

Röntgenteraapia aparatuur. Koordinaadid, mehhanismid ja astmikud

Radiotherapy equipment - Coordinates, movements and scales

EESTI STANDARDI EESSÕNA

NATIONAL FOREWORD

Käesolev Eesti standard EVS-EN 61217:2010 sisaldab Euroopa standardi EN 61217:1996 ingliskeelset teksti.

Standard on kinnitatud Eesti Standardikeskuse 30.06.2010 käskkirjaga ja jõustub sellekohase teate avaldamisel EVS Teatajas.

Euroopa standardimisorganisatsioonide poolt rahvuslikele liikmetele Euroopa standardi teksti kättesaadavaks tegemise kuupäev on 05.09.1996.

Standard on kättesaadav Eesti standardiorganisatsioonist.

This Estonian standard EVS-EN 61217:2010 consists of the English text of the European standard EN 61217:1996.

This standard is ratified with the order of Estonian Centre for Standardisation dated 30.06.2010 and is endorsed with the notification published in the official bulletin of the Estonian national standardisation organisation.

Date of Availability of the European standard text 05.09.1996.

The standard is available from Estonian standardisation organisation.

ICS 11.040.50, 13.280

Standardite reprodutseerimis- ja levitamiseõigus kuulub Eesti Standardikeskusele

Andmete paljundamine, taastekitamine, kopeerimine, salvestamine elektroonilisse süsteemi või edastamine ükskõik millises vormis või millisel teel on keelatud ilma Eesti Standardikeskuse poolt antud kirjaliku loata.

Kui Teil on küsimusi standardite autorikaitse kohta, palun võtke ühendust Eesti Standardikeskusega:
Aru 10 Tallinn 10317 Eesti; www.evs.ee; Telefon: 605 5050; E-post: info@evs.ee

Right to reproduce and distribute Estonian Standards belongs to the Estonian Centre for Standardisation

No part of this publication may be reproduced or utilized in any form or by any means, electronic or mechanical, including photocopying, without permission in writing from Estonian Centre for Standardisation.

If you have any questions about standards copyright, please contact Estonian Centre for Standardisation:
Aru str 10 Tallinn 10317 Estonia; www.evs.ee; Phone: +372 605 5050; E-mail: info@evs.ee

ICS 11.040.50; 13.280

Descriptors: Electromedical equipment, radiotherapy, movements, scales

English version

**Radiotherapy equipment
Coordinates, movements and scales
(IEC 1217:1996)**

Appareils utilisés en radiothérapie
Coordonnées, mouvements et échelles
(CEI 1217:1996)

Strahlentherapie-Einrichtungen
Koordinaten, Bewegungen und Skalen
(IEC 1217:1996)

This European Standard was approved by CENELEC on 1996-07-02. CENELEC members are bound to comply with the CEN/CENELEC Internal Regulations which stipulate the conditions for giving this European Standard the status of a national standard without any alteration.

Up-to-date lists and bibliographical references concerning such national standards may be obtained on application to the Central Secretariat or to any CENELEC member.

This European Standard exists in three official versions (English, French, German). A version in any other language made by translation under the responsibility of a CENELEC member into its own language and notified to the Central Secretariat has the same status as the official versions.

CENELEC members are the national electrotechnical committees of Austria, Belgium, Denmark, Finland, France, Germany, Greece, Iceland, Ireland, Italy, Luxembourg, Netherlands, Norway, Portugal, Spain, Sweden, Switzerland and United Kingdom.

CENELEC

European Committee for Electrotechnical Standardization
Comité Européen de Normalisation Electrotechnique
Europäisches Komitee für Elektrotechnische Normung

Central Secretariat: rue de Stassart 35, B - 1050 Brussels

Foreword

The text of document 62C/143/FDIS, future edition 1 of IEC 1217, prepared by SC 62C, Equipment for radiotherapy, nuclear medicine and radiation dosimetry, of IEC TC 62, Electrical equipment in medical practice, was submitted to the IEC-CENELEC parallel vote and was approved by CENELEC as EN 61217 on 1996-07-02.

The following dates were fixed:

- latest date by which the EN has to be implemented
at national level by publication of an identical
national standard or by endorsement (dop) 1997-05-01
- latest date by which the national standards conflicting
with the EN have to be withdrawn (dow) 1997-05-01

Endorsement notice

The text of the International Standard IEC 1217:1996 was approved by CENELEC as a European Standard without any modification.

This document is a preview

SOMMAIRE

	Pages
AVANT-PROPOS.....	10
INTRODUCTION	12
Articles	
1 Domaine d'application et objet	16
2 Systèmes de coordonnées	16
2.1 Règles générales	16
2.2 Système fixe de référence – Système “f” (figure 1a)	20
2.3 Système de coordonnées du SUPPORT – Système “g” (figure 4)	20
2.4 Système de coordonnées du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU ou du DÉLINÉATEUR – Système “b” (figure 5)	20
2.5 Système de coordonnées du FILTRE EN COIN – Système “w” (figure 7)	22
2.6 Système de coordonnées du RÉCEPTEUR D’IMAGE RADIOLOGIQUE – Système “r” (figures 6 et 8)	22
2.7 Système de coordonnées du SUPPORT DU PATIENT – Système “s” (figure 9)	24
2.8 Système de coordonnées pour une rotation excentrique du plateau de la table – Système “e” (figures 10 et 11)	24
2.9 Système de coordonnées du plateau de la table – Système “t” (figures 10 et 11)	26
3 Identification des échelles et AFFICHAGES numériques.....	28
4 Dénomination des mouvements des APPAREILS.....	30
5 Positions zéro des APPAREILS	32
6 Liste des échelles, graduations, directions et AFFICHAGES	32
6.1 Rotation du SUPPORT (figures 14a et 14b)	32
6.2 Rotation du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU ou du DÉLINÉATEUR (figures 15a et 15b)	32
6.3 Rotation du FILTRE EN COIN (figures 7 et 14a)	34
6.4 CHAMP DE RAYONNEMENT ou CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ	34
6.5 Rotation ISOCENTRIQUE du SUPPORT DU PATIENT	40
6.6 Rotation excentrique du plateau de la table	40
6.7 Déplacements linéaires du plateau de la table	40
6.8 Déplacements du RÉCEPTEUR D’IMAGE RADIOLOGIQUE.....	40
6.9 Autres échelles	42
Tableaux	
1 Dénomination des mouvements des APPAREILS	30
2 Systèmes de coordonnées individuelles	44

CONTENTS

	Page
FOREWORD.....	11
INTRODUCTION.....	13
 Clause	
1 Scope and object	17
2 Coordinate systems.....	17
2.1 General rules	17
2.2 Fixed reference system ("f") (figure 1a).....	21
2.3 GANTRY coordinate system ("g") (figure 4).....	21
2.4 BEAM LIMITING DEVICE or DELINEATOR coordinate system ("b") (figure 5)	21
2.5 WEDGE FILTER coordinate system ("w") (figure 7).....	23
2.6 X-RAY IMAGE RECEPTOR coordinate system ("r") (figures 6 and 8)	23
2.7 PATIENT SUPPORT coordinate system ("s") (figure 9).....	25
2.8 Table top eccentric rotation coordinate system ("e") (figures 10 and 11).....	25
2.9 Table top coordinate system ("t") (figures 10 and 11)	27
3 Identification of scales and digital DISPLAYS	29
4 Designation of EQUIPMENT movements.....	31
5 EQUIPMENT zero positions.....	33
6 List of scales, graduations, directions and DISPLAYS.....	33
6.1 Rotation of the GANTRY (figures 14a and 14b).....	33
6.2 Rotation of the BEAM LIMITING DEVICE or DELINEATOR (figures 15a and 15b)	33
6.3 Rotation of the WEDGE FILTER (figures 7 and 14a).....	35
6.4 RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD.....	35
6.5 PATIENT SUPPORT ISOCENTRIC rotation	41
6.6 Table top eccentric rotation	41
6.7 Table top linear movements.....	41
6.8 X-RAY IMAGE RECEPTOR movements.....	41
6.9 Other scales.....	43
 Tables	
1 EQUIPMENT movements and designations.....	31
2 Individual coordinate systems.....	45

Figures	Pages
1a Systèmes de coordonnées (voir 2.1.2) avec toutes les positions angulaires à zéro .	46
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 2.1.4).....	48
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 2.1.4).....	48
2 Système de coordonnées direct XYZ ascendant (représentation en perspective) montrant les directions de rotation positives Ψ , ϕ , θ , des systèmes descendants (voir 2.2).....	50
3 Structure hiérarchique des systèmes de coordonnées (voir 2.1.3 et 2.1.5).....	52
4 Rotation ($\phi_g = 15^\circ$) du système de coordonnées du SUPPORT X_g , Y_g , Z_g dans le système fixe de référence X_f , Y_f , Z_f (voir 2.3)	54
5 Rotation ($\theta_b = 15^\circ$) du système de coordonnées du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU ou du DÉLIMITATEUR 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 2.4).....	56
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 2.6).....	58
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 faisceau ayant tourné d'un angle $\theta_b = 345^\circ$ (voir 2.5).....	60
8 Rotation ($\theta_r = 90^\circ$) et déplacement du système de coordonnées X_r , Y_r , Z_r du système de RÉCEPTEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE de type CASSETTE RADIOGRAPHIQUE dans le système de coordonnées du SUPPORT X_g , Y_g , Z_g (voir 2.6)	62
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 2.7)	64
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 système fixe de référence, avec $\theta_e = 360^\circ - \theta_s$ (voir 2.8 et 2.9)	66
11a Plateau de la table abaissé sous l'ISOCENTRE de $T_z = -20$ cm (voir 2.8 et 2.9)	68
11b Déplacement du système de coordonnées du plateau de la table de $T_x = +5$, $T_y = +10$ 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 2.8 et 2.9)	68
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, $T_x = 0$, $T_y = +10$ (voir 2.8 et 2.9).....	68
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 2.1.6.2 et article 3).....	70

Figures	Page
1a Coordinate systems (see 2.1.2) with all angular positions set to zero	47
1b Translation of origin I_d along X_m , Y_m , Z_m and rotation around axis Z_d parallel to Z_m (see 2.1.4)	49
1c Translation of origin I_d along X_m , Y_m , Z_m and rotation around axis Y_d parallel to Y_m (see 2.1.4)	49
2 X Y Z right-hand coordinate mother system (isometric drawing), showing ψ , ϕ , θ directions of positive rotation for daughter system (see 2.2)	51
3 Hierarchical structure among coordinate systems (see 2.1.3 and 2.1.5).....	53
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 2.3)	55
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 2.4)	57
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 2.6).....	59
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 (θ_b) of 345° (see 2.5)	61
8 Rotation ($\theta_r = 90^\circ$) and displacement of RADIOGRAPHIC CASSETTE type X-RAY IMAGE RECEPTOR coordinate system X_r , Y_r , Z_r in GANTRY coordinate system X_g , Y_g , Z_g (see 2.6)	63
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 2.7)	65
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 2.8 and 2.9)	67
11a Table top displaced below ISOCENTRE by $T_z = -20$ cm (see 2.8 and 2.9)	69
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 2.8 and 2.9)	69
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 2.8 and 2.9)	69
12a Example of BEAM LIMITING DEVICE scale, pointer on mother system (GANTRY), scale on daughter system (BEAM LIMITING DEVICE), viewed from ISOCENTRE (see 2.1.6.2 and clause 3)	71

Figures	Pages
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 2.1.6.2 et article 3)	72
12c Exemples d'échelles (voir article 3)	74
13a SUPPORT tournant (adapté de la CEI 601-2-1) avec identification des axes 1 à 8, des directions 9 à 13 et des dimensions 14 et 15 (voir article 4).....	76
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 et 20 à 23 (voir article 4).....	78
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 4).....	80
14a Exemple d'un APPAREIL de TÉLÉRADIOTHÉRAPIE ISOCENTRIQUE (voir 6.1 et 6.3).....	82
14b Exemple de SIMULATEUR DE RADIOTHÉRAPIE ISOCENTRIQUE (voir 6.1)	84
15a CHAMP DE RAYONNEMENT ($FX \times FY$) 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 6.2)	86
15b Même CHAMP DE RAYONNEMENT ($FX \times FY$) à la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT rectangulaire et symétrique tourné de $\theta_b = 30^\circ$, vu depuis la SOURCE DE RAYONNEMENT (voir 6.2)	86
16a CHAMP DE RAYONNEMENT ou CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ rectangulaire et symétrique, vu depuis la SOURCE DE RAYONNEMENT (voir 6.4)	88
16b CHAMP DE RAYONNEMENT ou CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ rectangulaire et asymétrique selon Y_b , vu depuis la SOURCE DE RAYONNEMENT (voir 6.4)	90
16c CHAMP DE RAYONNEMENT ou CHAMP DE RAYONNEMENT DÉLINÉÉ rectangulaire et asymétrique selon X_b , vu depuis la SOURCE DE RAYONNEMENT (voir 6.4)	92
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 6.4)	94
16e CHAMP DE RAYONNEMENT rectangulaire et symétrique, tourné d'un angle $\theta_b = 30^\circ$, vu depuis la SOURCE DE RAYONNEMENT (voir 6.4).....	96
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 6.4).....	98
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 6.4)	100
16h CHAMP DE RAYONNEMENT rectangulaire et asymétrique selon X_b et Y_b , tourné d'un angle $\theta_b = 30^\circ$, vu depuis la SOURCE DE RAYONNEMENT (voir 6.4)	102
16i CHAMP DE RAYONNEMENT irrégulier multi-éléments (multilames), d'un seul tenant, vu depuis la SOURCE DE RAYONNEMENT avec déplacement des éléments selon la direction X_b (voir 6.4)	104
16j CHAMP DE RAYONNEMENT irrégulier multi-éléments (multilames), en deux parties, vu depuis la SOURCE DE RAYONNEMENT avec déplacement des éléments selon la direction X_b (voir 6.4)	106

Figures	Page
12b Example of BEAM LIMITING DEVICE scale, pointer on daughter system (BEAM LIMITING DEVICE), scale on mother system (GANTRY), viewed from ISOCENTRE (see 2.1.6.2 and clause 3)	73
12c Examples of scales (see clause 3)	75
13a Rotary GANTRY (adapted from IEC 601-2-1) with identification of axes 1 to 8, directions 9 to 13 and dimensions 14 and 15 (see clause 4)	77
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; 20 to 23 (see clause 4)	79
13c View from RADIATION SOURCE of TELERADIOTHERAPY RADIATION FIELD or RADIOTHERAPY SIMULATOR DELINEATED RADIATION FIELD (see clause 4)	81
14a Example of ISOCENTRIC TELERADIOTHERAPY EQUIPMENT (see 6.1 and 6.3)	83
14b Example of ISOCENTRIC RADIOTHERAPY SIMULATOR EQUIPMENT (see 6.1)	85
15a Rotated ($\theta_b = 30^\circ$) symmetrical rectangular RADIATION FIELD ($FX \times FY$) at NORMAL TREATMENT DISTANCE, viewed from beyond ISOCENTRE looking toward RADIATION SOURCE (see 6.2)	87
15b Same rotated ($\theta_b = 30^\circ$) symmetrical rectangular RADIATION FIELD ($FX \times FY$) at NORMAL TREATMENT DISTANCE, viewed from RADIATION SOURCE (see 6.2)	87
16a Rectangular and symmetrical RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD, viewed from RADIATION SOURCE (see 6.4)	89
16b Rectangular and asymmetrical in Yb RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD, viewed from RADIATION SOURCE (see 6.4)	91
16c Rectangular and asymmetrical in Xb RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD, viewed from RADIATION SOURCE (see 6.4)	93
16d Rectangular and asymmetrical in Xb and Yb RADIATION FIELD or DELINEATED RADIATION FIELD, viewed from RADIATION SOURCE (see 6.4)	95
16e Rectangular and symmetrical RADIATION FIELD, rotated by $\theta_b = 30^\circ$, viewed from RADIATION SOURCE (see 6.4)	97
16f Rectangular and asymmetrical in Yb RADIATION FIELD, rotated by $\theta_b = 30^\circ$, viewed from RADIATION SOURCE (see 6.4)	99
16g Rectangular and asymmetrical in Xb RADIATION FIELD, rotated by $\theta_b = 30^\circ$, viewed from RADIATION SOURCE (see 6.4)	101
16h Rectangular and asymmetrical in Xb and Yb RADIATION FIELD, rotated by $\theta_b = 30^\circ$, viewed from RADIATION SOURCE (see 6.4)	103
16i Irregular multi-element (multileaf) contiguous RADIATION FIELD, viewed from RADIATION SOURCE, with element motion in Xb direction (see 6.4)	105
16j Irregular multi-element (multileaf) two-part RADIATION FIELD, viewed from RADIATION SOURCE, with element motion in Xb direction (see 6.4)	107

Figures

Pages

16k	CHAMP DE RAYONNEMENT irrégulier multi-éléments (multilames), d'un seul tenant, vu depuis la SOURCE DE RAYONNEMENT avec déplacement des éléments selon la direction Yb (voir 6.4).....	108
-----	---	-----

Annexes

A	Exemples de transformations de coordonnées entre les systèmes de coordonnées individuels.....	110
B	Bibliographie.....	126
C	Justification concernant les modifications des échelles CEI.....	128
D	Récapitulation des additions et modifications aux prescriptions concernant les échelles contenues dans la CEI 601-2-1, la CEI 601-2-11, la CEI 976 et la CEI 977.....	134
E	Terminologie.....	136

This document is a preview generated by EVS

Figure	Page
16k Irregular multi-element (multileaf) contiguous RADIATION FIELD, viewed from RADIATION SOURCE, with element motion in Yb direction (see 6.4)	109

Annexes

A Examples of coordinate transformations between individual coordinate systems.....	111
B Bibliography.....	127
C Rationale for changes in IEC scales	129
D Summary of additions and changes to scale statements in IEC 601-2-1, IEC 601-2-11, IEC 976 and IEC 977	135
E Terminology.....	137

This document is a preview generated by EVS

INTRODUCTION

La RADIOTHÉRAPIE est pratiquée dans des centres médicaux disposant de divers APPAREILS fournis par différents CONSTRUCTEURS 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 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 standardisée des coordonnées et des échelles des APPAREILS utilisés en RADIOTHÉRAPIE, y compris les SIMULATEURS DE RADIOTHÉRAPIE, est absolument nécessaire, puisque des différences de marquages et d'échelles pour des mouvements similaires sur les différents types d'APPAREILS utilisés dans un même service peuvent multiplier les risques d'erreur. De plus, il convient que les données obtenues par les APPAREILS utilisés pour définir la position du volume tumoral, tels que ceux utilisant les ultrasons, le RAYONNEMENT X, la résonance magnétique ou les scanographes, 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. De ce fait, elle s'applique à tout type d'APPAREILS de TÉLÉRADIOTHÉRAPIE, aux SIMULATEURS DE RADIOTHÉRAPIE, aux informations provenant d'APPAREILS 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 788 et dans les annexes AA de la CEI 601-2-1 et de la CEI 601-2-29 (voir annexe E).

La présente norme ne fait pas partie de la série 601 des normes de sécurité. Elle ne constitue pas un code de sécurité et elle ne contient pas de prescriptions concernant les performances. Les présentes prescriptions n'apparaîtront donc pas dans les éditions futures de la série des CEI 601-2 qui traite exclusivement des prescriptions de sécurité.

La CEI 601-2-1, la CEI 601-2-11, la CEI 601-2-29, la CEI 976, la CEI 977, la CEI 1168 et la CEI 1170 contiennent des conventions concernant les mouvements et les échelles des APPAREILS. Quelques modifications et additions ont été introduites dans la présente norme. Elles sont répertoriées à l'annexe D.

L'un des intérêts essentiels d'un système de coordonnées standardisé 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 CONSTRUCTEURS utiliseront normalement pour les nouveaux APPAREILS la convention d'échelles de cette norme.

Lorsque, à la demande d'UTILISATEURS, les CONSTRUCTEURS fournissent des APPAREILS ayant d'autres conventions d'échelles, pour qu'elles soient cohérentes avec celles des APPAREILS déjà installés dans les locaux d'un UTILISATEUR, ou qu'elles soient conformes à des conventions ou réglementations locales, ces APPAREILS ne peuvent pas être déclarés comme étant conformes à cette norme.

Il est aussi envisagé que les CONSTRUCTEURS aient la possibilité de fournir en option des échelles pour convertir un APPAREIL déjà installé chez un UTILISATEUR selon la convention d'échelles de cette norme.

INTRODUCTION

RADIOTHERAPY is performed in medical centres where a variety of 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 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 EQUIPMENT used in RADIOTHERAPY, including RADIOTHERAPY SIMULATORS, because differences in the marking and scaling of similar movements on the various types of EQUIPMENT used in the same department may increase the probability of error. In addition, data from 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 EQUIPMENT. Hence, its scope applies to all types of TELERADIOTHERAPY EQUIPMENT, RADIOTHERAPY SIMULATORS, information from diagnostic EQUIPMENT when used for RADIOTHERAPY, recording and verification EQUIPMENT, and to data input for the treatment planning process.

Movement nomenclature is to be classified as defined terms according to IEC 788 and appendix AA of IEC 601-2-1 and IEC 601-2-29 (see annex E).

This standard is issued as a publication separate from the 601 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 601-2 series, which deals exclusively with safety requirements.

IEC 601-2-1, IEC 601-2-11, IEC 601-2-29, IEC 976, IEC 977, IEC 1168 and IEC 1170 include EQUIPMENT movements and scale conventions. A number of changes and additions have been made in this standard. These are summarized in annex D.

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 EQUIPMENT.

If MANUFACTURERS provide other optional scale conventions when requested by USERS, such as to match existing EQUIPMENT in a USER's facility or to comply with local convention or regulations, such EQUIPMENT cannot be said to comply with this standard.

It is also anticipated that MANUFACTURERS may provide, as options, scales to convert a USER's existing EQUIPMENT to the scale conventions of this standard.

Cette norme ne prend pas en considération les APPAREILS non ISOCENTRIQUES ni les mouvements de rotation et de basculement de la TÊTE RADIOGÈNE, du fait de leur utilisation médicale peu répandue.

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

- système de coordonnées du PATIENT;
- SIMULATEURS DE RADIOTHÉRAPIE en trois dimensions;
- SIMULATEURS DE RADIOTHÉRAPIE de type scanographes;
- APPAREILS non ISOCENTRIQUES.

This document is a preview generated by EVS

This standard does not address non-ISOCENTRIC EQUIPMENT and pitch or roll movements of the RADIATION HEAD, due to limited clinical use.

It is anticipated that future amendments may address the following:

- PATIENT coordinate system;
- Three-dimensional RADIOTHERAPY SIMULATORS;
- CT type RADIOTHERAPY SIMULATORS;
- non-ISOCENTRIC EQUIPMENT.

This document is a preview generated by EVS

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 APPAREILS de GAMMA-THÉRAPIE 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 utilisés dans ces opérations et de faciliter les contrôles informatiques lorsqu'ils sont utilisés.

2 Systèmes de coordonnées

Un système de coordonnées individuel est affecté à chaque élément principal d'un APPAREIL 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 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 des systèmes de coordonnées qui suit, il est parfois fait mention de rotation dans le sens antihoraire (ccw) 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) pour le transfert des coordonnées d'un point ou d'un vecteur d'un système dans n'importe quel autre. Voir l'annexe A qui donne des exemples de telles transformations.

2.1 Règles générales

2.1.1 Tous les systèmes de coordonnées sont des systèmes cartésiens directs et les valeurs croissantes des déplacements angulaires et linéaires sont indiquées à la figure 2. Lorsque tous les angles des systèmes de coordonnées sont à zéro, tous les axes Z sont dirigés verticalement vers le haut.

2.1.2 Les axes de coordonnées sont identifiés par une lettre majuscule suivie d'une lettre minuscule identifiant le système de coordonnées dont ils font partie.

2.1.3 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.

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 EQUIPMENT used in this process, and to facilitate computer control when used.

2 Coordinate systems

An individual coordinate system is assigned to each major part of the 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. 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) for the transfer of a point or vector coordinates in one system to any other coordinate system. See annex A for examples of coordinate transformations.

2.1 General rules

2.1.1 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.

2.1.2 Coordinate axes are identified by a capital letter followed by a lower-case letter, representing coordinate system identification.

2.1.3 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.

2.1.4 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 I_d le long d'un, deux ou trois axes du système (m) puis par rotation du système (d) autour de l'un des axes translaté du système descendant.

NOTE – Le déplacement mécanique d'éléments de l'APPAREIL peut se faire dans un ordre différent dans la mesure où ces éléments de l'APPAREIL se retrouvent finalement dans la même position et 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 I_d le long des axes X_m , Y_m , Z_m du système ascendant.

La figure 1b montre la translation de l'origine I_d le long de X_m , Y_m , Z_m et la rotation autour de l'axe Z_d qui est parallèle à Z_m .

La figure 1c montre la translation de l'origine I_d le long de X_m , Y_m , Z_m et la rotation autour de l'axe Y_d qui est parallèle à Y_m .

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 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).

2.1.5 La position d'un point dans un système peut ainsi être définie dans le 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 successives (rotations et translations de l'origine ainsi qu'il est défini en 2.1.4), 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.

2.1.6 Notations

2.1.6.1 Les majuscules sont utilisées pour identifier les axes de coordonnées et les minuscules sont utilisées pour identifier les systèmes de coordonnées.

Exemple: Y_g est l'axe y du système de coordonnées du SUPPORT.

2.1.6.2 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 Z_b du système "b" (voir figures 12a, 12b et aussi figure 5 où $\theta_b = 15^\circ$).

2.1.6.3 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