
**Radioprotection — Accélérateurs
médicaux d'électrons — Exigences et
recommandations pour la conception
et l'évaluation du blindage**

*Radiological protection — Medical electron accelerators —
Requirements and recommendations for shielding design and
evaluation*

iTeh STANDARD PREVIEW
(standards.iteh.ai)

ISO 16645:2016

<https://standards.iteh.ai/catalog/standards/sist/79fb0b28-4ec4-4a97-97dd-0cc3fa2c95cd/iso-16645-2016>



iTeh STANDARD PREVIEW (standards.iteh.ai)

ISO 16645:2016

<https://standards.iteh.ai/catalog/standards/sist/79fb0b28-4ec4-4a97-97dd-0cc3fa2c95cd/iso-16645-2016>



DOCUMENT PROTÉGÉ PAR COPYRIGHT

© ISO 2016, Publié en Suisse

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, l'affichage sur l'internet ou sur un Intranet, sans autorisation écrite préalable. Les demandes d'autorisation peuvent être adressées à l'ISO à l'adresse ci-après ou au comité membre de l'ISO dans le pays du demandeur.

ISO copyright office
Ch. de Blandonnet 8 • CP 401
CH-1214 Vernier, Geneva, Switzerland
Tel. +41 22 749 01 11
Fax +41 22 749 09 47
copyright@iso.org
www.iso.org

Sommaire

Page

Avant-propos	v
Introduction	vi
1 Domaine d'application	1
2 Références normatives	1
3 Termes et définitions	1
3.1 Grandeurs	2
3.2 Définitions	4
4 Objectifs de conception de la protection radiologique et autres critères de conception	7
4.1 Objectifs de conception de la protection radiologique	7
4.2 Hypothèses de calcul de la protection radiologique	7
5 Rôle des fabricants, de la personne compétente en radioprotection ou de l'expert qualifié et interactions entre les parties prenantes	9
5.1 Généralités	9
5.2 Fabricant de l'accélérateur linéaire	9
5.3 Vendeur de matériaux de protection radiologique	10
5.4 Cabinet d'architectes/maître d'œuvre	11
5.5 Personne compétente en radioprotection ou expert qualifié	11
5.6 Exploitant	12
6 Champs de rayonnement autour d'un accélérateur linéaire d'électrons	12
6.1 Généralités	12
6.2 Rayonnement X	13
6.2.1 Faisceau primaire de rayons X	13
6.2.2 Rayonnement de freinage du faisceau primaire d'électrons	13
6.2.3 Rayonnement X secondaire	14
6.2.4 Rayonnement X tertiaire	14
6.3 Rayonnement neutronique	15
6.3.1 Généralités	15
6.3.2 Rayonnement neutronique direct	16
6.3.3 Rayonnement neutronique diffusé et thermique	16
6.3.4 Rayonnement neutronique de l'écran primaire	16
6.4 Rayonnement γ	17
6.4.1 Généralités	17
6.4.2 Rayonnement γ de la chicane	17
6.4.3 Rayonnement γ de la porte	17
6.4.4 Rayonnement γ de l'écran primaire	17
6.4.5 Rayonnement γ de l'air	18
7 Matériaux de protection et valeurs de transmission	18
8 Approche générale pour le calcul de la protection radiologique	20
9 Calcul de la protection radiologique pour des appareils conventionnels	22
9.1 Généralités	22
9.2 Écrans primaires	22
9.2.1 Composantes du rayonnement	22
9.2.2 Écran constitué d'un matériau unique	23
9.2.3 Écran à plusieurs couches	23
9.3 Écrans secondaires	24
9.3.1 Composantes du rayonnement	24
9.3.2 Écran constitué d'un matériau unique	25
9.3.3 Écrans à plusieurs couches	26
10 Portes et chicanes	27
10.1 Généralités	27

10.2	Composantes du rayonnement.....	27
10.3	Chicane standard.....	28
10.3.1	Calculs de la diffusion des rayons X dans la chicane.....	28
10.3.2	Rayonnement de fuite direct de rayons X.....	34
10.3.3	Calculs du rayonnement neutronique et du rayonnement gamma généré par capture dans la chicane.....	35
10.4	Chicane à deux coudes.....	37
10.5	Absence de chicane - Portes directes blindées.....	38
10.5.1	Généralités.....	38
10.5.2	Protection du côté le plus éloigné d'une porte d'entrée directe blindée.....	39
10.5.3	Protection du côté le plus proche d'une porte d'entrée directe blindée.....	41
10.6	Absence de porte à l'entrée de la chicane.....	44
10.7	Calculs de porte.....	45
10.7.1	Généralités.....	45
10.7.2	Calculs de porte de chicane.....	45
10.7.3	Calculs de porte directe blindée.....	46
11	Calculs de la protection pour des appareils spéciaux.....	46
11.1	Généralités.....	46
11.2	Accélérateur à bras robotisé.....	46
11.3	Radiothérapie hélicoïdale avec modulation d'intensité.....	47
11.4	Appareil dédié à la radiothérapie peropératoire avec des électrons.....	48
12	Conduits.....	49
12.1	Impact des conduits sur la radioprotection.....	49
12.2	Emplacement et géométrie recommandés.....	49
12.3	Protection supplémentaire.....	49
12.3.1	Généralités.....	49
12.3.2	Rayonnement neutronique et rayonnement gamma généré par capture traversant l'intérieur du conduit blindé.....	50
12.3.3	Rayonnement X diffusé traversant l'intérieur du conduit blindé.....	51
12.3.4	Rayonnement diffusé traversant les parois du blindage du conduit.....	51
12.3.5	Équivalent de dose au niveau de l'ouverture extérieure du conduit de CVC.....	51
13	Considérations particulières.....	52
13.1	Effet de ciel.....	52
13.1.1	Généralités.....	52
13.1.2	Rayonnement X dû à l'effet de ciel.....	52
13.1.3	Rayonnement neutronique dû à l'effet de ciel.....	53
13.2	Rayonnements du sol.....	54
13.3	Joints et jonctions.....	55
14	Évaluation de la protection (vérification expérimentale).....	55
14.1	Généralités.....	55
14.2	Équipement et méthode de mesure.....	55
14.3	Évaluation.....	56
15	Indication, signaux d'avertissement et verrouillages.....	58
Annexe A (informative) Couches de déci-transmission pour les matériaux de protection les plus courants.....		59
Annexe B (informative) Données servant au calcul de la protection radiologique.....		72
Annexe C (informative) Exemple de calcul pour un appareil conventionnel et une chicane standard.....		74
Bibliographie.....		82

Avant-propos

L'ISO (Organisation internationale de normalisation) est une fédération mondiale d'organismes nationaux de normalisation (comités membres de l'ISO). L'élaboration des Normes internationales est en général confiée aux comités techniques de l'ISO. Chaque comité membre intéressé par une étude a le droit de faire partie du comité technique créé à cet effet. Les organisations internationales, gouvernementales et non gouvernementales, en liaison avec l'ISO participent également aux travaux. L'ISO collabore étroitement avec la Commission électrotechnique internationale (IEC) en ce qui concerne la normalisation électrotechnique.

Les procédures utilisées pour élaborer le présent document et celles destinées à sa mise à jour sont décrites dans les Directives ISO/IEC, Partie 1. Il convient, en particulier de prendre note des différents critères d'approbation requis pour les différents types de documents ISO. Le présent document a été rédigé conformément aux règles de rédaction données dans les Directives ISO/IEC, Partie 2 (voir www.iso.org/directives).

L'attention est appelée sur le fait que certains des éléments du présent document peuvent faire l'objet de droits de propriété intellectuelle ou de droits analogues. L'ISO ne saurait être tenue pour responsable de ne pas avoir identifié de tels droits de propriété et averti de leur existence. Les détails concernant les références aux droits de propriété intellectuelle ou autres droits analogues identifiés lors de l'élaboration du document sont indiqués dans l'Introduction et/ou dans la liste des déclarations de brevets reçues par l'ISO (voir www.iso.org/brevets).

Les appellations commerciales éventuellement mentionnées dans le présent document sont données pour information, par souci de commodité, à l'intention des utilisateurs et ne sauraient constituer un engagement.

Pour une explication de la nature volontaire des normes, la signification des termes et expressions spécifiques de l'ISO liés à l'évaluation de la conformité, ou pour toute information au sujet de l'adhésion de l'ISO aux principes de l'OMC concernant les obstacles techniques au commerce (OTC), voir le lien suivant: www.iso.org/iso/fr/foreword.html

Le comité chargé de l'élaboration du présent document est l'ISO/TC 85, *Énergie nucléaire, technologies nucléaires, et radioprotection*, sous-comité SC 2, *Radioprotection*.

Cette version corrigée de l'ISO 16645:2016 intègre la correction des [Tableaux A.9](#) et [C.6](#).

Introduction

La radiothérapie emploie un faisceau de rayonnement externe pour tuer les cellules cancéreuses et réduire les tumeurs. L'utilisation d'accélérateurs linéaires d'électrons pour délivrer un faisceau de rayonnement externe s'est répandue au cours des dernières décennies et cette technique d'irradiation est à présent couramment utilisée dans le monde entier. Ces accélérateurs produisent des faisceaux d'électrons et de photons de haute énergie avec des débits de dose de plus en plus élevés. Même si l'utilisation de la radiothérapie est bien établie, les techniques d'irradiation continuent d'évoluer et deviennent de plus en plus complexes. La modulation de l'intensité du faisceau, les modes d'irradiation à débits de dose élevés à présent disponibles, la radiothérapie hélicoïdale avec modulation d'intensité, les accélérateurs à bras robotisé, et les appareils dédiés à la radiothérapie peropératoire en sont des exemples. La conception du blindage des salles de traitement a évolué pour suivre ces avancées. La charge de travail plus conséquente associée à la plupart de ces techniques peut avoir une influence sur les matériaux de blindage utilisés. La technique d'irradiation peut également influencer la géométrie à considérer lors des calculs de protection.

L'IEC 60601-2-1 traite de la conception et de la construction des accélérateurs dans le but d'assurer la sécurité de leur fonctionnement.^[1] En outre, plusieurs rapports nationaux^{[2][3]} ou internationaux (rapport Safety Report Series n° 47 de l'AIEA, 2006) donnent des recommandations concernant l'installation et l'exploitation de ces accélérateurs, les dispositifs de sécurité, la conception et le calcul des protections, le contrôle et la surveillance radiologiques. Des normes nationales ont été établies dans certains pays.^{[4][5]} Par ailleurs, des réglementations nationales imposent des règles particulières de protection contre les rayonnements, notamment en ce qui concerne la définition des zones contrôlées et le calcul de la protection radiologique.

Compte tenu du développement de nouvelles techniques d'irradiation et des nouvelles conceptions de salles de traitement d'une part, et de la diversité des guides ou documents normatifs d'autre part, il semblait judicieux d'établir une Norme internationale servant de cadre général. La présente norme est destinée à être complémentaire aux autres normes internationales (IEC et AIEA).

Les sujets suivants sont traités dans la norme: <https://standards.iteh.ai/catalog/standards/sist/79fb0b28-4ec4-4a97-97dd-0cc3fa2c95cd/iso-16645-2016>

- types d'accélérateurs: accélérateurs conventionnels avec et sans filtre égalisateur (modes de fonctionnement FF et FFF), appareils de radiothérapie hélicoïdale avec modulation d'intensité et accélérateurs à bras robotisé, machines dédiées à la radiothérapie peropératoire;
- champs de rayonnement: électrons, photons X et neutrons (directs, diffusés, de fuite), rayons gamma générés par capture neutronique;
- géométrie de la salle de traitement: chicane avec et sans porte, absence de chicane avec porte directe;
- matériaux de protection: béton (ordinaire ou lourd), métaux, écrans stratifiés (béton et métal), matériaux hydrogénés, terre et autres;
- conception de l'installation de radiothérapie;
- méthodes de calcul de la protection radiologique, incluant les neutrons, différents types d'installations et de géométries de protection;
- évaluation de l'impact de la chicane et calcul de la protection de la porte d'entrée;
- évaluation de l'impact des conduits (ventilation et climatisation, haute tension et fluides) et des protections supplémentaires;
- hypothèse et objectifs de conception de la protection radiologique;
- contrôle radiologique de l'installation complète pour garantir sa conformité aux exigences nationales ainsi que l'adéquation de la protection radiologique et de la conception à l'objectif après installation de l'accélérateur.

Radioprotection — Accélérateurs médicaux d'électrons — Exigences et recommandations pour la conception et l'évaluation du blindage

1 Domaine d'application

La présente Norme internationale s'applique aux accélérateurs linéaires d'électrons médicaux, c'est-à-dire aux accélérateurs linéaires avec des énergies nominales de faisceau dans la gamme de 4 MV à 30 MV, y compris les installations particulières telles que le bras robotisé, les appareils de radiothérapie hélicoïdale avec modulation d'intensité et les appareils dédiés à la radiothérapie peropératoire (IORT) avec électrons.

Les cyclotrons et les synchrotrons utilisés pour l'hadronthérapie ne sont pas considérés.

Les exigences et recommandations en matière de radioprotection données dans la présente Norme internationale couvrent les aspects liés aux réglementations, aux objectifs de conception de la protection radiologique et autres critères de conception, au rôle des fabricants, de la personne compétente en radioprotection ou de l'expert qualifié et aux interactions entre les parties prenantes, aux rayonnements autour d'un accélérateur linéaire, à la protection pour les appareils conventionnels et spéciaux (y compris les matériaux de protection et les valeurs de transmission, les calculs pour différentes configurations de salle de traitement, l'impact des conduits sur la radioprotection) et à la surveillance radiologique (mesurages).

NOTE 1 L'Annexe A procure des valeurs de transmission pour les matériaux de protection les plus courants.

NOTE 2 L'Annexe B fournit des données servant au calcul de la protection radiologique.

NOTE 3 L'Annexe C donne un exemple de calcul pour un appareil conventionnel et une chicane standard.

2 Références normatives

Les documents ci-après, dans leur intégralité ou non, sont des références normatives indispensables à 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).

IEC 60976, *Appareils électromédicaux — Accélérateurs médicaux d'électrons — Caractéristiques fonctionnelles de performance*

IAEA Safety Reports Series Report No. 47, *Radiation protection in the Design of Radiotherapy Facilities (2006)*

3 Termes et définitions

Pour les besoins du présent document, les termes et définitions donnés dans l'IEC 60976 ainsi que les suivants s'appliquent.

3.1 Grandeurs

3.1.1

dose absorbée

D

quotient de $d\bar{\epsilon}$ par dm , où $d\bar{\epsilon}$ est l'énergie moyenne communiquée à un élément de matière de masse dm , à savoir

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}$$

Note 1 à l'article: Dans le présent document, la dose absorbée est définie pour un rayonnement produit par un accélérateur linéaire à un emplacement particulier: la dose absorbée dans l'eau au niveau de l'isocentre (à 1 m de la source pour des appareils conventionnels) à une profondeur de référence dans l'eau dans des conditions d'équilibre électronique (par exemple à la profondeur du maximum de dose absorbée).

Note 2 à l'article: L'unité de dose absorbée est le joule par kilogramme ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$) et son nom spécial est le gray (Gy).

[SOURCE: ISO 12749-2:2013, 4.1.6.7][6]

3.1.2

débit de dose absorbée

débit en sortie

DR_0

dose absorbée par unité de temps

Note 1 à l'article: Dans la présente Norme internationale, en l'absence d'indication particulière, le débit de dose absorbée est défini pour un rayonnement produit par un accélérateur linéaire à un emplacement particulier: le débit de dose absorbée dans l'eau au niveau de l'isocentre (à 1 m de la source pour des appareils conventionnels) à une profondeur de référence dans l'eau dans des conditions d'équilibre électronique (par exemple à la profondeur du maximum de dose absorbée).

ISO 16645:2016

Note 2 à l'article: L'unité de débit de dose absorbée est le gray par seconde ($\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$). L'unité usuelle pour les accélérateurs médicaux est le gray par heure ($\text{Gy}\cdot\text{h}^{-1}$).

3.1.3

équivalent de dose

H

produit de D par Q en un point dans un tissu, où D est la dose absorbée (3.1.1) et Q est le facteur de qualité pour le rayonnement spécifique au niveau de ce point, à savoir: $H = D \times Q$

Note 1 à l'article: L'unité d'équivalent de dose est le joule par kilogramme ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$) et son nom spécial est le sievert (Sv).

[SOURCE: ISO 12749-2:2013, 4.1.6.8][6]

3.1.4

quotient RCMI

C_1

rapport du nombre moyen d'unités moniteur par unité de dose absorbée prescrite requis pour la RCMI (UM_{RCMI}) au nombre d'unités moniteur par unité de dose absorbée pour un traitement conventionnel (UM_{conv})

$$C_1 = \frac{UM_{\text{RCMI}}}{UM_{\text{CONV}}}$$

3.1.5**débit instantané d'équivalent de dose****IDR**

débit d'équivalent de dose «ambiant/individuel» ($\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$) mesuré lorsque l'accélérateur linéaire fonctionne au débit de dose absorbée DR_0 ($\text{Gy}\cdot\text{h}^{-1}$)

Note 1 à l'article: Il s'agit de la lecture directe du débitmètre qui donne une valeur stable en équivalent de dose par heure. L'*IDR* est spécifié en un point de référence (30 cm) au-delà de l'écran traversé.

3.1.6**dose efficace****E**

somme des doses équivalentes pour tous les tissus, chacune étant multipliée par le facteur de pondération tissulaire approprié

3.1.7**facteur d'occupation****T**

fraction de temps pendant laquelle les zones adjacentes à la salle de traitement sont occupées par une personne ou un groupe pendant le fonctionnement de l'accélérateur linéaire

3.1.8**facteur d'orientation ou d'utilisation****U**

fraction de temps pendant laquelle le rayonnement considéré est orienté vers un écran particulier

3.1.9**coefficient de réflexion** **α**

fraction du rayonnement (par exemple, fluence, fluence énergétique) exprimée par le quotient de la quantité rétrodiffusée par la quantité incidente

3.1.10**objectif de conception de la protection radiologique****P**

valeurs pratiques d'équivalent de dose, pour une source unique de radiothérapie ou un ensemble de sources, évaluées en un point de référence situé au-delà d'un écran protecteur

Note 1 à l'article: Les objectifs de conception du blindage permettent de s'assurer que les valeurs annuelles respectives pour la limite de dose efficace, définies par la réglementation nationale ou par l'AIEA/CIPR, pour les zones contrôlées et non contrôlées, ne sont pas dépassées.

3.1.11**fraction de diffusé (par le patient)** **$a(\theta)$**

quotient de la dose absorbée à 1 m d'un objet diffuseur équivalent-tissu par la dose absorbée mesurée au niveau de l'isocentre en l'absence de l'objet

Note 1 à l'article: Cette grandeur est fonction de l'angle de diffusion (θ), de la qualité du faisceau incident et de la surface du faisceau. Un fantôme diffuseur est généralement un volume équivalent-eau représentant un être humain standard.

3.1.12**distance de déci-transmission****TVD**

distance parcourue par un rayonnement spécifié dans des conditions de faisceau large pour réduire l'intensité du champ de rayonnement à un dixième de sa valeur initiale

3.1.13

couche de déci-transmission

TVL

épaisseur d'un matériau spécifique qui réduit l'intensité d'un champ de rayonnement d'un facteur 10 par rapport à sa valeur initiale, dans des conditions de faisceau large

Note 1 à l'article: La *TVL* est exprimée en m ou en cm d'un matériau défini ou en kg/m² (épaisseur × masse volumique).

Note 2 à l'article: *TVL₁* et *TVL₂* sont respectivement la première et la deuxième épaisseurs de couche de déci-transmission.

Note 3 à l'article: *TVL_e* est la couche de déci-transmission à l'équilibre, c'est-à-dire l'épaisseur de chaque couche de déci-transmission ultérieure dans la région où les distributions directionnelle et spectrale du champ de rayonnement sont pratiquement indépendantes de l'épaisseur.

Note 4 à l'article: *TVL_c* est la couche de déci-transmission cumulée, à savoir une valeur approximative basée sur des mesurages en conditions de forte atténuation: pour une épaisseur donnée *t*, $TVL_c = -t/\log(B)$.

3.1.14

débit d'équivalent de dose moyenné dans le temps

TADR

débit d'équivalent de dose atténué par un écran, moyenné sur une période spécifiée de fonctionnement de l'accélérateur

Note 1 à l'article: Le *TADR* est proportionnel au débit instantané d'équivalent de dose (*IDR*) et dépend des valeurs de la charge de travail (*W*) et du facteur d'orientation ou d'utilisation (*U*).

3.1.15

facteur de transmission (ou transmission de l'écran)

B

quotient de l'intensité du champ de rayonnement en un point d'incidence du rayonnement situé derrière l'écran par l'intensité du champ au même point en l'absence d'écran, pour un type et une qualité de rayonnement donnés

Note 1 à l'article: *B* est une mesure de l'efficacité en termes de blindage de l'écran.

3.1.16

charge de travail

W

dose absorbée moyenne dans l'eau due à un rayonnement produit par un accélérateur linéaire, au niveau de l'isocentre à une profondeur de référence dans l'eau dans des conditions d'équilibre électronique, sur une période spécifiée, moyennée sur une année

Note 1 à l'article: La charge de travail est spécifiée en Gray (Gy).

Note 2 à l'article: Il convient que la période soit cohérente entre les objectifs de conception de la protection radiologique et la charge de travail.

Note 3 à l'article: L'isocentre se situe à 1 m de la source pour des appareils conventionnels.

Note 4 à l'article: La profondeur de référence dans l'eau est par exemple la profondeur du maximum de dose absorbée.

3.2 Définitions

3.2.1

écran (ou écran protecteur)

paroi de protection constituée de matériau(x) atténuant le rayonnement et utilisée pour réduire l'équivalent de dose du côté opposé à la source de rayonnement à un niveau acceptable compatible avec la législation nationale ou les préconisations internationales

3.2.2**écran primaire**

mur, plafond, plancher ou autre structure conçu pour atténuer le rayonnement direct émis par la cible ou la source et qui traverse l'ouverture du collimateur (faisceau utile) à un niveau acceptable compatible avec la législation nationale ou les préconisations internationales

3.2.3**écran secondaire**

mur, plafond, plancher ou autre structure n'étant pas frappé par le faisceau primaire et conçu pour atténuer le rayonnement diffusé et le rayonnement de fuite à un niveau acceptable compatible avec la législation nationale ou les préconisations internationales

3.2.4**zone contrôlée**

zone définie dans laquelle des mesures de protection spécifiques et des dispositions de sécurité sont ou pourraient être requises pour contrôler les expositions ou prévenir la diffusion d'une contamination dans des conditions normales de travail, et pour prévenir ou limiter la probabilité et l'étendue des expositions potentielles

Note 1 à l'article: Ceci implique que l'accès, l'occupation et les conditions de travail sont contrôlés à des fins de radioprotection.

[SOURCE: AIEA BSS]^[7]

3.2.5**dimensions du champ géométrique**

projection géométrique à partir du centre de la surface frontale de la source de rayonnement sur un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau de l'extrémité distale du dispositif de limitation du faisceau ou du collimateur

Note 1 à l'article: Ce champ a donc la même forme que l'ouverture du dispositif de limitation du faisceau.

<https://standards.iteh.ai/catalog/standards/sist/79fb0b28-4ec4-4a97-97dd->

Note 2 à l'article: Les dimensions de champ projetées sont spécifiées pour une distance donnée à compter de la cible, par exemple pour un isocentre à 1 m de la cible ou à la distance de référence du dispositif.

[SOURCE: IEC 60976:2007]

3.2.6**radiothérapie hélicoïdale avec modulation d'intensité**

radiothérapie utilisant un accélérateur linéaire qui délivre le traitement à l'aide d'un faisceau en éventail réglable par un collimateur multilame (MLC) et qui tourne continuellement autour du patient, selon une géométrie qui ressemble à celle d'un appareil de scanographie utilisé pour le diagnostic, avec un déplacement concomitant de la table

Note 1 à l'article: La radiothérapie hélicoïdale avec modulation d'intensité est souvent appelée tomothérapie.

3.2.7**radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité****RCMI**

procédure de traitement nécessitant, en général, le contrôle coordonné de la fluence des photons ou des électrons, de l'orientation du faisceau par rapport au patient et de la taille du faisceau, d'une manière continue ou discrète, prédéterminée par un plan de traitement

Note 1 à l'article: Le principal objectif de la RCMI est d'améliorer la conformité de la distribution de dose au volume cible planifié, tout en réduisant au maximum la dose aux tissus sains environnants.

[SOURCE: IEC 60976:2007]

3.2.8

isocentre

point défini par l'intersection de l'axe de rotation du bras et de l'axe du faisceau d'un accélérateur linéaire

Note 1 à l'article: Pour un accélérateur linéaire conventionnel, l'isocentre est situé à 1 m de la source de rayonnement.

3.2.9

rayonnement de fuite

rayonnement, autre que le faisceau utile, provenant de la tête de l'accélérateur et des autres composants de la ligne de faisceau

Note 1 à l'article: Il est atténué par la mise en place d'un écran dans la tête de traitement, comme spécifié par l'IEC 60601-2-1[1].

3.2.10

membres du public

personnes qui ne sont pas exposées professionnellement par une source ou une pratique considérée

Note 1 à l'article: Lorsqu'ils sont irradiés dans le cadre de soins médicaux, les patients ne sont pas considérés comme des membres du public.

3.2.11

énergie nominale

énergie déclarée par le fabricant pour caractériser le faisceau de rayonnement

Note 1 à l'article: L'unité «MV» est utilisée lorsqu'il s'agit de tensions d'accélération et de l'énergie finale d'un spectre de freinage, alors que l'unité «MeV» est utilisée lorsqu'il s'agit de photons ou d'électrons monoénergétiques.

[SOURCE: IEC 60976:2007]

[ISO 16645:2016](https://standards.iteh.ai/catalog/standards/sist/79fb0b28-4ec4-4a97-97dd-0cc3fa2c95cd/iso-16645-2016)

3.2.12

zone occupée

local ou autre espace, intérieur ou extérieur, susceptible d'être occupé régulièrement ou périodiquement par une personne dans le cadre de ses activités professionnelles, de son logement ou de ses loisirs, et dans lequel un champ de rayonnement ionisant existe en raison du voisinage de sources de rayonnement

3.2.13

personne compétente en radioprotection

personne techniquement compétente en matière de radioprotection pour un type donné de pratique, qui est désignée par le déclarant, l'exploitant ou l'employeur pour superviser l'application des exigences appropriées

[SOURCE: AIEA BSS][2]

3.2.14

expert qualifié

individu qui, en vertu d'une certification par des organismes ou sociétés appropriés, d'une licence professionnelle ou de qualifications universitaires et de son expérience, est dûment reconnu comme disposant d'une expertise dans un domaine de spécialité considéré, par exemple la physique médicale, la radioprotection, la santé au travail, la sécurité incendie, le management par la qualité ou une autre spécialité technique ou de sécurité considérée

[SOURCE: AIEA BSS][2]

3.2.15**accélérateur à bras robotisé**

dispositif composé d'un accélérateur linéaire monté sur un bras robotisé 6D permettant une administration multidirectionnelle de la dose

Note 1 à l'article: Le bras robotisé est qualifié de 6D (six degrés de liberté) parce que les mouvements sont effectués selon trois axes de translation (X, Y et Z) et trois axes de rotation.

Note 2 à l'article: L'«isocentre géométrique» est un point de référence dans la salle qui sert d'origine pour plusieurs systèmes de coordonnées associés à l'étalonnage du robot et de l'imageur.

3.2.16**rayonnement diffusé**

rayonnement dont la direction est modifiée au cours de son passage à travers une matière, cette déviation étant généralement accompagnée d'une diminution de l'énergie et de l'intensité

3.2.17**rayonnement secondaire**

rayonnement produit par diffusion à partir des zones frappées par le faisceau primaire de rayons X ou rayonnement de fuite à travers la tête de traitement de l'accélérateur linéaire

3.2.18**zone surveillée**

zone définie dans laquelle des mesures de protection spécifiques et des dispositions de sécurité sont ou pourraient être requises pour contrôler les expositions normales dans des conditions normales de travail, et pour prévenir ou limiter l'étendue des expositions potentielles

3.2.19**rayonnement tertiaire**

rayonnement produit par diffusion à partir des zones frappées par un rayonnement de fuite, un rayonnement secondaire et un rayonnement de freinage du faisceau d'électrons primaire

<https://standards.iteh.ai/catalog/standards/sist/79fb0b28-4ec4-4a97-97dd-0cc3fa2c95cd/iso-16645-2016>

4 Objectifs de conception de la protection radiologique et autres critères de conception

4.1 Objectifs de conception de la protection radiologique

Les objectifs de conception de la protection radiologique (blindage) (P) sont des niveaux d'équivalent de dose (H) utilisés lors des calculs de conception et de l'évaluation des écrans protecteurs construits pour la protection des travailleurs ou des membres du public. Différents objectifs de conception de la protection radiologique doivent être définis pour les zones surveillées, les zones contrôlées et les zones publiques. Ils doivent être conformes à la réglementation nationale existante ou, en l'absence d'une telle réglementation, aux normes fondamentales de sécurité de l'AIEA en radioprotection liées aux limites de dose efficace pour les travailleurs et les membres du public.

Il convient que la valeur de P (Sv) fixée par les autorités nationales soit une fraction des limites de dose pour les travailleurs ou pour les membres du public. Elles peuvent être exprimées en valeurs hebdomadaires (mSv/semaine) car, pour un appareil de radiothérapie, la charge de travail (W) a généralement un format hebdomadaire. Toutefois, selon la réglementation nationale, d'autres périodes peuvent être utilisées.

Les objectifs de conception de la protection radiologique (P) sont des valeurs pratiques, qui sont évaluées en un point de référence situé au-delà d'un écran protecteur pour la charge de travail W proposée par le service de radiothérapie.

4.2 Hypothèses de calcul de la protection radiologique

Une installation de radiothérapie qui utilise l'approche proposée ci-dessus produirait des valeurs de dose efficace inférieures aux valeurs spécifiées dans la réglementation pour les zones surveillées,

contrôlées et publiques. Cela est le résultat de la nature prudente et sûre de la méthode recommandée de conception de la protection radiologique.

Il convient de poser certaines hypothèses de conception:

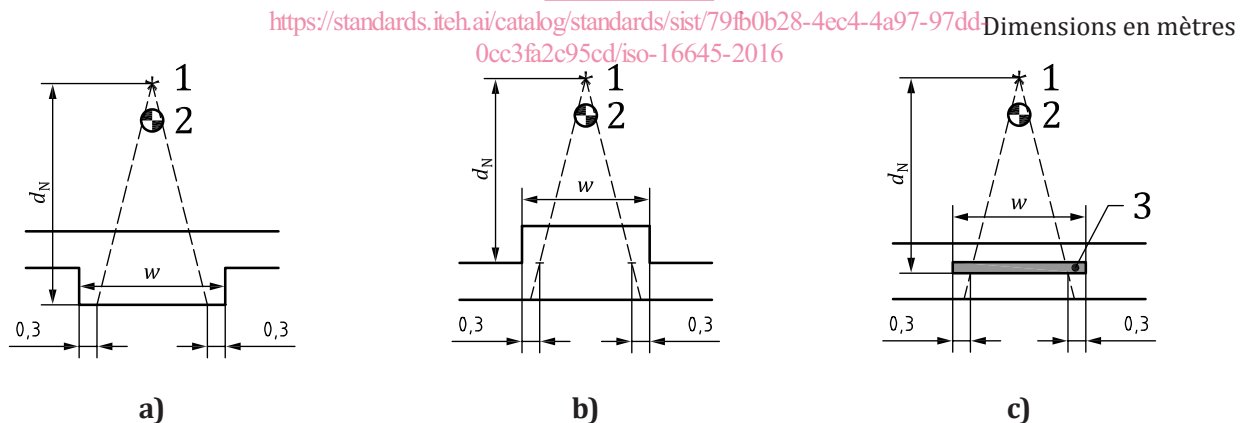
- la distance minimale entre la zone occupée et une paroi blindée (ou un écran) est supposée être égale à 0,3 m (considérée comme représentative pour une exposition du corps entier);
- il convient d'ignorer l'atténuation du faisceau primaire par le patient;
- les calculs de l'épaisseur recommandée de l'écran primaire supposent une incidence perpendiculaire du rayonnement, sauf pour un accélérateur à bras robotisé pour lequel il convient d'envisager une incidence oblique;
- le rayonnement de fuite d'un appareil de radiothérapie est supposé correspondre à la valeur maximale recommandée par l'IEC 60601-2-1[1] pour l'appareil considéré, bien que dans la pratique, le rayonnement de fuite soit souvent inférieur à cette valeur;
- la largeur de l'écran primaire (w) doit être suffisante pour s'étendre sur au moins 0,3 m au-delà du bord d'un champ géométrique de dimensions maximales orienté à 45°. Pour un champ carré de f m x f m, la valeur minimale de w est donnée par:

$$w = \left(f / 1 \text{ m} \right) \sqrt{2} d_N + 0,6 \text{ m} \quad (1)$$

où d_N est la distance entre la cible et le côté le plus éloigné de la partie la plus étroite de l'écran, en mètres.

Il convient de mesurer la distance entre la cible et le point le plus étroit de l'écran primaire au niveau de la partie supérieure de l'écran, et non à la même hauteur que l'isocentre.

La [Figure 1](#) représente les positions types du point le plus étroit de l'écran.



Légende

- 1 cible
- 2 isocentre
- 3 métal

Figure 1 — Largeur de l'écran primaire

5 Rôle des fabricants, de la personne compétente en radioprotection ou de l'expert qualifié et interactions entre les parties prenantes

5.1 Généralités

Assurer une protection adéquate des travailleurs utilisant l'installation et du public contre le rayonnement émis par un accélérateur linéaire est un effort coopératif. [L'Article 5](#) fournit des préconisations générales en ce qui concerne les rôles, les responsabilités et l'interaction entre les diverses parties prenantes impliquées dans ce processus.

5.2 Fabricant de l'accélérateur linéaire

Le fabricant de l'accélérateur linéaire doit fournir une documentation technique détaillée contenant au moins les informations suivantes:

a) Plans avec cotes contenant:

- les dimensions de l'accélérateur linéaire;
- les dimensions minimales de la salle de traitement (longueur, largeur et hauteur) pour l'accélérateur lui-même, mais aussi pour permettre le déploiement total de la table de traitement dans n'importe quelle direction. Pour un appareil isocentrique, la distance isocentre-paroi et la distance minimale entre le plancher et le plafond de la salle de traitement doivent être définies. Pour un appareil non isocentrique, l'orientation possible du faisceau primaire doit être décrite et la hauteur de l'isocentre ainsi que la distance isocentre-paroi arrière doivent être spécifiées;
- les dimensions minimales, l'emplacement et les exigences relatives à la salle de commande. La spécification et l'emplacement, à l'intérieur ou à l'extérieur de la salle de traitement, de salles techniques pouvant contenir des éléments d'équipement associés nécessaires à l'accélérateur;
- des informations sur les exigences relatives à l'acheminement des câbles électriques, des canalisations d'eau, des conduits de chauffage, ventilation et climatisation, etc. nécessaires au fonctionnement de l'appareil dans la salle de traitement.

b) Caractéristiques fonctionnelles de performance:

La conception de la protection radiologique doit prendre en compte les différents types de rayonnement émis par l'accélérateur en fonction des données fournies par le fabricant, qui doivent au moins contenir les informations suivantes:

- la distance de référence, en m, définie comme suit:
- rayonnement X: distance spécifiée mesurée le long de l'axe du faisceau entre la source de rayonnement X (surface avant de la cible) et l'isocentre ou un plan spécifié pour un appareil non isocentrique;
- rayonnement d'électrons: distance spécifiée mesurée le long de l'axe du faisceau entre la source virtuelle d'électrons et l'isocentre ou un plan spécifié pour un appareil non isocentrique;
- les énergies nominales disponibles du faisceau et les débits de dose absorbée associés disponibles à la distance de référence et à la profondeur du maximum de dose pour le champ de référence, de (10x10) cm² ou de dimensions spécifiées, et les champs maximaux pour le rayonnement X et pour le rayonnement d'électrons.

Outre l'énergie nominale du faisceau, la méthode permettant d'obtenir une dose uniforme pour des faisceaux de rayons X cliniques doit être mentionnée: avec filtre égalisateur (FF) ou sans filtre égalisateur (FFF). Les photons diffusés par le filtre égalisateur sont l'une des principales sources de diffusion dans la tête de l'accélérateur linéaire. Le mode de fonctionnement sans filtre égalisateur (FFF) se traduit par une augmentation du débit de dose, une dégradation du spectre de rayons X, une