

DIN EN ISO 28057



ICS 13.280

Entwurf

Einsprüche bis 2020-11-04
Vorgesehen als Ersatz für
DIN EN ISO 28057:2020-06

**Dosimetrie mit Festkörper –
Thermolumineszenzdetektoren für Photonen- und Elektronenstrahlung in
der Strahlentherapie (ISO 28057:2019);
Deutsche und Englische Fassung prEN ISO 28057:2020**

Clinical dosimetry –

Dosimetry with solid thermoluminescence detectors for photon and electron radiations in radiotherapy (ISO 28057:2019);

German and English version prEN ISO 28057:2020

Dosimétrie clinique –

Dosimétrie avec détecteurs thermoluminescents solides pour les rayonnements de photons et d'électrons en radiothérapie (ISO 28057:2019);

Version allemande et anglaise prEN ISO 28057:2020

Anwendungswarnvermerk

Dieser Norm-Entwurf mit Erscheinungsdatum 2020-09-04 wird der Öffentlichkeit zur Prüfung und Stellungnahme vorgelegt.

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

Stellungnahmen werden erbeten

- vorzugsweise online im Norm-Entwurfs-Portal von DIN unter www.din.de/go/entwuerfe 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/go/stellungnahmen-norm-entwuerfe oder für Stellungnahmen zu Norm-Entwürfen der DKE unter www.dke.de/stellungnahme abgerufen werden;
- oder in Papierform an den DIN-Normenausschuss Radiologie (NAR) oder Alexander-Wellendorff-Str. 2, 75172 Pforzheim.

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 103 Seiten

DIN-Normenausschuss Radiologie (NAR)

Nationales Vorwort

Der Text von ISO 28057:2019 wurde vom Technischen Komitee ISO/TC 85 „Nuclear energy, nuclear technologies, and radiological protection“ der Internationalen Organisation für Normung (ISO) erarbeitet und als prEN ISO 28057:2020 durch das Technische Komitee CEN/TC 430 „Kernenergie, Kerntechnik und Strahlenschutz“ übernommen, dessen Sekretariat von AFNOR (Frankreich) gehalten wird.

Das zuständige nationale Normungsgremium ist der Arbeitsausschuss NA 080-00-01 AA „Dosimetrie“ im DIN-Normenausschuss Radiologie (NAR).

Um Zweifelsfälle in der Übersetzung auszuschließen, ist die englische Originalfassung beigelegt. Die Nutzungsbedingungen für den deutschen Text des Norm-Entwurfes gelten gleichermaßen auch für den englischen Text.

Für die in diesem Dokument zitierten Dokumente wird im Folgenden auf die entsprechenden deutschen Dokumente hingewiesen:

IEC 60601-1	siehe	DIN EN 60601-1 (VDE 0750-1)
IEC 61000-4-2	siehe	DIN EN 61000-4-2 (VDE 0847-4-2)
IEC 61000-4-3	siehe	DIN EN 61000-4-3 (VDE 0847-4-3)
IEC 61000-4-4	siehe	DIN EN 61000-4-4 (VDE 0847-4-4)
IEC 61000-4-5	siehe	DIN EN 61000-4-5 (VDE 0847-4-5)
IEC 61000-4-6	siehe	DIN EN 61000-4-6 (VDE 0847-4-6)
IEC 61000-4-8	siehe	DIN EN 61000-4-8 (VDE 0847-4-8)
IEC 61000-6-2	siehe	DIN EN IEC 61000-6-2 (VDE 0839-6-2)

Aktuelle Informationen zu diesem Dokument können über die Internetseiten von DIN (www.din.de) durch eine Suche nach der Dokumentennummer aufgerufen werden.

Änderungen

Gegenüber DIN EN ISO 28057:2020-06 wurden folgende Änderungen vorgenommen:

- a) der Abschnitt über Begriffe und der Abschnitt über Regeln für die Durchführung der TLD-Messungen, einschließlich Qualitätssicherungsmessungen an klinischen Beschleunigern, wurden ergänzt und präzisiert, um die sichere Anwendung der TL-Dosimetrie bei der Strahlentherapie von Krebs zu gewährleisten;
- b) von Chargen abhängige Änderungen der k_Q -Werte wurden mit dem gleichzeitigen Auftreten von Massendichteschwankungen von TL-Scheibchen in Zusammenhang gebracht (siehe 4.4.5.5);
- c) das Ansprechen von TL-Materialien auf die Neutronen, das bei der Megaspennungs-Strahlentherapie aufgrund des photonuklearen Effekts innerhalb und um die Photonenstrahlen herum auftritt und schließlich erhebliche Komponenten der angegebenen Werte erzeugt, wurde ausführlicher behandelt (siehe 4.4.5.5);
- d) es wird hervorgehoben, dass die k_E -Werte klinischer Elektronenstrahlen von der Energie unabhängig sind (siehe 4.4.5.5);
- e) neuere experimentelle Ergebnisse bezüglich des Beitrags von „intrinsischen Effekten“ zum Ansprechvermögen von TL-Detektoren wurden berücksichtigt (siehe 4.4.5.5);
- f) der französische Titel und die Nummerierung einiger Unterabschnitte von 5.4 wurden korrigiert; Tabelle 9 wurde mit einer Überschrift versehen;
- g) redaktionelle Überarbeitung der Norm.

Nationaler Anhang NA (informativ)

Literaturhinweise

DIN EN 60601-1 (VDE 0750-1), *Medizinische elektrische Geräte — Teil 1: Allgemeine Festlegungen für die Sicherheit einschließlich der wesentlichen Leistungsmerkmale*

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

DIN EN 61000-4-3 (VDE 0847-4-3), *Elektromagnetische Verträglichkeit (EMV) — Teil 4-3: Prüf- und Messverfahren — Prüfung der Störfestigkeit gegen hochfrequente elektromagnetische Felder*

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

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

DIN EN 61000-4-6 (VDE 0847-4-6), *Elektromagnetische Verträglichkeit (EMV) — Teil 4-6: Prüf- und Messverfahren - Störfestigkeit gegen leitungsgeführte Störgrößen, induziert durch hochfrequente Felder*

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

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

<i>Titel de:</i>	Dosimetrie mit Festkörper — Thermolumineszenzdetektoren für Photonen- und Elektronenstrahlung in der Strahlentherapie (ISO 28057:2019)
<i>Titel en:</i>	Clinical dosimetry — Dosimetry with solid thermoluminescence detectors for photon and electron radiations in radiotherapy (ISO 28057:2019)
<i>Titel fr:</i>	Dosimétrie clinique — Dosimétrie avec détecteurs thermoluminescents solides pour les rayonnements de photons et d'électrons en radiothérapie (ISO 28057:2019)

Inhalt

	Seite
Europäisches Vorwort	4
Vorwort	5
Einleitung	7
1 Anwendungsbereich	9
2 Normative Verweisungen	9
3 Begriffe	10
4 Regeln für das TLD-Messverfahren	19
4.1 Messprinzip	19
4.2 Messgröße	19
4.3 Messzyklus	19
4.3.1 Allgemeine Anforderungen	19
4.3.2 Abfolge der Messzyklen	19
4.3.3 Gemeinsames Durchlaufen der Messzyklen	19
4.3.4 Handhabung von TL-Detektoren	19
4.3.5 Regenerierung	20
4.3.6 Bestrahlung	20
4.3.7 Stabilisierung	20
4.3.8 Auswertung	21
4.4 Messung der Wasser-Energiedosis	21
4.4.1 Grundgleichung zur Ermittlung der Wasser-Energiedosis	21
4.4.2 Ermittlung der Nullanzeige M_0	22
4.4.3 Ermittlung der individuellen Anzeigen M_i	22
4.4.4 Ermittlung der individuellen Kalibrierfaktoren N_i	23
4.4.5 Ermittlung der Korrekturfaktoren k_v	25
4.5 Messunsicherheit der Energiedosis	33
4.6 Wiederverwendbarkeit	34
4.7 Konstanzprüfungen	34
4.8 Personal	34
5 Anforderungen an das TLD-System	34
5.1 Allgemeines	34
5.1.1 Gliederung der Anforderungen	34
5.1.2 Anforderungen an Leistungsmerkmale	34
5.2 Vollständigkeit des TLD-Systems	35
5.2.1 Technische Komponenten	35
5.2.2 Hardware- und Softwarekomponenten	35
5.2.3 Gebrauchsanweisung	35
5.2.4 Zugriff auf eine Kalibrier-Bestrahlungseinrichtung	37
5.3 Anforderungen an TL-Detektoren	37
5.3.1 Kenngrößen für TL-Materialien	37
5.3.2 Konfektionierung von TL-Materialien	37
5.3.3 Wiederverwendbarkeit von TL-Detektoren	38
5.3.4 Exemplarstreuung	38
5.4 Anforderungen an TL-Anzeigegeräte	39
5.4.1 Allgemeines	39
5.4.2 Mechanische Geräteaufstellung	39

5.4.3	Anlaufzeit	39
5.4.4	Anzeige und Anzeigebereiche	39
5.4.5	Nullanzeige	39
5.4.6	Überlaufanzeige und Nachwirkungen beim Auswerten hoher Dosen	39
5.4.7	Testlichtquelle	40
5.4.8	Änderungen des Ansprechvermögens	40
5.4.9	Mechanischer Aufbau	40
5.4.10	Lichtdichtheit	40
5.4.11	Klimatische Einflüsse	40
5.4.12	Elektrische Anforderungen	40
5.4.13	Betriebssicherheit und Erkennung von Funktionsfehlern	41
5.4.14	Datenausgabe und Datensicherung	43
5.5	Anforderungen an Zusatzgeräte (Regeneriereinrichtung)	43
5.5.1	Regenerierung	43
5.5.2	Konstruktion	44
5.5.3	Elektrische Anforderungen	44
5.5.4	Betriebssicherheit	44
5.5.5	Erkennung von Funktionsfehlern	44
5.5.6	Anzeige des Betriebszustandes	44
5.6	Anforderungen an das gesamte TLD-System	44
5.6.1	Messbereiche	44
5.6.2	Mindest-Nenngebrauchsbereiche	45
5.6.3	Prüfwertebereiche	46
5.7	Anforderungen an die Kalibrier-Bestrahlungseinrichtung	47
5.8	Anforderungen an die Begleitpapiere	47
5.9	Abnahmeprüfungen	47
5.9.1	Allgemeine Anforderungen	47
5.9.2	Anzahl der zu verwendenden TL-Detektoren	47
5.9.3	Art der verwendeten TL-Detektoren für die Abnahmeprüfung	47
	Literaturhinweise	48

Europäisches Vorwort

Der Text von ISO 28057:2019 wurde vom Technischen Komitee ISO/TC 85 „Nuclear energy, nuclear technologies, and radiological protection“ der Internationalen Organisation für Normung (ISO) erarbeitet und als prEN ISO 28057:2020 durch das Technische Komitee CEN/TC 430 „Kernenergie, Kerntechnik und Strahlenschutz“ übernommen, dessen Sekretariat von AFNOR gehalten wird.

Dieses Dokument ist derzeit zur CEN-Umfrage vorgelegt.

Dieses Dokument wird EN ISO 28057:2018 ersetzen.

Anerkennungsnotiz

Der Text von ISO 28057:2019 wurde von CEN als prEN ISO 28057:2020 ohne irgendeine Abänderung genehmigt.

Vorwort

ISO (die Internationale Organisation für Normung) ist eine weltweite Vereinigung nationaler Normungsorganisationen (ISO-Mitgliedsorganisationen). Die Erstellung von Internationalen Normen wird üblicherweise von Technischen Komitees von ISO durchgeführt. Jede Mitgliedsorganisation, die Interesse an einem Thema hat, für welches ein Technisches Komitee gegründet wurde, hat das Recht, in diesem Komitee vertreten zu sein. Internationale staatliche und nichtstaatliche Organisationen, die in engem Kontakt mit ISO stehen, nehmen ebenfalls an der Arbeit teil. ISO arbeitet bei allen elektrotechnischen Themen eng mit der Internationalen Elektrotechnischen Kommission (IEC) zusammen.

Die Verfahren, die bei der Entwicklung dieses Dokuments angewendet wurden und die für die weitere Pflege vorgesehen sind, werden in den ISO/IEC-Direktiven, Teil 1 beschrieben. Es sollten insbesondere die unterschiedlichen Annahmekriterien für die verschiedenen ISO-Dokumentenarten beachtet werden. Dieses Dokument wurde in Übereinstimmung mit den Gestaltungsregeln der ISO/IEC-Direktiven, Teil 2 erarbeitet (siehe www.iso.org/directives).

Es wird auf die Möglichkeit hingewiesen, dass einige Elemente dieses Dokuments Patentrechte berühren können. ISO ist nicht dafür verantwortlich, einige oder alle diesbezüglichen Patentrechte zu identifizieren. Details zu allen während der Entwicklung des Dokuments identifizierten Patentrechten finden sich in der Einleitung und/oder in der ISO-Liste der erhaltenen Patenterklärungen (siehe www.iso.org/patents).

Jeder in diesem Dokument verwendete Handelsname dient nur zur Unterrichtung der Anwender und bedeutet keine Anerkennung.

Eine Erläuterung zum freiwilligen Charakter von Normen, der Bedeutung ISO-spezifischer Begriffe und Ausdrücke in Bezug auf Konformitätsbewertungen sowie Informationen darüber, wie ISO die Grundsätze der Welthandelsorganisation (WTO) hinsichtlich technischer Handelshemmnisse (TBT) berücksichtigt, enthält der folgende Link: www.iso.org/iso/foreword.html.

Dieses Dokument wurde vom Technischen Komitee ISO/TC 85, *Nuclear energy, nuclear technologies, and radiological protection*, Unterkomitee SC 2, *Radiological protection* erarbeitet.

Diese zweite Ausgabe ersetzt die erste Ausgabe (ISO 28057:2014), die technisch überarbeitet wurde.

Die wesentlichen Änderungen im Vergleich zur Vorgängerausgabe sind folgende:

- der Abschnitt über Begriffe und der Abschnitt über Regeln für die Durchführung der TLD-Messungen, einschließlich Qualitätssicherungsmessungen an klinischen Beschleunigern, wurden ergänzt und präzisiert, um die sichere Anwendung der TL-Dosimetrie bei der Strahlentherapie von Krebs zu gewährleisten;
- von Chargen abhängige Änderungen der k_Q -Werte wurden mit dem gleichzeitigen Auftreten von Massendichteschwankungen von TL-Scheibchen in Zusammenhang gebracht (siehe 4.4.5.5);
- das Ansprechen von TL-Materialien auf die Neutronen, das bei der Megaspnungs-Strahlentherapie aufgrund des photonuklearen Effekts innerhalb und um die Photonenstrahlen herum auftritt und schließlich erhebliche Komponenten der angegebenen Werte erzeugt, wurde ausführlicher behandelt (siehe 4.4.5.5);
- es wird hervorgehoben, dass die k_E -Werte klinischer Elektronenstrahlen von der Energie unabhängig sind (siehe 4.4.5.5);

- neuere experimentelle Ergebnisse bezüglich des Beitrags von „intrinsischen Effekten“ zum Ansprechvermögen von TL-Detektoren wurden berücksichtigt (siehe 4.4.5.5);
- der französische Titel und die Nummerierung einiger Unterabschnitte von 5.4 wurden korrigiert; Tabelle 9 wurde mit einer Überschrift versehen.

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 Dosimetrieanwendung 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 angezeigten Werte die mittlere Änderung des Ansprechvermögens dieser Detektoren bestimmen. Aus dieser mittleren Änderung lässt sich ein Korrekturfaktor ableiten.

Das wesentliche Ziel dieses Dokuments ist es, die Verfahren zu spezifizieren und Korrekturen vorzunehmen, die es ermöglichen, Folgendes zu erreichen:

- a) eine Wiederholbarkeit des angezeigten Wertes innerhalb eines Bruchteils eines Prozents [17] und somit;
- b) eine Gesamtmessunsicherheit (einschließlich der Kalibrierschritte, die auf das Primärnormal zurückgeführt werden) von einigen Prozent, wie bei der Ionisationskammerdosimetrie [18], [31], [25], [61], [62].

Die Festlegungen in diesem Dokument 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 diesem Dokument 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 dieses Dokuments 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].

Das vorliegende Dokument 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 dieses Dokuments sind sich des breiten Methodenspektrums der klinischen Dosimetrie bewusst, in welchem die TL-Dosimetrie nur einen kleinen Teil einnimmt. Aber in diesem Rahmen stellt das vorliegende Dokument 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; dieses Dokument 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_0 , sollen allgemeinere Regeln für die Methoden der klinischen Dosimetrie oder für Dosisvergleiche nicht vorweggenommen werden. Vielmehr eröffnet das vorliegende Dokument 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, Protokollen und Empfehlungen dokumentiert ist [6], [13], [25], [28], [29], [42], [43], [61], [62], [54].

1 Anwendungsbereich

Im vorliegenden Dokument werden Regeln für die Verfahren, Anwendungen und Messsysteme der Thermolumineszenzdosimetrie (TL-Dosimetrie, TLD) für Dosismessungen nach der Sondenmethode festgelegt. Sie ist anzuwenden 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 ist nicht anzuwenden für LiF in Pulverform; dessen Gebrauch erfordert spezielle Verfahren. Die Sondenmethode beruht darauf, dass einzelne TL-Detektoren oder TL-Sonden, d. h. Sätze von TL-Detektoren, 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.

Das Ziel dieser Regeln ist es, die Zuverlässigkeit und Genauigkeit zu gewährleisten, die in der klinischen Dosimetrie bei der Anwendung am oder im Patienten oder Phantom unabdingbar sind. Dieses Dokument ist anzuwenden 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 werden im Text in solcher Weise in Bezug genommen, dass einige Teile davon oder ihr gesamter Inhalt Anforderungen des vorliegenden Dokuments darstellen. 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).

IEC 60601-1, *Electromedical equipment — Part 1: General instructions pertaining to safety*

IEC 61000-4-2, *Electromagnetic compatibility (EMV) — Part 4-2: Test and measurement procedure — Test of immunity against static electric discharges*

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) — Part 4-8: Testing and measurement techniques — Power frequency magnetic field immunity test*

IEC 61000-4-11, *Electromagnetic compatibility (EMC) — Part 4-11: Testing and measurement techniques — Voltage dips, short interruptions and voltage variations immunity tests*

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

3 Begriffe

Für die Anwendung dieses Dokuments gelten die folgenden Begriffe.

ISO und IEC stellen terminologische Datenbanken für die Verwendung in der Normung unter den folgenden Adressen bereit:

- ISO Online Browsing Platform: verfügbar unter <https://www.iso.org/obp>
- IEC Electropedia: verfügbar unter <http://www.electropedia.org/>

3.1
Energiedosis
die durch ionisierende Strahlung auf das Material eines hinreichend kleinen Volumenelements übertragene Energie, dividiert durch die Masse dieses Volumenelements

Anmerkung 1 zum Begriff: Alle Angaben zur absorbierten Dosis müssen durch eine Spezifikation des Materials ergänzt werden, für das die absorbierte Dosis angegeben wird, z. B. Luft-Energiedosis D_a oder Wasser-Energiedosis D_w . In diesem Dokument bedeutet der Begriff absorbierte Dosis, gelegentlich als Dosis abgekürzt, die Wasser-Energiedosis D_w falls nicht anders angegeben.

3.2
Nullanzeige
 M_0
<klinische TL-Dosimetrie> *Anzeige* (3.16) eines *TLD-Systems* (3.46) bei Auswertung eines unbestrahlten *TL-Detektors* (3.45) nach Gebrauchsanweisung

Anmerkung 1 zum Begriff: Eine Änderung der Nullanzeige kann auf eine Änderung am *TL-Anzeigegerät* (3.47), eine ungenügende *Regenerierung* (3.28) oder eine Verschmutzung des *Detektors* (3.45) zurückzuführen sein.

Anmerkung 2 zum Begriff: Die Nullanzeige kann auch mit einer Gruppe Detektoren aus dem Durchschnitt der Einzelwerte bestimmt werden.

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 diesem Dokument 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
Kalibrierung
<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.

Anmerkung 2 zum Begriff: Der richtige Wert der *Messgröße* (3.20), mittelbar oder unmittelbar mit einem Primärnormal ermittelter *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 ist demnach der Kehrwert des *Ansprechvermögens* (3.39) unter *Bezugsbedingungen* (3.32).

3.6

Hülle

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 bilden zusammen die *TL-Sonde* (3.48).

Anmerkung 2 zum Begriff: Andere Gehäuseformen können passend zur jeweiligen Anwendung gewählt werden, z. B. für intrakavitäre Messungen oder Messungen auf der Patientenoberfläche. Für die Konstruktion des Gehäuses werden Materialien mit geringer Dichte wie PMMA empfohlen.

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 ausreicht, wird durch die *Wiederverwendbarkeit* (3.40) festgestellt; Prüfung der Wiederverwendbarkeit nach 5.3.3.

3.8

Korrekturfaktor

<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 Korrekturfaktor 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 Korrektursummanden (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) Strahleneinfallsrichtung 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 *Messwertes* (3.21) der *Energiedosis* (3.1) und dem Wert der *Energiedosis* (3.1) bei sofortiger Auswertung nach Bestrahlung

Anmerkung 1 zum Begriff: Fading wird in Prozent angegeben.

Anmerkung 2 zum Begriff: Die Änderung des Messwerts der *Energiedosis* (3.1) kann positiv (Inkrement) oder negativ (Dekrement) sein.

3.14

Fadingrate

Ḟ

Fading (3.13) in einem Zeitintervall, dividiert durch dieses Zeitintervall

Anmerkung 1 zum Begriff: Die Fadingrate wird in Prozent pro Tag angegeben.

3.15

Glowkurve

<klinische TL-Dosimetrie> *Messwert* (3.21) der Lichtemission des *TL-Detektors* (3.45) in Abhängigkeit von 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* 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 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 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 *Messgröße* (3.20) ist, jedoch das Messergebnis beeinflusst

Anmerkung 1 zum Begriff: Einflussgrößen 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* (3.30) oder die Strahleneinfallsrichtung bei der Messung der Dosis].

Anmerkung 2 zum Begriff: Die Korrektur der Wirkung einer Einflussgröße kann die Anwendung eines *Korrektionsfaktors* (3.8) auf die *Anzeige* (3.16) erfordern [multiplikative Einflussgröße, z. B. *Fading* (3.13)] oder die Anwendung eines *Korrektursummanden* (3.9) notwendig machen [additive Einflussgröße, z. B. *Nullanzeige* (3.2)].

Anmerkung 3 zum Begriff: Werden Einflussgrößen nicht durch einen *Korrektionsfaktor* (3.8) bzw. *Korrektursummanden* (3.9) berücksichtigt, so spricht man auch von einem *Korrektionsfaktor* (3.8) gleich eins bzw. einem *Korrektursummanden* (3.9) gleich Null.

3.19

lineares Energieübertragungsvermögen

LET

durchschnittliche Energie, die einem Medium lokal durch ein geladenes Teilchen mit einer bestimmten Energie entlang eines entsprechend kleinen Abschnitts seiner Bahn, geteilt durch die Länge dieses Elements, zugeführt wird

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

Anmerkung 2 zum Begriff: In ICRU 85a wird diese Menge das „unbeschränkte lineare Energieübertragungsvermögen“ genannt und als L_{∞} oder einfach als L bezeichnet.

[QUELLE: ICRU 85a [81]]

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 nach ICRU 62 [82] die Wasser-*Energiedosis* (3.1) am *Messort* (3.26).

Anmerkung 2 zum Begriff: Die Messgröße ist eine Variable, die verschiedene Werte annehmen kann. Diese werden als *Messwerte* (3.21) bezeichnet.

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: Nach Gleichung (1) wird der Messwert aus den einzelnen *Anzeigen* (3.16), der *Nullanzeige* (3.2), den einzelnen *Kalibrierkoeffizienten* (3.5) und den *Korrektionsfaktoren* (3.8) bestimmt.

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> Bereich der Messwerte (3.21), in dem das *TLD-System* (3.46) die festgelegten Anforderungen an die Leistungsmerkmale einhält

Anmerkung 1 zum Begriff: Der Messbereich eines *TLD-Systems* (3.46) ist durch den kleinsten und den größten *Messwert* (3.21) gegeben.

3.24

Nichtlinearität des Ansprechvermögens

Nichtlinearität

<klinische TL-Dosimetrie> Änderung der Dosisabhängigkeit des *Ansprechvermögens* (3.39)

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

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 Literaturhinweise [13], [39], [40] und ICRU 35 [69].

Anmerkung 2 zum Begriff: Der im Koordinatensystem eines Phantoms oder Patienten definierte Messort wird vom *Bezugspunkt einer TL-Sonde* (3.34) im Koordinatensystem der TL-Sonde definiert. Der *Bezugspunkt der Sonde* wird in der Regel am Messort im oder am Phantom oder Patienten positioniert.

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* (3.13).

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 dient zur möglichst vollständigen Löschung der nach der Auswertung noch verbleibenden Restanzeige und ermöglicht angenähert die Wiederherstellung des ursprünglichen Ansprechvermögens.

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) und vom Bestrahlungstyp und der Qualität der Vorbestrahlungen abhängen.

3.30

Strahlungsqualität

Q

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

Anmerkung 1 zum Begriff: In der klinischen Dosimetrie werden einfach messbare Parameter wie der Qualitätsindex einer Photonenstrahlung oder der 50-%-Bereich einer Elektronenstrahlung zur Charakterisierung der Strahlungsqualität verwendet (siehe ICRU 35 [69], ICRU 62 [82], ICRU 83 [80] und [25]).

3.31

Nenngebrauchsbereich

Variationsbereich einer *Einflussgröße* (3.18), der eine Änderung des *Ansprechvermögens* (3.39) verursacht, die nicht zu einer Überschreitung vereinbarter Werte der Messabweichung oder zu einer Überschreitung definierter Werte der Korrektur ihres Einflusses führt

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, siehe 4.4.5.5, Anmerkung 1. 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.

Anmerkung 2 zum Begriff: Die durchschnittliche Änderung des Ansprechvermögens während aufeinanderfolgender Messzyklen kann durch begleitende Messungen mit einer Gruppe von Referenzdetektoren bestimmt werden, siehe 4.4.5.3.

3.34

Bezugspunkt einer TL-Sonde

Punkt, der im Inneren oder an der Oberfläche der *TL-Sonde* (3.48) definiert ist, 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* (3.48) 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 oder unter *Wiederholbedingungen* (3.38) erhalten werden

Anmerkung 1 zum Begriff: Die Wiederholbarkeit ist durch die empirische Standardabweichung des einzelnen *Messwertes* quantifiziert und wird in Prozent des Messwertes (3.21) ausgedrückt. Es sollte angegeben werden, ob die Messung der Wiederholbarkeit mit einem einzelnen Detektor oder mit einer Gruppe von Detektoren durchgeführt wurde (siehe 4.4.5.3).

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.

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 verursachenden Wasser-Energiedosis (3.1), D_w

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

Anmerkung 1 zum Begriff: Die Definition des Ansprechvermögens als Quotient aus der bezüglich der Nullanzeige korrigierten *Anzeige* (3.16) und dem richtigen Wert der *Messgröße* (3.20) stimmt mit IEC 60050-88 [78] 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* (3.30) und der Strahlungseinfallsrichtung sowie vom Detektormaterial und von der Größe des *Detektors* (3.45), von der Art der *Umhüllung* (3.6) und vom verwendeten TL-Anzeigegerät ab.

Anmerkung 3 zum Begriff: In der Definition des Ansprechvermögens wird vorausgesetzt, dass der *TL-Detektor* (3.35) oder die *TL-Sonde* (3.48) mit ihrem Bezugspunkt (3.34) am *Messort* (3.26) angeordnet wird (siehe 4.4.1). Die *Bezugspunkte* (3.34) sind in Tabelle 4 bis Tabelle 8 spezifiziert.

Anmerkung 4 zum Begriff: Wird im Nenner der Gleichung die Luftkerma K_a anstatt der Wasser-Energiedosis (3.1) D_w als Bezugsgröße für das Ansprechvermögen 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 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 eines TL-Dosimeters

Anmerkung 1 zum Begriff: Mit der Kontrollvorrichtung wird reproduzierbar eine bestimmte Dosis in vorgegebener Zeit erzeugt.

3.42

Prüfbedingungen

<klinische TL-Dosimetrie> Gesamtheit der *Prüfwerte* (3.25) aller *Einflussgrößen* (3.18)

Anmerkung 1 zum Begriff: Der Nennbereich der Prüfbedingungen ist der vereinbarte Schwankungsbereich einer Einflussgröße.

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 sind durch dessen stoffliche Zusammensetzung, Masse und Form sowie durch seine spezielle thermische Vorbehandlung bestimmt.

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

Anmerkung 3 zum Begriff: TL-Detektoren basierend auf thermolumineszierendem Pulver, das in eine nicht lumineszierende Matrix eingebettet ist, sind nicht Gegenstand des vorliegenden Dokuments, da für sie keine *Korrektionsfaktoren* (3.8) k_Q und k_E 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

3.47

Thermolumineszenz-Anzeigegerät

TL-Anzeigegerät

Lesegerät

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

Anmerkung 1 zum Begriff: Das Gerät enthält die Vorrichtungen zur Aufheizung der *TL-Detektoren* (3.45), zur Erfassung des vom *TL-Detektor* (3.45) emittierten Lichtes und zur Anzeige eines zur emittierten TL (3.44)-Lichtenergie proportionalen Messsignals.

3.48

Thermolumineszenzsonde

TL-Sonde

Sonde

Anordnung bestehend aus einem oder mehreren *TL-Detektoren* (3.45) sowie der zugehörigen *Umhüllung* (3.6) 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 ihrer *Umhüllung* (3.6) gelegentlich kurz als TL-Dosimeter bezeichnet.

3.49

Strahlungsart

ionisierende 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

Anmerkung 1 zum Begriff: Unterschiede zwischen Chargen des hergestellten TL-Materials können aus Unterschieden der Massendichte resultieren, siehe 4.4.5.5, Anmerkung 4.

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 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 D_w am Messort in Abwesenheit der TL-Sonde. Die Einheit der Wasser-Energiedosis ist das Gray (Gy). Die gemessenen Werte für die Wasser-Energiedosis können in Energiedosis-Werte für andere Materialien oder interessierende Gewebe umgerechnet werden.

4.3 Messzyklus

4.3.1 Allgemeine Anforderungen

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 müssen die TL-Detektoren folgende Schritte durchlaufen:

- 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 möglicherweise 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. Falls keine Luftabsaugung vorhanden ist, sollte für alle Handhabungen eine Pinzette verwendet werden. Dazu gehört das Einbringen der Detektoren in eine Sonde, das TL-Anzeigegerät oder einen Behälter für die thermischen Behandlungen. Die Pinzette muss so beschaffen sein, dass eine Beschädigung der TL-Detektoren ausgeschlossen ist, und sollte aus nicht abrasivem Material hergestellt sein. Die Verwendung einer so genannten Vakuumpinzette ist besonders empfehlenswert.

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 [17]. Ausheizbehälter müssen dem für die thermischen Behandlungen verwendeten Ofen angepasst sein. Während der Regenerierung und der Stabilisierung ist der Ausheizbehälter mit einer Platte gleichen Materials abzudecken. Dies verhindert eine Verschmutzung und stellt die gleichmäßige Erwärmung aller Detektoren sicher. Um eine schnelle Erwärmung und Abkühlung der TL-Detektoren zu ermöglichen, sollte die Masse eines Ausheizbehälters möglichst gering sein. 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 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, muss die gesamte Charge gereinigt werden. Die Reinigungsflüssigkeit ist auf das TL-Detektormaterial abzustimmen. Es empfiehlt sich die Verwendung eines Ultraschallbades mit Ethanol. Die Verweildauer der TL-Detektoren in der Reinigungsflüssigkeit sollte so kurz wie möglich gehalten werden. Nach jeder Reinigung ist die gesamte Charge zu regenerieren.

Das Reinigen sollte nur bei Bedarf, nicht routinemäßig erfolgen. Presslinge („Pellets“) geringerer Dichte 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 könnte das Ansprechvermögen beeinflussen. Daher sollte er eine Woche nicht überschreiten.

4.3.6 Bestrahlung

Folgende Bestrahlungsbedingungen sollten vom Anwender dokumentiert werden: 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) kann je nach Detektormaterial und Detektortyp gewählt werden (siehe 5.2.3).

ANMERKUNG Post-irradiation annealing wird im Englischen auch als Stabilisierung bezeichnet, da ein Großteil des Fadings (siehe 4.4.5.4) durch diese Behandlung unterdrückt wird.

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 muss die Nullanzeige bestimmt werden (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 5.2.3). 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 Heizrate annähernd konstant ist.

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 könnte, 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. Zur besseren Kontrolle der korrekten zeitlichen Lage dieses Integrationsintervalls und zur Erkennung von Anomalien der Glowkurve muss der Verlauf der Glowkurve während des gesamten Aufheizvorgangs aufgezeichnet werden, auch wenn nur ein Teil davon für die Bestimmung der Energiedosis erforderlich ist.

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

Der Messwert der Wasser-Energiedosis D_w ergibt sich aus den Anzeigen M_i der n Detektoren einer Thermolumineszenzsonde nach Gleichung (1):

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

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).

4.4.2 bis 4.4.5 enthalten Regeln zur Ermittlung der einzelnen Terme der Gleichung (1). Tritt an die Stelle einer Kalibrierung mit ^{60}Co -Gammastrahlung eine Kalibrierung bei einer anderen Strahlungsqualität (siehe 4.4.4.2), so ist der Kehrwert des durch die Kalibrierung ermittelten Ansprechvermögens an Stelle von N_i zu verwenden, und die Korrekturfaktoren k_E , k_Q und k_N (siehe 4.4.5.2 und 4.4.5.5) sind entsprechend anzupassen.

Der Bezugspunkt einer TL-Sonde muss bei der Bestrahlung an den gewünschten Messort am oder im Phantom bzw. am oder im Patienten gebracht werden. Die Lage des Bezugspunktes innerhalb der TL-Sonde wird vom Hersteller in der Gebrauchsanweisung angegeben (siehe 5.3.2). In der Regel liegt der Bezugspunkt in der Mittelebene eines Detektors (siehe 4.4.5.5 und Tabelle 4 bis Tabelle 8).

Entscheidet sich der Hersteller dafür, den Bezugspunkt einer TL-Sonde anders als in der Mittelebene der Baugruppe des in der Sonde enthaltenen Detektors (oder der Detektoren) festzulegen, so ist er verpflichtet, die Anwender über diese Wahl zu informieren. Darüber hinaus sind in allen Mitteilungen über die Ergebnisse von Messungen mit einer TL-Sonde Informationen über die Position des Bezugspunkts innerhalb der Sonde unverzichtbar.

4.4.2 Ermittlung der Nullanzeige M_0

Zur Nullanzeige tragen bei:

- a) der Dunkelstrom des Photomultipliers (PM);
- 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 müssen beachtet werden. In der Regel reichen Spannungen zwischen 600 V und 900 V im Dosismessbereich dieses Dokuments 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 dieses Dokuments reicht es daher in der Regel aus, in jedem Messzyklus die Anzeige eines beliebigen unbestrahlten TL-Detektors als Nullanzeige 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.

In der Anfangsphase der Verwendung einer neuen Charge von TL-Detektoren ist es empfehlenswert, die Nullanzeige einer Gruppe von Detektoren einzeln zu bestimmen und M_0 als Mittelwert dieser Werte zu berechnen.

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 ($i = 1 \dots n$) 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 diesem Dokument 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, D_w^{ion} , wird mit Hilfe eines kalibrierten Ionisationsdosimeters bestimmt. Der individuelle Kalibrierfaktor, N_i , des i -ten Detektors ergibt sich als Quotient

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

Dabei ist

M_i die Anzeige des i -ten Detektors;

M_0 die Nullanzeige eines nicht bestrahlten Detektors.

Die Bezugsstrahlungsqualität ist ^{60}Co -Gammastrahlung, Ausnahmen sind in 4.4.4.2 geregelt. Die Bezugswerte der weiteren Einflussgrößen bei Kalibrierungen sind in Tabelle 13 und Tabelle 14 festgelegt. Die Bezugstiefe von 5 cm und die Bezugsfeldgröße von 10 cm × 10 cm oder 10 cm Durchmesser müssen präzise eingehalten werden, weil der Streustrahlungsanteil der Dosis tiefen- und feldgrößenabhängig ist [9], [46], [56]. Dieser Anteil beeinflusst den Kalibrierfaktor.

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

Tabelle 1 — Bezugsbedingungen und Prüfwertebereiche für Kalibrierungen

Messgröße	Bezugsbedingung	Prüfwertebereich
Wasser-Energiedosis ^a	Wird bei der Kalibrierung festgelegt; sollte bei etwa 1 Gy liegen	
Einflussgröße		
Strahlungsqualität	^{60}Co -Gammastrahlung	^{60}Co -Gammastrahlung
Phantommaße	Wasserphantom 30 cm × 30 cm × 30 cm	Wasserphantom ^b 30 cm × 30 cm × 30 cm
Messtiefe	5 cm	5 cm
Feldgröße	10 cm × 10 cm oder 10 cm Durchmesser	10 cm × 10 cm oder 10 cm Durchmesser
Zeitraum zwischen Kalibrierbestrahlung und Auswertung	24 h ^c	0 h bis 72 h
Quelle-Oberflächenabstand	Abstand des Isozentrums	60 cm bis 120 cm
ANMERKUNG 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 je Fraktion in der Strahlentherapie appliziert wird, sollte sie etwa 1 Gy betragen. Bei speziellen Verfahren, z. B. intraoperative Bestrahlung mit Elektronen, muss 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. Falls eine <i>Stabilisierung</i> angewandt wird, kann die Anzeige unmittelbar nach dem Ende dieser Wärmebehandlung abgelesen werden.		

4.4.4.2 Kalibrierung bei anderen Strahlungsqualitäten

Steht zur Messung der individuellen Kalibrierfaktoren die Bezugsstrahlungsqualität ^{60}Co -Gammastrahlung nicht zur Verfügung, muss das individuelle Ansprechvermögen durch Kalibrierung mit einer anderen Strahlungsqualität Q' ermittelt werden. Hierzu eignen sich ^{137}Cs -Gammastrahlung und hochenergetische Photonenstrahlungen aus Beschleunigern (siehe Tabelle 1).

Bei einer Dosisermittlung nach Gleichung (1) muss berücksichtigt werden, dass die Korrekturfaktoren k_Q und k_E eine Kalibrierung mit ^{60}Co -Gammastrahlung voraussetzen. Diese müssen daher durch den Quotienten $k_Q/k_{Q'}$ bzw. $k_E/k_{Q'}$ ersetzt werden, wenn zur Bestimmung der Kalibrierkoeffizienten, N_i , eine Strahlung der Qualität Q' verwendet wurde.

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

Strahlungsqualität, Q (nominell)	Feldgröße	Bezugstiefe	Fokus- Oberflächenab- stand
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 (1) 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 [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 angegebenen Werte der Kalibrierungsbestrahlungen sind mit einem Faktor k_M nach Gleichung (5) zu multiplizieren (siehe 4.4.5.3). In Gleichung (5) sind die Werte M_{i1} die Messwerte der Bezugskalibrierung und M_{i2} die Messwerte der anderen Kalibrierungseinstrahlungen. Für jeden Detektor ergibt sich der individuelle Kalibrierkoeffizient aus dem Verhältnis der Kalibrierdosis und dem Mittelwert dieser korrigierten Messwerte.

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

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.

ANMERKUNG 3 Durch Anwendung dieses Kalibrierverfahrens wird die Standardabweichung des individuellen Kalibrierfaktors einen Wert erreichen, der im Vergleich zur Standardabweichung des Messwerts, der in einer klinischen Dosismessung erhalten wurde, klein ist. Wenn eine klinische Dosismessung auf dieser Art von Kalibrierung basiert, wird die resultierende Standardabweichung der gemessenen absorbierten Dosis, verglichen mit der Anwendung wiederholter Kalibrierungen, bei denen der Korrekturfaktor k_M nicht angewendet wird, um einen Faktor von ungefähr $\sqrt{2}$ reduziert [17], [18], [70].

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 4.4.5.5 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 11 und Tabelle 14 gegeben.

4.4.5.2 Korrektur k_N für Nichtlinearität

Die Nichtlinearität des Ansprechvermögens in Abhängigkeit von der Dosis kann innerhalb des gesamten von diesem Dokument abgedeckten Dosisbereichs auftreten oder nur auf einen begrenzten Bereich beschränkt sein [18], [37], [64]. Sie kann durch die Aufheizungsrate während des Auslesens und durch die Ablagerung von Wasserdampfspuren auf dem TL-Material während der Regenerierung und des Auslesens der Detektoren beeinflusst werden [17], [38]. Nichtlinearität wird durch LET- und dosisabhängige komplexe intrinsische Mechanismen erklärt [5], [24], [41], [54], [56]. Außerdem variiert sie manchmal für verschiedene Chargen, die aus demselben Detektormaterial hergestellt wurden. 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 nicht korrigierte gemessene Dosis;

D_0 die Bezugsdosis.

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

Die Korrekturfunktion $f(D, D_0)$ könnte 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. Die Nichtlinearität, die nach der Korrektur nach Gleichung (3) vorliegt, wird durch den Nichtlinearitätsparameter beschrieben:

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

Die Werte $q_{\max}$ und $q_{\min}$ sind die Quotienten der nach Gleichung (1) ermittelten Dosiswerte, d. h. einschließlich aller Korrekturen inklusive der Nichtlinearitätskorrektur und ihrer konventionellen tatsächlichen Werte. Die Nichtlinearitätskorrektur wird für $L \leq 1 \%$ im Bereich der Energiedosis von 0,01 Gy bis 10 Gy und für $L \leq 0,5 \%$ im Bereich der Energiedosis von 10 Gy bis 30 Gy als ausreichend angesehen. 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 Unsicherheit, die nach diesem Verfahren noch verbleibt, ist in der Messunsicherheit insgesamt berücksichtigt.

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

4.4.5.3 Korrektionsfaktor 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. Dies betrifft hauptsächlich neue TL-Detektoren während ihrer ersten Messzyklen. Bei Wiederverwendung der TL-Detektoren sind solche Änderungen des Ansprechvermögens durch einen entsprechenden Korrektionsfaktor k_M zu berücksichtigen.

Zur Messung des Korrektionsfaktors 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) mit der gleichen Dosis (Referenzdosis) unter den gleichen Bedingungen (Referenzbedingungen) bestrahlt. Der zum Zeitpunkt t_1 bestimmte Mittelwert der Nullanzeige-korrigierten Messung der m Referenzdetektoren wird als Bezugswert bei Kalibrierungen zur Erfassung der systematischen Änderung des Ansprechvermögens der Detektor-Charge betrachtet. Der Korrektionsfaktor zur Berücksichtigung der Änderung des Ansprechvermögens ist dann der Quotient:

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

Falls der von einem Detektor gelieferte Quotient $(M_{i2} - M_{02})/(M_{i1} - M_{01})$ außerhalb des $3s$ -Bereichs dieser Werte liegt, darf er nicht in die Mittelwertbildung nach Gleichung (5) einbezogen werden. Wurde der Kalibrierkoeffizient nach 4.4.4.3 bestimmt, dann ersetzt der Nullanzeige-korrigierte Mittelwert, $\bar{M}_i$, der nach 4.4.4.3 bestimmt wurde, $(M_{i1} - M_{01})$ in Gleichung (5).

4.4.5.4 Korrektionsfaktor k_F für Fading

TL-Detektoren zeigen häufig ein von der Umgebungstemperatur abhängiges Fading, obwohl während eines Messzyklus eine Stabilisierung durchgeführt wird.

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 mit der gleichen Dosis, der gleichen Strahlenqualität und unter den gleichen Rahmenbedingungen bestrahlt, jedoch durch ein Zeitintervall von t Tagen getrennt und innerhalb desselben 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):

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

Dabei ist

M_i die Anzeige des TL-Detektors i ;

M_0 die nach 4.4.2 ermittelte Nullanzeige;

N_i der individuelle Kalibrierkoeffizient.

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

Die Fadingrate wird nach der Gleichung (7) ermittelt:

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

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, müssen zur Bestimmung der Fadingrate $\dot{F}$ 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 Gleichung (6) und Gleichung (7) aus den Werten der vor dem Verschicken bzw. vor der Auswertung mit der Referenzdosis bestrahlten TL-Detektoren ermittelt. In diesem Fall ist t die Zeit zwischen der Bestrahlung (vor dem Versand) und der Messung. Für die vom Anwender bestrahlten TL-Detektoren beträgt der Korrektionsfaktor dann

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

Dabei ist t das Zeitintervall zwischen der Bestrahlung durch den Anwender und der Auswertung.

ANMERKUNG Gleichung (6) entspricht der Definition des Fadings nach 3.13, da sich die Korrektionsfaktoren k_N , k_Q und 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 Dosismessung (siehe Tabelle 1) verwendet, so ist nach Gleichung (1) und nach Tabelle 4 bis Tabelle 8 ein Korrektionsfaktor k_Q (für Photonenstrahlung) oder k_E (für Elektronenstrahlung) anzuwenden. Diese Korrektionsfaktoren berücksichtigen den Einfluss der Strahlungsqualität auf die Energiedeposition im TL-Material 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 Gehäusematerial der TL-Detektoren [59]. Zusätzlich wirkt sich auf diese Korrektionsfaktoren derjenige Beitrag zur