

DIN 6809-3

ICS 17.240

Ersatz für
DIN 6809-3:1990-03 und
DIN 6809-7:2003-10

**Klinische Dosimetrie –
Teil 3: Röntgendiagnostik**

Clinical dosimetry –
Part 3: Diagnostic radiology

Dosimétrie clinique –
Partie 3: Diagnose radiographique

Gesamtumfang 61 Seiten

Normenausschuss Radiologie (NAR) im DIN

Inhalt

Seite

Vorwort	4
1 Anwendungsbereich	5
2 Normative Verweisungen	5
3 Begriffe	6
3.1 Einflussgrößen	6
3.2 Dosisgrößen	8
3.3 Begriffe in der Computertomographie	10
3.3.1 Einflussgrößen	10
3.3.2 Dosisgrößen in der Computertomographie	11
3.3.3 Aus Dosisgrößen abgeleitete Größen	13
3.4 Strahlenschutz-Dosisgrößen	14
4 Diagnostikdosimeter	15
5 Dosimetrie für RADIOGRAPHIE und Durchleuchtung	15
5.1 STRAHLUNGSQUALITÄT	15
5.1.1 Allgemeines	15
5.1.2 RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG	16
5.1.3 HALBWERTSCHICHTDICKE	16
5.2 Messung und Ermittlung dosimetrischer Kenngrößen	17
5.2.1 Übersicht über die dosimetrischen Kenngrößen	17
5.2.2 KENNDOSISLEISTUNG und DOSISAUSBEUTE	18
5.2.3 DOSISFLÄCHENPRODUKT	18
5.2.4 EINFALLDOSIS und EINFALLDOSISLEISTUNG	19
5.2.5 OBERFLÄCHENDOSIS und OBERFLÄCHENDOSISLEISTUNG	22
5.2.6 AUSTRITTSDOSIS und AUSTRITTSDOSISLEISTUNG	22
5.2.7 TRANSMISSIONSDOSIS und TRANSMISSIONSDOSISLEISTUNG	23
5.2.8 BILDMPFÄNGERDOSIS und BILDMPFÄNGERDOSISLEISTUNG	24
5.3 Abschätzung der ORGANDOSIS und der EFFEKTIVEN DOSIS mit Hilfe von KONVERSIONSFAKTOREN	25
5.3.1 Allgemeines	25
5.3.2 Dosisabschätzung für RADIOGRAPHIE und Durchleuchtung	25
5.3.3 Zusammenfassung zur Dosisermittlung bei RADIOGRAPHIE und Durchleuchtung	26
6 Dosimetrie für die Mammographie	26
6.1 STRAHLUNGSQUALITÄT	26
6.1.1 Allgemeines	26
6.1.2 Messung von HALBWERTSCHICHTDICKEN in der Mammographie	27
6.2 Messung und Ermittlung dosimetrischer Kenngrößen für die Mammographie	28
6.2.1 Allgemeines	28
6.2.2 EINFALLDOSIS	29
6.2.3 OBERFLÄCHENDOSIS	31
6.2.4 BILDMPFÄNGERDOSIS	31
6.3 Abschätzung der ORGANDOSIS mit Hilfe von KONVERSIONSFAKTOREN	31
6.3.1 Allgemeines	31
6.3.2 Dosisabschätzung bei der Mammographie	31
6.3.3 Zusammenfassung Dosisermittlung Mammographie	31
7 Dosimetrie für die Computertomographie	32
7.1 STRAHLUNGSQUALITÄT	32
7.1.1 Allgemeines	32
7.1.2 Messung von HALBWERTSCHICHTDICKEN	32
7.2 Messung und Ermittlung dosimetrischer Kenngrößen für die Computertomographie	33
7.2.1 Übersicht über die dosimetrischen Kenngrößen	33

7.2.2	Messtechnische Bestimmung des <i>CTDI</i>	35
7.3	Abschätzung von ORGANDOSEN und EFFEKTIVER DOSIS	38
7.3.1	Allgemeines	38
7.3.2	Ermittlung der ORGANDOSIS D_{Org} aus dem $nCTDI_{100,A}$	38
7.3.3	Ermittlung der EFFEKTIVEN DOSIS E aus dem $CTDI_{100,A}$	38
7.3.4	Ermittlung der EFFEKTIVEN DOSIS aus Phantommessungen	39
7.3.5	Zusammenfassung der Messverfahren für die Computertomographie	39
8	Unsicherheiten der Dosisermittlung	40
Anhang A (informativ)	Daten zur Dosisermittlung	41
Anhang B (informativ)	Unsicherheiten der Dosisermittlung	51
Anhang C (informativ)	Verfahren zur Ermittlung von Körperdosen (Übersicht)	55
Literaturhinweise		56
Stichwortverzeichnis		59

Vorwort

Diese Norm wurde vom Arbeitsausschuss NA 080-00-01 AA „Dosimetrie“ des Normenausschusses Radiologie (NAR) im DIN Deutsches Institut für Normung e. V. in Arbeitsgemeinschaft mit der Deutschen Röntengesellschaft und in Zusammenarbeit mit der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik, der Deutschen Gesellschaft für Nuklearmedizin sowie der Deutschen Gesellschaft für Radioonkologie erarbeitet.

Die Normung bestimmter Verfahren im Rahmen der klinischen Dosimetrie dient der optimalen Durchführung bildgebender radiologischer Verfahren und der zuverlässigen Anwendung strahlentherapeutischer Mittel. Die vorliegende Norm erfasst alle im Rahmen der Röntgendiagnostik benötigten dosimetrischen Verfahren.

Definierte Begriffe werden in Übereinstimmung mit dem Verfahren bei IEC in KAPITÄLCHEN geschrieben. Ein Stichwortverzeichnis am Ende der Norm enthält alle definierten Begriffe einschließlich Quellenangabe und englischer Übersetzung.

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

Die Reihe DIN 6809, *Klinische Dosimetrie*, besteht aus:

- Teil 1: *Strahlungsqualität von Photonen- und Elektronenstrahlung — Nutzstrahlung*
- Teil 2: *Brachytherapie mit umschlossenen gammastrahlenden radioaktiven Stoffen*
- Teil 3: *Röntgendiagnostik*
- Teil 4: *Anwendung von Röntgenstrahlen mit Röhrenspannungen von 10 bis 100 kV in der Strahlentherapie und in der Weichteildiagnostik*
- Teil 5: *Anwendung von Röntgenstrahlen mit Röhrenspannungen von 100 bis 400 kV in der Strahlentherapie*
- Teil 6: *Anwendung hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung in der perkutanen Strahlentherapie*

Änderungen

Gegenüber DIN 6809-3:1990-03 und DIN 6809-7:2003-10 wurden folgende Änderungen vorgenommen:

- a) Erweiterung um die Mammographie und die Computertomographie;
- b) Aktualisierung der Dosismessverfahren;
- c) Übernahme der Verfahren zur Ermittlung der ORGANDOSIS und der EFFEKTIVEN DOSIS aus der Norm DIN 6809-7.

Frühere Ausgaben

DIN 6809-3: 1990-03
DIN 6809-7: 2003-10

1 Anwendungsbereich

Die Norm gilt für alle im Rahmen der Röntgendiagnostik benötigten genormten dosimetrischen Verfahren. Dementsprechend gelten die Festlegungen dieser Norm für die Bereiche RADIOGRAPHIE und Durchleuchtung, Mammographie und Computertomographie. Zu den genormten dosimetrischen Verfahren gehören:

- a) die im Rahmen der Qualitätssicherung einschließlich Abnahme- und Konstanzprüfungen benötigten dosimetrischen Verfahren zur Messung technischer Zustandsgrößen der RÖNTGENEINRICHTUNG, z. B. der HALBWERTSCHICHTDICKE, der KENNDOSISLEISTUNG, des DOSISFLÄCHENPRODUKTES, des DOSISLÄNGENPRODUKTES, der EINFALLDOSIS, der AUSTRITTSDOSIS, der TRANSMISSIONSDOSIS und der BILDEMPFÄNGERDOSIS sowie der entsprechenden Dosisleistungen;
- b) die im Rahmen des STRAHLENSCHUTZES benötigte Ermittlung der ORGANDOSEN und der EFFEKTIVEN DOSIS, deren indirekte Quantifizierung durch Dokumentation der zu dieser Ermittlung verwendeten Ausgangsgrößen und die Messungen zur Überprüfung der Einhaltung der DIAGNOSTISCHEN REFERENZWERTE.

Weitere Festlegungen sind den Diagnostikdosimetern und den Unsicherheiten der Dosisermittlung in der Röntgendiagnostik gewidmet.

Als Dosisgröße für Messungen im NUTZSTRAHLENBÜNDEL wird in dieser Norm die LUFTKERMA K_a , gemessen in Gray (Gy), verwendet. Der Index a kennzeichnet das Bezugsmaterial Luft in Anpassung an den internationalen Gebrauch. Die bei Angaben der LUFTKERMA verwendeten Indizes E, O, A, T und B kennzeichnen den Messort.

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 6809-1:2010-03, *Klinische Dosimetrie — Teil 1: Strahlungsqualität von Photonen- und Elektronenstrahlung*

DIN V 6868-58, *Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben — Teil 58: Abnahmeprüfung an medizinischen Röntgeneinrichtungen der Projektionsradiographie mit digitalen Bildempfängersystemen*

DIN V 6868-152, *Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben — Teil 152: Abnahmeprüfung an Röntgen-Einrichtungen für Mammographie*

DIN EN 573-3, *Aluminium und Aluminiumlegierungen — Chemische Zusammensetzung und Form von Halbzeug — Teil 3: Chemische Zusammensetzung und Erzeugnisformen*

DIN EN 60580, *Medizinische elektrische Geräte — Dosisflächenprodukt-Messgeräte*

DIN EN 60601-2-44, *Medizinische elektrische Geräte — Teil 2-44: Besondere Festlegungen für die Sicherheit einschließlich der wesentlichen Leistungsmerkmale von Röntgeneinrichtungen für die Computertomographie*

DIN EN 60627, *Bildgebende Geräte für die Röntgendiagnostik — Kenngrößen von Streustrahlenrastern für die allgemeine Anwendung und für die Mammographie*

DIN EN 61223-3-1, *Bewertung und routinemäßige Prüfung in Abteilungen für medizinische Bildgebung — Teil 3-1: Abnahmeprüfungen — Bildgebungsleistung der Röntgeneinrichtung bei radiographischen und Durchleuchtungs-Systemen*

DIN EN 61267, *Medizinische diagnostische Röntgeneinrichtung — Bestrahlungsbedingungen zur Bestimmung von Kenngrößen*

DIN EN 61674, *Medizinische elektrische Geräte — Dosimeter mit Ionisationskammern und/oder Halbleiterdetektoren für den Einsatz an diagnostischen Röntgeneinrichtungen*

DIN ISO 9236-1, *Fotografie — Sensitometrie an Film-Folien-Systemen für die medizinische Radiographie — Teil 1: Ermittlung des Verlaufs der sensitometrischen Kurve, der Empfindlichkeit und des mittleren Gradienten*

Richtlinie für die technische Prüfung von Röntgeneinrichtungen und genehmigungspflichtigen Störstrahlern — Richtlinie für Sachverständigenprüfungen nach der Röntgenverordnung (SV-RL) — vom 9. Januar 2009 (GMBL 2009, S. 1375), geändert durch Rundschreiben vom 29. Juni 2009

3 Begriffe

Für die Anwendung dieses Dokuments gelten die im Stichwortverzeichnis aufgeführten und die folgenden Begriffe.

3.1 Einflussgrößen

3.1.1

Röntgenröhrenspannung

Potentialdifferenz, die an die RÖNTGENRÖHRE zwischen ANODE und KATHODE angelegt wird

ANMERKUNG Die Einheit dieser Größe ist Kilovolt (kV).

[DIN EN 61676:2005-03]

3.1.1.1

konstante Röhrenspannung

die an der RÖNTGENRÖHRE anliegende zeitlich konstante RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG

ANMERKUNG Der Begriff „konstante Röhrenspannung“ wird auch bei einer geringfügigen Welligkeit verwendet (siehe 5.1.2).

3.1.1.2

praktische Spitzenspannung

PSS

$\hat{U}$

bei zeitlich variabler Röhrenspannung die nach der Gleichung

$$\hat{U} = \frac{\int_{U_{\min}}^{U_{\max}} p(U) \cdot w(U) \cdot U \, dU}{\int_{U_{\min}}^{U_{\max}} p(U) \cdot w(U) \, dU}$$

gemittelte Spannung an einer RÖNTGENRÖHRE, wobei $p(U)$ die Verteilungsfunktion der Spannung U darstellt und $w(U)$ eine Wichtungsfunktion bezeichnet. Sie ist gegeben durch

$$w(U) = \exp\{-8,646855 \cdot 10^{-3} U^2 + 0,8170361 U - 23,27793\} \quad \text{für } 20 \leq U < 36 ,$$

$$w(U) = 4,310644 \cdot 10^{-10} U^4 - 1,662009 \cdot 10^{-7} U^3 + 2,30819 \cdot 10^{-5} U^2 + 1,03082 \cdot 10^{-5} U - 1,747153 \cdot 10^{-2} \quad \text{für } 36 \leq U \leq 150 \text{ und}$$

$$w(U_i) = 5,57282 \cdot 10^{-6} U^2 + 0,00251 U - 0,34209 \quad \text{für } 150 < U \leq 300 ,$$

U in Einheiten von kV.

$U_{\max}$ ist der höchste, und $U_{\min}$ der niedrigste im Intervall vorkommende Spannungswert. Die Einheit der PRAKTISCHEN SPITZENSPANNUNG ist das Kilovolt (kV)

[DIN EN 61676:2005-03]

ANMERKUNG Die Verteilungsfunktion $p(U)$ ist so definiert, dass $p(U)dU$ bei gegebener Zeitabhängigkeit der Röhrenspannung den Bruchteil der Gesamtzeit angibt, in dem sich die Röhrenspannung zwischen den Werten U und $U + dU$ befindet. Für den Spannungsbereich bis einschließlich 150 kV wurde die Wichtungsfunktion $w(U)$ so gewählt, dass die PRAKTISCHE SPITZENSPANNUNG diejenige Gleichspannung angibt, die denselben Luftkermakontrast hinter einem 10 cm dicken Polymethylmetacrylat-(PMMA)-Phantom mit 1 mm Al als Kontrastmaterial erzeugt wie die zugrunde liegende Wechselspannung. Für den Spannungsbereich oberhalb von 150 kV besteht die Kontrastgeometrie aus 0,05 mm Cu auf 0,5 mm Cu. Weitere Informationen zur PRAKTISCHEN SPITZENSPANNUNG, zur Wichtungsfunktion $w(U)$ und zur Verteilungsfunktion $p(U)$ werden in DIN 6809-1:2010-03 gegeben.

3.1.2

Halbwertschichtdicke

^s

Schichtdicke eines in ein eng ausgeblendetes Strahlenbündel einheitlicher Richtung gebrachten Materials, durch welche die LUFTKERMALEISTUNG hinter der Schicht unter Messbedingungen, die den Ausschluss der STREUSTRALUNG gewährleisten, auf die Hälfte herabgesetzt wird

[DIN 6809-1:2010-03]

3.1.3

Strahlungsqualität

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

[DIN 6814-2:2000-07]

ANMERKUNG Zur Kennzeichnung der STRAHLUNGSQUALITÄT in der Röntgendiagnostik ist im Allgemeinen die Angabe von RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG und GESAMTFILTERUNG oder RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG und HALBWERTSCHICHTDICKE ausreichend. Zur ergänzenden Kennzeichnung der STRAHLUNGSQUALITÄT kann die RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG einschließlich Spannungsform, die GESAMTFILTERUNG und die ERSTE HALBWERTSCHICHTDICKE angegeben werden, sowie das Anodenmaterial, falls es von Wolfram abweicht.

3.1.4

Strahlengeometrie

Geometrie des NUTZSTRAHLENBÜNDELS, dessen Kenngrößen die Fokusabstände zur Strahleneintrittsseite des PATIENTEN r_E und zum Bildempfänger r_B , die Feldgrößen an der Strahleneintrittsseite des PATIENTEN A_E oder am Bildempfänger A_B und die Patientendicke d_P sind

3.1.5

Rückstreu faktor

^B

<Röntgendiagnostik> Quotient aus OBERFLÄCHENDOSIS K_O und EINFALLDOSIS K_E an der Strahleneintrittsseite des PHANTOMS oder PATIENTEN

ANMERKUNG Der RÜCKSTREUFaktor hängt von der STRAHLUNGSQUALITÄT, der Feldgröße und der Patienten-/Phantomdicke ab. Tabellierte Werte nach [47] siehe Tabelle A.1. Weitere Werte siehe in [48], für die Mammographie in [37].

3.1.6

Schwächungsfaktor

<Röntgendiagnostik> Quotient aus den Werten der LUFTKERMA im NUTZSTRAHLENFELD ohne und mit schwächender Absorberschicht

ANMERKUNG 1 Der SCHWÄCHUNGSFAKTOR kennzeichnet die SCHWÄCHUNG der Strahlung im NUTZSTRAHLENFELD einer RÖNTGENEINRICHTUNG durch Absorber bei einer definierten STRAHLUNGSQUALITÄT.

ANMERKUNG 2 Der Kehrwert des SCHWÄCHUNGSFAKTORS ist die Strahlungsdurchlässigkeit.

3.1.6.1

Geräteschwächungsfaktor

SCHWÄCHUNGSFAKTOR von Materialien, die zwischen der Strahlenaustrittsseite des PATIENTEN und dem Bildempfänger angeordnet sind, einschließlich des Einflusses der Geometrie (Abstandsquadratgesetz)

ANMERKUNG 1 Beispiele für diese Materialien sind PATIENTEN-LAGERUNGSVORRICHTUNG, Belichtungsmesskammer und STREUSTRAHLERASTER.

ANMERKUNG 2 Der GERÄTESCHWÄCHUNGSFAKTOR kann durch Messung der SCHWÄCHUNG der Geräte-Komponenten unter streustrahlungsfreien Bedingungen oder durch externe Messung im engen STRAHLENFELD mit den STRAHLUNGSQUALITÄTEN der RQA-Serie nach DIN EN 61267 oder ähnlichen FILTERUNGEN ermittelt werden. Typische Werte der SCHWÄCHUNGSFAKTOREN siehe Tabelle A.2.

3.1.6.1.1

Gesamt-Geräteschwächungsfaktor

m

Produkt aus den SCHWÄCHUNGSFAKTOREN der Einzelkomponenten einschließlich der geometrischen SCHWÄCHUNG (Abstandsquadratgesetz) der Strahlung zwischen der Strahlenaustrittsseite des PATIENTEN und dem Bildempfänger

$$m = m_{\text{Absorber}} m_{\text{Raster}} m_{\text{Geometrie}}$$

3.1.6.2

Patientenschwächungsfaktor

m_{Patient}

SCHWÄCHUNGSFAKTOR des PATIENTEN (ersatzweise von Wasser), ermittelt unter streustrahlungsfreien Bedingungen im engen STRAHLENFELD mit den zur Bildgebung benutzten STRAHLUNGSQUALITÄTEN

ANMERKUNG Das Strahlungsfeld hinter dem PATIENTEN setzt sich aus PRIMÄRSTRAHLUNG und STREUSTRAHLUNG zusammen. Die PRIMÄRSTRAHLUNG hinter dem PATIENTEN ist derjenige Anteil der bildgebenden Strahlung, die den PATIENTEN ohne Wechselwirkung, d. h. ohne STREUUNG und die damit verbundene Richtungsänderung, durchdringt. Die Primärstrahlungsdurchlässigkeit von Wasser kann auch unter Verwendung der LINEAREN SCHWÄCHUNGSKOEFFIZIENTEN mit den der NUTZSTRAHLUNG entsprechenden Röntgenspektren berechnet werden.

3.2 Dosisgrößen

ANMERKUNG In der Röntgendiagnostik leiten sich die Dosisgrößen im NUTZSTRAHLENBÜNDEL von der LUFTKERMA K_a ab. Die Einheit der LUFTKERMA ist „Gray“ (Einheitenzeichen Gy).

3.2.1

Kenndosisleistung

$\dot{K}_{a,100}$

<Röntgendiagnostik> LUFTKERMALEISTUNG frei in Luft in 100 cm Fokusabstand auf dem ZENTRALSTRAHL

[DIN 6814-3:2001-01]

ANMERKUNG 1 Die KENNDOSISLEISTUNG wird in der Regel als LUFTKERMALEISTUNG in 100 cm Fokusabstand für einen RÖNTGENRÖHRENSTROM von 1 mA angegeben. Die Einheit der Kendosisleistung ist Gy/s.

ANMERKUNG 2 Der Zahlenwert der KENNDOSISLEISTUNG enthält die Einflüsse der SCHWÄCHUNG und STREUUNG von RÖNTGENSTRAHLUNG in Luft.

3.2.2

Dosisausbeute eines Röntgenstrahlers

Dosisausbeute

Y_{100}

Quotient aus der LUFTKERMA $K_{a,100}$ frei in Luft in 100 cm Fokusabstand auf dem ZENTRALSTRAHL und dem diese Dosis erzeugenden Röhrenstrom-Zeit-Produkt $I_R \cdot t$

$$Y_{100} = K_{a,100} / (I_R \cdot t)$$

ANMERKUNG Der Index 100 kennzeichnet den Bezugsfokusabstand 100 cm.

3.2.3**Einfalldosis** K_E

LUFTKERMA auf der Achse des NUTZSTRAHLENBÜNDELS am Ort des Strahleneintritts in den PATIENTEN ohne Rückstreubeiträge aus dem PATIENTEN

3.2.3.1**Einfalldosisleistung** $\dot{K}_E$

Differentialquotient aus EINFALLDOSIS und Zeit

3.2.4**Oberflächendosis** K_O

LUFTKERMA auf der Achse des NUTZSTRAHLENBÜNDELS am Ort des Strahleneintritts in den PATIENTEN einschließlich der Rückstreubeiträge aus dem PATIENTEN

3.2.4.1**Oberflächendosisleistung** $\dot{K}_O$

Differentialquotient aus OBERFLÄCHENDOSIS und Zeit

3.2.5**Austrittsdosis** K_A

LUFTKERMA auf der Achse des NUTZSTRAHLENBÜNDELS am Ort des Strahlenaustritts aus dem PATIENTEN einschließlich der Rückstreubeiträge

3.2.5.1**Austrittsdosisleistung** $\dot{K}_A$

Differentialquotient aus AUSTRITTSDOSIS und Zeit

3.2.6**Bildempfängerdosis** K_B

LUFTKERMA für eine Aufnahme auf der Achse des NUTZSTRAHLENBÜNDELS am Ort der bildwandelnden Schicht

ANMERKUNG Der durch RÜCKSTREUUNG vom Bildempfänger bedingte Anteil der LUFTKERMA ist nicht Bestandteil der BILDEMPFÄNGERDOSIS.

3.2.6.1**Bildempfängerdosisleistung** $\dot{K}_B$

LUFTKERMALEISTUNG bei Durchleuchtung auf der Achse des NUTZSTRAHLENBÜNDELS am Ort der bildwandelnden Schicht

3.2.7**Dosisflächenprodukt** P_F

Flächenintegral der LUFTKERMA K_a über eine Schnittebene E durch das STRAHLENFELD

$$P_F = \int_E K_a dA$$

ANMERKUNG 1 Die Einheit des DOSISFLÄCHENPRODUKTES: „Gray × Quadratmeter“ (Einheitenzeichen: Gy · m²).

[DIN 6814-3:2001-01]

ANMERKUNG 2 Das DOSISFLÄCHENPRODUKT dient besonders bei Durchleuchtungsuntersuchungen zur Kontrolle der Strahlenexposition des PATIENTEN. Aus dem DOSISFLÄCHENPRODUKT lässt sich die EFFEKTIVE DOSIS einer standardisierten Untersuchung abschätzen. Variationen der Untersuchungsparameter wirken sich im Allgemeinen nur wenig auf das Verhältnis EFFEKTIVE DOSIS zu DOSISFLÄCHENPRODUKT aus, solange keine Überstrahlung des aufzunehmenden Objektes auftritt [33].

ANMERKUNG 3 Gemessen wird das DOSISFLÄCHENPRODUKT mit einer flachen IONISATIONSKAMMER, deren empfindliche Messfläche größer ist als die größte Querschnittsfläche des NUTZSTRAHLENFELDES am Messort (siehe auch DIN EN 60580). Die IONISATIONSKAMMER ist in der Regel direkt an der Tiefenblende befestigt. Das DOSISFLÄCHENPRODUKT ist praktisch unabhängig vom Abstand der Messebene vom Brennfleck.

ANMERKUNG 4 Gebräuchliche Einheiten des DOSISFLÄCHENPRODUKTES sind cGy cm^2 oder $\mu\text{Gy m}^2$.

3.3 Begriffe in der Computertomographie

3.3.1 Einflussgrößen

3.3.1.1

Tischvorschub bei einer Strahlerrotation

TV

gesamter Tischvorschub bei genau einer Strahlerrotation

ANMERKUNG 1 Zu einer Strahlerrotation gehören N gleichzeitig gescannte Schichten. Bei Einzeilenscannern ist $N = 1$.

ANMERKUNG 2 Bei Einzeilenscannern ist der TISCHVORSCHUB BEI EINER STRAHLERROTATION mit dem Tischvorschub je Schicht gleichbedeutend.

ANMERKUNG 3 Der Begriff Tischvorschub ist sowohl für sequentielle als auch für Spiral-CT anwendbar.

3.3.1.2

nominelle Schichtdicke

h

nominelle Dicke der vom blendenbegrenzten Röntgen-Strahlenfeld durchstrahlten einzelnen CT-Schicht

3.3.1.3

Gesamtkollimation

Nh

Produkt aus der Anzahl N der gleichzeitig gescannten Schichten bei einer Strahlerrotation und der NOMINELLEN SCHICHTDICKE h

3.3.1.4

Pitch

p

Quotient aus dem TISCHVORSCHUB BEI EINER STRAHLERROTATION TV und der GESAMTKOLLIMATION Nh

$$p = TV / Nh$$

ANMERKUNG 1 Diese Pitchdefinition ist dosisrelevant (siehe DIN EN 60601-2-44).

ANMERKUNG 2 Der Neutralwert von p ist 1. Bei Pitchwerten $p < 1$, d. h. $TV < Nh$, wird die Untersuchung mit überlappenden Schichten vorgenommen.

3.3.1.5

Anzahl der Tischvorschübe

n

Anzahl der mit einer vollen Strahlerrotation verbundenen Tischvorschübe einer sequentiellen CT-Serie

3.3.2 Dosisgrößen in der Computertomographie

ANMERKUNG Die in DIN EN 60601-2-44 verwendeten Dosisbegriffe basieren auf der Luftenergiedosis. In dieser Norm wurde die LUFTKERMA als Dosisbegriff eingeführt. Aus diesem Grund werden für die CT neue Dosisbegriffe eingeführt.

3.3.2.1

CT-Dosisindex frei in Luft

$CTDI_{100,A}$

Linienintegral der LUFTKERMA $K_{a,A}(z)$ frei in Luft entlang der Rotationsachse A des Scanners bei einer Strahlerrotation, dividiert durch die GESAMTKOLLIIMATION Nh

$$CTDI_{100,A} = \left(\frac{1}{Nh} \right) \int_{-50\text{mm}}^{+50\text{mm}} K_{a,A}(z) dz$$

ANMERKUNG 1 Der $CTDI_{100,A}$ wird in mGy angegeben.

ANMERKUNG 2 Aus messtechnischen Gründen (Länge der IONISATIONSKAMMER) erfolgt die Integration über eine Linie von 100 mm Länge.

ANMERKUNG 3 Der $CTDI_{100,A}$ ist der einer Strahlerrotation zugeordnete Mittelwert der LUFTKERMA auf der Rotationsachse, dessen Produkt mit der GESAMTKOLLIIMATION Nh den gleichen Wert hat wie das in der Gleichung angegebene Linienintegral.

3.3.2.2

CT-Dosisindex für das Standard-CT-Kopfphantom

$CTDI_{100,H}$

Linienintegral der LUFTKERMA $K_{a,H}(z)$ innerhalb des Standard-Kopfphantoms H entlang einer Achse parallel zur Rotationsachse des Scanners bei einer Strahlerrotation, dividiert durch die GESAMTKOLLIIMATION Nh

$$CTDI_{100,H} = \left(\frac{1}{Nh} \right) \int_{-50\text{mm}}^{+50\text{mm}} K_{a,H}(z) dz$$

ANMERKUNG 1 Der $CTDI_{100,H}$ wird in mGy angegeben.

ANMERKUNG 2 Zur Messung des $CTDI$ im Standard-CT-Kopfphantom siehe 7.2.2.3.

ANMERKUNG 3 Das Standard-Kopfphantom besitzt eine zentrale Bohrung sowie vier um 90° versetzte periphere Bohrungen in 1 cm Tiefe zur Aufnahme der IONISATIONSKAMMER. Entsprechend dem Messort wird ein zentraler $CTDI_{100,H,c}$ bzw. ein peripherer $CTDI_{100,H,p}$ gemessen. Aus messtechnischen Gründen (Länge der IONISATIONSKAMMER) erfolgt die Integration in der Regel über eine Linie von 100 mm Länge.

ANMERKUNG 4 Der $CTDI_{100,H}$ ist der einer Strahlerrotation zugeordnete Mittelwert der LUFTKERMA auf der Rotationsachse, dessen Produkt mit der GESAMTKOLLIIMATION Nh den gleichen Wert hat wie das in der Gleichung angegebene Linienintegral.

ANMERKUNG 5 Der $CTDI_{100,H}$ ist der über die Schichtbreite Nh gemittelte Wert der LUFTKERMA im PHANTOM auf der Phantom- bzw. Systemachse. Bei großen Schichtbreiten Nh werden von einer 100 mm langen Messkammer nicht alle Streubeiträge aus dem PHANTOM erfasst. Dies erfordert Korrekturen bei Patienten-Dosisberechnungen.

3.3.2.3

CT-Dosisindex für das Standard-CT-Körperphantom

$CTDI_{100,B}$

Linienintegral der LUFTKERMA $K_{a,B}(z)$ innerhalb des Standard-Körperphantoms B entlang einer Achse parallel zur Rotationsachse des Scanners bei einer Strahlerrotation, dividiert durch die GESAMTKOLLIIMATION Nh

$$CTDI_{100,B} = \left(\frac{1}{N h} \right) \int_{-50\text{mm}}^{+50\text{mm}} K_{a,B}(z) dz$$

ANMERKUNG 1 Der $CTDI_{100,B}$ wird in mGy angegeben.

ANMERKUNG 2 Zur Messung des $CTDI$ im Standard-CT-Kopfphantom siehe 7.2.2.3.

ANMERKUNG 3 Das Standard-Körperphantom besitzt eine zentrale Bohrung sowie vier um 90° versetzte periphere Bohrungen in 1 cm Tiefe zur Aufnahme der IONISATIONSKAMMER. Entsprechend dem Messort wird ein zentraler $CTDI_{100,B,c}$ bzw. ein peripherer $CTDI_{100,B,p}$ gemessen. Aus messtechnischen Gründen (Länge der IONISATIONSKAMMER) erfolgt die Integration in der Regel über eine Linie von 100 mm Länge.

ANMERKUNG 4 Der $CTDI_{100,B}$ ist der einer Strahlerrotation zugeordnete Mittelwert der LUFTKERMA auf der Rotationsachse, dessen Produkt mit der GESAMTKOLLIMATION Nh den gleichen Wert hat wie das in der Gleichung angegebene Linienintegral.

ANMERKUNG 5 Der $CTDI_{100,B}$ ist der über die Schichtbreite Nh gemittelte Wert der LUFTKERMA im PHANTOM auf der Phantom- bzw. Systemachse. Bei großen Schichtbreiten Nh werden von einer 100 mm langen Messkammer nicht alle Streubeiträge aus dem PHANTOM erfasst. Dies erfordert Korrekturen bei Patienten-Dosisberechnungen.

3.3.2.4

gewichteter CT-Dosisindex

$CTDI_{w,H}$ bzw. $CTDI_{w,B}$

gewichteter Mittel der LUFTKERMA im Phantomquerschnitt bei einer Strahlerrotation das sich aus dem $CTDI$ -Wert im Zentrum ($CTDI_{100,c}$) und dem Mittelwert ($CTDI_{100,p}$) aus vier an der Peripherie des Standard-Kopf- oder Standard-Körper-CT-Dosimetriephantoms ergibt

$$CTDI_{w,H} = (1/3) CTDI_{100,H,c} + (2/3) CTDI_{100,H,p} \text{ bzw.}$$

$$CTDI_{w,B} = (1/3) CTDI_{100,B,c} + (2/3) CTDI_{100,B,p}$$

ANMERKUNG Der $CTDI_{w,H}$ und der $CTDI_{w,B}$ werden in mGy angegeben.

3.3.2.5

Volumen-CT-Dosisindex

$CTDI_{vol}$

pitchkorrigierter GEWICHTETER $CTDI$

$$CTDI_{vol,H} = \frac{CTDI_{w,H}}{p} \text{ bzw.}$$

$$CTDI_{vol,B} = \frac{CTDI_{w,B}}{p}$$

ANMERKUNG 1 Der $CTDI_{vol,H}$ und der $CTDI_{vol,B}$ werden in mGy angegeben.

ANMERKUNG 2 Der VOLUMEN-CT-DOSISINDEX ist ein Mittelwert der LUFTKERMA, gemittelt über den TISCHVORSCHUB BEI EINER STRAHLERROTATION, TV , und den transversalen Scanbereich, und kann zur Abschätzung der Dosis von Organen, die vollständig im Scanbereich liegen, verwendet werden.

ANMERKUNG 3 Der $CTDI_{vol}$ ist die Basis für die geräteseitige Dosisanzeige an den CT-Geräten.

3.3.3 Aus Dosisgrößen abgeleitete Größen

3.3.3.1

normierter CT-Dosisindex

${}_nCTDI_x$

Quotient aus einer anzugebenden Art des CT-Dosisindex $CTDI_x$ und dem Röhrenstrom-Zeitprodukt je Strahlerrotation Q

$${}_nCTDI_x = (1/Q) CTDI_x$$

worin $x = A, H_c, H_p, B_c, B_p, H_w$ oder B_w ist

ANMERKUNG 1 Die praktische Einheit des NORMIERTEN CT-DOSISINDEX ist mGy (mA s)⁻¹.

ANMERKUNG 2 Als Röhrenstrom-Zeit-Produkt Q wird der elektrische, nicht pitchkorrigierte Wert des Röhrenstrom-Zeit-Produktes verwendet. Bei Geräten, die mit einer Modulation des RÖNTGENRÖHRENSTROMS bei den einzelnen Strahlerrotationen arbeiten, ist das arithmetische Mittel des RÖNTGENRÖHRENSTROMS aller Strahlerrotationen der Scanserie zu verwenden.

ANMERKUNG 3 Der NORMIERTE $CTDI$ ist keine Dosis, sondern eine Ausbeute-Kenngröße.

3.3.3.2

Dosislängenprodukt bei einer Strahlerrotation

DLP

Linienintegral der LUFTKERMA $K_a(z)$ entlang einer Linie L parallel zur Rotationsachse des Scanners bei einer Strahlerrotation

$$DLP_{\text{rot}} = \int_L K_a(z) dz$$

ANMERKUNG 1 Das DOSISLÄNGENPRODUKT BEI EINER STRAHLERROTATION wird in mGy · cm angegeben.

ANMERKUNG 2 Bei allen Anwendungen des DOSISLÄNGENPRODUKTES wird näher angegeben, (a) ob es sich um die LUFTKERMA frei in Luft oder innerhalb eines PHANTOMS handelt, (b) welchen Achsenabstand die Linie L hat, (c) über welche Länge der Linie L integriert wird.

3.3.3.3

Dosislängenprodukt bei einer sequentiellen CT-Serie

DLP_{sequ}

Produkt aus dem normierten GEWICHTETEN CT-DOSISINDEX ${}_nCTDI_w$, dem Röhrenstrom-Zeitprodukt Q , der Anzahl der Tischvorschübe n der CT-Serie und der GESAMTKOLLIIMATION $N h$

$$DLP_{\text{sequ}} = {}_nCTDI_w \cdot Q \cdot n \cdot N h$$

ANMERKUNG 1 Das DOSISLÄNGENPRODUKT BEI EINER SEQUENTIELLEN CT-SERIE wird in mGy · cm angegeben.

ANMERKUNG 2 Korrektur zur Berücksichtigung des Vor- und Nachlaufs (Oversampling) siehe 7.3.3.

3.3.3.4

Dosislängenprodukt bei einem Spiral-CT-Scan

DLP_{spir}

Produkt aus dem normierten GEWICHTETEN CT-DOSISINDEX ${}_nCTDI_w$, dem Röhrenstrom-Zeitprodukt Q , dem Quotienten aus Scanzeit und Strahler-Rotationszeit $t_{\text{scan}}/t_{\text{rot}}$ und der GESAMTKOLLIIMATION $N h$

$$DLP_{\text{spir}} = {}_nCTDI_w \cdot Q \cdot (t_{\text{scan}}/t_{\text{rot}}) \cdot N h$$

ANMERKUNG 1 Das DOSISLÄNGENPRODUKT BEI EINEM SPIRAL-CT-SCAN wird in mGy · cm angegeben.

ANMERKUNG 2 Korrektur zur Berücksichtigung des Vor- und Nachlaufs (Oversampling) siehe 7.3.3.

3.4 Strahlenschutz-Dosisgrößen

3.4.1

Organ-Energiedosis

D_T
bei einer Exposition an einem Punkt in einem Organ entsprechend der physikalischen Dosisverteilung erzeugte Energiedosis D_{Org} , gemittelt über die Masse m des Organs

$$D_T = 1/m \cdot \int D_{Org} \cdot dm$$

ANMERKUNG 1 Einheit der ORGAN-ENERGIEDOSIS ist „Gray“ (Einheitenzeichen Gy).

ANMERKUNG 2 Im Falle der Haut erfolgt die Mittelung über deren gesamte Oberfläche.

3.4.2

Organdosis

H_T
Produkt aus der ORGAN-ENERGIEDOSIS D_T und dem STRAHLUNGS-WICHTUNGSFAKTOR w_R für die STRAHLUNGS-QUALITÄT R bei externer und interner Exposition

$$H_T = w_R D_T$$

[DIN 6814-3:2001-01]

ANMERKUNG 1 Einheit der ORGANDOSIS ist „Sievert“ (Einheitenzeichen Sv).

ANMERKUNG 2 Für PHOTONEN beliebiger Energie (und damit in der gesamten Röntgendiagnostik) gilt: $w_R = 1$. Die innerhalb der Photonenstrahlungen experimentell ermittelten RBW-Unterschiede bezüglich bestimmter biologischer Strahlenwirkungen kommen hierin nicht zum Ausdruck [49].

3.4.3

effektive Dosis

E
Summe der mit den zugehörigen GEWEBE-WICHTUNGSFAKTOREN w_T multiplizierten ORGANDOSIS H_T in relevanten Organen und Geweben

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T$$

[DIN 6814-3:2001-01]

ANMERKUNG 1 Einheit der EFFEKTIVEN DOSIS ist „Sievert“ (Einheitenzeichen Sv).

ANMERKUNG 2 Die Anwendbarkeit des Begriffes EFFEKTIVE DOSIS auf beliebige PATIENTEN in der Röntgendiagnostik wird kritisch diskutiert, da die w_T -Werte über die Geschlechter sowie über die für beruflich Beschäftigte geltende Lebensaltersverteilung gemittelt sind [49].

3.4.4

diagnostischer Referenzwert

<Röntgendiagnostik> Dosisrichtwert für typische Untersuchungen mit RÖNTGENSTRAHLUNG, gewonnen an Standardphantomen oder an Patientengruppen mit Standardmaßen, mit für die jeweilige Untersuchungsart geeigneten RÖNTGENEINRICHTUNGEN und Untersuchungsverfahren

ANMERKUNG 1 Nach Röntgenverordnung (RöV) [23].

ANMERKUNG 2 Die Aufstellung von DIAGNOSTISCHEN REFERENZWERTEN soll der strahlenschutzgerechten Arbeitsweise bei der diagnostischen Anwendung ionisierender Strahlung bei allen Anwendern dienen.

ANMERKUNG 3 Als DIAGNOSTISCHER REFERENZWERT bei Röntgenaufnahmen wird in der Regel das DOSISFLÄCHENPRODUKT angegeben. Für bestimmte Untersuchungsarten ist auch die EINFALLDOSIS geeignet.

ANMERKUNG 4 DIAGNOSTISCHE REFERENZWERTE werden durch Auswertung der erfahrungsgemäß für die Bilderzeugung notwendigen Dosen und ihrer Schwankungsbreite so festgelegt, dass sich bei Einhaltung der in den Leitlinien der Bundesärztekammer [24] angegebenen Parameter diagnostisch gut auswertbare Röntgenaufnahmen bzw. Schnittbilder ergeben.

[DIN 6814-5:2008-12]

4 Diagnostikdosimeter

Dosismessungen im NUTZSTRAHLENBÜNDEL einer Röntgendiagnostikeinrichtung nach dieser Norm sind mit Diagnostikdosimetern nach DIN EN 61674 bzw. DIN EN 60580 durchzuführen. Diagnostikdosimeter müssen für den vorliegenden Bereich der STRAHLUNGSQUALITÄT und der Dosisleistung geeignet sein (siehe Tabelle 1).

ANMERKUNG 1 Die Norm DIN EN 61674 enthält die Anforderungen an Geräte zur Messung der LUFTKERMA an bestimmten Punkten im Strahlengang, sowie zur Messung des DOSISLÄNGENPRODUKTES an Röntgen-Computertomographie-Anlagen.

ANMERKUNG 2 Die Norm DIN EN 60580 umfasst die Anforderungen an Geräte zur Messung des Flächendosisproduktes.

ANMERKUNG 3 Diagnostikdosimeter werden zurzeit je nach Verwendungszweck sowohl als Strahlenschutzmessgerät als auch als Medizinprodukt interpretiert. Je nach Messzweck unterliegen sie daher unterschiedlichen rechtlichen Bestimmungen, nämlich der Eichordnung (EO) [27] oder dem Medizinproduktegesetz (MPG) [26]. Als Strahlenschutzmessgeräte sind sie nach § 2 Abs. 1 Nr. 3 EO eichpflichtig, wenn sie für Messungen nach den §§ 3, 4 und 16 der Röntgenverordnung (RöV) [23] verwendet werden. Diagnostikdosimeter zur Durchführung von Mess- und Prüfaufgaben, die nicht § 2 Abs. 1 Nr. 3 EO unterliegen, sind Medizinprodukte mit Messfunktion. Letzteres trifft z. B. für Geräte zur Messung des DOSISLÄNGENPRODUKTES ZU.

Tabelle 1 — Empfohlene Messbereiche von Diagnostikdosimetern mit IONISATIONSKAMMERN und/oder Halbleiterdetektoren

Anwendung	RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG kV	Ungeschwächter Nutzstrahl	Geschwächter Nutzstrahl
RADIOGRAPHIE	50 — 150	1 mGy/s — 500 mGy/s	10 µGy/s — 5 mGy/s
Durchleuchtung	50 — 100	10 µGy/s — 10 mGy/s	0,1 µGy/s — 100 µGy/s
Mammographie	22 — 35	10 µGy/s — 10 mGy/s	
Computertomographie	100 — 150	0,1 mGy/s — 50 mGy/s	
Dentalradiographie	50 — 90	1 µGy/s — 10 mGy/s	
ANMERKUNG Die Daten sind Tabelle 6.2 der IAEA-Publikation TRS 457 (2007) [25] entnommen.			

5 Dosimetrie für RADIOGRAPHIE und Durchleuchtung

5.1 STRAHLUNGSQUALITÄT

5.1.1 Allgemeines

Bei RÖNTGENSTRAHLUNG mit Grenzenenergien bis 150 keV hängt das Spektrum der NUTZSTRAHLUNG von der RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG und damit von der Energie der in der RÖNTGENRÖHRE beschleunigten ELEKTRONEN, vom Anodenmaterial und vom Einfallswinkel der ELEKTRONEN, von Material und Dicke der als FILTER wirkenden Materieschichten und von der Blendenkonstruktion ab. Deshalb reicht es nicht aus, die STRAHLUNGSQUALITÄT der NUTZSTRAHLUNG allein durch die RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG zu charakterisieren. Methoden zur Messung und Berechnung von Röntgenspektren sind in DIN 6809-1 beschrieben. Da diese Methoden in der Praxis nicht generell verfügbar sind, dient die gemeinsame Angabe von RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG und HALBWERTSCHICHTDICKE zur einfachen Kennzeichnung der STRAHLUNGSQUALITÄT.

5.1.2 RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG

Bei ausreichender Kenntnis über die RÖNTGENANLAGE (GESAMTFILTERUNG, Anodenmaterial und -Winkel) reicht häufig die Angabe der am Gerät angezeigten RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG zur Charakterisierung der STRAHLUNGSQUALITÄT aus. Die genaue Bedeutung dieses Spannungswertes (KONSTANTE RÖHRENSPANNUNG, PRAKTISCHE SPITZENSPANNUNG) ergibt sich aus den Herstellerangaben.

An der Bedienungseinrichtung einer RÖNTGENANLAGE für RÖNTGENRÖHRENSPANNUNGEN oberhalb 60 kV kann die eingestellte RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG in der Regel mit einer Unsicherheit von 2 % abgelesen werden. Angezeigt wird die KONSTANTE RÖHRENSPANNUNG bzw. PRAKTISCHE SPITZENSPANNUNG (bei pulsierender RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG) für die Belastung mit Nennstrom.

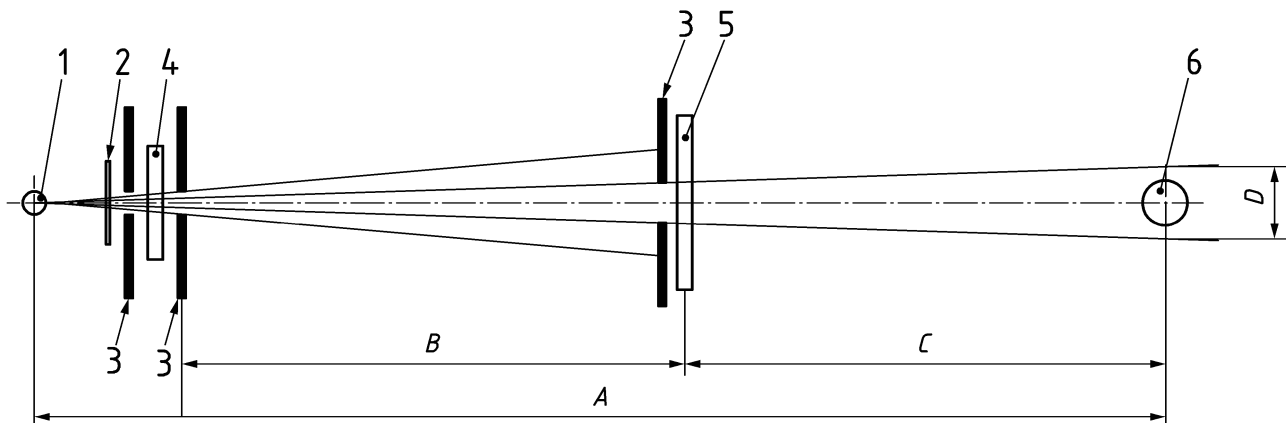
Der Begriff „KONSTANTE RÖHRENSPANNUNG“ darf bei einer WELLGKEIT DER SPANNUNG bis zu 10 % verwendet werden. Die an einer RÖNTGENANLAGE vorhandene WELLGKEIT DER SPANNUNG wird vom HERSTELLER angegeben.

ANMERKUNG Der Begriff WELLGKEIT DER SPANNUNG ist in DIN EN 61676:2005-03 [20] definiert.

5.1.3 HALBWERTSCHICHTDICKE

In vielen Fällen genügt die Charakterisierung der STRAHLUNGSQUALITÄT durch die Angabe der ERSTEN HALBWERTSCHICHTDICKE. Es ist jedoch zu beachten, dass die Übereinstimmung der ERSTEN HALBWERTSCHICHTDICKEN zweier miteinander verglichener RÖNTGENSTRAHLUNGEN nicht gleichbedeutend mit Gleichheit der Spektren ist.

Zur Messung der HALBWERTSCHICHTDICKE wird ein Messaufbau nach DIN 6809-1:2010-03 empfohlen (Bild 1).



Legende

- 1 Fokus
- 2 FILTER
- 3 Blenden
- 4 Monitor
- 5 Absorber
- 6 Detektor

Bild 1 — Messaufbau zur Messung der HALBWERTSCHICHTDICKE

Dabei stellt A den Abstand zwischen Quelle und Detektor dar. Es werden Absorberschichten verschiedener Dicke im Abstand B vom Monitor/Blendensystem der RÖNTGENRÖHRE senkrecht zum ZENTRALSTRAHL unmittelbar vor oder hinter einer weiteren Blende aufgestellt. Die Blende ist so zu bemessen, dass das NUTZSTRAHLENBÜNDEL am Detektorort einen Durchmesser von $D = 4$ cm nicht überschreitet. Im Abstand C hinter dem Absorber wird die LUFTKERMA, bezogen auf eine Monitoranzeige, im ZENTRALSTRAHL in Luft als Funktion der Absorberdicke gemessen. Dabei muss die Messsonde vollständig im Bereich des NUTZSTRAHLENBÜNDELS liegen. Dieser Messaufbau stellt sicher, dass die Anzeige der Sonde keinen merklichen

Anteil enthält, welcher der im Absorber entstehenden STREUSTRAHLUNG zuzurechnen ist („Geometrie des schmalen Strahlenbündels“). Diejenige Absorberdicke, bei welcher der Quotient aus der gemessenen LUFTKERMA und der Monitoranzeige auf die Hälfte des ohne Absorber gemessenen Wertes zurückgeht, ist die HALBWERTSCHICHTDICKE. Das ANSPRECHVERMÖGEN der Messsonde darf sich in dem vorkommenden Strahlungsqualitätsbereich um nicht mehr als $\pm 2\%$ ändern. Folgende Mindestabstände sollten für Messungen mit RÖNTGENRÖHRENSPANNUNGEN von 50 kV und darüber eingehalten werden:

$$A = 100 \text{ cm}, B = 25 \text{ cm}, C = 50 \text{ cm}$$

Bei der angegebenen Geometrie darf die STREUSTRAHLUNG aus der Luft und dem Monitor/Blendensystem, sowie die RÜCKSTREUUNG in die Monitorkammer vernachlässigt werden. Für Messungen mit RÖNTGENRÖHRENSPANNUNGEN unter 50 kV dürfen oben angeführte Werte A, B und C auf etwa ein Drittel verringert werden. In diesem Fall sind jedoch Streueinflüsse aus dem Blendensystem und vom Absorber in die Monitorkammer nicht mehr ohne weiteres zu vernachlässigen. Bei hinreichend stabilem Röhrenstrom sollte auf eine Monitorkammer verzichtet werden, um Störungen, wie die RÜCKSTREUUNG auf die Monitorkammer, zu vermeiden.

ANMERKUNG 1 Näheres zu den Mindestabständen siehe [54].

ANMERKUNG 2 Die beschriebene Geometrie erfüllt die Bedingungen des Ausschlusses der STREUSTRAHLUNG einschließlich der durch RÜCKSTREUUNG in die Monitorkammer gelangenden STREUSTRAHLUNG.

ANMERKUNG 3 Die Forderung nach der Stabilität der Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens innerhalb $\pm 2\%$ geht über die Anforderungen von DIN EN 61674 hinaus.

Folgende Prüfmittel sind erforderlich:

- Luftkermadetektor mit möglichst geringem Durchmesser und möglichst geringer Abhängigkeit des ANSPRECHVERMÖGENS als Funktion der STRAHLUNGSQUALITÄT;
- Blende, die den Durchmesser des NUTZSTRAHLENBÜNDELS begrenzt;
- Filtersatz aus Aluminium, der eine Variation der schwächenden Schichtdicke in der Nähe der zu erwartenden Al-Halbwertschichtdicke (siehe Tabelle A.1) in Schritten von 0,01 mm gestattet.

Für die Messung der HALBWERTSCHICHTDICKE sind die in Tabelle 2 aufgeführten Materialien zu verwenden.

Tabelle 2 — Empfohlene Absorbermaterialien für Messungen der HALBWERTSCHICHTDICKE

Grenzenergiebereich	Absorber-Material
10 keV bis 60 keV	Aluminium
60 keV bis 150 keV	Aluminium oder Kupfer

Der Massenanteil an Fremdstoffen aus Elementen merklich abweichender Ordnungszahl darf bei Aluminium für HALBWERTSCHICHTDICKEN unter 0,2 mm Al nicht mehr als 0,01 % und darüber nicht mehr als 0,2 % betragen. Bei Kupfer dürfen die Verunreinigungen nicht mehr als 0,8 % betragen. Angaben zur Umrechnung von Kupfer- in Aluminiumhalbwertschichtdicken können DIN 6809-1:2010-03, Bild 1, entnommen werden.

5.2 Messung und Ermittlung dosimetrischer Kenngrößen

5.2.1 Übersicht über die dosimetrischen Kenngrößen

In den folgenden Abschnitten sind Verfahren zur Messung dosimetrischer Kenngrößen der NUTZSTRAHLUNG einer Röntgendiagnostikanlage für RADIOGRAPHIE und Durchleuchtung festgelegt. Dosimetrische Kenngrößen dienen zur Kennzeichnung der Leistungsfähigkeit von Röntgenanlagen (z. B. bei Abnahmeprüfungen und Konstanzprüfungen), als Messgrößen zur Überprüfung der Einhaltung der DIAGNOSTISCHEN REFERENZWERTE, als Ausgangsgrößen zur Berechnung von Körperdosen sowie zur indirekten Quantifizierung der Körperdosen.

Einen Überblick über die Größenbenennungen und die Messorte geben die Bilder 2 und 3. Diese Verfahren umfassen sowohl Messungen am PATIENTEN oder PHANTOM unter den jeweiligen Untersuchungsbedingungen als auch Messungen technischer Zustandsgrößen mit speziellen Prüfkörpern unter streustrahlungsfreien Bedingungen. Die Dosisgrößen werden für jeweils eine Aufnahme und die Dosisleistungsgrößen für die anzugebenden Durchleuchtungsbedingungen angegeben.

Die Auswahl der dosimetrischen Kenngrößen, aus denen ORGANDOSEN berechnet werden können, orientiert sich an der Verfügbarkeit dieser Dosisgrößen in der radiologischen Routine und an den in der Literatur vorliegenden Konversionsverfahren. Hierzu eignen sich bei der Direkt- und Indirektradiographie die EINFALLDOSIS K_E sowie das DOSISFLÄCHENPRODUKT P_F , sowie bei der Durchleuchtung das DOSISFLÄCHENPRODUKT P_F und, wenn eine Unterteilung der Durchleuchtungsuntersuchung in Abschnitte mit bekannten Parametern möglich ist, auch die EINFALLDOSIS K_E .

ANMERKUNG Messungen der EINFALLDOSIS oder des DOSISFLÄCHENPRODUKTES dienen zur Überprüfung der Einhaltung der DIAGNOSTISCHEN REFERENZWERTE und zur indirekten Quantifizierung der Körperdosen des PATIENTEN.

5.2.2 KENNDOSISLEISTUNG und DOSISAUSBEUTE

Die KENNDOSISLEISTUNG $\dot{K}_{a,100}$, gemessen im Fokusabstand 100 cm, ist in erster Linie abhängig von der RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG, der GESAMTFILTERUNG und dem RÖNTGENRÖHRENSTROM, aber auch von der Spannungsform, dem Anodenwinkel, dem Anodenmaterial und der Aufrauung der Anodenoberfläche. Zu Vergleichszwecken wird die KENNDOSISLEISTUNG für einen RÖNTGENRÖHRENSTROM von 1 mA angegeben.

Wenn die räumlichen Bedingungen an einer RÖNTGENANLAGE eine Messung der KENNDOSISLEISTUNG im definitionsgemäßen Fokusabstand von 100 cm nicht zulassen, darf stattdessen in einem anderen Abstand, jedoch ebenfalls in der Achse des NUTZSTRAHLENBÜNDELS, die Dosisleistung gemessen und nach dem Abstandsquadratgesetz auf 100 cm umgerechnet werden. Hierbei muss allerdings der Einfluss von Streukörpern bei der Messung (z. B. Tischplatte) vernachlässigbar klein gehalten und die Messung im engen Strahlenbündel durchgeführt werden. Die KENNDOSISLEISTUNG wird vorzugsweise unter Durchleuchtungsbedingungen, d. h. bei kleinen RÖNTGENRÖHRENSTRÖMEN, gemessen.

Für die Aufnahmetechnik wird, meist bei hohen RÖNTGENRÖHRENSTRÖMEN, die DOSISAUSBEUTE VON RÖNTGENSTRAHLERN Y_{100} gemessen. Typische Werte der DOSISAUSBEUTE werden auch vom HERSTELLER des RÖNTGENSTRAHLERS in Abhängigkeit von der RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG zur Verfügung gestellt.

ANMERKUNG 1 Siehe dazu auch die Angaben in Anhang A.

ANMERKUNG 2 Abweichungen von der Konstanz der DOSISAUSBEUTE, d. h. von einem konstanten Quotienten aus der LUFTKERMA frei in Luft in 100 cm Fokusabstand auf dem ZENTRALSTRAHL und dem Röhrenstrom-Zeit-Produkt, können bei sehr kurzen Schaltzeiten auftreten, wenn die RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG ihren Sollwert nicht erreicht.

5.2.3 DOSISFLÄCHENPRODUKT

Das DOSISFLÄCHENPRODUKT P_F wird im Strahlengang zwischen Tiefenblende und PATIENT (siehe Bild 2) mit einer flachen IONISATIONSKAMMER nach DIN EN 60580 gemessen, deren empfindliche Messfläche auch bei der größten Feldöffnung den Nutzstrahlenbereich vollständig einschließt. Die IONISATIONSKAMMER ist in der Regel direkt an der Tiefenblende befestigt. Das DOSISFLÄCHENPRODUKT ist praktisch unabhängig vom Abstand der Messebene vom Brennfleck.

Setzt sich eine Durchleuchtungsuntersuchung aus verschiedenen standardisierten Einstellungen (Projektionen) zusammen, so ist das DOSISFLÄCHENPRODUKT für jeden dieser Untersuchungsabschnitte zu messen, und die Einstellbedingungen sind festzuhalten.

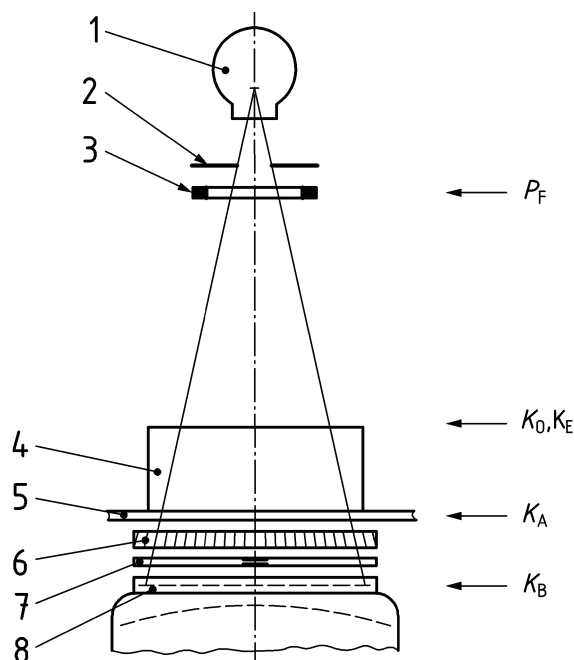
ANMERKUNG Für standardisierte Untersuchungen ist das DOSISFLÄCHENPRODUKT eine wichtige Ausgangsgröße zur Abschätzung der Patientendosis. Die Röntgenverordnung (RöV) [23] fordert bei nach dem 1.7.2002 installierten RÖNTGENEINRICHTUNGEN Vorrichtungen zur Anzeige der Strahlenexposition des PATIENTEN. Dies ist in der Regel eine Vorrichtung zur Messung des DOSISFLÄCHENPRODUKTES.

5.2.4 EINFALLDOSIS und EINFALLDOSISLEISTUNG

5.2.4.1 Messung der EINFALLDOSIS und EINFALLDOSISLEISTUNG

Die EINFALLDOSIS K_E und die EINFALLDOSISLEISTUNG $\dot{K}_E$ werden in der Achse des NUTZSTRAHLENBÜNDELS am Ort der Strahleneintrittsfläche des PATIENTEN oder PHANTOMS, jedoch ohne Rückstreubeiträge, d. h. ohne PATIENT oder PHANTOM (siehe Bild 2). Ersatzweise können, besonders an Anlagen mit automatischer Belichtungsregelung, EINFALLDOSIS und EINFALLDOSISLEISTUNG blendennah gemessen und auf die Strahleneintrittsfläche von PATIENT oder PHANTOM umgerechnet werden.

Die EINFALLDOSIS kann auch mit BELICHTUNGSAUTOMATIK gemessen werden, sofern die RÖNTGENEINRICHTUNG über eine Anzeige des Röhrenstrom-Zeit-Produktes nach erfolgter Strahlenexposition verfügt. Bei der Positionierung der Dosismesskammer muss darauf geachtet werden, dass die vom Belichtungsautomaten geschaltete Dosis hierdurch nicht beeinflusst wird. Nach einer ersten Exposition mit PHANTOM wird das vom Belichtungsautomaten geschaltete Röhrenstrom-Zeit-Produkt notiert und nach Entfernen des PHANTOMS eine zweite Exposition in freier Belichtung ausgelöst. Hierbei wird am RÖNTGENGENERATOR das Röhrenstrom-Zeit-Produkt gewählt, welches dem notierten Wert am nächsten liegt. Die EINFALLDOSIS kann dann durch Interpolation berechnet werden.



Legende

- 1 Fokus
- 2 Blende
- 3 Dosisflächenproduktmesskammer
- 4 PHANTOM
- 5 Tischplatte
- 6 STREUSTRAHLENRASTER
- 7 Messkammer der BELICHTUNGSAUTOMATIK
- 8 Bildempfänger
- P_F DOSISFLÄCHENPRODUKT
- K_O OBERFLÄCHENDOSIS
- K_E EINFALLDOSIS; die Messung von K_E erfolgt am angegebenen Messort ohne PHANTOM (siehe 5.2.4)
- K_A AUSTRITTS-DOSIS K_B
- K_B BILDEMPFAÑGERDOSIS

Bild 2 — STRAHLENGEOMETRIE an einer Röntgendiagnostikanlage und Messorte der Dosiskenngrößen bei Messungen mit einem Körperphantom