
**Dosimétrie avec détecteurs de
thermoluminescence solides pour le
photon et rayonnements d'électron en
radiothérapie**

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

iTeh STANDARD PREVIEW
(standards.iteh.ai)

[ISO 28057:2014](https://standards.iteh.ai/catalog/standards/sist/e8c19369-a756-45a4-8cca-70c2e8adc517/iso-28057-2014)

<https://standards.iteh.ai/catalog/standards/sist/e8c19369-a756-45a4-8cca-70c2e8adc517/iso-28057-2014>



iTeh STANDARD PREVIEW
(standards.iteh.ai)

ISO 28057:2014

<https://standards.iteh.ai/catalog/standards/sist/e8c19369-a756-45a4-8cca-70c2e8adc517/iso-28057-2014>



DOCUMENT PROTÉGÉ PAR COPYRIGHT

© ISO 2014

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
Case postale 56 • CH-1211 Geneva 20
Tel. + 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 | iv |
| Introduction | v |
| 1 Domaine d'application | 1 |
| 2 Références normatives | 1 |
| 3 Termes et définitions | 2 |
| 4 Règles pour la procédure de mesure par TLD | 9 |
| 4.1 Principe de mesure..... | 9 |
| 4.2 Grandeur mesurée..... | 9 |
| 4.3 Cycle de mesurage..... | 10 |
| 4.4 Mesurage de la dose absorbée dans l'eau..... | 12 |
| 4.5 Incertitude de mesure de la dose absorbée..... | 23 |
| 4.6 Réutilisabilité..... | 23 |
| 4.7 Contrôle de stabilité..... | 24 |
| 4.8 Personnel..... | 24 |
| 5 Exigences applicables au système TLD | 24 |
| 5.1 Informations générales..... | 24 |
| 5.2 État complet du système TLD..... | 24 |
| 5.3 Exigences applicables aux détecteurs TL..... | 27 |
| 5.4 Exigences applicables aux instruments indicateurs TL..... | 28 |
| 5.5 Exigences applicables aux instruments auxiliaires (dispositif de réinitialisation avant irradiation)..... | 33 |
| 5.6 Exigences applicables à la totalité du système TLD..... | 34 |
| 5.7 Exigences applicables au dispositif d'irradiation d'étalonnage..... | 36 |
| 5.8 Exigences applicables aux documents d'accompagnement..... | 37 |
| 5.9 Essais d'acceptation..... | 37 |
| Bibliographie | 38 |

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 (CEI) 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/CEI, 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/CEI, 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 sur la liste ISO des déclarations de brevets reçues (voir www.iso.org/patents).

Les éventuelles appellations commerciales utilisées dans le présent document sont données pour information à l'intention des utilisateurs et ne constituent pas une approbation ou une recommandation.

Pour une explication de la signification des termes et expressions spécifiques de l'ISO liés à l'évaluation de la conformité, aussi bien que pour des informations au sujet de l'adhésion de l'ISO aux principes de l'OMC concernant les obstacles techniques au commerce (OTC) voir le lien suivant: Foreword - Supplementary information
<https://standards.iteh.ai/catalog/standards/sist/e8c19369-a756-45a4-8cca-70c2e8adc517/iso-28057-2014>

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*.

Introduction

La dosimétrie par thermoluminescence (ou TLD pour thermoluminescence dosimetry) utilisant des détecteurs au fluorure de lithium (ou LiF) présente plusieurs avantages. Ces avantages sont 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 thermoluminescents (TL) est qu'ils doivent être régénérés par une procédure de réinitialisation avant irradiation. 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 individuelles. À partir de cette altération moyenne, un facteur de correction peut être déterminé.

La présente Norme internationale vise essentiellement à spécifier les procédures et à réaliser les corrections qui permettent d'obtenir (1) une répétabilité de la valeur indiquée dans les limites d'une fraction de pourcent^[17] et ainsi (2) une incertitude de mesure totale (y compris les étapes d'étalonnage remontant aux normes principales) de quelques pourcents, comme en dosimétrie par chambre d'ionisation.^{[18][31][25][61][62]}

(standards.iteh.ai)

Les spécifications dans la présente Norme internationale comprennent plusieurs termes utilisés en dosimétrie par thermoluminescence, des règles pour la technique de mesurage et des exigences applicables au système de mesurage. 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 la présente Norme internationale 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, la présente Norme internationale 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 besoins 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]}

La présente Norme internationale 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 de la présente Norme internationale 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, la présente Norme 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 mesurage TLD et les exigences applicables au système TLD. La présente Norme 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 à, ne visent pas à être prédominants par rapport aux méthodes de dosimétrie clinique ou de comparaisons de doses de normes plus générales. La présente Norme doit en revanche fournir l'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 STANDARD PREVIEW
(standards.iteh.ai)

[ISO 28057:2014](#)

<https://standards.iteh.ai/catalog/standards/sist/e8c19369-a756-45a4-8cca-70c2e8adc517/iso-28057-2014>

Dosimétrie avec détecteurs de thermoluminescence solides pour le photon et rayonnements d'électron en radiothérapie

1 Domaine d'application

La présente Norme internationale 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. Elle 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. Elle 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. La présente Norme internationale 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, en totalité ou en partie, sont référencés de manière normative dans le présent document et sont indispensables pour son application. 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).

ICRU 60, *Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation (1998)*

ICRU 62, *Prescribing, recording and reporting photon beam therapy. International Commission on Radiation Units and Measurements (1999)*

CEI 60050-88, *VEI: Vocabulaire électrotechnique international. Radiologie et physique radiologique*

CEI 60601-1, *Appareils électromédicaux — Partie 1: Instructions générales de sécurité*

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

CEI 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*

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

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

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

CEI 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*

CEI 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*

CEI 61000-6-2, *Compatibilité électromagnétique (CEM) — Partie 6-2: Normes génériques — Immunité pour les environnements industriels*

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

Guide ISO/CEI 98-3, *Incertitude de mesure — Partie 3: Guide pour l'expression de l'incertitude de mesure (GUM:1995)*

3 Termes et définitions

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

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

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: à l'article Une modification de la valeur de bruit de fond (3.2) peut être provoquée par un changement de l'instrument indicateur TL (3.47), ou par une réinitialisation avant irradiation insuffisante ou par une contamination du détecteur (3.45).

ISO 28057:2014
<https://standards.iteh.ai/catalog/standards/sist/e8c19369-a756-45a4-8cca-70c2e8adc517/iso-28057-2014>
70c2e8adc517/iso-28057-2014
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 ces normes 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 (3.4) sert à déterminer ou à contrôler le coefficient d'étalonnage (3.5). La valeur conventionnellement vraie de la grandeur mesurée 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 équation, 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 (3.5) 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* (3.6) est la *sonde TL* (3.48).

3.7**conditionnement d'un lot
conditionnement**

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

Note 1 à l'article: Le caractère suffisant du *conditionnement* (3.7) est vérifié par l'intermédiaire de l'essai de *réutilisabilité* (3.40) 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 mesurage 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* (3.8) sont les corrections pour la *perte d'information* (3.13), la *dépendance vis-à-vis de l'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 mesurage 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* (3.9) (voir 4.4.2).

3.10**effet directionnel****effet directionnel de réponse**

<dosimétrie TL clinique> dépendance de la *réponse* (3.39) d'un *détecteur TL* (3.45) vis-à-vis 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 de 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 de la *dose absorbée* (3.1) mesurée 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* (3.13) est exprimée sous forme d'un pourcentage.

Note 2 à l'article: L'altération 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) par intervalle de temps

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

Note 1 à l'article: La valeur indiquée (3.16), M , pour un détecteur TL (3.45) est évaluée à partir de la courbe de thermoluminescence (3.15) par l'instrument indicateur TL (voir 4.3.8.3). La valeur mesurée (3.21) de la dose est déterminée à partir de la valeur indiquée (3.16) en appliquant le coefficient d'étalonnage (3.5), les facteurs de correction et les opérandes de correction (3.9) (voir 4.4).

Note 2 à l'article: La valeur indiquée (3.16) est également appelée la mesure 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 (3.18) 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 de rayonnement au cours d'un mesurage de dose).

Note 2 à l'article: La correction de l'impact d'une grandeur d'influence (3.18) peut nécessiter d'appliquer à la valeur indiquée (3.16) un facteur de correction (3.8) [grandeur d'influence (3.18) multiplicative, par exemple perte d'information (3.13)] ou un opérande de correction (3.9) [grandeur d'influence (3.18) additive, par exemple valeur de bruit de fond (3.2)]

Note 3 à l'article: Si une grandeur d'influence (3.18) 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

[SOURCE: ICRU 60]

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, la *grandeur mesurée* (3.20) en dosimétrie clinique est la *dose absorbée* (3.1) dans l'eau au niveau du *point de mesurage* (3.26)

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: La *valeur mesurée* (3.21) est déterminée comme le produit des facteurs de correction et de la moyenne des *valeurs indiquées* (3.16) des *détecteurs TL* (3.45) uniques situés au niveau de la *sonde TL* (3.48) et irradiés ensemble et en même temps que la *sonde TL* (3.48), corrigée en ce qui concerne la *valeur du bruit de fond* (3.2) et multipliée par le *coefficient d'étalonnage* (3.5) individuel.

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 de doses dans laquelle le *système TLD* (3.46) satisfait aux exigences applicables aux caractéristiques de fonctionnement

Note 1 à l'article: Les limites de la plage de mesurage d'un *système TLD* (3.46) se trouvent dans l'intervalle situé entre la plus petite et la plus grande *valeurs mesurées* (3.21).

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

<dosimétrie TL clinique> variation 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 pour les essais**

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 les Références [13], [39], [40] et l'ICRU 35.

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* (3.27) 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).

3.30

qualité de rayonnement

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, on a tout simplement recours à des paramètres mesurables tels que l'indice de qualité d'un rayonnement de photons ou le parcours 50 % d'un rayonnement d'électrons (voir ICRU 35, ICRU 62 et la Référence^[25]).

3.31

domaine assigné d'utilisation

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. 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.

3.33

détecteur de référence

<dosimétrie TL clinique> *détecteur TL* (3.45) utilisé pour déterminer le *facteur de correction* (3.8) en ce qui concerne la modification de la *réponse* (3.39) au cours de *cycles de mesurage* (3.22) successifs

Note 1 à l'article: Voir 4.4.5.3.

3.34

point de référence d'une sonde TL

point situé dans ou sur la surface de la *sonde TL* (3.48), dont les coordonnées spatiales servent à spécifier la position de la *sonde TL* (3.48) dans son environnement

Note 1 à l'article: La position du *point de référence* (3.34) dans ou sur la *sonde TL* (3.48) est définie par le fabricant. Pour les mesurages de doses cliniques, le *point de référence* (3.34) d'une *sonde TL* (3.48) est placé au niveau du *point de mesurage* (3.26) soit sur, soit dans le fantôme ou le corps du patient. Pour l'*étalonnage* (3.4), le *point de référence* (3.34) d'une *sonde TL* (3.48) est placé au niveau du point où la *dose absorbée* (3.1) dans l'eau dans les *conditions de référence* (3.32) est connue.

3.35**valeur de référence pour les essais**

valeur initiale de la variation d'une *grandeur d'influence* (3.18) au moment des essais de son effet sur la *réponse* (3.39)

3.36**valeur de référence pour les étalonnages**

valeur d'une *grandeur d'influence* (3.18) ou de la *grandeur mesurée* (3.20), à laquelle correspond le *coefficient d'étalonnage* (3.5) et pour laquelle il est valide sans autres corrections

Note 1 à l'article: En raison de la *non-linéarité* (3.24), une valeur de référence a également été déterminée pour la *grandeur mesurée* (3.20).

3.37**répétabilité**

<dosimétrie TL clinique> degré de conformité des *valeurs mesurées* (3.21) d'une grandeur donnée qui ont été successivement obtenues dans le même laboratoire dans des conditions identiques ou *conditions de répétition* (3.38)

Note 1 à l'article: La *répétabilité* (3.37) est marquée par l'écart-type empirique de la seule *valeur mesurée* (3.21) et peut être exprimée comme un pourcentage de la *valeur mesurée* (3.21). Dans ce cas, le résultat peut être différent selon que les mesurages répétés aient été effectués avec un *détecteur TL* (3.45) ou avec un groupe de *détecteurs* (3.45).

Note 2 à l'article: Au contraire, la comparabilité marque le degré de conformité lorsqu'une grandeur donnée est mesurée dans des laboratoires différents en utilisant des instruments de mesure différents mais du même type.

Note 3 à l'article: La *répétabilité* (3.37) est synonyme de «fidélité».

3.38**conditions de répétition**

<dosimétrie TL clinique> conditions dans lesquelles des mesurages sont répétés dans le même laboratoire dans des conditions de mesure similaires conformément à une procédure de mesure définie avec des courts intervalles de temps entre les répétitions

3.39**réponse**

$R_{D,i}$

<dosimétrie TL clinique> différence entre la *valeur indiquée* (3.16), M_i , pour un unique détecteur TL (3.45), i et la *valeur de bruit de fond* (3.2), M_0 , divisée par la valeur conventionnellement vraie de la *dose absorbée* (3.1) dans l'eau, D_w , qui la provoque

$$R_{D,i} = \frac{M_i - M_0}{D_w}$$

Note 1 à l'article: Cette définition de la réponse comme le quotient de la *valeur indiquée* (3.16) corrigée du bruit de fond et de la valeur conventionnellement vraie de la *grandeur mesurée* (3.20) est conforme à la CEI 60050-88. Elle est différente de la terminologie moins stricte où « réponse » signifie *valeur indiquée* (3.16).

Note 2 à l'article: La *réponse* (3.39) d'un *détecteur TL* (3.45) ne dépend pas seulement de la dose absorbée, mais également de la *qualité de rayonnement* (3.30), de la direction de l'incidence de rayonnement, du matériau et de la taille du *détecteur* (3.45), du type du boîtier du *détecteur* (3.45) et de l'instrument de lecture TL.

Note 3 à l'article: En dosimétrie clinique, chaque *détecteur TL* (3.45) ou *sonde TL* (3.48) est placé avec son point de référence au niveau du *point de mesurage* (3.26) (voir 4.4.1). Les *points de référence* (3.46) sont spécifiés dans les **Tableaux 4 à 8**.

Note 4 à l'article: Si le kerma de l'air, K_a , est utilisé à la place de la *dose absorbée* (3.1) dans l'eau, D , en tant que grandeur de référence, c'est-à-dire en tant que dénominateur de l'Équation concernant *réponse* (3.39), cette modification de la définition de la *réponse* (3.39) doit être clairement mentionnée.