position within the system in which it moves is designated by a capital letter identifying the device in movement and a lower-case letter identifying the coordinate axis of the coordinate system along which it moves.

EXAMPLE X1 [Xb] = (numerical value) means position of RADIATION FIELD OF DELINEATED RADIATION FIELD edge X1 along axis Xb of the BEAM LIMITING DEVICE system.

NOTE 2 When a component part position can be displaced along only one coordinate axis, then the designation of this coordinate axis can be omitted. Thus, for the above example, X1 = (numerical value) is sufficient.

- 5) The position of a point within a coordinate system is given by the numerical values of its coordinates in that system.

EXAMPLE Coordinate values of a point in the X-RAY IMAGE RECEPTOR system
 $x_r = +20$ cm
 $y_r = -10$ cm
 $z_r = 0$ cm

- g) For rotational transformations involving more than one rotation the sequence of the rotations must be kept consistent. If the rotational sequence varies, the resulting transformation matrix and the orientation of the axes will be different.

The sequence in which the rotations shall be applied is the sequence in which these rotations are described in Clause 3 of this standard.

NOTE 3 $M_{ab}^{-1} = M_{ba}$ (see A.1).

3.3 Fixed reference system ("f") (Figure 1a)

The fixed coordinate system "f" is stationary in space. It is defined by a horizontal coordinate axis Yf directed from the ISOCENTRE toward the GANTRY, by a coordinate axis Zf directed vertically upward and by a coordinate axis Xf, normal to Yf and Zf and directed to the viewer's right when facing the GANTRY. For ISOCENTRIC EQUIPMENT the origin If is the ISOCENTRE Io and, therefore, Yf is the rotation axis of the GANTRY.

3.4 GANTRY coordinate system ("g") (Figure 4)

The "g" coordinate system is stationary with respect to the GANTRY and its mother system is the "f" system. Its origin Ig is the ISOCENTRE. Its coordinate axis Zg passes through and is directed towards the RADIATION SOURCE. Coordinate axes Yg and Yf coincide.

The "g" system is in the zero angular position when it coincides with the "f" system.

The rotation of the "g" system is defined by the rotation of coordinate axes X_g , Z_g by an angle ϕ_g about axis Y_g (therefore about Y_f of the "f" system).

An increase in the value of ϕ_g corresponds to a clockwise rotation of the GANTRY as viewed along the horizontal axis Y_f from the ISOCENTRE towards the GANTRY.

3.5 BEAM LIMITING DEVICE or DELINEATOR coordinate system ("b") (Figure 5)

The "b" coordinate system is stationary with respect to the BEAM LIMITING DEVICE or DELINEATOR system and its mother system is the "g" system. Its origin I_b is the RADIATION SOURCE. Its coordinate axis Z_b coincides with and points in the same direction as axis Z_g . The coordinate axes X_b and Y_b are perpendicular to the corresponding edges X_1 , X_2 , Y_1 and Y_2 of the RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD (see 7.5).

NOTE The positions of the RADIATION FIELD edges are defined by the coordinate system. The coordinate system is not defined by the RADIATION FIELD edges.

For ME EQUIPMENT which allows varying the distance from the ISOCENTRE to the RADIATION SOURCE (e.g. some RADIOTHERAPY SIMULATORS), this SAD-movement corresponds to a linear displacement of the "b" coordinate system along the Z_g axis of its mother system ("g" system).

The "b" system is in the zero angular position when the coordinate axes X_b , Y_b are parallel to and in the same directions as the corresponding axes X_g , Y_g .

The rotation of the "b" system is defined by the rotation of the coordinate axes X_b , Y_b about axis Z_b (therefore about axis Z_g of the "g" system) by an angle θ_b .

An increase in the value of angle θ_b corresponds to the clockwise rotation of the RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD as viewed from the ISOCENTRE towards the RADIATION SOURCE (see Figures 15a, 15b).

3.6 WEDGE FILTER coordinate system ("w") (Figure 7)

The "w" coordinate system is stationary with respect to the WEDGE FILTER and its mother system is the "b" system. Its origin, I_w , is a defined point such that the coordinate axis Y_w is directed towards the thin edge of the WEDGE FILTER and in its zero position axis Z_w passes through the RADIATION SOURCE, coincides with axis Z_b and points in the same direction as Z_b .

NOTE 1 The MANUFACTURER or USER may choose the location of I_w to suit the design of the WEDGE FILTER DEVICE. For example it is possible to define I_w as the point of intersection of axis Z_w with a particular surface of the WEDGE FILTER.

In the zero angular position of the "w" system ($\theta_w = 0$) and of the "b" system ($\theta_b = 0$) the thin edge of the WEDGE FILTER (end, along Y_w , with highest transmission) is toward the GANTRY and the coordinate axes X_w , Y_w are parallel to the corresponding axes X_b , Y_b .

The rotation of the "w" system is defined by the rotation of coordinate axes X_w , Y_w about axis Z_w (parallel to axis Z_b of the "b" system) by an angle θ_w .

An increase in the value of angle θ_w corresponds to the counter-clockwise rotation of the WEDGE FILTER about Z_w (parallel to axis Z_b) as viewed from the RADIATION SOURCE.

At the zero angular position of the "w", "b" and "g" coordinate systems, a positive longitudinal displacement of the origin I_w corresponds to the movement of the WEDGE FILTER thin edge toward the GANTRY, along Y_b and a positive lateral displacement corresponds to the movement along X_b to the viewer's right when facing the GANTRY.

NOTE 2 For convenience of access, mechanical WEDGE FILTERS may be inserted transversely. In such cases, WEDGE FILTER orientation angles also apply. If, for example, with the "b" and "g" systems in zero angular positions ($\theta_b = 0$ and $\phi_g = 0$), the WEDGE FILTER is inserted with the thin edge directed to the viewer's left when facing the GANTRY, the angle θ_w corresponds to 90° . In the same conditions, when the WEDGE FILTER is inserted with the thin edge directed to the viewer's right when facing the GANTRY, the angle θ_w corresponds to 270° .

3.7 X-RAY IMAGE RECEPTOR coordinate system ("r") (Figures 6 and 8)

The "r" coordinate system is stationary with respect to the X-RAY IMAGE RECEPTOR (e.g. image intensifier, RADIOGRAPHIC FILM in RADIOGRAPHIC CASSETTE HOLDER, RADIATION sensitive foil/plate) and its mother system is the "g" system. Its origin I_r is at the centre of the IMAGE RECEPTION AREA.

In the zero angular position of the "r" system, the coordinate axes X_r , Y_r , Z_r are parallel to the corresponding axes X_g , Y_g , Z_g of the "g" system.

The rotation of the "r" system is defined by the rotation of the coordinate axes X_r , Y_r about Z_r (parallel to axis Z_g) by an angle θ_r .

An increase in the value of angle θ_r corresponds to a counter-clockwise rotation of the X-RAY IMAGE RECEPTOR as viewed from the RADIATION SOURCE.

In the zero position of the "r" system, its origin I_r is at the ISOCENTRE. This may not be mechanically achievable, but it defines the origin of the displacement of the "r" system along Z_g .

NOTE 1 The distance (SID) from the RADIATION SOURCE to the X-RAY IMAGE RECEPTOR PLANE may also be DISPLAYED for use in determining the geometric magnification of the image.

The values of R_x , R_y and R_z are the lateral, longitudinal and vertical displacements of the origin I_r of the IMAGE RECEPTION AREA along X_g , Y_g and Z_g respectively.

NOTE 2 When there are several different devices (such as RADIOGRAPHIC FILM or IMAGE INTENSIFIER), used as X-RAY IMAGE RECEPTORS on a given ME EQUIPMENT, each device may have its own origin, I_r .

3.8 PATIENT SUPPORT coordinate system ("s") (Figure 9)

The "s" coordinate system is stationary with respect to that part of the PATIENT SUPPORT which rotates about the vertical axis Z_s . This rotation is achieved by the part commonly designated as the turntable. The mother system of the "s" system is the "f" system. Its daughter system is the eccentric rotation coordinate system "e".

NOTE 1 The "s" system applies to both ISOCENTRIC PATIENT SUPPORTS and non-ISOCENTRIC PATIENT SUPPORTS. The former are characterized by a vertical rotation axis stationary in space, whereas, in the latter, this axis is movable linearly along directions parallel to the coordinate axes X_f and Y_f .

The origin I_s of the "s" system is on the vertical axis of rotation, Z_s , at a distance from the floor equal to the ISOCENTRE to floor distance.

In the zero position of the PATIENT SUPPORT, I_s is at the ISOCENTRE and the coordinate axes X_s , Y_s , Z_s of the "s" system coincide with the corresponding axes X_f , Y_f , Z_f of the "f" system.

The rotation of the "s" system is defined by the rotation of the coordinate axes X_s , Y_s about axis Z_s (parallel to Z_f) by an angle θ_s .

An increase in the value of angle θ_s corresponds to the counter-clockwise rotation of the PATIENT SUPPORT as viewed from above.

NOTE 2 For non-ISOCENTRIC PATIENT SUPPORTS the values of lateral and longitudinal displacements of the origin I_s along the coordinate axes X_f and Y_f are designated S_x and S_y .

NOTE 3 As the height of Is is fixed, $S_z = 0$. The vertical displacement of the table top with reference to the ISOCENTRE is treated in 3.9; it is designated T_z .

3.9 Table top eccentric rotation coordinate system ("e") (Figures 10 and 11)

An ISOCENTRIC PATIENT SUPPORT can have provision for table top rotation about a vertical axis, Z_e , displaced by a distance $-L_e$ from the coordinate axis Z_s of the "s" system, along the coordinate axis Y_s of the "s" system.

The "e" coordinate system is stationary with respect to the eccentric rotation device. Its mother system is the PATIENT SUPPORT "s" system. Its daughter system is the table top "t" system. The origin I_e of the eccentric system is on the vertical axis of eccentric rotation at a distance from the floor equal to the ISOCENTRE to floor distance.

NOTE 1 For ISOCENTRIC PATIENT SUPPORTS without the provision of eccentric rotation and for non-ISOCENTRIC PATIENT SUPPORTS the "e" system coincides with the "s" system.

In the zero position of the eccentric system, the coordinate axes X_e , Y_e and Z_e are parallel to the coordinate axes X_s , Y_s and Z_s of the "s" system with I_e distant from I_s by $-L_e$ on Y_s axis.

The rotation of the "e" system is defined by the rotation of the coordinate axes X_e , Y_e about the coordinate axis Z_e (parallel to Z_s) by an angle θ_e .

An increase in the value of angle θ_e corresponds to a counter-clockwise rotation of the table top about Z_e axis as viewed from above.

Hence, the rotation of the "s" system by an angle of θ_s and the rotation of the "e" system by the complementary angle $\theta_e = 360^\circ - \theta_s$ result in a lateral translation of the table top parallel to itself.

NOTE 2 The rotation of the "e" system causes not only a rotation of the table top by an angle θ_e about the eccentric axis of rotation, but also a displacement of the origin I_t of the table top system "t" relative to the "s" system.

3.10 Table top coordinate system ("t") (Figures 10, 11, 18 and 19)

The "t" coordinate system is stationary with respect to the table top and its mother system is the "e" system. Its origin I_t is at the specified point located on the median axis of the table top, which is at the intersection of the median axis of the table top and the vertical axis Z_s of the PATIENT SUPPORT coordinate system when the angle θ_e of the eccentric vertical rotation (if available) is zero and when the table top is:

- horizontal;
- laterally centred in the "e" system;
- longitudinally fully withdrawn away from Z_s .

The coordinate axis Y_t coincides with the longitudinal median axis of the table top and the coordinate axis Z_t is normal to the table top.

In the zero position of the "t" system:

- the origin I_t is at minimum distance from I_e (table top fully withdrawn);
- Y_t and Y_e coincide and are in the same direction;
- coordinate axes X_t and Z_t are parallel to and in the same direction as the corresponding axes X_e , Z_e .

NOTE 1 When the isocentric and eccentric angular position angles θ_s and θ_e are zero (or the eccentric movement is not available) and the "t" system is in its zero position, the coordinate axes X_t , Y_t , Z_t coincide with coordinate axes X_f , Y_f and Z_f of the fixed system.

T_x , T_y and T_z are the lateral, longitudinal and vertical displacements of the origin I_t of the table top system corresponding to movement along the three corresponding coordinate axes X_e , Y_e , Z_e , in the eccentric system, or X_s , Y_s , Z_s in the PATIENT SUPPORT system if eccentric rotation is not available.

NOTE 2 The purpose of defining the coincidence of the origin I_t with the ISOCENTRE with the table top fully withdrawn is to ensure that the longitudinal position of the table top in the "s" or "e" system is expressed by a positive number for all patient treatments. It is not necessary that this origin be actually marked on the table top at the isocentre position, since this may not be practical with removable panels, table top extensions, etc. It is only necessary that the origin I_t be obtainable from a known distance to an accessible and visible marked point on the table top.

NOTE 3 Table tops with different possible ranges of longitudinal mechanical motion, e.g. made by different MANUFACTURERS, could have different positions for the table top origin I_t .

The rotation of the "t" system about the axis X_t (pitch of the table top) is defined as rotation angle ψ_t .

An increase in the value of ψ_t corresponds to clockwise rotation of the table top as viewed from the table top coordinate system origin along the positive X_t axis.

The rotation of the "t" system about axis Y_t (roll of the table top) is defined as rotation angle ϕ_t .

An increase in the value of ϕ_t corresponds to a clockwise rotation of the table top as viewed from the table top coordinate system origin along the positive Y_t axis.

3.11 PATIENT coordinate system ("p") (Figures 17a and 17b)

The "p" coordinate system is stationary with respect to the PATIENT, and its mother system is the "t" system. Its origin I_p is at a suitably chosen point defined in relation to the PATIENT's anatomy.

NOTE Each PATIENT will have an individual origin I_p whose anatomical position will have been chosen as a suitable point in relation to the intended treatment site and technique. However, this point need not be in or on the PATIENT. For example, if a beam direction shell is used, it would be logical to use a point on the shell (or its base if attached to the table top).

With reference to Figure 17a, the coordinate axis X_p is parallel to the intersection of a PATIENT coronal plane and a transverse plane. Coordinate axis Y_p is parallel to the intersection of a PATIENT's sagittal and coronal planes. The coordinate axis Z_p is parallel to the intersection of a PATIENT's sagittal plane and a transverse plane. The positive X_p axis is oriented to the PATIENT's left, the positive Y_p axis points superiorly within the PATIENT and the positive Z_p axis is directed anteriorly within the PATIENT.

NOTE 2 It is to be noted, that some rotations of the PATIENT SUPPORT SYSTEM used for treatments, and thus also rotations of the PATIENT, may result in deformation of the patient anatomy, if the resulting position of the PATIENT in relation to the fixed systems is not identical to the position used for imaging for treatment planning

In the zero angular position of the "p" system the axes X_p , Y_p , Z_p are parallel to the corresponding axes X_t , Y_t , Z_t of the "t" system.

Rotation of the "p" system about the axis X_p is defined as rotation angle ψ_p .

An increase in the value of ψ_p corresponds to clockwise rotation of the PATIENT as viewed from the PATIENT's right-hand side.

Rotation of the "p" system about axis Y_p is defined as rotation angle ϕ_p .

An increase in the value of ϕ_p corresponds to a clockwise rotation of the PATIENT as viewed in the direction from foot to head of the PATIENT.

Rotation of the "p" system about axis Z_p is defined as rotation angle θ_p .

An increase in the value of θ_p corresponds to a clockwise rotation of the PATIENT as viewed from behind the PATIENT.

The values of P_x , P_y and P_z are the lateral, longitudinal and vertical displacements from I_t of the origin I_p of the PATIENT coordinate system along X_t , Y_t and Z_t respectively.

3.12 Imager coordinate system ("i") and focus coordinate system ("o")

3.12.1 General

For imaging systems which are either not mechanically attached to the GANTRY or which use a source different from the treatment source the below described Imager coordinate system ("i") and the optional focus coordinate system ("o") shall be used.

NOTE More than one "i" coordinate systems can exist when more than one imager is located in the TREATMENT ROOM.

3.12.2 The imager coordinate system ("i")

The "i" coordinate system is stationary with respect to any imaging system in the treatment room, and its mother system is the "f" system. Its origin is at the origin of the image of the concerning imager system.

The axes X_i , Y_i and Z_i are parallel to the X , Y and Z axes of the imager system. If the imager only has X and Y axes the X_i and Y_i axes are parallel to the X and Y axes of the imager system and the Z_i axis is perpendicular to both these axes.

NOTE There are other types of imager systems, i.e. using ultrasound or light, which are not covered in this standard.

In the zero angular position of the "i" system the axes X_i , Y_i and Z_i are parallel to the corresponding axes X_f , Y_f and Z_f of the "f" system.

The values of I_x , I_y and I_z are the displacements of the origin I_i of the imager system along X_f , Y_f and Z_f respectively.

The rotation of the "i" system about the axis X_i is defined as rotation angle ψ_i .

An increase in the value of ψ_i corresponds to clockwise rotation of the imager system as viewed from the Imager coordinate system origin along the positive X_i axis.

The rotation of the "i" system about axis Y_i is defined as rotation angle ϕ_i .

An increase in the value of ϕ_i corresponds to a clockwise rotation of the Imager system as viewed from the Imager coordinate system origin along the positive Y_i axis.

The rotation of the "i" system about axis Z_i is defined as rotation angle θ_i .

An increase in the value of θ_i corresponds to a clockwise rotation of the Imager system as viewed from the Imager coordinate system origin along the positive Z_i axis.

3.12.3 Focus coordinate system ("o")

The "o" coordinate system is stationary with respect to the focus of a X-ray tube used to generate the X-RADIATION for the imager system and its mother system is the corresponding "I" system. Its origin is at the focus position of the X-RAY TUBE.

The positive Z_o axis is pointing in the same direction as the positive Z_i axis.

The values of O_x , O_y and O_z are the displacements of the origin I_o of the focus along X_i , Y_i and Z_i respectively.

4 Identification of scales and digital DISPLAYS

The requirements for the provision of scales for ME EQUIPMENT positions are contained in the relevant IEC safety standards.

Where scales are provided, they should comply with the specifications of this clause. All scales and digital DISPLAYS should be easily readable from normal working positions; they should be clearly labelled in terms which make their function and reading unambiguous. All linear scales should be graduated in centimetres or millimetres, but not both. Numbers (except zero) should always be preceded by a sign (for example -2 , -1 , $+1$, $+2$) when used for linear scales and linear digital DISPLAYS. Mechanical linear scales should have subdivision markers at intervals of 0,5 cm or less. Digital linear DISPLAYS should have subdivision digits at 0,1 cm intervals.

NOTE The "+" sign is not required when a value can never be negative (e.g. RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD dimensions FX and FY). It is not required that the OPERATOR actually type a "plus" sign when calling for a "plus" numerical value, only that a "+" sign be DISPLAYED with such numerical values.

All rotation scales and angular digital DISPLAYS should be graduated in degrees, using only positive numbers without signs, for example: 358° , 359° , 0° , 1° and 2° .

Words or word abbreviations (not characters or symbols) should be used on visual display terminals (VDTs) to DISPLAY the identification of the various movable parts.

The zero positions and directions of the increasing values of the scales should correspond with the requirements of Clauses 6 and 7

Examples are shown in Figures 12a, 12b and 12c.

5 Designation of ME EQUIPMENT movements

The movements of ME EQUIPMENT are designated as follows (see Figures 13a, 13b and 13c).

Table 1 – ME EQUIPMENT movements and designations

Axis (1)	Rotation of GANTRY
Axis (2)	Roll of the RADIATION HEAD ^a
Axis (3)	Pitch of the RADIATION HEAD ^a
Axis (4)	Rotation of the BEAM LIMITING DEVICE or DELINEATOR
Axis (5)	ISOCENTRIC rotation of the PATIENT SUPPORT
Axis (6)	Rotation of the table top about the eccentric support
Axis (7)	Pitch of the table top
Axis (8)	Roll of the table top
Direction (9)	Vertical displacement of the table top
Direction (10)	Lateral displacement of the table top
Direction (11)	Longitudinal displacement of the table top
Direction (12)	Displacement of RADIATION SOURCE from axis (1) ^b
Direction (13)	Displacement of RADIATION SOURCE from floor at GANTRY angular position zero ^b
Dimension (14)	Dimension FX of the RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD in the Xb direction at a specified distance from the RADIATION SOURCE (usually at the NORMAL TREATMENT DISTANCE)
Dimension (15)	Dimension FY of the RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD in the Yb direction at a specified distance from the RADIATION SOURCE (usually at the NORMAL TREATMENT DISTANCE)
Direction (16)	X-RAY IMAGE RECEPTOR and/or RADIOGRAPHIC CASSETTE HOLDER X motion perpendicular to axis (1) and axis (4)
Direction (17)	X-RAY IMAGE RECEPTOR and/or RADIOGRAPHIC CASSETTE HOLDER Y motion parallel to axis (1)
Direction (18)	X-RAY IMAGE RECEPTOR and/or RADIOGRAPHIC CASSETTE HOLDER Z motion parallel to axis (4)
Axis (19)	Rotation of the X-RAY IMAGE RECEPTOR and/or RADIOGRAPHIC CASSETTE HOLDER
Direction (20)	Displacement from RADIATION BEAM AXIS to RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD edge X1 at a specified distance from the RADIATION SOURCE (usually the NORMAL TREATMENT DISTANCE)
Direction (21)	Displacement from RADIATION BEAM AXIS to RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD edge X2 at a specified distance from the RADIATION SOURCE (usually at the NORMAL TREATMENT DISTANCE)
Direction (22)	Displacement from RADIATION BEAM AXIS to RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD edge Y1 at a specified distance from the RADIATION SOURCE (usually at the NORMAL TREATMENT DISTANCE)
Direction (23)	Displacement from RADIATION BEAM AXIS to RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD edge Y2 at a specified distance from the RADIATION SOURCE (usually at the NORMAL TREATMENT DISTANCE)
^a The pitch and roll of the RADIATION HEAD axes (2) and (3), and the vertical displacement of the RADIATION SOURCE, direction (13), are retained as designations for continuity with IEC 60601-2-1, but for simplicity they are not addressed further in this standard.	
^b This applies to the scale on RADIOTHERAPY SIMULATORS which provide variation of the RADIATION SOURCE to axis distance.	

6 ME EQUIPMENT zero positions

With all linear displacements along coordinate axes X, Y, Z and all rotational angles ψ , ϕ , θ set to zero, the ME EQUIPMENT positions are as follows:

- The RADIATION BEAM AXIS is directed vertically downward and passes through the ISOCENTRE.

- b) The X1 and X2 edges of the rectangular RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD are perpendicular to the Y1 and Y2 edges, and are parallel to the GANTRY rotation axis Yg. The edges are oriented so that the total available angles of the clockwise and counter-clockwise rotation of the BEAM LIMITING DEVICE or DELINEATOR are equal, or as nearly equal as practicable.
- c) The direction of increasing WEDGE FILTER transmission (i.e. the thin end) is toward the GANTRY.
- d) The longitudinal median axis of the table top coincides with the GANTRY rotation axis.
- e) The table top is fully withdrawn away from the GANTRY.
- f) The X-RAY IMAGE RECEPTOR is centred on and normal to the RADIATION BEAM AXIS and the X-RAY IMAGE RECEPTOR PLANE passes through the ISOCENTRE.
- g) The longer dimension of the RADIOGRAPHIC CASSETTE HOLDER is parallel to the GANTRY rotation axis Yg and the plane defined by the RADIOGRAPHIC CASSETTE HOLDER is perpendicular to the rotational axis of the BEAM LIMITING DEVICE or DELINEATOR.

7 List of scales, graduations, directions and DISPLAYS

7.1 General

With all ME EQUIPMENT parts initially in zero angular and linear positions, the SCALE READINGS and directions are as follows.

7.2 Rotation of the GANTRY (Figures 14a and 14b)

Reading from 0° to 359° increases in clockwise direction when the GANTRY is viewed from the ISOCENTRE.

Designation: GANTRY angle

$\varphi_g =$ _____

NOTE There is a discontinuity in the rotation due to GANTRY drive, wind-up cables and hoses, etc. For example, assume this permits a rotation from beam up (180°) through beam down (0° or 360°) to beam up (180°) where there is a stop. If the previous treatment was with a 360° clockwise arc from 180° to 180°, then the next arc treatment should either be counter-clockwise or the GANTRY should be returned before IRRADIATION to the desired starting angle for a clockwise arc for the next treatment. This requires historical data in order to prepare instructions.

7.3 Rotation of the BEAM LIMITING DEVICE or DELINEATOR (Figures 15a and 15b)

Reading from 0° to 359° increases in counter-clockwise direction when the BEAM LIMITING DEVICE or DELINEATOR is viewed from the RADIATION SOURCE.

Designation: Beam limiting device or delineator angle

$\theta_b =$ _____

7.4 Rotation of the WEDGE FILTER (Figures 7 and 14a)

Reading from 0° to 359° increases in counter-clockwise direction when the WEDGE FILTER is viewed from the RADIATION SOURCE.

Designation: WEDGE FILTER orientation

$\theta_w =$ _____

NOTE The WEDGE FILTER may not have been provided with capability for rotation around axis Z_b, but may have been provided with facility for insertion at cardinal angles (0°, 90°, 180° and 270°). In such cases, the WEDGE FILTER orientation DISPLAY also applies (e.g. WEDGE FILTER orientation $\theta_w = 270^\circ$).

7.5 RADIATION FIELD OR DELINEATED RADIATION FIELD

7.5.1 General

The BEAM LIMITING DEVICE or DELINEATOR often consists of symmetrical pairs of movable elements which restrict the RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD to a rectangle symmetrically positioned relative to the axis (4) of rotation of the BEAM LIMITING DEVICE or DELINEATOR.

When the BEAM LIMITING DEVICE or DELINEATOR can be controlled in such a way that the rectangular RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD is not symmetrically positioned relative to the axis of rotation of the BEAM LIMITING DEVICE or DELINEATOR, the RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD produced is an asymmetrical FIELD.

When the elements of the BEAM LIMITING DEVICE or DELINEATOR consist of independently movable elements, i.e., a multi-element (multileaf) BEAM LIMITING DEVICE, then an irregular (multiple element) RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD is produced.

The application of this standard includes the situation where an edge or element of the RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD crosses over the axis (4) of rotation of the BEAM LIMITING DEVICE or DELINEATOR.

The dimensions of the RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD are measured in the plane normal to the axis (4) of rotation of the BEAM LIMITING DEVICE or DELINEATOR at a specified distance from the RADIATION SOURCE (usually the NORMAL TREATMENT DISTANCE).

7.5.2 Edges of RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD (Figure 16a)

7.5.2.1 General

The RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD edges X1 and X2 are parallel to the GANTRY rotation axis, and edges Y1 and Y2 are perpendicular to the GANTRY rotation axis when the rotation angle of the BEAM LIMITING DEVICE or DELINEATOR is set to zero. The positions of the RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD edges in the plane defined above, characterizing the configuration of the RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD, are given by the coordinate values of edges X1 and X2 along the coordinate axis X_b, and by the coordinate values of edges Y1 and Y2 along Y_b.

Figure 16a shows a RADIOTHERAPY SIMULATOR BEAM LIMITING DEVICE defining a RADIATION FIELD which need not be scaled and is larger than the DELINEATED RADIATION FIELD by a margin which need not be uniform.

7.5.2.2 Edges X1 and X2

When the viewer faces the GANTRY, edge X2 is on the right side of edge X1.

When an edge is at the right side of the axis (4) of rotation of the BEAM LIMITING DEVICE or DELINEATOR, its position reading has a positive value.

When an edge is at the left side of the axis (4) of rotation of the BEAM LIMITING DEVICE or DELINEATOR its position reading has a negative value.

7.5.2.3 Edges Y1 and Y2

Edge Y2 is on the GANTRY side of edge Y1.

When an edge is on the side of the axis (4) of rotation of the BEAM LIMITING DEVICE or DELINEATOR toward the GANTRY, its position reading has a positive value.

When an edge is on the side of the axis (4) of rotation of the BEAM LIMITING DEVICE or DELINEATOR away from the GANTRY, its position reading has a negative value.

7.5.2.4 Multi-element edges

For multi-element (multileaf) BEAM LIMITING DEVICES (see Figures 16i, 16j and 16k), the same rules apply to the edges of each element but each element is identified by its element order number X101 to X1N, X201 to X2N, Y101 to Y1N and Y201 to Y2N.

X201 and X2N are further to the right than X101 and X1N, when the viewer faces the GANTRY.

Toward the GANTRY, the elements are in the following order:

X101, X102, ... X1N

X201, X202, ... X2N

Y201 and Y2N are closer to the GANTRY than Y101 and Y1N.

From the left to the right when the viewer faces the GANTRY, the elements are in the following order:

Y101, Y102, ... Y1N

Y201, Y202, ... Y2N

NOTE N may be greater than 9, hence the use of two digits with leading zeros.

7.5.3 DISPLAY of RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD (Figures 16a to 16k)

Following requirements apply:

- a) For a symmetrical rectangular RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD, only the dimensions FX and FY, which are the distances between edges X1 and X2, and Y1 and Y2, need be DISPLAYED.

FX = algebraic value of X2 minus algebraic value of X1

FY = algebraic value of Y2 minus algebraic value of Y1

FX and FY are always DISPLAYED without a "+" or "-" sign.

Designation:

RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD dimension FX = _____

RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD dimension FY = _____

When two numbers are given for a rectangular RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD in a treatment prescription, dimension FX precedes dimension FY.

For example, a 10 cm × 12 cm RADIATION FIELD means FX = 10 cm, FY = 12 cm.

- b) For an asymmetrical rectangular RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD, dimensions FX and FY are DISPLAYED together with the positions X1, X2 and Y1, Y2 of the RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD edges relative to the axis (4) of rotation of the BEAM LIMITING DEVICE or DELINEATOR.

Designation:

Edge positions X1 = $\pm$ _____

X2 = $\pm$ _____

RADIATION FIELD OR DELINEATED RADIATION FIELD dimension

FX = _____

Edge positions Y1 = $\pm$ _____

Y2 = $\pm$ _____

RADIATION FIELD OR DELINEATED RADIATION FIELD dimension

FY = _____

NOTE It should be noted that setting two coupled BEAM LIMITING DEVICES or DELINEATOR elements to get a symmetrical field dimension FX, for example, and then moving them as an entity, may produce an asymmetrical field, having a different size from FX.

- c) For an irregular RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD (e.g. with multi-element BEAM LIMITING DEVICES) one of the following requirements should be fulfilled:

- 1) either: the coordinates of the edge of each element making up the irregular field are DISPLAYED together with the order number of the element. For example: X103, X203 for element 03. The distances between opposite element edges are also DISPLAYED.

FX03 = algebraic value of X203 – algebraic value of X103

Designation: FX03 = _____

X103 = $\pm$ _____

X203 = $\pm$ _____

- 2) or: the edge of each element should be represented by a graphical DISPLAY, together with numerical and graphical DISPLAY of the error in the position of each element.

7.6 PATIENT SUPPORT isocentric rotation

Reading from 0° to 359° increases in a counter-clockwise direction when viewed from above.

Designation: PATIENT SUPPORT angle

θ_s = _____

NOTE The same scale convention applies to non-ISOCENTRIC PATIENT SUPPORTS.

7.7 Table top eccentric rotation

Reading from 0° to 359° increases in a counter-clockwise direction when viewed from above.

Designation: table top eccentric rotation angle

$$\theta_e = \underline{\hspace{2cm}}$$

7.8 Table top linear and angular movements

7.8.1 Vertical displacement of the table top

Reading increases in an upward direction from the most negative to the most positive value (zero reading corresponds to the top surface of the table top at ISOCENTRIC height).

Designation: table top vertical

$$T_z = \pm \underline{\hspace{2cm}}$$

7.8.2 Longitudinal displacement of the table top

Reading increases from zero to maximum value when the table top moves toward the GANTRY.

Designation: table top longitudinal

$$T_y = \underline{\hspace{2cm}}$$

7.8.3 Lateral displacement of the table top

Reading increases from the most negative to the most positive value when the table top moves from the left to the right as viewed looking toward the GANTRY.

Designation: table top lateral

$$T_x = \pm \underline{\hspace{2cm}}$$

7.8.4 Pitch of the table top

Reading increases from 0° to 359° in a clockwise direction when viewed from the table top coordinate system origin along the positive X_t axis.

Designation: table top pitch

$$\psi_t = \underline{\hspace{2cm}}$$

7.8.5 Roll of the table top

Reading increases from 0° to 359° in a clockwise direction when viewed from the table top coordinate system origin along the positive Y_t axis.

Designation: table top roll

$$\phi_t = \underline{\hspace{2cm}}$$

7.9 X-RAY IMAGE RECEPTOR movements

7.9.1 X-RAY IMAGE RECEPTOR rotation

Reading from 0° to 359° increases in a counter-clockwise direction when viewed from the RADIATION SOURCE.

Designation: X-RAY IMAGE RECEPTOR angle

$\theta_r =$ _____

7.9.2 X-RAY IMAGE RECEPTOR radial displacement from RADIATION SOURCE (SID)

Reading changes from the most negative value to the least negative value when the X-RAY IMAGE RECEPTOR moves toward the RADIATION SOURCE (zero is at the RADIATION SOURCE).

Designation: RADIATION SOURCE to X-RAY IMAGE RECEPTOR distance

SID = _____

7.9.3 X-RAY IMAGE RECEPTOR radial displacement from ISOCENTRE

Reading changes from zero at the ISOCENTRE to the most negative value as the X-RAY IMAGE RECEPTOR moves away from the RADIATION SOURCE.

Designation: ISOCENTRE to X-RAY IMAGE RECEPTOR distance

$R_z =$ _____

7.9.4 X-RAY IMAGE RECEPTOR longitudinal displacement

Reading increases from the most negative to the most positive value when the X-RAY IMAGE RECEPTOR moves toward the GANTRY. Zero is at the ISOCENTRE.

Designation: X-RAY IMAGE RECEPTOR longitudinal displacement

$R_y = \pm$ _____

7.9.5 X-RAY IMAGE RECEPTOR lateral displacement

Reading increases from the most negative to the most positive value when the X-RAY IMAGE RECEPTOR moves from left to right when the viewer is facing the GANTRY and further from the GANTRY than the ISOCENTRE. Zero is at the ISOCENTRE.

Designation: X-RAY IMAGE RECEPTOR lateral displacement

$R_x = \pm$ _____

7.10 Other scales

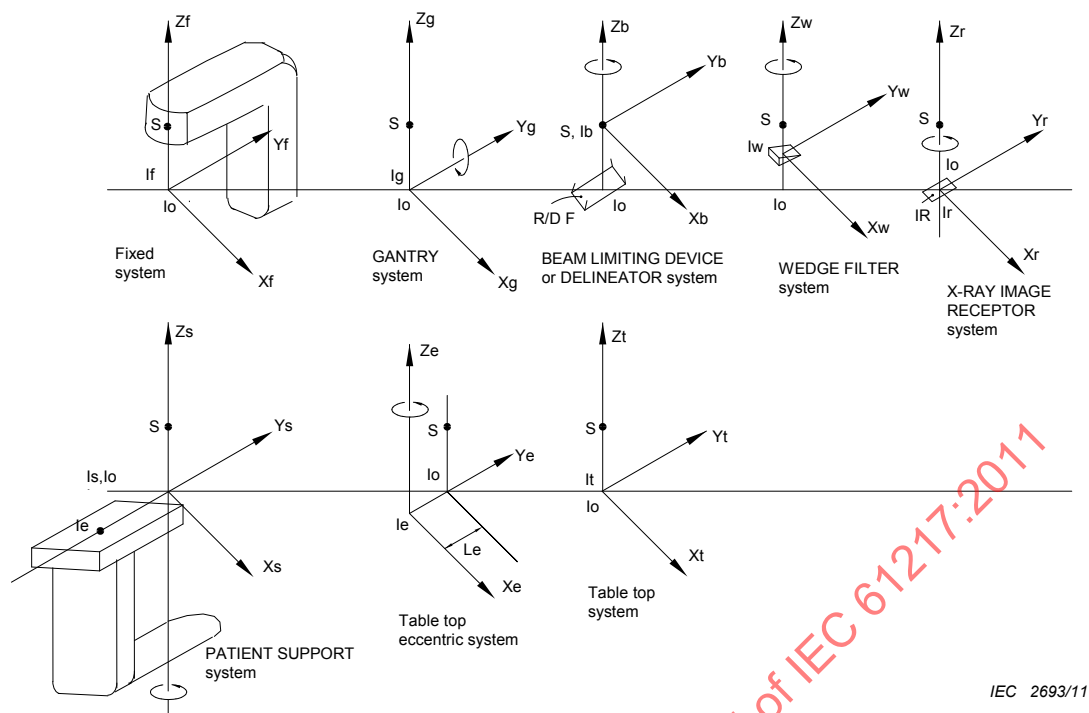
For ISOCENTRIC ME EQUIPMENT, the zero of the scale indicating the distance from the GANTRY axis of rotation to the RADIATION SOURCE is at the ISOCENTRE.

The zero of the scale indicating the distance from the RADIATION SOURCE along the RADIATION BEAM AXIS is at the RADIATION SOURCE.

The zero of the scale indicating the distance from the ISOCENTRE along the RADIATION BEAM AXIS is at the ISOCENTRE.

Table 2 – Individual coordinate systems

System designation	Mother system	System origin	Device rotation about axis by angle	Device linear displacement
f – Fixed	None	If	None (reference system)	None (reference system)
g – GANTRY	f	Ig ISOCENTRE	ISOCENTRIC GANTRY about Yg by φ_g	RADIATION SOURCE along Zg X-RAY IMAGE RECEPTOR Rx Ry Rz along Xg Yg Zg
b – BEAM LIMITING DEVICE or DELINEATOR	g	Ib RADIATION SOURCE	BEAM LIMITING DEVICE or DELINEATOR about Zb by θ_b	Plane at NORMAL TREATMENT DISTANCE along Zb RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD edges along Xb and Yb WEDGE FILTER along Xb and Yb
w – WEDGE FILTER	b	Iw Selected point on WEDGE FILTER	WEDGE FILTER about Zw by θ_w	
r – X-RAY IMAGE RECEPTOR	g	Ir Centre of IMAGE RECEPTION AREA	X-RAY IMAGE RECEPTOR about Zr by θ_r	
s – PATIENT SUPPORT	f	Is On rotation axis of the turntable	PATIENT SUPPORT about Zs by θ_s	
e – Table top eccentric rotation	s	Ie On eccentric axis of rotation	Table top about Ze by θ_e	Table top along Xe, Ye, Ze
t – Table top	e	It On the median axis of the table top	Table top about Xt by ψ_t Table top about Yt by ϕ_t	PATIENT along Xt, Yt, Zt
p – PATIENT	t	Ip Selected point in relation to PATIENT	PATIENT about Xp by ψ_p , Yp by ϕ_p and Zp by θ_p	
i – Imager	f	Ii Origin of the imager system	Imager about Xi by ψ_i Imager about Yi by ϕ_i Imager about Zi by θ_i	Imager along Xf, Yf, Zf
o – focus	i	Io Focus of imager system	None	Focus along Xi, Yi, Zi

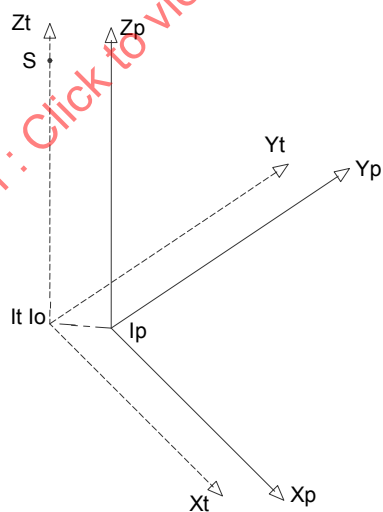


S = RADIATION SOURCE

Io = ISOCENTRE

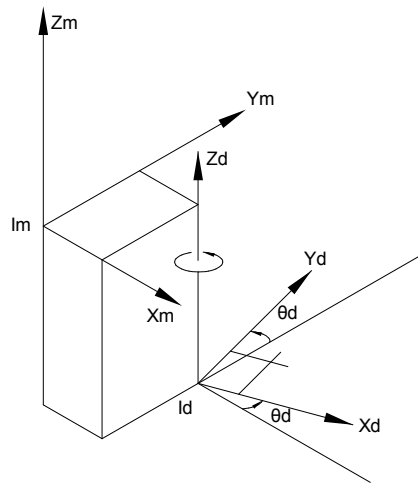
R/D F = RADIATION FIELD OR DELINEATED RADIATION FIELD

IR = X-RAY IMAGE RECEPTOR



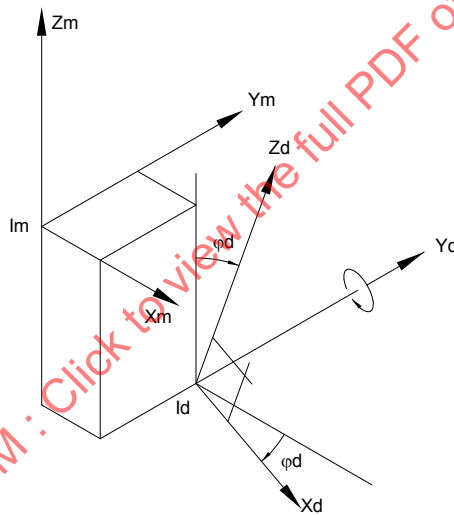
PATIENT coordinate system

Figure 1a – Coordinate systems for an isocentric RADIOTHERAPY EQUIPMENT (see 3.1) with all angular positions set to zero



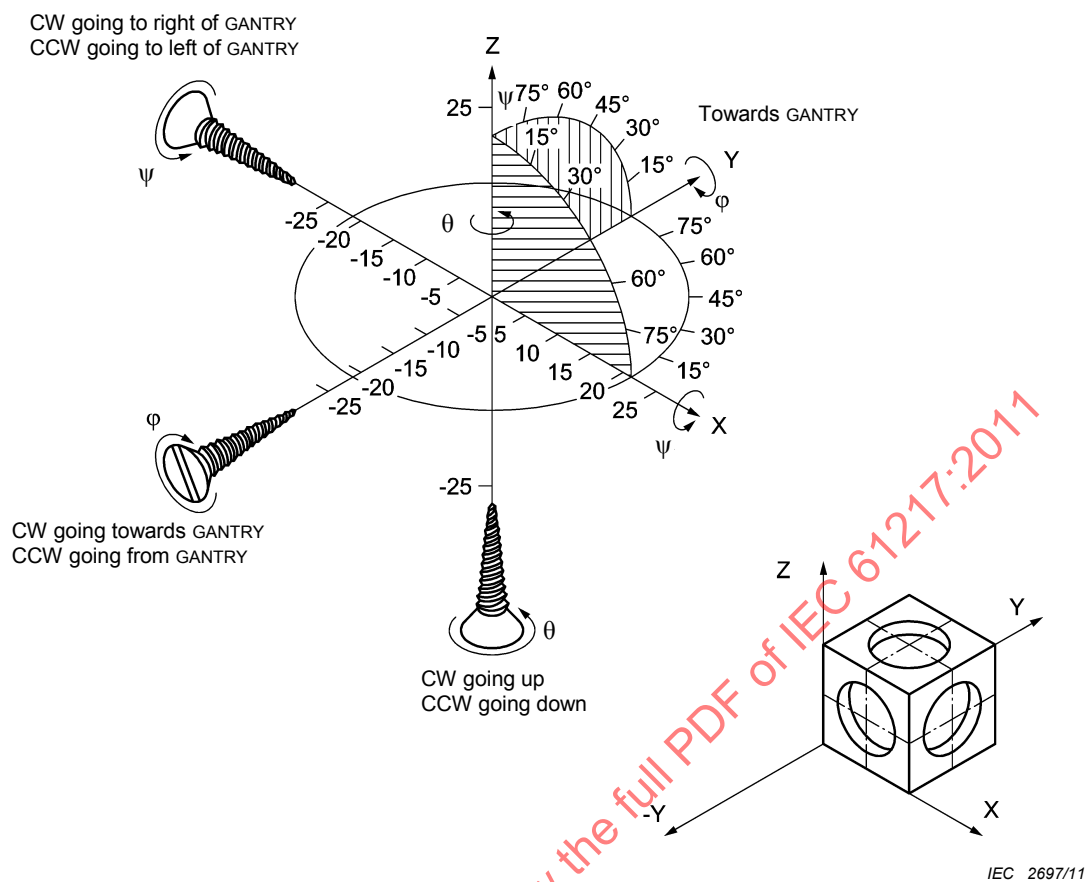
IEC 2695/11

Figure 1b – Translation of origin Id along Xm, Ym, Zm and rotation around axis Zd parallel to Zm (see 3.2d))



IEC 2696/11

Figure 1c – Translation of origin Id along Xm, Ym, Zm and rotation around axis Yd parallel to Ym (see 3.2d))



ψ = Rotation of Y and Z around X

φ = Rotation of Z and X around Y

θ = Rotation of X and Y around Z

NOTE For the fixed coordinate system, X and Y are parallel to the floor and Z is vertically up.

Figure 2 – X Y Z right-hand coordinate mother system (isometric drawing) showing ψ , φ , θ directions of positive rotation for daughter system (see 3.2a))

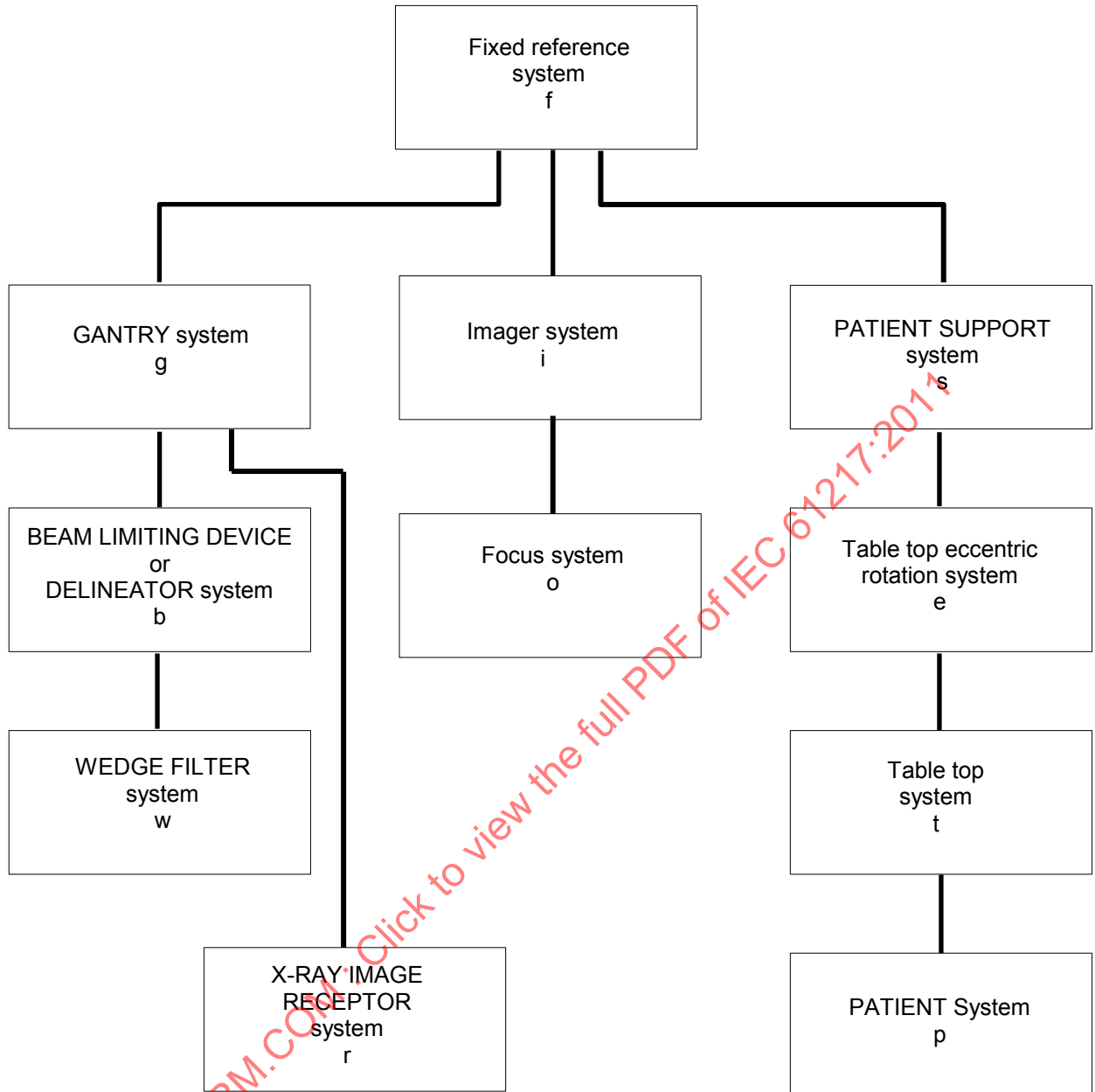
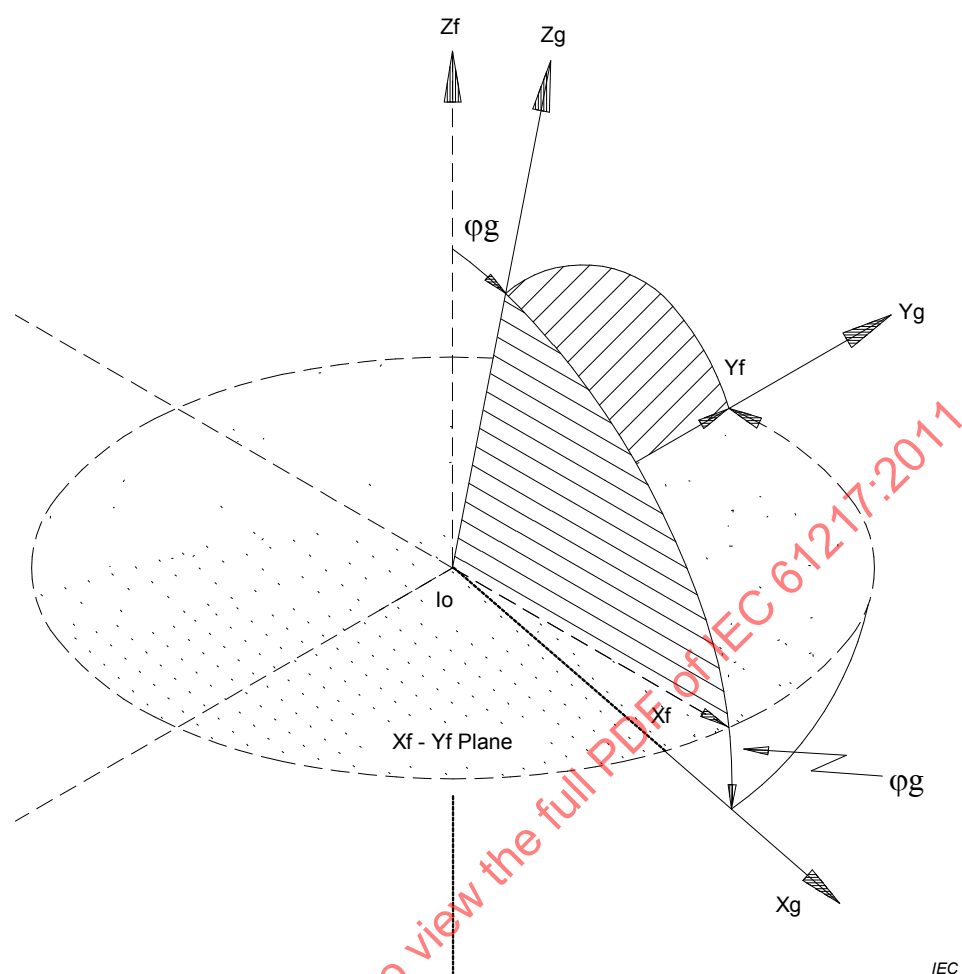
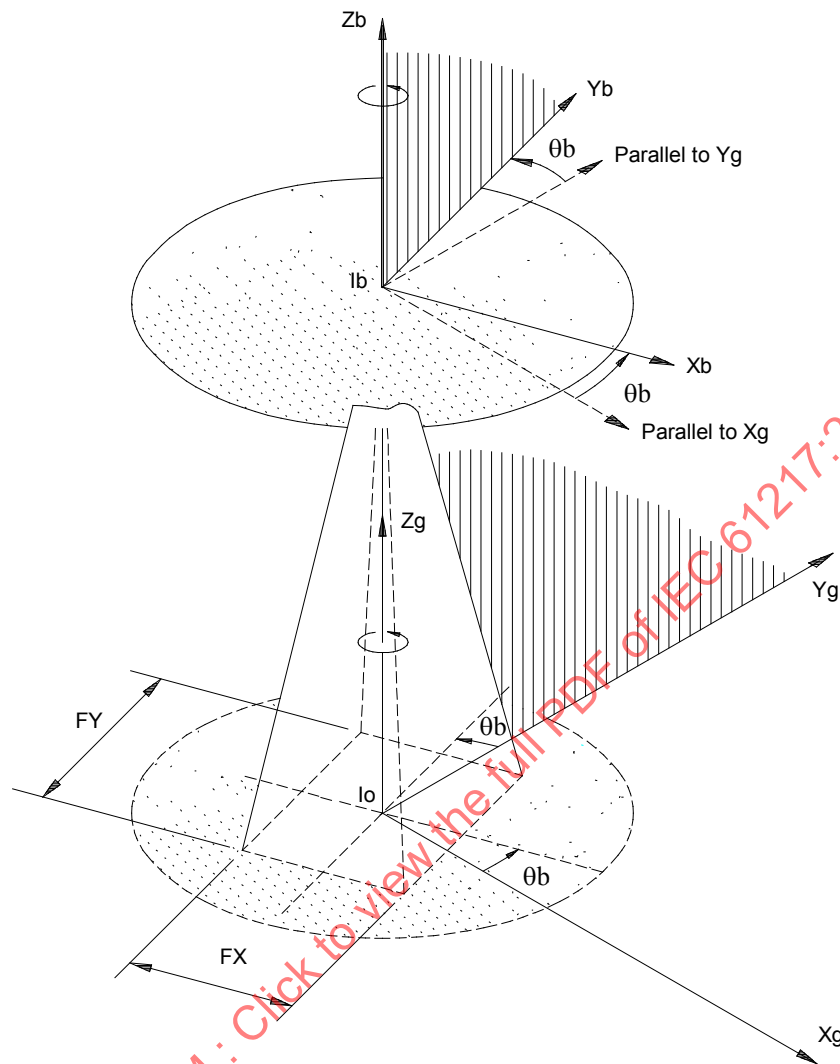


Figure 3 – Hierarchical structure among coordinate systems (see 3.2c) and 3.2e))



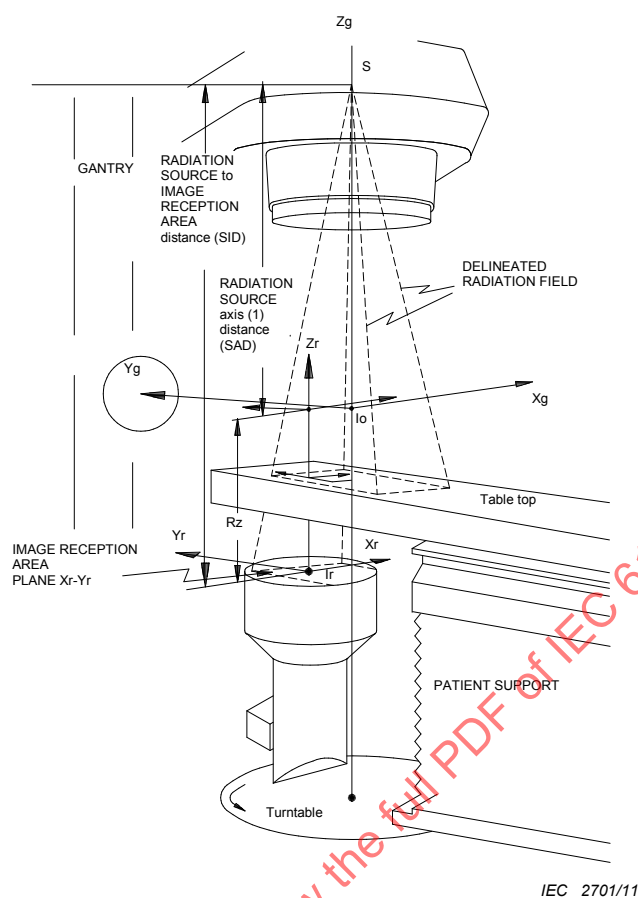
IEC 2699/11

Figure 4 – Rotation ($\phi_g = 15^\circ$) of GANTRY coordinate system X_g, Y_g, Z_g in fixed coordinate system X_f, Y_f, Z_f (see 3.4)



IEC 2700/11

Figure 5 – Rotation ($\theta_b = 15^\circ$) of BEAM LIMITING DEVICE or DELINEATOR coordinate system Xb, Yb, Zb in GANTRY coordinate system Xg, Yg, Zg, and resultant rotation of RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD of dimensions FX and FY (see 3.5)



NOTE 1 Rx = Displacement of Ir parallel to Xg. Rx shown = -8 cm.

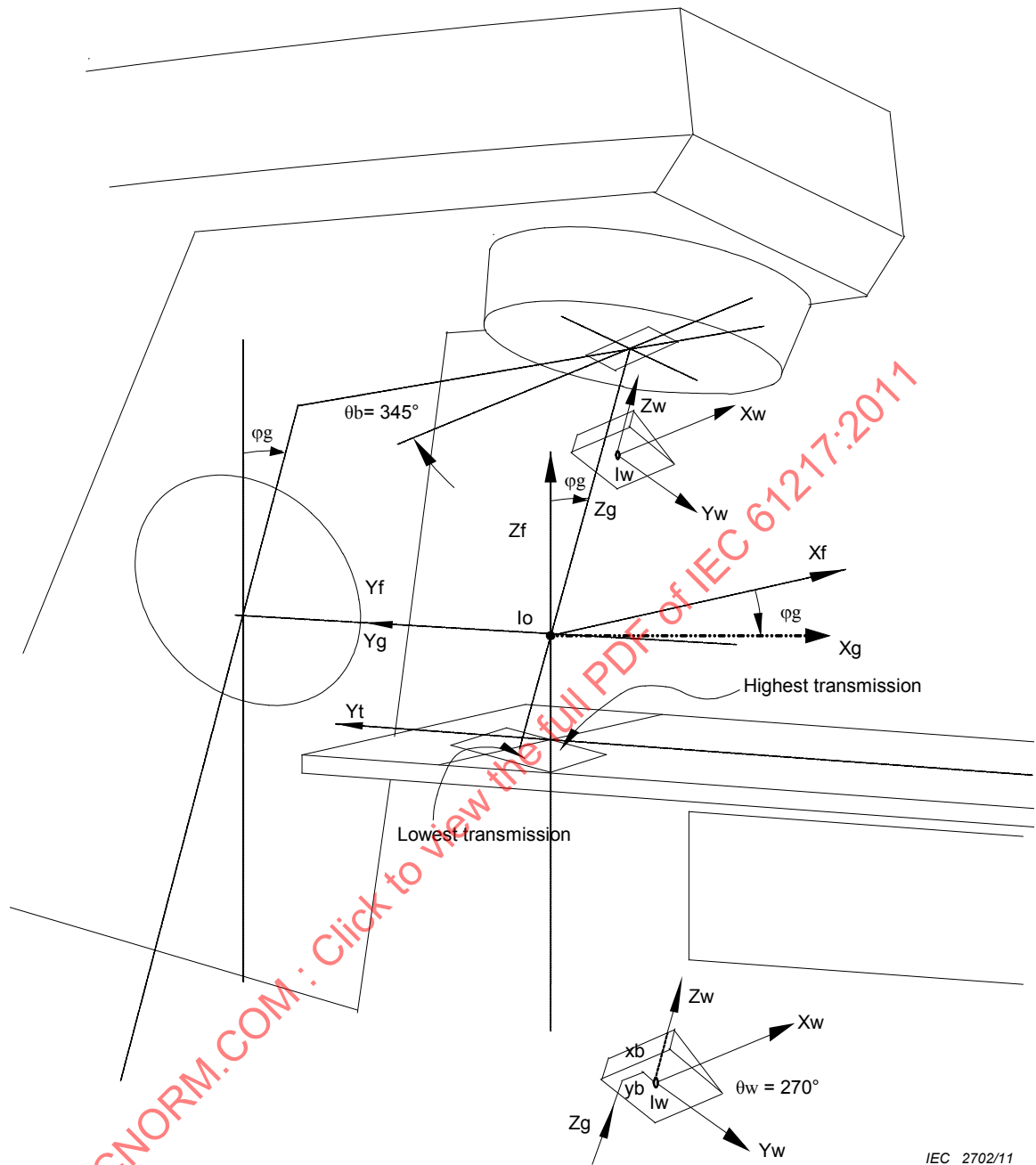
Ry = Displacement of Ir parallel to Yg. Ry shown = +10 cm.

Rz = Displacement of Ir parallel to Zg (commonly called radial displacement of X-RAY IMAGE RECEPTOR)

Rz shown = -40 cm.

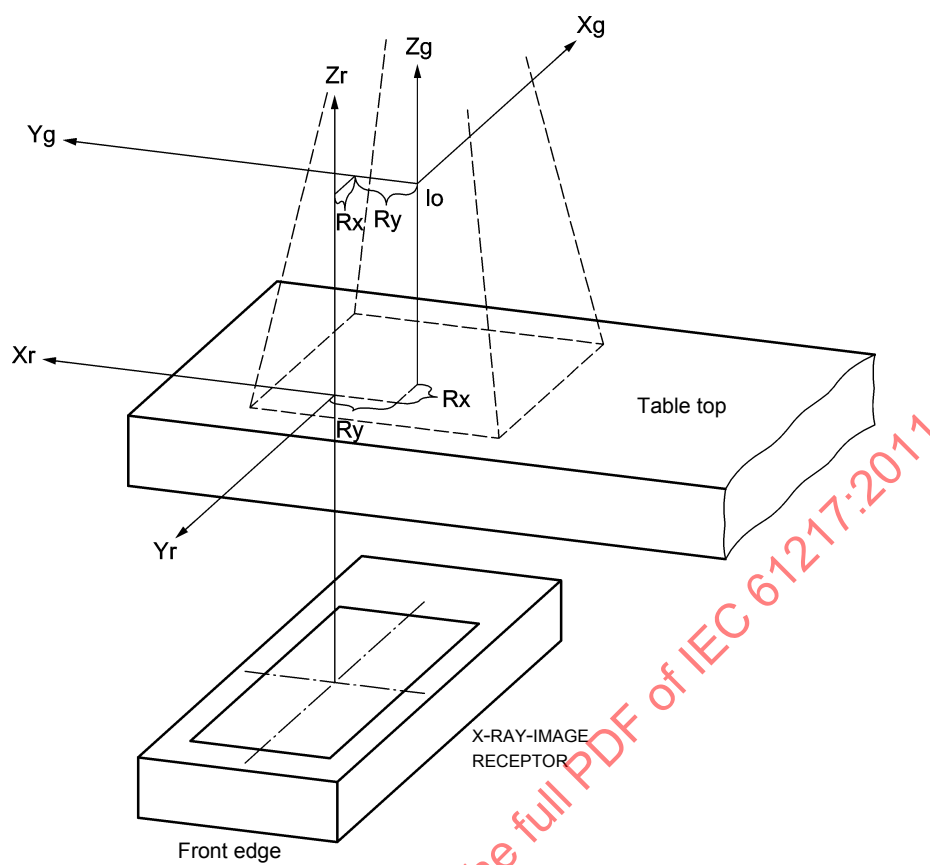
NOTE 2 See Figure 8 for displacement of Rx, Ry.

Figure 6 – Displacement of image intensifier type X-RAY IMAGE RECEPTOR coordinate system origin, Ir, in GANTRY coordinate system, by Rx = -8, Ry = +10, Rz = -40 (see 3.7)



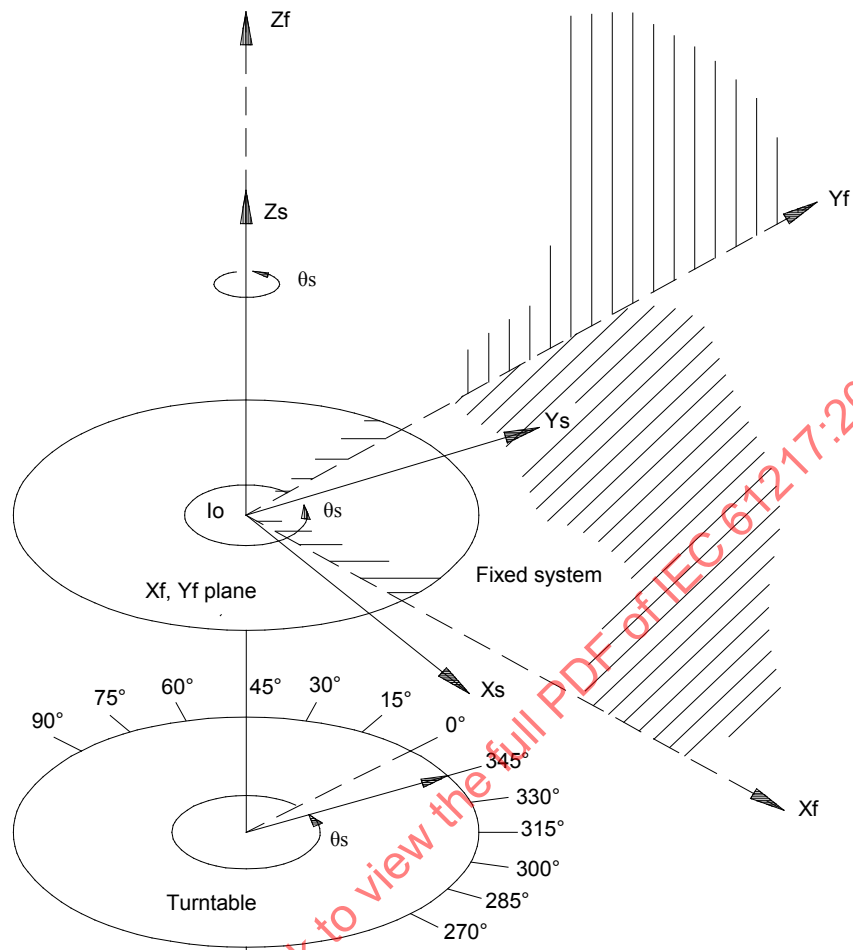
IEC 2702/11

Figure 7 – Rotation ($\theta_w = 270^\circ$) and translation of WEDGE FILTER coordinate system X_w, Y_w, Z_w in BEAM LIMITING DEVICE coordinate system X_b, Y_b, Z_b , the BEAM LIMITING DEVICE coordinate system having a rotation $\theta_b = 345^\circ$ (see 3.6)



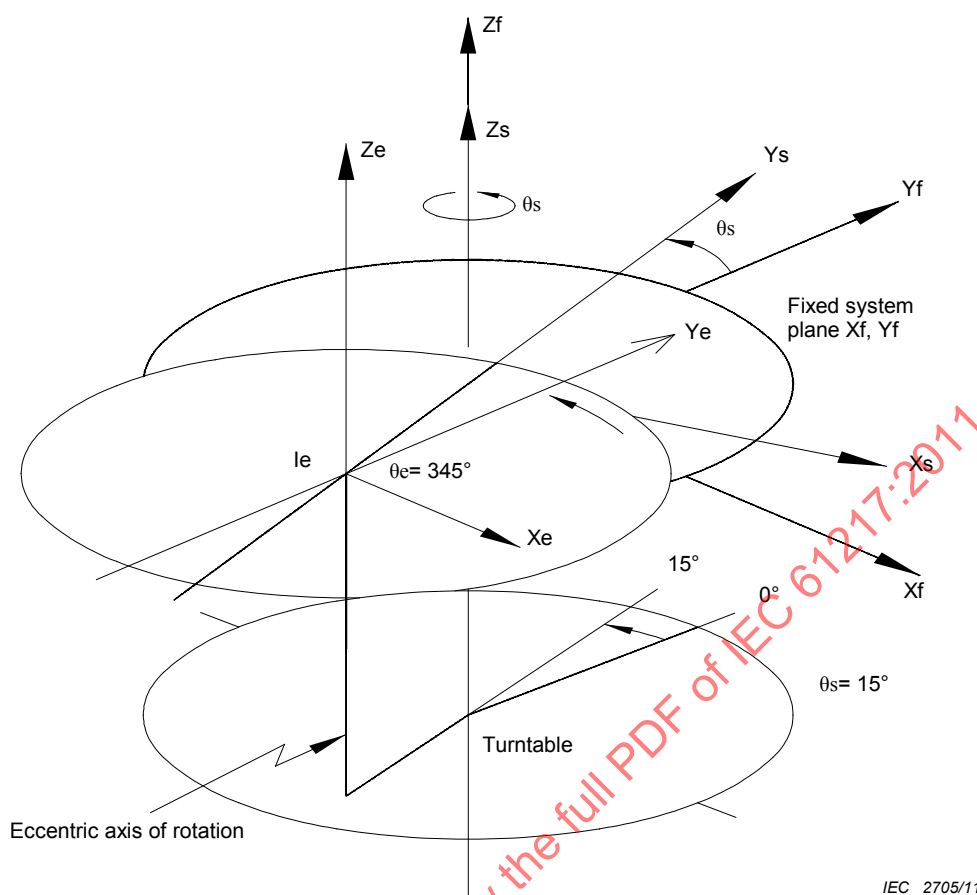
IEC 2703/11

Figure 8 – Rotation ($\theta_r = 90^\circ$) and displacement of X-RAY IMAGE RECEPTOR coordinate system X_r, Y_r, Z_r in GANTRY coordinate system X_g, Y_g, Z_g (see 3.7)



IEC 2704/11

Figure 9 – Rotation ($\theta_s = 345^\circ$) of PATIENT SUPPORT coordinate system Xs, Ys, Zs in fixed coordinate system Xf, Yf, Zf (see 3.8)

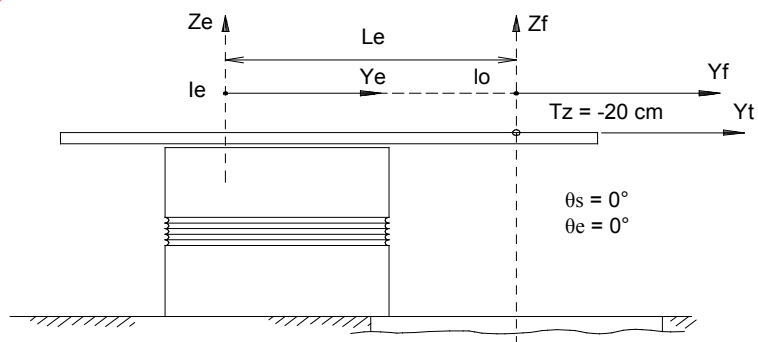


NOTE Xe is parallel to Xf and Ye is parallel to Yf because $\theta_e = 360^\circ - \theta_s$

$$\theta_s = 15^\circ$$

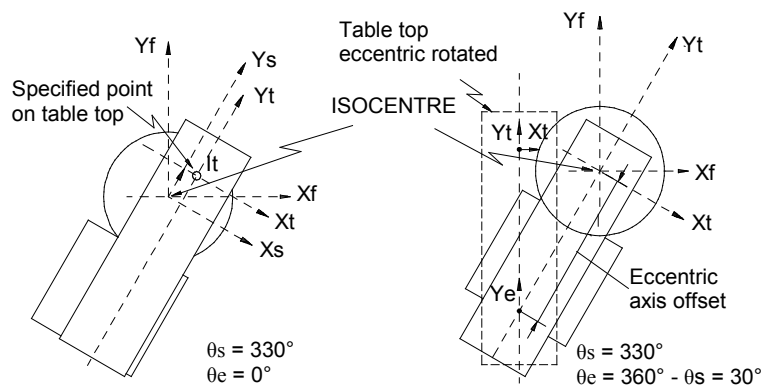
$$\theta_e = 345^\circ$$

Figure 10 – Table top eccentric coordinate system rotation θ_e in PATIENT SUPPORT coordinate system which has been rotated by θ_s in the fixed coordinate system with $\theta_e = 360^\circ - \theta_s$ (see 3.9 and 3.10)



IEC 2706/11

Figure 11a – Table top displaced below ISOCENTRE by $T_z = -20 \text{ cm}$ (see 3.9 and 3.10)

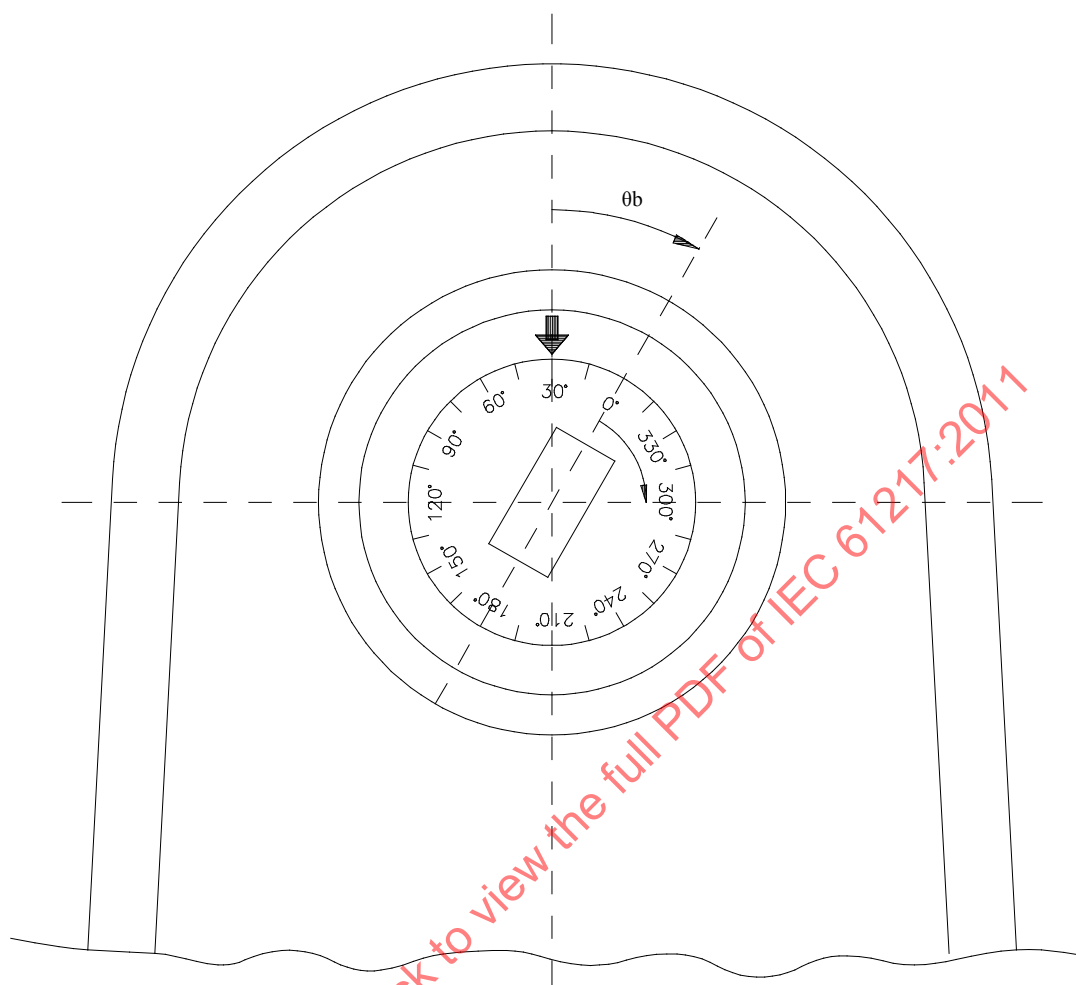


IEC 2707/11

Figure 11b – Table top coordinate system displacement $T_x = + 5$, $T_y = L_e + 10$ in PATIENT SUPPORT coordinate system X_s, Y_s, Z_s rotation ($\theta_s = 330^\circ$) in fixed coordinate system X_f, Y_f, Z_f (see 3.9 and 3.10)

Figure 11c – Table top coordinate system rotation ($\theta_e = 30^\circ$) about table top eccentric system. PATIENT SUPPORT rotation ($\theta_s = 330^\circ$) in fixed coordinate system $T_x = 0, T_y = L_e$ (see 3.9 and 3.10)

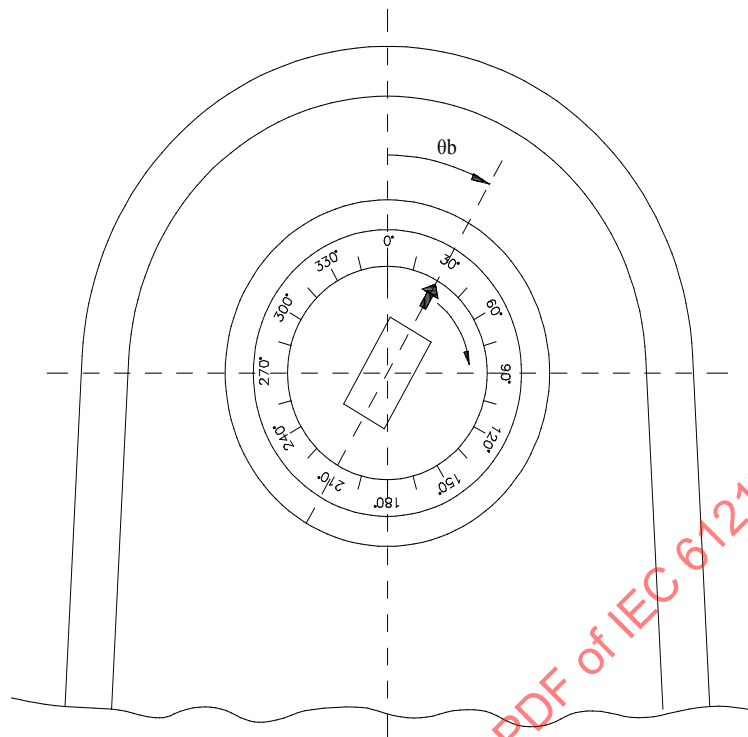
IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 61217:2011



Digital display: BEAM LIMITING DEVICE angle: 30°

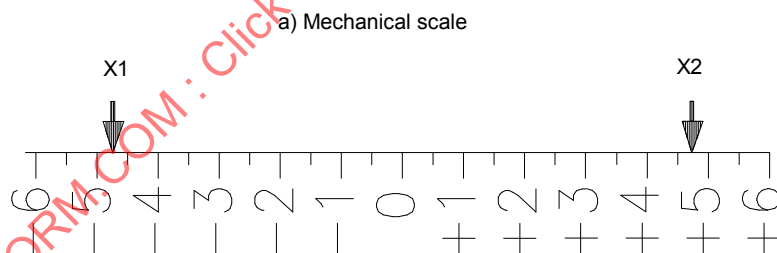
IEC 2708/11

Figure 12a – Example of BEAM LIMITING DEVICE scale, pointer on mother system (GANTRY), scale on daughter system (BEAM LIMITING DEVICE), viewed from ISOCENTRE (see 3.2f)2 and Clause 4)

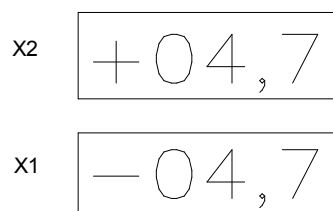


IEC 2709/11

Figure 12b – Example of BEAM LIMITING DEVICE scale, pointer on daughter system (BEAM LIMITING DEVICE), scale on mother system (GANTRY), viewed from ISOCENTRE (see 3.2f(2) and Clause 4)

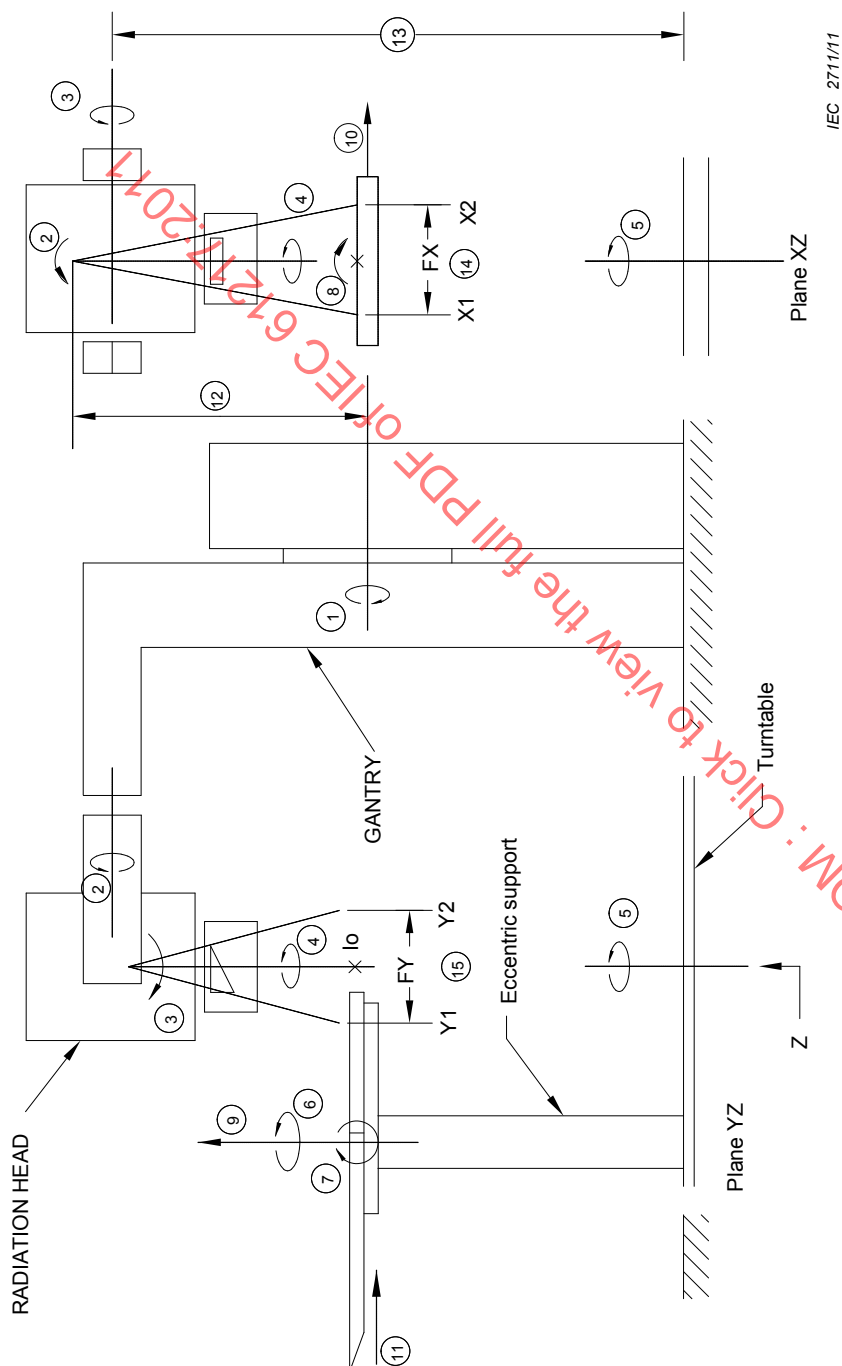


b) Digital scales



IEC 2710/11

Figure 12c – Examples of scales (see Clause 4)



IEC 2711/11

NOTE 1 The axes, directions and dimensions corresponding to the numbers on these figures are listed in Clause 5.

NOTE 2 The elliptical arrows show clockwise rotations looking towards GANTRY for axes 1 and 8, away from GANTRY for axes 3 and 7, up from ISOCENTRE for axis 4, up from ISOCENTRE for axis 5, up from table top for axis 6.

Figure 13a – Rotary GANTRY (adapted from IEC 60601-2-1) with identification of axes 1 to 8, directions 9 to 13, and dimensions 14 and 15 (see Clause 5)

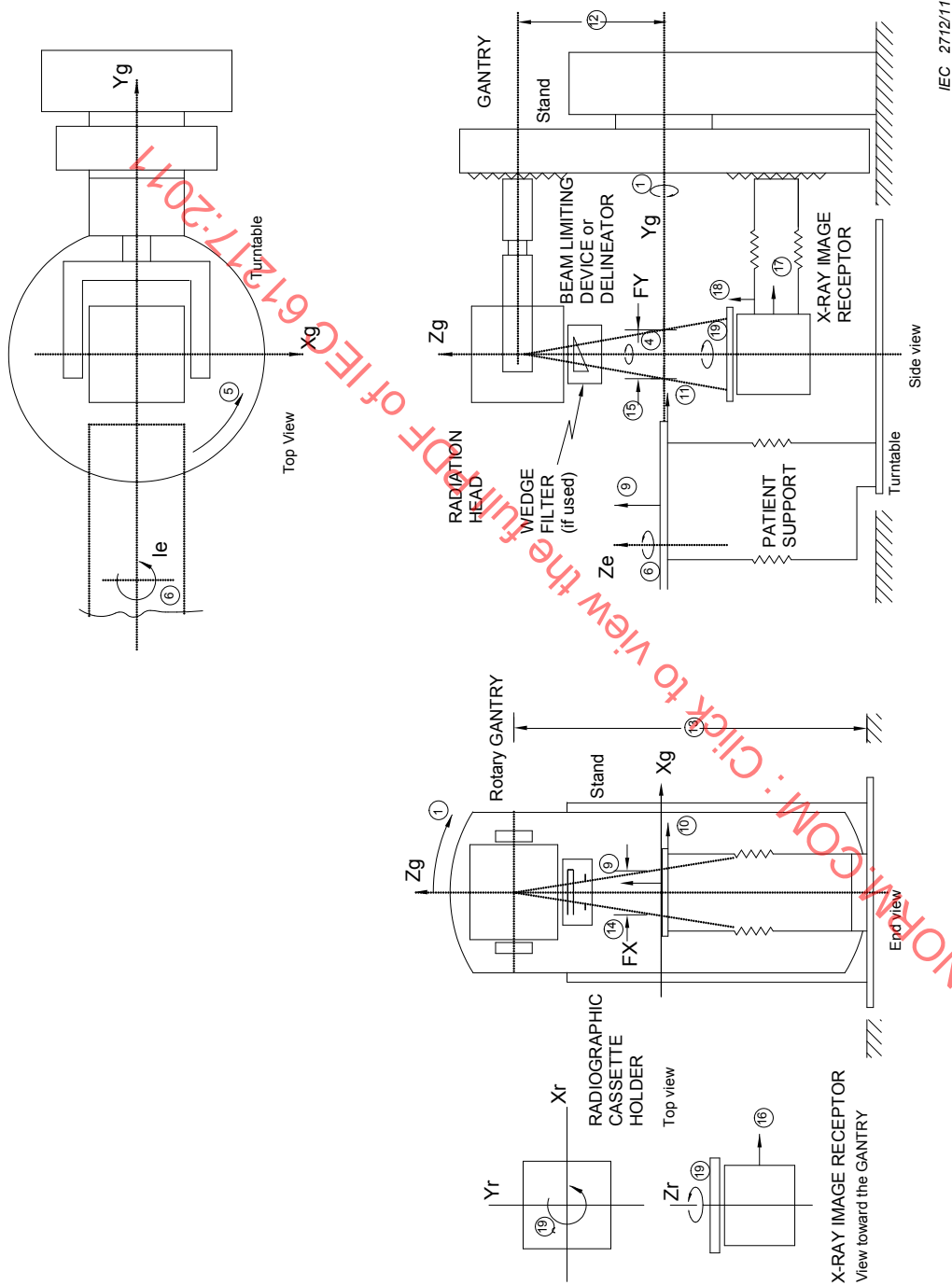
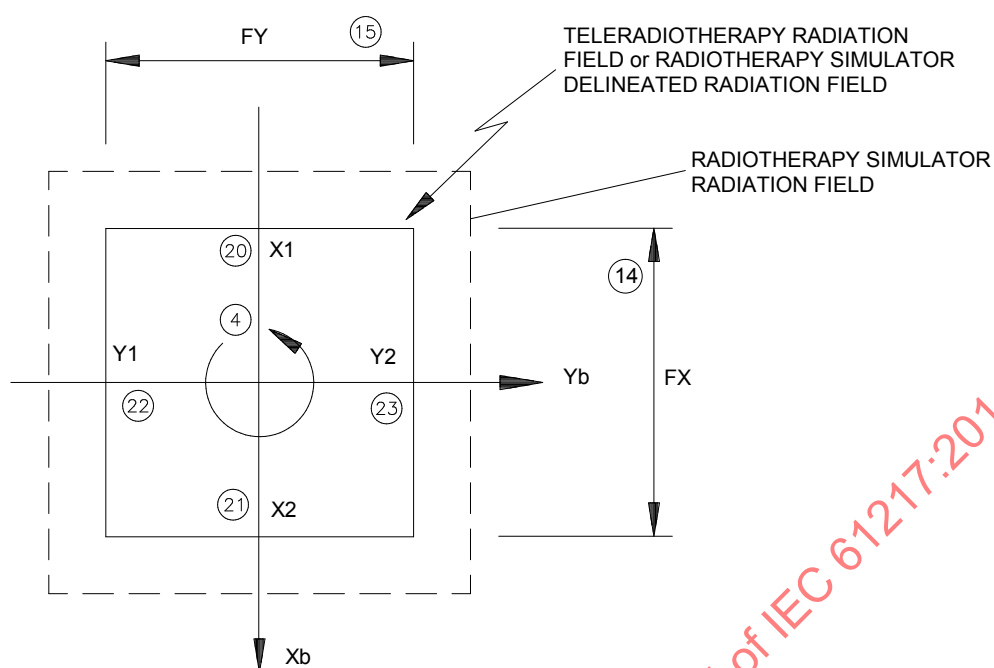


Figure 13b – Isocentric Radiotherapy Simulator or Teleradiotherapy Equipment, with identification of axes 1; 4 to 6; 19, of directions 9 to 12; 16 to 18 and of dimensions 14; 15 (see Clause 5)



IEC 2713/11

Figure 13c – View from radiation source of teleradiotherapy radiation field or radio-therapy simulator delineated radiation field (see Clause 5)

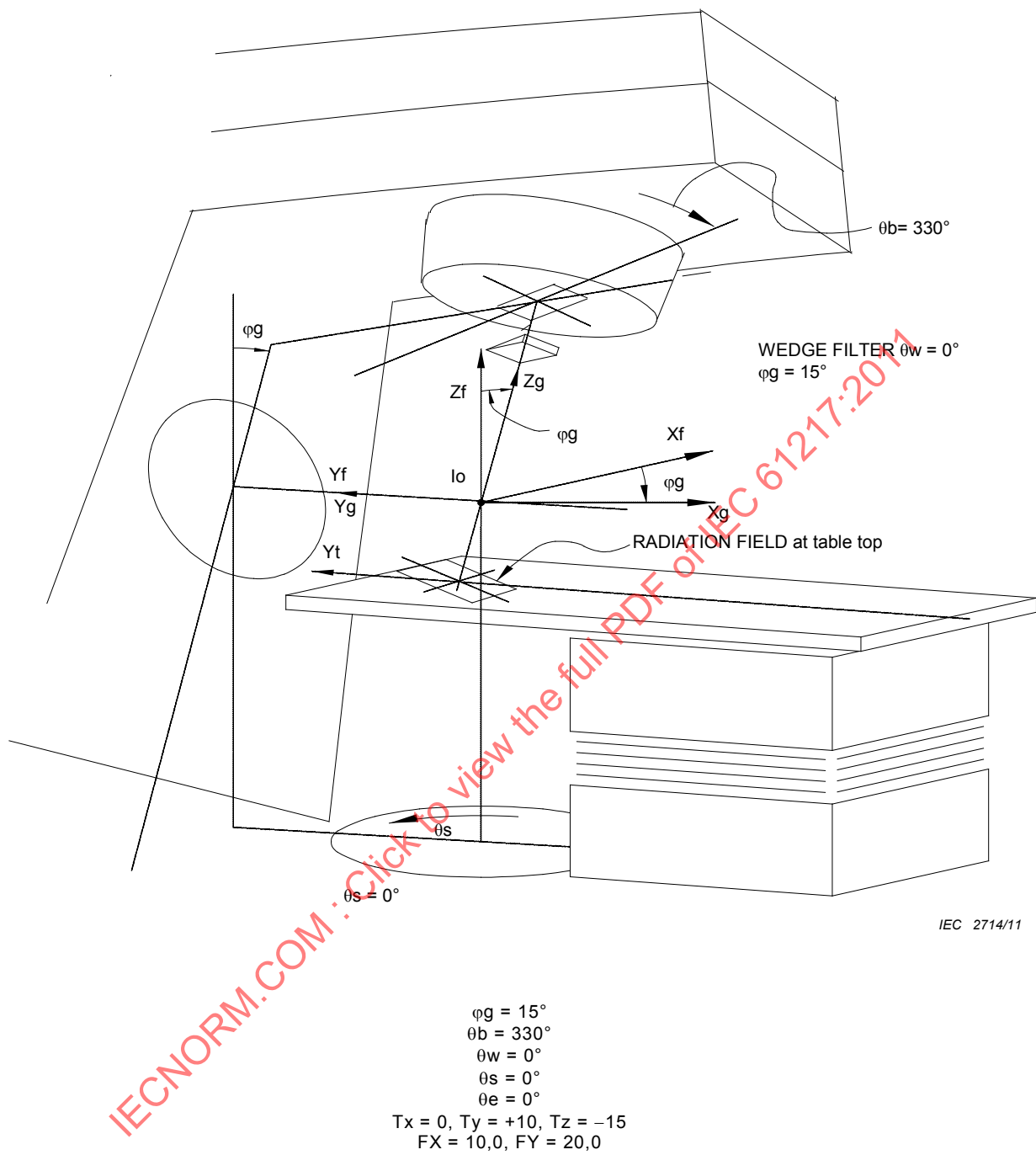
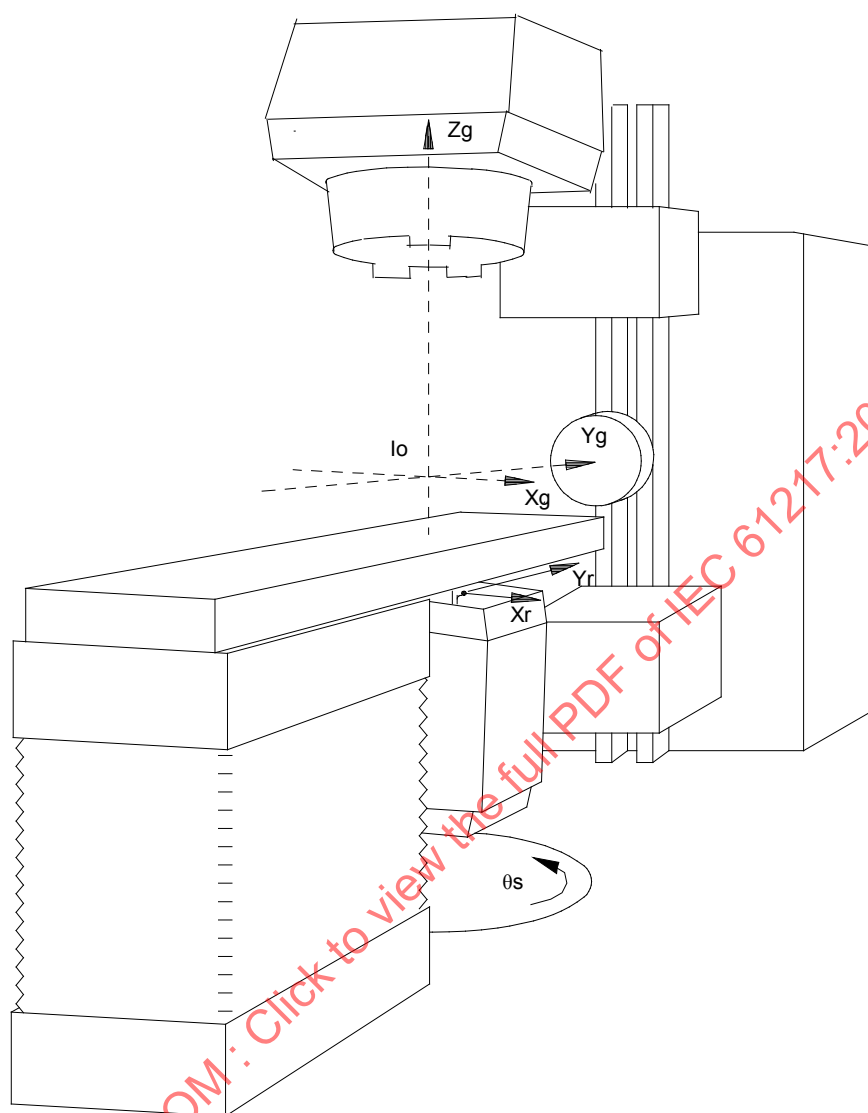


Figure 14a – Example of ISOCENTRIC TELERADIOTHERAPY EQUIPMENT (see 7.2 and 7.4)



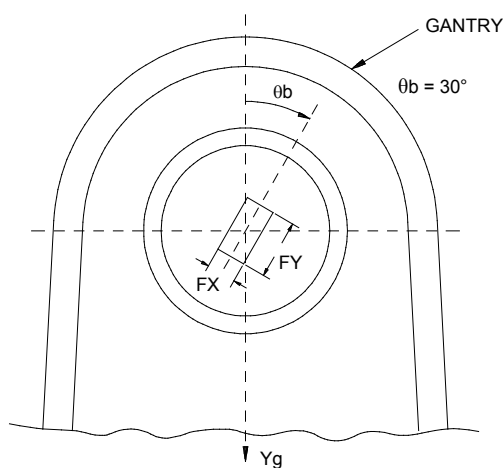
IEC 2715/11

NOTE 1 X_r is parallel to X_g ;
 Y_r is parallel to Y_g ;
 but in perspective view.

NOTE 2 All angles zero.

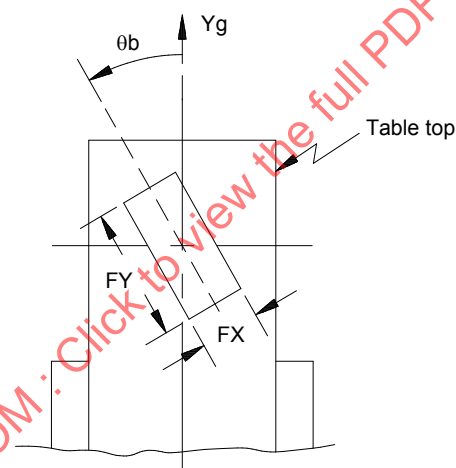
NOTE 3 T_z is negative.

Figure 14b – Example of ISOCENTRIC RADIOTHERAPY SIMULATOR equipment (see 7.2)



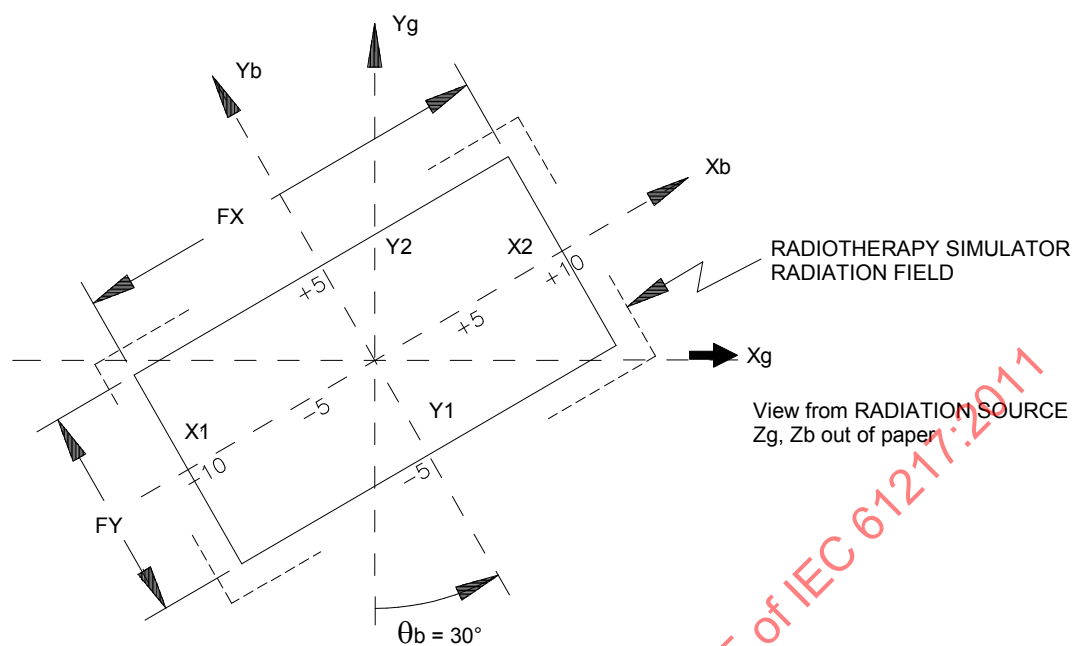
IEC 2716/11

Figure 15a – Rotated ($\theta_b = 30^\circ$) symmetrical rectangular RADIATION FIELD ($FX \times FY$) at NORMAL TREATMENT DISTANCE, viewed from ISOCENTRE looking toward RADIATION SOURCE (see 7.3)



IEC 2717/11

Figure 15b – Same rotated ($\theta_b = 30^\circ$) symmetrical rectangular RADIATION FIELD ($FX \times FY$) at NORMAL TREATMENT DISTANCE, viewed from RADIATION SOURCE (see 7.3)



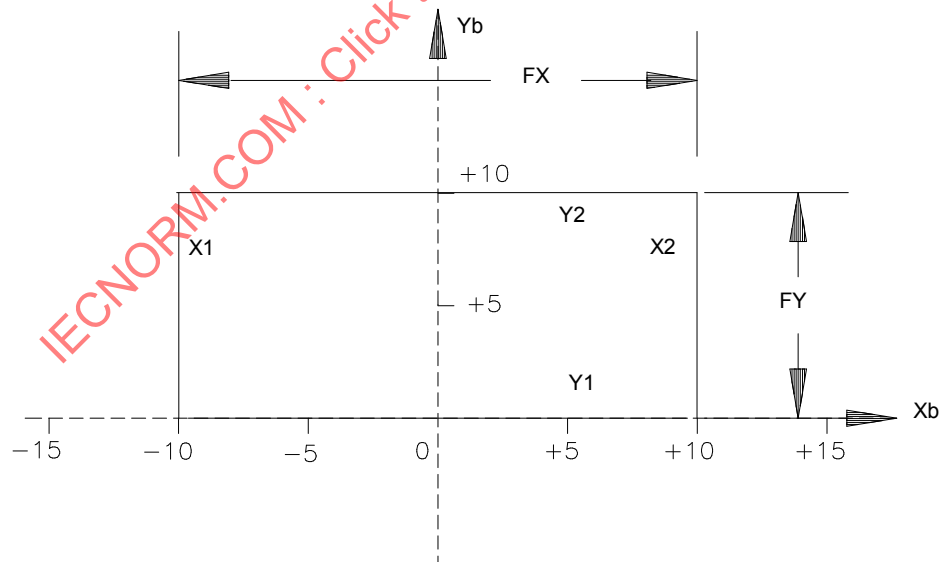
IEC 2718/11

BEAM LIMITING DEVICE angle $\theta_b = 30^\circ$

FX = 20

FY = 10

Figure 16a – Rectangular and symmetrical RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD, viewed from RADIATION SOURCE (see 7.5)



IEC 2719/11

BEAM LIMITING DEVICE angle $\theta_b = 0^\circ$

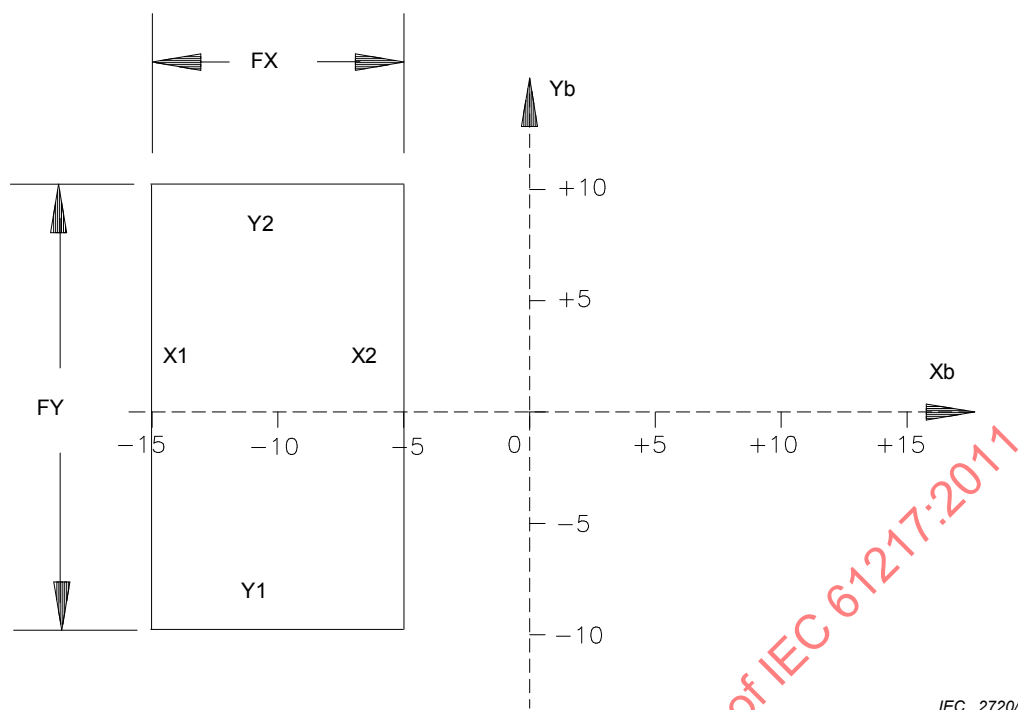
FX = 20

FY = 10

Y1 = 0

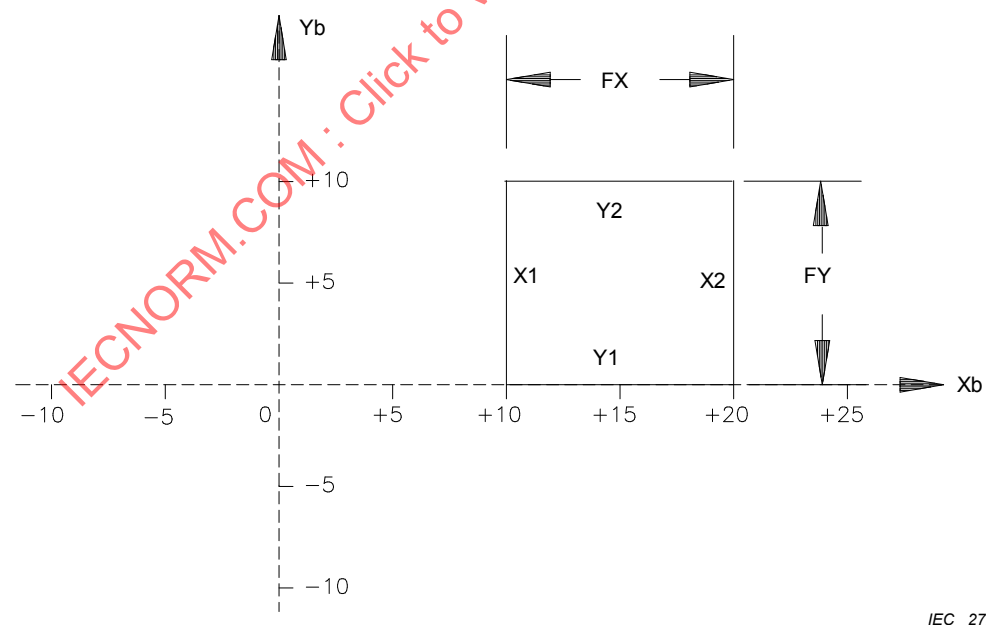
Y2 = +10

Figure 16b – Rectangular and asymmetrical in Yb RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD, viewed from RADIATION SOURCE (see 7.5)



BEAM LIMITING DEVICE angle $\theta_b = 0^\circ$
 FX = 10
 X1 = -15
 X2 = -5
 FY = 20

Figure 16c – Rectangular and asymmetrical in Xb RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD, viewed from RADIATION SOURCE (see 7.5)



BEAM LIMITING DEVICE angle $\theta_b = 0^\circ$
 FX = 10
 X1 = +10
 X2 = +20
 FY = 10
 Y1 = 0
 Y2 = +10

Figure 16d – Rectangular and asymmetrical in Xb and Yb RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD, viewed from RADIATION SOURCE (see 7.5)

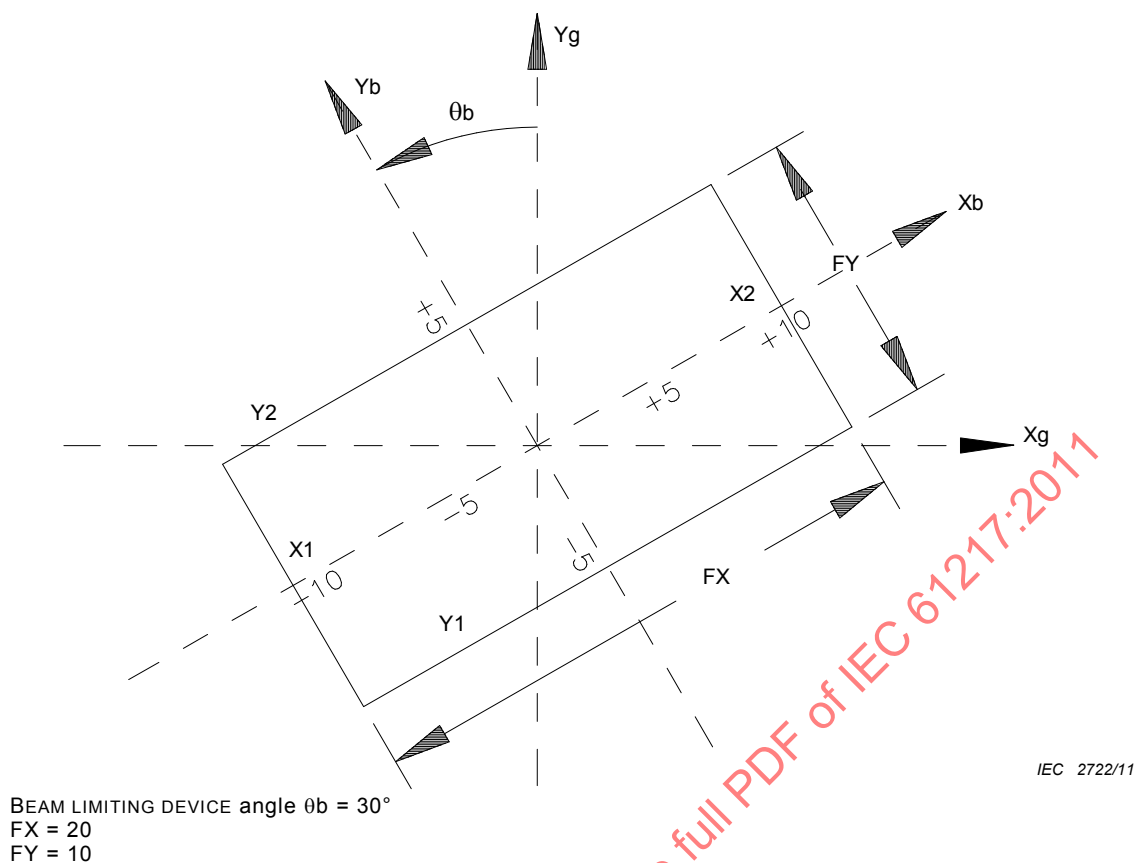


Figure 16e – Rectangular and symmetrical RADIATION FIELD, rotated by $\theta_b = 30^\circ$, viewed from RADIATION SOURCE (see 7.5)

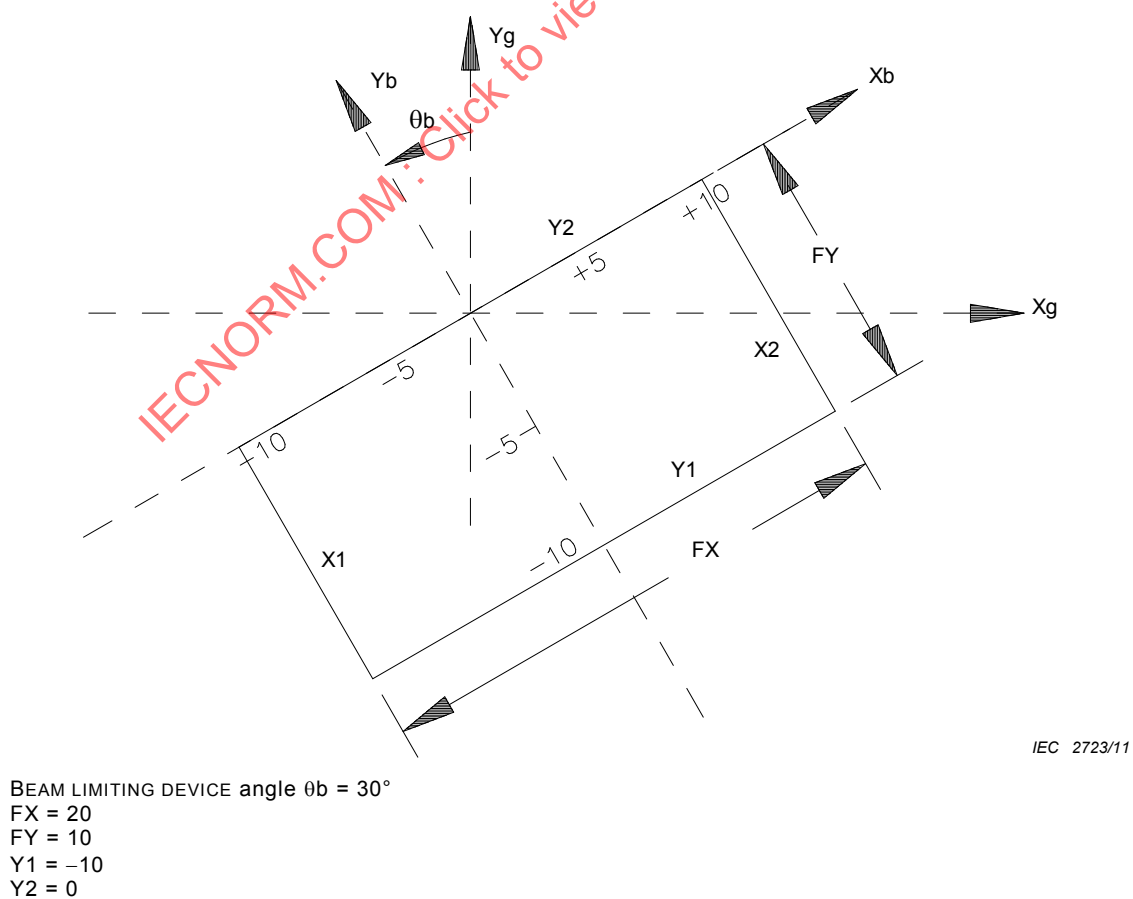
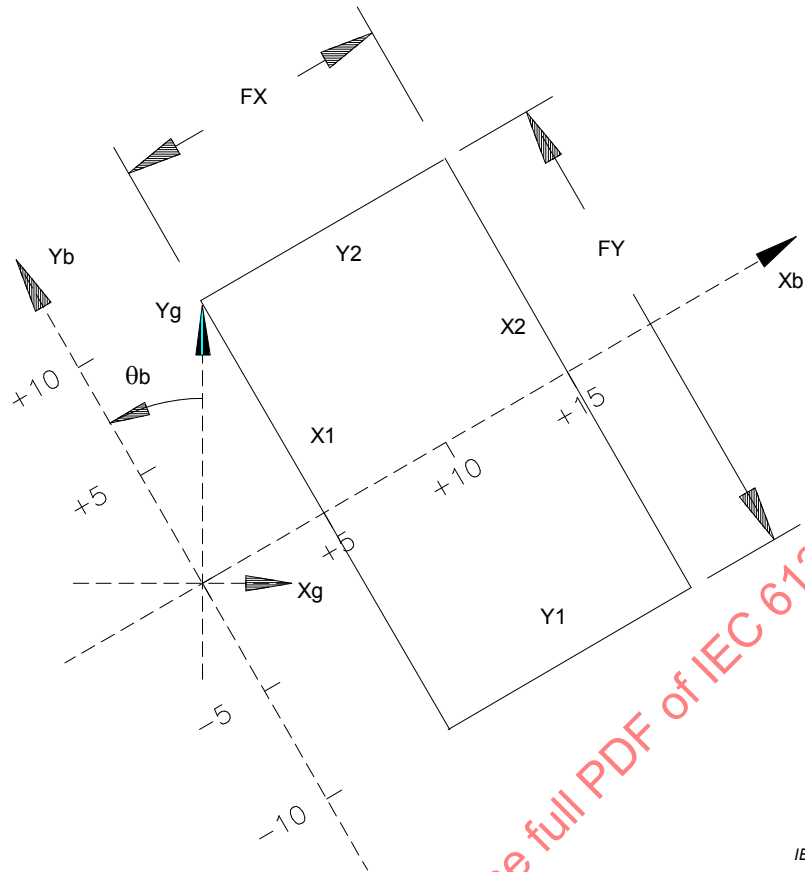


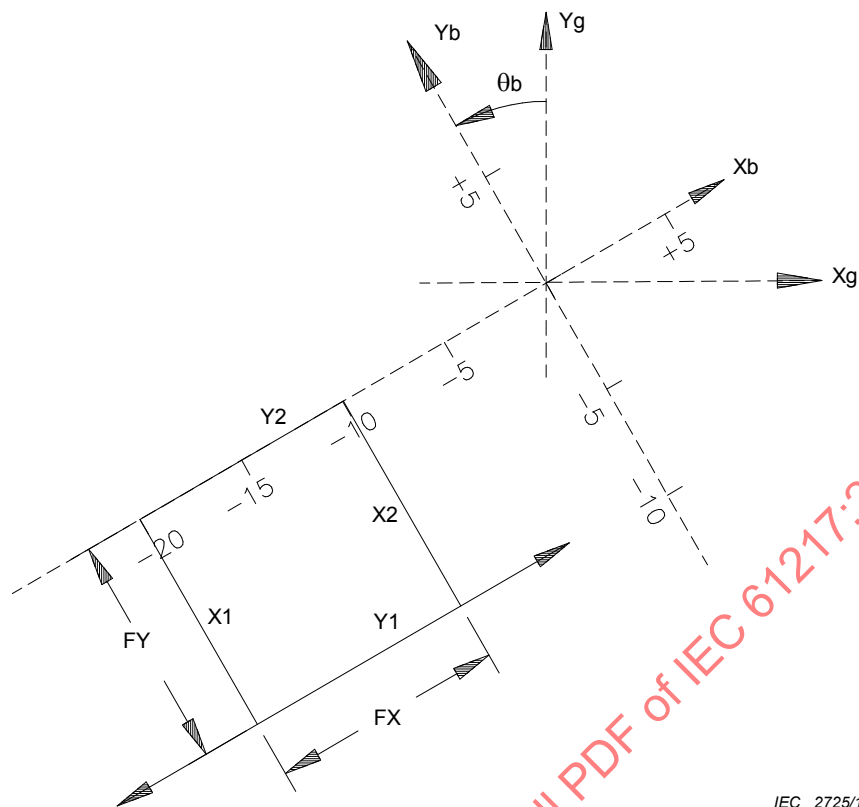
Figure 16f – Rectangular and asymmetrical in Yb RADIATION FIELD, rotated by $\theta_b = 30^\circ$, viewed from RADIATION SOURCE (see 7.5)



IEC 2724/11

BEAM LIMITING DEVICE angle $\theta_b = 30^\circ$
 $FX = 10$
 $X1 = +5$
 $X2 = +15$
 $FY = 20$

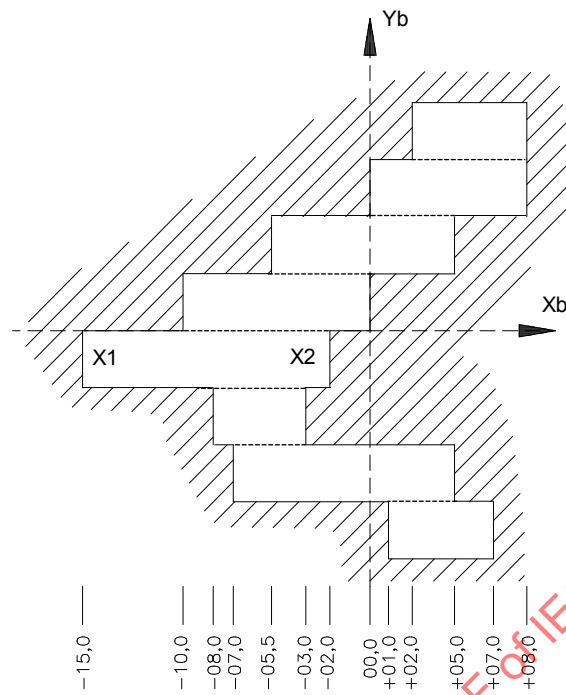
Figure 16g – Rectangular and asymmetrical in X_b RADIATION FIELD, rotated by $\theta_b = 30^\circ$, viewed from RADIATION SOURCE (see 7.5)



IEC 2725/11

BEAM LIMITING DEVICE angle $\theta_b = 30^\circ$
 $FX = 10$
 $X1 = -20$
 $X2 = -10$
 $FY = 10$
 $Y1 = -10$
 $Y2 = 0$

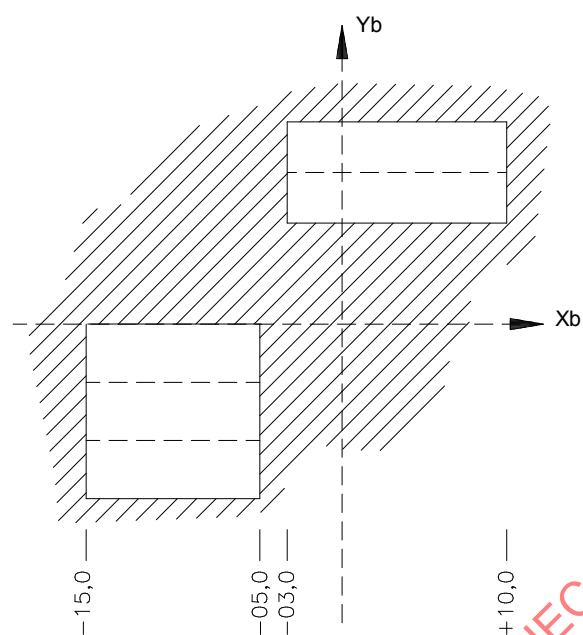
Figure 16h – Rectangular and asymmetrical in X_b and Y_b RADIATION FIELD, rotated by $\theta_b = 30^\circ$, viewed from RADIATION SOURCE (see 7.5)



IEC 2726/11

Element	Size FX	Edge X1	Edge X2
08	06,0	+02,0	+08,0
07	08,0	00,0	+08,0
06	10,5	–05,0	+05,0
05	10,0	–10,0	00,0
04	13,0	–15,0	–02,0
03	05,0	–08,0	–03,0
02	12,0	–07,0	+05,0
01	06,0	+01,0	+07,0

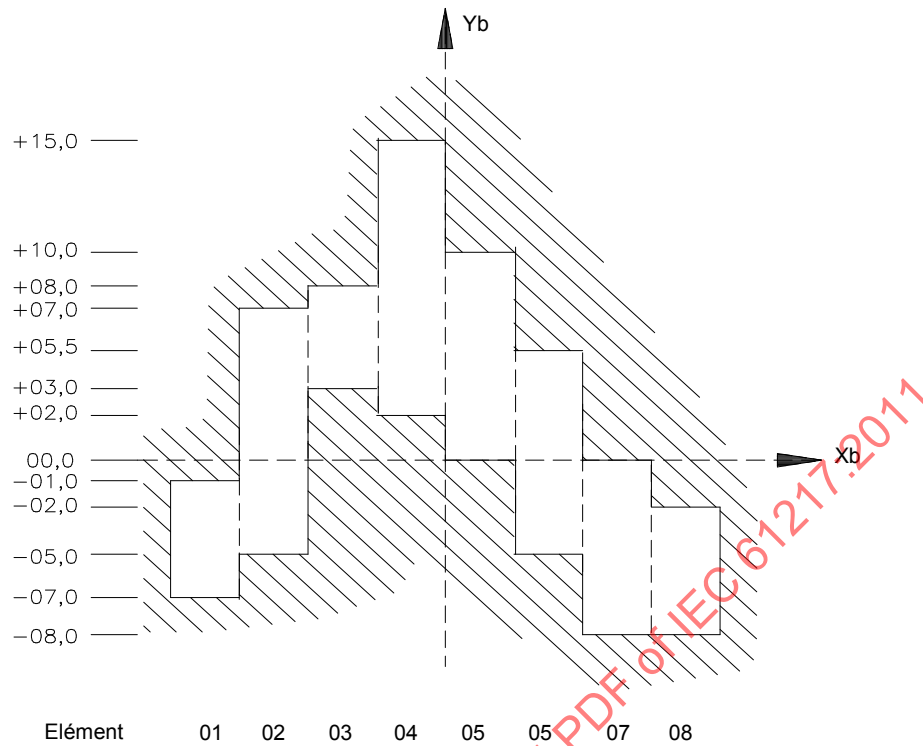
Figure 16i – Irregular multi-element (multileaf) contiguous RADIATION FIELD, viewed from RADIATION SOURCE, with element motion in Xb direction (see 7.5)



IEC 2727/11

Element	Size FX	Edge X1	Edge X2
08	13,0	-03,0	+10,0
07	13,0	-03,0	+10,0
04	10,0	-15,0	-05,0
03	10,0	-15,0	-05,0
02	10,0	-15,0	-05,0

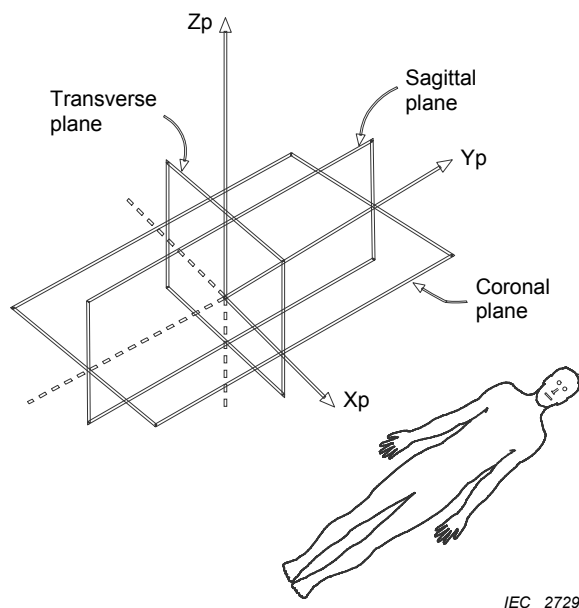
Figure 16j – Irregular multi-element (multileaf) two-part RADIATION FIELD, viewed from RADIATION SOURCE, with element motion in Xb direction (see 7.5)



IEC 2728/11

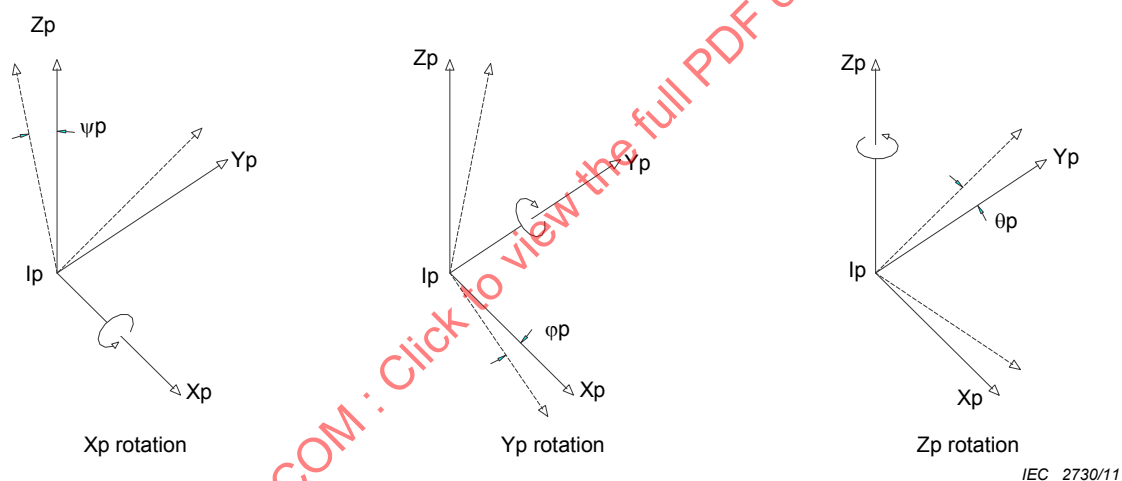
Element	Size FY	Edge Y1	Edge Y2
08	06,0	−08,0	−02,0
07	08,0	−08,0	00,0
06	10,5	−05,0	05,5
05	10,0	00,0	+10,0
04	13,0	+02,0	+15,0
03	05,0	+03,0	+08,0
02	12,0	−05,0	+07,0
01	06,0	−07,0	−01,0

Figure 16k – Irregular multi-element (multileaf) contiguous RADIATION FIELD, viewed from RADIATION SOURCE, with element motion in Yb direction (see 7.5)



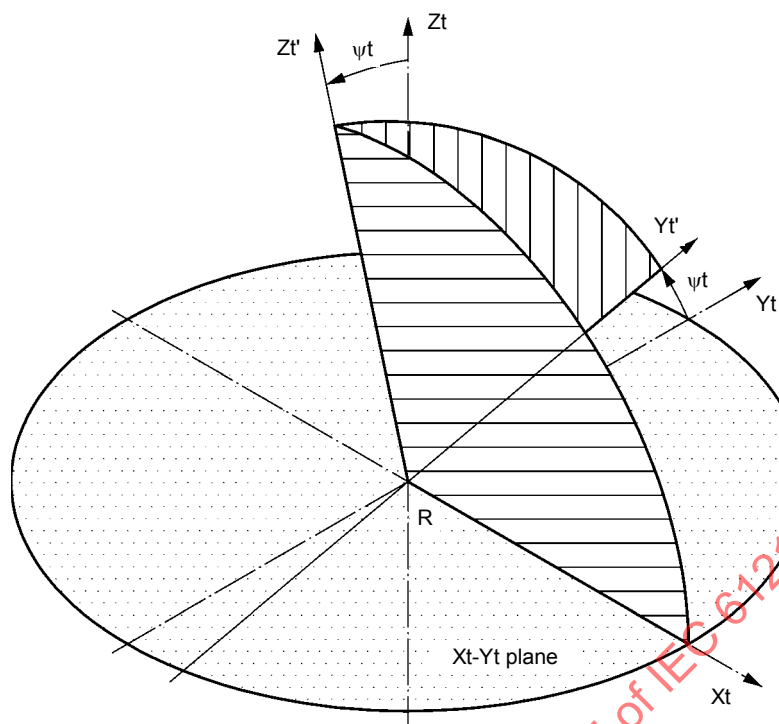
IEC 2729/11

Figure 17a – PATIENT coordinate system (PATIENT is supine)



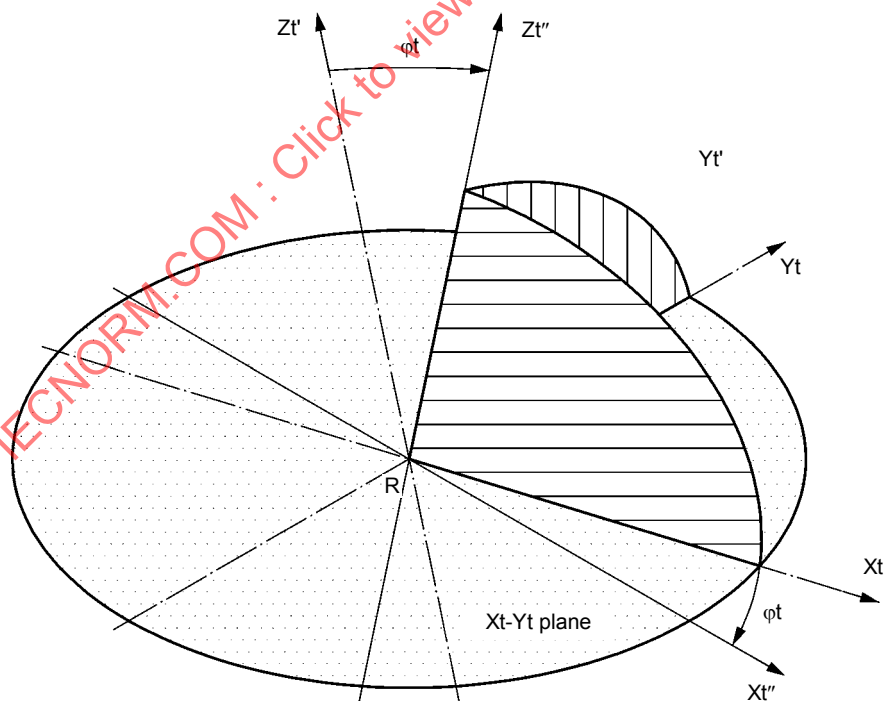
IEC 2730/11

Figure 17b – Rotation of PATIENT coordinate system



IEC 2731/11

Figure 18 – Table top pitch rotation of table top coordinate system X_t , Y_t , Z_t (see 3.10 and 7.8.4)



IEC 2732/11

Figure 19 – Table top roll rotation of table top coordinate system X_t , Y_t , Z_t (see 3.10. and 7.8.5)

Annex A (informative)

Examples of coordinate transformations between individual coordinate systems

A.1 Designations

In this annex the following designations are used:

$\vec{V}_a$	is the vector of the origin of the “a” system expressed in terms of its mother system;
$\vec{V}_{ab}$	is a vector in the “a”-system expressed in terms of the “b” system;
M_{ab}	is the transformation matrix corresponding to the transformation from the “a” system into the “b” system;
$M_{ab}^{-1} \equiv M_{ba}$	is the inverse matrix of M_{ab} ; as M_{ab} is a rotation matrix the inverse matrix can be calculated by interchange of columns and rows of M_{ab} .

A.2 Transformation from mother into daughter system and vice versa

Let $\vec{V}_o$ be a vector to some point in the mother system “m”.

If the coordinates of the origin of the daughter system “d” are $\vec{V}_d$ and the daughter system has been rotated relative to the mother system, then the coordinates of $\vec{V}_o$ in the daughter system are:

$$\vec{V}_{md} = M_{md} \cdot (\vec{V}_o - \vec{V}_d)$$

The back transformation from the daughter system into the mother system can be done using the equation:

$$\vec{V}_o = M_{dm} \cdot \vec{V}_{md} + \vec{V}_d$$

The contents of M_{md} and M_{dm} depend on the coordinate system axis around which the rotation has been effected. The matrices are listed in Table A.1.

Table A.1 – Rotation matrices

Rotation axis	Rotation angle	M_{md}	$M_{dm} \equiv M_{md}^{-1}$
X	ψ	$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\psi & \sin\psi \\ 0 & -\sin\psi & \cos\psi \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\psi & -\sin\psi \\ 0 & \sin\psi & \cos\psi \end{bmatrix}$
Y	φ	$\begin{bmatrix} \cos\varphi & 0 & -\sin\varphi \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin\varphi & 0 & \cos\varphi \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} \cos\varphi & 0 & \sin\varphi \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\varphi & 0 & \cos\varphi \end{bmatrix}$
Z	θ	$\begin{bmatrix} \cos\theta & \sin\theta & 0 \\ -\sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} \cos\theta & -\sin\theta & 0 \\ \sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$

A.3 Transformations from the fixed system into the table top system and the WEDGE FILTER system

A.3.1 General

In the following the transformations from the fixed system into the table top system and from the fixed system into the WEDGE FILTER system are described, together with the back transformations. If, in practice, a certain rotation is not used, the rotation angle of the corresponding matrix is zero. The rotation matrix is then the unit matrix.

A.3.2 Transformation from the fixed system into the table top system

Let $\vec{V}_0$ be the vector to some point in the fixed system.

If the PATIENT SUPPORT has been rotated by the angle θ_s relative to the fixed system, the coordinates of $\vec{V}_0$ in the PATIENT SUPPORT system are

$$\vec{V}_{fs} = M_{fs} \cdot \vec{V}_0$$

$$\text{where } M_{fs} = \begin{bmatrix} \cos\theta_s & \sin\theta_s & 0 \\ -\sin\theta_s & \cos\theta_s & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

If the coordinates of the origin of the table top eccentric system in the PATIENT SUPPORT system are:

$$\vec{V}_e = \begin{bmatrix} 0 \\ E_y \\ 0 \end{bmatrix}$$

and the table top eccentric system has been rotated by the angle θ_e relative to the PATIENT SUPPORT system, the coordinates of $\vec{V}_0$ in the table top eccentric system are:

$$\vec{V}_{fe} = M_{se} \cdot (\vec{V}_{fs} - \vec{V}_e)$$

$$\text{where } M_{se} = \begin{bmatrix} \cos\theta_e & \sin\theta_e & 0 \\ -\sin\theta_e & \cos\theta_e & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

If the coordinates of the origin of the table top system in the table top eccentric system are:

$$\vec{V}_t = \begin{bmatrix} 0 \\ T_y \\ 0 \end{bmatrix}$$

then the coordinates of $\vec{V}_o$ in the table top system are:

$$\vec{V}_{ft} = \vec{V}_{fe} - \vec{V}_t$$

$$\text{or } \vec{V}_{ft} = M \cdot \vec{V}_o - \vec{V}$$

$$\text{where } M = \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} \end{bmatrix} = M_{se} \cdot M_{fs}$$

$$\text{and } \vec{V} = \begin{bmatrix} v_1 \\ v_2 \\ v_3 \end{bmatrix} = M_{se} \cdot \vec{V}_e + \vec{V}_t$$

The matrix coefficients are:

$$m_{11} = \cos\theta_e \cdot \cos\theta_s - \sin\theta_e \cdot \sin\theta_s = \cos(\theta_e + \theta_s)$$

$$m_{12} = \cos\theta_e \cdot \sin\theta_s + \sin\theta_e \cdot \cos\theta_s = \sin(\theta_e + \theta_s)$$

$$m_{13} = 0$$

$$m_{21} = -\sin\theta_e \cdot \cos\theta_s - \cos\theta_e \cdot \sin\theta_s = -\sin(\theta_e + \theta_s)$$

$$m_{22} = -\sin\theta_e \cdot \sin\theta_s + \cos\theta_e \cdot \cos\theta_s = \cos(\theta_e + \theta_s)$$

$$m_{23} = 0$$

$$m_{31} = 0$$

$$m_{32} = 0$$

$$m_{33} = 1$$

NOTE $(\theta_e + \theta_s) = \theta_t$.

The vector coefficients are:

$$v_1 = E_y \cdot \sin\theta_e$$

$$v_2 = E_y \cdot \cos\theta_e + T_y$$

$$v_3 = 0$$

The back transformation equation is: $\vec{V}_0 = M^{-1} \cdot (\vec{V}_{ft} + \vec{V})$.

A.3.3 Transformation from the fixed system into the WEDGE FILTER system

Let $\vec{V}_0$ be a vector to some point in the fixed system.

If the GANTRY system has been rotated by the angle ϕ_g relative to the fixed system, the coordinates of $\vec{V}_0$ in the GANTRY system are:

$$\vec{V}_{fg} = M_{fg} \cdot \vec{V}_0$$

$$\text{where } M_{fg} = \begin{bmatrix} \cos\phi_g & 0 & -\sin\phi_g \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin\phi_g & 0 & \cos\phi_g \end{bmatrix}$$

If the coordinates of the origin of the BEAM LIMITING DEVICE system in the GANTRY system are:

$$\vec{V}_b = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ Bz \end{bmatrix}$$

and the BEAM LIMITING DEVICE system has been rotated by the angle θ_b relative to the GANTRY system, the coordinates of $\vec{V}_0$ in the BEAM LIMITING DEVICE system are:

$$\vec{V}_{fb} = M_{gb} (\vec{V}_{fg} - \vec{V}_b)$$

$$\text{where } M_{gb} = \begin{bmatrix} \cos\theta_b & \sin\theta_b & 0 \\ -\sin\theta_b & \cos\theta_b & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

If the coordinates of the origin of the WEDGE FILTER system in the BEAM LIMITING DEVICE system are:

$$\vec{V}_w = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ Wz \end{bmatrix}$$

and the WEDGE FILTER system has been rotated by the angle θ_w relative to the BEAM LIMITING DEVICE system, the coordinates of $\vec{V}_0$ in the WEDGE FILTER system are:

$$\vec{V}_{fw} = M_{bw} \cdot (\vec{V}_{fb} - \vec{V}_w)$$

$$\text{where } M_{bw} = \begin{bmatrix} \cos\theta_w & \sin\theta_w & 0 \\ -\sin\theta_w & \cos\theta_w & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$\vec{V}_{fw} = M^* \cdot \vec{V}_o - \vec{V}^*$$

$$\text{where } M^* = \begin{bmatrix} m^*_{11} & m^*_{12} & m^*_{13} \\ m^*_{21} & m^*_{22} & m^*_{23} \\ m^*_{31} & m^*_{32} & m^*_{33} \end{bmatrix} = M_{bw} \cdot M_{gb} \cdot M_{fg}$$

$$\text{and } \vec{V}^* = \begin{bmatrix} v^*_1 \\ v^*_2 \\ v^*_3 \end{bmatrix} = M_{bw} \cdot M_{gb} \cdot \vec{V}_b + M_{bw} \cdot \vec{V}_w$$

The matrix coefficients are:

$$m^*_{11} = \cos\theta_w \cdot \cos\theta_b \cdot \cos\phi_g - \sin\theta_w \cdot \sin\theta_b \cdot \cos\phi_g = \cos(\theta_w + \theta_b) \cdot \cos\phi_g$$

$$m^*_{12} = \cos\theta_w \cdot \sin\theta_b + \sin\theta_w \cdot \cos\theta_b = \sin(\theta_w + \theta_b)$$

$$m^*_{13} = -\cos\theta_w \cdot \cos\theta_b \cdot \sin\phi_g + \sin\theta_w \cdot \sin\theta_b \cdot \sin\phi_g = -\cos(\theta_w + \theta_b) \cdot \sin\phi_g$$

$$m^*_{21} = -\sin\theta_w \cdot \cos\theta_b \cdot \cos\phi_g - \cos\theta_w \cdot \sin\theta_b \cdot \cos\phi_g = -\sin(\theta_w + \theta_b) \cdot \cos\phi_g$$

$$m^*_{22} = -\sin\theta_w \cdot \sin\theta_b + \cos\theta_w \cdot \cos\theta_b = \cos(\theta_w + \theta_b)$$

$$m^*_{23} = \sin\theta_w \cdot \cos\theta_b \cdot \sin\phi_g + \cos\theta_w \cdot \sin\theta_b \cdot \sin\phi_g = \sin(\theta_w + \theta_b) \cdot \sin\phi_g$$

$$m^*_{31} = \sin\phi_g$$

$$m^*_{32} = 0$$

$$m^*_{33} = \cos\phi_g$$

NOTE $(\theta_w + \theta_b)$ is the total angle of rotation of the WEDGE FILTER within the “g” system. Since θ_w is usually confined to one of the four cardinal angles 0° , 90° , 180° or 270° , the evaluation of $\sin(\theta_w + \theta_b)$ and $\cos(\theta_w + \theta_b)$ is relatively simple.

The vector coefficients are:

$$v^*_1 = 0$$

$$v^*_2 = 0$$

$$v^*_3 = Bz + Wz$$

The back transformation equation is:

$$\vec{V}_0 = M^{*-1}(\vec{V}_{fw} + \vec{V}^*)$$

A.3.4 Transformation from the table top system into the WEDGE FILTER system

Let $\vec{V}_0$ be a vector to some point in the table top system. According to A.3.2 and A.3.3 the coordinates of this point in the fixed system are:

$$\vec{V}_{tf} = M^{-1} \cdot (\vec{V}_0 + \vec{V})$$

and in the WEDGE FILTER system:

$$\vec{V}_{tw} = M^* \cdot (M^{-1}(\vec{V}_0 + \vec{V})) - \vec{V}^*$$

A.4 Numerical examples

USERS can verify their own transformation calculations, for example in software development, with the help of the following numerical examples.

A.4.1 Transformation from the mother system into the daughter system

Let the coordinates of the origin of the daughter system in the mother system be $\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 80 \end{bmatrix}$.

Let the coordinates of a point in the mother system be $\begin{bmatrix} 10 \\ -20 \\ 5 \end{bmatrix}$.

If the rotation angle θ around the Z-axis is 30° , the coordinates in the daughter system of this point are:

$$\begin{bmatrix} -1,3 \\ -22,3 \\ -75 \end{bmatrix}$$

A.4.2 Transformation from the daughter system into the mother system

Let the origins of the mother system and the daughter system coincide.

Let the coordinates of a point in the daughter system be $\begin{bmatrix} -30 \\ 15 \\ 0 \end{bmatrix}$.

If the rotation angle φ around the axis Y of the mother system is 70° , then the coordinates of this point in the mother system are:

$$\begin{bmatrix} -10,3 \\ 15 \\ 28,2 \end{bmatrix}$$

A.4.3 Transformation from the fixed system into the table top system

Referring to A.3.2 and with the following assumptions:

$$\bar{V}_0 = \begin{bmatrix} 8 \\ 11 \\ 20 \end{bmatrix} \quad \theta_s = 15^\circ \quad E_y = -70 \quad \theta_e = 40^\circ \quad T_y = 30,$$

the coordinates of $\bar{V}_0$ in the table top system are

$$\begin{bmatrix} 58,6 \\ 23,4 \\ 20 \end{bmatrix}$$

A.4.4 Transformation from the fixed system into the WEDGE FILTER system

Referring to A.3.3 and with the following assumptions:

$$\bar{V}_0 = \begin{bmatrix} 9 \\ 17 \\ -3 \end{bmatrix} \quad \varphi_g = 50^\circ \quad B_z = 100 \quad \theta_b = 12^\circ \quad W_z = -40 \quad \theta_w = 90^\circ,$$

the coordinates of $\bar{V}_0$ in the WEDGE FILTER system are:

$$\begin{bmatrix} 14,9 \\ -11,4 \\ -55,0 \end{bmatrix}$$

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 61217:2011

Annex B (informative)

Coordinate transformations between IEC and DICOM PATIENT coordinates

In order to convert coordinates from the IEC convention to the DICOM convention shown in Figure B.1, a rotation of 90° in the negative direction (ccw) about the x-axis must be performed. The rotation matrix is shown below (see Table A.1):

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \psi p & \sin \psi p \\ 0 & -\sin \psi p & \cos \psi p \end{bmatrix}$$

Where ψp is equal to -90° , the matrix now becomes:

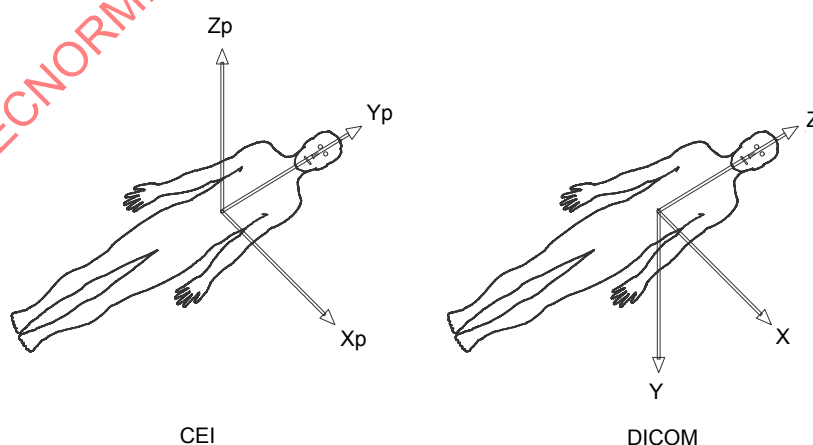
$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}$$

Similarly in order to convert from the DICOM convention to the IEC convention the rotation matrix (see Table A.1) is:

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \psi p & -\sin \psi p \\ 0 & \sin \psi p & \cos \psi p \end{bmatrix}$$

Where ψp is equal to -90° , the matrix becomes:

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix}$$



IEC 2733/11

NOTE If the origins of the IEC and DICOM systems do not coincide, a translational transformation will be necessary also.

Figure B.1 – Coordinate transformations between IEC and DICOM PATIENT coordinates

Bibliography

- [1] IEC 60976:2007, *Medical electrical equipment – Medical electron accelerators – Functional performance characteristics*
- [2] IEC 60977:2008, *Medical electrical equipment – Medical electron accelerators – Guidelines for functional performance characteristics*
- [3] IEC 61168:1993, *Radiotherapy simulators – Functional performance characteristics*
- [4] IEC 61170:1993, *Radiotherapy simulators – Guidelines for functional performance characteristics*
- [5] JOY, A. R. A standard system of coordinates for radiotherapy apparatus. *Physics Medicine and Biology*, 1974; 19 no. 2, 213-219
- [6] ICRU Report no. 42, *Use of computers in external beam radiotherapy procedures with high energy photons and electrons*. Issued 15 December 1987. International Commission on Radiation Units and Measurements. 7910 Woodmont Avenue, Bethesda, Maryland 20814, USA
- [7] SIDDON, R. L., Solution to treatment planning problems using coordinate transformations. *Med. Phys.* 1984; 8 (6), 766-774

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 61217:2011

Index of defined terms

BEAM LIMITING DEVICE (BLD)	IEC/TR 60788:2004, rm-37-28
DELINEATED RADIATION FIELD	IEC 60601-2-29:2008, 201.3.202
DELINEATOR	IEC 60601-2-29:2008, 201.3.203
DISPLAY/DISPLAYED	IEC/TR 60788:2004, rm-84-01+
ELECTRON ACCELERATOR	IEC/TR 60788:2004, rm-23-01+
GAMMA BEAM THERAPY EQUIPMENT	IEC/TR 60788:2004, rm-24-01+
GANTRY	IEC 60601-2-1:2009, 201.3.206
IMAGE RECEPTION AREA	IEC/TR 60788:2004, rm-37-16
IMAGE RECEPTION PLANE	IEC/TR 60788:2004, rm-37-15
IRRADIATION/TO IRRADIATE	IEC/TR 60788:2004, rm-12-09+
ISOCENTRE/ISOCENTRIC	IEC/TR 60788:2004, rm-37-32+
LIGHT FIELD	IEC/TR 60788:2004, rm-37-09
MANUFACTURER	IEC 60601-1:2005, 3.55
MEDICAL ELECTRICAL EQUIPMENT (ME EQUIPMENT)	IEC 60601-1:2005, 3.63
MOVING BEAM RADIOTHERAPY	IEC 60601-2-1:2009, 201.3.211
NORMAL TREATMENT DISTANCE (NTD)	IEC 60601-2-1:2009, 201.3.213
OPERATOR	IEC/TR 60788:2004, rm-85-02
PATIENT SUPPORT	IEC 60601-2-1:2009, 201.3.215
PATIENT	IEC 60601-1:2005, 3.76
RADIATION	IEC/TR 60788:2004, rm-11-01
RADIATION BEAM	IEC/TR 60788:2004, rm-37-05
RADIATION BEAM AXIS	IEC/TR 60788:2004, rm-37-06
RADIATION FIELD	IEC/TR 60788:2004, rm-37-07
RADIATION HEAD	IEC/TR 60788:2004, rm-20-06
RADIATION SOURCE	IEC/TR 60788:2004, rm-20-01
RADIOGRAPHIC CASSETTE	IEC/TR 60788:2004, rm-35-14
RADIOGRAPHIC CASSETTE HOLDER	IEC/TR 60788:2004, rm-35-18
RADIOGRAPHIC FILM	IEC/TR 60788:2004, rm-32-32
RADIOTHERAPY SIMULATOR (SIMULATOR)	IEC 60601-2-29:2008, 201.3.204
RADIOTHERAPY TREATMENT PLANNING SYSTEM (RTPS)	IEC 62083:2009, 3.1.6
RADIOTHERAPY	IEC/TR 60788:2004, rm-40-05
SIMULATOR (RADIOTHERAPY SIMULATOR)	IEC 60601-2-29:2008, 201.3.204
TELERADIOTHERAPY	IEC/TR 60788:2004, rm-42-23
TREATMENT	IEC 60601-2-11:1997, 2.118
TREATMENT PLANNING	IEC 62083:2009, 3.1.9
TREATMENT ROOM	IEC/TR 60788:2004, rm-20-23
USER	IEC/TR 60788:2004, rm-85-01
WEDGE FILTER	IEC/TR 60788:2004, rm-35-10
X-RAY IMAGE RECEPTOR	IEC/TR 60788:2004, rm-32-29
X-RAY TUBE	IEC 60601-1-3:2008, 3.83

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 61217:2017

SOMMAIRE

AVANT-PROPOS.....	72
INTRODUCTION.....	74
1 Domaine d'application et objet.....	76
2 Références normatives.....	76
3 Systèmes de coordonnées.....	76
3.1 Généralités.....	76
3.2 Règles générales	77
3.3 Système fixe de référence – Système «f» (Figure 1a).....	79
3.4 Système de coordonnées du SUPPORT – Système «g» (Figure 4).....	79
3.5 Système de coordonnées du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU ou du DÉLINÉATEUR – Système «b» (Figure 5)	79
3.6 Système de coordonnées du FILTRE EN COIN – Système «w» (Figure 7)	79
3.7 Système de coordonnées du RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE – Système «r» (Figures 6 et 8).....	80
3.8 Système de coordonnées du SUPPORT du PATIENT – Système «s» (Figure 9)	81
3.9 Système de coordonnées pour une rotation excentrique du plateau de la table – Système «e» (Figures 10 et 11)	81
3.10 Système de coordonnées du plateau de la table ("t") (Figures 10, 11, 18 et 19)	82
3.11 Système de coordonnées du PATIENT ("p") (Figures 17a et 17b)	83
3.12 Système de coordonnées de l'imageur («i») et système de coordonnées de focalisation («o»).....	83
3.12.1 Généralités.....	83
3.12.2 Système de coordonnées de l'imageur («i»)	84
3.12.3 Système de coordonnées de focalisation («o»).....	84
4 Identification des échelles et AFFICHAGES numériques.....	85
5 Dénomination des mouvements des APPAREILS EM.....	86
6 Positions zéro des APPAREILS EM	87
7 Liste des échelles, graduations, directions et AFFICHAGES	87
7.1 Généralités.....	87
7.2 Rotation du SUPPORT (Figures 14a et 14b).....	87
7.3 Rotation du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU ou du DÉLINÉATEUR (Figures 15a et 15b).....	87
7.4 Rotation du FILTRE EN COIN (Figures 7 et 14a).....	88
7.5 CHAMP DE RAYONNEMENT ou CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ.....	88
7.5.1 Généralités.....	88
7.5.2 Bords du CHAMP DE RAYONNEMENT ou du CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ (Figure 16a).....	88
7.5.3 AFFICHAGE du CHAMP DE RAYONNEMENT ou du CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ (Figures 16a à 16k)	89
7.6 Rotation isocentrique du SUPPORT DU PATIENT	91
7.7 Rotation excentrique du plateau de la table	91
7.8 Déplacements linéaires et angulaires du plateau de la table.....	91
7.8.1 Déplacement vertical du plateau de la table.....	91
7.8.2 Déplacement longitudinal du plateau de la table	91
7.8.3 Déplacement latéral du plateau de la table	91
7.8.4 Basculement du plateau de la table	92

7.8.5	Rotation du plateau de la table	92
7.9	Déplacements du RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE	92
7.9.1	Rotation du RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE	92
7.9.2	Déplacement radial entre la SOURCE DE RAYONNEMENT et le RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE (DSI)	92
7.9.3	Déplacement radial entre RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE et ISOCENTRE	92
7.9.4	Déplacement longitudinal du RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE	93
7.9.5	Déplacement latéral du RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE	93
7.10	Autres échelles	93
Annexe A (informative) Exemples de transformations de coordonnées entre les systèmes de coordonnées individuels		125
Annexe B (informative) Transformations des coordonnées entre les systèmes PATIENT CEI et DICOM		132
Bibliographie		133
Index des termes définis		134
Figure 1a – Systèmes de coordonnées pour un APPAREIL DE RADIOTHÉRAPIE isocentrique (voir 3.1) avec toutes les positions angulaires à zéro		95
Figure 1b – Translation de l'origine I_d le long de X_m , Y_m , Z_m et rotation autour de l'axe Z_d , qui est parallèle à Z_m (voir 3.2d))		96
Figure 1c – Translation de l'origine I_d le long de X_m , Y_m , Z_m et rotation autour de l'axe Y_d , qui est parallèle à Y_m (voir 3.2d))		96
Figure 2 – Système de coordonnées direct XYZ ascendant (représentation en perspective) montrant les directions de rotation positive ψ , ϕ , θ , des systèmes descendants (voir 3.2a))		97
Figure 3 – Structure hiérarchique des systèmes de coordonnées (voir 3.2c) et 3.2e))		98
Figure 4 – Rotation ($\phi_g = 15^\circ$) du système de coordonnées du SUPPORT X_g , Y_g , Z_g dans le système fixe de coordonnées X_f , Y_f , Z_f (voir 3.4))		99
Figure 5 – Rotation ($\theta_b = 15^\circ$) du système de coordonnées du DISPOSITIF DE LIMITATION du FAISCEAU ou du DÉLINÉATEUR X_b , Y_b , Z_b dans le système de coordonnées du SUPPORT X_g , Y_g , Z_g , et rotation résultante du CHAMP DE RAYONNEMENT ou du CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ de dimensions F_X et F_Y (voir 3.5))		100
Figure 6 – Déplacement de l'origine I_r du système de coordonnées du RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE (type amplificateur de brillance) dans le système de coordonnées du SUPPORT, de $R_x = -8$, $R_y = +10$, $R_z = -40$ (voir 3.7))		101
Figure 7 – Rotation ($\theta_w = 270^\circ$) et translation du système de coordonnées du FILTRE EN COIN X_w , Y_w , Z_w dans le système de coordonnées du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU X_b , Y_b , Z_b , le système de coordonnées du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU ayant tourné d'un angle $\theta_b = 345^\circ$ (voir 3.6))		102
Figure 8 – Rotation ($\theta_r = 90^\circ$) et déplacement du système de coordonnées X_r , Y_r , Z_r du RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE dans le système de coordonnées du SUPPORT X_g , Y_g , Z_g (voir 3.7))		103
Figure 9 – Rotation ($\theta_s = 345^\circ$) du système de coordonnées X_s , Y_s , Z_s du SUPPORT DU PATIENT dans le système de coordonnées fixe X_f , Y_f , Z_f (voir 3.8))		104
Figure 10 – Rotation de θ_e du système de coordonnées excentrique du plateau de la table dans le système de coordonnées du SUPPORT DU PATIENT, qui est lui-même tourné d'un angle de θ_s dans le système fixe de coordonnées, avec $\theta_e = 360^\circ - \theta_s$ (voir 3.9 et 3.10))		105
Figure 11a – Plateau de la table abaissé sous l'ISOCENTRE de $T_z = -20$ cm (voir 3.9 et 3.10))		105

Figure 11b – Déplacement du système de coordonnées du plateau de la table de $T_x = + 5$, $T_y = L_e + 10$ dans le système de coordonnées du SUPPORT DU PATIENT X_s , Y_s , Z_s , qui est tourné de $\theta_s = 330^\circ$ dans le système de coordonnées fixe X_f , Y_f , Z_f (voir 3.9 et 3.10).....	106
Figure 11c – Rotation du système de coordonnées du plateau de la table de $\theta_e = 30^\circ$ dans le système de coordonnées excentrique. Le SUPPORT DU PATIENT est tourné de $\theta_s = 330^\circ$ dans le système de coordonnées fixe, $T_x = 0$, $T_y = L_e$ (voir 3.9 et 3.10)	106
Figure 12a – Exemple d'échelle pour le DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU, index fixé au système ascendant (SUPPORT), et échelle fixée au système descendant (DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU), représenté vu de l'ISOCENTRE (voir 3.2f)2) et Article 4).....	107
Figure 12b – Exemple d'échelle pour le DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU, index fixé au système descendant (DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU), et échelle fixée au système ascendant (SUPPORT), représenté vu de l'ISOCENTRE (voir 3.2f)2) et Article 4)	108
Figure 12c – Exemples d'échelles (voir Article 4).....	108
Figure 13a – SUPPORT tournant (adapté de la CEI 60601-2-1) avec identification des axes 1 à 8, des directions 9 à 13, et des dimensions 14 et 15 (voir Article 5).....	109
Figure 13b – SIMULATEUR DE RADIOTHÉRAPIE ISOCENTRIQUE OU APPAREIL DE TÉLÉRADIOTHÉRAPIE, avec identification des axes 1; 4 à 6; 19, des directions 9 à 12; 16 à 18 et des dimensions 14; 15 (voir Article 5)	110
Figure 13c – Vue depuis la source de rayonnement d'un champ de rayonnement de téléradiothérapie ou d'un champ de rayonnement délinéé d'un simulateur de radiothérapie (voir Article 5)	111
Figure 14a – Exemple d'un APPAREIL DE TÉLÉRADIOTHÉRAPIE ISOCENTRIQUE (voir 7.2 et 7.4).....	112
Figure 14b – Exemple de SIMULATEUR DE RADIOTHÉRAPIE ISOCENTRIQUE (voir 7.2)	113
Figure 15a – CHAMP DE RAYONNEMENT ($F_X \times F_Y$) à la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT, rectangulaire et symétrique, tourné de $\theta_b = 30^\circ$, vu d'un point situé en dessous de l'ISOCENTRE en regardant vers la SOURCE DE RAYONNEMENT (voir 7.3)	114
Figure 15b – Même CHAMP DE RAYONNEMENT ($F_X \times F_Y$) à la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT, rectangulaire et symétrique, tourné de $\theta_b = 30^\circ$, vu depuis la SOURCE DE RAYONNEMENT (voir 7.3)	114
Figure 16a – CHAMP DE RAYONNEMENT OU CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ rectangulaire et symétrique, vu depuis la SOURCE DE RAYONNEMENT (voir 7.5).....	115
Figure 16b – CHAMP DE RAYONNEMENT OU CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ rectangulaire et asymétrique selon Y_b , vu depuis la SOURCE DE RAYONNEMENT (voir 7.5)	115
Figure 16c – CHAMP DE RAYONNEMENT OU CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ rectangulaire et asymétrique selon X_b , vu depuis la SOURCE DE RAYONNEMENT (voir 7.5)	116
Figure 16d – CHAMP DE RAYONNEMENT OU CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ rectangulaire et asymétrique en X_b et Y_b , vu depuis la SOURCE DE RAYONNEMENT (voir 7.5)	116
Figure 16e – CHAMP DE RAYONNEMENT rectangulaire et symétrique, tourné d'un angle $\theta_b = 30^\circ$, vu depuis la SOURCE DE RAYONNEMENT (voir 7.5)	117
Figure 16f – CHAMP DE RAYONNEMENT rectangulaire et asymétrique selon Y_b , tourné d'un angle $\theta_b = 30^\circ$, vu depuis la SOURCE DE RAYONNEMENT (voir 7.5)	117
Figure 16g – CHAMP DE RAYONNEMENT rectangulaire et asymétrique selon X_b , tourné d'un angle $\theta_b = 30^\circ$, vu depuis la SOURCE DE RAYONNEMENT (voir 7.5)	118
Figure 16h – CHAMP DE RAYONNEMENT rectangulaire et asymétrique selon X_b et Y_b , et tourné d'un angle $\theta_b = 30^\circ$, vu depuis la SOURCE DE RAYONNEMENT (voir 7.5).....	119
Figure 16i – CHAMP DE RAYONNEMENT irrégulier multi-éléments (multi-lames) d'un seul tenant, vu depuis la SOURCE DE RAYONNEMENT, avec déplacement des éléments selon la direction X_b (voir 7.5)	120
Figure 16j – CHAMP DE RAYONNEMENT irrégulier multi-éléments (multi-lames) en deux parties, vu depuis la SOURCE DE RAYONNEMENT, avec déplacement des éléments selon la direction X_b (voir 7.5)	121

Figure 16k – CHAMP DE RAYONNEMENT irrégulier multi-éléments (multi-lames) d'un seul tenant, vu depuis la SOURCE DE RAYONNEMENT, avec déplacement des éléments selon la direction Yb (voir 7.5)	122
Figure 17a – Système de coordonnées du PATIENT (le PATIENT est sur le dos).....	123
Figure 17b – Rotation du système de coordonnées du PATIENT	123
Figure 18 – Basculement du système de coordonnées du plateau de la table Xt, Yt, Zt (voir 3.10 et 7.8.4)	124
Figure 19 – Rotation du système de coordonnées du plateau de la table Xt, Yt, Zt (voir 3.10 et 7.8.5)	124
Figure B.1 – Transformations des coordonnées entre les systèmes PATIENT CEI et DICOM	132
Tableau 1 – Dénomination des mouvements des APPAREILS EM.....	86
Tableau 2 – Systèmes de coordonnées individuels	93
Tableau A.1 – Matrices de rotation	126

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 61217:2011

COMMISSION ÉLECTROTECHNIQUE INTERNATIONALE

APPAREILS UTILISÉS EN RADIOTHÉRAPIE – COORDONNÉES, MOUVEMENTS ET ÉCHELLES

AVANT-PROPOS

- 1) La Commission Electrotechnique Internationale (CEI) est une organisation mondiale de normalisation composée de l'ensemble des comités électrotechniques nationaux (Comités nationaux de la CEI). La CEI a pour objet de favoriser la coopération internationale pour toutes les questions de normalisation dans les domaines de l'électricité et de l'électronique. A cet effet, la CEI – entre autres activités – publie des Normes internationales, des Spécifications techniques, des Rapports techniques, des Spécifications accessibles au public (PAS) et des Guides (ci-après dénommés "Publication(s) de la CEI"). Leur élaboration est confiée à des comités d'études, aux travaux desquels tout Comité national intéressé par le sujet traité peut participer. Les organisations internationales, gouvernementales et non gouvernementales, en liaison avec la CEI, participent également aux travaux. La CEI collabore étroitement avec l'Organisation Internationale de Normalisation (ISO), selon des conditions fixées par accord entre les deux organisations.
- 2) Les décisions ou accords officiels de la CEI concernant les questions techniques représentent, dans la mesure du possible, un accord international sur les sujets étudiés, étant donné que les Comités nationaux de la CEI intéressés sont représentés dans chaque comité d'études.
- 3) Les Publications de la CEI se présentent sous la forme de recommandations internationales et sont agréées comme telles par les Comités nationaux de la CEI. Tous les efforts raisonnables sont entrepris afin que la CEI s'assure de l'exactitude du contenu technique de ses publications; la CEI 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 la CEI s'engagent, dans toute la mesure possible, à appliquer de façon transparente les Publications de la CEI dans leurs publications nationales et régionales. Toutes divergences entre toutes Publications de la CEI et toutes publications nationales ou régionales correspondantes doivent être indiquées en termes clairs dans ces dernières.
- 5) La CEI 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 la CEI. La CEI 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 la CEI, 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 la CEI, 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 la CEI ou de toute autre Publication de la CEI, 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 la CEI peuvent faire l'objet de droits de brevet. La CEI ne saurait être tenue pour responsable de ne pas avoir identifié de tels droits de brevets et de ne pas avoir signalé leur existence.

La Norme internationale CEI 61217 a été établie par le sous-comité 62C: Appareils de radiothérapie, de médecine nucléaire et de dosimétrie du rayonnement, du comité d'études 62 de la CEI: Equipements électriques dans la pratique médicale.

Cette seconde édition annule et remplace la première édition, publiée en 1996, l'amendement 1 publié en 2000, et l'amendement 2 publié en 2007. Cette édition constitue une révision technique visant à inclure les systèmes de coordonnées imageur et de focalisation. Ils sont définis dans le paragraphe 3.12. En dehors de ce paragraphe, les modifications se limitent à l'inclusion de ces nouveau systèmes de coordonnées.

Le texte de cette norme particulière est issu des documents suivants:

FDIS	Rapport de vote
62C/530/FDIS	62C/539/RVD

Le rapport de vote indiqué dans le tableau ci-dessus donne toute information sur le vote ayant abouti à l'approbation de cette norme.

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

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

- Exigences et définitions: caractères romains.
- *Modalités d'essais: caractères italiques.*
- Indications de nature informative apparaissant hors des tableaux, comme les notes, les exemples et les références: petits caractères romains. Le texte normatif à l'intérieur des tableaux est également en petits caractères.
- TERMES UTILISÉS DANS LA PRÉSENTE NORME, QUI SONT ÉNUMÉRÉS DANS L'INDEX DES TERMES DÉFINIS: PETITES MAJUSCULES.

Les formes verbales utilisées dans la présente norme sont conformes à l'usage donné à l'Annexe H des Directives ISO/CEI, 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.

Le comité a décidé que le contenu de cette publication ne sera pas modifié avant la date de stabilité indiquée sur le site web de la CEI 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.

INTRODUCTION

La RADIOTHÉRAPIE est pratiquée dans des centres médicaux disposant de divers APPAREILS EM fournis par différents FABRICANTS et habituellement réunis dans un même service de RADIOTHÉRAPIE. Pour établir un plan de TRAITEMENT, simuler le TRAITEMENT, positionner le PATIENT et orienter le FAISCEAU DE RAYONNEMENT, ces APPAREILS EM peuvent être réglés à diverses positions angulaires et linéaires et, dans le cas de la RADIOTHÉRAPIE CINÉTIQUE, ils peuvent être mis en rotation ou translation pendant l'IRRADIATION du PATIENT. Il est essentiel que les prescriptions concernant la position du PATIENT, les dimensions, directions et qualités du FAISCEAU DE RAYONNEMENT définies par le plan de traitement, puissent être réalisées ou modifiées sur les APPAREILS de radiothérapie suivant des programmes déterminés, avec précision et sans erreur d'interprétation. Une identification normalisée et la mise à l'échelle des coordonnées sont nécessaires pour les APPAREILS EM utilisés en RADIOTHÉRAPIE, y compris les SIMULATEURS DE RADIOTHÉRAPIE et les APPAREILS EM utilisés pour prendre des images pendant ou en liaison avec la RADIOTHÉRAPIE, puisque des différences de marquages et d'échelles pour des mouvements similaires sur les différents types d'APPAREILS EM utilisés dans un même service peuvent multiplier les risques d'erreur. De plus, il convient que les données obtenues par les APPAREILS EM utilisés pour définir la position du volume tumoral, tels que ceux utilisant les ultrasons, le rayonnement X, la tomодensitométrie et l'IRM, soient transmises au système de planification du traitement sous une forme compatible avec le système de coordonnées utilisé en RADIOTHÉRAPIE. Des systèmes de coordonnées pour les paramètres géométriques individuels sont nécessaires pour faciliter la transformation mathématique des points et vecteurs d'un système de coordonnées à un autre.

Un objectif de la présente norme est d'éviter toute ambiguïté, confusion ou erreur qui pourrait se produire en utilisant divers types d'APPAREILS EM. De ce fait, elle s'applique à tout type d'APPAREILS EM de TÉLÉRADIOTHÉRAPIE, aux SIMULATEURS DE RADIOTHÉRAPIE, aux informations provenant d'APPAREILS EM de diagnostic et utilisées en RADIOTHÉRAPIE, aux appareils de vérification et d'enregistrement, ainsi qu'aux données utilisées pour l'établissement des PLANS DE TRAITEMENT.

La dénomination des mouvements utilise les termes définis répertoriés dans la CEI/TR 60788:2004 et dans la CEI 60601-2-1 et de la CEI 60601-2-29 (voir index des termes définis).

La présente norme ne fait pas partie de la série CEI 60601 des normes de sécurité. Elle ne constitue pas un code de sécurité et elle ne contient pas d'exigences de performances. Les présentes exigences n'apparaîtront donc pas dans les éditions futures de la série CEI 60601-2, qui traite exclusivement des exigences de sécurité.

La CEI 60601-2-1, la CEI 60601-2-11, la CEI 60601-2-29, la CEI 60976, la CEI 60977, la CEI 61168 et la CEI 61170 contiennent des conventions concernant les mouvements et les échelles des APPAREILS EM. Quelques modifications et additions ont été introduites dans la présente norme.

L'un des intérêts essentiels d'un système de coordonnées normalisé est de contribuer à la sécurité dans l'établissement des PLANS DE TRAITEMENT en RADIOTHÉRAPIE. Les exemples d'échelles qui sont donnés dans cette norme sont cohérents avec les systèmes de coordonnées qui y sont décrits. Les UTILISATEURS peuvent utiliser d'autres conventions pour les échelles. Il est escompté que les FABRICANTS utiliseront normalement pour les nouveaux APPAREILS EM les conventions d'échelles de cette norme.

Il est prévu que des modifications à venir puissent prendre en considération ce qui suit:

- SIMULATEURS DE RADIOTHÉRAPIE en trois dimensions;
- SIMULATEURS DE RADIOTHÉRAPIE de type tomодensitomètres.

L'amendement 2, publié en 2007, avait élargi la rotation des dispositifs de support du PATIENT autour de l'axe Z du système de coordonnées fixe CEI à deux rotations supplémentaires –

rotation autour de l'axe longitudinal du PATIENT et basculement autour de l'axe transversal du patient.

L'utilisation des deux nouveaux degrés de liberté supplémentaires (basculement et rotation) généralise le système de coordonnées de façon à ce qu'il comprenne systématiquement 3 rotations et 3 translations, garantissant ainsi 6 degrés de liberté de manière systématique. Les dispositifs de support du patient modernes ayant 6 degrés de liberté peuvent utiliser une combinaison de translation et de rotation pour obtenir le même résultat que la rotation excentrique du plateau de la table. Lors des modifications des données de position de la table utilisant les nouveaux systèmes CEI, la définition des rotations isocentriques est suffisante pour transférer toutes les informations relatives au traitement. Le système de coordonnées excentrique du plateau de la table est néanmoins maintenu pour une compatibilité ascendante.

NOTE Il est assez courant dans la thérapie par protons d'utiliser une chaise de traitement, où le PATIENT peut subir des rotations et des basculements pendant que la ligne du faisceau a une direction fixe.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 61217:2011

APPAREILS UTILISÉS EN RADIOTHÉRAPIE – COORDONNÉES, MOUVEMENTS ET ÉCHELLES

1 Domaine d'application et objet

La présente Norme internationale est applicable aux appareils et aux données ayant trait aux opérations de TÉLÉRADIOTHÉRAPIE, ce qui comprend les images numérisées du PATIENT utilisées dans les SYSTÈMES DE PLANIFICATION DES TRAITEMENTS DE RADIOTHÉRAPIE, les SIMULATEURS DE RADIOTHÉRAPIE, les ÉQUIPEMENTS DE GAMMATHÉRAPIE isocentriques, les ACCÉLÉRATEURS médicaux D'ÉLECTRONS isocentriques et, quand cela est applicable, les appareils non isocentriques.

L'objet de cette norme est de définir des systèmes de coordonnées cohérents qui sont à utiliser tout au long des opérations de TÉLÉRADIOTHÉRAPIE, de définir les graduations des échelles de mesure (là où elles sont prévues), de définir les mouvements des APPAREILS EM utilisés dans ces opérations, et de faciliter les contrôles informatiques lorsqu'ils sont utilisés.

2 Références normatives

Les documents de référence suivants sont indispensables pour l'application du présent document. Pour les références datées, seule l'édition citée s'applique. Pour les références non datées, la dernière édition du document de référence s'applique (y compris les éventuels amendements).

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

CEI 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 appareils à rayonnement X de diagnostic*

CEI 60601-2-1:2009, *Appareils électromédicaux – Partie 2-1: Exigences particulières de sécurité de base et de performances essentielles pour les accélérateurs d'électrons dans la gamme de 1 MeV à 50 MeV*

CEI 60601-2-14:1997, *Appareils électromédicaux – Partie 2: Règles particulières de sécurité pour les appareils de gammathérapie*

CEI 60601-2-29:2008, *Appareils électromédicaux – Partie 2-29: Exigences particulières pour la sécurité de base et les performances essentielles des simulateurs de radiothérapie*

CEI 60788:2004, *Medical electrical equipment – Glossary of defined terms* (disponible en anglais seulement)

CEI 62083:2009, *Appareils électromédicaux – Exigences de sécurité pour les systèmes de planification de traitement en radiothérapie*

3 Systèmes de coordonnées

3.1 Généralités

Un système de coordonnées individuel est affecté à chaque élément principal d'un APPAREIL EM ayant la possibilité de se déplacer par rapport à un autre élément, comme il est indiqué

sur la Figure 1a et résumé dans le Tableau 1. De plus, un système fixe de référence est défini. Chaque partie principale (par exemple le SUPPORT, la TÊTE RADIOGÈNE) demeure toujours stationnaire dans son propre système de coordonnées.

Sur les Figures 1a, 14a et 14b sont représentées des vues en perspective d'un ACCÉLÉRATEUR médical D'ÉLECTRONS ISOCENTRIQUE et d'un SIMULATEUR DE RADIOTHÉRAPIE. Plusieurs Figures (1a, 14a et 14b) comportent des vues en perspective des systèmes de coordonnées. Sur ces figures, une flèche elliptique (vue en perspective) autour de l'axe d'un système de coordonnées, représente toujours une rotation de ce système de coordonnées autour de cet axe dans le sens horaire lorsqu'on le regarde à partir de son origine dans le sens des valeurs croissantes.

NOTE Dans la description suivante des systèmes de coordonnées individuels, il est parfois fait mention de rotations dans le sens antihoraire (ccw, *counter-clockwise*), lorsque l'axe de rotation n'est pas vu depuis l'origine du système de coordonnées individuel concerné.

Les définitions des systèmes de coordonnées qui sont données dans les paragraphes suivants permettent des transformations mathématiques (rotation et/ou translation) des coordonnées d'un système vers n'importe quel autre système de coordonnées. Voir l'Annexe A qui donne des exemples de telles transformations de coordonnées.

3.2 Règles générales

Les exigences suivantes s'appliquent:

- a) Tous les systèmes de coordonnées sont des systèmes cartésiens directs. Les valeurs croissantes des déplacements angulaires et linéaires entre les systèmes sont indiquées à la Figure 2. Lorsque tous les angles des systèmes de coordonnées sont à zéro, tous les axes Z des systèmes de coordonnées sont dirigés verticalement vers le haut.
- b) Les axes de coordonnées sont identifiés par une lettre majuscule suivie d'une lettre minuscule identifiant le système de coordonnées dont ils font partie.
- c) Les divers systèmes de coordonnées sont organisés hiérarchiquement en ce sens que chaque système dérive d'un autre (organisation parentale). L'origine commune est le système fixe de référence. La Figure 3 et le Tableau 2 montrent cette structure hiérarchique qui est divisée en deux sous-ensembles, l'un relatif au SUPPORT, l'autre relatif au SUPPORT DU PATIENT.
- d) La position et l'orientation de chaque système de coordonnées descendant (d) sont reliées au système de coordonnées de son système ascendant (m) par translation de son origine Id le long d'un, de deux ou de trois axes du système ascendant, puis par rotation du système descendant autour de l'un des axes translatés du système descendant.

NOTE 1 Le déplacement mécanique d'éléments de l'APPAREIL EM peut se faire dans un ordre différent, dans la mesure où ces éléments de l'APPAREIL EM se retrouvent finalement dans la même position et la même orientation que si l'on avait suivi l'ordre indiqué.

Les Figures 1b et 1c montrent des exemples de translation d'un système descendant d'origine Id le long des axes de coordonnées Xm, Ym, Zm du système ascendant.

La Figure 1b montre la translation de l'origine Id le long de Xm, Ym, Zm et la rotation autour de l'axe Zd qui est parallèle à Zm.

La Figure 1c montre la translation de l'origine Id le long de Xm, Ym, Zm et la rotation autour de l'axe Yd qui est parallèle à Ym.

EXEMPLE Le système de coordonnées du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU est dérivé de celui du SUPPORT, et ce dernier est dérivé du système fixe. Ainsi, une rotation du système du SUPPORT entraîne une rotation analogue des axes de coordonnées du système de coordonnées du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU par rapport au système fixe, et l'origine du système de coordonnées du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU (position de la SOURCE DE RAYONNEMENT) est déplacée par rapport au système fixe (dans l'espace).

- e) La position d'un point dans un système peut ainsi être définie dans les coordonnées du système ascendant immédiat ou dans le système descendant immédiat en utilisant une

transformation de coordonnées, voir la Figure 3 et l'Annexe A. Par exemple, il est ainsi possible de calculer, pour un point dont la position est donnée dans le système du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU, ses coordonnées dans le système du plateau de la table par application de transformations de coordonnées successives (rotations et translations de l'origine, tel que défini en 3.2d)), en remontant d'abord au système fixe (c'est-à-dire du système du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU au système du SUPPORT, puis au système fixe), et de là en redescendant au système du plateau de la table (c'est-à-dire du système fixe au système du SUPPORT DU PATIENT, au système de rotation excentrique du plateau de la table, s'il existe, puis au système du plateau de la table). De telles transformations de coordonnées peuvent considérablement faciliter la solution de problèmes géométriques complexes rencontrés dans le calcul des plans de traitement, et peuvent aussi réduire les erreurs dans la mise en position des APPAREILS EM.

f) Notations

- 1) Les majuscules sont utilisées pour identifier les axes de coordonnées, et les minuscules sont utilisées pour identifier les systèmes de coordonnées.

EXEMPLE Yg est l'axe y du système de coordonnées du SUPPORT.

- 2) La rotation d'un système de coordonnées par rapport à son système ascendant, autour de l'un de ses propres axes, est décrite par l'angle de rotation qui identifie l'axe autour duquel la rotation s'effectue (ψ autour de X, ϕ autour de Y, et θ autour de Z) et par une minuscule identifiant le système de coordonnées affecté par cette rotation.

EXEMPLE $\theta_b = 30^\circ$ signifie une rotation du système «b» par rapport au système «g», d'un angle de 30° (dans le sens horaire vu depuis l'ISOCENTRE) autour de l'axe Zb du système «b» (voir Figures 12a, 12b et aussi Figure 5, où $\theta_b = 15^\circ$).

- 3) La position linéaire de l'origine d'un système de coordonnées dans son système ascendant est décrite par une lettre majuscule désignant le système de coordonnées descendant et par l'indication de l'axe de coordonnées du système ascendant le long duquel il est situé.

EXEMPLE Ry = (valeur numérique) donne la position de l'origine du système de coordonnées du RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE le long de l'axe de coordonnées Yg (de son système ascendant).

- 4) Pour un dispositif mobile donné qui n'a pas de système de coordonnées propre, sa position à l'intérieur du système dans lequel il se déplace est décrite par une majuscule désignant le dispositif en mouvement et par une minuscule désignant l'axe de coordonnées du système de coordonnées, le long duquel il se déplace.

EXEMPLE X1 [Xb] = (valeur numérique) est la position du bord X1 du CHAMP DE RAYONNEMENT ou du CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ le long de l'axe Xb du système du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU.

NOTE 2 Si un dispositif peut se déplacer le long d'un seul axe de coordonnées, il n'est pas nécessaire de mentionner cet axe. Ainsi, pour l'exemple ci-dessus, X1 = (valeur numérique) est suffisant.

- 5) La position d'un point dans un système de coordonnées est donnée par les valeurs numériques sur chacun des axes de coordonnées de ce système.

EXEMPLE Coordonnées d'un point dans le système du RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE
 $x_r = +20$ cm
 $y_r = -10$ cm
 $z_r = 0$ cm

- g) Pour les transformations en rotation impliquant plus d'une rotation, il est nécessaire que la séquence des rotations soit toujours la même. Si la séquence de rotations varie, la matrice de transformation qui en résulte et l'orientation des axes seront différentes.

La séquence d'application de ces rotations est la séquence dans laquelle ces rotations sont décrites à l'Article 3 de cette norme.

NOTE 3 $M_{ab}^{-1} = M_{ba}$ (voir A.1).

3.3 Système fixe de référence – Système «f» (Figure 1a)

Le système de coordonnées fixe «f» est immobile dans l'espace. Il est défini par un axe de coordonnées Y_f horizontal dirigé de l'ISOCENTRE vers le SUPPORT, par un axe de coordonnées Z_f vertical dirigé vers le haut, et par un axe de coordonnées X_f , perpendiculaire à Y_f et Z_f , et dirigé vers la droite en regardant vers le SUPPORT. Pour les APPAREILS ISOCENTRIQUES, l'origine I_f est l'ISOCENTRE I_o et, de ce fait, Y_f est confondu avec l'axe de rotation du SUPPORT.

3.4 Système de coordonnées du SUPPORT – Système «g» (Figure 4)

Le système de coordonnées «g» est solidaire du SUPPORT, et son système ascendant est le système «f». Son origine I_g est l'ISOCENTRE. Son axe de coordonnées Z_g passe par la SOURCE DE RAYONNEMENT, et est dirigé vers elle. Les axes de coordonnées Y_g et Y_f coïncident.

Le système «g» est dans la position angulaire zéro lorsqu'il coïncide avec le système «f».

La rotation du système «g» correspond à la rotation des axes de coordonnées X_g , Z_g d'un angle ϕ_g autour de l'axe Y_g (et donc autour de l'axe Y_f du système «f»).

Un accroissement de la valeur de l'angle ϕ_g correspond à une rotation du SUPPORT dans le sens horaire, en regardant dans la direction de l'axe horizontal Y_f vers le SUPPORT depuis l'ISOCENTRE.

3.5 Système de coordonnées du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU ou du DÉLINÉATEUR – Système «b» (Figure 5)

Le système de coordonnées «b» est solidaire du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU ou du DÉLINÉATEUR, et son système ascendant est le système «g». Son origine I_b est la SOURCE DE RAYONNEMENT. Son axe de coordonnées Z_b coïncide avec l'axe Z_g , et est dirigé dans la même direction. Les bords X_1 , X_2 , Y_1 et Y_2 du CHAMP DE RAYONNEMENT ou du CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ sont perpendiculaires aux axes de coordonnées X_b et Y_b correspondants (voir 7.5).

NOTE Les positions des bords du CHAMP DE RAYONNEMENT sont définies dans le système de coordonnées. Ce ne sont pas les bords du CHAMP DE RAYONNEMENT qui définissent le système de coordonnées.

Pour les APPAREILS EM ayant une distance SOURCE DE RAYONNEMENT-ISOCENTRE variable (par exemple certains SIMULATEURS DE RADIOTHÉRAPIE), ce déplacement (variation de DSA) correspond à un déplacement linéaire du système de coordonnées «b» le long de l'axe Z_g de son système de coordonnées ascendant (système «g»).

Le système «b» est à la position angulaire zéro lorsque les axes de coordonnées X_b , Y_b sont parallèles aux axes correspondants X_g , Y_g et dirigés dans la même direction.

La rotation du système «b» correspond à la rotation des axes de coordonnées X_b et Y_b autour de l'axe Z_b (et donc autour de l'axe Z_g du système «g») d'un angle θ_b .

Un accroissement de la valeur de l'angle θ_b correspond à une rotation dans le sens horaire du CHAMP DE RAYONNEMENT ou du CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ en regardant vers la SOURCE DE RAYONNEMENT depuis l'ISOCENTRE (voir Figures 15a, 15b).

3.6 Système de coordonnées du FILTRE EN COIN – Système «w» (Figure 7)

Le système de coordonnées «w» est solidaire du FILTRE EN COIN, et son système ascendant est le système «b». Son origine, I_w , est un point fixe tel que l'axe de coordonnées Y_w est dirigé vers le bord mince du FILTRE EN COIN et que, dans sa position zéro, l'axe Z_w passe par la SOURCE DE RAYONNEMENT, coïncide avec l'axe Z_b et est dirigé dans la même direction que l'axe Z_b .

NOTE 1 Le FABRICANT ou l'UTILISATEUR peut choisir la position de l_w en fonction de la conception du DISPOSITIF DU FILTRE EN COIN. Par exemple, il est possible de définir l_w comme étant à l'intersection de l'axe Z_w avec l'une des surfaces du FILTRE EN COIN.

A la position angulaire zéro du système «w» ($\theta_w = 0$) et du système «b» ($\theta_b = 0$), le bord mince du FILTRE EN COIN (extrémité le long de Y_w présentant le maximum de transmission) est dirigé vers le SUPPORT, et les axes de coordonnées X_w , Y_w sont parallèles aux axes correspondants X_b , Y_b .

La rotation du système «w» correspond à la rotation des axes de coordonnées X_w , Y_w autour de l'axe Z_w , qui est parallèle à l'axe Z_b du système «b», d'un angle θ_w .

Un accroissement de la valeur de l'angle θ_w correspond à une rotation en sens antihoraire du FILTRE EN COIN autour de l'axe Z_w , qui est parallèle à l'axe Z_b , en le regardant depuis la SOURCE DE RAYONNEMENT.

A la position angulaire zéro des systèmes de coordonnées «w», «b» et «g», un déplacement longitudinal positif de l'origine l_w correspond à un déplacement, le long de Y_b , du bord mince du FILTRE EN COIN vers le SUPPORT, et un déplacement latéral positif correspond à un déplacement, le long de X_b , vers la droite de l'observateur faisant face au SUPPORT.

NOTE 2 Pour des raisons de facilité de mise en place, les FILTRES EN COIN mécaniques peuvent être insérés transversalement. Dans de tels cas, la notion de position angulaire du FILTRE EN COIN est également applicable. Lorsque, par exemple, avec les systèmes «b» et «g» en position angulaire zéro ($\theta_b = 0$ et $\phi_g = 0$), le FILTRE EN COIN est inséré avec son bord mince dirigé vers la gauche de l'observateur faisant face au SUPPORT, l'angle θ_w est de 90° . Dans les mêmes conditions, lorsque le FILTRE EN COIN est inséré avec son bord mince dirigé vers la droite de l'observateur faisant face au SUPPORT, l'angle θ_w est de 270° .

3.7 Système de coordonnées du RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE – Système «r» (Figures 6 et 8)

Le système de coordonnées «r» est solidaire du RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE (par exemple amplificateur de brillance, FILM RADIOGRAPHIQUE dans une CASSETTE RADIOGRAPHIQUE, écran ou plaque sensible au RAYONNEMENT), et son système ascendant est le système «g». Son origine l_r est au centre de la SURFACE RÉCEPTRICE DE L'IMAGE.

A la position angulaire zéro du système «r», les axes de coordonnées X_r , Y_r , Z_r sont parallèles aux axes correspondants X_g , Y_g , Z_g du système «g».

La rotation du système «r» correspond à la rotation des axes de coordonnées X_r , Y_r autour de Z_r , qui est parallèle à l'axe Z_g , d'un angle θ_r .

Un accroissement de la valeur de l'angle θ_r correspond à une rotation en sens antihoraire du RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE en le regardant depuis la SOURCE DE RAYONNEMENT.

A la position zéro du système «r», l'origine l_r est à l'ISOCENTRE. Cela peut ne pas être possible mécaniquement, mais c'est ainsi qu'est définie l'origine des déplacements du système «r» le long de Z_g .

NOTE 1 La distance (DSI) entre la SOURCE DE RAYONNEMENT et le PLAN DU RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE peut aussi être AFFICHÉE pour déterminer le grandissement géométrique de l'image.

Les valeurs R_x , R_y et R_z sont les déplacements latéral, longitudinal et vertical de l'origine l_r de la SURFACE RÉCEPTRICE DE L'IMAGE sur les axes correspondants X_g , Y_g et Z_g .

NOTE 2 Lorsqu'il est possible d'utiliser sur un même APPAREIL EM plusieurs dispositifs différents (tels que FILM RADIOGRAPHIQUE ou INTENSIFICATEUR D'IMAGE) comme RÉCEPTEURS D'IMAGE RADIOLOGIQUE, chacun de ces dispositifs peut avoir sa propre origine l_r .

3.8 Système de coordonnées du SUPPORT DU PATIENT – Système «s» (Figure 9)

Le système de coordonnées «s» est solidaire du sous-ensemble du SUPPORT DU PATIENT qui tourne autour de l'axe vertical Z_s . Cette rotation est obtenue par le sous-ensemble couramment dénommé fût tournant. Le système ascendant du système «s» est le système «f». Le système descendant est le système de coordonnées de rotation excentrique «e».

NOTE 1 Le système «s» s'applique aussi bien aux SUPPORTS DU PATIENT de type ISOCENTRIQUE qu'aux SUPPORTS de type non ISOCENTRIQUE. Le premier type est caractérisé par un axe de rotation vertical fixe dans l'espace, tandis que le second a un axe qui se déplace linéairement suivant des directions parallèles aux axes de coordonnées X_f et Y_f .

L'origine I_s du système «s» est sur l'axe de rotation vertical, Z_s , et est située à une distance du sol égale à la hauteur de l'ISOCENTRE par rapport au sol.

A la position zéro du système du SUPPORT DU PATIENT, I_s est à l'ISOCENTRE et les axes de coordonnées X_s , Y_s , Z_s du système «s» coïncident avec les axes correspondants X_f , Y_f , Z_f du système «f».

La rotation du système «s» correspond à une rotation des axes de coordonnées X_s , Y_s autour de l'axe Z_s , qui est parallèle à Z_f , d'un angle θ_s .

Un accroissement de la valeur de l'angle θ_s correspond à une rotation dans le sens antihoraire du SUPPORT DU PATIENT en le regardant depuis le haut.

NOTE 2 Pour les SUPPORTS DU PATIENT non ISOCENTRIQUES, les valeurs des déplacements latéral et longitudinal de l'origine I_s le long des axes de coordonnées X_f et Y_f sont définies par S_x et S_y .

NOTE 3 Comme la hauteur de I_s est fixe, $S_z = 0$. Le déplacement vertical du plateau de la table par rapport à l'ISOCENTRE est traité en 3.9; il est défini par T_z .

3.9 Système de coordonnées pour une rotation excentrique du plateau de la table – Système «e» (Figures 10 et 11)

Un SUPPORT DU PATIENT de type ISOCENTRIQUE peut être équipé d'un plateau de table ayant la possibilité de tourner autour d'un axe vertical Z_e , situé sur l'axe de coordonnées Y_s du système «s», à une distance de $-L_e$ de l'axe de coordonnées Z_s du système «s».

Le système de coordonnées «e» est solidaire du dispositif de rotation excentrique. Son système ascendant est le système de SUPPORT DU PATIENT «s». Son système descendant est le système du plateau de la table «t». L'origine I_e du système excentrique est située sur l'axe de rotation vertical excentrique à une distance du sol égale à la hauteur de l'ISOCENTRE par rapport au sol.

NOTE 1 Pour les SUPPORTS DU PATIENT ISOCENTRIQUES n'ayant pas la possibilité d'une rotation excentrique et pour les SUPPORTS DU PATIENT non ISOCENTRIQUES, le système «e» est confondu avec le système «s».

A la position zéro du système excentrique, les axes de coordonnées X_e , Y_e et Z_e sont parallèles aux axes de coordonnées X_s , Y_s et Z_s du système «s», I_e et I_s étant séparés d'une distance $-L_e$ le long de l'axe Y_s .

La rotation du système «e» correspond à une rotation des axes de coordonnées X_e , Y_e autour de l'axe de coordonnées Z_e , qui est parallèle à Z_s , d'un angle θ_e .

Un accroissement de la valeur de l'angle θ_e correspond à une rotation dans le sens antihoraire autour de l'axe Z_e , du plateau de la table en le regardant du dessus.

De ce fait, une rotation du système «s» d'un angle θ_s et une rotation du système «e» d'un angle complémentaire $\theta_e = 360^\circ - \theta_s$ provoquent une translation latérale du plateau de la table parallèlement à lui-même.

NOTE 2 Une rotation du système «e» entraîne non seulement une rotation du plateau de la table d'un angle θ_e autour de l'axe excentrique de rotation, mais aussi un déplacement de l'origine It du système «t» du plateau de la table par rapport au système «s».

3.10 Système de coordonnées du plateau de la table ("t") (Figures 10, 11, 18 et 19)

Le système de coordonnées "t" est solidaire du plateau de la table, et son système ascendant est le système "e". Son origine est un point spécifié situé sur l'axe médian du plateau de la table, et qui est à l'intersection de cet axe médian avec l'axe vertical Z_s du système de coordonnées du SUPPORT DU PATIENT lorsque l'angle θ_e de rotation verticale excentrique (si elle existe) est à zéro et lorsque le plateau de la table est:

- horizontal;
- centré latéralement dans le système "e";
- à son extension longitudinale maximale par rapport à Z_s .

L'axe de coordonnées Y_t est confondu avec l'axe médian longitudinal du plateau de la table, et l'axe de coordonnées Z_t est perpendiculaire au plateau de la table.

Dans la position zéro du système "t":

- l'origine It est à sa distance minimale de le (plateau de la table complètement tiré);
- Y_t et Y_e coïncident et sont dirigés dans la même direction;
- les axes de coordonnées X_t et Z_t sont parallèles aux axes correspondants X_e , Z_e et dans les mêmes directions qu'eux.

NOTE 1 Lorsque les positions angulaires isocentrique et excentrique θ_s et θ_e sont à zéro (ou si le mouvement excentrique n'existe pas) et le système "t" est à la position zéro, les axes de coordonnées X_t , Y_t , Z_t coïncident avec les axes de coordonnées X_f , Y_f et Z_f du système fixe.

T_x , T_y et T_z sont les valeurs des coordonnées latérale, longitudinale et verticale de l'origine It du système du plateau de la table sur les trois axes de coordonnées correspondants du système excentrique X_e , Y_e , Z_e ou des trois axes X_s , Y_s , Z_s , du système du SUPPORT DU PATIENT si la rotation excentrique n'existe pas.

NOTE 2 Le fait de définir que l'origine It est en coïncidence avec l'ISOCENTRE lorsque le plateau de la table est complètement tiré, permet de n'avoir que des nombres positifs pour exprimer la position longitudinale du plateau de la table dans les systèmes "s" ou "e", et ce pour tous les traitements de patient. Il n'est pas nécessaire de repérer cette origine par un marquage de l'isocentre sur le plateau de la table, car ceci peut ne pas être possible dans le cas de panneaux amovibles, d'extensions du plateau de la table, etc. Il est seulement nécessaire que l'origine It puisse être trouvée par connaissance de sa distance par rapport à un point accessible et visible marqué sur le plateau de la table.

NOTE 3 Les plateaux de table ayant des plages possibles différentes pour les déplacements mécaniques longitudinaux, par exemple, fabriqués par différents FABRICANTS, peuvent avoir des positions de l'origine It différentes.

La rotation du système "t" autour de l'axe X_t (basculement du plateau de la table) est définie comme angle de rotation ψ_t .

Une augmentation de la valeur de ψ_t correspond à la rotation du plateau de la table dans le sens horaire, en regardant depuis l'origine du système de coordonnées du plateau de la table dans la direction de l'axe X_t positif.

La rotation du système "t" autour de l'axe Y_t (rotation du plateau de la table) est définie comme angle de rotation ϕ_t .

Une augmentation de la valeur de ϕ_t correspond à la rotation du plateau de la table dans le sens horaire, en regardant depuis l'origine du système de coordonnées du plateau de la table dans la direction de l'axe Y_t positif.

3.11 Système de coordonnées du PATIENT ("p") (Figures 17a et 17b)

Le système de coordonnées «p» est solidaire du PATIENT, et son système ascendant est le système «t». Son origine I_p est un point convenablement choisi par rapport à l'anatomie du PATIENT.

NOTE Chaque PATIENT aura une origine I_p personnalisée, dont la position par rapport à son anatomie sera choisie de façon appropriée en fonction de la zone de traitement et de la technique de traitement envisagées. Cependant, il n'est pas nécessaire que ce point soit interne au PATIENT ou à sa peau. Par exemple, si un dispositif de contention est utilisé, il peut être logique d'utiliser un point de ce dispositif (ou sa base, s'il est fixé au plateau de la table).

En se référant à la Figure 17a, l'axe de coordonnées X_p est parallèle à l'intersection des plans coronal et transversal du PATIENT. L'axe de coordonnées Y_p est parallèle à l'intersection des plans sagittal et coronal du PATIENT. L'axe de coordonnées Z_p est parallèle à l'intersection des plans sagittal et transversal du PATIENT. L'axe positif X_p est dirigé vers la gauche du PATIENT, l'axe positif Y_p est dirigé dans le sens antéro-postérieur du PATIENT, et l'axe positif Z_p est dirigé dans le sens postéro-antérieur du PATIENT.

NOTE 2 Il faut noter que certaines rotations du SYSTÈME DE SUPPORT DU PATIENT utilisées pour les traitements, impliquant également des rotations du PATIENT, peuvent entraîner une déformation de l'anatomie du patient, si la position du PATIENT qui en résulte par rapport aux systèmes fixes n'est pas identique à la position utilisée en imagerie pour la planification des traitements.

Dans la position angulaire zéro du système «p», les axes de coordonnées X_p , Y_p , Z_p sont parallèles aux axes correspondants X_t , Y_t , et Z_t du système de coordonnées «t».

La rotation du système de coordonnées «p» autour de l'axe X_p est définie par l'angle de rotation ψ_p .

Un accroissement de la valeur de l'angle ψ_p correspond à une rotation du PATIENT dans le sens horaire en le regardant depuis sa droite.

La rotation du système de coordonnées «p» autour de l'axe Y_p est définie par l'angle de rotation ϕ_p .

Un accroissement de la valeur de l'angle ϕ_p correspond à une rotation du PATIENT dans le sens horaire en le regardant dans le sens pieds/tête.

La rotation du système de coordonnées «p» autour de l'axe Z_p est définie par l'angle de rotation θ_p .

Un accroissement de la valeur de l'angle θ_p correspond à une rotation du PATIENT dans le sens horaire en le regardant de derrière.

Les valeurs de P_x , P_y et P_z sont les déplacements latéral, longitudinal et vertical par rapport à I_t , de l'origine I_p du système de coordonnées du PATIENT sur les axes correspondants X_t , Y_t , et Z_t .

3.12 Système de coordonnées de l'imageur («i») et système de coordonnées de focalisation («o»)

3.12.1 Généralités

Pour les systèmes d'imagerie qui ne sont pas reliés mécaniquement au SUPPORT ou qui utilisent une source différente de la source de traitement, les systèmes décrits ci-dessous doivent être utilisés: système de coordonnées de l'imageur («i») et système facultatif de coordonnées de focalisation («o»).

NOTE Plus d'un système de coordonnées «i» peut exister lorsque plus d'un imageur est situé dans la SALLE DE TRAITEMENT.

3.12.2 Système de coordonnées de l'imageur («i»)

Le système de coordonnées «i» est solidaire de tout système d'imageur dans la salle de traitement, et son système ascendant est le système «f». Son origine est à l'origine de l'image du système d'imageur concerné.

Les axes X_i , Y_i et Z_i sont parallèles aux axes X , Y , et Z du système d'imageur. Si l'imageur n'a que des axes X et Y , les axes X_i et Y_i sont parallèles aux axes X et Y du système d'imageur, et l'axe Z_i est perpendiculaire à ces deux axes.

NOTE Il existe d'autres types de systèmes d'imageurs, c'est-à-dire utilisant les ultrasons ou la lumière, qui ne sont pas traités dans la présente norme.

A la position angulaire zéro du système «i», les axes X_i , Y_i et Z_i sont parallèles aux axes correspondants X_f , Y_f et Z_f du système «f».

Les valeurs de l_x , l_y et l_z sont les déplacements de l'origine l_i du système d'imageur le long des axes X_f , Y_f et Z_f , respectivement.

La rotation du système de coordonnées «i» autour de l'axe X_i est définie par l'angle de rotation ψ_i .

Une augmentation de la valeur de ψ_i correspond à la rotation du système d'imageur dans le sens horaire, en regardant depuis l'origine du système de coordonnées de l'imageur dans la direction de l'axe X_i positif.

La rotation du système de coordonnées «i» autour de l'axe Y_i est définie par l'angle de rotation ϕ_i .

Une augmentation de la valeur de ϕ_i correspond à la rotation du système d'imageur dans le sens horaire, en regardant depuis l'origine du système de coordonnées de l'imageur dans la direction de l'axe Y_i positif.

La rotation du système de coordonnées «i» autour de l'axe Z_i est définie par l'angle de rotation θ_i .

Une augmentation de la valeur de θ_i correspond à la rotation du système d'imageur dans le sens horaire, en regardant depuis l'origine du système de coordonnées de l'imageur dans la direction de l'axe Z_i positif.

3.12.3 Système de coordonnées de focalisation («o»)

Le système de coordonnées «o» est solidaire de la focalisation d'un tube radiogène utilisé pour émettre les RAYONNEMENTS X pour le système d'imageur, et son système ascendant est le système «l» correspondant. Son origine est à la position de focalisation du TUBE RADIOGÈNE.

L'axe positif Z_o est dirigé dans la même direction que l'axe positif Z_i .

Les valeurs de O_x , O_y et O_z sont les déplacements de l'origine l_o de la focalisation le long des axes X_i , Y_i et Z_i , respectivement.

4 Identification des échelles et AFFICHAGES numériques

Les exigences concernant la présence d'échelles pour définir la position des éléments mobiles des APPAREILS EM sont contenues dans les normes de sécurité CEI correspondantes.

Il convient que toutes les échelles existantes soient conformes aux spécifications de cet article, et que toutes les échelles et tous les AFFICHAGES numériques soient facilement lisibles dans les conditions normales d'utilisation et clairement marqués, de façon à rendre leur lecture et leur fonction non ambiguës. Il convient que toutes les échelles linéaires soient graduées en centimètres ou en millimètres, mais pas les deux à la fois. Il est recommandé que les nombres (sauf le zéro) soient toujours précédés d'un signe (par exemple -2 , -1 , $+1$, $+2$) pour les échelles linéaires et les AFFICHAGES numériques linéaires. Il convient que les échelles linéaires mécaniques aient des subdivisions espacées de 0,5 cm ou moins. Il est recommandé que les AFFICHAGES numériques linéaires aient une résolution indiquant des intervalles de 0,1 cm.

NOTE Le signe «+» n'est pas exigé pour une valeur qui ne peut être négative (par exemple les dimensions FX et FY du CHAMP DE RAYONNEMENT ou du CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ). Il n'est pas exigé que l'OPÉRATEUR frappe le signe «plus» lorsqu'il demande une valeur positive mais, en revanche, le signe «+» sera utilisé pour l'AFFICHAGE de telles valeurs numériques.

Il convient que toutes les échelles circulaires et tous les AFFICHAGES numériques des angles soient gradués en degrés, en utilisant uniquement des nombres positifs sans signe, par exemple: 358° , 359° , 0° , 1° et 2° .

Il convient d'utiliser des mots ou des abréviations (à l'exclusion de symboles ou initiales) pour AFFICHER, sur les écrans de visualisation, l'identification des divers éléments mobiles.

Il convient que les positions zéro et les directions des valeurs croissantes des échelles soient conformes aux exigences des Articles 6 and 7.

Des exemples sont présentés sur les Figures 12a, 12b et 12c.

5 Dénomination des mouvements des APPAREILS EM

Les mouvements des APPAREILS EM sont dénommés comme suit (voir Figures 13a, 13b et 13c).

Tableau 1 – Dénomination des mouvements des APPAREILS EM

Axe (1)	Rotation du SUPPORT
Axe (2)	Rotation de la TÊTE RADIOGÈNE ^a
Axe (3)	Basculement de la TÊTE RADIOGÈNE ^a
Axe (4)	Rotation du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU ou du DÉLINÉATEUR
Axe (5)	Rotation ISOCENTRIQUE du SUPPORT DU PATIENT
Axe (6)	Rotation du plateau de la table autour de l'axe excentrique
Axe (7)	Basculement longitudinal du plateau de la table
Axe (8)	Basculement latéral du plateau de la table
Direction (9)	Déplacement vertical du plateau de la table
Direction (10)	Déplacement latéral du plateau de la table
Direction (11)	Déplacement longitudinal du plateau de la table
Direction (12)	Déplacement de la SOURCE DE RAYONNEMENT par rapport à l'axe (1) ^b
Direction (13)	Déplacement de la SOURCE DE RAYONNEMENT par rapport au sol pour la position angulaire zéro du SUPPORT ^b
Dimension (14)	Dimension FX du CHAMP DE RAYONNEMENT ou du CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ dans la direction Xb à une distance spécifiée de la SOURCE DE RAYONNEMENT (généralement la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT)
Dimension (15)	Dimension FY du CHAMP DE RAYONNEMENT ou du CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ dans la direction Yb à une distance spécifiée de la SOURCE DE RAYONNEMENT (généralement la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT)
Direction (16)	Déplacement du RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE et/ou du PORTE-CASSETTE RADIOGRAPHIQUE dans la direction X perpendiculairement aux axes (1) et (4)
Direction (17)	Déplacement du RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE et/ou du PORTE-CASSETTE RADIOGRAPHIQUE dans la direction Y parallèlement à l'axe (1)
Direction (18)	Déplacement du RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE et/ou du PORTE-CASSETTE RADIOGRAPHIQUE dans la direction Z parallèlement à l'axe (4)
Axe (19)	Axe de rotation du RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE et/ou du PORTE-CASSETTE RADIOGRAPHIQUE
Direction (20)	Déplacement du bord X1 du CHAMP DE RAYONNEMENT ou du CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ par rapport à l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT mesuré à une distance spécifiée de la SOURCE DE RAYONNEMENT (généralement la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT)
Direction (21)	Déplacement du bord X2 du CHAMP DE RAYONNEMENT ou du CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ par rapport à l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT mesuré à une distance spécifiée de la SOURCE DE RAYONNEMENT (généralement la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT)
Direction (22)	Déplacement du bord Y1 du CHAMP DE RAYONNEMENT ou du CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ par rapport à l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT mesuré à une distance spécifiée de la SOURCE DE RAYONNEMENT (généralement la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT)
Direction (23)	Déplacement du bord Y2 du CHAMP DE RAYONNEMENT ou du CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ par rapport à l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT mesuré à une distance spécifiée de la SOURCE DE RAYONNEMENT (généralement la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT)
^a La rotation et le basculement de la TÊTE RADIOGÈNE, axes (2) et (3), et le déplacement vertical de la SOURCE DE RAYONNEMENT, direction (13), sont répertoriés pour être en continuité avec la CEI 60601-2-1 mais, par mesure de simplification, ne sont pas mentionnés ultérieurement dans cette norme.	
^b Ceci est applicable aux SIMULATEURS DE RADIOTHÉRAPIE ayant une distance SOURCE DE RAYONNEMENT – axe (1) variable.	

6 Positions zéro des APPAREILS EM

Lorsque tous les déplacements linéaires le long des axes de coordonnées X, Y, Z ainsi que toutes les positions angulaires ψ , φ , θ , sont réglés à zéro, les éléments d'un APPAREIL EM se trouvent dans les positions suivantes:

- a) L'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT est vertical, dirigé vers le bas et passe par l'ISOCENTRE.
- b) Les bords X1 et X2 du CHAMP DE RAYONNEMENT ou du CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ rectangulaire sont parallèles à l'axe de rotation du SUPPORT Yg, et les bords Y1 et Y2 leur sont perpendiculaires. Les bords sont définis de telle façon que les angles de rotation du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU ou du DÉLINÉATEUR dans le sens horaire et le sens antihoraire soient égaux ou aussi proches de l'égalité que possible.
- c) La direction de transmission croissante du FILTRE EN COIN (le bord mince) est vers le SUPPORT.
- d) La ligne médiane longitudinale du plateau de la table coïncide avec l'axe de rotation du SUPPORT.
- e) Le plateau de la table est complètement tiré du SUPPORT.
- f) Le RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE est centré sur l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT, est perpendiculaire à cet axe, et le PLAN DU RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE passe par l'ISOCENTRE.
- g) La plus grande dimension du PORTE-CASSETTE RADIOGRAPHIQUE est parallèle à l'axe de rotation du SUPPORT Yg, et le plan défini par le PORTE-CASSETTE RADIOGRAPHIQUE est perpendiculaire à l'axe de rotation du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU ou du DÉLINÉATEUR.

7 Liste des échelles, graduations, directions et AFFICHAGES

7.1 Généralités

Lorsque tous les éléments de l'APPAREIL EM sont aux positions angulaire et linéaire zéro, les LECTURES et directions DES ÉCHELLES sont les suivantes.

7.2 Rotation du SUPPORT (Figures 14a et 14b)

La lecture de la position angulaire du SUPPORT croît de 0° à 359° lorsque, pour un observateur placé à l'ISOCENTRE, le support tourne dans le sens horaire.

Dénomination: Angle du SUPPORT

$\varphi_g =$ _____

NOTE Il y a discontinuité dans la rotation du fait du mécanisme de rotation du SUPPORT, de l'enroulement des câbles et des tuyaux d'eau, etc. Par exemple, supposons qu'il y ait une butée à 180° qui permette d'effectuer une rotation complète en partant d'un faisceau ascendant (180°), de passer par un faisceau descendant (0° ou 360°) et de continuer jusqu'à un faisceau ascendant (180°). Si un traitement a été effectué avec un arc de 360° parcouru dans le sens horaire de 180° à 180°, pour le traitement suivant, il convient que l'arc ne soit parcouru que dans le sens antihoraire. Pour que cet arc soit parcouru dans le sens horaire, il convient que le SUPPORT soit repositionné avant l'IRRADIATION, à l'angle de départ désiré. Cela nécessite de conserver les données antérieures afin de préparer les instructions nécessaires.

7.3 Rotation du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU ou du DÉLINÉATEUR (Figures 15a et 15b)

La lecture de la position angulaire du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU ou du DÉLINÉATEUR croît de 0° à 359° lorsque, pour un observateur placé à la SOURCE DU RAYONNEMENT, le dispositif tourne dans le sens antihoraire.

Dénomination: Angle du dispositif de limitation du faisceau ou du délinéateur

$\theta_b =$ _____

7.4 Rotation du FILTRE EN COIN (Figures 7 et 14a)

La lecture de la position angulaire du FILTRE EN COIN croît de 0° à 359° lorsque, pour un observateur placé à la SOURCE DU RAYONNEMENT, le filtre tourne en sens antihoraire.

Dénomination: Orientation du FILTRE EN COIN

$\theta_w =$ _____

NOTE Le FILTRE EN COIN peut ne pas avoir la possibilité de tourner autour de l'axe Zb, mais il peut avoir la possibilité d'être inséré suivant les directions cardinales (0°, 90°, 180° et 270°). Dans ce cas, l'orientation du FILTRE EN COIN sera également AFFICHÉE (par exemple, orientation du FILTRE EN COIN $\theta_w = 270^\circ$).

7.5 CHAMP DE RAYONNEMENT OU CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ

7.5.1 Généralités

Le DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU ou le DÉLINÉATEUR est constitué le plus souvent de paires d'éléments mobiles symétriques délimitant le CHAMP DE RAYONNEMENT ou le CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ à un rectangle dont les côtés sont symétriques par rapport à l'axe de rotation (4) du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU ou du DÉLINÉATEUR.

Lorsque le DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU ou le DÉLINÉATEUR peut être réglé de telle manière que le CHAMP DE RAYONNEMENT ou le CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ rectangulaire ne soit pas symétrique par rapport à l'axe de rotation du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU ou du DÉLINÉATEUR, le CHAMP DE RAYONNEMENT ou le CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ obtenu est dit asymétrique.

Lorsqu'un DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU ou un DÉLINÉATEUR se compose d'éléments réglables indépendamment, tel qu'un DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU multi-éléments (ou multi-lames), on obtient un CHAMP DE RAYONNEMENT ou un CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ irrégulier (à segments multiples).

La présente norme s'applique également au cas où un bord ou un élément du CHAMP DE RAYONNEMENT ou du CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ peut se trouver de l'autre côté de l'axe de rotation (4) du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU ou du DÉLINÉATEUR.

Les dimensions du CHAMP DE RAYONNEMENT ou du CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ sont mesurées dans un plan perpendiculaire à l'axe de rotation (4) du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU ou du DÉLINÉATEUR, à une distance de la SOURCE DE RAYONNEMENT spécifiée (le plus souvent à la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT).

7.5.2 Bords du CHAMP DE RAYONNEMENT ou du CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ (Figure 16a)

7.5.2.1 Généralités

Lorsque la position angulaire du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU ou du DÉLINÉATEUR est à zéro, les bords X1 et X2 du CHAMP DE RAYONNEMENT ou du CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ sont parallèles à l'axe de rotation du SUPPORT, et les bords Y1 et Y2 lui sont perpendiculaires. Les positions des bords du CHAMP DE RAYONNEMENT ou du CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ dans le plan défini ci-dessus, caractérisant la configuration du CHAMP DE RAYONNEMENT ou du CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ, sont données par les valeurs des coordonnées des bords X1 et X2 sur l'axe de coordonnées Xb, et par les valeurs des coordonnées des bords Y1 et Y2 sur l'axe Yb.

La figure 16a représente un DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU d'un SIMULATEUR DE RADIOTHÉRAPIE qui délimite un CHAMP DE RAYONNEMENT pour lequel il n'est pas nécessaire d'avoir d'échelles, et qui est plus grand que le CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ d'une quantité qui n'est pas nécessairement uniforme.

7.5.2.2 Bords X1 et X2

Pour un observateur faisant face au SUPPORT, le bord X2 est à droite du bord X1.

Lorsque l'un des bords est à droite de l'axe de rotation (4) du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU ou du DÉLINÉATEUR, son indication de position a une valeur positive.

Lorsque l'un des bords est à gauche de l'axe de rotation (4) du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU ou du DÉLINÉATEUR, son indication de position a une valeur négative.

7.5.2.3 Bords Y1 et Y2

Le bord Y2 est plus proche du SUPPORT que le bord Y1.

Lorsque l'un des bords se situe entre l'axe de rotation (4) du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU ou du DÉLINÉATEUR et le SUPPORT, son indication de position a une valeur positive.

Lorsque l'un des bords se situe en deçà de l'axe de rotation (4) du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU ou du DÉLINÉATEUR par rapport au SUPPORT, son indication de position a une valeur négative.

7.5.2.4 Bords pour multi-éléments

Pour les DISPOSITIFS DE LIMITATION DU FAISCEAU multi-éléments (multi-lames) (voir Figures 16i, 16j et 16k), les mêmes règles s'appliquent pour les bords de chacun des éléments qui sont identifiés par leur numéro d'ordre X101 à X1N, X201 à X2N, Y101 à Y1N et Y201 à Y2N.

Pour un observateur faisant face au SUPPORT, X201 et X2N sont à droite de X101 et X1N.

Dans la direction du SUPPORT, les éléments sont dans l'ordre suivant:

X101, X102, ... X1N

X201, X202, ... X2N

Y201 et Y2N sont plus proches du SUPPORT que Y101 et Y1N.

Pour un observateur faisant face au SUPPORT, les éléments sont, de gauche à droite, dans l'ordre suivant:

Y101, Y102, ... Y1N

Y201, Y202, ... Y2N

NOTE N peut être supérieur à 9, d'où la nécessité d'utiliser deux chiffres y compris le zéro.

7.5.3 AFFICHAGE du CHAMP DE RAYONNEMENT ou du CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ (Figures 16a à 16k)

Les exigences suivantes s'appliquent:

- a) Pour les CHAMPS DE RAYONNEMENT ou les CHAMPS DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉS rectangulaires et symétriques, seules les dimensions FX et FY, qui sont les distances entre les bords X1 et X2 d'une part, et les bords Y1 et Y2 d'autre part, sont à AFFICHER.

FX = valeur algébrique de X2 moins valeur algébrique de X1

FY = valeur algébrique de Y2 moins valeur algébrique de Y1

FX et FY sont toujours AFFICHÉS sans signe «+» ou «-».

Dénomination:

CHAMP DE RAYONNEMENT ou CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ dimension FX = _____

CHAMP DE RAYONNEMENT ou CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ dimension FY = _____

Lorsque, pour une prescription de traitement, deux nombres sont donnés pour définir un CHAMP DE RAYONNEMENT ou un CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ rectangulaire, la dimension FX précède toujours la dimension FY.

Par exemple, un CHAMP DE RAYONNEMENT de 10 cm x 12 cm signifie FX = 10 cm, FY = 12 cm.

- b) Pour les CHAMPS DE RAYONNEMENT ou les CHAMPS DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉS rectangulaires asymétriques, les dimensions FX et FY sont AFFICHÉES ainsi que les positions de X1, X2 et Y1, Y2 des bords du CHAMP DE RAYONNEMENT ou du CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ par rapport à l'axe de rotation (4) du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU ou du DÉLINÉATEUR.

Dénomination:

Positions des bords X1 = ± _____

X2 = ± _____

Dimension du CHAMP DE RAYONNEMENT ou du CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ

FX = _____

Positions des bords Y1 = ± _____

Y2 = ± _____

Dimension du CHAMP DE RAYONNEMENT ou du CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ

FY = _____

NOTE Il convient de remarquer que le fait de régler deux éléments d'un DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU ou d'un DÉLINÉATEUR couplés mécaniquement, pour obtenir par exemple un champ symétrique de dimension FX, puis de déplacer ensemble ces deux éléments formant un tout, peut conduire à obtenir un champ asymétrique ayant une dimension différente de FX.

- c) Pour les CHAMPS DE RAYONNEMENT ou les CHAMPS DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉS irréguliers (par exemple ceux obtenus avec des DISPOSITIFS DE LIMITATION DU FAISCEAU multi-éléments), il convient de respecter l'une des exigences suivantes:

- 1) soit: les coordonnées des bords de chaque élément délimitant le champ irrégulier et son numéro d'ordre sont AFFICHÉS. Par exemple: X103, X203 pour l'élément 03. Les distances entre bords de segments opposés sont aussi AFFICHÉES.

FX03 = valeur algébrique de X203 – valeur algébrique de X103

Dénomination: FX03 = _____

X103 = $\pm$ _____

X203 = $\pm$ _____

- 2) soit : il convient que la position du bord de chaque élément soit représentée par un AFFICHAGE graphique, avec l'AFFICHAGE numérique et graphique de l'erreur de positionnement de chaque élément.

7.6 Rotation isocentrique du SUPPORT DU PATIENT

La lecture de la position angulaire du plateau de la table croît de 0° à 359° lorsque, pour l'observateur situé au-dessus, le plateau tourne en sens antihoraire.

Dénomination: Angle du SUPPORT DU PATIENT

$\theta_s =$ _____

NOTE La même convention d'échelles s'applique aux SUPPORTS DU PATIENT non ISOCENTRIQUES.

7.7 Rotation excentrique du plateau de la table

La lecture de la position angulaire du plateau de la table croît de 0° à 359° lorsque, pour l'observateur situé au-dessus, le plateau tourne en sens antihoraire.

Dénomination: angle de rotation excentrique du plateau de la table

$\theta_e =$ _____

7.8 Déplacements linéaires et angulaires du plateau de la table

7.8.1 Déplacement vertical du plateau de la table

Les lectures de position croissent de la valeur la plus négative à la valeur la plus positive lorsque le plateau de la table se déplace vers le haut (le zéro correspond à la face supérieure du plateau de la table à l'ISOCENTRE).

Dénomination: position verticale du plateau de la table

$T_z = \pm$ _____

7.8.2 Déplacement longitudinal du plateau de la table

Les lectures de position croissent de zéro à la valeur maximale lorsque le plateau de la table se déplace vers le SUPPORT.

Dénomination: position longitudinale du plateau de la table

$T_y =$ _____

7.8.3 Déplacement latéral du plateau de la table

Les lectures de position croissent de la valeur la plus négative à la valeur la plus positive lorsque le plateau de la table se déplace de la gauche à la droite d'un observateur regardant vers le SUPPORT.

Dénomination: position latérale du plateau de la table

$$T_x = \pm \underline{\hspace{2cm}}$$

7.8.4 Basculement du plateau de la table

La lecture augmente de 0° à 359° dans le sens horaire, en regardant depuis l'origine du système de coordonnées du plateau de la table dans la direction de l'axe X_t positif.

Dénomination: basculement du plateau de la table

$$\psi_t = \underline{\hspace{2cm}}$$

7.8.5 Rotation du plateau de la table

La lecture augmente de 0° à 359° dans le sens horaire, en regardant depuis l'origine du système de coordonnées du plateau de la table dans la direction de l'axe Y_t positif.

Dénomination: rotation du plateau de la table

$$\varphi_t = \underline{\hspace{2cm}}$$

7.9 Déplacements du RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE

7.9.1 Rotation du RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE

La lecture de la position angulaire du RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE croît de 0° à 359° lorsqu'il tourne en sens antihoraire pour un observateur placé à la SOURCE DE RAYONNEMENT.

Dénomination: angle du RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE

$$\theta_r = \underline{\hspace{2cm}}$$

7.9.2 Déplacement radial entre la SOURCE DE RAYONNEMENT et le RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE (DSI)

La lecture de position croît depuis sa valeur la plus négative jusqu'à sa valeur la moins négative lorsque le RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE se déplace vers la SOURCE DE RAYONNEMENT (le zéro est à la SOURCE DE RAYONNEMENT).

Dénomination: distance SOURCE DE RAYONNEMENT au RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE

$$DSI = \underline{\hspace{2cm}}$$

7.9.3 Déplacement radial entre RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE et ISOCENTRE

La lecture de position passe de zéro lorsque le RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE est à l'ISOCENTRE jusqu'à la valeur la plus négative lorsqu'il s'éloigne de la SOURCE DE RAYONNEMENT.

Dénomination: distance de l'ISOCENTRE au RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE

$$R_z = \underline{\hspace{2cm}}$$

7.9.4 Déplacement longitudinal du RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE

La lecture de position croît de la valeur la plus négative à la valeur la plus positive lorsque le RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE se déplace vers le SUPPORT. Le zéro est à l'ISOCENTRE.

Dénomination: déplacement longitudinal du RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE

$$R_y = \pm \text{_____}$$

7.9.5 Déplacement latéral du RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE

La lecture de position croît de la valeur la plus négative à la valeur la plus positive lorsque le RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE se déplace de gauche à droite d'un observateur faisant face au SUPPORT et situé en deçà du SUPPORT par rapport à l'ISOCENTRE. Le zéro est à l'ISOCENTRE.

Dénomination: déplacement latéral du RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE

$$R_x = \pm \text{_____}$$

7.10 Autres échelles

Pour les APPAREILS EM ISOCENTRIQUES, le zéro de l'échelle indiquant la distance entre l'axe de rotation du SUPPORT et la SOURCE DE RAYONNEMENT est à l'ISOCENTRE.

Le zéro de l'échelle indiquant, le long de l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT, la distance à la SOURCE DE RAYONNEMENT, est à la SOURCE DE RAYONNEMENT.

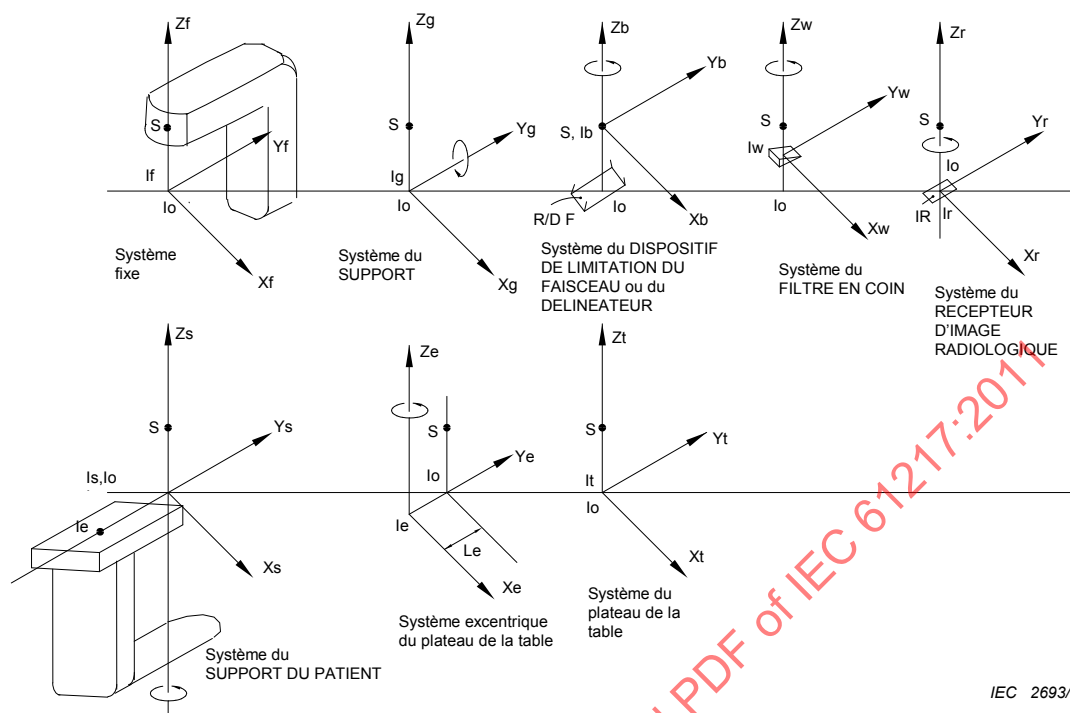
Le zéro de l'échelle indiquant, le long de l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT, la distance à l'ISOCENTRE, est à l'ISOCENTRE.

Tableau 2 – Systèmes de coordonnées individuels

Système de désignation	Système ascendant	Origine du système	Rotation du dispositif autour de l'axe d'un angle	Déplacement linéaire du dispositif
f – Fixe	Aucun	If	Aucun (système de référence)	Aucun (système de référence)
g – SUPPORT	f	Ig ISOCENTRE	SUPPORT ISOCENTRIQUE autour de Yg de ϕ_g	SOURCE DE RAYONNEMENT le long de Zg RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE Rx Ry Rz le long de Xg Yg Zg
b – DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU OU DELINÉATEUR	g	Ib SOURCE DE RAYONNEMENT	DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU OU DELINÉATEUR autour de Zb de θ_b	Plan à la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT le long de Zb Bords du CHAMP DE RAYONNEMENT ou du CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ le long de Xb et de Yb FILTRE EN COIN le long de Xb et de Yb
w – FILTRE EN COIN	b	Iw Point défini sur le FILTRE EN COIN	FILTRE EN COIN autour de Zw de θ_w	
r – RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE	g	Ir Centre de la SURFACE RÉCEPTRICE DE L'IMAGE	RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE autour de Zr de θ_r	

Système de désignation	Système ascendant	Origine du système	Rotation du dispositif autour de l'axe d'un angle	Déplacement linéaire du dispositif
s – SUPPORT DU PATIENT	f	Is Sur l'axe de rotation du fût tournant	SUPPORT DU PATIENT autour de Zs de θ_s	
e – Rotation excentrique du plateau de la table	s	le Sur l'axe de rotation excentrique	Plateau de la table autour de Ze de θ_e	Plateau de la table le long de Xe, Ye, Ze
t – Plateau de la table	e	lt Sur l'axe médian du plateau de la table	Plateau de la table autour de Xt de ψ_t Plateau de la table autour de Yt de ϕ_t	PATIENT le long de Xt, Yt, Zt
p – PATIENT	t	lp Point défini par rapport au PATIENT	PATIENT autour de Xp de ψ_p , Yp de ϕ_p , et Zp de θ_p	
l – Imageur	f	li Origine du système d'imageur	Imageur autour de Xi de ψ_i Imageur autour de Yi de ϕ_i Imageur autour de Zi de θ_i	Imageur le long de Xf, Yf, Zf
o – focalisation	i	lo Focalisation du système d'imageur	Aucun	Focalisation le long de Xi, Yi, Zi

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 61217:2011



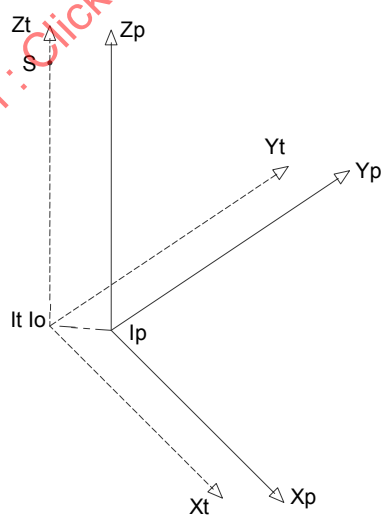
IEC 2693/11

S = SOURCE DE RAYONNEMENT

Io = ISOCENTRE

R/D F = CHAMP DE RAYONNEMENT ou CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ

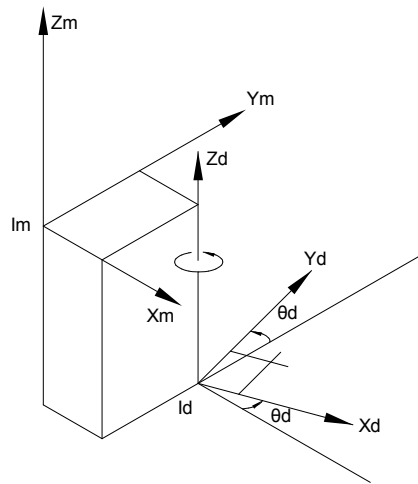
IR = RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE



IEC 2694/11

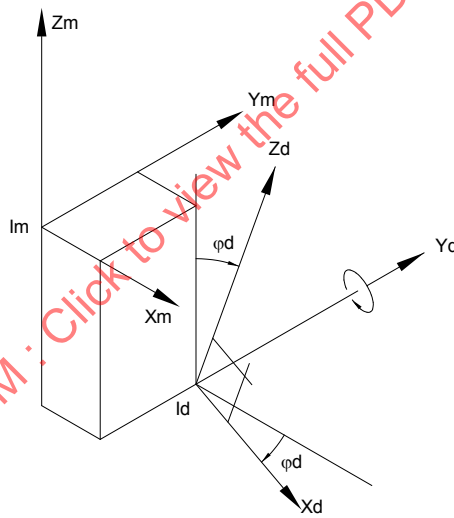
Système de coordonnées du PATIENT

Figure 1a – Systèmes de coordonnées pour un APPAREIL DE RADIOTHÉRAPIE isocentrique (voir 3.1) avec toutes les positions angulaires à zéro



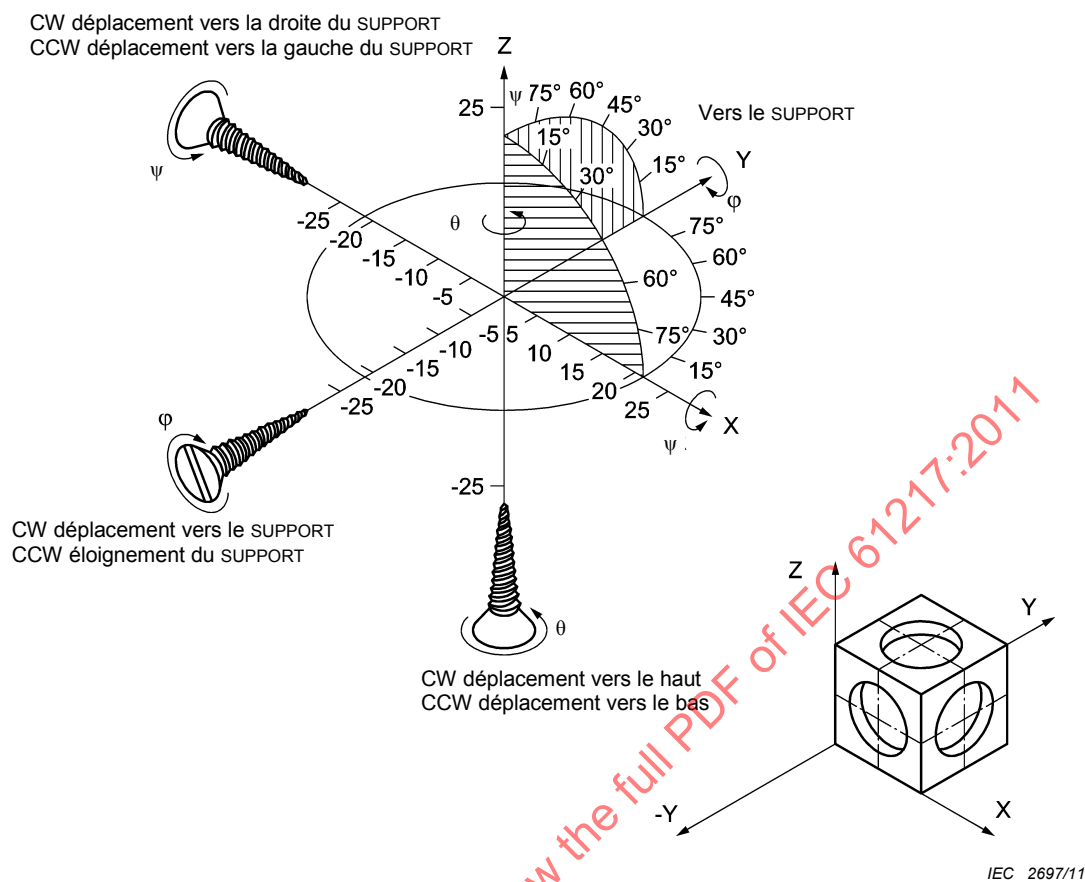
IEC 2695/11

Figure 1b – Translation de l'origine Id le long de X_m , Y_m , Z_m et rotation autour de l'axe Z_d , qui est parallèle à Z_m (voir 3.2d))



IEC 2696/11

Figure 1c – Translation de l'origine Id le long de X_m , Y_m , Z_m et rotation autour de l'axe Y_d , qui est parallèle à Y_m (voir 3.2d))



ψ = Rotation de Y et Z autour de X

φ = Rotation de Z et X autour de Y

θ = Rotation de X et Y autour de Z

CW = Rotation sens horaire (ClockWise)

CCW = Rotation sens anti-horaire (CounterClockWise)

NOTE Pour le système de coordonnées fixe, X et Y sont parallèles au sol, et Z est vertical et dirigé vers le haut.

Figure 2 – Système de coordonnées direct XYZ ascendant (représentation en perspective) montrant les directions de rotation positive ψ , φ , θ , des systèmes descendants (voir 3.2a))

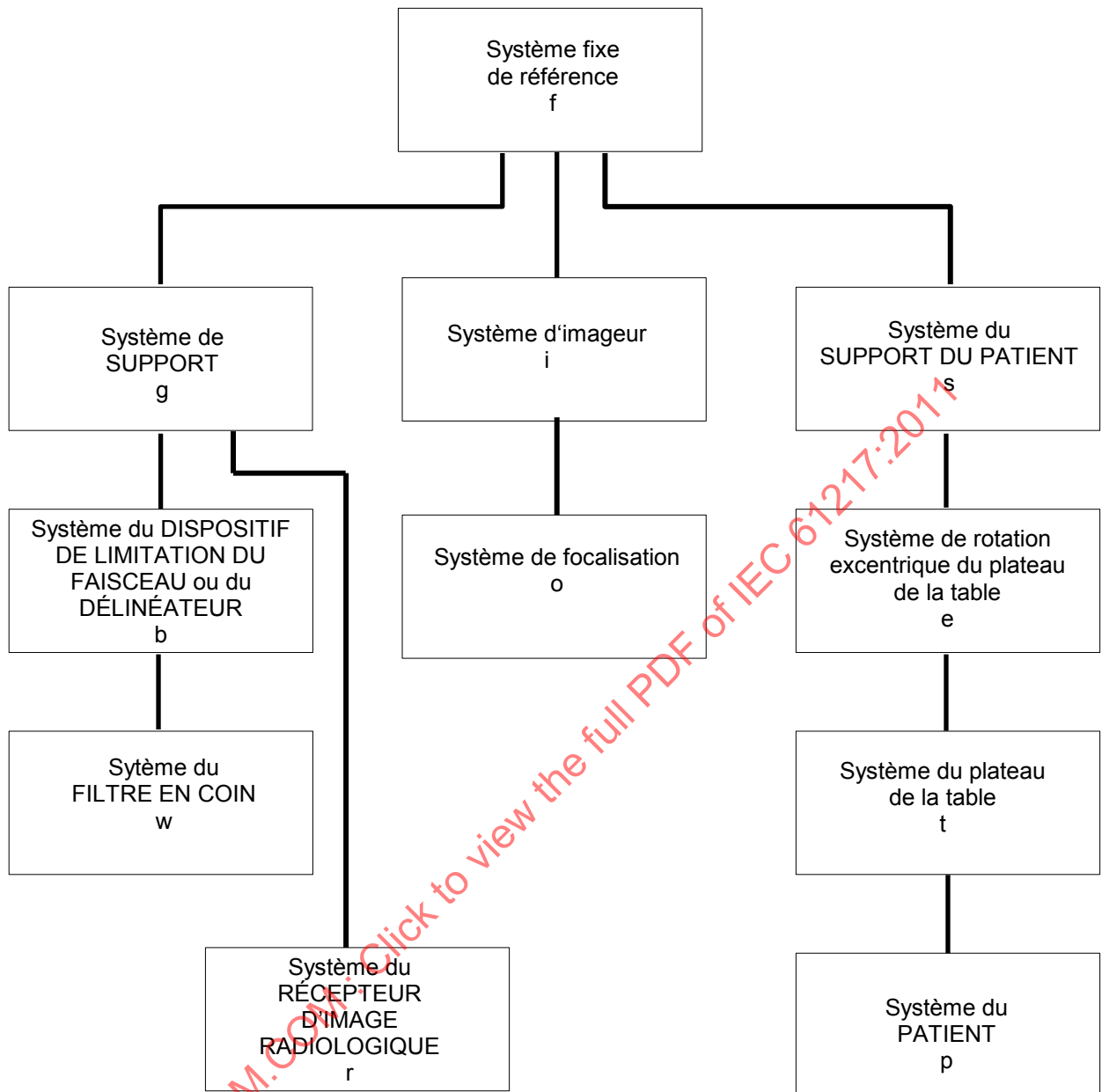
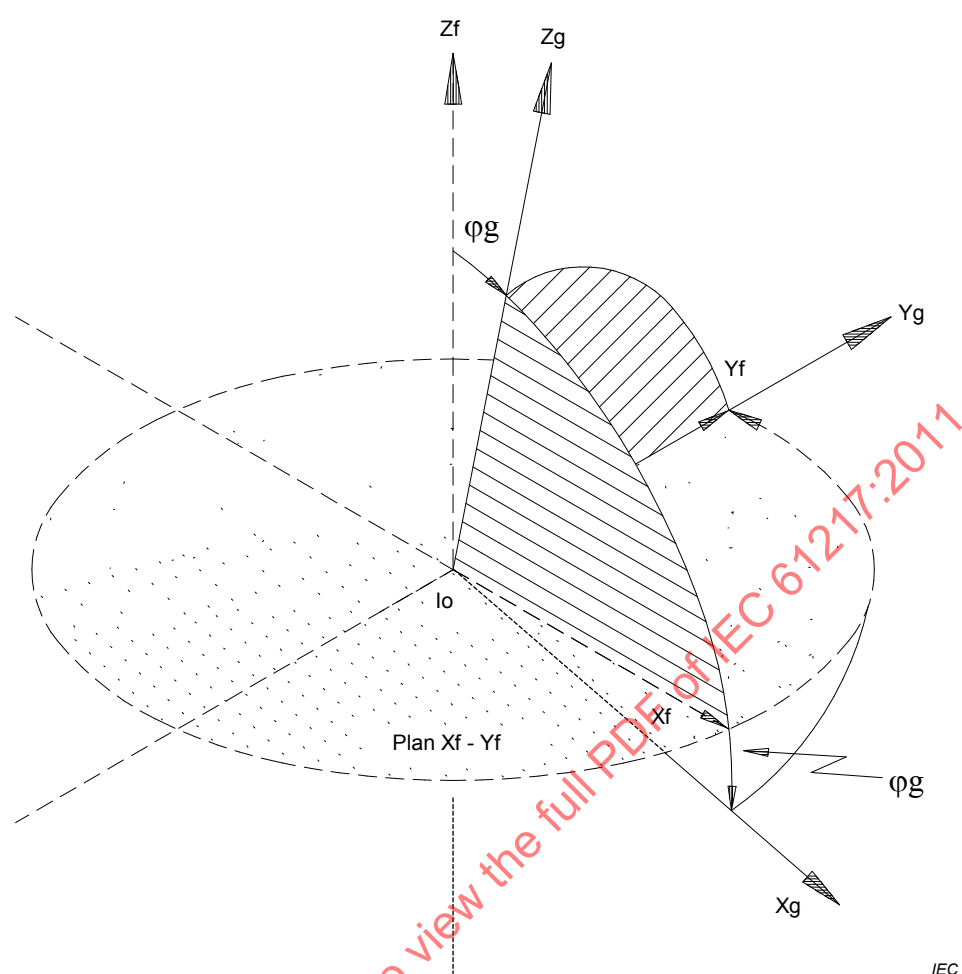
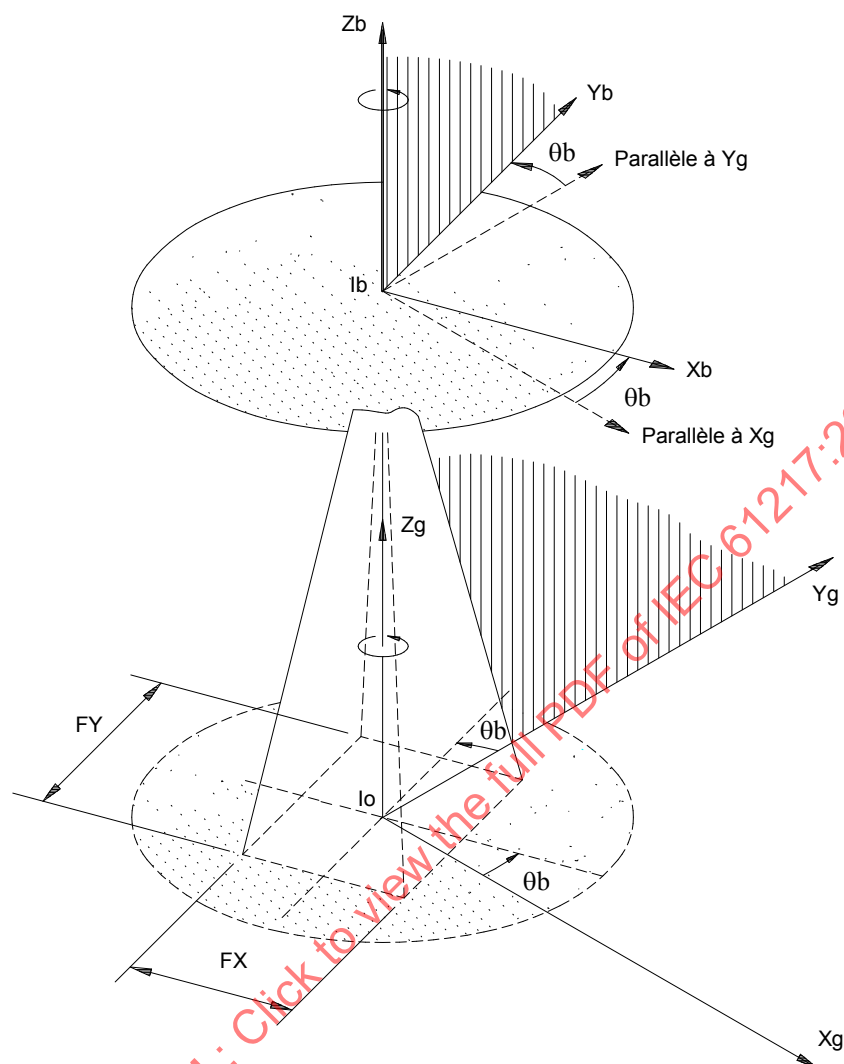


Figure 3 – Structure hiérarchique des systèmes de coordonnées (voir 3.2c) et 3.2e))



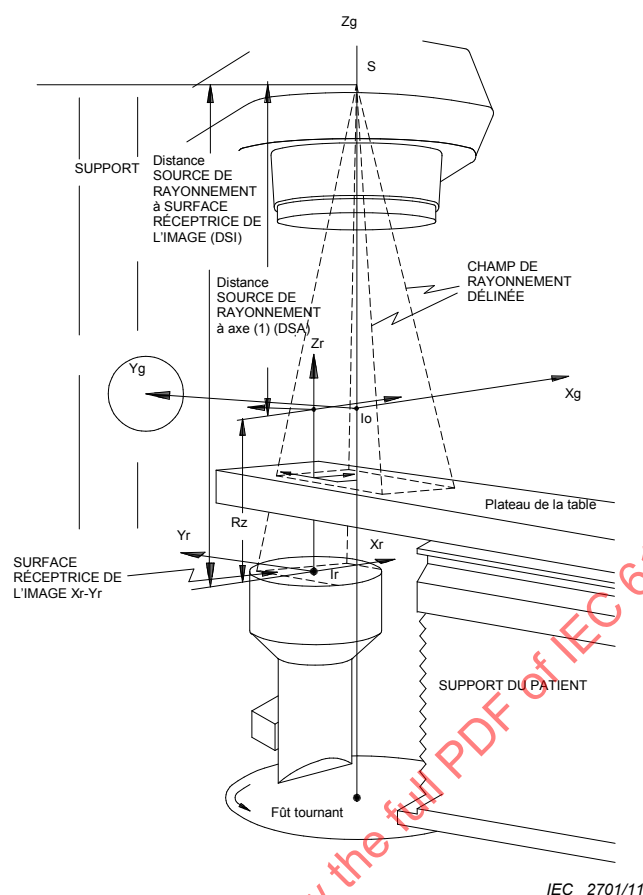
IEC 2699/11

Figure 4 – Rotation ($\phi_g = 15^\circ$) du système de coordonnées du SUPPORT X_g, Y_g, Z_g dans le système fixe de coordonnées X_f, Y_f, Z_f (voir 3.4)



IEC 2700/11

Figure 5 – Rotation ($\theta_b = 15^\circ$) du système de coordonnées du DISPOSITIF DE LIMITATION du FAISCEAU ou du DÉLINÉATEUR Xb, Yb, Zb dans le système de coordonnées du SUPPORT Xg, Yg, Zg, et rotation résultante du CHAMP DE RAYONNEMENT ou du CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ de dimensions FX et FY (voir 3.5)



NOTE 1 R_x = Déplacement de I_r parallèlement à X_g . Ici $R_x = -8$ cm.

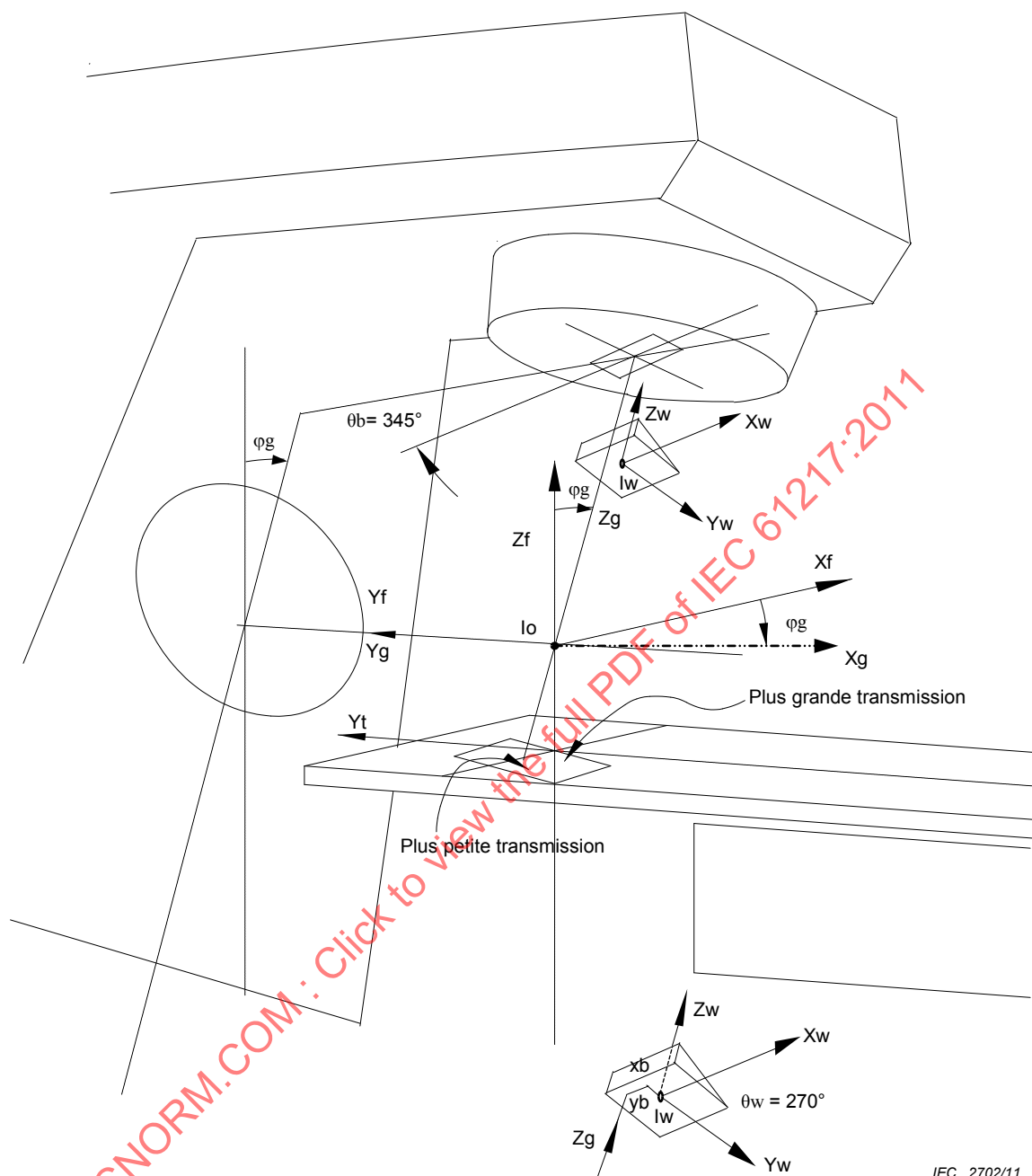
R_y = Déplacement de I_r parallèlement à Y_g . Ici $R_y = +10$ cm.

R_z = Déplacement de I_r parallèlement à Z_g (habituellement dénommé déplacement radial du RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE).

Ici $R_z = -40$ cm.

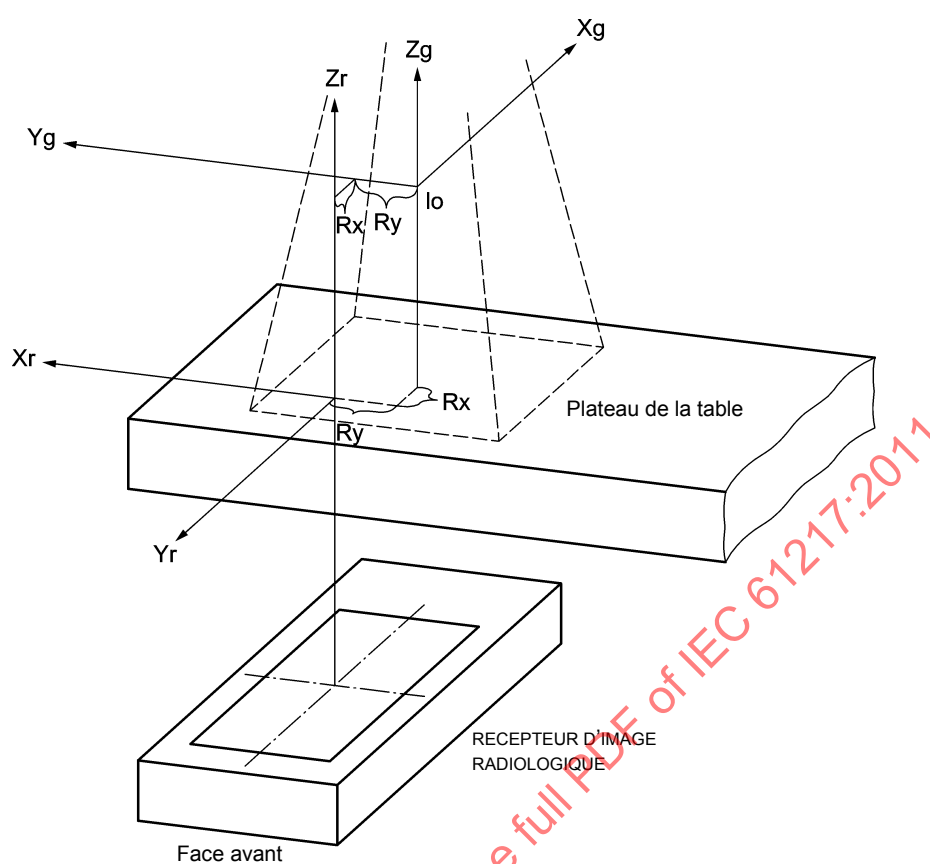
NOTE 2 Se reporter à la Figure 8 pour les déplacements de R_x, R_y .

Figure 6 – Déplacement de l'origine I_r du système de coordonnées du RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE (type amplificateur de brillance) dans le système de coordonnées du SUPPORT, de $R_x = -8$, $R_y = +10$, $R_z = -40$ (voir 3.7)



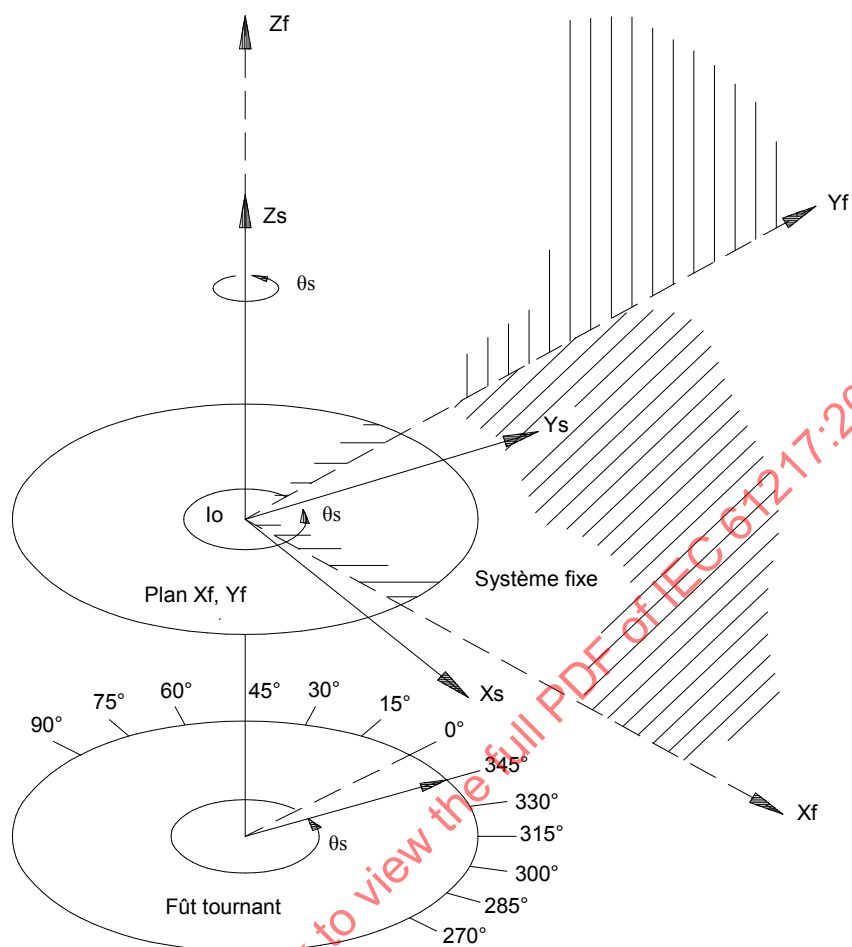
IEC 2702/11

Figure 7 – Rotation ($\theta_w = 270^\circ$) et translation du système de coordonnées du FILTRE EN COIN X_w, Y_w, Z_w dans le système de coordonnées du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU X_b, Y_b, Z_b , le système de coordonnées du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU ayant tourné d'un angle $\theta_b = 345^\circ$ (voir 3.6)



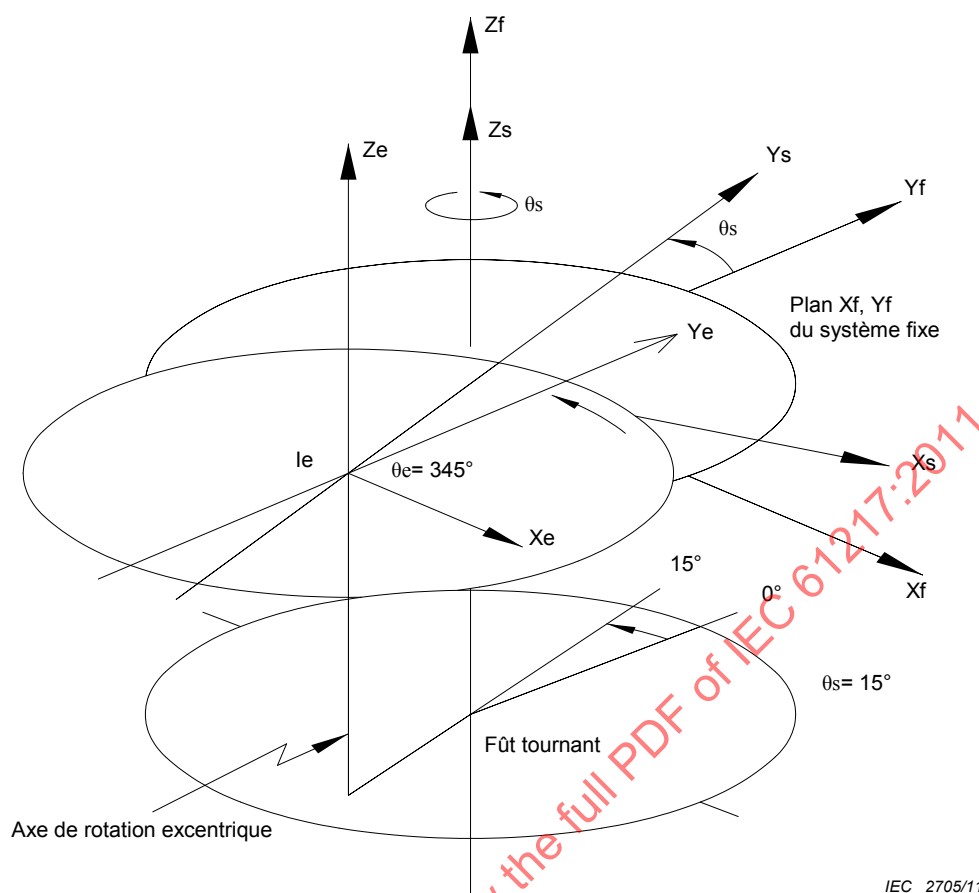
IEC 2703/11

Figure 8 – Rotation ($\theta_r = 90^\circ$) et déplacement du système de coordonnées X_r, Y_r, Z_r du RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE dans le système de coordonnées du SUPPORT X_g, Y_g, Z_g (voir 3.7)



IEC 2704/11

Figure 9 – Rotation ($\theta_s = 345^\circ$) du système de coordonnées X_s, Y_s, Z_s du SUPPORT DU PATIENT dans le système de coordonnées fixe X_f, Y_f, Z_f (voir 3.8)



NOTE X_e est parallèle à X_f et Y_e est parallèle à Y_f parce que $\theta_e = 360^\circ - \theta_s$

$$\theta_s = 15^\circ$$

$$\theta_e = 345^\circ$$

Figure 10 – Rotation de θ_e du système de coordonnées excentrique du plateau de la table dans le système de coordonnées du SUPPORT DU PATIENT, qui est lui-même tourné d'un angle de θ_s dans le système fixe de coordonnées, avec $\theta_e = 360^\circ - \theta_s$ (voir 3.9 et 3.10)

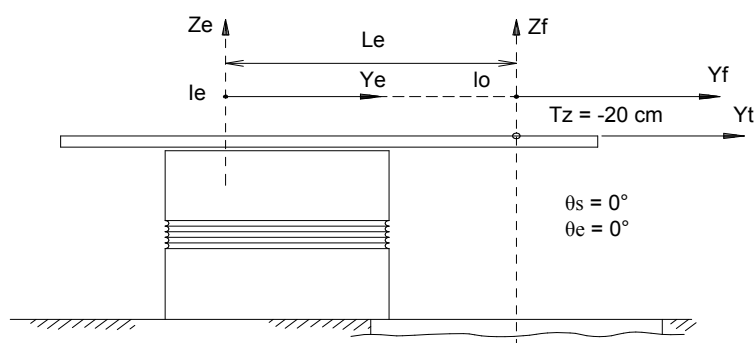
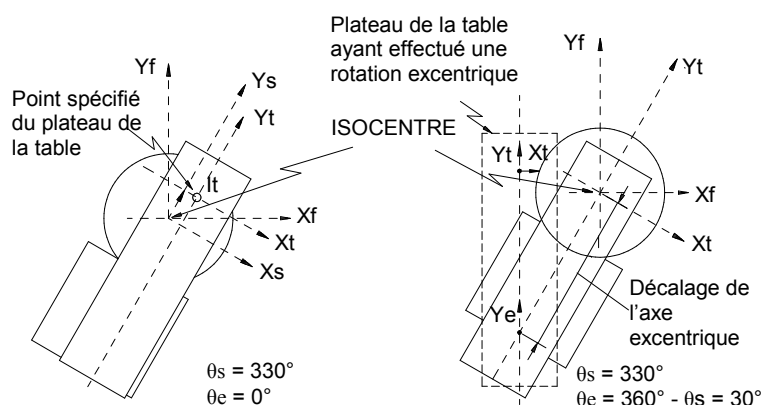


Figure 11a – Plateau de la table abaissé sous l'ISOCENTRE de $T_z = -20$ cm (voir 3.9 et 3.10)

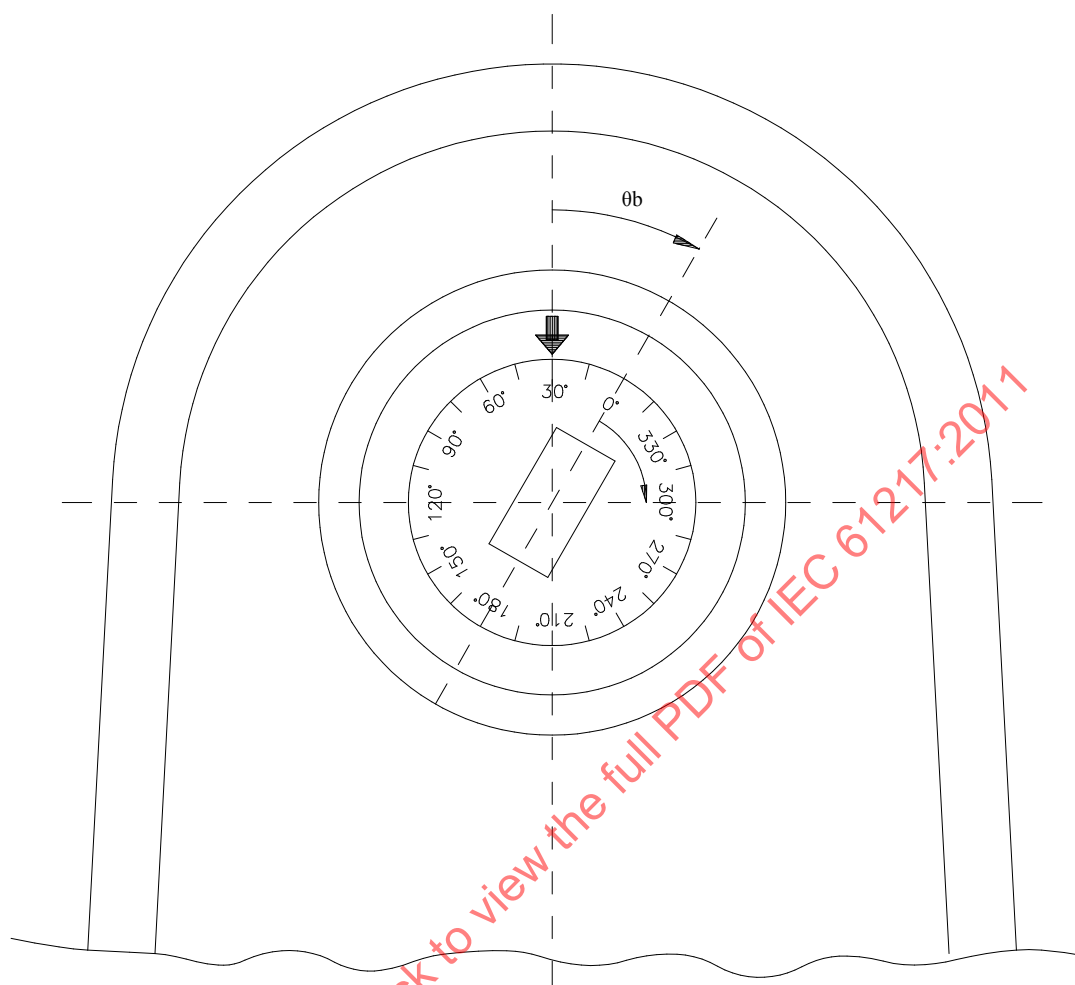


IEC 2707/11

Figure 11b – Déplacement du système de coordonnées du plateau de la table de $T_x = + 5$, $T_y = L_e + 10$ dans le système de coordonnées du SUPPORT DU PATIENT X_s, Y_s, Z_s , qui est tourné de $\theta_s = 330^\circ$ dans le système de coordonnées fixe X_f, Y_f, Z_f (voir 3.9 et 3.10)

Figure 11c – Rotation du système de coordonnées du plateau de la table de $\theta_e = 30^\circ$ dans le système de coordonnées excentrique. Le SUPPORT DU PATIENT est tourné de $\theta_s = 330^\circ$ dans le système de coordonnées fixe, $T_x = 0$, $T_y = L_e$ (voir 3.9 et 3.10)

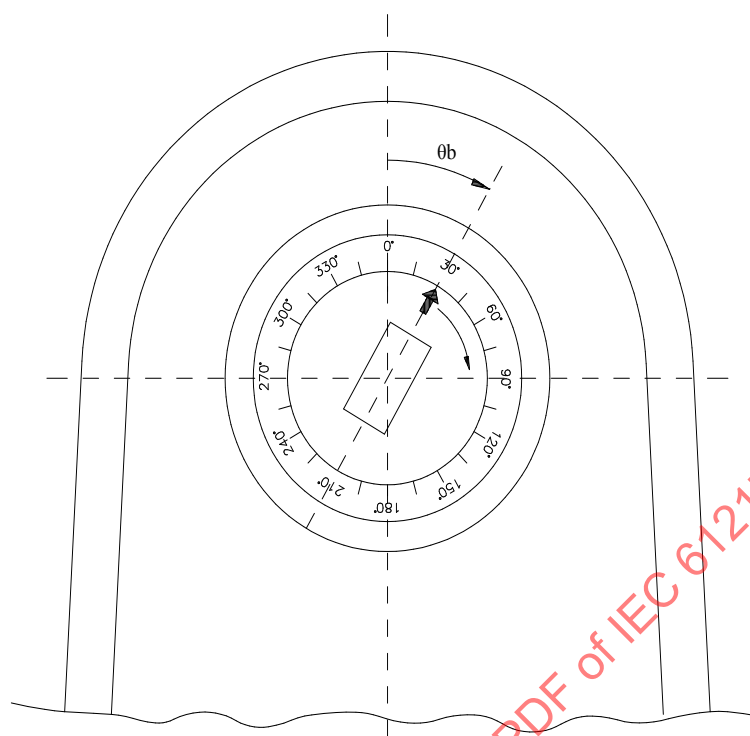
IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 61217:2011



Affichage numérique: angle du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU: 30°

IEC 2708/11

Figure 12a – Exemple d'échelle pour le DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU, index fixé au système ascendant (SUPPORT), et échelle fixée au système descendant (DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU), représenté vu de l'ISOCENTRE (voir 3.2f)2) et Article 4)



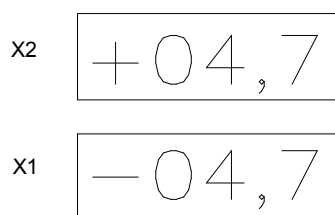
IEC 2709/11

Figure 12b – Exemple d'échelle pour le DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU, index fixé au système descendant (DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU), et échelle fixée au système ascendant (SUPPORT); représenté vu de l'ISOCENTRE (voir 3.2f)2) et Article 4)

a) Echelle mécanique



b) Echelles numériques



IEC 2710/11

Figure 12c – Exemples d'échelles (voir Article 4)