

DIN EN ISO 28057



ICS 13.280

Entwurf

Einsprüche bis 2016-07-13
Vorgesehen als Ersatz für
DIN 6800-5:2005-04

**Dosimetrie mit Festkörper –
Thermolumineszenzdetektoren für Photonen- und Elektronenstrahlung in
der Strahlentherapie (ISO 28057:2014);
Deutsche und Englische Fassung prEN ISO 28057:2016**

Dosimetry with solid thermoluminescence detectors for photon and electron radiations in
radiotherapy (ISO 28057:2014);
German and English version prEN ISO 28057:2016

Dosimétrie avec détecteurs de thermoluminescence solides pour le photon et rayonnements
d'électron en radiothérapie (ISO 28057:2014);
Version allemande et anglaise prEN ISO 28057:2016

Anwendungswarnvermerk

Dieser Norm-Entwurf mit Erscheinungsdatum 2016-05-13 wird der Öffentlichkeit zur Prüfung und
Stellungnahme vorgelegt.

Weil die beabsichtigte Norm von der vorliegenden Fassung abweichen kann, ist die Anwendung dieses Entwurfes
besonders zu vereinbaren.

Stellungnahmen werden erbeten

- vorzugsweise online im Norm-Entwurfs-Portal des DIN unter www.entwuerfe.din.de bzw. für Norm-Entwürfe
der DKE auch im Norm-Entwurfs-Portal der DKE unter www.entwuerfe.normenbibliothek.de, sofern dort
wiedergegeben;
- oder als Datei per E-Mail an nar@din.de möglichst in Form einer Tabelle. Die Vorlage dieser Tabelle kann im
Internet unter www.din.de/stellungnahme oder für Stellungnahmen zu Norm-Entwürfen der DKE unter
www.dke.de/stellungnahme abgerufen werden;
- oder in Papierform an den DIN-Normenausschuss Radiologie (NAR) (Hausanschrift: Stresemannallee 15,
60596 Frankfurt am Main).

Die Empfänger dieses Norm-Entwurfs werden gebeten, mit ihren Kommentaren jegliche relevanten
Patentrechte, die sie kennen, mitzuteilen und unterstützende Dokumentationen zur Verfügung zu stellen.

Gesamtumfang 98 Seiten

DIN-Normenausschuss Radiologie (NAR)

Nationales Vorwort

Dieses Dokument enthält die deutsche Übersetzung des Norm-Entwurfs prEN 28057:2016, in den der Inhalt des internationalen Schriftstücks ISO 28057:2014 „Dosimetry with solid thermoluminescence detectors for photon and electron radiations in radiotherapy“ unverändert übernommen wurde.

Das Internationale Dokument wurde vom ISO/TC 85 „Kernenergie, Kerntechnik und Strahlenschutz“, Unterkomitee 2 „Strahlenschutz“, erarbeitet.

Jeder in diesem Dokument verwendete Handelsname dient zur Information der Anwender und bedeutet keine Produktwerbung.

Die Bedeutung der spezifischen ISO-Begriffe und -Bezeichnungen, die sich auf die Feststellung der Regelkonformität beziehen, sowie das von der ISO praktizierte Vorgehen zur Einhaltung der Grundsätze der WTO im Hinblick auf Handelshemmnisse (TBT) sind dargelegt in URL: http://www.iso.org/iso/home/standards_development/resources-fo-technical-work/foreward.htm.

Für die in diesem Dokument zitierten internationalen Standards wird im Anhang NA auf die entsprechenden Deutschen Normen hingewiesen.

Um Zweifelsfälle in der Übersetzung auszuschließen, ist die englische Originalfassung der prEN ISO 28057:2016 beigelegt. Die Nutzungsbedingungen für den deutschen Text des Norm-Entwurfs gelten gleichermaßen auch für den englischen Text.

Für das vorliegende Dokument ist das nationale Gremium NA 080-00-01 AA „Dosimetrie“ des DIN-Normenausschusses Radiologie (NAR) in Arbeitsgemeinschaft mit der Deutschen Röntgengesellschaft und in Zusammenarbeit mit der Deutschen Gesellschaft für Nuklearmedizin e.V. (DGN), der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik e.V. (DGMP) und der Deutschen Gesellschaft für Radioonkologie e.V. (DEGRO) zuständig.

Änderungen

Gegenüber DIN 6800-5:2005-04 wurden folgende Änderungen vorgenommen:

- a) Identische Übernahme der internationalen Norm ISO 28057:2014

Nationaler Anhang NA
(informativ)

Zusammenhang mit Europäischen und Internationalen Dokumenten

Für den Fall einer undatierten Verweisung im normativen Text (Verweisung auf ein Dokument ohne Angabe des Ausgabedatums und ohne Hinweis auf eine Abschnittsnummer, eine Tabelle, ein Bild usw.) bezieht sich die Verweisung auf die jeweils aktuellste Ausgabe des in Bezug genommenen Dokuments.

Für den Fall einer datierten Verweisung im normativen Text bezieht sich die Verweisung immer auf die in Bezug genommene Ausgabe des Dokuments.

Eine Information über den Zusammenhang der zitierten Dokumente mit den entsprechenden Deutschen Dokumenten ist nachstehend wiedergegeben.

Tabelle NA.1

Europäisches Dokument	Internationales Dokument	Deutsches Dokument
-	IEC 60050-88	-
EN 60601-1:2006 + Cor.:2010 + A1:2013	IEC 60601-1:2005 + Cor.:2006 + Cor.:2007 + A1:2012	DIN EN 60601-1 (VDE 0750-1):2013
EN 61000-4-2:2009	IEC 61000-4-2:2008	DIN EN 61000-4-2 (VDE 0847-4-2):2009
EN 61000-4-3:2006 + A1:2008 + A2:2010	IEC 61000-4-3:2006 + A1:2007 + A2:2010	DIN EN 61000-4-3 (VDE 0847-4-3):2011
EN 61000-4-4:2012	IEC 61000-4-4:2012	DIN EN 61000-4-4 (VDE 0847-4-4):2013
EN 61000-4-5:2014	IEC 61000-4-5:2014	DIN EN 61000-4-5 (VDE 0847-4-5):2015
EN 61000-4-6:2014	IEC 61000-4-6:2013	DIN EN 61000-4-6 (VDE 0847-4-6):2014
EN 61000-4-8:2010	IEC 61000-4-8:2009	DIN EN 61000-4-8 (VDE 0847-4-8):2010
EN 61000-4-11:2004	IEC 61000-4-11:2004	DIN EN 61000-4-11 (VDE 0847-4-11):2005
EN 61000-6-2:2005	IEC 61000-6-2:2005	DIN EN 61000-6-2 (VDE 0839-6-2):2006
EN 61187:1994	IEC 61187:1993	DIN EN 61187:1995
-	ISO/IEC Guide 98-3	-

Nationaler Anhang NB (informativ)

Literaturhinweise

DIN EN 60601-1 (VDE 0750-1):2013, *Medizinische elektrische Geräte — Teil 1: Allgemeine Festlegungen für die Sicherheit einschließlich der wesentlichen Leistungsmerkmale (IEC 60601-1:2005 + Cor.:2006 + Cor.:2007 + A1:2012)*; Deutsche Fassung EN 60601-1:2006 + Cor.:2010 + A1:2013

DIN EN 61000-4-2 (VDE 0847-4-2):2009, *Elektromagnetische Verträglichkeit (EMV) — Teil 4-2: Prüf- und Messverfahren — Prüfung der Störfestigkeit gegen die Entladung statischer Elektrizität (IEC 61000-4-2:2008)*; Deutsche Fassung EN 61000-4-2:2009

DIN EN 61000-4-3 (VDE 0847-4-3):2011, *Elektromagnetische Verträglichkeit (EMV) — Teil 4-3: Prüf- und Messverfahren — Prüfung der Störfestigkeit gegen hochfrequente elektromagnetische Felder (IEC 61000-4-3:2006 + A1:2007 + A2:2010)*; Deutsche Fassung EN 61000-4-3:2006 + A1:2008 + A2:2010

DIN EN 61000-4-4 (VDE 0847-4-4):2013, *Elektromagnetische Verträglichkeit (EMV) — Teil 4-4: Prüf- und Messverfahren — Prüfung der Störfestigkeit gegen schnelle transiente elektrische Störgrößen/Burst (IEC 61000-4-4:2012)*; Deutsche Fassung EN 61000-4-4:2012

DIN EN 61000-4-5 (VDE 0847-4-5):2015, *Elektromagnetische Verträglichkeit (EMV) — Teil 4-5: Prüf- und Messverfahren — Prüfung der Störfestigkeit gegen Stoßspannungen (IEC 61000-4-5:2014)*; Deutsche Fassung EN 61000-4-5:2014

DIN EN 61000-4-6 (VDE 0847-4-6):2014, *Elektromagnetische Verträglichkeit (EMV) — Teil 4-6: Prüf- und Messverfahren — Störfestigkeit gegen leitungsführte Störgrößen, induziert durch hochfrequente Felder (IEC 61000-4-6:2013)*; Deutsche Fassung EN 61000-4-6:2014

DIN EN 61000-4-8 (VDE 0847-4-8):2010, *Elektromagnetische Verträglichkeit (EMV) — Teil 4-8: Prüf- und Messverfahren — Prüfung der Störfestigkeit gegen Magnetfelder mit energietechnischen Frequenzen (IEC 61000-4-8:2009)*; Deutsche Fassung EN 61000-4-8:2010

DIN EN 61000-4-11 (VDE 0847-4-11):2005, *Elektromagnetische Verträglichkeit (EMV) — Teil 4-11: Prüf- und Messverfahren — Prüfungen der Störfestigkeit gegen Spannungseinbrüche, Kurzzeitunterbrechungen und Spannungsschwankungen (IEC 61000-4-11:2004)*; Deutsche Fassung EN 61000-4-11:2004

DIN EN 61000-6-2 (VDE 0839-6-2):2006, *Elektromagnetische Verträglichkeit (EMV) — Teil 6-2: Fachgrundnormen — Störfestigkeit für Industriebereiche (IEC 61000-6-2:2005)*; Deutsche Fassung EN 61000-6-2:2005

DIN EN 61187:1995, *Elektrische und elektronische Messgeräte — Mitzuliefernde Unterlagen (IEC 61187:1993, modifiziert)*; Deutsche Fassung EN 61187:1994

Dosimetrie mit Festkörper — Thermolumineszenzdetektoren für Photonen- und Elektronenstrahlung in der Strahlentherapie (ISO 28057:2014)

Dosimétrie avec détecteurs de thermoluminescence solides pour le photon et rayonnements d'électron en radiothérapie (ISO 28057:2014)

Dosimetry with solid thermoluminescence detectors for photon and electron radiations in radiotherapy (ISO 28057:2014)

ICS:

Deskriptoren

Dokument-Typ: Europäische Norm
Dokument-Untertyp:
Dokument-Stage: CEN-Umfrage
Dokument-Sprache: D

STD Version 2.8f

Inhalt

	Seite
Europäisches Vorwort	5
Einleitung	6
1 Anwendungsbereich	8
2 Normative Verweisungen	8
3 Begriffe	9
4 Regeln für das TLD-Messverfahren	17
4.1 Messprinzip	17
4.2 Messgröße	17
4.3 Messzyklus	17
4.3.1 Allgemeines	17
4.3.2 Abfolge der Messzyklen	17
4.3.3 Gemeinsames Durchlaufen der Messzyklen	17
4.3.4 Handhabung von TL-Detektoren	17
4.3.5 Regenerierung	18
4.3.6 Bestrahlung	18
4.3.7 Stabilisierung	18
4.3.8 Auswertung	19
4.4 Messung der Wasser-Energiedosis	19
4.4.1 Grundgleichung zur Ermittlung der Wasser-Energiedosis D_w	19
4.4.2 Ermittlung der Nullanzeige M_0	20
4.4.3 Ermittlung der individuellen Anzeigen M_i	20
4.4.4 Ermittlung der individuellen Kalibrierfaktoren N_i	20
4.4.5 Ermittlung der Korrekturfaktoren k_v	22
4.5 Messunsicherheit der Energiedosis	30
4.6 Wiederverwendbarkeit	31
4.7 Konstanzprüfungen	31
4.8 Personal	31
5 Anforderungen an das TLD-System	31
5.1 Allgemeines	31
5.1.1 Gliederung der Anforderungen	31
5.1.2 Anforderungen an Leistungsmerkmale	31
5.2 Vollständigkeit des TLD-Systems	31
5.2.1 Technische Komponenten	31
5.2.2 Hardware- und Softwarekomponenten	32
5.2.3 Gebrauchsanweisung	32
5.2.4 Zugriff auf eine Kalibrier-Bestrahlungseinrichtung	34
5.3 Anforderungen an TL-Detektoren	34
5.3.1 Kenngrößen für TL-Materialien	34
5.3.2 Konfektionierung von TL-Materialien	34
5.3.3 Wiederverwendbarkeit von TL-Detektoren	35
5.3.4 Exemplarstreuung	35
5.4 Anforderungen an TL-Anzeigegegeräte	36
5.4.1 Allgemeines	36
5.4.2 Mechanische Geräteaufstellung	36
5.4.3 Anlaufzeit	36
5.4.4 Anzeige und Anzeigebereiche	36
5.4.5 Nullanzeige	36
5.4.6 Überlaufanzeige und Nachwirkungen beim Auswerten hoher Dosen	37

5.4.7	Testlichtquelle.....	37
5.4.8	Änderungen des Ansprechvermögens.....	37
5.4.9	Mechanischer Aufbau.....	37
5.4.10	Lichtdichtheit.....	37
5.4.11	Klimatische Einflüsse.....	37
5.4.12	Elektrische Anforderungen	37
5.4.13	Datenausgabe und Datensicherung.....	40
5.5	Anforderungen an Zusatzgeräte (Regeneriereinrichtung).....	41
5.5.1	Regenerierung.....	41
5.5.2	Konstruktion	41
5.5.3	Elektrische Anforderungen	41
5.5.4	Betriebssicherheit.....	41
5.5.5	Funktionsfehler-Erkennung.....	41
5.5.6	Anzeige des Betriebszustandes	41
5.6	Anforderungen an das gesamte TLD-System	41
5.6.1	Messbereiche	41
5.6.2	Mindest-Nenngebrauchsbereiche	42
5.6.3	Prüfwertebereiche.....	43
5.7	Anforderungen an die Kalibrier-Bestrahlungseinrichtung.....	44
5.8	Anforderungen an die Begleitpapiere	44
5.9	Abnahmeprüfungen.....	45
5.9.1	Allgemeine Anforderungen	45
5.9.2	Anzahl der zu verwendenden TL-Detektoren.....	45
5.9.3	Art der verwendeten TL-Detektoren für die Abnahmeprüfung.....	45
	Literaturhinweise.....	46

Tabellen

Tabelle 1 — Bezugsbedingungen und Prüfwertebereiche für Kalibrierungen	21
Tabelle 2 — Feldgrößen und Tiefen für Anschlussmessungen bei Verwendung anderer Strahlungsqualitäten als ⁶⁰ Co-Gammastrahlung	22
Tabelle 3 — Einflussgrößen und zugehörige Korrektionsfaktoren (Übersicht)	22
Tabelle 4 — Experimentell bestimmte k_Q -Werte für LiF:Mg,Ti-Detektoren für hochenergetische Photonenstrahlung bei Kalibrierung mit ⁶⁰ Co-Gammastrahlung in 5 cm Wassertiefe (SSD: 100 cm, Feldgröße: 10 cm x 10 cm, Messort: auf dem Zentralstrahl).....	26
Tabelle 5 — Experimentell bestimmte k_E -Werte für LiF:Mg,Ti-Detektoren für hochenergetische Elektronenstrahlung, bei Kalibrierung mit ⁶⁰ Co-Gammastrahlung in 5 cm Wassertiefe (SSD: 100 cm, Feldgröße: 20 cm x 20 cm, Messort: auf dem Zentralstrahl).....	27
Tabelle 6 — Experimentell bestimmte k_Q -Werte für LiF:Mg,Ti-Detektoren für Röntgenstrahlung bei Kalibrierung mit ⁶⁰ Co-Gammastrahlung in 5 cm Wassertiefe (SSD: 100 cm, Feldgröße: 10 cm x 10 cm, Messort: auf dem Zentralstrahl) (1 von 2)	28
Tabelle 7 — Experimentell bestimmte k_Q -Werte für LiF:Mg,Ti-Detektoren für hochenergetische Gammastrahlung in der Brachytherapie in verschiedenen Tiefen in Wasser oder Polystyrol unter der Bedingung vollständiger Rückstreuung.....	29
Tabelle 8 — Experimentell bestimmte k_Q -Werte für niederenergetische Photonenstrahlung, ermittelt für LiF:Mg,Ti-Sonden bei Kalibrierung mit ⁶⁰ Co-Gammastrahlung in 5 cm Wassertiefe	30

Tabelle 9 — Kenngrößen für häufig verwendete TL-Materialien	35
Tabelle 10 — Leistungsmerkmale von TLD-Systemen bei Störungen durch elektromagnetische Felder und leitungsgeführte Störungen	39
Tabelle 11 — Messbereiche von TLD-Systemen für die Strahlentherapie	42
Tabelle 12 — Bezugswerte und Mindest-Nenngebrauchsbereiche für Einflussgrößen, deren Variation durch die Anwendung des TLD-Systems bedingt ist.....	43
Tabelle 13 — Bezugswerte, Prüfwertebereiche und Mindest-Nenngebrauchsbereiche für Einflussgrößen, deren Variation unabhängig von der Anwendung des TLD-Systems von außen aufgeprägt ist.....	44

Europäisches Vorwort

Dieses Dokument (prEN ISO 28057:2016) wurde vom Technischen Komitee CEN/TC 430 „Kernenergie, Kerntechnik und Strahlenschutz“ erarbeitet, dessen Sekretariat vom AFNOR gehalten wird.

Dieses Dokument ist derzeit zur CEN-Umfrage vorgelegt.

Einleitung

Die Thermolumineszenzdosimetrie (TLD) mit Lithiumfluorid-Detektoren (LiF-Detektoren) hat eine Reihe von Vorteilen, insbesondere:

- kleine Detektorvolumina,
- Anwendbarkeit bei kontinuierlicher und gepulster Strahlung,
- weitgehende Wasseräquivalenz des Detektormaterials,
- Bedarf an nur wenigen Korrekturfaktoren für Bestimmungen der Energiedosis.

Ein wichtiger Nachteil von Thermolumineszenz-Detektoren (TL-Detektoren) besteht darin, dass sie vor jeder Bestrahlung durch eine thermische Behandlung regeneriert werden müssen. Leider ist es nicht möglich, durch diese thermische Behandlung das frühere Ansprechvermögen der Detektoren vollkommen wiederherzustellen. Vorausgesetzt, dass alle Detektoren einer Produktionscharge der gleichen thermischen Behandlung unterzogen werden, kann man jedoch bei genügend kleiner Schwankung der individuellen Werte die mittlere Änderung des Ansprechvermögens dieser Detektoren bestimmen. Aus dieser mittleren Änderung lässt sich ein Korrekturfaktor ableiten.

Die vorliegende internationale Norm zielt im Wesentlichen darauf ab, Verfahrensregeln und Korrekturen festzulegen. Sie erlauben es, eine Wiederholbarkeit des Anzeigewertes in Höhe eines Bruchteils von 1 % [17] und daher, unter Mitberücksichtigung der Kalibrierschritte zur Rückführung auf einen Primärstandard, wie bei der Dosimetrie mit Ionisationskammern eine Gesamt-Messunsicherheit von wenigen Prozent zu erreichen [18][31][25][61][62].

Die Festlegungen in dieser internationalen Norm umfassen die in der TLD verwendeten speziellen Begriffe, Regeln für die Messverfahren und Anforderungen an das Messsystem. Die festgelegten Anforderungen und Prüfverfahren können insgesamt oder teilweise als Grundlage für Stabilitäts- und Abnahmeprüfungen dienen. Die in dieser Internationalen Norm beschriebenen TLD-Verfahren sind anwendbar auf Photonenstrahlung im Energiebereich von 20 keV bis 50 MeV, einschließlich der Photonen-Brachytherapie, und auf Elektronenstrahlung im Energiebereich von 4 MeV bis 25 MeV, ausgenommen die Brachytherapie mit Betastrahlung. Die oben angegebene Wiederholbarkeit und Gesamt-Messunsicherheit werden bei Anwendung dieser Norm im Dosisbereich oberhalb 1 mGy erreicht. Die Obergrenze des Mindest-Nenngebrauchsbereichs liegt in der Größenordnung 10 Gy bis 100 Gy. In der klinischen Dosimetrie werden TL-Detektoren eingesetzt, wenn ein hohes räumliches Auflösungsvermögen benötigt wird, d. h. bei der Messung von Dosisverteilungen mit hohen Gradienten, wie sie bei kleinen stereotaktischen Strahlenfeldern und in der Umgebung von Brachytherapie-Quellen auftreten. Eine andere übliche Anwendung ist die Messung von Dosisverteilungen in großen Absorbern, z. B. in geometrischen oder gewebeäquivalenten Phantomen, und zwar im Nutzstrahlenfeld oder in seiner Umgebung. Ein weiteres Anwendungsbeispiel ist die Qualitätssicherung der klinischen Dosimetrie durch Vergleichsmessungen mittels Versand von TL-Sonden [1][2][10][12][20][22][26][27][55].

Die vorliegende internationale Norm zur Thermolumineszenzdosimetrie soll nationale oder internationale Normen der klinischen Dosimetrie für die Teletherapie, die Brachytherapie, die Ganzkörperbestrahlung, die Mammographie, für Dosismessungen außerhalb des Bestrahlungsfeldes oder im Rahmen des Strahlenschutzes für Beschäftigte nicht vorwegnehmen. Die Autoren dieser internationalen Norm sind sich des breiten Methodenspektrums der klinischen Dosimetrie bewusst, in welchem die TL-Dosimetrie nur einen kleinen Teil einnimmt. Aber in diesem Rahmen stellt die vorliegende Norm zuverlässige Verfahren und Regeln guter Praxis für die Anwendung von TLD-Methoden zur Verfügung.

Die bearbeiteten Themen umfassen die Benennungen und Definitionen der Begriffe, die Regeln für die TLD-Messverfahren und die Anforderungen an das TLD-Messsystem. Diese internationale Norm richtet sich sowohl an die anwendenden Medizinphysiker als auch an die Hersteller. Die angegebenen Zahlenwerte gelten für diejenigen Detektormaterialien und Produkte, die in den zitierten Publikationen spezifiziert sind; es können jedoch weitere Untersuchungen erforderlich sein, um deren Anwendbarkeit auf TLD-Materialien anderer Hersteller zu prüfen. Durch die angegebenen Beispiele, so etwa für die TL-Sondenkalibrierung oder für die Zahlenwerte des von der Strahlungsqualität Q abhängigen Korrekturfaktors k_Q , sollen allgemeinere Regeln für die Methoden der klinischen Dosimetrie oder für Dosisvergleiche nicht vorweggenommen werden. Vielmehr eröffnet die vorliegende Norm den Zugang zu einer zuverlässigen Anwendung von TLD-Methoden auf der Grundlage publizierter Ergebnisse und weltweiter Entwicklungen. Dabei wurde die langjährige Erfahrung im klinischen Gebrauch der TLD berücksichtigt, die in zahlreichen Lehrbüchern, Richtlinien und Empfehlungen dokumentiert ist [6][13][25][28][29][42][43][54][61][62].

1 Anwendungsbereich

In der vorliegenden internationalen Norm werden Regeln für die Verfahren, Anwendungen und Messsysteme der Thermolumineszenzdosimetrie (TL-Dosimetrie, TLD) für Dosismessungen nach der Sondenmethode festgelegt. Sie gilt insbesondere für Thermolumineszenz-Detektoren fester Form und Größe, d. h. Stäbchen, Scheibchen und Mikrowürfel, hergestellt aus LiF:Mg,Ti oder LiF:Mg,Cu,P in kristalliner oder polykristalliner Form. Sie gilt nicht für LiF in Pulverform; dessen Gebrauch erfordert spezielle Verfahren. Die Sondenmethode beruht darauf, dass einzelne TL-Detektoren oder TL-Sonden in ein Wasserphantom oder ein wasseräquivalentes Phantom eingebracht werden. Als TL-Sonde bezeichnet man die Anordnung eines oder mehrerer TL-Detektoren in einem dünnwandigen Polymethylmethacrylat (PMMA)-Gehäuse.

Die hier niedergelegten Regeln sollen die in der klinischen Dosimetrie am Patienten oder im Phantom unentbehrliche Zuverlässigkeit und Genauigkeit sicherstellen. Diese internationale Norm gilt für die Dosimetrie in der Teletherapie mit Photonenstrahlung von 20 keV bis 50 MeV und mit Elektronenstrahlung von 4 MeV bis 25 MeV sowie in der Brachytherapie mit Photonen emittierenden Radionukliden. Die TL-Dosimetrie stellt eine wichtige Ergänzung zur Dosimetrie mit Ionisationskammern dar.

2 Normative Verweisungen

Die folgenden Dokumente, die in diesem Dokument teilweise oder als Ganzes zitiert werden, sind für die Anwendung dieses Dokuments erforderlich. Bei datierten Verweisungen gilt nur die in Bezug genommene Ausgabe. Bei undatierten Verweisungen gilt die letzte Ausgabe des in Bezug genommenen Dokuments (einschließlich aller Änderungen).

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)

IEC 60050-88, *IEV: International Electrotechnical Vocabulary. Radiology and radiological physics*

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

IEC 61000-4-2, *Electromagnetic compatibility (EMC) — Part 4-2: Testing and measuring techniques — Electrostatic discharge immunity test*

IEC 61000-4-3, *Electromagnetic compatibility (EMC) — Part 4-3: Testing and measurement techniques — Radiated, radio-frequency, electromagnetic field immunity test*

IEC 61000-4-4, *Electromagnetic compatibility (EMC) — Part 4-4: Testing and measurement techniques — Electrical fast transient/burst immunity test*

IEC 61000-4-5, *Electromagnetic compatibility (EMC) — Part 4-5: Testing and measurement techniques — Surge immunity test*

IEC 61000-4-6, *Electromagnetic compatibility (EMC) — Part 4-6: Testing and measurement techniques — Immunity to conducted disturbances, induced by radio-frequency fields*

IEC 61000-4-8, *Electromagnetic compatibility (EMC) — Testing and measurement techniques — Power frequency magnetic field immunity test*

IEC 61000-4-11, *Testing and measurement techniques — Voltage dips, short interruptions and voltage variations immunity tests*

IEC 61000-6-2, *Electromagnetic compatibility (EMC) — Part 6-2: Generic standards — Immunity for industrial environments*

IEC 61187, *Electrical and electronic measuring equipment — Documentation*

ISO/IEC Guide 98-3, *Uncertainty of measurement — Part 3: Guide to the expression of uncertainty in measurement* (GUM:1995)

3 Begriffe

Für die Anwendung dieses Dokuments gelten die folgenden Begriffe.

3.1

Energiedosis

die durch ionisierende Strahlung auf das Material eines hinreichend kleinen Volumenelements übertragene Energie, dividiert durch die Masse dieses Volumenelements

3.2

Nullanzeige

M_0

<klinische TL-Dosimetrie> ANZEIGE (3.16) eines TLD-SYSTEMS (3.46) bei Auswertung eines unbestrahlten TL-DETEKTORS (3.45) gemäß GEBRAUCHSANWEISUNG

Anmerkung 1 zum Begriff: Eine Änderung der NULLANZEIGE (3.2) kann auf eine Änderung am TL-ANZEIGEGERÄT (3.47), eine ungenügende REGENERIERUNG (3.28) oder eine Verschmutzung des DETEKTORS (3.45) zurückzuführen sein.

3.3

Charge

<klinische TL-Dosimetrie> Anzahl von TL-DETEKTOREN (3.45) gleichen Typs, die aus einem gemeinsamen Herstellungsvorgang stammen und in ihrer Gesamtheit den in dieser Norm festgelegten Anforderungen sowie den vom Hersteller anzugebenden Qualitätsmerkmalen hinsichtlich des ANSPRECHVERMÖGENS (3.39), der EXEMPLARSTREUUNG (3.17) und der NICHTLINEARITÄT (3.24) entsprechen

3.4

Kalibrieren

<klinische TL-Dosimetrie> Feststellen des Zusammenhanges zwischen der ANZEIGE (3.16) eines TL-DETEKTORS (3.45) und dem richtigen Wert der MESSGRÖßE (3.20) WASSER-ENERGIEDOSIS (3.1) unter BEZUGSBEDINGUNGEN (3.32)

Anmerkung 1 zum Begriff: Durch das KALIBRIEREN wird der KALIBRIERFAKTOR (3.5) ermittelt oder überprüft. Als richtiger Wert der MESSGRÖßE (3.20) gilt der mittelbar oder unmittelbar mit einem Primärnormal ermittelte MESSWERT (3.21).

3.5

Kalibrierfaktor

N_i

<klinische TL-Dosimetrie> unter BEZUGSBEDINGUNGEN (3.32) gültiger Quotient

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

Dabei ist:

D der richtige Wert der Messgröße (3.20);

$M_i - M_0$ die Differenz aus der ANZEIGE (3.16) eines individuellen TL-DETEKTORS (3.45) i und der über die gesamte CHARGE gemittelten NULLANZEIGE (3.2).

Anmerkung 1 zum Begriff: Der KALIBRIERFAKTOR (3.2) ist demnach der Kehrwert des ANSPRECHVERMÖGENS (3.39) unter BEZUGSBEDINGUNGEN (3.32).

3.6

Umhüllung

Kapsel in Form eines flachen Kreiszylinders mit einer Vorderwanddicke von 1 mm, üblicherweise aus PMMA hergestellt, in dem eine kleine Gruppe von TL-DETEKTOREN (3.45) in einer Ebene platziert ist

Anmerkung 1 zum Begriff: Eine Anordnung bestehend aus TL-DETEKTOREN (3.45) und UMHÜLLUNG (3.6) bilden zusammen die TL-SONDE.

3.7

Konditionierung einer Charge

Konditionierung

mehrfache BESTRAHLUNG und REGENERIERUNG (3.28) einer CHARGE (3.3) von TL-DETEKTOREN (3.45)

Anmerkung 1 zum Begriff: Ob die KONDITIONIERUNG (3.7) ausreicht, wird durch Prüfung der WIEDERVERWENDBARKEIT (3.40) nach 5.3.3 festgestellt.

3.8

Korrektionsfaktor

<klinische TL-Dosimetrie> an der ANZEIGE (3.16) anzubringender Faktor zum Ausgleich der durch eine EINFLUSSGRÖßE (3.18) oder durch die MESSGRÖßE (3.20) verursachten Messabweichung

Anmerkung 1 zum Begriff: Beispiele für Berichtigungen durch einen KORREKTIONSAKTOR (3.8) sind FADING (3.13), ENERGIEABHÄNGIGKEIT (3.12) und NICHTLINEARITÄT (3.24)(siehe 4.4.5).

3.9

Korrektionssummand

an der ANZEIGE (3.16) anzubringender Summand zum Ausgleich der durch eine EINFLUSSGRÖßE (3.18) verursachten Messabweichung

Anmerkung 1 zum Begriff: Die NULLANZEIGE (3.2) ist ein Beispiel für Berichtigungen durch einen KORREKTIONSSUMMANDEN (3.9)(siehe 4.4.2).

3.10

Richtungsabhängigkeit des Ansprechvermögens

Richtungsabhängigkeit

<klinische TL-Dosimetrie> Abhängigkeit des ANSPRECHVERMÖGENS (3.39) eines TL-DETEKTORS (3.45) von der Einfallrichtung der Strahlung

3.11

Vorzugsrichtung

Richtung bezogen auf den TL-DETEKTOR (3.45) bzw. auf die TL-SONDE (3.48), die als Bezugswert für die EINFLUSSGRÖßE (3.18) Strahleneinfallrichtung gilt

3.12

Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens

Energieabhängigkeit

Abhängigkeit des ANSPRECHVERMÖGENS (3.39) eines TL-DETEKTORS (3.45) von der STRAHLUNGSQUALITÄT (3.30)

3.13

Fading

F

Quotient aus der im Zeitraum zwischen Bestrahlung und Auswertung, z.B. infolge Einwirkung der Umgebungstemperatur, entstehenden Änderung des gemessenen Dosiswertes, und dem Dosiswert bei sofortiger Auswertung nach Bestrahlung

Anmerkung 1 zum Begriff: Das FADING (3.13) wird als Prozentsatz angegeben.

Anmerkung 2 zum Begriff: Die Änderung des gemessenen Dosiswertes kann positiv (Inkrement) oder negativ (Dekrement) sein.

3.14

Fadingrate

$\dot{F}$

FADING (3.13) je Zeitintervall

3.15

Glowkurve

<klinische TL-Dosimetrie> Verlauf der Lichtemission des TL-DETEKTORS (3.45) als Funktion der Temperatur oder der Zeit während des Auswertevorgangs

3.16

Anzeige

M

<klinische TL-Dosimetrie> durch ein TL-ANZEIGEGERÄT (3.47) numerisch dargestellter Wert einer Größe

Anmerkung 1 zum Begriff: Die ANZEIGE M (3.16) eines TL-DETEKTORS (3.45) wird mit Hilfe des TL-ANZEIGEGERÄTES (3.47) aus der GLOWKURVE (3.15) bestimmt (siehe 4.3.8.3). Aus der ANZEIGE (3.16) wird durch Anwendung des KALIBRIERFAKTORS (3.5), von KORREKTIONSFAKTOREN (3.8) und von KORREKTIONSSUMMANDEN (3.9) der MESSWERT (3.21) der Dosis ermittelt (siehe 4.4).

Anmerkung 2 zum Begriff: Die ANZEIGE (3.16) wird auch als Ablesewert des TL-ANZEIGEGERÄTES (3.47) bezeichnet.

3.17

Exemplarstreuung des Ansprechvermögens

Exemplarstreuung

Abweichung des ANSPRECHVERMÖGENS (3.39) einzelner TL-DETEKTOREN (3.45) vom mittleren ANSPRECHVERMÖGEN (3.39) der TL-DETEKTOREN (3.45) einer CHARGE (3.3) bei gleichen Bestrahlungs- und Auswertebedingungen

3.18

Einflussgröße

<klinische TL-Dosimetrie> Größe, die nicht MESSGRÖÖE (3.20) ist, jedoch das Messergebnis beeinflusst

Anmerkung 1 zum Begriff: EINFLUSSGRÖÖEN (3.18) können als Störgrößen von außen einwirken (Temperatur, Luftfeuchte, Netzspannung, usw.), als Geräteeigenschaften aus dem Gerät selbst stammen (Nullpunktwanderung, Alterung der Bauteile, ANLAUFZEIT usw.) oder als einstellbare Größen bei der Messung in Erscheinung treten (z. B. die STRAHLUNGSQUALITÄT oder die Strahleneinfallsrichtung bei der Messung der DOSIS).

Anmerkung 2 zum Begriff: Die Korrektur der Wirkung einer EINFLUSSGRÖÖSE (3.18) kann die Anwendung eines KORREKTIONSFAKTORS (3.8) auf die ANZEIGE (3.16) erfordern [multiplikative EINFLUSSGRÖÖSE (3.18), z. B. FADING(3.13)] oder die Anwendung eines KORREKTIONSSUMMANDEN (3.9) notwendig machen [additive EINFLUSSGRÖÖSE (3.18), z. B. NULLANZEIGE(3.2)].

Anmerkung 3 zum Begriff: Werden EINFLUSSGRÖÖSEN (3.18) nicht durch einen KORREKTIONSFAKTOR (3.8) bzw. KORREKTIONSSUMMANDEN (3.9) berücksichtigt, so spricht man auch von einem KORREKTIONSFAKTOR (3.8) gleich eins bzw. einem KORREKTIONSSUMMANDEN (3.9) gleich Null.

3.19

lineares Energieübertragungsvermögen

LET

die durch ein ionisierendes Teilchen beim Durchlaufen eines kurzen Stückes seiner Teilchenbahn in einem gegebenen Material auf dieses Material übertragene Energie, dividiert durch die Länge dieses Bahnstückes

Anmerkung 1 zum Begriff: Der LET-Wert (in keV/ μ m) wird üblicherweise für Wasser als dasjenige Material angegeben, das von dem geladenen Teilchen durchquert wird.

[QUELLE: ICRU 60]

3.20

Messgröße

<klinische TL-Dosimetrie> die mit dem Messsystem zu ermittelnde physikalische Größe

Anmerkung 1 zum Begriff: In der klinischen Dosimetrie ist die MESSGRÖßE (3.20) gemäß ICRU 62 die WASSER-ENERGIEDOSIS (3.1) am MESSORT (3.26).

3.21

Messwert eines TLD-Systems

Messwert

<klinische TL-Dosimetrie> mit einem TLD-SYSTEM (3.46) ermittelter Wert der MESSGRÖßE (3.20) WASSER-ENERGIEDOSIS (3.1) am MESSORT (3.26)

Anmerkung 1 zum Begriff: Bei Verwendung einer mit mehreren Detektoren ausgestatteten TL-SONDE (3.48) wird der MESSWERT (3.21) durch Multiplikation des Produktes der Korrekturfaktoren (3.8) mit dem Mittelwert der hinsichtlich der NULLANZEIGE (3.2) korrigierten und mit den individuellen KALIBRIERFAKTOREN (3.5) multiplizierten ANZEIGEWERTE (3.16) der einzelnen TL-DETEKTOREN (3.45) gewonnen.

3.22

Messzyklus

Folge von Arbeitsschritten bei der TL-Dosimetrie, bestehend aus der REGENERIERUNG (3.28), Bestrahlung, STABILISIERUNG (3.27) und Auswertung eines TL-DETEKTORS (3.45)

3.23

Messbereich

<klinische TL-Dosimetrie> Wertebereich der Dosis, in dem das TLD-SYSTEM (3.46) die festgelegten Anforderungen an die Leistungsmerkmale einhält

Anmerkung 1 zum Begriff: Die Messbereichsgrenzen eines TLD-SYSTEMS (3.46) sind durch den kleinsten und den größten MESSWERT (3.21) gegeben.

3.24

Nichtlinearität des Ansprechvermögens

Nichtlinearität

<klinische TL-Dosimetrie> Änderung des ANSPRECHVERMÖGENS (3.39) in Abhängigkeit von der DOSIS

Anmerkung 1 zum Begriff: Als Linearität bezeichnet man ein konstantes ANSPRECHVERMÖGEN (3.39), als Supralinearität eine Zunahme, als Sublinearität eine Abnahme des ANSPRECHVERMÖGENS (3.39) mit zunehmender Dosis.

3.25

Prüfwerte

<klinische TL-Dosimetrie> Vereinbarte Werte von EINFLUSSGRÖßEN (3.18) bei der Prüfung der Wirkung anderer EINFLUSSGRÖßEN (3.18)

3.26

Messort

<klinische TL-Dosimetrie> derjenige Punkt am oder im Wasserphantom oder PATIENTEN, für den die WASSER-ENERGIEDOSIS (3.1) bestimmt wird

Anmerkung 1 zum Begriff: Siehe auch [13][39][40] und ICRU 35.

3.27

Stabilisierung

(en: post-irradiation annealing)

<klinische TL-Dosimetrie> kontrollierte Wärmebehandlung (Temperung) eines TL-DETEKTORS (3.45) nach erfolgter Bestrahlung und vor der Auswertung

Anmerkung 1 zum Begriff: Die STABILISIERUNG dient zur Verringerung des FADINGS.

3.28

Regenerierung

(en:pre-irradiation annealing)

<klinische TL-Dosimetrie> kontrollierte Wärmebehandlung von bereits ausgewerteten TL-DETEKTOREN (3.45) vor Wiederverwendung

Anmerkung 1 zum Begriff: Die REGENERIERUNG (3.28) dient zur möglichst vollständigen Löschung der nach der Auswertung noch verbleibenden Restanzeige und ermöglicht angenähert die Wiederherstellung des ursprünglichen ANSPRECHVERMÖGENS (3.39).

3.29

Strahlenschaden

<klinische TL-Dosimetrie> bleibende Änderung des ANSPRECHVERMÖGENS (3.39) eines TL-DETEKTORS (3.45) infolge Vorbestrahlung oberhalb einer detektorspezifischen Dosis

Anmerkung 1 zum Begriff: Die Höhe dieser Dosis kann von der zeitlichen Abfolge der Vorbestrahlung (Dosisfraktionierung, Dosisprotrahierung) abhängen.

3.30

Strahlungsqualität

Kenngroße zur Klassifizierung der relativen spektralen Teilchenflussdichte einer Strahlungsart für einen betrachteten Ort

Anmerkung 1 zum Begriff: Zur Kennzeichnung der STRAHLUNGSQUALITÄT (3.30) in der klinischen Dosimetrie werden einfach messbare Kenngrößen, z.B. der Strahlungsqualitätsindex einer Photonenstrahlung oder die praktische Reichweite einer Elektronenstrahlung, verwendet (siehe ICRU 35, ICRU 62, und [25]).

3.31

Nenngebrauchsbereich

Bereich einer EINFLUSSGRÖßE (3.18), in dem diese sich ändern darf, ohne dass die dadurch hervorgerufene Änderung des ANSPRECHVERMÖGENS (3.39) vereinbarte Werte der Messabweichung überschreitet bzw. ohne dass die Korrektur ihres Einflusses festgelegte Werte überschreitet

3.32

Bezugsbedingungen

<klinische TL-Dosimetrie> Gesamtheit der Bezugswerte aller EINFLUSSGRÖßEN (3.18) sowie der MESSGRÖßE (3.20)

Anmerkung 1 zum Begriff: Wenn eine oder mehrere EINFLUSSGRÖßEN (3.18) oder die MESSGRÖßE (3.20) von ihren Referenzwerten (3.35, 3.36)(Tabelle 2) abweichen, werden die Messbedingungen als Nicht-Referenzbedingungen bezeichnet. Die Korrekturen für die Verwendung von DETEKTOREN (3.45) unter Nicht-Referenzbedingungen werden im Zusammenhang mit Tabelle 4 behandelt.

3.33

Referenzdetektor

<klinische TL-Dosimetrie> TL-DETEKTOR (3.45), der zur Bestimmung des KORREKTIONSFAKTORS (3.8) für die Änderung des ANSPRECHVERMÖGENS (3.39) im Laufe aufeinanderfolgender MESSZYKLEN (3.22) benutzt wird

Anmerkung 1 zum Begriff: Siehe 4.4.5.3.

3.34

Bezugspunkt einer TL-Sonde

Punkt im Inneren oder an der Oberfläche der TL-SONDE (3.48), durch dessen Raumkoordinaten die Position der TL-SONDE (3.48) in ihrer Umgebung gekennzeichnet wird

Anmerkung 1 zum Begriff: Die Lage des Bezugspunktes in oder an der TL-SONDE (3.48) wird vom Hersteller der SONDE angegeben. Bei klinischen Dosismessungen wird der BEZUGSPUNKT einer TL-SONDE (3.48) an den MESSORT (3.26) am oder im Phantom bzw. am oder im Patienten gebracht. Bei der KALIBRIERUNG (3.4) wird der BEZUGSPUNKT EINER TL-SONDE (3.34) an den Ort gebracht, für den die WASSER-ENERGIEDOSIS (3.1) unter BEZUGSBEDINGUNGEN (3.32) bekannt ist.

3.35

Bezugswert bei Prüfungen

Ausgangswert für die Variation einer EINFLUSSGRÖßE (3.18) bei der Prüfung ihrer Wirkung auf das ANSPRECHVERMÖGEN (3.39)

3.36

Bezugswert bei Kalibrierungen

Wert einer EINFLUSSGRÖßE (3.18) oder der MESSGRÖßE (3.20), auf den sich der KALIBRIERFAKTOR (3.5) bezieht und für den der KALIBRIERFAKTOR (3.5) ohne weitere Korrekturen gilt

Anmerkung 1 zum Begriff: Bedingt durch die NICHTLINEARITÄT (3.24) wird auch für die MESSGRÖßE (3.20) ein Bezugswert festgelegt.

3.37

Wiederholbarkeit

<klinische TL-Dosimetrie> Grad der Übereinstimmung von MESSWERTEN (3.21) derselben Größe, die nacheinander im gleichen Laboratorium und unter gleichen Bedingungen (WIEDERHOLBEDINGUNGEN, 3.38) erhalten werden

Anmerkung 1 zum Begriff: Die WIEDERHOLBARKEIT ist durch die empirische Standardabweichung des Einzelmesswertes gekennzeichnet und wird in Prozent des MESSWERTES (3.21) ausgedrückt. In diesem Fall ist es ein Unterschied, ob wiederholte Messungen mit einem TL-DETEKTOR (3.45) oder einer Gruppe von DETEKTOREN (3.45) ausgeführt werden.

Anmerkung 2 zum Begriff: Im Gegensatz hierzu kennzeichnet die Vergleichbarkeit (en: comparability) den Grad der Übereinstimmung, wenn eine bestimmte Größe in verschiedenen Laboratorien und unter Verwendung verschiedener Messgeräte der gleichen Bauart gemessen wird.

Anmerkung 3 zum Begriff: WIEDERHOLBARKEIT ist gleichbedeutend mit dem englischen Begriff „precision“.

3.38

Wiederholbedingungen

(en: repetition conditions)

<klinische TL-Dosimetrie> Bedingungen, unter denen in ein und demselben Laboratorium nach einem festgelegten Messverfahren unter gleichen Versuchsbedingungen mehrmals in kurzen Zeitabständen Messungen durchgeführt werden

3.39

Ansprechvermögen

$R_{D,i}$
<klinische TL-Dosimetrie> Differenz der ANZEIGE (3.16) M_i eines individuellen TL-DETEKTORS (3.45) i und der NULLANZEIGE (3.2) M_0 , dividiert durch den richtigen Wert der WASSER-ENERGIEDOSIS (3.1), D_w

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

Anmerkung 1 zum Begriff: Die Definition des ANSPRECHVERMÖGENS (3.39) als Quotient aus der bezüglich der NULLANZEIGE (3.2) korrigierten ANZEIGE (3.16) und dem richtigen Wert der MESSGRÖßE (3.20) stimmt mit IEC 60050-88 überein. Sie unterscheidet sich von der weniger strengen Terminologie, in der das ANSPRECHVERMÖGEN mit der ANZEIGE (3.16) gleichgesetzt wird.

Anmerkung 2 zum Begriff: Das Ansprechvermögen eines TL-DETEKTORS (3.45) hängt u. a. von der ENERGIEDOSIS (3.1), der STRAHLUNGSQUALITÄT (3.20) und der Strahlungseinfallsrichtung sowie vom Detektormaterial und von der Detektorgröße, von der Art der UMHÜLLUNG (3.6) und vom verwendeten TL-Anzeigergerät ab.

Anmerkung 3 zum Begriff: In der klinischen Dosimetrie wird der Bezugspunkt (3.34) jedes TL-DETEKTORS (3.45) oder jeder TL-SONDE (3.48) an den MESSORT (3.26) gebracht (siehe 4.4.1). Die BEZUGSPUNKTE (3.34) sind in den Tabellen 4 bis 8 der vorliegenden internationalen Norm spezifiziert.

Anmerkung 4 zum Begriff: Wird im Nenner der Gleichung (1) die Luftkerma K_a anstatt der WASSER-ENERGIEDOSIS (3.1) D_w als Bezugsgröße für das ANSPRECHVERMÖGEN (3.39) verwendet, so muss diese Abweichung von der Definition klar angegeben werden.

Anmerkung 5 zum Begriff: Wird der Begriff ANSPRECHVERMÖGEN im Sinne eines relativen ANSPRECHVERMÖGENS verwendet, d. h. als Quotient $R_{D,i}/R_{D,j}$ der ANSPRECHVERMÖGEN bei zwei STRAHLUNGSQUALITÄTEN i und j , muss dies deutlich angegeben werden.

3.40

Wiederverwendbarkeit

(en: reusability)

Verwendbarkeit von TL-DETEKTOREN (3.45) in mehreren aufeinanderfolgenden MESSZYKLEN (3.22)

Anmerkung 1 zum Begriff: Die WIEDERVERWENDBARKEIT (3.40) von TL-DETEKTOREN (3.45) ist eine wesentliche Voraussetzung für die TL-Dosimetrie, da die Dosismessung mit einem TL-DETEKTOR (3.45) der Ermittlung des KALIBRIERFAKTORS (3.5) für diesen TL-DETEKTOR (3.45) bedarf und dieser somit mindestens zwei MESSZYKLEN (3.22) durchlaufen muss (siehe 4.4.5.3).

3.41

Kontrollvorrichtung

<klinische TL-Dosimetrie> Gerät zur Überprüfung des ANSPRECHVERMÖGENS (3.39) eines TL-Dosimeters

Anmerkung 1 zum Begriff: Mit der KONTROLLVORRICHTUNG (3.41) wird reproduzierbar eine bestimmte Dosis in vorgegebener Zeit erzeugt.

3.42

Prüfbedingungen

<klinische TL-Dosimetrie> Gesamtheit der PRÜFWERTE (3.25) aller EINFLUSSGRÖSSEN (3.18)

3.43

Testlichtquelle

<klinische TL-Dosimetrie> Lichtquelle mit zeitlich konstanter Beleuchtungsstärke, die zur Funktionskontrolle des TL-ANZEIGEGERÄTES (3.47) (mit Ausnahme der Heizvorrichtung) benutzt wird

3.44

Thermolumineszenz

TL

Lichtemission im sichtbaren oder daran angrenzenden Spektralbereich, die auf der strahleninduzierten Besetzung von Haftstellen in bestimmten Ionenkristallen durch Ladungsträger des Kristalls beruht und bei Erwärmung als Folge des Übergangs dieser Ladungsträger in Aktivator-Niveaus eintritt

3.45

Thermolumineszenzdetektor

TL-Detektor

Detektor

Menge von TL-Material bestimmter chemischer Zusammensetzung in homogener, z. B. kristalliner oder polykristalliner, Form

Anmerkung 1 zum Begriff: Die Eigenschaften des TL-DETEKTORS (3.45) sind durch dessen stoffliche Zusammensetzung, Masse und Form sowie durch seine spezielle thermische Vorbehandlung bestimmt.

Anmerkung 2 zum Begriff: Neue TL-DETEKTOREN (3.45) bedürfen grundsätzlich einer definierten thermischen Vorbehandlung und einer Vorbestrahlung, um die geforderte WIEDERVERWENDBARKEIT (3.40) herzustellen. Die in dieser Weise vorbehandelten TL-DETEKTOREN (3.45) werden als „konditionierte Detektoren“ bezeichnet.

Anmerkung 3 zum Begriff: TL-DETEKTOREN (3.45) basierend auf thermolumineszierendem Pulver, das in eine nicht lumineszierende Matrix eingebettet ist, sind nicht Gegenstand der vorliegenden Norm, da für sie keine KORREKTIONSFAKTOREN (3.8) vorliegen.

3.46

Thermolumineszenzdosimetrie-System

TLD-System

System, bestehend aus einer Anzahl TL-DETEKTOREN (3.45) eines bestimmten Typs, die einzeln verwendet oder gruppenweise in TL-SONDEN (3.48) eingebracht sind, sowie dem zugehörigen TL-ANZEIGEGERÄT (3.47), gegebenenfalls Zusatzgeräten, einer Gebrauchsanweisung zur Beschreibung des Auswerteverfahrens und, soweit notwendig, einer Vorschrift zur Kalibrierung des TLD-SYSTEMS (3.46)

3.47

Thermolumineszenz-Anzeigegerät

TL-Anzeigegerät

Gerät zur Messung des von TL-DETEKTOREN (3.45) ausgesandten Thermolumineszenzlichtes

Anmerkung 1 zum Begriff: Das Gerät enthält die Vorrichtungen zur Aufheizung der DETEKTOREN (3.45), zur Erfassung des TL-Lichtes und zur Anzeige eines zur emittierten TL-Lichtenergie proportionalen Messsignals.

Anmerkung 2 zum Begriff: Das TL-ANZEIGEGERÄT (3.47) wird auch als Auslesegerät (en: reader) bezeichnet.

3.48

Thermolumineszenzsonde

TL-Sonde

Sonde

Anordnung bestehend aus einem oder mehreren TL-DETEKTOREN (3.45) sowie der zugehörigen Umhüllung oder dem zugehörigen Behälter

Anmerkung 1 zum Begriff: Der BEZUGSPUNKT EINER TL-SONDE (3.34) wird vom Hersteller definiert.

Anmerkung 2 zum Begriff: Im Strahlenschutz werden TL-DETEKTOREN (3.45) einschließlich der Umhüllung gelegentlich kurz als TL-Dosimeter bezeichnet.

3.49

Strahlungsart

Strahlung, die durch die Natur oder Herkunft ihrer Teilchen oder durch besondere Eigenschaften ihres Spektrums bestimmt ist

3.50

Thermolumineszenzdetektortyp

TL-Detektortyp

<klinische TL-Dosimetrie> gemeinsame Art aller TL-DETEKTOREN (3.45), die aus gleichem Material und nach den gleichen Spezifikationen (Form, Größe) hergestellt sind und die - abgesehen von den durch die Herstellung bedingten, geringen Unterschieden (Chargenstreuung) - die gleichen dosimetrischen Eigenschaften aufweisen

3.51

Messunsicherheit

Kennwert, der durch Messung oder Kalibrierung gewonnen wird und zusammen mit dem MESSWERT (3.21) zur Kennzeichnung eines Wertebereiches für den richtigen Wert der MESSGRÖSSE (3.20) dient

Anmerkung 1 zum Begriff: Die MESSUNSICHERHEIT (3.51) ist der Betrag der Wurzel aus der Quadratsumme der Standardabweichungen aller Unsicherheitskomponenten.

4 Regeln für das TLD-Messverfahren

4.1 Messprinzip

Die TL-Dosimetrie beruht auf der Messung der Lichtemission bei der Aufheizung vorher bestrahlter TL-Detektoren. Das bei einem genau festgelegten Aufheizprozess gewonnene Signal ist der emittierten Lichtmenge proportional und ist ein Maß für die im TL-Detektor erzeugte Energiedosis. Die Zuordnung der Anzeige zur Messgröße Wasser-Energiedosis erfolgt durch Kalibrierung.

4.2 Messgröße

Messgröße ist die Wasser-Energiedosis am Messort in Abwesenheit der TL-Sonde. Die Einheit der Wasser-Energiedosis ist das Gray (Gy). Falls erforderlich, wird die Wasser-Energiedosis in die Energiedosis für das interessierende Gewebe umgerechnet.

4.3 Messzyklus

4.3.1 Allgemeines

Bei Anwendung der TL-Dosimetrie zur Dosismessung nach der Sondenmethode gelten für die einzelnen Arbeitsschritte eines Messzyklus und für die Abfolge der Messzyklen die in 4.3.2 bis 4.3.8 festgelegten Regeln. Hierbei ist vorausgesetzt, dass das TLD-System entsprechend der Gebrauchsanweisung verwendet wird.

4.3.2 Abfolge der Messzyklen

Zur Ermittlung der Wasser-Energiedosis durchlaufen die TL-Detektoren folgende Schritte:

- mehrere Messzyklen zur Ermittlung der individuellen Kalibrierfaktoren (siehe 4.4.4);
- einen Messzyklus zur Messung der Wasser-Energiedosis am Messort im Strahlungsfeld (siehe 4.4.1).

4.3.3 Gemeinsames Durchlaufen der Messzyklen

Alle Detektoren einer Charge müssen die gleiche thermische Vorgeschichte haben. Daher müssen sie die Messzyklen gemeinsam durchlaufen, selbst wenn einige von ihnen nicht bestrahlt worden sind. Gegebenenfalls sind für eine neue Charge mehrere Messzyklen erforderlich, um eine ausreichende Wiederholbarkeit zu erreichen.

4.3.4 Handhabung von TL-Detektoren

4.3.4.1 Allgemeines

Zuverlässige Dosisbestimmungen setzen voraus, dass die TL-Detektoren nicht verschmutzt sind und Vertauschungen vermieden werden. Daraus ergeben sich Anforderungen an die Handhabung und Behandlung der Detektoren während eines Messzyklus und an die dabei verwendeten Hilfsmittel.

4.3.4.2 Pinzetten

TL-Detektoren sollten nicht mit den Fingern berührt werden. Zum Einbringen der Detektoren in eine Sonde, das TL-Anzeigegerät oder einen Behälter für die thermischen Behandlungen sollte deshalb eine Pinzette benutzt werden. Die Pinzette muss so beschaffen sein, dass eine Beschädigung der TL-Detektoren ausgeschlossen ist.

4.3.4.3 Behälter für die thermische Behandlung (Ausheizbehälter)

Zur Regenerierung und Stabilisierung sollten Behälter aus Aluminium verwendet werden. Bei der Verwendung von Edelstahl ist zu prüfen, ob bei höheren Temperaturen Reaktionen mit dem TL-Detektormaterial zu beobachten sind, die zu Verfärbungen und beschleunigter Verminderung des Ansprechvermögens der TL-Detektoren führen können [12]. Ausheizbehälter müssen dem für die thermischen Behandlungen verwendeten Ofen angepasst sein und die eindeutige Identifizierung der TL-Detektoren ermöglichen. Um eine schnelle Erwärmung und Abkühlung der TL-Detektoren sicherzustellen, sollte die Masse eines Ausheizbehälters möglichst gering sein. Während der Regenerierung und der Stabilisierung ist der Ausheizbehälter mit einer Platte gleichen Materials abzudecken, um eine gleichmäßige Erwärmung aller TL-Detektoren zu erreichen und eine Verschmutzung zu vermeiden. Die maximale Temperatur, bei der Ausheizbehälter aus Aluminium benutzt werden können, beträgt 420° C.

Sind Ausheizbehälter oder Abdeckplatte verschmutzt, können sie zunächst mit Aceton, dann mit Methyl- oder Ethylalkohol gereinigt werden und anschließend einer Wärmebehandlung ohne TL-Detektoren unterzogen werden.

4.3.4.4 Reinigung

Das Ansprechvermögen von TL-Detektoren wird durch unsachgemäße Handhabung unter Umständen stark verändert, in der Regel herabgesetzt. Typische Ursachen sind oberflächliche Verschmutzung und mechanische Beschädigung (siehe 4.3.4.2).

Sind alle oder auch nur einzelne TL-Detektoren einer Charge verschmutzt, sollte die gesamte Charge gereinigt werden. Die Reinigungsflüssigkeit ist auf das TL-Detektormaterial abzustimmen. Es empfiehlt sich die Verwendung eines erwärmten Ultraschallbades. Die Verweildauer der TL-Detektoren in der Reinigungsflüssigkeit ist so kurz wie möglich zu halten. Nach jeder Reinigung ist die gesamte Charge zu regenerieren.

Das Reinigen sollte nur bei Bedarf, nicht routinemäßig erfolgen. Presslinge geringerer Dichte ("Pellets") bzw. Detektoren aus LiF:Mg,Cu,P sollten nicht gereinigt werden.

4.3.5 Regenerierung

Der Temperaturverlauf bei der Regenerierung (en: pre-irradiation annealing) beeinflusst das Ansprechvermögen [53] und ist je nach Detektormaterial und Detektortyp geeignet zu wählen (siehe 5.2.3).

Der zeitliche Abstand zwischen der Regenerierung und Bestrahlung beeinflusst das Ansprechvermögen, er sollte eine Woche nicht überschreiten.

4.3.6 Bestrahlung

Folgende Bestrahlungsbedingungen sind vom Anwender zu dokumentieren: Bestrahlungsdatum, Strahlungsqualität, Dosis bzw. erwarteter Dosisbereich, Feldgröße, Phantom, Messtiefe, Angaben über Art und Aufbau der Sonde.

4.3.7 Stabilisierung

Der Temperaturverlauf bei der Stabilisierung (en: post-irradiation annealing) ist je nach Detektormaterial und Detektortyp geeignet zu wählen (siehe 5.3.2).

ANMERKUNG Die Stabilisierung wird auch deshalb so genannt weil meistens das Fading (siehe 4.4.5.4) durch diese Behandlung unterdrückt ist.

4.3.8 Auswertung

4.3.8.1 Allgemeines

Testlichtmessungen vor und ggf. auch während der Auswertung sind nach Herstellerangaben durchzuführen (siehe 5.4.7). Am Anfang jeder Auswertung einer Charge ist die Nullanzeige zu bestimmen (siehe 4.4.2).

4.3.8.2 Heizverfahren zur Erzeugung der Glowkurve

Zur Erzeugung der Glowkurven müssen die stabilisierten TL-Detektoren einem reproduzierbaren Aufheizprozess unterzogen werden (siehe 5.3.2). Dieser kann entweder durch Kontaktheizung auf einem elektrisch geheizten Träger (Heizschälchen, en: Planchet) oder in einem geheizten Inertgasstrom erfolgen.

ANMERKUNG Die Form der Glowkurve hängt vom verwendeten Aufheizprofil ab. Eine Glowkurven-Analyse, wie sie in der Literatur beschrieben wird [59], setzt voraus, dass die TL-Detektoren bei linear von der Zeit abhängigem Anstieg der Temperatur aufgeheizt werden.

Beim Auswerten der TL-Detektoren durch Kontaktheizung ist der Probenraum mit inertem Gas zu spülen, um die Verbrennung von organischen oder anorganischen Verschmutzungen auf der Detektoroberfläche oder auf dem Heizschälchen, die ein strahleninduziertes Signal vortäuschen kann, zu verhindern. Bei Messungen im Bereich niedriger Dosiswerte ist diese Maßnahme besonders wichtig.

4.3.8.3 Ermittlung der TL-Anzeige

Die TL-Anzeige wird durch Integration der gesamten Glowkurve bzw. eines definierten Teils von ihr ermittelt. Der Verlauf der Glowkurve muss während des gesamten Aufheizvorganges oder während des für die Anzeige maßgeblichen Teils davon aufgezeichnet werden, um im Zweifelsfall mit einer typischen Glowkurve des entsprechenden TLD-Systems verglichen werden zu können.

ANMERKUNG Dieses Vorgehen erlaubt im Fall der Fehlfunktion des Auslesegeräts den Vergleich des tatsächlichen Ablesewertes mit einer typischen Glowkurve des TLD-Systems.

4.4 Messung der Wasser-Energiedosis

4.4.1 Grundgleichung zur Ermittlung der Wasser-Energiedosis D_w

Der Messwert der Wasser-Energiedosis D_w ergibt sich aus den Anzeigen M_i der n Detektoren einer Thermolumineszenzsonde nach der Beziehung:

$$D_w = \prod_v k_v \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n N_i (M_i - M_0) \quad (1)$$

Dabei ist:

M_0 die Nullanzeige (siehe 4.4.2);

N_i der individuelle Kalibrierfaktor des i -ten TL-Detektors bei ^{60}Co -Gammastrahlung als Bezugsstrahlungsqualität bei der Kalibrierung (siehe 4.4.4);

$\prod k_v$ das Produkt der Korrekturfaktoren (siehe 4.4.5).

Die folgenden Abschnitte 4.4.2 bis 4.4.5 enthalten Regeln zur Ermittlung der einzelnen Terme dieser Gleichung. Tritt an die Stelle einer Kalibrierung mit ^{60}Co -Gammastrahlung eine Anschlussmessung bei einer anderen Strahlungsqualität (siehe 4.4.4.2), so ist der Kehrwert des durch die Anschlussmessung ermittelten Ansprechvermögens an Stelle von N_i zu verwenden, und die Korrekturfaktoren k_N , k_E und k_Q (siehe 4.4.5.2, 4.4.5.5 und Tabellen 4 bis 8) sind entsprechend anzupassen.

Der Bezugspunkt einer TL-Sonde ist bei der Bestrahlung an den gewünschten Messort am oder im Phantom bzw. am oder im Patienten zu bringen. Die Lage des Bezugspunktes innerhalb der TL-Sonde wird vom Hersteller in der Gebrauchsanweisung angegeben (siehe 5.2.3). In der Regel liegt der Bezugspunkt in der Mittelebene eines Detektors (siehe 4.4.5.5 und Tabellen 4 bis 8).

4.4.2 Ermittlung der Nullanzeige M_0

Zur Nullanzeige tragen bei:

- a) der Dunkelstrom des Photomultipliers;
- b) die Raumbeleuchtung bei ungenügend abgedichtetem Probenraum des TL-Anzeigegerätes;
- c) die nicht durch Bestrahlung bedingte Lichtemission der Detektoroberflächen oder der Oberfläche des Heizschälchens bei hoher Temperatur.

Zur Minimierung des Dunkelstromes sollte die am Photomultiplier angelegte Spannung nicht höher als nötig sein, und die Hinweise des Herstellers sollten beachtet werden. In der Regel reichen Spannungen zwischen 600 V und 900 V im Dosismessbereich dieser Norm aus. Wegen der stark ansteigenden nicht strahlungsbedingten Lichtemission der Detektoroberflächen bei Temperaturen von mehr als 200 °C sollte diese Temperatur bei der Auswertung nur so weit überschritten werden, wie es für die Aufnahme einer vollständigen Glowkurve erforderlich ist.

Bei einwandfreier Beschaffenheit der Detektoroberflächen und einwandfreier Funktion des TL-Anzeigegerätes entspricht die Nullanzeige einer Dosis in der Größenordnung von 0,1 mGy. Im Dosismessbereich dieser Norm reicht es daher in der Regel aus, in jedem Messzyklus die Anzeige eines beliebigen unbestrahlten TL-Detektors als Nullanzeige M_0 für alle TL-Detektoren zu bestimmen. In Sonderfällen, zum Beispiel beim Vorliegen besonders niedriger Dosiswerte, können auch detektorspezifische Werte der Nullanzeige verwendet werden, die in einem eigenen Messzyklus bestimmt worden sind.

4.4.3 Ermittlung der individuellen Anzeigen M_i

Bei einer Dosismessung im gegebenen Strahlungsfeld erfolgt die Bestrahlung mit der Strahlungsqualität Q (Photonen) bzw. E (Elektronen). Der Messzyklus liefert für jeden einzelnen der n TL-Detektoren ($i = 1 \dots n$) der TL-Sonde die Anzeige M_i .

Obwohl die in einer TL-Sonde enthaltenen TL-Detektoren unter den gleichen Bedingungen kalibriert worden sind, treten unvermeidlich Unterschiede zwischen den individuellen Produktwerten $N_i(M_i - M_0)$ in Gleichung (1) auf. Diese erfordern die in Gleichung (1) angegebene Mittelwertbildung. Werte von $N_i(M_i - M_0)$, die außerhalb des 3s-Bereiches dieser Werte liegen (s = Standardabweichung der Stichprobe), sind nicht in die Mittelwertbildung nach Gleichung (1) einzubeziehen. Müssen aufgrund des 3s-Kriteriums mehr als 20 % der Messwerte einer TL-Sonde verworfen werden, ist die Dosismessung zu überprüfen.

4.4.4 Ermittlung der individuellen Kalibrierfaktoren N_i

4.4.4.1 Kalibrierung bei der Bezugsstrahlungsqualität ^{60}Co -Gammastrahlung

Zur Erfüllung der dieser Norm zugrundeliegenden Genauigkeitsanforderungen für die Dosimetrie in der Strahlentherapie ist eine individuelle Kalibrierung jedes TL-Detektors erforderlich. Die TL-Sonde muss hierzu unter Bezugsbedingungen (siehe Tabelle 1) mit einer bekannten Dosis bestrahlt werden. Dabei wird der Bezugspunkt einer TL-Sonde an den Messort in der Bezugstiefe im Wasserphantom gebracht. Die Wasser-Energiedosis an diesem Messort wird mit Hilfe eines kalibrierten Ionisationsdosimeters nach DIN 6800-2 bestimmt. Durch Vergleich mit der nach DIN 6800-2 gemessenen Wasser-Energiedosis D_W^{ion} in der Bezugstiefe ergeben sich die individuellen Kalibrierfaktoren N_i zu

$$N_i = \frac{D_W^{\text{ion}}}{(M_i - M_0)} \quad (2)$$

Dabei ist

M_i die Anzeige des i -ten Detektors;
 M_0 die Nullanzeige (siehe 4.4.4.2).

Bezugsstrahlungsqualität ist ^{60}Co -Gammastrahlung, Ausnahmen sind in 4.4.4.2 geregelt. Die Bezugswerte der weiteren Einflussgrößen bei Kalibrierungen sind in Tabelle 12 und Tabelle 13 festgelegt. Die Bezugstiefe von 5 cm muss präzise eingehalten werden, weil der Streustrahlungsanteil der Dosis tiefenabhängig ist [9][46][56]. Dieser Anteil beeinflusst den Kalibrierfaktor.

In die Standardmessunsicherheit des Kalibrierfaktors N_i gehen die Standardmessunsicherheit der Größen D_W^{ion} und $(M_i - M_0)$ ein.

Tabelle 1 — Bezugsbedingungen und Prüfwertebereiche für Kalibrierungen

	Bezugsbedingung	Prüfwertebereich
Messgröße		
Wasser-Energiedosis ^a	Wird bei der Kalibrierung festgelegt; sollte bei etwa 1 Gy liegen	
Einflussgrößen		
Strahlungsqualität	^{60}Co -Gammastrahlung	^{60}Co -Gammastrahlung
Phantomabmessungen	Wasserphantom 30 cm x 30 cm x 30 cm	Wasserphantom ^b 30 cm x 30 cm x 30 cm
Messtiefe	5 cm	5 cm
Feldgröße	10 cm x 10 cm oder 10 cm Durchmesser	10 cm x 10 cm oder 10 cm Durchmesser
Zeitraum zwischen Kalibrierbestrahlung und Auswertung	24 Stunden ^c	0 bis 72 Stunden
Quelle-Oberflächenabstand	Abstand des Isozentrums	60 cm bis 120 cm
ANMERKUNG 1 Für Kalibriermessungen von TL-Detektoren in der Brachytherapie ist die Messtiefe 5 mm bis 6 mm in Wasser oder PMMA [11][44][50].		
^a Wegen der Nichtlinearität des Ansprechvermögens der TL-Detektoren ist für die Dosis eine Bezugsbedingung festzulegen. Damit die Dosis bei der Kalibrierung (Bezugsdosis) der Größenordnung entspricht, die pro Fraktion in der Strahlentherapie appliziert wird, sollte sie etwa 1 Gy betragen. Bei speziellen Verfahren, z. B. intraoperative Bestrahlung mit Elektronen, sollte die Bezugsdosis im applizierten Dosisbereich liegen.		
^b Bei Kalibrierungen in einem Phantom aus wasseräquivalentem Material (PMMA, Polystyrol) ist der Einfluss des Phantommaterials durch Vergleich mit einer Kalibrierung in einem Wasserphantom zu ermitteln.		
^c Gültig für Messzyklen, die keine Stabilisierung beinhalten.		

4.4.4.2 Anschlussmessungen bei anderen Strahlungsqualitäten

Steht zur Messung der individuellen Kalibrierfaktoren die Bezugsstrahlungsqualität (^{60}Co -Gammastrahlung) nicht zur Verfügung, muss das individuelle Ansprechvermögen durch Anschlussmessungen bei einer anderen Strahlungsqualität ermittelt werden (im Sprachgebrauch gelegentlich auch als „Kalibrierung bei einer anderen Strahlungsqualität“ bezeichnet). Hierzu eignen sich ^{137}Cs -Gammastrahlung und hochenergetische Photonenstrahlungen aus Beschleunigern (siehe Tabelle 1).

Bei einer Dosismessung nach Gleichung (1) muss berücksichtigt werden, dass die Korrekturfaktoren k_Q und k_E eine Kalibrierung mit ^{60}Co -Gammastrahlung voraussetzen. Wird bei der Anschlussmessung die Strahlungsqualität Q' verwendet, so tritt in Gleichung (1) im Produkt der Korrekturfaktoren Πk_v der Quotient $k_Q/k_{Q'}$ an die Stelle von k_Q und der Quotient $k_E/k_{Q'}$ tritt an die Stelle von k_E .

Tabelle 2 — Feldgrößen und Tiefen für Anschlussmessungen bei Verwendung anderer Strahlungsqualitäten als ^{60}Co -Gammastrahlung

Strahlungsqualität (nominell)	Feldgröße	Bezugstiefe	Fokus-Oberflächen- abstand
Photonen 6 MV bis 50 MV	10 cm × 10 cm	10 cm	100 cm
^{137}Cs -Gammastrahlung	10 cm × 10 cm	1 cm	60 cm

4.4.4.3 Bestimmung individueller Kalibrierfaktoren mittels wiederholter Kalibrierbestrahlung

Die Unsicherheit von Dosisbestimmungen nach Gleichung (3) lässt sich signifikant verringern, indem der individuelle Kalibrierfaktor jedes Detektors einer Charge durch Mittelung über eine möglichst große Zahl von Kalibrierbestrahlungen dieses Detektors berechnet wird [17][18][21]. In der Regel wird die erste Kalibrierbestrahlung als Bezugskalibrierung verwendet. Es können jedoch auch andere Kalibrierbestrahlungen als Bezugskalibrierung verwendet werden, da die Dosis bei der Kalibrierung konstant ist. Alle Anzeigewerte des i-ten Detektors bei seiner n-ten Kalibrierbestrahlung sind nach Abzug der Nullanzeige mit einem Faktor k_M nach Gleichung (7) zu multiplizieren (siehe 4.4.5.3). Hierbei ist für M_{i1} die Anzeige bei der Bezugskalibrierung und für M_{i2} die Anzeige bei der n-ten Kalibrierung einzusetzen. Für jeden TL-Detektor wird aus den so korrigierten Anzeigewerten der Mittelwert über alle Kalibrierbestrahlungen gebildet. Die Division der Bezugsdosis durch den mittleren Anzeigewert ergibt den individuellen Kalibrierfaktor.

ANMERKUNG 1 Je häufiger die Kalibrierungen eines Detektors wiederholt werden, umso kleiner ist die Standardabweichung seines hierdurch erhaltenen mittleren Kalibrierfaktors.

ANMERKUNG 2 Durch den Faktor k_M wird die Änderung des durchschnittlichen Ansprechvermögens einer Charge zwischen dem Messzyklus der Bezugskalibrierung und dem einer weiteren Kalibrierung berücksichtigt.

4.4.5 Ermittlung der Korrekturfaktoren k_v

4.4.5.1 Allgemeines

Regeln für die Ermittlung der anzuwendenden Korrekturfaktoren k_v sind in 4.4.5.3 bis 4.4.5.6 enthalten. Tabelle 3 gibt einen Überblick über Einflussgrößen und die zugehörigen Korrekturfaktoren.

Tabelle 3 — Einflussgrößen und zugehörige Korrekturfaktoren (Übersicht)

Messgröße, Einflussgrößen	Korrekturfaktoren	siehe Abschnitt
Wasser-Energiedosis	k_N	4.4.5.2
Wiederholte Verwendung der TL-Detektoren	k_M	4.4.5.3
Zeitintervall zwischen Bestrahlung und Auswertung	k_F	4.4.5.4
Strahlungsqualität	k_Q, k_E	4.4.5.5

Ein Überblick über Einflussgrößen, deren Auswirkungen nicht durch Korrekturfaktoren berücksichtigt werden, wird in Tabelle 10 und Tabelle 13 gegeben.

4.4.5.2 Korrektur k_N für Nichtlinearität

Die Nichtlinearität des Ansprechvermögens hängt von der Dosis ab und kann sich über den gesamten Dosisbereich, der von dieser internationalen Norm abgedeckt wird, erstrecken oder erst bei einer bestimmten Dosis einsetzen [18][37][64]. Sie kann von der Aufheizgeschwindigkeit bei der Auswertung abhängen und von der Einwirkung von Wasserdampf auf die Detektoroberfläche während des Aufheizens herrühren [17][38]. Die Nichtlinearität erklärt sich aus LET- und dosisabhängigen komplexen intrinsischen Mechanismen [5][24][41][54][56]. Außerdem kann sie für verschiedene Produktionschargen desselben Detektormaterials unterschiedlich stark ausgeprägt sein. Zur Überprüfung der Gleichmäßigkeit des nichtlinearen Verhaltens aller Detektoren einer Charge, siehe 5.3.4.2.

Zur Korrektur der Nichtlinearität dient die dosisabhängige Korrekturfunktion nach Gleichung (3)

$$k_N = f(D, D_0) \quad (3)$$

Dabei ist

D die bezüglich Nichtlinearität noch nicht korrigierte Dosis bei der Messung;
 D_0 die Bezugsdosis.

Durch den Faktor k_N wird die dosisabhängige Änderung des Ansprechvermögens bei von D_0 abweichenden Dosiswerten kompensiert. In Abhängigkeit von der Differenz ($D - D_0$) kann die Abweichung entweder zunehmen (Supralinearität) oder abnehmen (Sublinearität).

Die Korrekturfunktion $f(D, D_0)$ kann zusätzlich von der Strahlungsqualität abhängen. Sie sollte deshalb mit der bei der Dosisbestimmung verwendeten Strahlungsqualität bestimmt werden, wenn zu erwartende Dosiswerte um mehr als den Faktor zwei von der Referenzdosis abweichen.

Das nichtlineare Verhalten von TL-Detektoren muss im Nenngebrauchsbereich durch die Korrektur nach Gleichung (3) weitgehend zu berücksichtigen sein. Einzelheiten zur Korrektur sind der Gebrauchsanweisung zu entnehmen. Für die nach Korrektur verbleibende Nichtlinearität gilt folgende Forderung: Ist q der Quotient aus dem mittleren Messwert an einem Dosispunkt gemäß Gleichung (1), d. h. nach Durchführung aller Korrekturen einschließlich der Nichtlinearität, und dem richtigen Wert, so muss die Fitfunktion derart gewählt werden, dass der Nichtlinearitätsparameter

$$L = \frac{q_{\max} - q_{\min}}{q_{\max} + q_{\min}} \quad (4)$$

im gesamten Messbereich unter Bezugsbedingungen die Forderung $L \leq 0,5 \%$ (0,01 Gy bis 10 Gy) und $L \leq 0,5 \%$ (10 Gy bis 30 Gy) erfüllt. Zur Ermittlung der maximalen und minimalen Werte $q_{\max}$ und $q_{\min}$ ist eine Messung von q bei mindestens fünf gleichverteilten Dosiswerten für jeden Teilmessbereich durchzuführen. Die verbleibende Restunsicherheit geht in die Messunsicherheit ein.

Bei Verwendung von Detektoren aus verschiedenen Produktionschargen ist der Test des verbleibenden Einflusses des nichtlinearen Verhaltens nach Gleichung (4) für jede Charge gesondert durchzuführen.

4.4.5.3 Korrekturfaktor k_M für Änderungen des Ansprechvermögens im Laufe aufeinanderfolgender Messzyklen

Die Form der Glowkurve und das Ansprechvermögen von TL-Detektoren können wesentlich von der thermischen Vorbehandlung und von den vorangegangenen Bestrahlungen abhängen. Sie ändern sich insbesondere bei neuen TL-Detektoren im Laufe aufeinanderfolgender Messzyklen. Bei Wiederverwendung der TL-

Detektoren sind solche Änderungen des Ansprechvermögens durch eine entsprechende Korrektur zu berücksichtigen.

Zur Messung des Korrekturfaktors k_M wird die Detektorcharge so aufgeteilt, dass neben den zur eigentlichen Dosismessung verwendeten TL-Detektoren (im Folgenden als „Messdetektoren“ bezeichnet) eine Gruppe von m Referenzdetektoren gebildet wird. Diese sollten hinsichtlich Bestrahlung und thermischer Behandlung eine für die gesamte Charge repräsentative Vorgeschichte haben. Daher sollten nicht bei allen Messungen mit dieser Charge dieselben TL-Detektoren als Referenzdetektoren verwendet werden.

Die Referenzdetektoren werden sowohl zum Zeitpunkt der Kalibrierung der Messdetektoren (t_1) als auch am Messtag (t_2) unter gleichen Bedingungen (Bezugsbedingungen) und mit gleicher Dosis (Bezugsdosis) bestrahlt. Der zum Zeitpunkt t_1 bestimmte Mittelwert der Nullanzeige-korrigierten Anzeigen der m Referenzdetektoren wird als Bezugswert bei Kalibrierungen zur Erfassung der systematischen Änderung des Ansprechvermögens der Detektor-Charge betrachtet. Der Korrekturfaktor zur Berücksichtigung der Änderung des Ansprechvermögens ist dann der Quotient

$$k_M = \frac{1}{\frac{1}{m} \sum_{i=1}^m \frac{M_{i2} - M_{02}}{M_{i1} - M_{01}}} k \quad (5)$$

Falls der von einem Detektor gelieferte Quotient $(M_{i2} - M_{02})/(M_{i1} - M_{01})$ außerhalb des 3s-Bereichs dieser Werte liegt, ist er nicht in die Mittelwertbildung nach Gleichung (5) einzubeziehen. Wurde der Kalibrierfaktor nach 4.4.4.3 bestimmt, dann tritt in Gleichung (5) an die Stelle von $M_{i1} - M_{01}$ der nach 4.4.4.3 bestimmte, Nullanzeige-korrigierte Mittelwert $\overline{M}_i$.

4.4.5.4 Korrekturfaktor k_F für Fading

TL-Detektoren können, auch wenn zum Messzyklus eine thermische Stabilisierung gehört, ein temperaturabhängiges Fading zeigen.

Zur Messung des Fadings werden einer Charge von TL-Detektoren, die nach 4.4.4 kalibriert worden sind, zwei Gruppen von m und n TL-Detektoren entnommen. Diese beiden Gruppen werden im zeitlichen Abstand von t Tagen mit gleicher Dosis, bei gleicher Strahlungsqualität und unter sonst gleichen Bedingungen bestrahlt und im gleichen Messzyklus ausgewertet. Die Zeit zwischen der späteren der beiden Bestrahlungen und der Auswertung sollte möglichst kurz sein. Der Zahlenwert des Fadings ergibt sich dann aus der Gleichung (6)

$$F = \frac{\frac{1}{n} \sum_i N_i (M_i - M_0)_0 - \frac{1}{m} \sum_i N_i (M_i - M_0)_t}{\frac{1}{n} \sum_{N_i} (M_i - M_0)_0} \quad (6)$$

Dabei ist

M_i die Anzeige des TL-Detektors i

M_0 die nach 4.4.2 ermittelte Nullanzeige

N_i der individuelle Kalibrierfaktor.

Die Gruppe aus n Detektoren wird unmittelbar vor der Auswertung bestrahlt (Index 0), die Gruppe aus m Detektoren t Tage früher (Index t).

Die Fadingrate wird nach der Gleichung (7)

$$F = \frac{F}{t} \quad (7)$$

ermittelt.

Wegen der Abhängigkeit des Fadings vom Verlauf der Temperatur während des Fadingzeitraumes reicht eine einmalige Bestimmung des Fadingrate nicht aus. Die Fadingrate sollte deshalb für jede Messung bestimmt werden, bei der mehrere Tage zwischen Bestrahlung und Auswertung der TL-Detektoren vergehen. Beim Versand von TL-Detektoren, z. B. bei der messtechnischen Kontrolle von Therapiedosimetern (siehe Leitfaden zu Messtechnischen Kontrollen von Medizinprodukten mit Messfunktion), müssen zur Bestimmung der Fadingrate F unbestrahlte und mit der Referenzdosis bestrahlte TL-Detektoren mitgeschickt werden. Der Anwender ist darauf hinzuweisen, dass diese TL-Detektoren keiner Strahlung ausgesetzt werden dürfen. Die unbestrahlte mitgeschickten TL-Detektoren werden unmittelbar vor der Auswertung der Charge mit der Referenzdosis bestrahlt. Die Fadingrate wird nach den Gleichungen (8) und (9) aus den Anzeigen der vor dem Verschicken bzw. unmittelbar vor der Auswertung mit der Referenzdosis bestrahlten TL-Detektoren ermittelt. Für die vom Anwender bestrahlten TL-Detektoren beträgt der Korrektionsfaktor dann

$$k_F = \frac{1}{1 - F \cdot t} \quad (8)$$

Dabei ist

T die Zahl der Tage bezeichnet, die von der Bestrahlung beim Anwender bis zur Auswertung vergangen sind.

ANMERKUNG Gleichung (6) entspricht der Definition des Fadings nach 3.13, da sich die Korrektionsfaktoren k_M , k_N , und k_Q bzw. k_E herauskürzen.

4.4.5.5 Korrektionsfaktoren k_Q und k_E zur Berücksichtigung der Strahlungsart und der Strahlungsqualität

Werden TL-Detektoren bei anderen Strahlungsqualitäten als der Bezugsstrahlungsqualität zur Dosis-messung (siehe Tabelle 1) verwendet, so ist nach Gleichung (1) ein Korrektionsfaktor k_Q oder k_E nach den Tabellen 4 bis 8 anzuwenden. Diese KORREKTIONSFAKTOREN berücksichtigen den Einfluss der Strahlungsqualität auf die Energiedeposition im TL-Material bei gegebener Wasser-Energiedosis am Messort. Hierbei überlagern sich energieabhängige Einflüsse des Übergangs vom Photonen- zum Elektronendetektor, der unterschiedlichen Schwächung in Wasser und in den Materialien der TL-Sonde sowie der Elektronenrückstreuung und der Sekundärelektronenemission aus dem Umhüllungsmaterial der TL-Detektoren [59]. Zusätzlich wirkt sich auf diese Korrektionsfaktoren derjenige Beitrag zur Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens aus, der auf LET-abhängige Festkörpereffekte zurückzuführen ist („intrinsisches Ansprechvermögen“) [5][11][24][41][47][50][56].

In den Tabellen 4 bis 8 sind experimentell und durch Monte-Carlo-Rechnungen bestimmte Werte der Korrektionsfaktoren k_Q und k_E für TL-Detektoren aus LiF:Mg,Ti zusammengefasst, die zur Dosimetrie bei Photonen- und Elektronenstrahlungen eingesetzt werden sollen und mit ^{60}Co -Gammastrahlung kalibriert werden. Bei Verwendung der Detektoren für Photonen und Elektronen im MeV-Bereich erfolgen die Kalibrierungen mit ^{60}Co -Gammastrahlung in einem Wasserphantom in 5 cm Wassertiefe [1][13][25], bei Verwendung in der Brachytherapie mit Photonen hinter einer 5 cm dicken Platte aus Plexiglas [11][44][50][63]. Diese Tabellen sind nicht auf andere TL-Materialien anwendbar [30]. Die Werte von k_Q und k_E werden mit 3 Dezimalen angegeben, um denjenigen Autoren zu folgen, die geschätzte Unsicherheiten von weniger als 1 % veröffentlicht haben. Andere Autoren haben jedoch höhere Werte der Unsicherheiten geschätzt; in diesem Fall ist die dritte Dezimale bedeutungslos.

Der gegenwärtig bekannte vollständige Satz von Korrekturen, die sich z. B. auf den effektiven Messpunkt, die Wandeffekte und das räumliche Auflösungsvermögen von Ionisationskammern bei Vergleichsmessungen beziehen, wurde verwendet, um die k_Q - und k_F -Werte der Tabellen 4 und 5 abzuleiten, die in der Teletherapie mit hochenergetischen Photonen- und Elektronenstrahlungen benutzt werden. Ihre Gesamt-Messunsicherheit wird auf etwa 1 % geschätzt. Für Werte von Q , die von denen in Tabelle 4 abweichen, sollten die k_Q -Werte durch lineare Interpolation bestimmt werden. Die Anmerkung 1 zu Tabelle 4 behandelt die Anwendung von TL-Sonden unter Nicht-Referenzbedingungen. Tabelle 6 gilt im Wesentlichen für Röntgenstrahlungen, die im Orthovoltbereich und zur Mammographie benutzt werden, während die Tabellen 7 und 8 für die Photonenstrahlung radioaktiver Strahler in der Brachytherapie gelten. Die k_Q -Werte in den Tabellen 4, 6, 7 und 8 geben hauptsächlich den Einfluss des Photoeffektes, aber auch die intrinsische Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens wieder, die in dieser Norm in den gemessenen k_Q -Werten mit enthalten ist. Beide Einflüsse nehmen mit abnehmender Photonenenergie zu, woraus sich ein Einfluss des tiefen- und feldgrößenabhängigen Dosisanteils der niederenergetischen Streustrahlung auf k_Q ergibt.

Tabelle 4 — Experimentell bestimmte k_Q -Werte für LiF:Mg,Ti-Detektoren¹ für hochenergetische Photonenstrahlung bei Kalibrierung mit ^{60}Co -Gammastrahlung in 5 cm Wassertiefe (SSD: 100 cm, Feldgröße: 10 cm x 10 cm, Messort: auf dem Zentralstrahl)

Nominelle Beschleunigungsspannung MV	Strahlungsqualitätsindex	Messtiefe cm	k_Q		Referenzen
			LiF:Mg,Ti Rods ^a	LiF:Mg,Ti Chips ^b	
6	0,68	10	1,025	1,036	[4][47][66]
18	0,78	10	1,033	1,051	[4][47][66]

^a LiF-Rods: Durchmesser 1 mm, Länge 6 mm, Material LiF:Mg,Ti (siehe 5.3.2 und Tabelle 9). Bezugspunkt auf der Rod-Achse.
^b LiF-Chips: Durchmesser 5 mm, Dicke 0,9 mm, Material LiF:Mg,Ti (siehe 5.3.2 und Tabelle 9). Bezugspunkt ist das Chip-Zentrum.

ANMERKUNG 1 Die Werte von k_Q in Tabelle 4 sind unter Referenzbedingungen gültig, d. h. für 100 cm FOA, 10 cm x 10 cm Feldgröße, auf dem Zentralstrahl und in einer Tiefe von 10 cm in einem Wasserphantom. Der zusätzliche Korrekturfaktor k_{NR} , der benötigt wird, wenn TL-Detektoren nicht unter Referenzbedingungen, sondern bei anderen Tiefen, Feldgrößen und Abständen vom Zentralstrahl verwendet werden, ist in der Literatur beschrieben [8][9][15][35][46][56]. Werte von $k_{NR} < 1$ korrigieren ein erhöhtes, und Werte von $k_{NR} > 1$ ein erniedrigtes Ansprechvermögen. Die Publikationen [9] und [56] zeigen, dass $k_{NR,Q}$ in sehr guter Näherung eine eindeutige Funktion der mittleren Photonenenergie $\bar{E}_F = \int E \Phi(E) dE / \int \Phi(E) dE$ ist, wobei $\Phi(E)$ die spektrale Photonenfluenz am Messort bezeichnet. Für LiF:Mg,Ti-Detektoren bei 6 MV-Photonen lautet die Näherungsformel dieser Funktion $k_{NR} = 1,01 - 0,142 \exp(-2,21 \bar{E}_F) - 0,300 \exp(-13,5 \bar{E}_F)$ mit $\bar{E}_F$ in MeV [8][9]. Die Gesamtunsicherheit der Faktoren k_{NR} wird auf $\pm 0,01$ geschätzt.

ANMERKUNG 2 Die Beiträge des von der Vorder- und Rückseite des TL-Detektors emittierten Lichtes zum Messwert des TL-Anzeigegerätes können vom Typ des TL-Anzeigegerätes abhängen. Infolgedessen können auch die k_Q -Werte geringfügig vom Typ des TL-Auswertegerätes abhängen. Außerdem können sich k_Q -Werte von TLD-Chips aus verschiedenen Produktionschargen in der Größenordnung von 1 % unterscheiden.

ANMERKUNG 3 Die k_Q -Werte für LiF-Scheibchen gelten im Energiebereich 1,25 MeV bis 21 MV [30].

ANMERKUNG 4 Wenn TL-Detektoren im peripheren Bereich außerhalb des Nutzstrahls hochenergetischer klinischer Photonenstrahlung verwendet werden, kann das TL-Signal einen wesentlichen Anteil infolge der Kernreaktion von Li^6 mit Neutronen enthalten. Bei dieser Anwendung empfiehlt es sich daher, TL-Detektoren zu verwenden, die nur das Isotop Li^7 enthalten [34][36][60][65].

¹ TL-Sonden mit 1 mm vorderer Wandstärke (PMMA)