

DIN 6809-3**DIN**

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 radiologyDosimétrie 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

Nur für die Normungsarbeit

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 Röntgen-gesellschaft 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 Strahlen-therapie und in der Weichteildiagnostik
- Teil 5: Anwendung von Röntgenstrahlen mit Röhrenspannungen von 100 bis 400 kV in der Strahlen-therapie
- Teil 6: Anwendung hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung in der perkutanen Strahlen-therapie

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 ORGANDOSEN 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

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

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

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

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 GESAMTKOLLIMATION 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 GESAMTKOLLIMATION 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 GESAMTKOLLIMATION 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 GESAMTKOLLIMATION 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 GESAMTKOLLIMATION 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. $CTDI_{w,B}$

gewichtetes 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

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

ANMERKUNG 1 Das DOSISLÄNGENPRODUKT BEI EINER STRAHLERROTATION wird in $mGy \cdot cm$ 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 $N h$

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

ANMERKUNG 1 Das DOSISLÄNGENPRODUKT BEI EINER SEQUENTIELLEN CT-SERIE wird in $mGy \cdot cm$ 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_{scan}/t_{rot} und der GESAMTKOLLIIMATION $N h$

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

ANMERKUNG 1 Das DOSISLÄNGENPRODUKT BEI EINEM SPIRAL-CT-SCAN wird in $mGy \cdot cm$ 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.

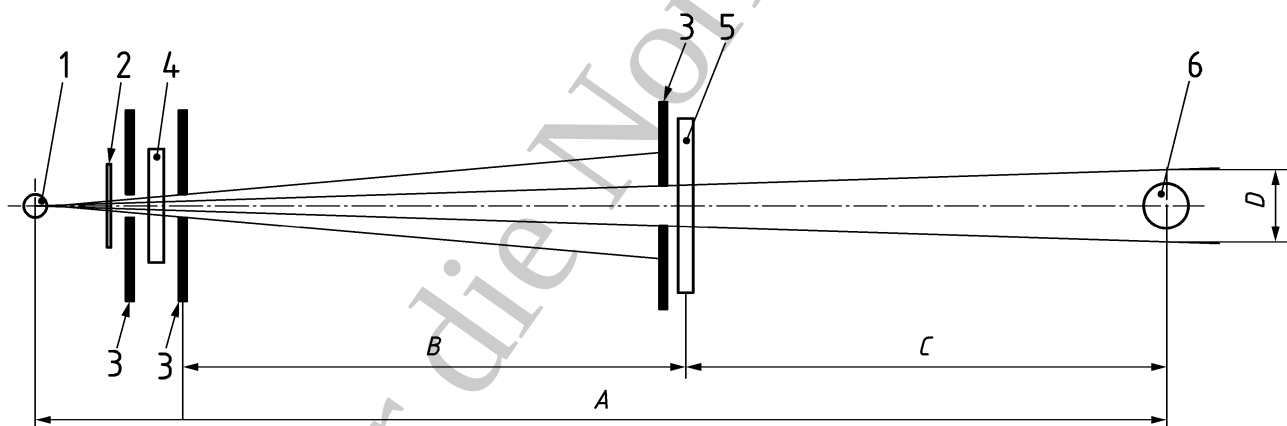
Der Begriff „KONSTANTE RÖHRENSPANNUNG“ darf bei einer WELLGKEIT DER SPANNUNG bis zu 10 % verwendet werden. Die an einer RÖNTGENANLAGE vorhandene WELLGKEIT DER SPANNUNG wird vom HERSTELLER angegeben.

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.

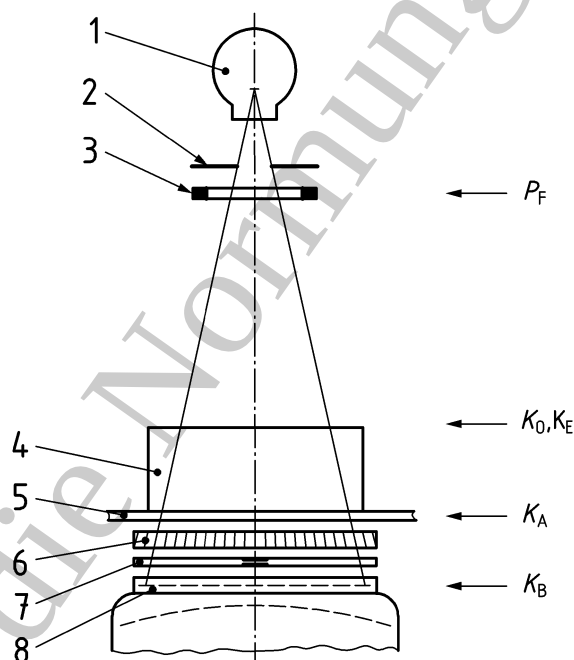
ANMERKUNG Für standardisierte Untersuchungen ist das DOSISFLÄCHENPRODUKT eine wichtige Ausgangsgröße zur Abschätzung der Patientendosis. Die Röntgenverordnung (RöV) [23] fordert bei nach dem 1.7.2002 installierten RÖNTGEN-EINRICHTUNGEN Vorrichtungen zur Anzeige der Strahlenexposition des PATIENTEN. Dies 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 BILDEMPFFÄNGERDOSIS

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

5.2.4.2 Ermittlung der EINFALLDOSIS bei RADIOGRAPHIE aus anderen Messgrößen

5.2.4.2.1 Ermittlung der EINFALLDOSIS K_E aus dem Messwert K_m im Fokusabstand r_m

Die EINFALLDOSIS K_E im Fokusabstand r_E wird aus dem Messwert K_m im Fokusabstand r_m nach Gleichung (1) bestimmt.

$$K_E = K_m (r_m/r_E)^2 \quad (1)$$

ANMERKUNG Spezielle Messkammern, die z. B. in Messkammern zur Ermittlung des DOSISFLÄCHENPRODUKTES integriert sind, ermöglichen die Messung der EINFALLDOSIS in einem geräteseitig definierten Fokusabstand $r_m < r_E$.

5.2.4.2.2 Ermittlung der EINFALLDOSIS K_E aus dem DOSISFLÄCHENPRODUKT P_F

Die EINFALLDOSIS K_E wird nach Gleichung (2) als Quotient aus DOSISFLÄCHENPRODUKT P_F und Feldgröße A_E am Ort der Strahleneintrittsseite des PATIENTEN berechnet:

$$K_E = P_F/A_E \quad (2)$$

Dazu darf die Feldgröße A_E mit $A_E = A_B \cdot (r_E/r_B)^2$ aus der Feldgröße A_B am Bildempfänger im Fokusabstand r_B berechnet werden.

5.2.4.2.3 Ermittlung der EINFALLDOSIS K_E aus der OBERFLÄCHENDOSIS K_O

Die EINFALLDOSIS K_E wird nach Gleichung (3) als Quotient aus der OBERFLÄCHENDOSIS und dem RÜCKSTREUFAKTOR B berechnet:

$$K_E = K_O/B \quad (3)$$

Da der RÜCKSTREUFAKTOR B von der STRAHLUNGSQUALITÄT und von der Feldgröße abhängt, müssen diese bei der Ermittlung von K_E aus K_O bekannt sein.

ANMERKUNG Werte von RÜCKSTREUFAKTOREN siehe Tabelle A1.

5.2.4.2.4 Ermittlung der EINFALLDOSIS K_E aus der DOSISAUSBEUTE EINES RÖNTGENSTRAHLERS Y_{100} und den aufnahmetechnischen Parametern

Die EINFALLDOSIS K_E wird aus der DOSISAUSBEUTE Y_{100} und dem Röhrenstrom-Zeit-Produkt $I_R \cdot t$ für den Fokusabstand r_E nach Gleichung (4) berechnet gemäß:

$$K_E = Y_{100} \cdot I_R \cdot t \cdot (r_Y/r_E)^2 \quad (4)$$

Dabei ist r_Y der Bezugsfokusabstand für die Angabe der DOSISAUSBEUTE Y_{100} (100 cm).

ANMERKUNG Richtwerte für die DOSISAUSBEUTE VON RÖNTGENSTRAHLERN unterschiedlicher GESAMTFILTERUNG siehe Bild A.1 und Bild A.2.

5.2.4.2.5 Ermittlung der EINFALLDOSIS K_E aus der BILDEMPFÄNGERDOSIS K_B

Die EINFALLDOSIS K_E darf aus der BILDEMPFÄNGERDOSIS K_B ermittelt werden, wenn neben der STRAHLUNGSQUALITÄT die Patientendicke, die Abbildungsgeometrie und die GERÄTESCHWÄCHUNGSFAKTOREN bekannt sind. Es gilt Gleichung (5):

$$K_E = K_B \cdot m_{\text{Patient}} \cdot m_{\text{Absorber}} \cdot m_{\text{Raster}} \cdot m_{\text{Geometrie}} \cdot (1-\alpha') \quad (5)$$

Darin ist $m_{\text{Geometrie}} = (r_B/r_E)^2$.

Der Faktor m_{Patient} ist der SCHWÄCHUNGSFAKTOR des PATIENTEN (ersatzweise von Wasser), ermittelt unter streustrahlungsfreien Bedingungen. Die SCHWÄCHUNGSFAKTOREN m_{Absorber} und m_{Raster} sind Komponenten des GESAMT-GERÄTESCHWÄCHUNGSFAKTORS m .

Der Faktor $(r_B/r_E)^2$ berücksichtigt die geometrische SCHWÄCHUNG der Strahlung zwischen der Strahleneintrittsebene am PATIENTEN und der Bildempfängerebene. Der Faktor $(1-\alpha')$ beschreibt den Anteil der PRIMÄRSTRAHLUNG an der BILDEMPFÄNGERDOSIS. Dabei ist α' der Anteil der STREUSTRAHLUNG an der bildgebenden Strahlung. Für ein STREUSTRAHLENRASTER mit der SELEKTIVITÄT Σ wird α' aus dem Streustrahlungsanteil α ohne STREUSTRAHLENRASTER näherungsweise nach Gleichung (6) berechnet:

$$\alpha' = \alpha / (\alpha + (1-\alpha) \cdot \Sigma) \quad (6)$$

Die SELEKTIVITÄT Σ wird als Quotient aus Primärstrahlungs- und Streustrahlungsdurchlässigkeit eines STREUSTRAHLENRASTERS unter definierten Bedingungen (20 cm Wasser, Feldgröße 30 cm × 30 cm) nach DIN EN 60627 ermittelt. Die Verwendbarkeit der so ermittelten Zahlenwerte von Σ ist auf Röntgenaufnahmen unter vergleichbaren Bedingungen beschränkt. Ohne STREUSTRAHLENRASTER gilt $\Sigma = 1$.

Bei einer Einzelaufnahme mit BELICHTUNGSAUTOMATIK ist K_B die beim automatischen Abschalten erreichte BILDEMPFÄNGERDOSIS, gemittelt über die empfindliche Messfläche (Dominante) der Messkammer („Abschaltdosis“). Einstellung und Überprüfung von K_B an der RÖNTGENEINRICHTUNG erfolgen nach DIN EN 61223-3-1 mit Messgeräten nach DIN EN 61674 unter definierten und streustrahlungsfreien Bedingungen. Die bei der Einstellung auf optimale Bildqualität unter Prüfbedingungen erreichte BILDEMPFÄNGERDOSIS wird als „Systemdosis“ dokumentiert. Wegen der Energieabhängigkeit der Strahlungsempfindlichkeit des Bildempfängers hängt die Systemdosis von der STRAHLUNGSQUALITÄT am Bildempfänger ab. Korrekturfaktoren zur Energieabhängigkeit der Systemdosis können den Herstellerangaben des Filmfoliensystems oder der geräteseitigen Einstellung der BELICHTUNGSAUTOMATIK für das jeweilige FILM-FOLIEN-SYSTEM, bei Indirektaufnahmen über Bildverstärker den Angaben des Geräteherstellers, entnommen werden. Die Systemdosis kann als Näherungswert für die bei einer bestimmten Einzelaufnahme tatsächlich erreichte Abschaltdosis verwendet werden.

Bei FILM-FOLIEN-SYSTEMEN wird vom HERSTELLER die EMPFINDLICHKEIT S nach DIN ISO 9236-1 angegeben. Die unter Prüfbedingungen des HERSTELLERS für die NETTODICHTE $D_n = 1,0$ erforderliche BILDEMPFÄNGERDOSIS beträgt $K_S = (1\,000 \mu\text{Gy})/S$. Bei Abnahmeprüfungen nach DIN EN 61223-3-1 wird für FILM-FOLIEN-SYSTEME die für die NETTODICHTE $D_n = 1,0$ erforderliche BILDEMPFÄNGERDOSIS, die NENNDOSIS K_N , dokumentiert. Diese muss der Bedingung $K_N \leq f_A \cdot K_S$ genügen. Der Wert von f_A ist der Anlage I zur Sachverständigenprüfrichtlinie (SV-RL) zu entnehmen. Der Wert für f_A wird dort mit 1,6 angegeben. Die Größen K_N und $f_A \cdot K_S$ können als Näherungswerte für die bei einer Einzelaufnahme tatsächlich erreichte Abschaltdosis verwendet werden.

Bei Indirektaufnahmen (analog/digital) vom Ausgangsschirm des Bildverstärkers sind Grenzwerte für die BILD-EMPFÄNGERDOSIS K_B in der Anlage I zur Sachverständigenprüfrichtlinie (SV-RL) in Abhängigkeit vom Bildverstärkerformat angegeben.

Bei digitalen Bildempfängersystemen, wie Speicherfolien oder Halbleiter-Bildempfängern, wird die BILD-EMPFÄNGERDOSIS K_B nach DIN EN 61223-3-1 ermittelt und dokumentiert (DIN V 6868-58). Die Grenzwerte für die BILDEMPFÄNGERDOSIS K_B müssen sich an den Grenzwerten für Indirektaufnahmen mit dem Bildverstärkerformat 25 cm Ø aus der Anlage I zur Sachverständigenprüfrichtlinie (SV-RL) orientieren.

ANMERKUNG In Anhang A sind typische Daten zusammengestellt, die eine Abschätzung von K_E aus K_B gestatten: Primärstrahlungsdurchlässigkeit von Wasser (siehe Bild A.3 bis Bild A.5) zur Ermittlung des PATIENTENSCHWÄCHUNGSFAKTORS, typische Werte für die Komponenten des GERÄTESCHWÄCHUNGSFAKTORS (siehe Tabelle A.2), Streustrahlungsanteil α der bildgebenden Strahlung (siehe Bild A.6 und Bild A.7) und typische Werte für die SELEKTIVITÄT Σ von STREUSTRAHLENRASTERN (siehe Tabelle A.3).

5.2.4.3 Ermittlung der EINFALLDOSIS bei Durchleuchtung aus anderen Messgrößen

Besteht die Möglichkeit, eine Durchleuchtungsuntersuchung in Untersuchungsabschnitte mit konstanten und bekannten Einstellparametern zu zerlegen, so wird die EINFALLDOSIS für jeden einzelnen Untersuchungsabschnitt nach 5.2.4.2.4 oder 5.2.4.2.5 ermittelt.

Wird die EINFALLDOSIS aus der DOSISAUSBEUTE und dem Röhrenstrom-Zeit-Produkt nach 5.2.4.2.4 ermittelt, so ist für jeden Untersuchungsabschnitt neben dem RÖNTGENRÖHRENSTROM und der Durchleuchtungszeit auch die RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG festzuhalten.

Zur Ermittlung der EINFALLDOSIS aus der BILDEMPFÄNGERDOSIS nach 5.2.4.2.5 wird die BILDEMPFÄNGERDOSISLEISTUNG jedes einzelnen Untersuchungsabschnittes durch Multiplikation mit der Durchleuchtungszeit des Untersuchungsabschnittes in eine BILDEMPFÄNGERDOSIS des Untersuchungsabschnittes umgerechnet.

Einstellung und Überprüfung der BILDEMPFÄNGERDOSISLEISTUNG an einer RÖNTGENEINRICHTUNG erfolgen nach DIN EN 61223-3-1 mit Messgeräten nach DIN EN 61674. Unter Prüfbedingungen wird die BILDEMPFÄNGERDOSISLEISTUNG als „Systemdosisleistung“ bezeichnet.

Die BILDEMPFÄNGERDOSISLEISTUNG darf nach DIN EN 61223-3-1 beim Bildverstärkerformat 25 cm Ø den Wert 0,6 µGy/s nicht überschreiten. Für spezielle Durchleuchtungstechniken (z. B. DSA, Interventionen) sind, wenn medizinisch erforderlich, höhere Werte der BILDEMPFÄNGERDOSISLEISTUNG zulässig („high level mode“). Weitere Grenzwerte für die BILDEMPFÄNGERDOSISLEISTUNG sind in der Anlage I zur Sachverständigenprüfrichtlinie (SV-RL) in Abhängigkeit vom Bildverstärkerformat angegeben.

5.2.5 OBERFLÄCHENDOSIS¹⁾ und OBERFLÄCHENDOSISLEISTUNG

Die OBERFLÄCHENDOSIS K_O und die OBERFLÄCHENDOSISLEISTUNG $\dot{K}_O$ werden in der Achse des NUTZSTRAHLENBÜNDELS unmittelbar an der Strahleneintrittsfläche des PATIENTEN oder PHANTOMS gemessen (siehe Bild 4). Den Zusammenhang mit den Größen K_E und $\dot{K}_E$ bestimmt die RÜCKSTREUUNG aus dem PATIENTEN nach den Gleichungen (7) und (8):

$$K_O = K_E \cdot B \quad (7)$$

$$\dot{K}_O = \dot{K}_E \cdot B \quad (8)$$

Der von STRAHLUNGSQUALITÄT und Feldgröße abhängige RÜCKSTREUFAKTOR B ist Tabellen (z. B. Tabelle A.1) zu entnehmen. Bei Angaben von K_O und $\dot{K}_O$ sind außer den Betriebsbedingungen auch der Fokusabstand und die Feldgröße mit anzugeben.

ANMERKUNG RÜCKSTREUFAKTOREN für die Röntgendiagnostik siehe z. B. tabellierte Werte nach [47], Tabelle A.1. Weitere Werte siehe in [48], für die Mammographie in [37].

5.2.6 AUSTRITTSDOSIS und AUSTRITTSDOSISLEISTUNG

Die AUSTRITTSDOSIS K_A und die AUSTRITTSDOSISLEISTUNG $\dot{K}_A$ werden in der Achse des NUTZSTRAHLENBÜNDELS unmittelbar an der Strahlenaustrittsfläche des PATIENTEN oder PHANTOMS gemessen (siehe Bild 2). Bei Angaben von K_A und $\dot{K}_A$ sind außer den Betriebsbedingungen auch der Fokusabstand, die Feldgröße und die Objektstärke mit anzugeben.

ANMERKUNG Von der TRANSMISSIONSDOSIS (siehe 5.2.7) unterscheidet sich die AUSTRITTSDOSIS durch den Beitrag der STREUSTRAHLUNG aus dem PATIENTEN oder PHANTOM. Der Anteil der STREUSTRAHLUNG an der AUSTRITTSDOSIS kann mehr als 90 % betragen.

1) Nicht zu verwechseln mit der als Energiedosis definierten Gewebe-Oberflächendosis in der Strahlentherapie, siehe DIN 6814-8.

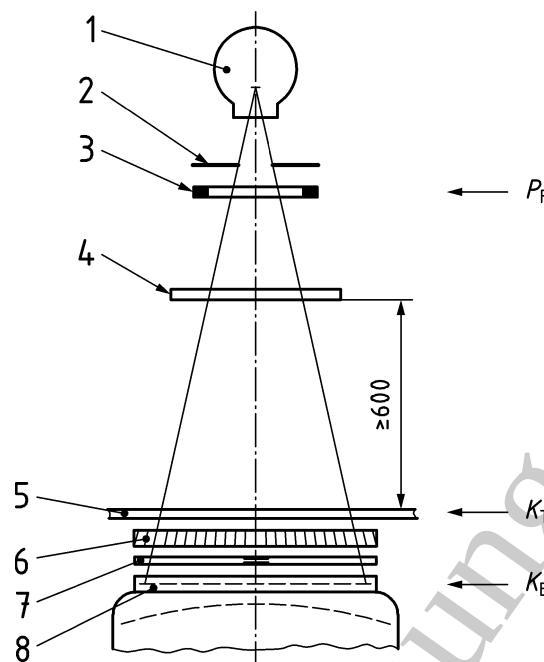
5.2.7 TRANSMISSIONSDOSIS und TRANSMISSIONSDOSISLEISTUNG

Die TRANSMISSIONSDOSIS K_T und die TRANSMISSIONSDOSISLEISTUNG $\dot{K}_T$ werden in der Achse des NUTZSTRAHLENBÜNDELS hinter einem Aluminium-Prüfkörper unter streustrahlungsarmen Bedingungen gemessen (siehe Bild 3). Dazu ist der Abstand zwischen Prüfkörper und Detektor so zu wählen, dass der Beitrag der Streustrahlung aus dem Prüfkörper nur vernachlässigbar zum Messwert beiträgt (Abstand mindestens 60 cm). Messebene ist bei Obertischgeräten in der Regel die Patientenlagerung (Stützwand, Tisch), bei Untertischgeräten die Strahlenaustrittsfläche des PATIENTEN oder die Schutzwand des Bildempfängers (Messung vor dem STREUSTRAHLENRASTER). Da Teile der RÖNTGENANLAGE, die sich im Strahlengang hinter dem Prüfkörper befinden (Tisch, STREUSTRAHLENRASTER, Messkammer der BELICHTUNGS-AUTOMATIK, Filmkassette, Bildverstärker) bei der Messung von K_T oder $\dot{K}_T$ nicht entfernt werden können, sind gegebenenfalls die Rückstreubeiträge aus diesen Bauteilen zu korrigieren.

Messungen der TRANSMISSIONSDOSIS und -DOSISLEISTUNG erfolgen vorzugsweise bei den STRAHLUNGS-QUALITÄTEN RQA nach DIN EN 61267. Die Dicke des Prüfkörpers orientiert sich an der durch DIN EN 61267 festgelegten ZUSATZFILTERUNG. An Geräten mit automatischer Einstellung der RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG ist es notwendig, den für die Messung gewünschten Wert der RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG fest einzustellen.

ANMERKUNG 1 Material und Dicke der ZUSATZFILTER sind so gewählt, dass sie eine patientenäquivalente HÄRTUNG sowie eine für Messzwecke ausreichende SCHWÄCHUNG ergeben. Messungen bei 80 kV erfolgen z. B. mit einem Aluminium-Prüfkörper der Dicke 25 mm; dies entspricht etwa der ZUSATZFILTERUNG bei der STRAHLUNGSQUALITÄT RQA 6 nach DIN EN 61267.

Nur für die Normung

**Legende**

- 1 Fokus
- 2 Blende
- 3 Dosisflächenproduktmesskammer
- 4 Al-Prüfkörper
- 5 Tischplatte
- 6 STREUSTRAHLENRASTER
- 7 Messkammer der BELICHTUNGSAUTOMATIK
- 8 Bildempfänger
- P_F DOSISFLÄCHENPRODUKT
- K_T TRANSMISSIONSDOSIS
- K_B BILDEMPFÄNGERDOSIS

ANMERKUNG 2 Der Abstand von mindestens 60 cm sorgt für einen sehr geringen Streustrahlenanteil an der TRANSMISSIONSDOSIS K_T (siehe 5.2.7).

Bild 3 — STRAHLENGEOMETRIE an einer Röntgendiagnostikanlage und Messorte der Dosiskenngrößen bei Messungen mit einem Aluminium-Prüfkörper

5.2.8 BILDEMPFÄNGERDOSIS und BILDEMPFÄNGERDOSISLEISTUNG

Die BILDEMPFÄNGERDOSIS K_B und die BILDEMPFÄNGERDOSISLEISTUNG $\dot{K}_B$ werden in der Achse des NUTZ-STRAHLENBÜNDELS am Ort der bildwandelnden Schicht gemessen.

Soll die zum Bildaufbau notwendige Dosis bei Aufnahme oder die Dosisleistung bei Durchleuchtung gemessen werden, so dient zur Simulation der vom Patientenkörper verursachten SCHWÄCHUNG und STREUUNG der Strahlung ein Wasser- oder wasseräquivalentes PHANTOM mit einer Querschnittsfläche von 30 cm × 30 cm und einer Dicke von 20 cm für Abdomen- und von 10 cm für Thoraxuntersuchungen (siehe Bild 5). In Sonderfällen, z. B. in der Kinderradiologie, können andere Phantomabmessungen erforderlich sein. Die Messung erfolgt bei den interessierenden Aufnahme- oder Durchleuchtungsbedingungen.

Dient die Dosismessung an der bildwandelnden Schicht der Erfassung technischer Zustandsgrößen der Anlage (siehe Abnahmeprüfung nach DIN EN 61223-3-1), so wird sie mit einem Prüfkörper der zur Messung der TRANSMISSIONSDOSIS (siehe 5.2.7) festgelegten Art und Anordnung ausgeführt (siehe Bild 3).

Ist der Ort der bildwandelnden Schicht zugänglich (z. B. nach Entfernen der Filmkassette), so ist der Messort der Schnittpunkt der Achse des NUTZSTRAHLENBÜNDELS mit dieser Schicht. Näherungsweise darf auch unmittelbar vor dieser Schicht (z. B. unmittelbar vor dem Bildverstärker) gemessen werden.

Ist der Ort der bildwandelnden Schicht nicht zugänglich und kann auch nicht unmittelbar vor dieser Schicht gemessen werden (z. B. bei manchen Zielgeräten, bei Filmwechslern, bei manchen Rasterwandgeräten, bei Schirmbildgeräten), so muss die TRANSMISSIONSDOSIS K_T vor dem STREUSTRAHLENRASTER gemessen und die BILDEMPFÄNGERDOSIS K_B am Ort der bildwandelnden Schicht errechnet werden. Die Messung mit Prüfkörper statt mit PHANTOM ist in diesem Fall notwendig, weil sowohl die Streustrahlungsanteile hinter einem PHANTOM als auch die Durchlässigkeit des Streustrahlerasters für die Gesamtstrahlung stark von der RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG, der Feldgröße, der Phantomdicke und dem Abstand zwischen PHANTOM und bildwandelnder Schicht abhängen (siehe DIN EN 60627 und DIN V 6868-152). Die BILDEMPFÄNGERDOSIS K_B wird nach Gleichung (9) berechnet.

$$K_B = K_T / m \quad (9)$$

Dabei ist

K_B die BILDEMPFÄNGERDOSIS;

K_T die TRANSMISSIONSDOSIS;

m der GESAMT-GERÄTESCHWÄCHUNGSFAKTOR.

Der GESAMT-GERÄTESCHWÄCHUNGSFAKTOR m wird unter streustrahlenfreien Bedingungen ermittelt. Erhebliche Berechnungsfehler können nur bei Verwendung der vom HERSTELLER angegebenen Werte des Faktors m vermieden werden. Für grobe Abschätzungen gilt bei vorhandenem STREUSTRAHLENRASTER $m \approx 3$.

ANMERKUNG Bei Dosismessungen an Bildverstärkereinrichtungen ist zu beachten, dass der KONVERSIONSFAKTOR eines Röntgenbildverstärkers erheblich stärker von der RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG abhängt als der Verstärkungsfaktor von Verstärkungsfolien.

5.3 Abschätzung der ORGANDOSEN und der EFFEKTIVEN DOSIS mit Hilfe von KONVERSIONSFAKTOREN

5.3.1 Allgemeines

Die Ermittlung der ORGANDOSEN aus den dosimetrischen Ausgangsgrößen durch Multiplikation mit KONVERSIONSFAKTOREN f_T , die mit Monte-Carlo-Verfahren für mathematische PHANTOME für eine Vielzahl von Untersuchungsbedingungen (Projektionen) berechnet wurden, liefert in der Regel einen Satz von ORGANDOSEN, aus dem auch die EFFEKTIVE DOSIS berechnet werden kann.

ANMERKUNG KONVERSIONSFAKTOREN zur Ermittlung der EFFEKTIVEN DOSIS, werden z. B. in [51] mit Bezug auf das DOSISFLÄCHENPRODUKT P_F und in [32] bezogen auf EINFALLDOSIS K_E und DOSISFLÄCHENPRODUKT P_F angegeben.

5.3.2 Dosisabschätzung für RADIOGRAPHIE und Durchleuchtung

Für die ORGANDOSIS H_T gilt bei Benutzung der für die jeweiligen Untersuchungsbedingungen geltenden KONVERSIONSFAKTOREN f_T für die Organe

die Berechnung aus der EINFALLDOSIS K_E : $H_T = f_{TE} (\text{Untersuchungsbedingung}) \cdot K_E \quad (10)$

für die Berechnung aus dem DOSISFLÄCHENPRODUKT P_F : $H_T = f_{TF} (\text{Untersuchungsbedingung}) \cdot P_F \quad (11)$

ANMERKUNG 1 Zur Ermittlung der ORGANDOSIS bei der Direkt- und Indirektaufnahme können die Organdosis-konversionsfaktoren nach [35] und [32] benutzt werden, die sich auf die EINFALLDOSIS K_E , bei [32] auch auf das DOSIS-FLÄCHENPRODUKT P_F , beziehen und für standardisierte Einstell- und Aufnahmebedingungen über einen weiten Röhrenspannungsbereich gelten.

ANMERKUNG 2 Bei Durchleuchtungsuntersuchungen, für die nur das DOSISFLÄCHENPRODUKT der Untersuchung bekannt ist, können die Organdosis-konversionsfaktoren nach [32] benutzt werden. Für ausgewählte Durchleuchtungsuntersuchungen können die Organdosis-konversionsfaktoren nach [31] und [32] benutzt werden, wenn eine Unterteilung in Abschnitte mit konstanten Einstellparametern möglich ist, für die eine EINFALLDOSIS ermittelt werden kann. Für ausgewählte Projektionen bei Durchleuchtungsuntersuchungen der Koronargefäße finden sich Organdosis-konversionsfaktoren in [34].

5.3.3 Zusammenfassung zur Dosisermittlung bei RADIOGRAPHIE und Durchleuchtung

In der Tabelle 3 sind die beschriebenen Messverfahren entsprechend Ihrer Wertigkeit zusammenfassend dargestellt.

ANMERKUNG Werte für den mittleren KONVERSIONSFAKTOR f_T finden sich in [35].

Tabelle 3 — Zusammenfassung der Messverfahren für RADIOGRAPHIE und Durchleuchtung

Messgröße	Umrechnungen	Ermittlung der ORGANDOSIS	Messaufbau	Bemerkung
P_F	—	$H_T = f_{TF} \times P_F$	Dosisflächen- produktmessgerät	DIAGNOSTISCHER REFERENZWERT
K_E	$K_E = P_F / A_E$	$H_T = f_{TE} \times K_E$	IONISATIONSKAMMER	DIAGNOSTISCHER REFERENZWERT
K_B	$K_E = K_B \times m_{\text{Patient}} \times m_{\text{Absorber}} \times m_{\text{Raster}} \times (r_B / r_E)^2 \times (1 - S_g)$	—	IONISATIONSKAMMER	—
Y_{100}	$K_E = Y_{100} \times I_R \times t \times (r_Y / r_E)^2$	—	—	—
r_B	Fokus-Bildwandler-Abstand			
r_E	Fokus-Oberflächenabstand			
r_Y	Fokusabstand 100 cm			
$I_R \times t$	Strom-Zeit-Produkt			
m_{Patient}	SCHWÄCHUNGSFAKTOR PATIENT (oder Wasser als äquivalentes Medium)			
m_{Absorber}	SCHWÄCHUNGSFAKTOR eines Absorbers (Prüfkörpers)			
m_{Raster}	SCHWÄCHUNGSFAKTOR STREUSTRALHENRASTER			
S_g	Streuanteil auf Bildempfänger			
f_T	mittlerer KONVERSIONSFAKTOR [31]			

6 Dosimetrie für die Mammographie

6.1 STRAHLUNGSQUALITÄT

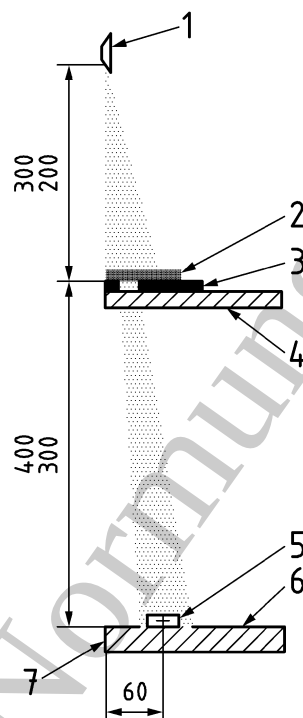
6.1.1 Allgemeines

Das Spektrum der NUTZSTRAHLUNG hängt auch bei der Mammographie 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. Die HALBWERTSCHICHTDICKE dient in Kombination mit der RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG zur einfachen Kennzeichnung der STRAHLUNGSQUALITÄT.

6.1.2 Messung von HALBWERTSCHICHTDICKEN in der Mammographie

Zur Messung von HALBWERTSCHICHTDICKEN (HWD) in der Mammographie wird eine Anordnung nach Bild 4 verwendet. Typische Werte der Al-HWD von Mammographie-Röntgenstrahlern für verschiedene Kombinationen aus ANODE und ZUSATZFILTER für unterschiedliche RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG sind in Tabelle 4 aufgeführt.

Maße in Millimeter



Legende

- 1 ANODE
- 2 Al-Filter
- 3 Blende
- 4 Kompressionseinrichtung
- 5 Luftkermadetektor
- 6 Auflageplatte

Bild 4 — Prinzipieller Aufbau zur Messung von HALBWERTSCHICHTDICKEN an Mammographieeinrichtungen

Der Detektor muss allseitig von Strahlung erfasst sein. Das ist bei einer Positionierung in etwa 60 mm Entfernung von der Brustwandseite gegeben. Die Blende sollte auf der Hälfte des Abstandes zwischen Fokus und Detektor angeordnet werden.

ANMERKUNG 1 Bild 4 entspricht Bild 3b in DIN EN 60627:2006-03 [16].

Folgende Prüfmittel sind erforderlich:

- Blende, die den Durchmesser des NUTZSTRAHLENBÜNDELS begrenzt;
- Al-Filtersatz (Reinheit mindestens 99,9 % nach DIN EN 573-3), der eine Variation der schwächenden Schichtdicke in der Nähe der zu erwartenden Al-Halbwertschichtdicke (siehe Tabelle 4) in Schritten von 0,01 mm gestattet;
- Luftkermadetektor mit möglichst geringem Durchmesser und möglichst geringer Abhängigkeit des ANSPRECHVERMÖGENS von der STRAHLUNGSQUALITÄT (bevorzugt Geräte nach DIN EN 61674).

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

Tabelle 4 — Typische HALBWERTSCHICHTDICKEN in mm Al von Mammographie-Röntgenstrahlern für verschiedene Kombinationen aus ANODE und ZUSATZFILTER für unterschiedliche Röhrengleichspannungen

ANODE + FILTER	RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG kV	HWD in mm Al ohne Kompressionsplatte (3 mm PMMA)	HWD in mm Al mit Kompressionsplatte (3 mm PMMA)
Mo + 30 μm Mo	25	0,28	0,34
	28	0,32	0,37
	30	0,34	0,38
	31	0,35	0,39
	34	0,36	0,40
Mo + 25 μm Rh	22	0,30	0,34
	25	0,36	0,40
	28	0,40	0,44
	34	0,41	0,46
W + 60 μm Mo	22	0,33	0,37
	25	0,35	0,39
	28	0,37	0,41
	30	0,38	0,42
W + 50 μm Rh	22	0,41	0,43
	25	0,48	0,51
	28	0,51	0,54
	30	0,53	0,56
W + 40 μm Pd	22	0,36	0,40
	25	0,44	0,48
	28	0,48	0,53
	30	0,50	0,55
Rh + 25 μm Rh	23	0,31	0,36
	25	0,34	0,40
	28	0,39	0,45
	30	0,42	0,48
ANMERKUNG Die Tabelle ist [36] entnommen.			

6.2 Messung und Ermittlung dosimetrischer Kenngrößen für die Mammographie

6.2.1 Allgemeines

Im folgenden Abschnitt sind Verfahren zur Messung dosimetrischer Kenngrößen der NUTZSTRAHLUNG bei Mammographie festgelegt. Einen Überblick über die Größenbenennungen und die Messorte gibt Bild 5. Diese Verfahren umfassen sowohl Messungen am PATIENTEN als auch am PHANTOM unter den jeweiligen Untersuchungsbedingungen. Sie werden bei Abnahmeprüfungen und Konstanzprüfungen, zur Überprüfung der Einhaltung der DIAGNOSTISCHEN REFERENZWERTE, zur Messung von Ausgangsgrößen für die Ermittlung der ORGANDOSIS und zur indirekten Quantifizierung der ORGANDOSIS eingesetzt.

Da bei der Mammographie aufgrund der Besonderheiten der Aufnahmegeometrie Dosismessungen in der Regel nicht auf dem ZENTRALSTRAHL erfolgen, werden auch KENNDOSISLEISTUNG und DOSISAUSBEUTE nicht definitionsgemäß bestimmt. Als dosimetrische Kenngrößen werden jedoch EINFALLDOSIS, OBERFLÄCHENDOSIS und BILDEMPFÄNGERDOSIS gemessen, zu deren Bestimmung im Folgenden einige Hinweise gegeben werden:

Um Einflüsse des Heel-Effekts klein zu halten, sollte der Strahlungsdetektor bei diesen Messungen möglichst nahe an der thoraxwandseitigen Kante positioniert werden. Andererseits sollte jedoch sichergestellt sein, dass der Detektor sich vollständig im NUTZSTRAHLENBÜNDEL befindet.

ANMERKUNG 1 Für den seitenzentrierten Abstand von der thoraxwandseitigen Kante werden in DIN V 6868 152:2005 02 [11] ein Wert von 5 cm und in [36] ein Wert von 6 cm angegeben.

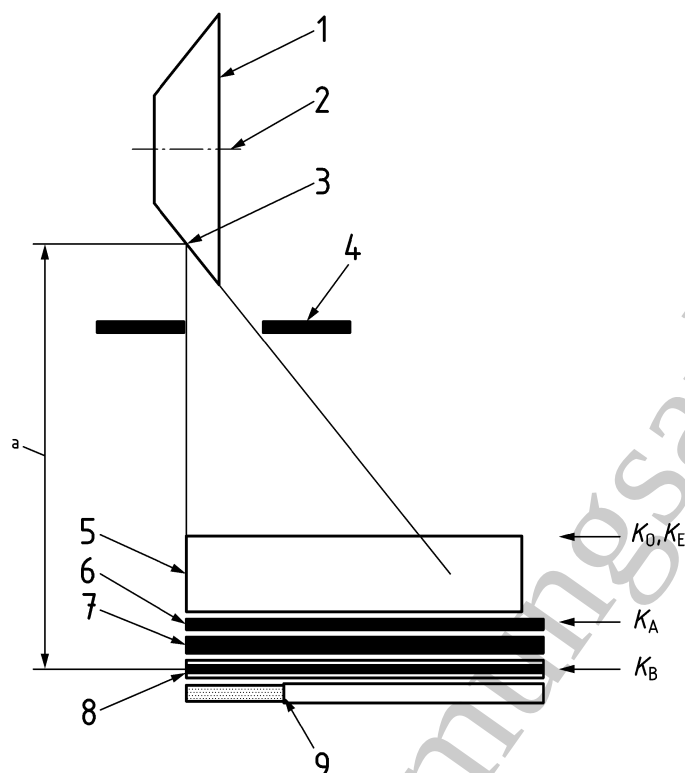
Der Strahlungsdetektor muss sich in einem ausreichend großen Abstand vom Röhrenfokus befinden.

ANMERKUNG 2 Für diesen Abstand werden in [38] etwa 50 cm angegeben. Nach DIN V 6868-152:2005-02 [11] und [36] wird 4,5 cm oberhalb der PATIENTEN-LAGERUNGSVORRICHTUNG gemessen.

6.2.2 EINFALLDOSIS

Die EINFALLDOSIS K_E wird am Ort der Strahleneintrittsfläche des PATIENTEN oder PHANTOMS, jedoch ohne PATIENT oder PHANTOM, gemessen (siehe Bild 5).

Nur für die Normungsarbeit



Legende

- 1 Anodenteller
- 2 Rotationsachse
- 3 Fokus
- 4 Blende
- 5 PHANTOM
- 6 PATIENTEN-LAGERUNGSVORRICHTUNG
- 7 STREUSTRAHLENRASTER
- 8 Bildempfänger
- 9 verschiebbare Messkammer für die BELICHTUNGSAUTOMATIK
- K_E EINFALLDOSIS
- K_O OBERFLÄCHENDOSIS
- K_B BILDEMPFÄNGERDOSIS

Die Messung der EINFALLDOSIS erfolgt ohne PHANTOM.

Bild 5 — STRAHLENGEOMETRIE an einer Mammographieeinrichtung und Messorte der Dosiskenngrößen bei Messungen mit einem Körperphantom

ANMERKUNG 1 In [37] wird die EINFALLDOSIS in 4,5 cm Höhe oberhalb der PATIENTEN-LAGERUNGSVORRICHTUNG und 6 cm Entfernung von der thoraxwandseitigen Kante gemessen.

ANMERKUNG 2 Falls für die Messung eine IONISATIONSKAMMER mit dünner Kammerwand benutzt wird, sollte die Kammer, um Rückstreuereffekte zu vermeiden, mindestens 10 cm oberhalb der PATIENTEN-LAGERUNGSVORRICHTUNG positioniert werden. Falls die Kammer selbst einen deutlichen Rückstreuanteil erzeugt, kann der Abstand von der PATIENTEN-LAGERUNGSVORRICHTUNG auf 5 cm oder weniger verringert werden [38].

Die EINFALLDOSIS darf auch nach dem Abstandsquadratgesetz aus dem Messwert K_m im Fokusabstand r_m berechnet werden.

Die EINFALLDOSIS darf auch näherungsweise nach der Beziehung $K_E = K_O/B$ aus einer Messung der OBERFLÄCHENDOSIS K_O an der fokussseitigen Oberfläche eines Prüfkörpers und dem RÜCKSTREUFAKTOR B bestimmt werden.

ANMERKUNG 3 RÜCKSTREUFAKTOREN B werden z. B. in [39] angegeben.

ANMERKUNG 4 Für eine ausführliche Darstellung dieser Verfahren siehe [37].

6.2.3 OBERFLÄCHENDOSIS

Die OBERFLÄCHENDOSIS K_O wird unmittelbar an der Strahleneintrittsfläche des PATIENTEN oder PHANTOMS gemessen (siehe Bild 5). Der Abstand des Messorts von der PATIENTEN-LAGERUNGSVORRICHTUNG nach oben und von der thoraxwandseitigen Kante ist anzugeben.

ANMERKUNG Zweckmäßigerweise sollte für die Messung der OBERFLÄCHENDOSIS der gleiche Messort wie bei der Messung der EINFALLDOSIS gewählt werden.

6.2.4 BILDEMPFÄNGERDOSIS

Die BILDEMPFÄNGERDOSIS K_B wird am Ort der bildwandelnden Schicht gemessen.

ANMERKUNG In [37] wird bei der Messung der BILDEMPFÄNGERDOSIS der dort beschriebene Prüfkörper nach Anhang A (Konfiguration mit 46 mm Gesamtdicke) entsprechend der Anordnung in Bild 5 benutzt.

6.3 Abschätzung der ORGANDOSIS mit Hilfe von KONVERSIONSFAKTOREN

6.3.1 Allgemeines

Die Ermittlung der ORGANDOSIS wird durch Multiplikation der EINFALLDOSIS mit einem KONVERSIONSFAKTOR, der mit Monte-Carlo-Verfahren für mathematische PHANTOME berechnet wurde, durchgeführt.

6.3.2 Dosisabschätzung bei der Mammographie

Bei der Mammographie ist in erster Linie die mittlere ORGAN-ENERGIEDOSIS des Brustdrüsengewebes (mittlere Parenchymdosis) als Kenngröße der Strahlenexposition von Interesse. Mit den Parenchymdosiskonversionsfaktoren f_{PD} ergibt sich die mittlere Parenchymdosis D_{PD} aus der EINFALLDOSIS K_E nach Gleichung (12):

$$D_{PD} = f_{PD} K_E \quad (12)$$

Dabei ist

D_{PD} die Parenchymdosis;

f_{PD} der Parenchymdosiskonversionsfaktor;

K_E die EINFALLDOSIS.

ANMERKUNG KONVERSIONSFAKTOREN zur Ermittlung der mittleren Parenchymdosis aus der EINFALLDOSIS findet man z. B. in [53] und [41] für einen großen Bereich von STRAHLUNGSQUALITÄTEN. Weitere Hinweise zur Bestimmung der mittleren Parenchymdosis werden in [37] und [42] gegeben.

6.3.3 Zusammenfassung Dosisermittlung Mammographie

In der nachfolgenden Tabelle sind die beschriebenen Messverfahren zusammenfassend dargestellt. Außerdem sind die wichtigsten Umrechnungen aufgeführt.

Tabelle 5 — Zusammenfassung der Messverfahren für die Mammographie

Messgröße	Umrechnungen	Ermittlung der ORGANDOSIS	Messaufbau	Bemerkung
K_O	$K_E = K_O/B$	$H_T = f_{PD} \times K_E$	IONISATIONSKAMMER	DIAGNOSTISCHER REFERENZWERT
K_E	$K_E = K_M \times (r_M/r_E)^2$	$H_T = f_{PD} \times K_E$	—	—
r_M Fokus-Messort-Abstand r_E Fokus-Oberflächenabstand				

7 Dosimetrie für die Computertomographie

7.1 STRAHLUNGSQUALITÄT

7.1.1 Allgemeines

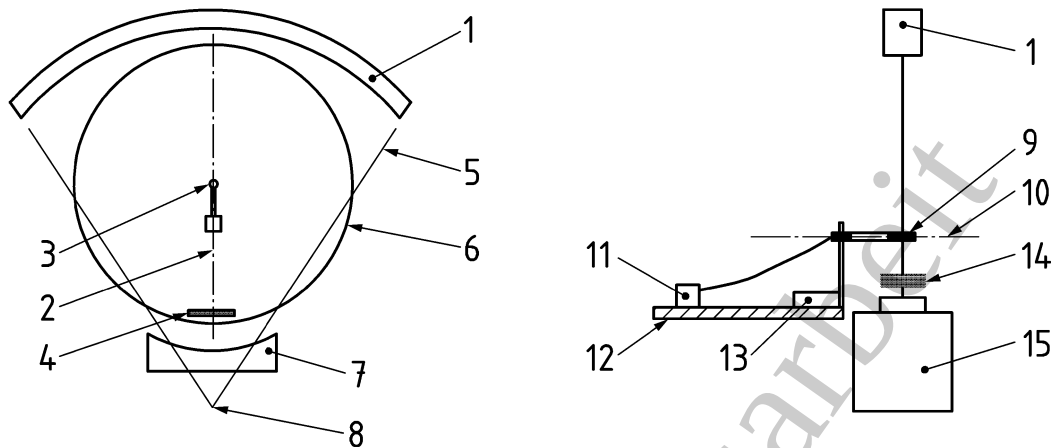
Das Spektrum der NUTZSTRAHLUNG hängt auch in der Computertomographie von der RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG und damit von der Energie der in der RÖNTGENRÖHRE beschleunigten ELEKTRONEN, vom Anodenmaterial und vom Einfallswinkel der ELEKTRONEN, von Material und Dicke der als FILTER wirkenden Materieschichten und von der Blendenkonstruktion ab. Deshalb reicht es nicht aus, die STRAHLUNGSQUALITÄT der NUTZSTRAHLUNG allein durch die RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG zu charakterisieren. Die HALBWERTSCHICHTDICKE dient zusammen mit der RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG zur einfachen Kennzeichnung der STRAHLUNGSQUALITÄT.

7.1.2 Messung von HALBWERTSCHICHTDICKEN

Zur Messung von HALBWERTSCHICHTDICKEN in der Computertomographie wird eine Anordnung nach Bild 6 verwendet. Bei typischen RÖNTGENRÖHRENSPANNUNGEN von 100 kV bis 150 kV liegen die Werte der AI-HWD zwischen etwa 7 mm und 10 mm.

Die linke Seite von Bild 6 zeigt einen möglichen Aufbau zur Messung von HALBWERTSCHICHTDICKEN an Computertomographieeinrichtungen. Der RÖNTGENSTRAHLER sollte an der unteren Seite der Gantry fest positioniert sein, so dass die FILTER auf dem Gehäuse der Gantry liegen können. Der Strahlenfächer sollte auf etwa 5 cm Breite am Ort der Kammer eingeblendet sein. Die Dosislängenprodukt-Kammer (CT-Kammer) darf entsprechend der Skizze in der rechten Seite des Bildes mit der Kammerachse auf der Rotationsachse aufgebaut werden.

ANMERKUNG Die Bilder sind [47] entnommen.



Legende

- 1 Detektoren
- 2 y-Achse
- 3 CT-Kammer im Rotationszentrum
- 4 Aluminium-Filter auf der Gantry
- 5 Fächerstrahl
- 6 Gantry, Gehäuse
- 7 Ausgleichsfilter
- 8 Fokus
- 9 CT-Kammer
- 10 Rotationsachse (z-Achse)
- 11 Elektrometer
- 12 Scannertisch
- 13 Kammerhalterung
- 14 Al-Filter
- 15 RÖNTGENSTRAHLER

Bild 6 — Prinzipieller Aufbau zur Messung von HALBWERTSCHICHTDICKEN an Computertomographieeinrichtungen

Folgende Prüfmittel sind erforderlich:

- Al-Filtersatz (Reinheit mindestens 99,9 % nach DIN EN 573-3), der eine Variation der schwächenden Schichtdicke in der Nähe der zu erwartenden Al-Halbwertschichtdicke in Schritten von 0,1 mm gestattet;
- Dosislängenprodukt-Kammer mit möglichst geringer Abhängigkeit des ANSPRECHVERMÖGENS als Funktion der STRAHLUNGSQUALITÄT (bevorzugt Geräte nach DIN EN 61674).

7.2 Messung und Ermittlung dosimetrischer Kenngrößen für die Computertomographie

7.2.1 Übersicht über die dosimetrischen Kenngrößen

Dosimetrische Kenngrößen der Computertomographie werden für Abnahmeprüfungen und Konstanzprüfungen, zur Überprüfung der Einhaltung der DIAGNOSTISCHEN REFERENZWERTE, zur Messung von Ausgangsgrößen für die Ermittlung der ORGANDOSIS und zur indirekten Quantifizierung der ORGANDOSIS verwendet.

Bei der transversalen Schnittführung wird Dosis nicht nur in der untersuchten Schicht, sondern auch in den angrenzenden Bereichen durch STREUSTRAHLUNG deponiert. Diese Dosisbeiträge müssen messtechnisch mit erfasst werden, da sie für die Strahlenexposition des PATIENTEN relevant sind. Das Dosisprofil für eine Einzelschicht ist in Bild 7 dargestellt. Die Flächeninhalte unter der Kurve und unter der Rechteckfunktion in Bild 7 sind gleich. Im Falle eines Mehrzeilen-CT tritt an die Stelle der NOMINELLEN SCHICHTDICKE h die GESAMT-KOLLIMATION Nh , das Produkt aus der Anzahl N der gleichzeitig gescannten Schichten und der NOMINELLEN SCHICHTDICKE h (siehe Bild 8).

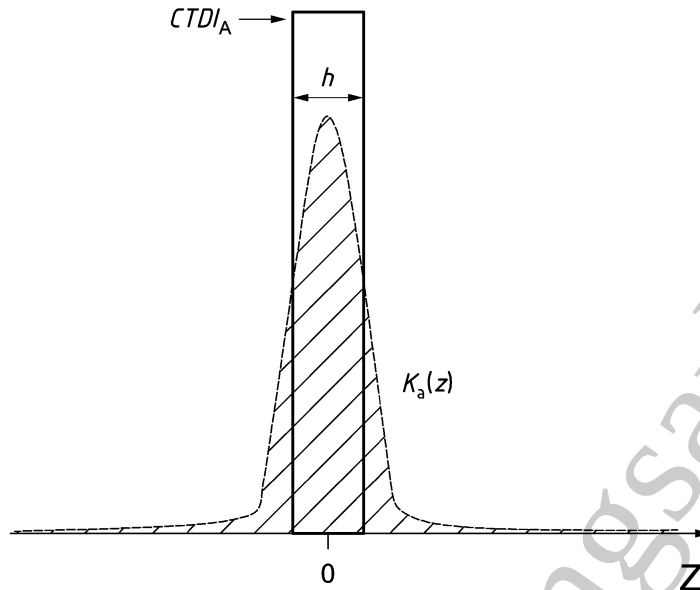


Bild 7 — Luftkernprofil in Luft für ein Single-Slice-CT (Kurve $K_a(z)$) mit den beschreibenden Größen $CTDI_A$ und NOMINELLE SCHICHTDICKE h

Die unmittelbare Messgröße in der Computertomographie ist das DOSISLÄNGENPRODUKT DLP_{rot} längs der Systemachse z für eine Strahlerrotation. Als CT-spezifische Dosisgröße hat sich der Computertomographische Dosisindex ($CTDI$) nach DIN EN 60601-2-44 international durchgesetzt. Der $CTDI$ als lokale Dosisgröße kennzeichnet die Dosis in einer Schicht zuzüglich der Beiträge aus den Nachbarschichten. Bild 7 zeigt eine Darstellung zur Erläuterung der Definition des $CTDI_A$ für eine Einzelschicht bei der Messung in Luft. Bild 8 erläutert die Messung des $CTDI_B$ für ein Mehrzeilen-CT bei der Messung im PHANTOM. Das Produkt $CTDI_{100,B} \times Nh$ ist gleich dem Linienintegral der LUFTKERMA im Standard-Körperphantom über die Strecke von -50 mm bis $+50$ mm.

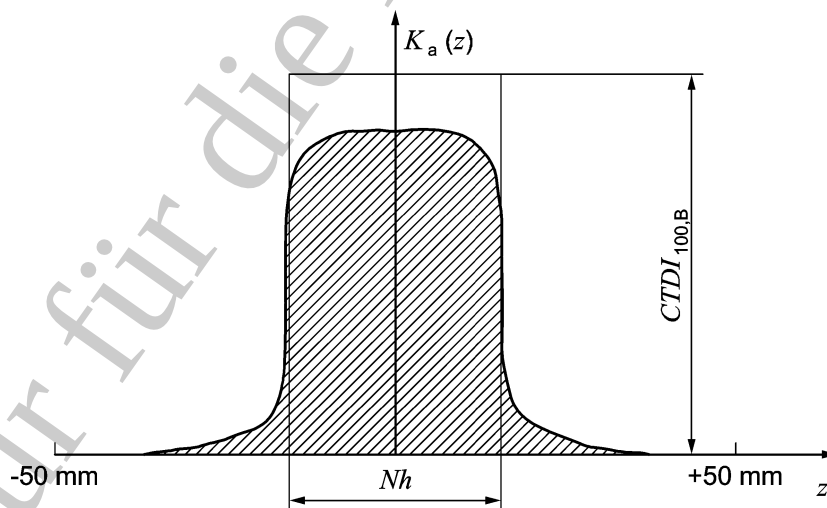


Bild 8 — Zur Erläuterung der Definition des $CTDI_B$ bei einem Mehrzeilen-CT

Als Ausgangspunkt für die Berechnung der EFFEKTIVEN DOSIS dient der gewichtete $CTDI_{w,H}$ (siehe 3.3.2.4) oder $CTDI_{w,B}$ (siehe 3.3.2.3) im PHANTOM. Diese Dosiswerte werden bei Installation des Scanners gemessen und stellen Systemkonstanten dar (vergleichbar mit einer KENNDOSISLEISTUNG).

ANMERKUNG 1 Der $CTDI_{100,A}$ ist ebenfalls Grundlage zur Ermittlung einzelner ORGANDOSEN. Der $CTDI_{100,A}$ frei Luft ist nur in Deutschland gebräuchlich.

ANMERKUNG 2 An der Konsole des Scanners wird in der Regel der pitchkorrigierte, GEWICHTETE $CTDI$ angezeigt. Dieser wird häufig auch als Volumen- $CTDI$ bzw. $CTDI_{vol}$ bezeichnet (siehe 3.3.2.5).

Die $CTDI$ stellen immer nur ein Maß für die mittlere Dosis innerhalb des bei genau einem Strahlerumlauf bestrahlten Volumens dar. Dies gilt sowohl für Scanner, die zur sequentiellen Tomographie mit schrittweisem Tischvorschub bestimmt sind, als auch für Spiralscanner.

7.2.2 Messtechnische Bestimmung des $CTDI$

7.2.2.1 Allgemeines

Die Messung des $CTDI$ nach den Definitionen in 3.3.1.5 bis 3.3.2.3 wird während eines kompletten Umlaufs des RÖNTGENSTRAHLERS vorgenommen, ohne dass dabei ein Tischvorschub erfolgt. Die Werte des DLP_{rot} und des $CTDI$ werden unter definierten Messbedingungen ermittelt, die zu protokollieren sind: RÖNTGENRÖHREN-SPANNUNG, RÖNTGENRÖHRENSTROM, Rotationszeit, Anzahl N der gescannten Schichten je Strahlerumlauf, NOMINELLE SCHICHTDICKE h und Achsabstand der Messkammer. Bei Geräten mit variabler Strahlenfilterung ist außerdem die jeweils verwendete GESAMTFILTERUNG zu notieren; dasselbe gilt für Geräte mit veränderbarer Formfilterung. Je nachdem, ob der $CTDI$ frei Luft oder an definierten Stellen im Standard-CT-Dosimetrie-phantom ermittelt werden soll, erfolgt die Messung ohne oder mit dem dafür in Frage kommenden Patienten-ersatz.

ANMERKUNG Zur Erhöhung der Messgenauigkeit kann der $CTDI$ auch bei mehreren Umläufen ohne Tischvorschub ermittelt werden. Der Messwert ist dabei durch die Anzahl der Rotationen zu teilen.

7.2.2.2 Messung des $CTDI$ frei Luft

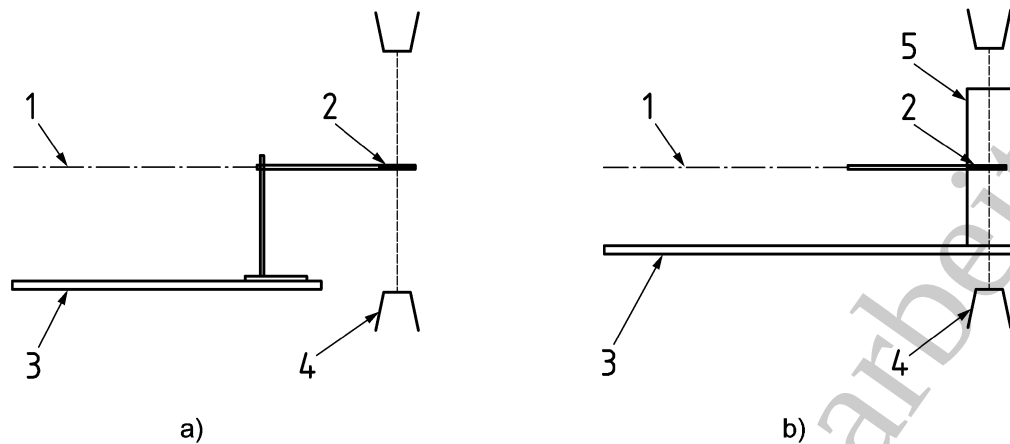
Zur Messung des $CTDI$ werden lange, stabförmige Detektoren (IONISATIONSKAMMERN oder Festkörperdetektoren) benutzt, deren aktive Länge 100 mm oder auch 150 mm beträgt. Messgröße ist das Produkt aus Dosis (LUFTKERMA) und aktiver Messkammerlänge, das DOSISLÄNGENPRODUKT einer Strahlerrotation, in der Einheit mGy · cm.

Zur Bestimmung des $CTDI$ frei Luft ($CTDI_{100,A}$) wird die Messkammer mit ihrer Längsachse exakt in der Rotationsachse des Geräts positioniert (Bild 9a). Hierzu bedient man sich der Laser-Einstellhilfe des Computertomographen. Der Detektor wird praktischerweise an einem Stativ befestigt, das auf die PATIENTEN-LAGERUNGSVORRICHTUNG gestellt wird. Die Achse der Messkammer muss senkrecht zur Schnittebene stehen, wobei die Schnittebene durch die markierte Mitte der Kammer verläuft. Bei der Messung frei Luft, d. h. ohne STREUSTRABLUNG, sind die Ausläufer des Dosisprofils relativ kurz.

Das Ergebnis der Messung ist das DOSISLÄNGENPRODUKT BEI EINER STRAHLERROTATION, DLP_{rot} (Gleichung (12)). Die Anzeige von DLP_{rot} erfolgt in mGy · cm. Um daraus den $CTDI_{100,a}$ zu erhalten, dessen Maßeinheit mGy ist, wird das gemessene DLP_{rot} durch die in cm angegebene nominale GESAMTKOLLIMATION Nh , bei der die Messung erfolgte, dividiert (siehe 3.3.2.1). Soll darüber hinaus der NORMIERTE $CTDI$, also der $nCTDI_{100,a}$ ermittelt werden, so wird zusätzlich noch eine Division durch den Wert des in mAs angegebenen Röhrenstrom-Zeit-Produkts Q , bei dem die Messung erfolgte, vorgenommen (siehe 3.3.3.1).

ANMERKUNG Der $CTDI$ frei Luft ist ein Spezialfall der $CTDI$ -Messungen. Er wird ohne PHANTOM gemessen. Der $CTDI$ frei Luft ist nur in Deutschland gebräuchlich.

Ist bei Mehrschichtgeräten die GESAMTKOLLIMATION Nh größer als die verfügbare Kammerlänge, so sind mit dem Detektor drei in Achsenrichtung direkt aneinander anschließende Messungen durchzuführen. Bei der Messung 1 wird der Detektor auf die Mittelebene der bei einem Röhrenumlauf untersuchten Schichten zentriert; bei den Messungen 2 und 3 wird er auf die beiderseits in Achsenrichtung direkt anschließenden Positionen gebracht. Das DOSISLÄNGENPRODUKT DLP_{rot} ist dann die Summe aus den drei erhaltenen Messwerten.



Legende

- 1 Rotationsachse
- 2 CT-Kammer
- 3 Tisch
- 4 Gantry
- 5 CTDI-Phantom
- a) frei Luft
- b) im PHANTOM

Bild 9 — Schematische Darstellung der Messanordnung zur Bestimmung des CTDI

7.2.2.3 Messung des CTDI im Standard-CT-Dosimetriephantom

Zur Messung der phantombezogenen Dosismessgrößen muss das entsprechende Standard-CT-Dosimetriephantom (Kopf- bzw. Körperphantom) in definierter Weise in das STRAHLENFELD gebracht werden (siehe Bild 9b). Das Phantom wird dazu mit seinen Kanten parallel zur Schnittebene und zur Rotationsachse ausgerichtet. Schnittebene und Rotationsachse müssen jeweils exakt mittig durch das PHANTOM verlaufen. Zur Ausrichtung verwendet man praktischerweise die Laser-Einstellhilfe des CT.

Zur Messung des CTDI werden lange, stabförmige Detektoren (IONISATIONSKAMMERN oder Festkörpertektoren) benutzt, deren aktive Länge 100 mm oder auch 150 mm beträgt. Messgröße ist das DOSIS-LÄNGENPRODUKT BEI EINER STRAHLERROTATION, mit Einheit $\text{mGy} \cdot \text{cm}$.

Der CTDI wird üblicherweise in zylindrischen PHANTOMEN aus Polymethylmethacrylat (PMMA) mit 16 cm bzw. 32 cm Durchmesser gemessen (Bild 10). Das kleinere PHANTOM („Kopfphantom“) ist repräsentativ für CT-Untersuchungen des Schädels und an Kindern, das größere („Körperphantom“) für Untersuchungen an Erwachsenen im Bereich des Körperstamms. Die PHANTOME müssen länger als das empfindliche Volumen der für die Messungen verwendeten Detektoren sein.

Die PHANTOME enthalten fünf zylindrische Bohrungen parallel zur Symmetrieachse, die zur Aufnahme der Messkammern dienen, eine im Zentrum des PHANTOMS (A) und vier weitere, um jeweils 90° gegeneinander versetzt, in 1 cm Tiefe unterhalb des Mantels des zylindrischen PHANTOMS (B-E), siehe Bild 11. Der Messort A im Zentrum dient zur Abschätzung der Dosis tiefliegender Organe, während die Messorte B bis E repräsentativ für die Dosis der oberflächennahen Organe sind. Für die bei der Messung nicht benutzten Bohrungen stehen passende Einsatzteile aus PMMA (Polymethylmethacrylat) zur Verfügung.

Während des Messvorgangs befindet sich die Messkammer in einer der fünf Bohrungen, während die restlichen vier Bohrungen mit Stopfen aus PMMA verschlossen sind. Das PHANTOM sollte am Tisch fixiert werden, um unbeabsichtigte Verschiebungen infolge des Hantierens am PHANTOM zwischen den einzelnen Messungen zu vermeiden.

Die PHANTOME verfügen im Randbereich über vier im Abstand von 90° angeordnete Bohrungen. Das PHANTOM wird so angeordnet, dass eine Bohrung genau oben liegt. In dieser Position wird in der Regel der höchste der peripheren Dosiswerte gemessen. In der unteren Messposition fallen die Messwerte dagegen niedriger aus, da die Strahlung teilweise durch die Tischplatte geschwächt wird. Bei einer vollen Rotation über 360° sind die Messwerte in den beiden seitlichen Positionen üblicherweise gleich. Bei Messungen mit schnellen Teilscans, deren Rotation sich über einen Winkelbereich von weniger als 360° erstreckt, können sich allerdings je nach Startpunkt der Rotation, Unterschiede zwischen den Messwerten der beiden seitlichen Positionen ergeben.

Die gewonnenen Messwerte von DLP_{rot} werden durch die GESAMTKOLLIMATION Nh geteilt, um den $CTDI_{100,B}$ (Körperphantom) bzw. $CTDI_{100,H}$ (Kopfphantom) zu erhalten. Diese Größen werden an vier peripheren Positionen sowie der Systemachse gemessen. Daraus lässt sich nach den Gleichungen (9) und (10) der gewichtete $CTDI_{w,H}$ bzw. $CTDI_{w,B}$ bilden.



Bild 10 — CT-Standardkopf- und Körperphantom

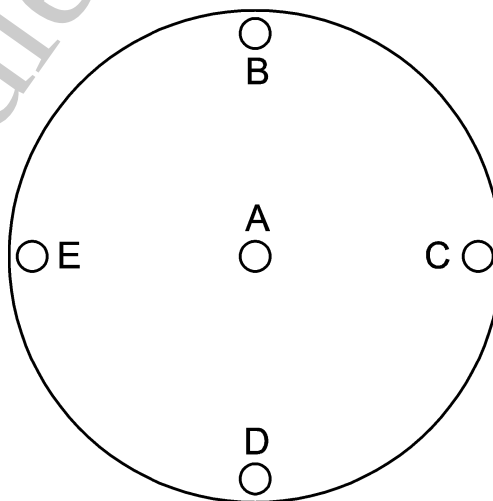


Bild 11 — Messpositionen im CT-Standardphantom

7.3 Abschätzung von ORGANDOSEN und EFFEKTIVER DOSIS

7.3.1 Allgemeines

Zur Ermittlung der ORGANDOSEN bzw. der EFFEKTIVEN DOSIS dient die Multiplikation des $CTDI_{100,a}$ bzw. $CTDI_{100,w}$ mit entsprechenden KONVERSIONSFAKTOREN.

ANMERKUNG Siehe dazu auch [44] und [45].

7.3.2 Ermittlung der ORGANDOSIS D_{Org} aus dem ${}_nCTDI_{100,A}$

Zur Berechnung der ORGANDOSIS für ein bestimmtes Organ werden die Einzelbeiträge aller Schichten des gescannten Bereiches nach Gleichung (13) aufsummiert:

$$D_{Org} = (1/p)_n CTDI_{100,A} Q \sum_{z^-}^{z^+} f(\text{Organ}, z) \quad (13)$$

Dabei ist

D_{Org} die ORGANDOSIS;

p der PITCH;

Q das Röhrenstrom-Zeit-Produkt;

${}_nCTDI_{100,A}$ der NORMIERTE CT-DOSISINDEX;

$f(\text{Organ}, z)$ ein organspezifischer KONVERSIONSFAKTOR;

z^- der untere Rand des abgescannten Bereiches;

z^+ der obere Rand des abgescannten Bereiches.

ANMERKUNG Der organspezifische KONVERSIONSFAKTOR [35] $f(\text{Organ}, z)$ hat z. B. für CT-Geräte mit Fokus-Rotationsachsenabstand 70 cm bis 76 cm, mit Strahlfilterung 2 mm Al + 0,2 mm Cu und mit 125 kV RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG bei direkter Exposition des Uterus Werte im Bereich 0,0447 mSv/mGy cm bis 0,0916 mSv/mGy cm [36].

7.3.3 Ermittlung der EFFEKTIVEN DOSIS E aus dem $CTDI_{100,A}$

Mit Hilfe der zusätzlich vorhandenen Angaben über die Untersuchung (RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG, RÖNTGENRÖHRENSTROM, Abtastzeit je Schicht, GESAMTKOLLIATION Nh , ANZAHL DER TISCHVORSCHÜBE n bei sequentieller CT-Untersuchung sowie Quotient aus Scanzeit und Strahler-Rotationszeit $t_{\text{scan}}/t_{\text{rot}}$ bei Spiral-CT) lässt sich die EFFEKTIVE DOSIS E für eine CT-Serie wie folgt berechnen (Gleichungen (14) bis (16)). Hierbei treten die Größen DLP_{seq} und DLP_{spir} auf, die als Ausgangsgrößen für den mittleren Konversionskoeffizienten f_{mittel} und den Faktor k_{CT} dienen.

$$DLP_{\text{seq}} = {}_nCTDI_{100,A} Q n N h \quad \text{bei sequentieller CT-Untersuchung} \quad (14)$$

$$DLP_{\text{spir}} = {}_nCTDI_{100,A} Q (t_{\text{scan}}/t_{\text{rot}}) N h \quad \text{bei Spiral-CT} \quad (15)$$

$$E_{\text{seq}} = DLP_{\text{seq}} f_{\text{mittel}} k_{CT} \quad (16)$$

ANMERKUNG 1 Werte für den mittleren Konversionskoeffizienten f_{mittel} und für den Faktor k_{CT} finden sich in [44]. Der KONVERSIONSFAKTOR hat die Einheit mSv/mGy cm.

ANMERKUNG 2 Für die Bilddateninterpolation sind beim Spiral-CT Zusatzrotationen am Anfang und Ende des Untersuchungsbereichs notwendig. Dieser als „Oversampling“ bekannte Effekt nimmt mit zunehmender GESAMTKOLLIMATION $N h$ und abnehmender Untersuchungslänge zu und führt unter Umständen zu einer relevanten Erhöhung der Dosis.

Der NORMIERTE $CTDI$ gilt für die GESAMTKOLLIMATION $N h_{ref}$. Eine davon abweichende Kollimation $N h$ ist zu korrigieren. Eine Korrektur ist auch zur Berücksichtigung der Gerätekonstante dz notwendig; sie beschreibt die Gesamtbreite des Dosisprofils, das nicht zur Detektion genutzt wird. Die Korrektur dieser beiden Effekte wird als „Overbeaming-Korrektur“ k_{OB} bezeichnet (Gleichung (17)):

$$k_{OB} = \frac{N h_{ref} \cdot (N h + dz)}{N h \cdot (N h_{ref} + dz)} \quad (17)$$

Damit erhält die Gleichung zur Ermittlung der EFFEKTIVEN DOSIS die Form

$$E_{spir} = DLP_{spir} f_{mittel} k_{CT} k_{OB} \quad (18)$$

7.3.4 Ermittlung der EFFEKTIVEN DOSIS aus Phantommessungen

Geht man bei der Berechnung der EFFEKTIVEN DOSIS von den in PHANTOMEN gemessenen Werten ${}_nCTDI_{H,w}$ oder ${}_nCTDI_{B,w}$ aus, so ist in Gleichung (14) und (15) die Größe ${}_nCTDI_{100,A}$ durch $(1/P_H) {}_nCTDI_{H,w}$ bzw. $(1/P_B) {}_nCTDI_{B,w}$ zu ersetzen. Der Faktor P_H bzw. P_B ist ein geräteabhängiger Phantomfaktor zur Umrechnung der Bezugsmedien.

ANMERKUNG Werte für den Faktor P_H finden sich in [44].

7.3.5 Zusammenfassung der Messverfahren für die Computertomographie

Die Messverfahren zur Ermittlung von Organ- und Effektivdosen in der Computertomographie sind in der Tabelle 6 zusammengefasst.

Tabelle 6 — Zusammenfassung der Messverfahren für die Computertomographie

Messgröße	Ermittlung der ORGANDOSIS und der EFFEKTIVEN DOSIS und zugehörige Gleichungs- und Abschnittsnummern	Messaufbau	Bemerkungen
${}_nCTDI_{100,A}$	$D_{org} = (1/P) {}_nCTDI_{100,A} Q \sum_{z=-}^{z+} f(\text{Organ}, z)$ Gleichung (31)	Frei Luft	
${}_nCTDI_{100,A}$	$E_{seq} = {}_nCTDI_{100,A} Q n N h f_{mittel} k_{CT}$ Gleichungen (32,34)	Frei Luft	
${}_nCTDI_{100,A}$	$E_{spir} = {}_nCTDI_{100,A} Q (t_{scan}/t_{rot}) N h f_{mittel} k_{CT} k_{OB}$ Gleichungen (33, 36)	Frei Luft	
${}_nCTDI_{B,w}$	$E_{seq} = (1/P_B) {}_nCTDI_{B,w} Q n N h f_{mittel} k_{CT}$ (7.3.4)	PHANTOM	DIAGNOSTISCHER REFERENZWERT
${}_nCTDI_{B,w}$	$E_{spir} = (1/P_B) {}_nCTDI_{B,w} Q (t_{scan}/t_{rot}) N h f_{mittel} k_{CT} k_{OB}$ (7.3.4)	PHANTOM	DIAGNOSTISCHER REFERENZWERT
${}_nCTDI_{H,w}$	$E_{seq} = (1/P_H) {}_nCTDI_{H,w} Q n N h f_{mittel} k_{CT}$ (7.3.4)	PHANTOM	DIAGNOSTISCHER REFERENZWERT
${}_nCTDI_{H,w}$	$E_{spir} = (1/P_H) {}_nCTDI_{H,w} Q (t_{scan}/t_{rot}) N h f_{mittel} k_{CT} k_{OB}$ (7.3.4)	PHANTOM	DIAGNOSTISCHER REFERENZWERT

8 Unsicherheiten der Dosisermittlung

In die Verfahren zur Dosisermittlung gehen eine Vielzahl von Unsicherheiten ein, die sich unterscheiden lassen in Unsicherheiten, die durch die Ermittlung der EINFALLDOSIS, durch das radiologische Verfahren und durch den PATIENTEN bzw. das Konversionsverfahren bedingt sind. Eine allgemeine Bewertung der Genauigkeit verschiedener Verfahren ist nicht möglich, da insbesondere bei nachträglicher Dosisermittlung nicht mehr alle zur Berechnung notwendigen Parameter bestimmt werden können, bzw. an vielen RÖNTGENANLAGEN nicht alle Parameter zugänglich sind. Daher ist bei jeder Untersuchung gesondert zu überlegen, welches der Verfahren die höchste Genauigkeit bringt. Bei der Ermittlung der Ausgangsgrößen nach 5.2.4.2.1 bis 5.2.4.2.5 zur Abschätzung der ORGANDOSIS ist der Messung gegenüber einem rechnerischen Verfahren der Vorzug zu geben.

Wenn die angegebenen Verfahren zur individuellen Abschätzung der Patienten-Organodosi s benutzt werden, sollte eine Abschätzung der Gesamtunsicherheit enthalten sein.

ANMERKUNG In [1] sind Hinweise zur Behandlung der Unsicherheiten angegeben und deren Quellen im Einzelnen aufgeführt.

Nur für die Normungsarbeit

Anhang A (informativ)

Daten zur Dosisermittlung

Dieser Anhang enthält typische Daten, die es gestatten, mit Hilfe von anlagenspezifischen Parametern sowie Aufnahme- und Durchleuchtungsparametern die EINFALLDOSIS als Ausgangsgröße zur Ermittlung von Patienten-Organdosen in der Röntgendiagnostik abzuschätzen. Im Einzelnen sind dies:

- RÜCKSTREUFAKTOREN nach [47] für die Berechnung der EINFALLDOSIS K_E aus der gemessenen OBERFLÄCHENDOSIS K_O nach 5.2.4.2.3 (siehe Tabelle A.1);
- DOSISAUSBEUTE Y_{100} bzw. Y_{60} für Mammographie-Strahler zur Ermittlung der EINFALLDOSIS K_E aus den aufnahmetechnischen Parametern nach 5.2.4.2.4 (siehe Bild A.1 und Bild A.2);
- Primärstrahlungsdurchlässigkeit von Wasser (siehe Bild A.3 bis Bild A.5) und Streustrahlungsanteile der bildgebenden Strahlung ohne STREUSTRAHLENRASTER nach [46] (siehe Bild A.6 und Bild A.7) sowie typische Werte für GERÄTESCHWÄCHUNGSFAKTOREN (Tabelle A.2) und die SELEKTIVITÄT Σ des STREUSTRAHLENRASTERS (Tabelle A.3) zur Berechnung der EINFALLDOSIS K_E aus der BILDEMPFÄNGERDOSIS nach 5.2.4.2.5.

Nur für die Normen-Sammlung

Tabelle A.1 — RÜCKSTREUFAKTOREN für Wasser und PMMA (Polymethylmethacrylat) in Abhängigkeit von der STRAHLUNGSQUALITÄT und der Feldgröße nach [47]

STRAHLUNGSQUALITÄT				RÜCKSTREUFAKTOREN für Wasser und PMMA					
Röhrenspannung kV	Gesamtfilter	HWD mm Al	Mittlere Energie keV	Feld 10 cm × 10 cm		Feld 20 cm × 20 cm		Feld 25 cm × 25 cm	
				Wasser	PMMA	Wasser	PMMA	Wasser	PMMA
50	2,5 mm Al	1,74	32,0	1,24	1,33	1,26	1,36	1,26	1,36
60	2,5 mm Al	2,08	35,8	1,28	1,36	1,31	1,41	1,31	1,42
70	2,5 mm Al	2,41	39,3	1,30	1,39	1,34	1,45	1,35	1,46
70	3,0 mm Al	2,64	40,0	1,32	1,40	1,36	1,47	1,36	1,48
70	3,0 mm Al + 0,1 mm Cu	3,96	44,0	1,38	1,48	1,45	1,58	1,46	1,59
80	2,5 mm Al	2,78	42,9	1,32	1,41	1,37	1,48	1,38	1,50
80	3,0 mm Al	3,04	43,7	1,34	1,42	1,39	1,51	1,40	1,52
80	3,0 mm Al + 0,1 mm Cu	4,55	48,2	1,40	1,49	1,48	1,61	1,49	1,63
90	2,5 mm Al	3,17	46,3	1,34	1,43	1,40	1,51	1,41	1,53
90	3,0 mm Al	3,45	47,0	1,35	1,44	1,42	1,53	1,42	1,55
90	3,0 mm Al + 0,1 mm Cu	5,12	51,7	1,41	1,50	1,50	1,62	1,51	1,65
100	2,5 mm Al	3,24	48,1	1,34	1,42	1,40	1,51	1,41	1,53
100	3,0 mm Al	3,89	50,0	1,36	1,45	1,44	1,55	1,45	1,57
100	3,0 mm Al + 0,1 mm Cu	5,65	54,8	1,41	1,50	1,51	1,64	1,53	1,66
110	2,5 mm Al	3,59	50,8	1,35	1,43	1,42	1,53	1,43	1,55
120	3,0 mm Al	4,73	55,4	1,37	1,46	1,46	1,58	1,48	1,60
120	3,0 mm Al + 0,1 mm Cu	6,62	60,1	1,41	1,50	1,53	1,64	1,54	1,67
130	2,5 mm Al	4,32	55,6	1,36	1,44	1,44	1,55	1,45	1,57
150	2,5 mm Al	4,79	59,1	1,36	1,44	1,45	1,55	1,46	1,58
150	3,0 mm Al	6,80	64,9	1,39	1,47	1,50	1,61	1,52	1,63
150	3,0 mm Al + 0,1 mm Cu	8,50	69,2	1,40	1,48	1,53	1,64	1,55	1,67

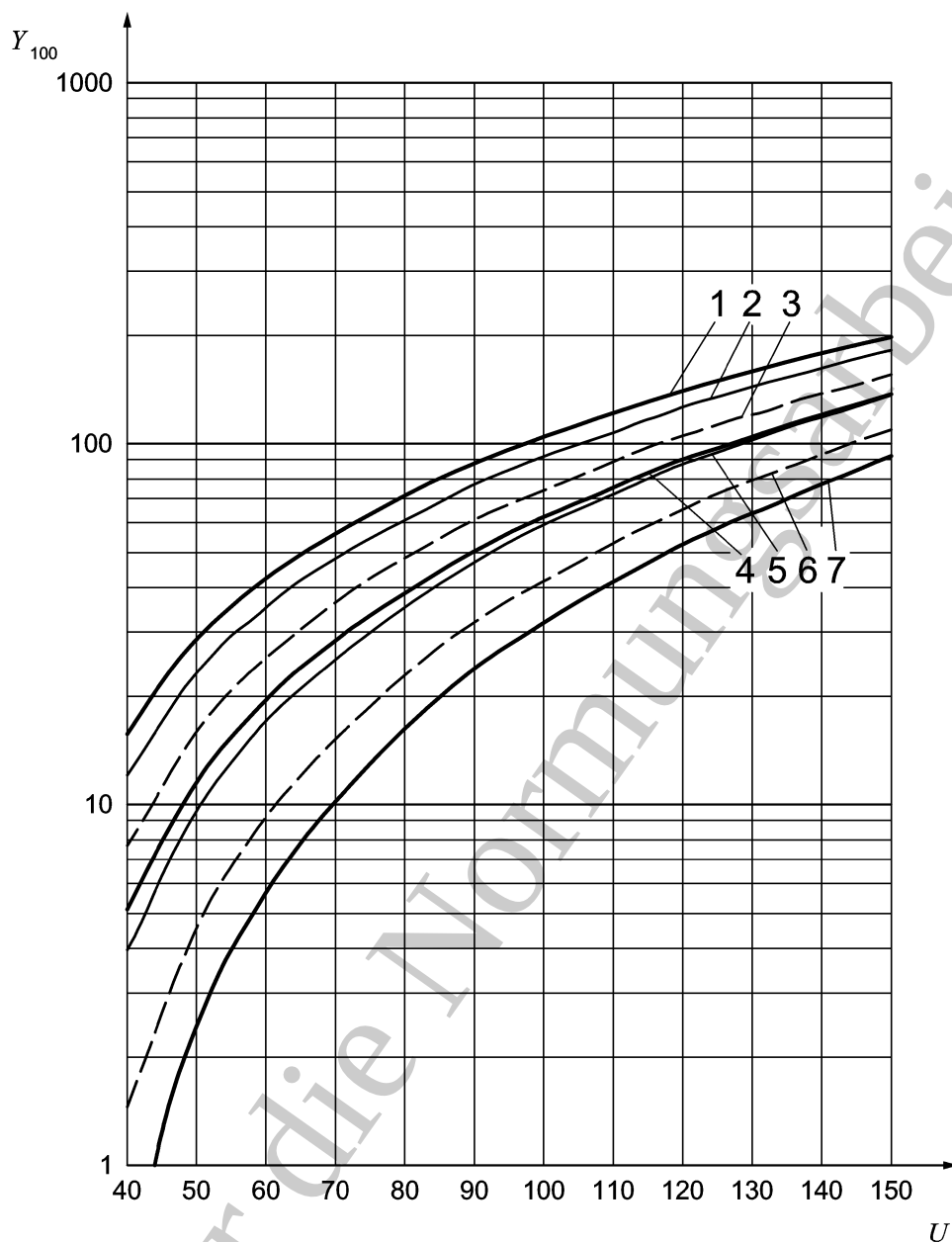
Tabelle A.2 — Typische Werte für den SCHWÄCHUNGSFAKTOR von Geräte-Komponenten im Strahlengang zwischen PATIENT und Bildempfänger, gemessen nach DIN 6815 [8] bei 80 kV mit fokusnah angeordnetem Prüfkörper aus 25 mm Aluminium

Komponenten der RÖNTGENEINRICHTUNG	SCHWÄCHUNGSFAKTOR ^a
PATIENTEN-LAGERUNGSVORRICHTUNG	1,25
Frontplatte des Filmwechslers	1,25
STREUSTRAHLENRASTER	1,4 – 1,6
Messkammer der BELICHTUNGSAUTOMATIK	1,1
^a In DIN 6815 [8] als Schwächungsgrad F bezeichnet.	

Tabelle A.3 — Typische Werte für die SELEKTIVITÄT Σ von STREUSTRAHLENRASTERN in Abhängigkeit von der RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG und für die reziproke Primärstrahlendurchlässigkeit $1/T_p$ bei 100 kV nach DIN EN 60627:2006-03 [16]

Rastertyp	SELEKTIVITÄT Σ			$1/T_p$
	60 kV	75 kV	100 kV	100 kV
Pb 8/40	8,0	7,1	5,2	1,56
Pb 12/40	13,4	12,3	9,5	1,56
Pb 15/80	11,0	8,7	5,4	1,35
Pb 17/70	19,4	15,4	9,7	1,58

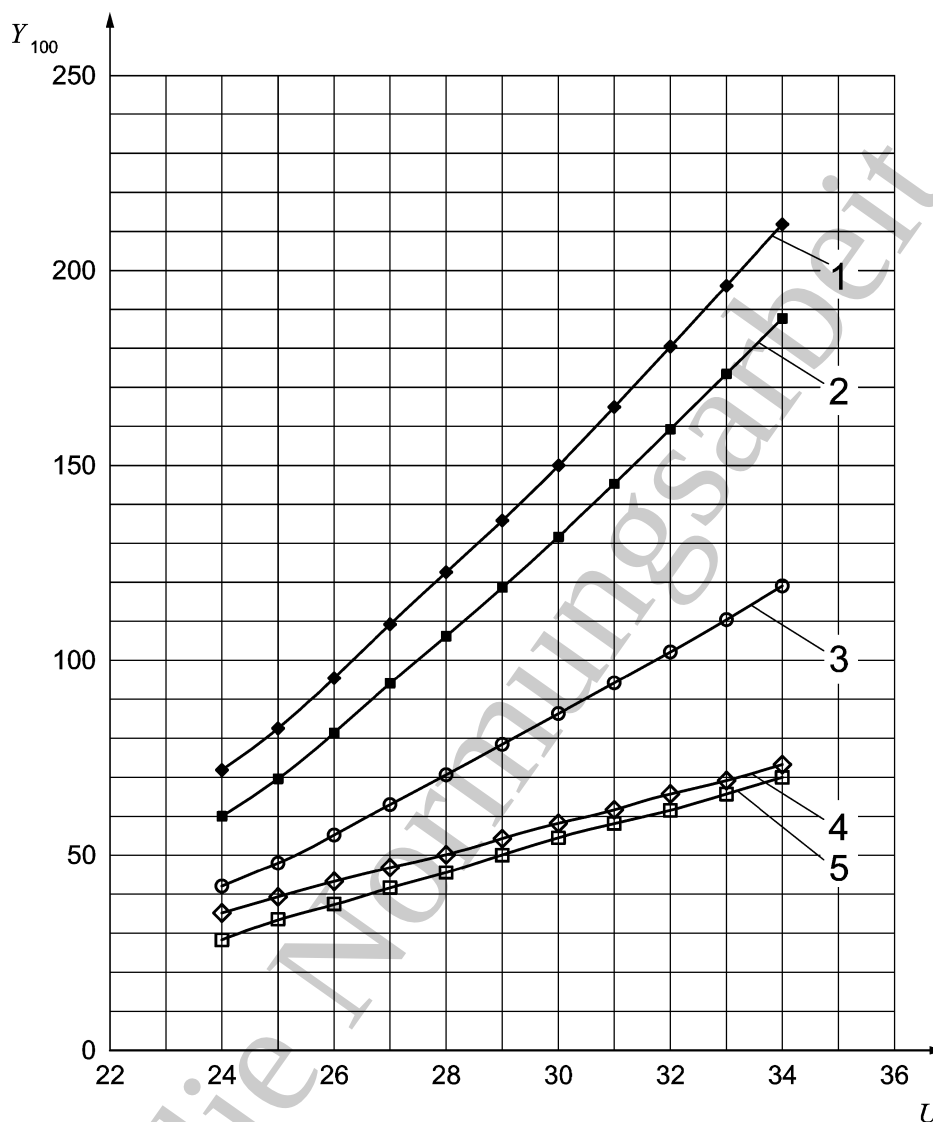
ANMERKUNG Die in Tabelle A.3 angegebenen Rasterdaten gelten für STREUSTRAHLENRASTER mit Aluminium-Umhüllung und Schachtmedium Papier. Die reziproke Primärstrahlendurchlässigkeit $1/T_p$ entspricht dem GERÄTE-SCHWÄCHUNGSFAKTOR m_{Raster} . Sie hängt nur wenig von der RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG ab (< 10 % für RÖNTGENRÖHRENSPANNUNGEN von 60 kV bis 125 kV).



Legende

- 1 ohne ZUSATZFILTER
- 2 +0,5 mm Al
- 3 +1,5 mm Al
- 4 +2,5 mm Al
- 5 +0,1 mm Cu
- 6 +0,2 mm Cu
- 7 +0,3 mm Cu
- U Röhrgleichspannung in kV
- Y_{100} DOSISAUSBEUTE in $\mu\text{Gy/mAs}$

Bild A.1 — Richtwerte für die DOSISAUSBEUTE Y_{100} von RÖNTGENSTRAHLERN mit W/Re-Anode und 10° Anodenwinkel in 1 m Fokusabstand bei einer EIGENFILTERUNG von 2,5 mm Al und unterschiedlicher ZUSATZFILTERUNG mit RÖNTGENRÖHRENSPANNUNGEN von 40 kV bis 150 kV



Legende

1 Mo/30 µm Mo

2 Mo/25 µm Rh

3 Rh/25 µm Rh

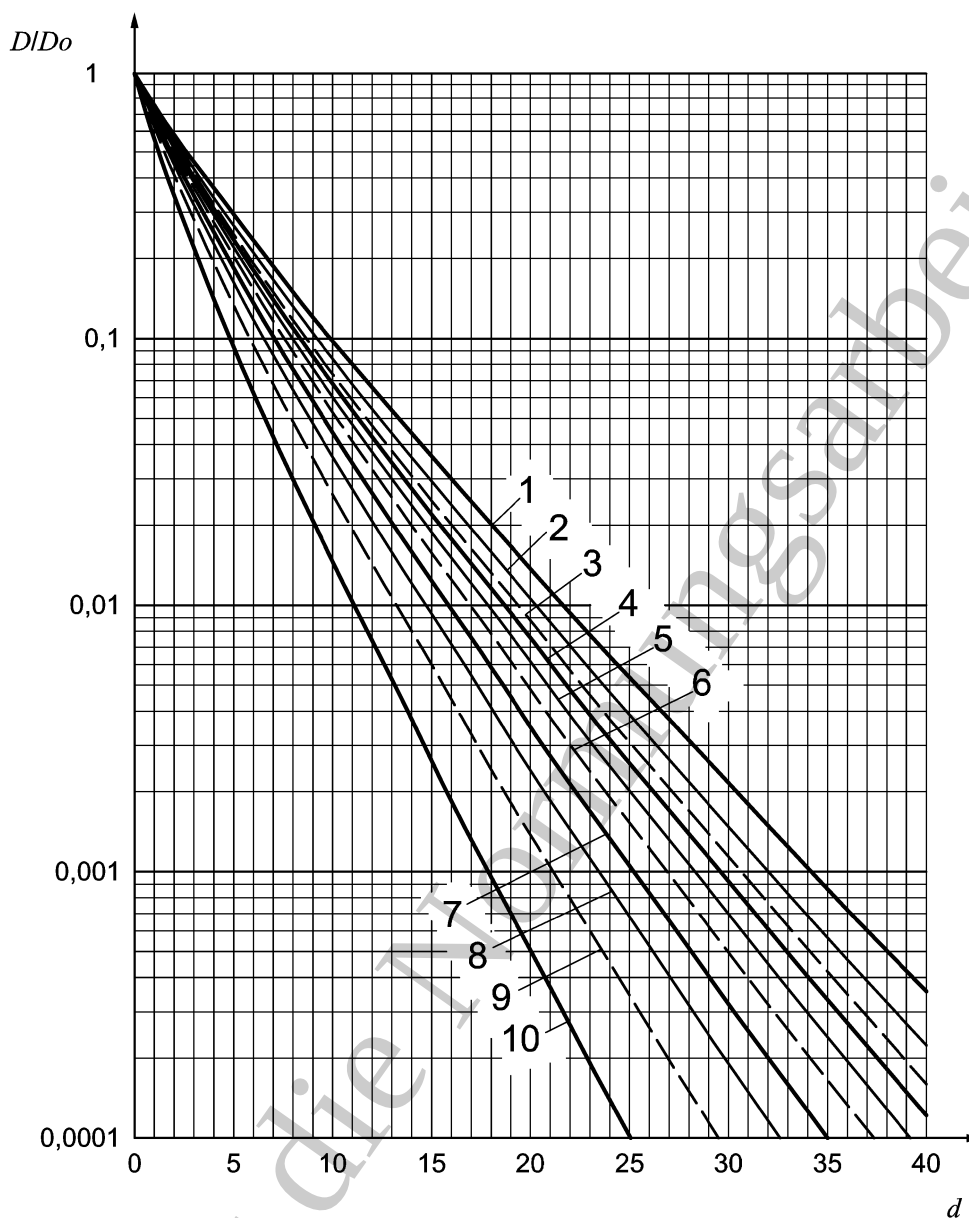
4 W/60 µm Rh

5 W/50 µm Rh

U RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG in kV

Y_{100} DOSISAUSBEUTE in µGy/mAs

Bild A.2 — Richtwerte für die DOSISAUSBEUTE Y_{100} von Mammographie-Röntgenstrahlern mit 16° Anodenwinkel für verschiedene Kombinationen aus ANODE und ZUSATZFILTER für 60 cm Fokusabstand mit Kompressionstabus aus 2 mm Polycarbonat für RÖNTGENRÖHRENSPANNUNGEN von 24 kV bis 34 kV



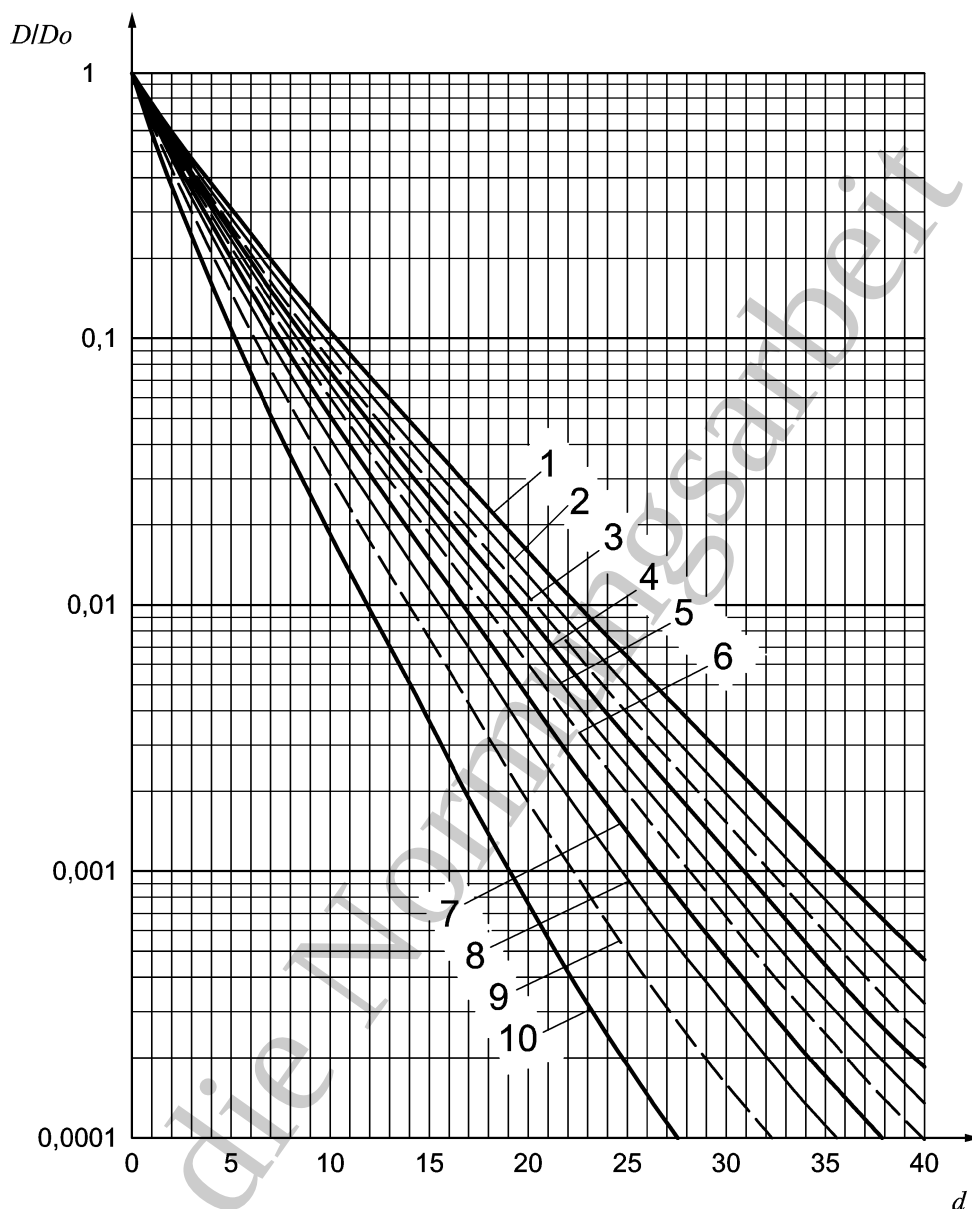
Legende

- 1 150 kV
- 2 125 kV
- 3 110 kV
- 4 100 kV
- 5 90 kV
- 6 80 kV
- 7 70 kV
- 8 60 kV
- 9 50 kV
- 10 40 kV

d Wasser-Schichtdicke in cm

D/D_0 relative Dosis (Verhältnis aus Dosis ohne Wasser und Dosis hinter einer Wasser-Schichtdicke d)

Bild A.3 — Primärstrahlungsdurchlässigkeit von Wasser für RÖNTGENSTRAHLUNG mit RÖNTGENRÖHRENSPANNUNGEN von 40 kV bis 150 kV und 2,5 mm Al EIGENFILTERUNG ohne ZUSATZFILTER



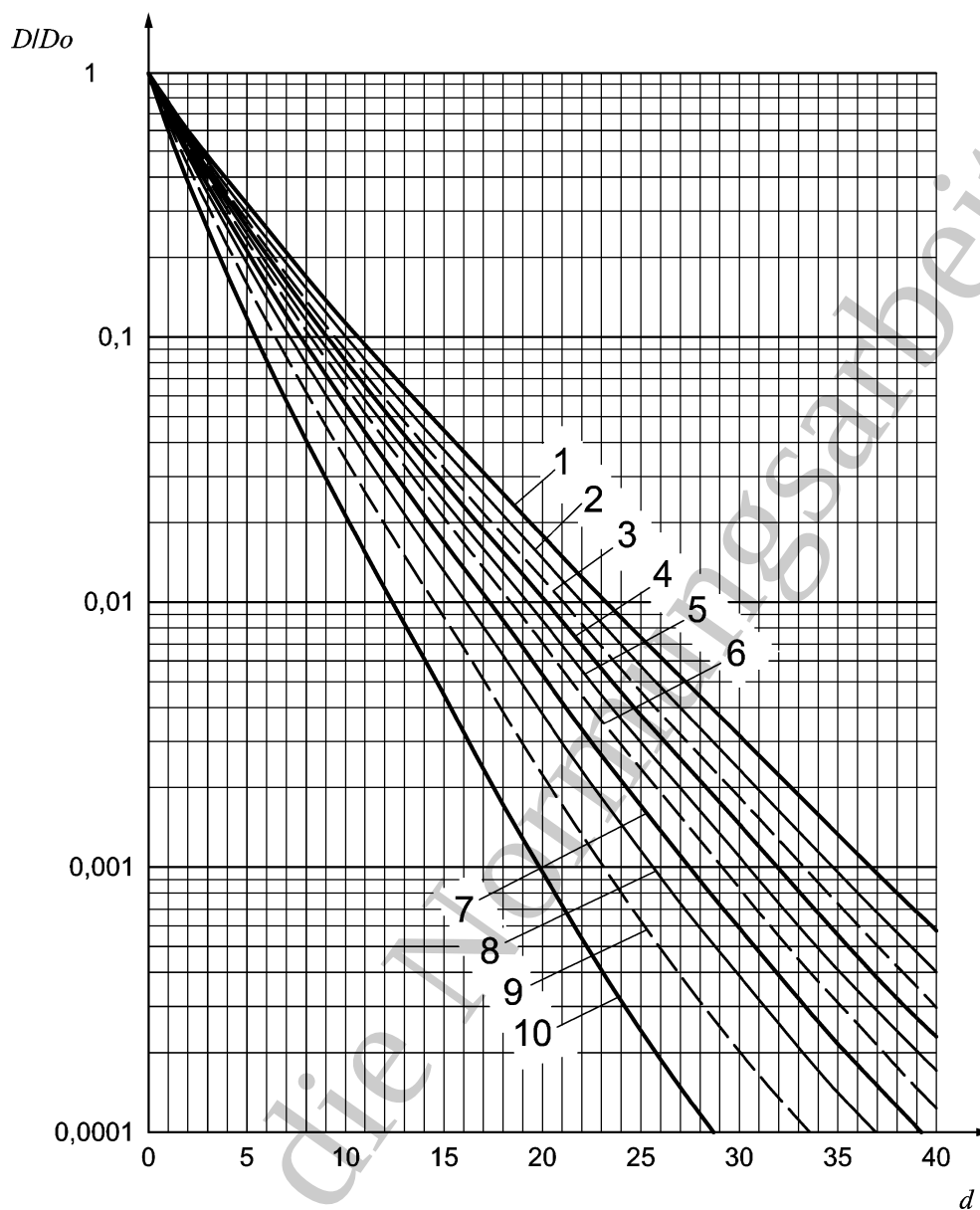
Legende

- 1 150 kV
- 2 125 kV
- 3 110 kV
- 4 100 kV
- 5 90 kV
- 6 80 kV
- 7 70 kV
- 8 60 kV
- 9 50 kV
- 10 40 kV

d Wasser-Schichtdicke in cm

D/D_0 relative Dosis (Verhältnis aus Dosis ohne Wasser und Dosis hinter einer Wasser-Schichtdicke d)

Bild A.4 — Primärstrahlungsdurchlässigkeit von Wasser für RÖNTGENSTRAHLUNG mit RÖNTGENRÖHRENSPANNUNGEN von 40 kV bis 150 kV und 2,5 mm Al EIGENFILTERUNG mit 0,1 mm Cu ZUSATZFILTER



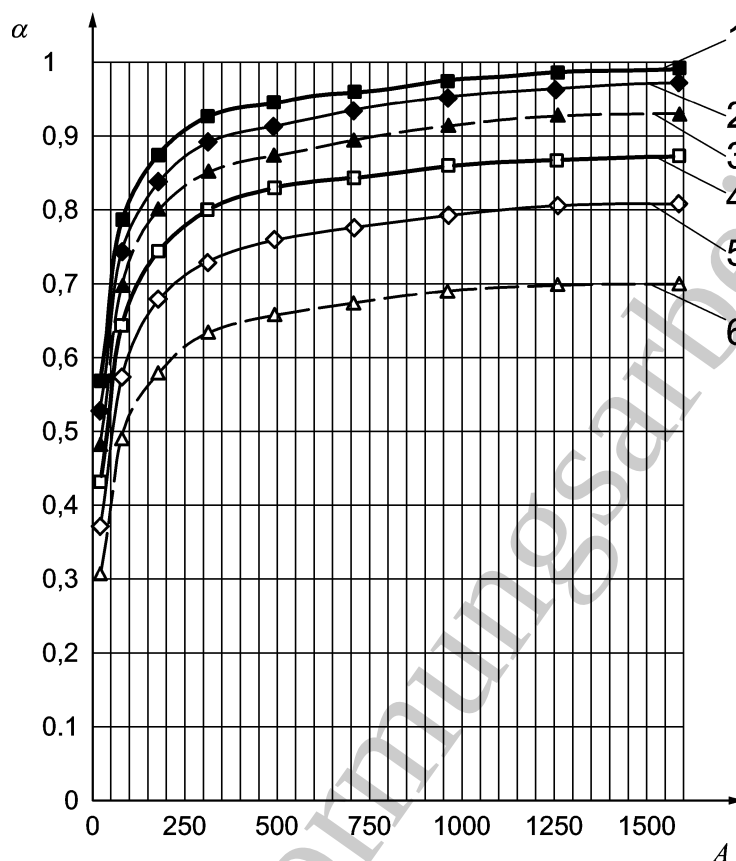
Legende

- 1 150 kV
- 2 125 kV
- 3 110 kV
- 4 100 kV
- 5 90 kV
- 6 80 kV
- 7 70 kV
- 8 60 kV
- 9 50 kV
- 10 40 kV

d Wasser-Schichtdicke in cm

D/D_0 relative Dosis (Verhältnis aus Dosis ohne Wasser und Dosis hinter einer Wasser-Schichtdicke d)

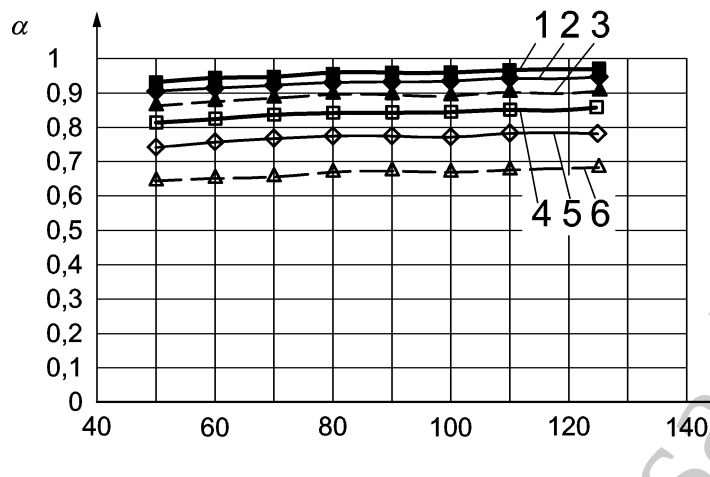
Bild A.5 — Primärstrahlungsdurchlässigkeit von Wasser für RÖNTGENSTRAHLUNG mit RÖNTGENRÖHRENSPANNUNGEN von 40 kV bis 150 kV und 2,5 mm Al EIGENFILTERUNG mit 0,2 mm Cu ZUSATZFILTER



Legende

- 1 35 cm Wasser
- 2 30 cm Wasser
- 3 25 cm Wasser
- 4 20 cm Wasser
- 5 15 cm Wasser
- 6 10 cm Wasser
- A Feldgröße in cm²
- α Streustrahlungsanteil

Bild A.6 — Streustrahlungsanteil α der NUTZSTRAHLUNG am Bildempfänger bei 80 kV ohne STREUTRAHLENRASTER in Abhängigkeit von Feldgröße und Wasser-Phantomdicke



Legende

- 1 35 cm Wasser
- 2 30 cm Wasser
- 3 25 cm Wasser
- 4 20 cm Wasser
- 5 15 cm Wasser
- 6 10 cm Wasser

U RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG in kV

α Streustrahlungsanteil

Bild A.7 — Spannungsabhängigkeit des Streustrahlungsanteils α am Bildempfänger ohne STREUSTRAHLENRASTER bei mittlerer Feldgröße (etwa 700 cm²)

Anhang B (informativ)

Unsicherheiten der Dosisermittlung

Die Unsicherheiten der Mess- und Einflussgrößen (Eingangsgroößen) werden als relative Unsicherheiten behandelt. Sie liegen vor als Unsicherheit $\varepsilon = 2 \sigma$ (VERTRAUENSBEREICH $P = 95 \%$), z. B. für Dosimeter, gegebenenfalls auch als STANDARDABWEICHUNG σ oder als maximale symmetrische Abweichung $\pm a$, z. B. bei Einflussgrößen. Die entsprechenden relativen VARIANZEN s_i^2 sind dann: $(\varepsilon/2)^2$, σ^2 und $a^2/3$ (siehe DIN 1319-4:1999-02 [1]).

Die VARIANZ der Ergebnisgröße ist die Summe der VARIANZEN der Eingangsgroößen: $S^2 = \sum s_i^2$.

Die kombinierte Unsicherheit S (STANDARDABWEICHUNG) beträgt: $S = \sqrt{\sum s_i^2}$.

Mit $\varepsilon = 2 \cdot S$ (VERTRAUENSBEREICH $P = 95 \%$) erhält man die relative Unsicherheit der Ergebnisgröße.

Die in Tabelle B.1 angegebenen Unsicherheiten der Ergebnisgrößen basieren auf den Messunsicherheiten der Dosisgrößen (K_m , P_F , P_L) und den Unsicherheiten der Dosiskenngrößen sowie der entsprechenden Einflussgrößen aus Tabelle B.2.

Nur für die Normung

Tabelle B.1 — Unsicherheiten ε bei Messung oder Ermittlung der dosimetrischen Größen EINFALLDOSIS K_E , DOSISFLÄCHENPRODUKT P_F und Dosis K_{CT} auf der CT-Systemachse

Verfahren zur Ermittlung der dosimetrischen Ausgangsgrößen	RADIOGRAPHIE	Durchleuchtung	Mammographie	Computer-Tomographie
Individuelle K_E - oder K_O -Messung	10 %	10 %	10 %	—
K_m -Messung im Fokusabstand r_m^a	25 %	—	—	—
P_F -Messung ^a	25 %	25 %	—	—
P_L -Messung	—	—	—	10 %
K_E aus K_m -Messung ^b	27 %	—	—	—
K_E aus P_F -Messung ^c	29 %	49 %	—	—
K_E aus K_O -Messung ^d	11 %	—	11 %	—
K_E aus DOSISAUSBEUTE ^e	35 %	38 %	38 %	—
K_E aus BILDMPFÄNGERDOSIS ^f	67 %	70 %	—	—
K_{CT} aus P_L -Messung (P_L -Tabellen) ^g	—	—	—	13 (25) %

^a Die angegebenen Messunsicherheiten sind die maximal zulässigen Unsicherheiten (siehe DIN 6815 [8]). Sie gelten für Routinemessungen des DOSISFLÄCHENPRODUKTES P_F und der EINFALLDOSIS K_E mit fest installiertem Messgerät im Fokusabstand r_m einschließlich der Unsicherheiten durch ZUSATZFILTERUNG bis 0,3 mm Cu, Vernachlässigung der Luftdichtekorrektion und Tischfehler durch wahlfreie Obertisch (OT)- oder Untertisch (UT)-Montage. Dominierende Unsicherheitsquellen (siehe auch Tabelle B.2).

^b Siehe 5.2.4.2.1: Messung (siehe ^a).

^c Siehe 5.2.4.2.2: Messung (siehe ^a) und Feldgröße A_B bei Durchleuchtung siehe ^f zu Tabelle B.2).

^d Siehe 5.2.4.2.3: RÜCKSTREUFAKTOR $B(U, A_E)$.

^e Siehe 5.2.4.2.4: DOSISAUSBEUTE $Y_{100}(U, \text{FILTER})$.

^f Siehe 5.2.4.2.5: $K_B(U, m_{\text{Patient}}(d_P, U, \text{FILTER}), (1-\alpha'))$ bzw. $\alpha(A_B, d_P)$. Die angegebene Unsicherheit gilt bei Kenntnis der Energieabhängigkeit der Systemdosis K_B (siehe ^d zu Tabelle B.2) und für die in ^g und ⁱ zu Tabelle B.2 angegebenen Bedingungen.

^g Siehe 7.2: K_{CT} - oder P_L -Tabelle ($U, s, [I_R \cdot t]$). Bei Berechnung von K_{CT} aus P_L -Tabellen ist deren Unsicherheit und die Unsicherheit der mAs-Bestimmung mit anzusetzen (siehe Angaben in Klammer). Bei Benutzung protokollierter K_{CT} -Werte ist bei $s < 3$ mm zusätzlich eine mögliche Dosisüberhöhung durch Schichtüberlappung zu berücksichtigen.

Tabelle B.2 enthält Schätzwerte für die relative Unsicherheit der Eingangsgrößen zur Berechnung der Unsicherheiten der dosimetrischen Ergebnisgrößen K_E und K_{CT} . Bei der Abschätzung der Unsicherheiten wurde berücksichtigt, dass die Einflussgrößen zum Teil erst nach der Exposition rekonstruiert werden können. In der Regel handelt es sich um symmetrische maximale Abweichungen $\pm a$.

Tabelle B.2 — Maximale relative Abweichungen der Eingangsgrößen zur Dosisermittlung

Einflussgrößen zur Ermittlung der Dosisgrößen K_E und K_{CT}	RADIOGRAPHIE	Durchleuchtung	Mammographie	Computer-Tomographie
RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG U^a	5 %	5 % ^b	5 %	5 %
Gesamtfilterdicke in Al-Äquiv. und Cu ^a	10 %	10 %	10 %	10 %
Röhrenstrom-Zeit-Produkt $I_R \cdot t$	5 %	— ^b	5 %	5 %
DOSISAUSBEUTE Y_{100} (Diagramm) ^c	25 %	25 %	25 %	—

Einflussgrößen zur Ermittlung der Dosisgrößen K_E und K_{CT}	RADIOGRAPHIE	Durchleuchtung	Mammographie	Computer-Tomographie
Systemdosis K_B^d	+100 %/-25 %	+100 %/-25 %	+50 %/-10 %	—
Fokusabstand r_m	2 %	—	2 %	—
Fokus-Bildempfänger-Abstand r_B	2 %	5 – 15 % ^e	2 %	—
Fokusabstand Strahleneintrittsseite r_E	5 %	5 – 20 % ^e	5 %	—
Feldgröße A_B	10 %	30 % ^f	—	—
Schichtdicke s bzw. Schichtvorschub v	—	—	—	5 %
Patientendicke d_P	10 %	10 %	10 %	10 %
PATIENTENSCHWÄCHUNGSFAKTOR	42 % ^g	42 % ^g	—	—
GERÄTESCHWÄCHUNGSFAKTOR m_{Absorber}	10 %	10 %	—	—
GERÄTESCHWÄCHUNGSFAKTOR m_{Raster}	10 %	10 %	—	—
RÜCKSTREUFAKTOR (A_E , U , FILTER)	etwa 3 % ^h	—	3 % ^h	—
Anteil der PRIMÄRSTRAHLUNG (1- α) am Bildempfänger	15 – 30 % ⁱ	15 – 30 % ⁱ	—	—

- ^a Siehe Tabelle B.3. Die aus der Unsicherheit in RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG und GESAMTFILTERUNG resultierende Unsicherheit der EINFALLDOSIS kann bei der Berechnung nach 5.2.4.2.4 aus der DOSISAUSBEUTE (Bild A.1), bei der Berechnung nach 5.2.4.2.5 aus den Diagrammen zur Primärstrahlungsdurchlässigkeit von Wasser (siehe Bild A.3 bis Bild A.5) entnommen (interpoliert) werden. Im Allgemeinen sollten die Nennwerte der GESAMTFILTERUNG bekannt sein. Die durch RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG und GESAMTFILTERUNG festgelegte STRAHLUNGSQUALITÄT der NUTZSTRAHLUNG beeinflusst u. a. die KONVERSIONSFAKTOREN zur Berechnung der ORGANDOSEN. Die resultierenden Unsicherheiten können gegebenenfalls aus den Tabellen der KONVERSIONSFAKTOREN interpoliert werden.
- ^b Bei Durchleuchtung werden am Ende einer Durchleuchtungsszene die Werte für RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG und Röhrenstrom angezeigt, die sich in Abhängigkeit von der Patientendicke, der Einstrahlungsrichtung und der gewählten Durchleuchtungskennlinie ergeben haben. Bei Durchleuchtung wird im Allgemeinen nur die Gesamtstrahlungszeit protokolliert.
- ^c Die DOSISAUSBEUTE hängt außer von den Parametern RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG und Gesamtfilter auch vom Anodenwinkel des RÖNTGENSTRAHLERS und der WELLGLEICHHEIT DER SPANNUNG ab. Geht man von typischen Werten für die DOSISAUSBEUTE VON RÖNTGENSTRAHLERN (siehe Bild A.1 und Bild A.2) aus, so ist mit einer Unsicherheit von etwa 25 % zu rechnen.
- ^d Die Systemdosis(-leistung) eines Bildempfängersystems K_B wird nach DIN EN 61223-3-1 [18] bzw. DIN V 6868-152 [11] eingestellt und protokolliert. Dieser Wert hängt noch von der STRAHLUNGSQUALITÄT am Bildempfänger ab und ist daher mit zusätzlichen Unsicherheiten beaufschlagt. Die angegebenen Unsicherheiten sind Richtwerte, die bei Unkenntnis der RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG gelten. Bei Berücksichtigung der Energieabhängigkeit des Bildempfängers darf die Unsicherheit der Systemdosis(-leistung) auf ± 25 %, bei der Mammographie auf ± 10 % reduziert werden.
- ^e Bei Untertisch-Geräten ist r_E konstant und r_B einstellbar, bei Durchleuchtung unter Umständen auch unter Strahlung. In diesem Fall ist $r_B \approx r_E + d_P$. Bei Obertisch-Geräten ist r_B einstellbar, bei der Untersuchung aber konstant und $r_E \approx r_B - d_P - a$ mit einer höheren Unsicherheit behaftet. Dabei ist a der Abstand zwischen PATIENT und Bildempfänger, der 5 cm bis 10 cm betragen kann. Bei C-Bogen-Geräten ist r_B bei der Durchleuchtung konstant, r_E kann mit der jeweiligen Projektion aber stark variieren. Für die Abschätzung der Unsicherheit bei Durchleuchtung wurde für r_B und r_E eine Unsicherheit von jeweils 10 % angesetzt.
- ^f Zur Berechnung der EINFALLDOSIS aus dem DOSISFLÄCHENPRODUKT für Durchleuchtung muss eine mittlere Feldgröße abgeschätzt werden, deren Unsicherheit etwa 30 % betragen kann.
- ^g Die Patientendicke ist neben RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG und FILTERUNG Eingangsgröße zur Abschätzung der Patientenschwächung z. B. aus Bild A.3: Primärstrahlungsdurchlässigkeit. Beispiel für 80 kV, Gesamtfilter 2,5 mm Al und 20 cm Wasser.
- ^h Die Unsicherheit des RÜCKSTREUFAKTORS ist dem Gradienten bezüglich Feldgröße und STRAHLUNGSQUALITÄT aus Tabelle A.1 zu entnehmen. Die angegebenen Werte für die RADIOGRAPHIE gelten bei Unkenntnis der Feldgröße. Zur Unsicherheit der RÜCKSTREUFAKTOREN für die Mammographie siehe [37].
- ⁱ Die Unsicherheit des Primärstrahlungsanteils in Bezug auf Patienten-Wasseräquivalent und Feldgröße kann mit Hilfe von Bild A.6 abgeschätzt werden. Der angegebene Bereich gilt für 80 kV, 20 cm Wasserdicke, 700 cm² Feldgröße ohne STREUSTRAHLENRASTER (30 %) und mit STREUSTRAHLENRASTER Pb 12/40 (15 %).

Tabelle B.3 — Auswirkungen der Unsicherheiten in RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG und GesamtfILTER auf die Unsicherheit der LUFTKERMA

Beispiele von STRAHLUNGSQUALITÄTEN (RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG und GesamtfILTER) für die Abschätzung der Dosisunsicherheit aus der Unsicherheit von RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG und FILTER			Unsicherheit der EINFALLSDOSIS K_E bei	
			RÖNTGEN- RÖHRENSPANNUNG $\pm 5 \%$	Filterdicke $\pm 10 \%$
RADIOGRAPHIE und Durchleuchtung	80 kV	3,0 mm Al	12 %	8 %
	80 kV	2,5 mm Al + 0,1 mm Cu	15 %	6 % ^a
	80 kV	2,5 mm Al + 0,2 mm Cu	18 %	8 % ^a
	80 kV	2,5 mm Al + 0,3 mm Cu	21 %	9 % ^a
Mammographie	28 kV	Mo-Anode/30 μ m Mo-Filter	15 %	11 %
	28 kV	Mo-Anode/25 μ m Rh-Filter	16 %	11 %
	28 kV	W-Anode/60 μ m Mo-Filter	11 %	18 %
	28 kV	W-Anode/50 μ m Rh-Filter	13 %	17 %
	28 kV	Rh-Anode/25 μ m Rh-Filter	16 %	12 %

^a Nur Cu-Zusatzfilter berücksichtigt.

Tabelle B.4 — Unsicherheitsquellen durch radiologische und Konversionsverfahren

Quellen verfahrensbedingter Unsicherheiten	RADIOGRAPHIE	Durch- leuchtung	Mammo- graphie	Computer- Tomographie
Untersuchungsablauf	Lagerung	Lagerung Kompression DL-Zeit ^a	Kompression	-
Projektion/Einblendung	b	a	b	-
Schichtbereich bei CT	-	-	-	c
BELICHTUNGSAUTOMATIK/Kennlinien ^d	Filterautomatik	Filterautomatik DL-Modus	Filterautomatik	-
Konversionsverfahren bzw. Abweichungen PATIENT/PHANTOM	e	e	e	e

^a Bei Durchleuchtungsuntersuchungen lässt sich der Untersuchungsablauf meist nur sehr ungenau rekonstruieren. Eine Zerlegung in Abschnitte mit gleichen Einstellparametern, die es gestatten mit Hilfe der Durchleuchtungszeit eine Abschnittsdosis und daraus die Einfallsdosis zu berechnen, ist meist nicht möglich. Für standardisierte Durchleuchtungsuntersuchungen werden jedoch in [32] Organdosis-Konversionsfaktoren bereitgestellt, die sich auf das DOSISFLÄCHENPRODUKT der Untersuchung beziehen.

^b Bei Aufnahmen nach standardisierten Aufnahmebedingungen lassen sich die Aufnahmeparameter gut rekonstruieren.

^c Bei vorhandenen Übersichtsradiogrammen kann der Schichtbereich in Bezug auf die Lage kritischer Organe gut rekonstruiert werden.

^d Die BELICHTUNGSAUTOMATIK wird von der Patientendicke bzw. der Strahlungstransparenz des PATIENTEN gesteuert. Zur Sicherung der Aufnahme oder Durchleuchtungsparameter müssen Aufnahmeprogramm und Durchleuchtungsmodus (kontinuierlich oder gepulst) und Durchleuchtungs-Kennlinien protokolliert werden.

^e Bei der Anwendung von Monte-Carlo-gestützten Verfahren sind zwei Fehlerquellen zu beachten. Ein Fehlertyp ist der intrinsische Fehler des Verfahrens, bedingt durch die verwendeten Daten und Näherungen. Hinzu kommt die Abweichung der Masse und der Abmessungen des PATIENTEN von der angenommenen Phantomgeometrie. Bei der Projektionsradiographie werden die Mensch-Phantom-Unterschiede zum Teil durch einen vom PHANTOM abweichenden Dosisbedarf ausgeglichen.

Anhang C (informativ)

Verfahren zur Ermittlung von Körperdosen (Übersicht)

Tabelle C.1 enthält eine Übersicht über die Verfahren zur Ermittlung der Körperdosen.

Tabelle C.1 — Übersicht über Verfahren zur Ermittlung von Körperdosen und über die zur Dosisermittlung erforderlichen Angaben

	RADIOGRAPHIE	Durchleuchtung	Mammographie	Computertomographie
I. Dosimetrische Ausgangsgröße	EINFALLDOSIS K_E (5.2.4)	DOSISFLÄCHENPRODUKT P_F oder EINFALLDOSIS K_E (5.2.3, 5.2.4)	EINFALLDOSIS K_E (6.2.2)	$CTDI_{100,T}$, $CTDI_{B,w}$, $CTDI_{H,w}$
II. Zur Ermittlung der Ausgangsgröße erforderliche Angaben (wahlweise)	– LUFTKERMA K_m im Fokusabstand r_m (5.2.4.2.1) – DOSISFLÄCHENPRODUKT P_F und Feldgröße A_E (5.2.4.2.2) – OBERFLÄCHENDOSIS K_O mit RÜCKSTREUFAKTOR B (5.2.4.2.3) – DOSISAUSBEUTE Y_{100} des RÖNTGENSTRAHLERS in Verbindung mit Röhrenstrom-Zeit-Produkt $I_R t$ und Fokusabständen r_E, r_Y (5.2.4.2.4) – BILDEMPFÄNGERDOSIS K_B in Verbindung mit SCHWÄCHUNGSFAKTOREN m_{Patient}, m_{Absorber} und m_{Raster}, Fokusabständen r_B und r_E und Streustrahlungsanteil α' (5.2.4.2.5)	– Bei Ausgangsgröße DOSISFLÄCHENPRODUKT P_F Messwert einer Untersuchung oder eines Untersuchungsabschnittes (5.2.3) – Bei Ausgangsgröße EINFALLDOSIS K_E siehe Spalte RADIOGRAPHIE mit Parametern und Durchleuchtungszeit für die Untersuchungsabschnitte (5.2.4)	– OBERFLÄCHENDOSIS K_O mit RÜCKSTREUFAKTOR B (6.2.3)	
III. Dosisermittlung aus der Ausgangsgröße	Anwendung von KONVERSIONSFAKTOREN (5.3.2)	Anwendung von KONVERSIONSFAKTOREN (5.3.2) auf K_E oder P_F	Anwendung von KONVERSIONSFAKTOREN (6.3.2) zur Berechnung der mittleren Parenchymdosis	Anwendung von KONVERSIONSFAKTOREN (7.3) bei Kenntnis des Schichtbereichs

Literaturhinweise

- [1] DIN 1319-4:1999-02, *Grundlagen der Messtechnik — Teil 4: Auswertung von Messungen; Messunsicherheit*
- [2] DIN 6809-1:2010-03, *Klinische Dosimetrie — Teil 1: Strahlungsqualität von Photonen- und Elektronenstrahlung*
- [3] DIN 6814-2:2000-07, *Begriffe in der radiologischen Technik — Teil 2: Strahlungsphysik*
- [4] DIN 6814-3:2001-01, *Begriffe in der radiologischen Technik — Teil 3: Dosisgrößen und Dosiseinheiten*
- [5] DIN 6814-5:2008-12, *Begriffe in der radiologischen Technik — Teil 5: Strahlenschutz*
- [6] DIN 6814-6:2009-05, *Begriffe in der radiologischen Technik — Teil 6: Diagnostische Anwendung*
- [7] DIN 6814-8:2000-12, *Begriffe in der radiologischen Technik — Teil 8: Strahlentherapie*
- [8] DIN 6815, *Medizinische Röntgenanlagen bis 300 kV — Regeln für die Prüfung des Strahlenschutzes nach Errichtung, Instandsetzung und wesentlicher Änderung*
- [9] DIN 6818-1:2004-08, *Strahlenschutz-Dosimeter — Teil 1: Allgemeine Regeln*
- [10] DIN 6868-151:2010-03, *Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben — Teil 151: Abnahmeprüfung nach RÖV an zahnärztlichen Röntgeneinrichtungen — Regeln für die Prüfung der Bildqualität nach Errichtung, Instandsetzung und Änderung*
- [11] DIN V 6868-152:2005-02, *Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben — Teil 152: Abnahmeprüfung an Röntgen-Einrichtungen für Mammographie*
- [12] DIN V ENV 13005:1999-06, *Leitfaden zur Angabe der Unsicherheit beim Messen; Deutsche Fassung ENV 13005:1999*
- [13] DIN EN 60522:2002-06, *Ermittlung der Eigenfilterung von Röntgenstrahlern (IEC 60522:1999); Deutsche Fassung EN 60522:1999*
- [14] DIN EN 60601-1:2007-07, *Medizinische elektrische Geräte — Teil 1: Allgemeine Festlegungen für die Sicherheit einschließlich der wesentlichen Leistungsmerkmale (IEC 60601-1:2005); Deutsche Fassung EN 60601-1:2006*
- [15] DIN EN 60601-1-3:2008-12, *Medizinische elektrische Geräte — Teil 1-3: Allgemeine Festlegungen für die Sicherheit einschließlich der wesentlichen Leistungsmerkmale — Ergänzungsnorm: Strahlenschutz von diagnostischen Röntgengeräten (IEC 60601-1-3:2008); Deutsche Fassung EN 60601-1-3:2008*
- [16] DIN EN 60627:2006-03, *Bildgebende Geräte für die Röntgendiagnostik — Kenngrößen von Streustrahlenrastern für die allgemeine Anwendung und für die Mammographie (IEC 60627:2001); Deutsche Fassung EN 60627:2001*
- [17] DIN EN 60731:2006-09, *Medizinische elektrische Geräte — Dosimeter mit Ionisationskammern zur Anwendung in der Strahlentherapie (IEC 60731:1997 + A1:2002); Deutsche Fassung EN 60731:1997 + A1:2002*
- [18] DIN EN 61223-3-1:2001-05, *Bewertung und routinemäßige Prüfung in Abteilungen für medizinische Bildgebung — Teil 3-1: Abnahmeprüfungen; Bildgebungsleistung der Röntgeneinrichtung bei radiographischen und Durchleuchtungs-Systemen (IEC 61223-3-1:1999); Deutsche Fassung EN 61223-3-1:1999*

- [19] DIN EN 61674:2005-11, *Medizinische elektrische Geräte — Dosimeter mit Ionisationskammern und/oder Halbleiterdetektoren für den Einsatz an diagnostischen Röntgeneinrichtungen* (IEC 61674:1997 + A1:2002); Deutsche Fassung EN 61674:1997 + A1:2002
- [20] DIN EN 61676:2005-05, *Medizinische elektrische Geräte — Geräte für die nicht-invasive Messung der Röntgenröhrenspannung in der diagnostischen Radiologie* (IEC 61676:2002 + A1:2008); Deutsche Fassung EN 61676:2002 + A1:2009
- [21] DIN ISO 9236-1:2007-08, *Fotografie — Sensitometrie an Film-Folien-Systemen für die medizinische Radiographie — Teil 1: Ermittlung des Verlaufs der sensitometrischen Kurve, der Empfindlichkeit und des mittleren Gradienten* (ISO 9236-1:2004)
- [22] IEV 393:2004-07, *Internationales Elektrotechnisches Wörterbuch — Kapitel 393: Nukleare Instrumentierung; Physikalische Phänomene und grundlegende Begriffe — Hauptabschnitt 393-11: Teilchen*
- [23] *Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen* (Röntgenverordnung — RöV) vom 8. Januar 1987 (BGBl. Teil I S. 114), in der Fassung der Bekanntmachung vom 30. April 2003 (BGBl. I S. 604)
- [24] *Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik*, Überarbeitete und ergänzte Fassung gemäß Beschluss des Vorstandes der Bundesärztekammer vom 21. April 1995, Deutsches Ärzteblatt 92, Heft 34/35, 28. August 1995, Seiten A 2272- A2285
- [25] *Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice*, Technical Reports Series No. 457, IAEA, 2007
- [26] *Gesetz über Medizinprodukte* (Medizinproduktegesetz — MPG) vom 2. August 1994 (BGBl. I S. 1963) in der Fassung der Bekanntmachung vom 7. August 2002 (BGBl. I S. 3146)
- [27] *Eichordnung* vom 12. August 1988 (BGBl. I S. 1657), zuletzt geändert durch Artikel 3 Abschnitt 2 § 14 des Gesetzes vom 13. Dezember 2007 (BGBl. I S. 2930)
- [28] *Brit. J. Radiol. Supplement 11* (1972) und Supplement 17 (1983)
- [29] Wachsmann, F., G. Drexler: *Kurven und Tabellen für die Radiologie*, Springer-Verlag, Heidelberg 1976
- [30] Krestel, E (Hrsg.) *Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik*, Verlag Siemens AG (1988)
- [31] G. Drexler, W. Panzer, F.-E. Stieve, L. Widenmann und M. Zankl: *Die Bestimmung von Organdosen in der Röntgendiagnostik*, Verlag H. Hoffmann GmbH, Berlin (1993)
- [32] D. Hart, D. J. Jones, B. F. Wall: *Normalised organ doses for medical X-ray examinations calculated using Monte Carlo techniques*, National Radiological Protection Board (1998) NRPB-SR262 (Software Report)
- [33] D. Hart, D. J. Jones, B. F. Wall: *Estimation of effective dose in diagnostic radiology from entrance surface dose and dose-area product measurements*, National Radiological Protection Board NRPB-R262 (1994)
- [34] S. H. Stern, M. Rosenstein, L. Renaud, M. Zankl: *Handbook of selected tissue doses for fluoroscopic and cineangiographic examination of coronary arteries*, HHS Publication FDA 95 – 8289 (1995)
- [35] G. Drexler, W. Panzer, F.-E. Stieve: *Die Bestimmung von Organdosen in der Röntgendiagnostik*, H. Hoffmann GmbH Verlag, Berlin 1993
- [36] CEC (Commission of the European Communities). *European protocol on dosimetry in mammography*, Report EUR 16263. Luxembourg: CEC, 1996
- [37] J. Zoetelief, M. Fitzgerald, W. Leitz, M. Säbel: *European protocol on dosimetry in mammography*, Report EUR 16236, CEC Brüssel 1996

- [38] PSM (Institute of Physical Sciences in Medicine). *The Commissioning and Routine Testing of Mammographic X-Ray Systems*, Topic Group Report 59, 2nd edition. York: IPSM, 1994
- [39] *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*. Report EUR 16262 EN. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities
- [40] Dance D. R.: *Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose*, Phys. Med. Biol. 35, 1211 - 1219 (1990)
- [41] R. Klein, H. Aichinger, J. Dierker, J. T. M. Jansen, S. Joite-Barfuß, M. Säbel, R. Schulz-Wendtland und J. Zoetelief: *Determination of average glandular dose with modern mammography units for two large groups of patients*, Phys. Med. Biol. 42, 651 – 671 (1997)
- [42] Dance D. R., Skinner C. L., Young K. C., Beckett J. R. and Kotre C. J.: *Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol*, Phys. Med. Biol. 45, 3225 – 3240 (2000).
- [43] J M. Boone: *Computed Tomography: Technology Update on Multiple Detector Array Scanners and PACS Considerations*; in: Seibert JA, Filipow LJ, and Andriole KP (eds), *Practical Digital Imaging and PACS*. AAPM Monograph No. 25. Madison, WI: Medical Physics Publishing, 1999: 37-65
- [44] H. D. Nagel: *Strahlenexposition in der Computertomographie*, CTB Publications, Hamburg 2002
- [45] M. Zankl, W. Panzer and G. Drexler: *The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo methods*. Part VI: Organ doses from computed tomographic examinations. GSF-Bericht 30/91. Forschungszentrum GSF, Oberschleißheim 1991
- [46] Reiß, K. H. und Steinle, B.: *Tabellen zur Röntgendiagnostik, Teil II*, Siemens AG, Bereich Medizinische Technik, Entwicklungsabteilung, Erlangen (1973)
- [47] N. Petoussi, M. Zankl, G. Drexler, W. Panzer, D. Regulla: *Calculation of backscatter factors for diagnostic radiology using Monte Carlo methods*, Phys. Med. Biol. 43, 2237 – 2250 (1998)
- [48] B. Grosswendt: *Dependence of photon backscatter factor for water on source-to-phantom distance and irradiation field size*, Phys. Med. Biol. 35, 1233 – 1245 (1990)
- [49] Harder, D., Regulla, D., Schmid, E., Frankenberg, D.: *Hat die LET-Abhängigkeit der RBW locker ionisierender Strahlungen Bedeutung für den Strahlenschutz?* Strahlenschutzpraxis 7, 23 – 31 (2001)
- [50] Ewen, K.: *Die effektive Dosis in der Röntgendiagnostik*, Z. Med. Phys. 10, 119 – 122 (2000)
- [51] J. C. Le Heron: *Estimation of effective dose to the patient during medical X-ray examinations from measurements of the dose-area product*, Phys. Med. Biol. 37, 2117 – 2126 (1992)
- [52] IAEA Code of Practice
- [53] Dance D. R.: *Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose*, Phys. Med. Biol. 35, 1211 - 1219 (1990)
- [54] Reich, H. (Hrsg.): *Dosimetrie ionisierender Strahlung*, S. 239, Teubner, Stuttgart (1990)

Stichwortverzeichnis

Für alle in der vorliegenden Norm definierten Begriffe enthält das Stichwortverzeichnis Angaben der betreffenden Textstellen entsprechend der Dezimalklassifikation sowie die englische Übersetzung der Begriffsbenennungen. Für die in anderen DIN-Normen oder internationalen Empfehlungen definierten Begriffe ist die betreffende Publikation angegeben.

Bezeichnung	Quelle	Englische Übersetzung
ANODE	DIN 6814-6:2009-05	ANODE
ANSPRECHVERMÖGEN	DIN EN 60731:2006-09	RESPONSE
ANZAHL DER TISCHVORSCHÜBE	3.3.1.5	NUMBER OF TABLE PITCHES
AUSTRITTSDOSIS	3.2.5	EXIT DOSE
AUSTRITTSDOSISLEISTUNG	3.2.5.1	EXIT DOSE RATE
BELICHTUNGSAUTOMATIK	DIN EN 60601-1-3:2008-12	AUTOMATIC EXPOSURE CONTROL
BILDEMPFÄNGERDOSIS	3.2.6	IMAGE RECEPTOR DOSE
BILDEMPFÄNGERDOSISLEISTUNG	3.2.6.1	IMAGE RECEPTOR DOSE RATE
CT-DOSISINDEX FREI IN LUFT	3.3.2.1	CT DOSE INDEX FREE IN AIR
CT-DOSISINDEX FÜR DAS STANDARD-CT-KOPFPANTOM	3.3.2.2	CT DOSE INDEX FOR THE STANDARD CT HEAD PHANTOM
CT-DOSISINDEX FÜR DAS STANDARD-CT-KÖRPERPANTOM	3.3.2.3	CT DOSE INDEX FOR THE STANDARD CT BODY PHANTOM
DIAGNOSTISCHER REFERENZWERT	DIN 6814-5:2008-12	DIAGNOSTIC REFERENCE VALUE
DOSISAUSBEUTE	3.2.2	DOSE OUTPUT
DOSISAUSBEUTE EINES RÖNTGENSTRAHLERS	3.2.2	DOSE OUTPUT OF A X-RAY TUBE ASSEMBLY
DOSISFLÄCHENPRODUKT	DIN 6814-3:2001-01	DOSE-AREA PRODUCT
DOSISLÄNGENPRODUKT	DIN 6814-3:2001-01	DOSE LENGTH PRODUCT
DOSISLÄNGENPRODUKT BEI EINEM SPIRAL-CT-SCAN	3.3.3.4	DOSE-LENGTH PRODUCT AT A SPIRAL CT SCAN
DOSISLÄNGENPRODUKT BEI EINER SEQUENTIELLEN CT-SERIE	3.3.3.3	DOSE-LENGTH PRODUCT AT A SEQUENTIAL CT SERIES
DOSISLÄNGENPRODUKT BEI EINER STRAHLERROTATION	3.3.3.2	DOSE-LENGTH PRODUCT AT AN X-RAY TUBE ASSEMBLY ROTATION
EFFEKTIVE DOSIS	DIN 6814-3:2001-01	EFFECTIVE DOSE
EIGENFILTERUNG	DIN EN 60522:2002-06	INHERENT FILTRATION
EINFALLDOSIS	3.2.3	ENTRANCE DOSE
EINFALLDOSISLEISTUNG	3.2.3.1	ENTRANCE DOSE RATE
ELEKTRON	IEV 393:2003	ELECTRON
EMPFINDLICHKEIT	DIN ISO 9236-1:2007-08	SPEED
ERSTE HALBWERTSCHICHTDICKE	DIN 6814-2:2000-07	FIRST HALF VALUE LAYER
FILM-FOLIEN-SYSTEM	DIN ISO 9236-1:2007-08	SCREEN/FILM SYSTEM
FILTER	DIN EN 60601-1-3:2008-12	FILTER
FILTERUNG	DIN 6814-2:2000-07	FILTRATION

Bezeichnung	Quelle	Englische Übersetzung
GERÄTESCHWÄCHUNGSFAKTOR	3.1.6.1	APPERATIVE ATTENUATION FACTOR
GESAMTFILTERUNG	DIN EN 60601-1-3:2004-07	TOTAL FILTRATION
GESAMT-GERÄTESCHWÄCHUNGSFAKTOR	3.1.6.1.1	TOTAL APPERATIVE ATTENUATION FACTOR
GESAMTKOLLIMATION	3.3.1.3	TOTAL COLLIMATION
GEWEBE-WICHTUNGSFAKTOR	DIN 6814-3:2001-01	TISSUE WEIGHTING FACTOR
GEWICHTETER CT-DOSISINDEX	3.3.2.4	WEIGHTED CT DOSE INDEX
HALBWERTSCHICHTDICKE	DIN 6809-1:2010-03	HALF-VALUE LAYER
HÄRTUNG	DIN 6814-2:2000-07	HARDENING
HERSTELLER	DIN EN 60601-1:2007-07	MANUFACTURER
IONISATIONSKAMMER	DIN EN 61674:2005-11	IONIZATION CHAMBER
KATHODE	DIN 6814-6:2009-05	CATHODE
KENNDOSISLEISTUNG	DIN 6814-3:2001-01	CHARACTERISTIC DOSE RATE
KONSTANTE RÖHRENSPANNUNG	3.1.1.1	CONSTANT X-RAY TUBE VOLTAGE
KONVERSIONSFAKTOR	DIN 6818-1:2004-08	CONVERSION FACTOR
LINEARER SCHWÄCHUNGSKOEFFIZIENT	DIN 6814-2:2000-07	LINEAR ATTENUATION COEFFICIENT
LUFTKERMA	DIN 6814-3:2001-01	AIR KERMA
LUFTKERMALEISTUNG	DIN 6814-3:2001-01	AIR KERMA RATE
NENNDOSIS	DIN 6868-151:2010-01	NOMINAL DOSE
NETTODICHTE	DIN ISO 9236-1:2007-08	NET DENSITY
NOMINELLE SCHICHTDICKE	3.3.1.2	NOMINAL SLICE THICKNESS
NORMIERTER CT-DOSISINDEX	3.3.3.1	NORMALIZED CT DOSE INDEX
NUTZSTRAHLENBÜNDEL	DIN EN 61674: 2005-11	UNATTENUATED BEAM
NUTZSTRAHLENFELD	DIN 6814-6:2009-05	FIELD OF USEFUL BEAM
NUTZSTRAHLUNG	DIN 6814-2:2000-07	USEFUL RADIATION
OBERFLÄCHENDOSIS	3.2.4	SURFACE ENTRANCE DOSE
OBERFLÄCHENDOSISLEISTUNG	3.2.4.1	SURFACE ENTRANCE DOSE RATE
ORGANDOSIS	DIN 6814-3:2001-01	EQUIVALENT DOSE TO A ORGAN
ORGAN-ENERGIEDOSIS	3.4.1	ABSORBED DOSE TO A ORGAN
PATIENT	DIN EN 60601-1:2007-07	PATIENT
PATIENTEN-LAGERUNGSVORRICHTUNG	DIN 6814-8:2000-12	PATIENT SUPPORT
PATIENTENSCHWÄCHUNGSFAKTOR	3.1.6.2	PATIENT ATTENUATION FACTOR
PHANTOM	DIN EN 60601-1-3:2008-12	PHANTOM
PHOTON	DIN 6814-2:2000-07	PHOTON
PITCH	3.3.1.4	PITCH
PRAKTISCHE SPITZENSPANNUNG	DIN EN 61676:2005-03	PRACTICAL PEAK VOLTAGE
PRIMÄRSTRAHLUNG	DIN 6814-2:2000-07	PRIMARY RADIATION
RADIOGRAPHIE	DIN EN 60601-1-3:2008-12	RADIOGRAPHY
RELATIVE SPEKTRALE TEILCHENFLUSSDICHTHE	DIN 6814-2:2000-07	RELATIVE SPECTRAL PARTICLE FLUENCE RATE
RÖNTGENANLAGE	DIN 6814-6:2009-05	RADIOLOGICAL INSTALLATION

Bezeichnung	Quelle	Englische Übersetzung
RÖNTGENEINRICHTUNG	DIN EN 60601-1-3:2008-12	X-RAY EQUIPMENT
RÖNTGENGENERATOR	DIN 6814-6:2009-05	HIGH VOLTAGE GENERATOR
RÖNTGENRÖHRE	DIN EN 60601-1-3:2008-12	X-RAY TUBE
RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG	DIN EN 61676:2005-03	X-RAY TUBE VOLTAGE
RÖNTGENRÖHRENSTROM	DIN EN 60601-1-3:2008-12	X-RAY TUBE CURRENT
RÖNTGENSTRAHLER	DIN EN 60601-1-3:2008-12	X-RAY TUBE ASSEMBLY
RÖNTGENSTRAHLUNG	DIN 6814-2:2000-07	X-RADIATION
RÜCKSTREUFAKTOR	3.1.5	BACKSCATTER FACTOR
RÜCKSTREUUNG	DIN 6814-2:2000-07	BACKSCATTERING
SCHWÄCHUNG	DIN 6814-2:2000-07	ATTENUATION
SCHWÄCHUNGSFAKTOR	3.1.6	ATTENUATION FACTOR
SELEKTIVITÄT	DIN EN 60627:2006-03	GRID SELECTIVITY
STANDARDABWEICHUNG	DIN V ENV 13005:1999-06	STANDARD DEVIATION
STRAHLENFELD	DIN 6814-2:2000-07	RADIATION BEAM
STRAHLENGEOMETRIE	3.1.4	BEAM GEOMETRY
STRAHLENSCHUTZ	DIN 6814-5:2008-12	RADIATION PROTECTION
STRAHLUNGSQUALITÄT	DIN 6814-2:2000-07	RADIATION QUALITY
STRAHLUNGS-WICHTUNGSFAKTOR	DIN 6814-3:2001-01	RADIATION WEIGHTING FACTOR
STREUSTRAHLENRASTER	DIN EN 60627:2006-03	ANTI-SCATTER GRID
STREUSTRALUNG	DIN 6814-2:2000-07	SCATTERED RADIATION
STREUUNG	DIN 6814-2:2000-07	SCATTERING
TISCHVORSCHUB BEI EINER STRAHLERROTATION	3.3.1.1	TABLE PITCH AT AN X-RAY TUBE ASSEMBLY ROTATION
TRANSMISSIONSDOSIS	DIN EN 61223-3-1:2001-05	TRANSMISSION KERMA
TRANSMISSIONSDOSISLEISTUNG	DIN EN 61223-3-1:2001-05	TRANSMISSION KERMA RATE
VARIANZ	DIN V ENV 13005:1999-06	VARIANCE
VERTRAUENSBEREICH	DIN V ENV 13005:1999-06	CONFIDENCE INTERVAL
VOLUMEN-CT-DOSISINDEX	3.3.2.5	VOLUME CT DOSE INDEX
WELIGKEIT DER SPANNUNG	DIN EN 61676:2005-03	VOLTAGE RIPPLE
ZENTRALSTRAHL	DIN 6814-8:2000-12	CENTRAL RAY
ZUSATZFILTER	DIN EN 60601-1-3:2008-12	ADDED FILTER
ZUSATZFILTERUNG	DIN EN 60601-1-3:2008-12	ADDITIONAL FILTRATION