
**Dosimétrie clinique —
Dosimétrie avec détecteurs
thermoluminescents solides pour
les rayonnements de photons et
d'électrons en radiothérapie**

*Clinical dosimetry — Dosimetry with solid thermoluminescence
detectors for photon and electron radiations in radiotherapy*

(<https://standards.iteh.ai>)
Document Preview

[ISO 28057:2019](https://standards.iteh.ai/catalog/standards/iso/89e9882e-8a4b-45a4-8fff-9709e1b8d1c3/iso-28057-2019)

<https://standards.iteh.ai/catalog/standards/iso/89e9882e-8a4b-45a4-8fff-9709e1b8d1c3/iso-28057-2019>



iTeh Standards
(<https://standards.iteh.ai>)
Document Preview

[ISO 28057:2019](https://standards.iteh.ai/catalog/standards/iso/89e9882e-8a4b-45a4-8fff-9709e1b8d1c3/iso-28057-2019)

<https://standards.iteh.ai/catalog/standards/iso/89e9882e-8a4b-45a4-8fff-9709e1b8d1c3/iso-28057-2019>



DOCUMENT PROTÉGÉ PAR COPYRIGHT

© ISO 2019

Tous droits réservés. Sauf prescription différente ou nécessité dans le contexte de sa mise en œuvre, 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, ou la diffusion sur l'internet ou sur un intranet, sans autorisation écrite préalable. Une autorisation peut être demandée à l'ISO à l'adresse ci-après ou au comité membre de l'ISO dans le pays du demandeur.

ISO copyright office
Case postale 401 • Ch. de Blandonnet 8
CH-1214 Vernier, Genève
Tél.: +41 22 749 01 11
Fax: +41 22 749 09 47
E-mail: copyright@iso.org
Web: www.iso.org

Publié en Suisse

Sommaire

Page

Avant-propos.....	v
Introduction.....	vi
1 Domaine d'application	1
2 Références normatives	1
3 Termes et définitions	2
4 Règles pour la procédure de mesure par TLD	10
4.1 Principe de mesure.....	10
4.2 Grandeur mesurée.....	10
4.3 Cycle de mesurage.....	10
4.3.1 Exigences générales.....	10
4.3.2 Séquence des cycles de mesurage.....	10
4.3.3 Passage commun des cycles de mesurage.....	11
4.3.4 Manipulation des détecteurs TL.....	11
4.3.5 Réinitialisation avant irradiation.....	12
4.3.6 Irradiation.....	12
4.3.7 Réinitialisation après irradiation.....	12
4.3.8 Lecture.....	12
4.4 Mesurage de la dose absorbée dans l'eau.....	13
4.4.1 Formule de base pour la détermination de la dose absorbée dans l'eau.....	13
4.4.2 Détermination de la valeur de bruit de fond, M_0	13
4.4.3 Détermination de la valeur indiquée, M_i	14
4.4.4 Détermination des coefficients d'étalonnage individuels, N_i	14
4.4.5 Détermination des facteurs de correction, k_v	16
4.5 Incertitude de mesure de la dose absorbée.....	24
4.6 Réutilisabilité.....	24
4.7 Contrôle de stabilité.....	24
4.8 Personnel.....	25
5 Exigences applicables au système TLD	25
5.1 Informations générales.....	25
5.1.1 Classification des exigences.....	25
5.1.2 Exigences applicables aux caractéristiques de fonctionnement.....	25
5.2 État complet du système TLD.....	25
5.2.1 Composants techniques.....	25
5.2.2 Composants matériels et logiciels.....	26
5.2.3 Instructions d'utilisation.....	26
5.2.4 Accès à un dispositif d'irradiation d'étalonnage.....	28
5.3 Exigences applicables aux détecteurs TL.....	28
5.3.1 Caractéristiques des matériaux TL.....	28
5.3.2 Adaptation des matériaux TL.....	28
5.3.3 Réutilisabilité des détecteurs TL.....	29
5.3.4 Variation individuelle.....	29
5.4 Exigences applicables aux instruments indicateurs TL.....	29
5.4.1 Remarques générales.....	29
5.4.2 Montage mécanique.....	30
5.4.3 Temps de mise en route.....	30
5.4.4 Indication et plage d'indication.....	30
5.4.5 Valeur de bruit de fond.....	30
5.4.6 Indication du dépassement de capacité et effets au cours de l'évaluation de doses élevées.....	30
5.4.7 Source lumineuse d'essai.....	30
5.4.8 Variations de la réponse.....	30
5.4.9 Construction mécanique.....	31

5.4.10	Protection contre la lumière.....	31
5.4.11	Influences climatiques.....	31
5.4.12	Exigences électriques.....	31
5.4.13	Sécurité de fonctionnement et détection d'un défaut de fonctionnement.....	32
5.4.14	Sortie de données et sauvegarde des données.....	34
5.5	Exigences applicables aux instruments auxiliaires (dispositif de réinitialisation avant irradiation).....	34
5.5.1	Réinitialisation avant irradiation.....	34
5.5.2	Construction.....	34
5.5.3	Exigences électriques.....	34
5.5.4	Sécurité de fonctionnement.....	34
5.5.5	Détection d'un défaut de fonctionnement.....	35
5.5.6	Indication de l'état opérationnel.....	35
5.6	Exigences applicables à la totalité du système TLD.....	35
5.6.1	Plages de mesurage minimales.....	35
5.6.2	Plages d'utilisation nominales minimales.....	35
5.6.3	Plages des paramètres d'essais.....	36
5.7	Exigences applicables au dispositif d'irradiation d'étalonnage.....	37
5.8	Exigences applicables aux documents d'accompagnement.....	37
5.9	Essais d'acceptation.....	38
5.9.1	Exigences générales.....	38
5.9.2	Nombre de détecteurs TL utilisés.....	38
5.9.3	Type des détecteurs TL utilisés.....	38
Bibliographie	39

iTech Standards
(<https://standards.iteh.ai>)
Document Preview

[ISO 28057:2019](https://standards.iteh.ai/catalog/standards/iso/89e9882e-8a4b-45a4-8fff-9709e1b8d1c3/iso-28057-2019)

<https://standards.iteh.ai/catalog/standards/iso/89e9882e-8a4b-45a4-8fff-9709e1b8d1c3/iso-28057-2019>

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 attirée 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'Organisation mondiale du commerce (OMC) concernant les obstacles techniques au commerce (OTC), voir le lien suivant: www.iso.org/iso/fr/avant-propos.

Le présent document a été élaboré par le comité technique ISO/TC 85, *Énergie nucléaire, technologies nucléaires, et radioprotection*, sous-comité SC 2, *Radioprotection*.

Cette deuxième édition annule et remplace la première édition (ISO 28057:2014), qui a fait l'objet d'une révision technique.

- L'article portant sur les termes et définitions et l'article portant sur les règles relatives aux procédures de mesure par TLD, incluant les mesurages d'assurance qualité sur les accélérateurs cliniques, ont été complétés et améliorés afin de garantir l'application sûre de la dosimétrie TL dans
- Les variations des valeurs de k_Q en fonction du lot ont été corrélées aux variations de la masse volumique des disques TL observées simultanément (voir [4.4.5.5](#)).
- La réaction des matériaux TLD aux neutrons, observée dans et autour des faisceaux de photons en radiothérapie de haute énergie en raison de l'effet photonucléaire et générant à terme des composantes supplémentaires substantielles pour les valeurs indiquées, a été traitée de manière plus approfondie (voir [4.4.5.5](#)).
- Il a été souligné que les valeurs de k_E des faisceaux d'électrons cliniques étaient indépendantes de l'énergie (voir [4.4.5.5](#)).
- Les récents résultats expérimentaux concernant la contribution des «effets intrinsèques» à la réponse des détecteurs TL ont été pris en compte (voir [4.4.5.5](#)).
- Le titre français et la numérotation de certains paragraphes de [5.4](#) ont été corrigés; un titre a été attribué au [Tableau 9](#).

Introduction

La dosimétrie par thermoluminescence (ou TLD pour «thermoluminescence dosimetry») utilisant des détecteurs au fluorure de lithium (ou LiF) présente plusieurs avantages, en particulier:

- les petits volumes des détecteurs;
- leur applicabilité aux rayonnements continus et pulsés;
- un matériau de détecteur dont la densité est presque équivalente à celle de l'eau;
- un faible nombre de facteurs de correction nécessaires pour déterminer les doses absorbées.

Cependant, le principal inconvénient des détecteurs à thermoluminescence (TL) est qu'ils doivent être régénérés par une procédure de réinitialisation avant irradiation préalablement à chaque application de dosimétrie. Malheureusement, il n'est pas possible de rétablir parfaitement l'ancienne réponse des détecteurs par cette réinitialisation. Cependant, à condition que tous les détecteurs d'un lot de production subissent toujours le même traitement thermique, il est au moins possible de déterminer l'altération moyenne de la réponse de ces détecteurs, avec des fluctuations suffisamment petites des valeurs indiquées individuellement. À partir de cette altération moyenne, un facteur de correction peut être déterminé.

Le principal objectif du présent document est de spécifier les procédures et de réaliser les corrections qui permettent d'obtenir:

- a) une répétabilité de la valeur indiquée dans les limites d'une fraction de pour cent^[17]; et ainsi
- b) une incertitude de mesure totale (y compris les étapes d'étalonnage remontant aux normes principales) de quelques pour cent, comme en dosimétrie par chambre d'ionisation^{[18][31][25][61][62]}.

Les spécifications dans le présent document comprennent plusieurs termes utilisés en dosimétrie par thermoluminescence, des règles pour la technique de mesurage et des exigences applicables au système de mesure. Les exigences définies et les techniques d'essais peuvent, en totalité ou partiellement, servir de base pour des contrôles de stabilité et des essais d'acceptation. Les procédures de dosimétrie par thermoluminescence décrites dans le présent document peuvent être utilisées pour le rayonnement de photons dans la plage d'énergie de 20 keV à 50 MeV, y compris la curiethérapie utilisant des photons, et pour le rayonnement d'électrons dans la plage d'énergie de 4 MeV à 25 MeV, à l'exception de la curiethérapie utilisant un rayonnement bêta. Afin d'atteindre la répétabilité et l'incertitude totale mentionnées ci-dessus, le présent document est applicable à la plage de doses supérieures à 1 mGy. La limite supérieure de la plage de mesurage minimale est de l'ordre de 10 Gy à 100 Gy. En dosimétrie clinique, les détecteurs TL sont appliqués en prenant en compte les exigences d'une haute résolution spatiale, c'est-à-dire dans l'étude de la répartition des doses avec de forts gradients se produisant dans de petits champs de rayonnement stéréotaxique et autour de sources de curiethérapie. L'autre application courante est le mesurage de répartitions de doses dans de grands éléments absorbants, par exemple des fantômes géométriques ou des fantômes équivalant aux tissus, soit dans les limites du champ de rayonnement, soit à sa périphérie. Une autre utilisation est l'assurance qualité de la dosimétrie clinique par comparaison postale de doses^{[1][2][10][12][20][22][26][27][55]}.

Le présent document ne vise pas à anticiper les codes nationaux ou internationaux de pratique en ce qui concerne la dosimétrie clinique ni en ce qui concerne la thérapie externe, la curiethérapie, l'irradiation totale, la mammographie, les mesurages de doses hors du champ de traitement ou des limites de la radioprotection du personnel. Les auteurs du présent document sont tout à fait conscients du large éventail des méthodes de dosimétrie clinique, parmi lesquelles la dosimétrie par thermoluminescence ne constitue qu'un domaine restreint. Néanmoins, dans ce cadre, le présent document vise à fournir des concepts fiables et des règles de bonne pratique pour l'application des méthodes TLD. Les points couverts par la présente Norme internationale incluent les termes et définitions, les règles relatives aux procédures de mesure par TLD et les exigences applicables au système TLD; le présent document s'adresse également aux médecins et aux fabricants d'instruments. Les exemples numériques donnés sont particulièrement valables pour les matériaux et produits de détecteur TL mentionnés dans les publications auxquelles il est fait référence, et des essais peuvent être nécessaires afin de vérifier s'ils

s'appliquent aux matériaux TLD d'autres fabricants. Les exemples pratiques donnés, par exemple, pour les conditions d'étalonnage de sonde TL et pour les valeurs numériques du facteur de correction k_Q , prenant en compte l'influence de la qualité du rayonnement Q sur la réponse du détecteur, ne visent pas à être prédominants par rapport aux méthodes de dosimétrie clinique ou de comparaisons de doses de normes plus générales. Le présent document donne en revanche accès à l'application fiable de méthodes de dosimétrie TLD, sur la base des résultats publiés du développement mondial. L'importante expérience concernant l'usage clinique de la dosimétrie par thermoluminescence, exprimée dans un ensemble de manuels, protocoles et recommandations précieux^{[6][13][25][28][29][42][43][61][62][54]}, a été prise en compte.

iTeh Standards
(<https://standards.iteh.ai>)
Document Preview

[ISO 28057:2019](https://standards.iteh.ai/catalog/standards/iso/89e9882e-8a4b-45a4-8fff-9709e1b8d1c3/iso-28057-2019)

<https://standards.iteh.ai/catalog/standards/iso/89e9882e-8a4b-45a4-8fff-9709e1b8d1c3/iso-28057-2019>

Dosimétrie clinique — Dosimétrie avec détecteurs de thermoluminescents solides pour les rayonnements de photons et d'électrons en radiothérapie

1 Domaine d'application

Le présent document décrit les règles pour les procédures, applications et systèmes de dosimétrie par thermoluminescence (TLD) pour les mesurages de doses conformément à la technique de la sonde. Il s'applique en particulier aux «détecteurs TL» solides, à savoir les bâtonnets, les pastilles et les microcubes fabriqués à partir de LiF:Mg,Ti ou de LiF:Mg,Cu,P sous forme cristalline ou polycristalline. Il ne s'applique pas aux poudres de LiF, étant donné que leur utilisation requiert des procédures spéciales. La technique de la sonde comprend la disposition, en particulier dans un fantôme d'eau ou dans un fantôme équivalant à un tissu, de détecteurs TL uniques ou de «sondes TL», c'est-à-dire des ensembles de détecteurs TL disposés dans des boîtiers de poly(méthacrylate de méthyle) (PMMA) à paroi fine.

Ces règles visent à garantir la fiabilité et l'exactitude indispensables en dosimétrie clinique lorsqu'elle est appliquée sur ou dans le patient ou le fantôme. Le présent document s'applique à la dosimétrie en téléradiothérapie pour le rayonnement de photons entre 20 keV et 50 MeV et le rayonnement d'électrons entre 4 MeV et 25 MeV ainsi qu'en curiethérapie avec des radionucléides émettant des photons. Ces applications sont complémentaires de l'utilisation des chambres d'ionisation.

2 Références normatives

Les documents suivants sont cités dans le texte de sorte qu'ils constituent, pour tout ou partie de leur contenu, des exigences 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 60601-1, *Appareils électromédicaux — Partie 1: Exigences générales pour la sécurité de base et les performances essentielles*

IEC 61000-4-2, *Compatibilité électromagnétique (CEM) — Partie 4-2: Techniques d'essai et de mesure — Essai d'immunité aux décharges électrostatiques*

IEC 61000-4-3, *Compatibilité électromagnétique (CEM) — Partie 4-3: Techniques d'essai et de mesure — Essai d'immunité aux champs électromagnétiques rayonnés aux fréquences radioélectriques*

IEC 61000-4-4, *Compatibilité électromagnétique (CEM) — Partie 4-4: Techniques d'essai et de mesure — Essai d'immunité aux transitoires électriques rapides en salves*

IEC 61000-4-5, *Compatibilité électromagnétique (CEM) — Partie 4-5: Techniques d'essai et de mesure — Essai d'immunité aux ondes de choc*

IEC 61000-4-6, *Compatibilité électromagnétique (CEM) — Partie 4-6: Techniques d'essai et de mesure — Immunité aux perturbations conduites, induites par les champs radioélectriques*

IEC 61000-4-8, *Compatibilité électromagnétique (CEM) — Partie 4-8: Techniques d'essai et de mesure — Essai d'immunité au champ magnétique à la fréquence du réseau*

IEC 61000-4-11, *Compatibilité électromagnétique (CEM) — Partie 4-11: Techniques d'essai et de mesure — Essais d'immunité aux creux de tension, coupures brèves et variations de tension*

IEC 61187, *Équipement de mesures électriques et électroniques — Documentation*

3 Termes et définitions

Pour les besoins du présent document, les termes et définitions suivants s'appliquent.

L'ISO et l'IEC tiennent à jour des bases de données terminologiques destinées à être utilisées en normalisation, consultables aux adresses suivantes:

- ISO Online browsing platform: disponible à l'adresse <https://www.iso.org/obp>;
- IEC Electropedia: disponible à l'adresse <http://www.electropedia.org/>.

3.1

dose absorbée

énergie transmise à la matière dans un élément de volume suffisamment petit par un rayonnement ionisant, divisée par la masse de cet élément de volume

Note 1 à l'article: Il est nécessaire que toutes les déclarations de dose absorbée soient accompagnées d'une spécification du matériau pour lequel la dose absorbée est déclarée, par exemple dose absorbée dans l'air, D_a , ou dose absorbée dans l'eau, D_w . Dans le présent document, sauf indication contraire, le terme «dose absorbée», parfois abrégé en «dose», renvoie à la dose absorbée dans l'eau, D_w .

3.2

valeur de bruit de fond

M_0
<dosimétrie TL clinique> valeur indiquée (3.16) d'un système TLD (3.46) au cours de l'évaluation d'un détecteur TL (3.45) non irradié selon les instructions d'utilisation

Note 1 à l'article: Une modification de la valeur de bruit de fond peut être provoquée par un changement de l'instrument indicateur TL (3.47), par une réinitialisation avant irradiation (3.28) insuffisante ou par une contamination du détecteur (3.45).

Note 2 à l'article: La valeur de bruit de fond peut également être déterminée à l'aide de la moyenne des valeurs individuelles mesurées par un groupe de détecteurs.

3.3

lot
<dosimétrie TL clinique> nombre de détecteurs TL (3.45) du même type issus du même processus de fabrication et correspondant totalement aux exigences définies dans le présent document et aux propriétés de qualité garanties par le fabricant en ce qui concerne leur réponse (3.39), leur variation individuelle (3.17) et leur non-linéarité (3.24)

3.4

étalonnage

<dosimétrie TL clinique> détermination de la corrélation entre la valeur indiquée (3.16) d'un détecteur TL (3.45) et la valeur conventionnellement vraie de la grandeur mesurée (3.20) de la dose absorbée (3.1) dans l'eau, dans les conditions de référence (3.32)

Note 1 à l'article: L'étalonnage sert à déterminer ou à contrôler le coefficient d'étalonnage (3.5).

Note 2 à l'article: La valeur conventionnellement vraie de la grandeur mesurée (3.20) est indiquée par la valeur mesurée (3.21) déterminée directement ou indirectement avec un étalon primaire.

3.5

coefficient d'étalonnage

N_i
<dosimétrie TL clinique> relation valide dans les conditions de référence (3.32)

$$N_i = \frac{D}{M_i - M_0}$$

dans cette formule, D est la valeur conventionnellement vraie de la *grandeur mesurée* (3.20), $M_i - M_0$ est la différence résultant de la *valeur indiquée* (3.16) d'un unique *détecteur TL* (3.45) i et de la *valeur de bruit de fond* (3.2)

Note 1 à l'article: Ainsi, le coefficient d'étalonnage est la valeur réciproque de la *réponse* (3.39) dans les *conditions de référence* (3.32).

3.6

boîtier

capsule, habituellement en PMMA, d'une épaisseur de paroi d'entrée de 1 mm et en forme de cylindre plat, dans lequel un petit ensemble de *détecteurs TL* (3.45) peut être placé dans le même plan

Note 1 à l'article: L'ensemble constitué des *détecteurs* (3.45) et du boîtier est la *sonde TL* (3.48).

Note 2 à l'article: D'autres formes de boîtier peuvent être sélectionnées pour répondre à l'application respective, par exemple pour des mesurages intracavitaires ou des mesurages superficiels du patient. Des matériaux de faible densité tels que le PMMA sont recommandés pour la fabrication du boîtier.

3.7

conditionnement d'un lot conditionnement

plusieurs réinitialisations d'irradiation et *réinitialisations avant irradiation* (3.28) d'un *lot* (3.3) de *détecteurs TL* (3.45)

Note 1 à l'article: Le caractère suffisant du conditionnement est vérifié par la *réutilisabilité* (3.40), à l'aide de l'essai de réutilisabilité conformément à 5.3.3.

3.8

facteur de correction

<dosimétrie TL clinique> facteur appliqué à la *valeur indiquée* (3.16) afin de compenser l'écart de mesure provoqué par une *grandeur d'influence* (3.18) ou par la *grandeur mesurée* (3.20)

Note 1 à l'article: Des exemples de l'utilisation d'un facteur de correction sont les corrections pour la *perte d'information* (3.13), la *dépendance en énergie* (3.12) et la *non-linéarité* (3.24) (voir 4.4.5).

3.9

opérande de correction

opérande ajouté à la *valeur indiquée* (3.16) afin de compenser l'écart de mesure provoqué par une *grandeur d'influence* (3.18)

Note 1 à l'article: La *valeur de bruit de fond* (3.2) est un exemple pour les corrections en utilisant un opérande de correction (voir 4.4.2).

3.10

effet directionnel de réponse effet directionnel

<dosimétrie TL clinique> dépendance de la *réponse* (3.39) d'un *détecteur TL* (3.45) vis-à-vis de la direction de l'incidence du rayonnement

3.11

direction de préférence

direction concernant le *détecteur TL* (3.45) ou la *sonde TL* (3.48), respectivement, qui est considérée comme une valeur de référence pour la direction de l'incidence du rayonnement comme une *grandeur d'influence* (3.18)

3.12

dépendance de réponse en énergie

dépendance en énergie

dépendance de la *réponse* (3.39) d'un *détecteur TL* (3.45) vis-à-vis de la *qualité de rayonnement* (3.30)

3.13 perte d'information

F

quotient de l'altération de la *valeur mesurée* (3.21) de la *dose absorbée* (3.1) au cours de l'intervalle de temps entre la fin de l'irradiation et l'évaluation (par exemple provoqué par l'influence de la température ambiante), et de la valeur de *dose absorbée* (3.1) mesurée immédiatement après l'irradiation

Note 1 à l'article: La perte d'information est exprimée sous la forme d'un pourcentage.

Note 2 à l'article: L'altération de la valeur de la *dose absorbée* (3.1) mesurée peut être positive (incrément) ou négative (décrément).

3.14 débit de perte d'information

\dot{F}

perte d'information (3.13) au cours d'un intervalle de temps divisée par cet intervalle de temps

Note 1 à l'article: Le débit de perte d'information est exprimé sous la forme d'un pourcentage par jour.

3.15 courbe de thermoluminescence

<dosimétrie TL clinique> *valeur mesurée* (3.21) de l'émission lumineuse du *détecteur TL* (3.45) en fonction de la température ou du temps au cours du processus d'évaluation

3.16 valeur indiquée

M

<dosimétrie TL clinique> valeur numérique d'un paramètre affichée par un *instrument indicateur TL* (3.47)

Note 1 à l'article: La valeur indiquée, *M*, pour un *détecteur TL* (3.45) est évaluée à partir de la *courbe de thermoluminescence* (3.15) par l'*instrument indicateur TL* (3.47) (voir 4.3.8.3). La *valeur mesurée* (3.21) de la dose est déterminée à partir de la valeur indiquée en appliquant le *coefficient d'étalonnage* (3.5), les *facteurs de correction* (3.8) et les *opérandes de correction* (3.9) (voir 4.4).

Note 2 à l'article: La valeur indiquée est également appelée la lecture de l'*instrument indicateur TL* (3.47).

3.17 variation individuelle de la réponse variation individuelle

écart de la *réponse* (3.39) des *détecteurs TL* (3.45) uniques par rapport à la *réponse* (3.39) moyenne d'un *lot* (3.3) de *détecteurs TL* (3.45) dans des conditions d'irradiation et d'évaluation identiques

3.18 grandeur d'influence

<dosimétrie TL clinique> grandeur qui n'est pas une *grandeur mesurée* (3.20), mais qui influence néanmoins le résultat d'un mesurage

Note 1 à l'article: Les grandeurs d'influence peuvent développer des influences sous la forme de perturbations externes (température, humidité, tension, etc.), comme des propriétés inhérentes à l'instrument, c'est-à-dire provoquées par l'instrument lui-même (décalage du zéro, vieillissement des composants du système, temps de stabilisation, etc.) ou comme des grandeurs ajustables influençant le résultat du mesurage [par exemple, la *qualité de rayonnement* (3.30) ou la direction de l'incidence du rayonnement au cours d'un mesurage de dose].

Note 2 à l'article: La correction de l'impact d'une grandeur d'influence peut nécessiter d'appliquer à la *valeur indiquée* (3.16) un *facteur de correction* (3.8) [grandeur d'influence multiplicative, par exemple *perte d'information* (3.13)] ou un *opérande de correction* (3.9) [grandeur d'influence additive, par exemple *valeur de bruit de fond* (3.2)].

Note 3 à l'article: à l'article Si une grandeur d'influence n'est pas prise en compte en appliquant un *facteur de correction* (3.8) ou un *opérande de correction* (3.9), le *facteur de correction* (3.8) est établi à un, ou bien l'*opérande de correction* (3.9) est établi à zéro, respectivement.

3.19**transfert linéique d'énergie****TLE**

quotient, par la longueur d'un petit élément de trajectoire, de l'énergie moyenne transmise de manière locale à un milieu par une particule chargée d'une énergie spécifiée le long de cet élément

Note 1 à l'article: La valeur de TLE (en keV/ μm) est habituellement indiquée pour l'eau en tant que milieu traversé par la particule chargée.

Note 2 à l'article: Dans l'ICRU 85a, cette grandeur est appelée le «transfert linéique d'énergie non limité» et notée L_∞ ou simplement L .

[SOURCE: ICRU 85a^[81]]

3.20**grandeur mesurée**

<dosimétrie TL clinique> grandeur physique à déterminer par le système de mesure

Note 1 à l'article: Selon l'ICRU 62^[82], la grandeur mesurée en dosimétrie clinique est la *dose absorbée* (3.1) dans l'eau au niveau du *point de mesurage* (3.26).

Note 2 à l'article: La grandeur mesurée est une variable qui peut prendre différentes valeurs. Celles-ci sont appelées *valeurs mesurées* (3.21).

3.21**valeur mesurée d'un système TLD****valeur mesurée**

<dosimétrie TL clinique> valeur de la *grandeur mesurée* (3.20) de la *dose absorbée* (3.1) dans l'eau déterminée avec un *système TLD* (3.46) au niveau du *point de mesurage* (3.26)

Note 1 à l'article: Selon la [Formule \(1\)](#), la valeur mesurée est déterminée à partir des *valeurs indiquées* (3.16) individuelles, de la *valeur de bruit de fond* (3.2), des *coefficients d'étalonnage* (3.5) individuels et des *facteurs de correction* (3.8).

3.22**cycle de mesurage**

séquence d'étapes opérationnelles en dosimétrie TL, comprenant une *réinitialisation avant irradiation* (3.28), une irradiation, une *réinitialisation après irradiation* (3.27) et l'évaluation de *détecteurs TL* (3.45)

3.23**plage de mesurage**

<dosimétrie TL clinique> plage de *valeurs mesurées* (3.21) dans laquelle le *système TLD* (3.46) satisfait aux exigences applicables aux caractéristiques de fonctionnement

Note 1 à l'article: La plage de mesurage d'un *système TLD* (3.46) se situe toujours dans l'intervalle compris entre la plus petite et la plus grande *valeur mesurée* (3.21).

3.24**non-linéarité de la réponse****non-linéarité**

<dosimétrie TL clinique> changement de la *réponse* (3.39) en fonction de la dose

Note 1 à l'article: La linéarité signifie une *réponse* (3.39) constante, la supra-linéarité désigne une augmentation de la *réponse* (3.39), la sous-linéarité indique une diminution de la *réponse* (3.39) lorsque la dose augmente.

3.25**paramètres d'essai**

valeurs des *grandeurs d'influence* (3.18) convenues pour soumettre à essai l'impact des autres *grandeurs d'influence* (3.18)

3.26

point de mesurage

<dosimétrie TL clinique> point sur ou dans le corps du patient ou le fantôme d'eau, au niveau duquel la *dose absorbée* (3.1) dans l'eau est mesurée

Note 1 à l'article: Voir également Références [13], [39], [40] et ICRU 35^[69].

Note 2 à l'article: Le point de mesurage défini dans le système de coordonnées d'un fantôme ou d'un patient est distinct du *point de référence d'une sonde TL* (3.34) défini dans le système de coordonnées de la sonde TL. Le *point de référence de la sonde TL* est généralement positionné au niveau du point de mesurage soit sur, soit dans le fantôme ou le patient.

3.27

réinitialisation après irradiation

<dosimétrie TL clinique> traitement thermique contrôlé (réinitialisation) d'un *détecteur TL* (3.45) après irradiation et avant évaluation

Note 1 à l'article: La réinitialisation après irradiation sert à réduire la *perte d'information* (3.13).

3.28

réinitialisation avant irradiation

<dosimétrie TL clinique> traitement thermique contrôlé de *détecteurs TL* (3.45) déjà évalués avant une réutilisation

Note 1 à l'article: La réinitialisation avant irradiation sert à supprimer le signal TL induit par un rayonnement après évaluation et rétablit approximativement la réponse d'origine.

3.29

altération permanente de la réponse du TL

<dosimétrie TL clinique> altération permanente de la *réponse* (3.39) d'un *détecteur TL* (3.45) en raison d'une irradiation préalable au-delà d'une dose propre au détecteur

Note 1 à l'article: La valeur de cette dose peut dépendre de la configuration temporelle des irradiations préalables (fractionnement de la dose, protraction de la dose) ainsi que du type de rayonnement et de la qualité des irradiations préalables.

3.30

qualité de rayonnement

Q

paramètre pour la caractérisation de la fluence spectrale relative des particules d'un type de rayonnement à un endroit spécifié

Note 1 à l'article: En dosimétrie clinique, pour caractériser la qualité de rayonnement, des paramètres mesurables sont simplement utilisés, tels que l'indice de qualité d'un rayonnement de photons ou le parcours à 50 % d'un rayonnement d'électrons (voir ICRU 35^[69], ICRU 62^[82] et Référence [25]).

3.31

plage d'utilisation nominale

plage de variation d'une *grandeur d'influence* (3.18) provoquant une modification de la *réponse* (3.39) qui ne conduit pas à une transgression de valeurs convenues de l'écart de mesurage ou à une transgression des valeurs définies de la correction de son influence

3.32

conditions de référence

<dosimétrie TL clinique> ensemble des valeurs de référence de toutes les *grandeurs d'influence* (3.18) et de la *grandeur mesurée* (3.20)

Note 1 à l'article: Si une ou plusieurs *grandeurs d'influence* (3.18) ou la *grandeur mesurée* (3.20) s'écartent de leurs *valeurs de référence* (3.35, 3.36) (Tableau 2), les conditions de mesurage ne sont pas considérées comme des conditions de référence (voir 4.4.5.5, Note 1). La correction pour l'utilisation de *détecteurs* (3.45) dans des conditions autres que les conditions de référence est traitée dans le contexte du Tableau 4.