

DIN 6800-5**DIN**

ICS 11.040.50; 17.240

Ersatz für
DIN 6800-5:1980-06**Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und
Elektronenstrahlung –
Teil 5: Thermolumineszenzdosimetrie**Procedures of dosimetry with probe-type detectors for photon and electron radiation –
Part 5: Thermoluminescence dosimetryProcédures de dosimétrie par sonde de détection pour le rayonnement électronique et
photonique –
Partie 5: Dosimétrie thermoluminescente

Gesamtumfang 45 Seiten

Normenausschuss Radiologie (NAR) im DIN

Inhalt

	Seite
Vorwort	4
1 Anwendungsbereich	5
2 Normative Verweisungen	5
3 Begriffe und Abkürzungen	7
3.1 Begriffe	7
3.2 Abkürzungen	14
4 Regeln für das TLD-Messverfahren	14
4.1 Messprinzip	14
4.2 MESSGRÖSSE	14
4.3 MESSZYKLUS	14
4.3.1 Allgemeines	14
4.3.2 Abfolge der MESSZYKLEN	14
4.3.3 Gemeinsames Durchlaufen der MESSZYKLEN	14
4.3.4 Handhabung von TL-DETEKTOREN	15
4.3.5 REGENERIERUNG	15
4.3.6 BESTRAHLUNG	16
4.3.7 STABILISIERUNG	16
4.3.8 Auswertung	16
4.4 Messung der WASSER-ENERGIEDOSIS	16
4.4.1 Grundgleichung zur Ermittlung der WASSER-ENERGIEDOSIS	16
4.4.2 Ermittlung der NULLANZEIGE M_0	17
4.4.3 Ermittlung der ANZEIGEN M_i	17
4.4.4 Ermittlung der individuellen KALIBRIERFAKTOREN N_i	17
4.4.5 Ermittlung der KORREKTIONSFAKTOREN k_v	19
4.5 MESSUNSICHERHEIT der Energiedosis	25
4.6 WIEDERVERWENDBARKEIT	25
4.7 KONSTANZPRÜFUNGEN	25
4.8 Personal	25
5 Anforderungen an das TLD-SYSTEM	25
5.1 Allgemeines	25
5.1.1 Gliederung der Anforderungen	25
5.1.2 Anforderungen an Leistungsmerkmale	26
5.2 Vollständigkeit des TLD-SYSTEMS	26
5.2.1 Technische Komponenten	26
5.2.2 Hardware- und Softwarekomponenten	26
5.2.3 Gebrauchsanweisung	26
5.2.4 Zugriff auf eine Kalibrier-Bestrahlungseinrichtung	28
5.3 Anforderungen an TL-DETEKTOREN	28
5.3.1 Kenngrößen für TL-MATERIALIEN	28
5.3.2 Konfektionierungen	29
5.3.3 WIEDERVERWENDBARKEIT von TL-DETEKTOREN	29
5.3.4 EXEMPLARSTREUUNG	30
5.4 Anforderungen an TL-ANZEIGEGERÄTE	30
5.4.1 Allgemeines	30
5.4.2 Betriebslage	30
5.4.3 ANLAUFZEIT	30
5.4.4 ANZEIGE und Anzeigebereiche	31
5.4.5 NULLANZEIGE	31
5.4.6 Überlaufanzeige und Nachwirkungen beim Auswerten hoher DOSEN	31
5.4.7 TESTLICHTQUELLE	31
5.4.8 Änderungen des ANSPRECHVERMÖGENS	31
5.4.9 Mechanischer Aufbau	31
5.4.10 Lichtdichtheit	31

5.4.11	Klimatische Einflüsse.....	31
5.4.12	Elektrische Anforderungen.....	32
5.4.13	Betriebssicherheit und Erkennung von Funktionsfehlern	34
5.4.14	Datenausgabe und DATENSICHERUNG	35
5.5	Anforderungen an Zusatzgeräte (Regeneriereinrichtung)	35
5.5.1	Allgemeines	35
5.5.2	Funktionsfehler-Erkennung	35
5.5.3	Anzeige des Betriebszustandes	36
5.6	Anforderungen an das gesamte TLD-SYSTEM	36
5.6.1	Messbereiche	36
5.6.2	Mindest-Nenngebrauchsbereiche	36
5.6.3	Prüfwertebereiche.....	37
5.7	Anforderungen an die Kalibrier-Bestrahlungseinrichtung	38
5.8	Anforderungen an die BEGLEITPAPIERE	38
5.9	ABNAHMEPRÜFUNGEN	39
5.9.1	Allgemeines	39
5.9.2	Anzahl der zu verwendenden TL-DETEKTOREN	39
5.9.3	Art der verwendeten TL-DETEKTOREN für die ABNAHMEPRÜFUNG	39

Tabellen

Tabelle 1	— BEZUGSBEDINGUNGEN und Prüfwertebereiche für KALIBRIERUNGEN	18
Tabelle 2	— FELDGRÖSSEN und Tiefen für Anschlussmessungen bei anderen STRAHLUNGSQUALITÄTEN	19
Tabelle 3	— EINFLUSSGRÖSSEN und zugehörige KORREKTIONSFAKTOREN (Übersicht).....	19
Tabelle 4	— Experimentell bestimmte k_Q -Werte für hochenergetische PHOTONENSTRAHLUNG; gültig für mit ^{60}Co -Gammastrahlung in 5 cm Wassertiefe kalibrierte TL-SONDEN aus LiF	22
Tabelle 5	— Experimentell bestimmte k_E -Werte für hochenergetische ELEKTRONENSTRAHLUNG; gültig für mit ^{60}Co -Gammastrahlung in 5 cm Wassertiefe kalibrierte TL-SONDEN aus LiF	23
Tabelle 6	— Monte-Carlo-Werte von k_Q für Röntgenstrahlung; gültig für mit ^{60}Co -Gammastrahlung in 5 cm Wassertiefe kalibrierte TL-SONDEN aus LiF	23
Tabelle 7	— Experimentell bestimmte k_Q -Werte für hochenergetische Gammastrahlung; gültig für mit ^{60}Co -Gammastrahlung in 5 cm Wassertiefe kalibrierte TL-SONDEN aus LiF	24
Tabelle 8	— Experimentell bestimmte k_Q -Werte für niederenergetische Gammastrahlung; gültig für mit ^{60}Co -Gammastrahlung in 5 cm Wassertiefe kalibrierte TL-SONDEN aus LiF	25
Tabelle 9	— Kenngrößen für häufig verwendete TL-MATERIALIEN	29
Tabelle 10	— Leistungsmerkmale von TLD-SYSTEMEN bei Störungen durch elektromagnetische Felder und leitungsgeführte Störungen.....	33
Tabelle 11	— Messbereiche von TLD-SYSTEMEN für die Strahlentherapie	36
Tabelle 12	— Bezugswerte und Mindest-Nenngebrauchsbereiche für EINFLUSSGRÖSSEN, deren Variation durch die Anwendung des TLD-SYSTEMS bedingt ist	37
Tabelle 13	— Bezugswerte, Prüfwertebereiche und Mindest-Nenngebrauchsbereiche für EINFLUSSGRÖSSEN, deren Variation unabhängig von der Anwendung des TLD-SYSTEMS von außen aufgeprägt ist.....	38

Vorwort

Diese Norm wurde vom Arbeitsausschuss 1 „Dosimetrie“ des Normenausschusses Radiologie (NAR) im DIN Deutsches Institut für Normung e. V. in Arbeitsgemeinschaft mit der Deutschen Röntgengesellschaft, in Zusammenarbeit mit der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik und der Deutschen Gesellschaft für Radioonkologie erarbeitet.

In Übereinstimmung mit dem Verfahren in Publikationen der Internationalen Elektrotechnischen Kommission (IEC) wurden Benennungen von definierten Begriffen in KAPITÄLCHEN gedruckt.

Allgemeine Regeln für die Sondenmethode in der Dosimetrie enthält DIN 6800-1. Regeln für die Dosimetrie nach der Sondenmethode unter Verwendung anderer Messprinzipien sind in DIN 6800-2 und DIN 6800-4 festgelegt. Für die Kennzeichnung der STRAHLUNGSQUALITÄT und die Festlegung von BEZUGSTIEFEN bei PHOTONEN- und ELEKTRONENSTRAHLUNG gilt DIN 6809-6. Regeln für die klinische Dosimetrie mit PHOTONEN- und ELEKTRONENSTRAHLUNG sind in DIN 6809-6 festgelegt. Regeln zur Thermolumineszenzdosimetrie im Strahlenschutz sind in DIN 6818-6 enthalten. Begriffe zur Strahlentherapie sind in DIN 6814-8 festgelegt.

DIN 6800, *Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung*, besteht aus:

- *Teil 1: Allgemeines zur Dosimetrie von Photonen- und Elektronenstrahlung nach der Sondenmethode*
- *Teil 2: Ionisationsdosimetrie*
- *Teil 4: Filmdosimetrie*
- *Teil 5: Thermolumineszenzdosimetrie*

Änderungen

Gegenüber DIN 6800-5:1980-06 wurden folgende Änderungen vorgenommen:

- a) die vorliegende Norm wurde hinsichtlich der Begriffsdefinitionen, der Regeln für das TL-Messverfahren und der Anforderungen an das TLD-System konzeptionell und inhaltlich neu bearbeitet.

Frühere Ausgaben

DIN 6800-5: 1980-06

1 Anwendungsbereich

In dieser Norm sind Regeln für die Anwendung der Thermolumineszenzdosimetrie zu Dosismessungen nach der Sondenmethode (siehe DIN 6800-1) festgelegt. Diese Regeln dienen dem Ziel, die in der klinischen Dosimetrie am oder im PHANTOM sowie am oder im PATIENTEN erforderliche Genauigkeit und Zuverlässigkeit sicherzustellen. Sie gelten für die Dosimetrie in der PERKUTANEN STRAHLENTHERAPIE mit PHOTONEN- und ELEKTRONENSTRAHLUNG und in der BRACHYTHERAPIE mit Photonenstrahlern sowie für die messtechnischen Kontrollen nach der Medizinprodukte-Betreiberverordnung, wenn sie durch den Versand von TL-SONDEN durchgeführt werden.

Die Festlegungen dieser Norm umfassen spezielle Begriffe der Thermolumineszenzdosimetrie, Regeln für das MESSVERFAHREN und Anforderungen an das MESSSYSTEM. Die festgelegten Anforderungen und Prüfverfahren können in ihrer Gesamtheit oder in Teilen als Basis für KONSTANZ- und ABNAHMEPRÜFUNGEN verwendet werden. Das Thermolumineszenzdosimetrieverfahren im Sinne dieser Norm eignet sich für PHOTONENSTRAHLUNG im Energiebereich von 20 keV bis 50 MeV und für ELEKTRONENSTRAHLUNG im Bereich von 4 MeV bis 25 MeV.

2 Normative Verweisungen

Die folgenden zitierten Dokumente sind für die Anwendung dieses Dokuments erforderlich. Bei datierten Verweisungen gilt nur die in Bezug genommene Ausgabe. Bei undatierten Verweisungen gilt die letzte Ausgabe des in Bezug genommenen Dokuments (einschließlich aller Änderungen).

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 in der radiologischen Technik — Allgemeines zur Dosimetrie von Photonen- und Elektronenstrahlung nach der Sondenmethode*

DIN 6800-2, *Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung — Teil 2: Ionisationsdosimetrie*

DIN 6809-6, *Anwendung hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung in der perkutanen Strahlentherapie.*

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

DIN 6814-3, *Begriffe in der radiologischen Technik — Teil 3: Dosisgrößen und Dosiseinheiten*

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

DIN 6817, *Dosimeter mit Ionisationskammern für Photonen- und Elektronenstrahlung zur Verwendung in der Strahlentherapie — Regeln für die Herstellung*

DIN 6818-1, *Strahlenschutzdosimeter — Allgemeine Regeln*

DIN 6818-6:1988-12, *Strahlenschutzdosimeter — Thermolumineszenzdosimetrie-Systeme*

DIN EN 60580:2001-12 *Medizinische elektrische Geräte — Dosisflächenprodukt-Messgeräte*

DIN EN 61000-4-2 (VDE 0847 Teil 4-2):2001-12, *Elektromagnetische Verträglichkeit (EMV) — Teil 4-2: Prüf- und Messverfahren; Prüfung der Störfestigkeit gegen die Entladung statischer Elektrizität (IEC 61000-4-2:1995 + A1:1998 + A2:2000); Deutsche Fassung EN 61000-4-2:1995 + A1:1998 + A2:2001*

DIN EN 61000-4-3 (VDE 0847 Teil 4-3):2003-03, *Elektromagnetische Verträglichkeit (EMV) — Teil 4-3: Prüf- und Messverfahren; Prüfung der Störfestigkeit gegen hochfrequente elektromagnetische Felder* (IEC 61000-4-3:2002); Deutsche Fassung EN 61000-4-3:2002

DIN EN 61000-4-4 (VDE 0847 Teil 4-4):2002-07, *Elektromagnetische Verträglichkeit (EMV) — Teil 4-4: Prüf- und Messverfahren; Prüfung der Störfestigkeit gegen schnelle transiente elektrische Störgrößen/Burst* (IEC 61000-4-4:1995 + A1:2000 + A2:2001); Deutsche Fassung EN 61000-4-4:1995 + A1:2001 + A2:12001

DIN EN 61000-4-5 (VDE 0847 Teil 4-5):2001-12, *Elektromagnetische Verträglichkeit (EMV) — Teil 4-5: Prüf- und Messverfahren; Prüfung der Störfestigkeit gegen Stoßspannungen* (IEC 61000-4-5:1995 + A1:2000); Deutsche Fassung EN 61000-4-5:1995 + A1:2001

DIN EN 61000-4-6 (VDE 0847 Teil 4-6):2001-12, *Elektromagnetische Verträglichkeit (EMV) — Teil 4-6: Prüf- und Messverfahren; Störfestigkeit gegen leitungsgeführte Störgrößen, induziert durch hochfrequente Felder* (IEC 61000-4-6:1996 + A1:2000); Deutsche Fassung EN 61000-4-6:1996 + A1:2001

DIN EN 61000-4-8 (VDE 0847 Teil 4-8):2001-12, *Elektromagnetische Verträglichkeit (EMV) — Teil 4-8: Prüf- und Messverfahren; Prüfung der Störfestigkeit gegen Magnetfelder mit energietechnischen Frequenzen* (IEC 61000-4-8:1993 + A1:2000); Deutsche Fassung EN 61000-4-8:1993 + A1:2001

DIN EN 61000-4-11 (VDE 0847 Teil 4-11):2001-12, *Elektromagnetische Verträglichkeit (EMV) — Teil 4-11: Prüf- und Messverfahren; Prüfung der Störfestigkeit gegen Spannungseinbrüche, Kurzzeitunterbrechungen und Spannungsschwankungen* (IEC 61000-4-11:1994 + A1:2000); Deutsche Fassung EN 61000-4-11:1994 + A1:2001

DIN EN 61000-6-2 (VDE 0847 Teil 6-2):2002-08, *Elektromagnetische Verträglichkeit (EMV) — Teil 6-2: Fachgrundnormen; Störfestigkeit für Industriebereich* (IEC 61000-6-2:1999, modifiziert); Deutsche Fassung EN 61000-6-2:2001

DIN EN 61010-1 (VDE 0411 Teil 1):2002-08, *Sicherheitsbestimmungen für elektrische Mess-, Steuer-, Regel- und Laborgeräte — Teil 1: Allgemeine Anforderungen* (IEC 61010-1:2001); Deutsche Fassung EN 61010-1:2001

DIN EN 60601-1 (VDE 0750 Teil 1):1996-03, *Medizinische elektrische Geräte — Teil 1: Allgemeine Festlegungen für die Sicherheit* (IEC 60601-1:1988 + A1:1991 + A2:1995); Deutsche Fassung EN 60601-1:1990 + A1:1993 + A2:1995

DIN EN 61187:1995-06, *Elektrische und elektronische Messgeräte — Mitzuliefernde Unterlagen* (IEC 61187:1993, modifiziert); Deutsche Fassung EN 61187:1994

Leitfaden zu Messtechnischen Kontrollen von Medizinprodukten mit Messfunktion (2. Ausgabe) Teil 2: Therapiedosimeter. Hrsg. S. Mieke und T. Schade, Physikalisch-Technische Bundesanstalt (2001)

IVM: International Vocabulary of Basic and General Terms in Metrology, Second edition 1993, International Organization for Standardization (Geneva, Switzerland), dtsh.: Internationales Wörterbuch der Metrologie, 2. Auflage 1994, Deutsches Institut für Normung, Beuth Verlag (1993)

3 Begriffe und Abkürzungen

3.1 Begriffe

Für die Anwendung dieser Norm gelten neben den Begriffen nach DIN 1319-1, DIN 1319-3, DIN 6800-1, DIN 6800-2, DIN 6814-1, DIN 6814-2, DIN 6814-3, DIN 6814-8, DIN 6818-1 und DIN 6818-6 die in Abschnitt 3 zusammengestellten Begriffe. Diese Zusammenstellung umfasst spezielle Begriffe der Thermolumineszenzdosimetrie sowie einige allgemeine Begriffe in der durch spitze Klammern gekennzeichneten, speziell an die Thermolumineszenzdosimetrie angepassten Form. In den beigefügten Anmerkungen werden weitere Hinweise gegeben, auch auf Regeln und Anforderungen dieser Norm, die für das Verständnis wichtig sind.

3.1.1

Ansprechvermögen

$R_{D,i}$

<klinische TL-Dosimetrie> Differenz der ANZEIGE M_i für einen individuellen TL-DETEKTOR i und der NULL-ANZEIGE M_0 , dividiert durch den richtigen Wert der MESSGRÖSSE D

$$R_{D,i} = \frac{M_i - M_0}{D} \quad (1)$$

ANMERKUNG Das ANSPRECHVERMÖGEN eines TL-DETEKTORS hängt u. a. von der DOSIS, der STRAHLUNGSQUALITÄT und der Einfallrichtung der Strahlung sowie vom Detektormaterial und von der Detektorgröße, von der Art der Umhüllung und vom verwendeten TL-ANZEIGEGERÄT ab.

3.1.2

Anzeige

M

<klinische TL-Dosimetrie> durch ein TL-Messgerät numerisch dargestellter Wert einer Größe (IVM)

ANMERKUNG Die ANZEIGE M für einen TL-DETEKTOR wird mit Hilfe des TL-ANZEIGEGERÄTES aus der GLOWKURVE bestimmt (siehe 4.3.8.3). Aus der ANZEIGE wird durch Anwendung des KALIBRIERFAKTORS, von KORREKTIONSFAKTOREN und von KORREKTIONSSUMMANDEN der MESSWERT der DOSIS ermittelt (siehe 4.4).

3.1.3

a-Wert

Korrektionsintervall-Halbbreite

<klinische TL-Dosimetrie> halbe Breite a des kleinsten Intervalls von $1 - a$ bis $1 + a$, in dem alle bei der Variation einer EINFLUSSGRÖSSE oder der MESSGRÖSSE zu erwartenden Werte des zugehörigen KORREKTIONSFAKTORS liegen

ANMERKUNG 1 Der a -WERT wird benötigt, um Anforderungen an Leistungsmerkmale (Auswirkungen der Änderung von EINFLUSSGRÖSSEN auf das ANSPRECHVERMÖGEN und der Abweichung der MESSGRÖSSE von ihrem BEZUGSWERT BEI PRÜFUNGEN) zu quantifizieren.

ANMERKUNG 2 Bei der Ermittlung der MESSUNSICHERHEIT ist der a -WERT für nicht angewandte KORREKTIONSFAKTOREN (KORREKTIONSFAKTOREN, die gleich eins gesetzt werden) von Bedeutung. Er kennzeichnet dann den dadurch hervorgerufenen Beitrag zur MESSUNSICHERHEIT.

ANMERKUNG 3 Bei EINFLUSSGRÖSSEN, bei denen ein KORREKTIONSFAKTOR angewandt wird (z. B. ENERGIEABHÄNGIGKEIT des ANSPRECHVERMÖGENS), kennzeichnet der a -WERT die nach Korrektion noch verbleibende Abweichung vom richtigen Wert.

ANMERKUNG 4 Für den KORREKTIONSFAKTOR k_i bzgl. einer EINFLUSSGRÖSSE i ergibt sich die KORREKTIONSINTERVALLHALBBREITE a_i ; für den KORREKTIONSFAKTOR bzgl. der NICHTLINEARITÄT k_n ergibt sich die KORREKTIONSINTERVALLHALBBREITE a_n .

ANMERKUNG 5 Für ein DOSIMETER mit konstantem ANSPRECHVERMÖGEN ist a_n gleich null.

3.1.4

Bezugswert bei Kalibrierungen

Wert einer EINFLUSSGRÖSSE oder der MESSGRÖSSE, auf den sich der KALIBRIERFAKTOR bezieht und für den er ohne weitere Korrekturen gilt

ANMERKUNG Bedingt durch die NICHTLINEARITÄT wird auch für die MESSGRÖSSE ein Bezugswert festgelegt.

3.1.5

Bezugswert bei Prüfungen

Ausgangswert für die Variation einer EINFLUSSGRÖSSE bei der Prüfung ihrer Wirkung auf das ANSPRECHVERMÖGEN

3.1.6

Bezugsbedingungen

<klinische TL-Dosimetrie> Gesamtheit der Bezugswerte aller EINFLUSSGRÖSSEN sowie der MESSGRÖSSE

ANMERKUNG Siehe auch DIN EN 60580:2001-12.

3.1.7

Bezugspunkt einer TL-Sonde

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

ANMERKUNG Die Lage des Bezugspunktes in oder an der TL-SONDE wird vom Hersteller der SONDE angegeben. Bei klinischen Dosismessungen wird der BEZUGSPUNKT EINER TL-SONDE an den MESSORT am oder im PHANTOM bzw. am oder im PATIENTENKÖRPER gebracht. Bei der Kalibrierung wird der BEZUGSPUNKT EINER TL-SONDE an den Ort gebracht, für den die WASSER-ENERGIEDOSIS unter BEZUGSBEDINGUNGEN bekannt ist (siehe 4.4.1).

3.1.8

Charge

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

3.1.9

Einflussgröße

<klinische TL-Dosimetrie> Größe, die nicht MESSGRÖSSE ist, jedoch das MESSERGEBNIS beeinflusst (IVM)

ANMERKUNG 1 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 oder die Strahleneinfallsrichtung bei der Messung der DOSIS).

ANMERKUNG 2 Die Korrektur der Wirkung einer EINFLUSSGRÖSSE kann die Anwendung eines KORREKTIONSFAKTORS auf die ANZEIGE erfordern (multiplikative EINFLUSSGRÖSSE, z. B. FADING) oder die Anwendung eines KORREKTIONSSUMMANDEN notwendig machen (additive EINFLUSSGRÖSSE, z. B. NULLANZEIGE).

ANMERKUNG 3 Werden EINFLUSSGRÖSSEN nicht durch einen KORREKTIONSFAKTOR bzw. KORREKTIONSSUMMANDEN berücksichtigt, so spricht man auch von einem KORREKTIONSFAKTOR gleich eins bzw. einem KORREKTIONSSUMMANDEN gleich null.

ANMERKUNG 4 Siehe auch DIN 6818-1 und DIN 1319-1.

3.1.10

Energieabhängigkeit

Abhängigkeit des ANSPRECHVERMÖGENS eines TL-DETEKTORS von der STRAHLUNGSQUALITÄT

3.1.11**Exemplarstreuung des Ansprechvermögens**

Exemplarstreuung

Abweichung des ANSPRECHVERMÖGENS einzelner TL-DETEKTOREN vom mittleren ANSPRECHVERMÖGEN einer CHARGE bei gleichen Bestrahlungs- und Auswertebedingungen

3.1.12**Fading** F

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

ANMERKUNG Das FADING wird als Prozentsatz angegeben.

3.1.13**Fadingrate** $\dot{F}$

FADING pro Zeitintervall

3.1.14**Glowkurve**

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

3.1.15**Kalibrieren**

<klinische TL-Dosimetrie> Feststellen des Zusammenhanges zwischen der ANZEIGE eines TL-DETEKTORS und dem richtigen Wert der MESSGRÖSSE WASSER-ENERGIEDOSIS unter BEZUGSBEDINGUNGEN

ANMERKUNG Durch das KALIBRIEREN wird der KALIBRIERFAKTOR ermittelt oder überprüft. Als richtiger Wert der Messgröße gilt der mittelbar oder unmittelbar mit einem Normalmessgerät ermittelte MESSWERT. Er muss auf ein Primärnormal rückführbar sein.

3.1.16**Kalibrierfaktor** N_i

<klinische TL-Dosimetrie> unter BEZUGSBEDINGUNGEN gültiges Verhältnis

$$N_i = \frac{D}{M_i - M_0} \quad (2)$$

wobei D der richtige Wert der MESSGRÖSSE und $M_i - M_0$ die Differenz aus der ANZEIGE eines individuellen TL-DETEKTORS i und der über die gesamte CHARGE gemittelten NULLANZEIGE ist

ANMERKUNG Der KALIBRIERFAKTOR ist demnach der Kehrwert des ANSPRECHVERMÖGENS unter BEZUGSBEDINGUNGEN.

3.1.17**Konditionierung einer Charge**

Konditionierung

mehrfache BESTRAHLUNG und REGENERIERUNG einer CHARGE von TL-DETEKTOREN

ANMERKUNG Ob die KONDITIONIERUNG ausreicht, wird durch Prüfung der WIEDERVERWENDBARKEIT nach 5.3.3 festgestellt.

3.1.18**Kontrollvorrichtung**

<klinische TL-Dosimetrie> Gerät zur Überprüfung der Dosimeterkalibrierung

ANMERKUNG Mit der KONTROLLVORRICHTUNG wird reproduzierbar eine bestimmte DOSIS in vorgegebener Zeit erreicht.

3.1.19

Korrektionsfaktor

<klinische TL-Dosimetrie> Faktor zum Ausgleich der von einer EINFLUSSGRÖSSE oder der MESSGRÖSSE verursachten Messabweichung

ANMERKUNG Beispiele für Berichtigungen durch einen KORREKTIONSFAKTOR sind FADING, ENERGIEABHÄNGIGKEIT und NICHTLINEARITÄT (siehe 4.4.5).

3.1.20

Korrektionssummand

Summand, der zum Ausgleich der von einer EINFLUSSGRÖSSE verursachten Messabweichung zu der ANZEIGE addiert wird

ANMERKUNG Die NULLANZEIGE ist ein Beispiel für Berichtigungen durch einen KORREKTIONSSUMMANDEN (siehe 4.4.2).

3.1.21

Messbereich

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

ANMERKUNG Die Messbereichsgrenzen sind durch den kleinsten und den größten MESSWERT gegeben.

3.1.22

Messgröße

<klinische TL-Dosimetrie> durch das MESSSYSTEM zu ermittelnde physikalische Größe

ANMERKUNG In der klinischen TL-Dosimetrie wird die WASSER-ENERGIEDOSIS am MESSORT ermittelt (siehe DIN 6814-3) (siehe 4.2).

3.1.23

Messort

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

ANMERKUNG Siehe auch DIN 6809-6 und DIN 6814-8.

3.1.24

Messunsicherheit

Kennwert, der aus Messungen gewonnen wird und zusammen mit dem MESSERGEBNIS zur Kennzeichnung eines Wertebereiches für den wahren Wert der MESSGRÖSSE dient

ANMERKUNG Die MESSUNSICHERHEIT ist die positive Wurzel aus der Summe der Quadrate der Schätzwerte der Standardabweichung für alle Unsicherheitskomponenten.

3.1.25

Messwert eines TLD-Systems

Messwert

<klinische TL-Dosimetrie> mit einem TLD-SYSTEM bestimmter Wert der MESSGRÖSSE WASSER-ENERGIEDOSIS am MESSORT

ANMERKUNG Der MESSWERT wird aus dem Produkt der KORREKTIONSFAKTOREN und dem Mittelwert der mit individuellen KALIBRIERFAKTOREN multiplizierten, hinsichtlich der NULLANZEIGE korrigierten ANZEIGEN der in der TL-SONDE gleichzeitig untergebrachten TL-DETEKTOREN ermittelt (siehe 4.4.1).

3.1.26**Messzyklus**

Folge von Arbeitsschritten bei der TL-Dosimetrie, bestehend aus der REGENERIERUNG, BESTRAHLUNG, STABILISIERUNG und Auswertung eines TL-DETEKTORS

3.1.27**Nenngebrauchsbereich**

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

ANMERKUNG Siehe auch DIN 6818-1.

3.1.28**Nichtlinearität**

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

ANMERKUNG Als Supralinearität bezeichnet man eine Zunahme, als Sublinearität eine Abnahme des ANSPRECHVERMÖGENS mit ansteigender DOSIS.

3.1.29**Nullanzeige**

M_0

<klinische TL-Dosimetrie> ANZEIGE eines TLD-SYSTEMS bei Auswertung eines unbestrahlten TL-DETEKTORS gemäß GEBRAUCHSANWEISUNG

ANMERKUNG Eine Änderung der NULLANZEIGE kann auf eine Änderung am TL-ANZEIGEGERÄT, eine ungenügende REGENERIERUNG oder eine Verschmutzung des DETEKTORS zurückzuführen sein.

3.1.30**Prüfwert**

Wert einer EINFLUSSGRÖSSE, der bei der Prüfung des Einflusses anderer EINFLUSSGRÖSSEN zugelassen ist

3.1.31**Prüfbedingungen**

<klinische TL-Dosimetrie> Gesamtheit der PRÜFWERTE aller EINFLUSSGRÖSSEN

3.1.32**Referenzdetektor**

<klinische TL-Dosimetrie> TL-DETEKTOR, der zur Bestimmung des KORREKTIONSFAKTORS für die Änderung des ANSPRECHVERMÖGENS im Laufe aufeinander folgender MESSZYKLEN benutzt wird (siehe 4.4.5.3)

3.1.33**Regenerierung**

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

ANMERKUNG Die REGENERIERUNG dient zur möglichst vollständigen Löschung der nach der Auswertung noch verbleibenden Restanzeige und zur Wiederherstellung des ursprünglichen ANSPRECHVERMÖGENS.

3.1.34**Richtungsabhängigkeit**

<klinische TL-Dosimetrie> Abhängigkeit des ANSPRECHVERMÖGENS eines TL-DETEKTORS von der Einfallsrichtung der Strahlung

3.1.35

Stabilisierung

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

ANMERKUNG Die STABILISIERUNG dient zur Verringerung des FADINGS.

3.1.36

Strahlenschaden

<klinische TL-Dosimetrie> bleibende Änderung des ANSPRECHVERMÖGENS eines TL-DETEKTORS infolge Vorbestrahlung oberhalb einer detektorspezifischen DOSIS

ANMERKUNG Die Höhe dieser Dosis kann von der zeitlichen Abfolge der Vorbestrahlung (Fraktionierung, Protahierung) abhängen.

3.1.37

Strahlungsart

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

ANMERKUNG Siehe auch DIN 6814-2.

3.1.38

Strahlungsqualität

Parameter zur Klassifizierung der RELATIVEN SPEKTRALEN TEILCHENFLUSSDICHTEN einer STRAHLUNGSART für einen betrachteten Ort

ANMERKUNG Zur Kennzeichnung der STRAHLUNGSQUALITÄT in der klinischen Dosimetrie werden einfach messbare Kenngrößen, z. B. der Strahlungsqualitätsindex einer PHOTONENSTRAHLUNG oder die praktische Reichweite einer ELEKTRO-NENSTRAHLUNG, verwendet (siehe DIN 6800-2 und DIN 6814-2).

3.1.39

Testlichtquelle

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

3.1.40

Thermolumineszenz

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

3.1.41

Thermolumineszenz-Anzeigergerät

TL-Anzeigergerät

Gerät zur Messung des von TL-DETEKTOREN ausgesandten Thermolumineszenzlichtes

ANMERKUNG Das Gerät enthält die Vorrichtungen zur Aufheizung der DETEKTOREN, zur Erfassung des TL-Lichtes und zur ANZEIGE eines zur emittierten TL-Lichtenergie proportionalen Messsignals.

3.1.42

Thermolumineszenzdetektor

TL-Detektor

Detektor

Menge von TL-MATERIAL bestimmter chemischer Zusammensetzung in homogener, z. B. kristalliner, Form oder eingebettet in eine Matrix aus nicht lumineszierendem Material

ANMERKUNG 1 Die Eigenschaften des TL-DETEKTORS sind durch seine stoffliche Zusammensetzung, seine Masse und Form sowie durch Vorbestrahlung oder spezielle thermische Vorbehandlung bestimmt.

ANMERKUNG 2 Siehe auch DIN 6818-6.

3.1.43

Thermolumineszenzdetektortyp

TL-Detektortyp

Detektortyp

<klinische TL-Dosimetrie> gemeinsame Art aller TL-DETEKTOREN, 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 Siehe auch DIN 6818-6.

3.1.44

Thermolumineszenzdosimetrie-System

TLD-System

System, bestehend aus einer Anzahl TL-DETEKTOREN eines bestimmten Typs, die, ggf. gruppenweise, in TL-SONDEN untergebracht sind, sowie dem zugehörigen TL-ANZEIGEGERÄT, gegebenenfalls ZUSATZGERÄTEN, einer GEBRAUCHSANWEISUNG zur Beschreibung des Auswerteverfahrens und, soweit notwendig, einer Vorschrift zur KALIBRIERUNG des TLD-SYSTEMS

3.1.45

Thermolumineszenzsonde

TL-Sonde

Sonde

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

ANMERKUNG 1 Siehe auch DIN 6818-6.

ANMERKUNG 2 Im Strahlenschutz werden TL-DETEKTOREN einschließlich Umhüllung gelegentlich kurz als TL-Dosimeter bezeichnet.

3.1.46

Vorzugsrichtung

Richtung, bezogen auf den oder die TL-DETEKTOR(EN) bzw. auf die TL-SONDE, die als Bezugswert für die EINFLUSSGRÖSSE Strahleneinfallrichtung gilt

3.1.47

Wiederholbarkeit

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

ANMERKUNG 1 Die WIEDERHOLBARKEIT ist durch die empirische Standardabweichung des Einzelmesswertes gekennzeichnet. Hierbei muss unterschieden werden, ob die Wiederholungsmessungen mit einem einzelnen TL-DETEKTOR oder mit einer Gruppe von DETEKTOREN durchgeführt werden.

ANMERKUNG 2 Im Gegensatz hierzu kennzeichnet die Vergleichbarkeit (en: comparability) den Grad der Übereinstimmung, wenn in verschiedenen Laboratorien und unter Verwendung verschiedener Messgeräte der gleichen Bauart dieselbe Größe gemessen wurde (siehe DIN 55350-13).

3.1.48

Wiederholbedingungen

<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

3.1.49

Wiederverwendbarkeit

Verwendbarkeit von TL-DETEKTOREN in mehreren aufeinander folgenden MESSZYKLEN

ANMERKUNG Die WIEDERVERWENDBARKEIT von TL-DETEKTOREN ist eine wesentliche Voraussetzung für die TL-DOSIMETRIE, da die Ermittlung des KALIBRIERFAKTORS jedes einzelnen TL-DETEKTORS der Dosismessung mit diesem TL-DETEKTOR vorausgeht und somit mindestens zwei MESSZYKLEN durchlaufen werden müssen (siehe 4.4.5.3).

3.2 Abkürzungen

TL THERMOLUMINESZENZ

TLD Thermolumineszenzdosimetrie

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 definierten Aufheizprozess gewonnene Signal ist der emittierten Lichtmenge proportional und ist ein Maß für die im TL-DETEKTOR erzeugte Energiedosis. Die Zuordnung der ANZEIGE zur MESSGRÖSSE WASSER-ENERGIEDOSIS erfolgt durch KALIBRIERUNG.

4.2 Messgrösse

MESSGRÖSSE ist die WASSER-ENERGIEDOSIS am MESSORT in Abwesenheit der TL-SONDE. Die Einheit der WASSER-ENERGIEDOSIS ist das Gray (Gy). Falls erforderlich, wird die WASSER-ENERGIEDOSIS nach DIN 6800-1 in die Energiedosis für das interessierende Gewebe umgerechnet.

4.3 Messzyklus

4.3.1 Allgemeines

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

4.3.2 Abfolge der MESSZYKLEN

Zur Ermittlung der WASSER-ENERGIEDOSIS durchläuft ein TL-DETEKTOR folgende Schritte:

- 1) einen oder mehrere MESSZYKLEN zur Ermittlung des individuellen KALIBRIERFAKTORS (siehe 4.4.4);
- 2) 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. Gegebenenfalls sind für eine neue CHARGE mehrere MESSZYKLEN erforderlich, um eine ausreichende WIEDERHOLBARKEIT zu erreichen.