

DIN EN ISO 28057



ICS 13.280

Ersatz für
DIN EN ISO 28057:2020-06

**Klinische Dosimetrie –
Dosimetrie mit Festkörper-Thermolumineszenzdetektoren für Photonen-
und Elektronenstrahlung in der Strahlentherapie (ISO 28057:2019);
Deutsche Fassung EN ISO 28057:2021**

Clinical dosimetry –
Dosimetry with solid thermoluminescence detectors for photon and electron radiations in
radiotherapy (ISO 28057:2019);
German version EN ISO 28057:2021

Dosimétrie clinique –
Dosimétrie avec détecteurs thermoluminescents solides pour les rayonnements de photons et
d'électrons en radiothérapie (ISO 28057:2019);
Version allemande EN ISO 28057:2021

Gesamtumfang 55 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 EN ISO 28057:2021 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).

Als Ergänzung zum Internationalen Dokument sind die nachfolgenden nationalen Anmerkungen zu den einzelnen Abschnitten zu beachten:

- Abschnitt 2: Für die Anwendung dieses Dokuments können neben den in Abschnitt 3 zusammengestellten Begriffen und Benennungen die Normen DIN 1319-1, DIN 1319-3, DIN 6800-1, DIN 6800-2, DIN 6803-1, DIN 6814-1, DIN 6814-2, DIN 6814-3, DIN 6814-8 und DIN 6818-1 angewendet werden.
- Abschnitt 3: Diese Zusammenstellung umfasst spezielle Begriffe der Thermolumineszenzdosimetrie sowie einige allgemeine Begriffe in der durch spitze Klammern gekennzeichneten, speziell an die klinische Thermolumineszenzdosimetrie angepassten Form.
- Begriff 3.1, Energiedosis, Anmerkung 1 zum Begriff: In diesem Dokument ist die Wasser-Energiedosis die Messgröße (siehe 3.20).
- Begriff 3.21, Messwert eines TLD-Systems: Bei Verwendung einer mit mehreren Detektoren ausgestatteten TL-Sonde wird der Messwert durch Multiplikation des Produktes der Korrekturfaktoren mit dem Mittelwert der hinsichtlich der Nullanzeige korrigierten und mit den individuellen Kalibrierfaktoren multiplizierten Anzeigewerte der einzelnen Detektoren gewonnen (siehe 4.4.1).
- Begriff 3.31, Nenngebrauchsbereich, National auch siehe DIN 6800-1.
- Begriff 3.32, Bezugsbedingungen: Betreffend die Abweichung mehrerer Einflussgrößen oder der Messgröße von ihren Referenzwerten wird hier, in Ergänzung zu ISO 28057, auf den Abschnitt 4.4.5.1 hingewiesen.
- 4.4.5.4, 4. Absatz, *Die Fadingrate wird nach der Gleichung (7) ermittelt*: Wenn die TL-Detektoren so schnell wie möglich nach den Bestrahlungen ausgewertet werden, wird der Einfluss des Fadings möglichst gering gehalten.

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 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);
- 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.

Frühere Ausgaben

DIN 6800-5: 1980-06, 2005-04
DIN EN ISO 28057: 2020-06

Nationaler Anhang NA (informativ)

Literaturhinweise

DIN 1319-1, *Grundlagen der Meßtechnik — Teil 1: Grundbegriffe*

DIN 1319-3, *Grundlagen der Meßtechnik — Teil 3: Auswertung von Messungen einer einzelnen Meßgröße, Meßunsicherheit*

DIN 6800-1, *Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung — Teil 1: Allgemeines*

DIN 6800-2, *Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung — Teil 2: Dosimetrie hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung mit Ionisationskammern*

DIN 6803-1, *Dosimetrie für die Photonen-Brachytherapie — Teil 1: Begriffe*

DIN 6814-1, *Begriffe in der radiologischen Technik — Teil 1: Anwendungsgebiete*

DIN 6814-2, *Begriffe in der radiologischen Technik — Teil 2: Strahlungsphysik*

DIN 6814-3, *Begriffe in der radiologischen Technik — Teil 3: Dosimetrie*

DIN 6814-8, *Begriffe in der radiologischen Technik — Teil 8: Strahlentherapie*

DIN 6818-1, *Strahlenschutzdosimeter — Teil 1: Allgemeine Regeln*

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*

Deutsche Fassung

Klinische Dosimetrie —
Dosimetrie mit Festkörper-Thermolumineszenzdetektoren
für Photonen- und Elektronenstrahlung in der
Strahlentherapie (ISO 28057:2019)

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

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

Diese Europäische Norm wurde vom CEN am 18. Januar 2021 angenommen.

Die CEN-Mitglieder sind gehalten, die CEN/CENELEC-Geschäftsordnung zu erfüllen, in der die Bedingungen festgelegt sind, unter denen dieser Europäischen Norm ohne jede Änderung der Status einer nationalen Norm zu geben ist. Auf dem letzten Stand befindliche Listen dieser nationalen Normen mit ihren bibliographischen Angaben sind beim CEN-CENELEC-Management-Zentrum oder bei jedem CEN-Mitglied auf Anfrage erhältlich.

Diese Europäische Norm besteht in drei offiziellen Fassungen (Deutsch, Englisch, Französisch). Eine Fassung in einer anderen Sprache, die von einem CEN-Mitglied in eigener Verantwortung durch Übersetzung in seine Landessprache gemacht und dem Management-Zentrum mitgeteilt worden ist, hat den gleichen Status wie die offiziellen Fassungen.

CEN-Mitglieder sind die nationalen Normungsinstitute von Belgien, Bulgarien, Dänemark, Deutschland, Estland, Finnland, Frankreich, Griechenland, Irland, Island, Italien, Kroatien, Lettland, Litauen, Luxemburg, Malta, den Niederlanden, Norwegen, Österreich, Polen, Portugal, der Republik Nordmazedonien, Rumänien, Schweden, der Schweiz, Serbien, der Slowakei, Slowenien, Spanien, der Tschechischen Republik, der Türkei, Ungarn, dem Vereinigten Königreich und Zypern.



EUROPÄISCHES KOMITEE FÜR NORMUNG
EUROPEAN COMMITTEE FOR STANDARDIZATION
COMITÉ EUROPÉEN DE NORMALISATION

CEN-CENELEC Management-Zentrum: Rue de la Science 23, B-1040 Brüssel

Inhalt

	Seite
Europäisches Vorwort	4
Vorwort	5
Einleitung	6
1 Anwendungsbereich	8
2 Normative Verweisungen	8
3 Begriffe	9
4 Regeln für das TLD-Messverfahren	18
4.1 Messprinzip	18
4.2 Messgröße	18
4.3 Messzyklus	18
4.3.1 Allgemeine Anforderungen	18
4.3.2 Abfolge der Messzyklen	18
4.3.3 Gemeinsames Durchlaufen der Messzyklen	18
4.3.4 Handhabung von TL-Detektoren	18
4.3.5 Regenerierung	19
4.3.6 Bestrahlung	19
4.3.7 Stabilisierung	19
4.3.8 Auswertung	20
4.4 Messung der Wasser-Energiedosis	20
4.4.1 Grundgleichung zur Ermittlung der Wasser-Energiedosis	20
4.4.2 Ermittlung der Nullanzeige M_0	21
4.4.3 Ermittlung der Anzeigen M_i	21
4.4.4 Ermittlung der individuellen Kalibrierfaktoren N_i	22
4.4.5 Ermittlung der Korrekturfaktoren k_v	24
4.5 Messunsicherheit der Energiedosis	32
4.6 Wiederverwendbarkeit	33
4.7 Konstanzprüfungen	33
4.8 Personal	33
5 Anforderungen an das TLD-System	33
5.1 Allgemeines	33
5.1.1 Gliederung der Anforderungen	33
5.1.2 Anforderungen an Leistungsmerkmale	33
5.2 Vollständigkeit des TLD-Systems	33
5.2.1 Technische Komponenten	33
5.2.2 Hardware- und Softwarekomponenten	34
5.2.3 Gebrauchsanweisung	34
5.2.4 Zugriff auf eine Kalibrier-Bestrahlungseinrichtung	36
5.3 Anforderungen an TL-Detektoren	36
5.3.1 Kenngrößen für TL-Materialien	36
5.3.2 Konfektionierung von TL-Materialien	36
5.3.3 Wiederverwendbarkeit von TL-Detektoren	37
5.3.4 Exemplarstreuung	37
5.4 Anforderungen an TL-Anzeigegeräte	38
5.4.1 Allgemeines	38
5.4.2 Mechanische Geräteaufstellung	38

5.4.3	Anlaufzeit	38
5.4.4	Anzeige und Anzeigebereiche	38
5.4.5	Nullanzeige	38
5.4.6	Überlaufanzeige und Nachwirkungen beim Auswerten hoher Dosen	38
5.4.7	Testlichtquelle	39
5.4.8	Änderungen des Ansprechvermögens	39
5.4.9	Mechanischer Aufbau	39
5.4.10	Lichtdichtheit	39
5.4.11	Klimatische Einflüsse	39
5.4.12	Elektrische Anforderungen	39
5.4.13	Betriebssicherheit und Erkennung von Funktionsfehlern	40
5.4.14	Datenausgabe und Datensicherung	42
5.5	Anforderungen an Zusatzgeräte (Regeneriereinrichtung)	42
5.5.1	Regenerierung	42
5.5.2	Konstruktion	42
5.5.3	Elektrische Anforderungen	43
5.5.4	Betriebssicherheit	43
5.5.5	Erkennung von Funktionsfehlern	43
5.5.6	Anzeige des Betriebszustandes	43
5.6	Anforderungen an das gesamte TLD-System	43
5.6.1	Messbereiche	43
5.6.2	Mindest-Nenngebrauchsbereiche	44
5.6.3	Prüfwertebereiche	45
5.7	Anforderungen an die Kalibrier-Bestrahlungseinrichtung	46
5.8	Anforderungen an die Begleitpapiere	46
5.9	Abnahmeprüfungen	46
5.9.1	Allgemeine Anforderungen	46
5.9.2	Anzahl der zu verwendenden TL-Detektoren	46
5.9.3	Art der verwendeten TL-Detektoren für die Abnahmeprüfung	46
	Literaturhinweise	47

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 EN ISO 28057:2021 durch das Technische Komitee CEN/TC 430 „Kernenergie, Kerntechnik und Strahlenschutz“ übernommen, dessen Sekretariat von AFNOR gehalten wird.

Diese Europäische Norm muss den Status einer nationalen Norm erhalten, entweder durch Veröffentlichung eines identischen Textes oder durch Anerkennung bis August 2021, und etwaige entgegenstehende nationale Normen müssen bis August 2021 zurückgezogen werden.

Es wird auf die Möglichkeit hingewiesen, dass einige Elemente dieses Dokuments Patentrechte berühren können. CEN ist nicht dafür verantwortlich, einige oder alle diesbezüglichen Patentrechte zu identifizieren.

Dieses Dokument ersetzt EN ISO 28057:2018.

Entsprechend der CEN-CENELEC-Geschäftsordnung sind die nationalen Normungsinstitute der folgenden Länder gehalten, diese Europäische Norm zu übernehmen: Belgien, Bulgarien, Dänemark, Deutschland, die Republik Nordmazedonien, Estland, Finnland, Frankreich, Griechenland, Irland, Island, Italien, Kroatien, Lettland, Litauen, Luxemburg, Malta, Niederlande, Norwegen, Österreich, Polen, Portugal, Rumänien, Schweden, Schweiz, Serbien, Slowakei, Slowenien, Spanien, Tschechische Republik, Türkei, Ungarn, Vereinigtes Königreich und Zypern.

Anerkennungsnotiz

Der Text von ISO 28057:2019 wurde von CEN als EN ISO 28057:2021 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:

- 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 kann ein Korrekturfaktor abgeleitet werden.

Das vorliegende Dokument zielt im Wesentlichen darauf ab, Verfahrensregeln und Korrekturen festzulegen. Sie erlauben es,

- a) eine Wiederholbarkeit des Anzeigewertes in Höhe eines Bruchteils eines Prozents [17] und daher
- 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 können 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 angewendet werden. 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].

Dieses Dokument soll nationale oder internationale Normen der klinischen Dosimetrie für die externe Strahlentherapie, 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 TL-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 , sind allgemeineren Regeln für die Methoden der klinischen Dosimetrie oder für Dosisvergleiche nicht vorwegzunehmen. Vielmehr eröffnet das vorliegende Dokument den Zugang zu einer zuverlässigen Anwendung von TLD-Methoden auf der Grundlage publizierter Ergebnisse 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], [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 (en: rods), Scheibchen (en: chips) und Mikrowürfel (en: microcubes), 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 in der klinischen Dosimetrie am Patienten oder im Phantom unentbehrliche Zuverlässigkeit und Genauigkeit sicherzustellen. 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. Diese Anwendungen stellen 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

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 Energiedosis müssen durch eine Spezifikation des Materials ergänzt werden, für das die Energiedosis angegeben wird, z. B. Luft-Energiedosis D_a oder Wasser-Energiedosis D_w . In diesem Dokument bedeutet der Begriff Energiedosis, gelegentlich kurz als Dosis bezeichnet, 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 durch die Mittelung der Einzelwerte innerhalb einer Gruppe von Detektoren 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

Kalibrieren

<klinische TL-Dosimetrie> Feststellen des Zusammenhanges zwischen der *Anzeige* (3.16) eines *TL-Detektors* (3.45) und dem konventionell 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: Als konventionell 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 konventionell 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 *Nullanzeige* (3.2)

Anmerkung 1 zum Begriff: Der Kalibrierfaktor 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 der eine kleine Gruppe von *TL-Detektoren* (3.45) in einer Ebene platziert werden kann

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: Angepasst an den Anwendungszweck, z. B. für intrakavitäre Messungen oder Messungen am Patienten, sind andere Formen der Umhüllung möglich. Für die Konstruktion der Umhüllung werden Materialien 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 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 Korrektionsfaktor 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 (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) oder 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) 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* 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, Stabilisierung usw.) oder als einstellbare Größen bei der Messung in Erscheinung treten [z. B. die *Strahlungsqualität* (3.30) oder die Strahleneinfallrichtung bei der Messung der Dosis].

Anmerkung 2 zum Begriff: Die Korrektur der Wirkung einer Einflussgröße kann die Anwendung eines *Korrekturfaktors* (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 *Korrekturfaktor* (3.8) bzw. *Korrektursummanden* (3.9) berücksichtigt, so spricht man auch von einem *Korrekturfaktor* (3.8) gleich eins bzw. einem *Korrektursummanden* (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 mittlere Energie, dividiert durch die Länge dieses Bahnstückes

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 Größe 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 *Korrekturfaktoren* (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 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

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 Patienten oder Wasserphantom, 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 ist vom *Bezugspunkt einer TL-Sonde* (3.34) im Koordinatensystem der TL-Sonde zu unterscheiden. Der *Bezugspunkt der Sonde* wird in der Regel am Messort im oder am Phantom oder Patienten positioniert.

3.27

Stabilisierung

<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

<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 des strahleninduzierten TL-Signals 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 von der Strahlungsart und der Strahlungsqualität der Vorbestrahlungen abhängen.