

Klinische DosimetrieTeil 7: Verfahren zur Ermittlung der Patientendosis in der
Röntgendiagnostik**DIN****6809-7**

ICS 11.040.50; 17.240

Clinical dosimetry — Part 7: Methods for the determination of patient dose
in X-ray diagnostics

Dosimétrie clinique — Partie 7: Méthodes pour la détermination de la dose
du patient en radiologie diagnostique

Fortsetzung Seite 2 bis 33

Normenausschuss Radiologie (NAR) im DIN Deutsches Institut für Normung e.V.

**Documents**

Document Sharing Hub

Inhalt

	Seite
Vorwort	3
1 Anwendungsbereich	3
2 Normative Verweisungen	3
3 Begriffe	4
3.1 DOSISGRÖSSEN	4
3.2 Einflussgrößen	7
4 Festlegung der dosimetrischen Ausgangsgrößen zur Ermittlung von ORGANDOSEN	9
4.1 Allgemeines.....	9
4.2 Dosimetrische Ausgangsgrößen für die Radiographie	9
4.3 Dosimetrische Ausgangsgrößen für die Durchleuchtung	9
4.4 Dosimetrische Ausgangsgröße für die Mammographie.....	9
4.5 Dosimetrische Ausgangsgröße für die COMPUTERTOMOGRAPHIE	9
5 Messung oder Ermittlung der dosimetrischen Ausgangsgrößen	9
5.1 Allgemeines.....	9
5.2 Radiographie	10
5.2.1 Allgemeines zur Ermittlung der EINFALLDOSIS.....	10
5.2.2 Ermittlung der EINFALLDOSIS K_E aus dem Messwert K_m im Fokusabstand r_m	10
5.2.3 Ermittlung der EINFALLDOSIS K_E aus dem DOSISFLÄCHENPRODUKT P_F	10
5.2.4 Ermittlung der EINFALLDOSIS K_E aus der OBERFLÄCHENDOSIS K_O	10
5.2.5 Ermittlung der EINFALLDOSIS K_E aus der DOSISAUSBEUTE des RÖNTGENSTRAHLERS Y_{100} und den aufnahmetechnischen Parametern	11
5.2.6 Ermittlung der EINFALLDOSIS K_E aus der BILDEMPFÄNGERDOSIS K_B	11
5.3 Durchleuchtung	12
5.3.1 Ermittlung des DOSISFLÄCHENPRODUKTS	12
5.3.2 Ermittlung der EINFALLDOSIS.....	12
5.4 Mammographie	13
5.5 COMPUTERTOMOGRAPHIE.....	13
6 Abschätzung der ORGANDOSEN aus den dosimetrischen Ausgangsgrößen	14
6.1 Allgemeines.....	14
6.2 Abschätzung der ORGANDOSEN mit Hilfe von Konversionsfaktoren	14
6.2.1 Allgemeines.....	14
6.2.2 Radiographie und Durchleuchtung.....	14
6.2.3 Mammographie	14
6.2.4 COMPUTERTOMOGRAPHIE.....	15
6.3 Abschätzung der Energiedosis im Organ mit Hilfe von GEWEBE-LUFT-VERHÄLTNISSEN	15
6.4 Abschätzung der Energiedosis im Organ mit Hilfe von relativen Tiefendosen	15
7 Unsicherheiten der Dosisermittlung	15
Anhang A (informativ) Daten zur Dosisermittlung	16
Anhang B (informativ) Unsicherheiten der Dosisermittlung	25
Anhang C (informativ) Verfahren zur Ermittlung von Körperdosen (Übersicht)	29
Literaturhinweise	30
Stichwortverzeichnis	32

Vorwort

Diese Norm wurde vom Normenausschuss Radiologie im DIN Deutsches Institut für Normung e. V. in Arbeitsgemeinschaft mit der Deutschen Röntgengesellschaft und in Zusammenarbeit mit der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik erarbeitet.

- DIN 6809 „*Klinische Dosimetrie*“ besteht aus:
- *Teil 1: Therapeutische Anwendung gebündelter Röntgen-, Gamma- und Elektronenstrahlung*
- *Teil 2: Brachytherapie mit umschlossenen gammastrahlenden radioaktiven Stoffen*
- *Teil 3: Röntgendiagnostik*
- *Teil 4: Anwendung von Röntgenstrahlen mit Röhrenspannungen von 10 bis 100 kV in der Strahlentherapie und in der Weichteildiagnostik*
- *Teil 5: Anwendung von Röntgenstrahlen mit Röhrenspannungen von 100 bis 400 kV in der Strahlentherapie*
- *Teil 6: Anwendung ultraharter Photonen- und energiereicher Elektronenstrahlung in der Strahlentherapie (zz. Entwurf)*
- *Teil 7: Verfahren zur Ermittlung der Patientendosis in der Röntgendiagnostik*

1 Anwendungsbereich

Diese Norm enthält Festlegungen von DOSISGRÖSSEN, die als Ausgangsgrößen zur Ermittlung der ORGANDOSEN des Patienten in der RÖNTGENDIAGNOSTIK einschließlich Mammographie und COMPUTERTOMOGRAPHIE dienen, sowie von Verfahren zur Ermittlung der dosimetrischen Ausgangsgrößen. Die Abschätzung der ORGANDOSEN aus den dosimetrischen Ausgangsgrößen, die für standardisierte Untersuchungen mit Hilfe von Konversionsfaktoren durchgeführt werden kann, dient zur individuellen Dosisabschätzung für strahlensensible Organe exponierter Patienten sowie zur Rechtfertigung und Optimierung diagnostischer Verfahren unter Berücksichtigung der Bildqualität. Für Strahlenschutz Zwecke kann aus den ORGANDOSEN gemäß ICRP-Publikation 60 die EFFEKTIVE DOSIS ermittelt werden.

Die Ermittlung von Körperdosen (ORGANDOSEN und/oder EFFEKTIVE DOSIS) des Patienten in der RÖNTGENDIAGNOSTIK oder deren indirekte Quantifizierung durch Dokumentation der zu ihrer Ermittlung erforderlichen Angaben ist ein Grundkonzept der Röntgenverordnung (RöV). Geeignete Ausgangsgrößen zur Ermittlung von Körperdosen des Patienten sind in dieser Norm festgelegt, und die zu ihrer Ermittlung erforderlichen Angaben sind tabelliert.

2 Normative Verweisungen

Diese Norm enthält durch datierte oder undatierte Verweisungen Festlegungen aus anderen Publikationen. Diese normativen Verweisungen sind an den jeweiligen Stellen im Text zitiert, und die Publikationen sind nachstehend aufgeführt. Bei datierten Verweisungen gehören spätere Änderungen oder Überarbeitungen dieser Publikationen nur zu dieser Norm, falls sie durch Änderung oder Überarbeitung eingearbeitet sind. Bei undatierten Verweisungen gilt die letzte Ausgabe der in Bezug genommenen Publikation (einschließlich Änderungen).

Normen der Reihe DIN 6814, *Begriffe in der radiologischen Technik*.

DIN 6814-2:2000-07, *Begriffe in der radiologischen Technik – Teil 2: Strahlungsphysik*.

DIN 6814-3:2001-01, *Begriffe in der radiologischen Technik – Teil 3: Dosisgrößen und Dosiseinheiten*.

DIN 6815, *Medizinische Röntgenanlagen bis 300 kV – Regeln für die Prüfung des Strahlenschutzes nach Errichtung, Instandsetzung und Änderung*.

DIN 6867-1, *Sensitometrie an Film-Folien-Systemen für die medizinische Radiographie – Teil 1: Verfahren zur Ermittlung des Verlaufs der sensitometrischen Kurve, der Empfindlichkeit und des mittleren Gradienten*.

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 60580, *Medizinische elektrische Geräte – Dosisflächenprodukt-Messgeräte (IEC 60580:2000); Deutsche Fassung EN 60580:2000*.

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 (IEC 61223-3-1:1999); Deutsche Fassung EN 61223-3-1:1999*.

IEC 61674, *Medical electrical equipment – Dosimeters with ionization chambers and/or semi-conductor detectors as used in X-ray diagnostic imaging*.

ICRP-Publication 60, *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, Pergamon Press, 1991. Deutsche Übersetzung: Empfehlungen der Internationalen Strahlenschutzkommission. Gustav Fischer Verlag (Stuttgart, New York 1993).

Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen (Röntgenverordnung – RöV) vom 8. Januar 1987 (BGBl. I, 1987, Nr. 3, S. 114–133), zuletzt geändert durch Verordnung zur Änderung der Röntgenverordnung und anderer atomrechtlicher Verordnungen vom 18. Juni 2002 (BGBl. I, 2002, Nr. 36, S. 1869–1907).

Richtlinie für die technische Prüfung von Röntgeneinrichtungen und genehmigungsbedürftigen Störstrahlern (Sachverständigenrichtlinie), BMU 2003

3 Begriffe

Für die Anwendung dieser Norm gelten die in den Normen der Reihe DIN 6814 angegebenen und die folgenden Begriffe.

3.1 DOSISGRÖSSEN

ANMERKUNG In der RÖNTGENDIAGNOSTIK leiten sich die DOSISGRÖSSEN im Nutzstrahlenfeld von der LUFTKERMA K_a ab. Einheit der LUFTKERMA: "Gray" (Einheitenzeichen Gy).

3.1.1

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

Luftkermaleistung frei in Luft in 100 cm Fokusabstand auf dem Zentralstrahl

[DIN 6814-3:2001-01]

ANMERKUNG Die KENNDOSISLEISTUNG wird in der Regel als Luftkermaleistung in 100 cm Fokusabstand für einen RÖHRENSTROM von 1 mA angegeben.

3.1.2**DOSISAUSBEUTE von RÖNTGENSTRAHLERN 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 $I_R \cdot t$

$$Y_{100} = K_{a,100} / (I_R \cdot t) \quad (1)$$

ANMERKUNG Der Index 100 kennzeichnet den Bezugsfokusabstand 100 cm.

3.1.3**EINFALLDOSIS K_E**

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

3.1.4**OBERFLÄCHENDOSIS K_O**

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

3.1.5**BILDEMPFÄNGERDOSIS K_B**

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

3.1.6**BILDEMPFÄNGERDOSISLEISTUNG $\dot{K}_B$**

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

3.1.7**DOSISFLÄCHENPRODUKT P_F**

Flächenintegral der LUFTKERMA K_a über eine Schnittebene E durch das STRAHLENFELD:

$$P_F = \int_E K_a dA \quad (2)$$

Einheit des DOSISFLÄCHENPRODUKTES: „Gray $\times$ Quadratmeter“ (Einheitenzeichen: Gy $\cdot$ m²)

[DIN 6814-3:2001-01]

ANMERKUNG 1 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 [9].

ANMERKUNG 2 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 aber praktisch unabhängig vom Abstand der Messebene vom Brennfleck.

3.1.8**DOSISLÄNGENPRODUKT P_L**

Linienintegral der LUFTKERMA K_a längs der Systemachse eines COMPUTERTOMOGRAPHEN (Rotationsachse z) frei in Luft oder in axialer Richtung in einem Zylinderphantom für eine vollständige Rotation des Strahlers:

$$P_L = \int_L K_a(z) dz \quad (3)$$

Einheit des DOSISLÄNGENPRODUKTES: „Gray × Meter“ (Einheitenzeichen: Gy · m)

ANMERKUNG Das DOSISLÄNGENPRODUKT wird in der COMPUTERTOMOGRAPHIE als Messgröße zur Ermittlung der Strahlenexposition verwendet. Die Messung erfolgt mit speziellen, zur Anzeige des DOSISLÄNGENPRODUKTES kalibrierten stabförmigen Ionisationskammern (nach IEC 61674). Die Integrationslänge L ist dann durch die aktive Länge der Messkammer (in der Regel 10 cm bis 15 cm) gegeben. Der Quotient aus dem DOSISLÄNGENPRODUKT einer Einzelschicht und der nominellen Schichtdicke s (nach DIN 6868-53 [25]) ergibt bei Messung frei in Luft auf der Systemachse die mittlere LUFTKERMA auf der Systemachse, bei Messung im Phantom die maximale LUFTKERMA in der Mittelebene einer Schichtserie mit L/s konsekutiven Schichten am Messort im Phantom.

3.1.9

DOSIS AUF DER SYSTEMACHSE K_{CT}

mittlere LUFTKERMA im Schichtbereich auf der Systemachse eines COMPUTERTOMOGRAPHEN frei in Luft, gegeben als Quotient aus dem DOSISLÄNGENPRODUKT frei in Luft und dem Produkt aus nomineller Schichtdicke s und der Anzahl der Schichten N je Strahlerumlauf:

$$K_{CT} = P_L / (N \cdot s) \quad (4)$$

ANMERKUNG 1 Die DOSIS AUF DER SYSTEMACHSE K_{CT} wird in der Literatur auch als $CTDI_{air}$ bezeichnet.

ANMERKUNG 2 Die Definition der DOSIS AUF DER SYSTEMACHSE nach Gleichung (4) gilt für Untersuchungen mit konsekutiven Schichten, d. h. der Tischvorschub v je Strahlerumlauf beträgt $N \cdot s$. Weicht bei einer Schichtserie der Schichtvorschub v je Strahlerumlauf von $N \cdot s$ ab, z. B. bei Spiral-CT oder Untersuchungen mit überlappenden Schichten, so ist $K_{CT} = P_L/v$ (siehe 5.5).

ANMERKUNG 3 Bei Einzelschichtgeräten (1 Schicht je Strahler-Rotation) entspricht die Schichtkollimierung etwa der nominellen Schichtdicke s . Bei Mehrschichtgeräten enthält der Strahlenfächer N Schichten mit der nominellen Dicke s . Die Dicke des Fächerstrahls (Halbwertbreite des Dosisprofils in Richtung der Rotationsachse) beträgt dann etwa $N \cdot s$.

3.1.10

CT-DOSISINDEX CTDI

Linienintegral des Energiedosis-Profils $D(z)$ für eine Strahler-Rotation entlang der Systemachse (z-Achse) oder entlang einer Geraden parallel zur Systemachse im zylindrischen Festkörperphantom über ± 7 Schichtdicken, dividiert durch das Produkt aus nomineller Schichtdicke s und der Anzahl N der Schichten je Strahler-Rotation:

$$CTDI = \frac{1}{N \cdot s} \cdot \int_{-7s}^{+7s} D(z) dz \quad (5)$$

ANMERKUNG 1 Diese Definition des CT-Dosisindex geht auf DHHS/FDA-Normen [1] zurück. Dabei wird das Dosisprofil $D(z)$ einer Einzelschicht, das in [1] ein Energiedosisprofil für das Phantommaterial bedeutet, einschließlich der Streustrahlung im Phantom aus Messungen mit Thermolumineszenz-Dosimetern gewonnen. Der CT-Dosisindex liefert die maximale Dosis einer Untersuchung mit 14 konsekutiven Schichten am Messort im Phantom. Bei der Ermittlung des CTDI aus einer Messung des DOSISLÄNGENPRODUKTES P_L müssen die unterschiedlichen Integrationslängen von Messkammer und CTDI-Definition berücksichtigt werden (siehe Anmerkung zu 3.1.8). Die benutzten Dosismessphantome sind zylindrisch mit 16 cm oder 32 cm Durchmesser (für Kopf oder Rumpf) und 16 cm Länge. Sie bestehen aus Polymethylmetacrylat (PMMA) und besitzen zur Aufnahme der Messsonden (Ionisationskammer oder TLD-Arrays) eine axiale Bohrung und vier dazu parallele, über den Umfang verteilte Bohrungen in 1 cm Tiefe.

ANMERKUNG 2 In der Literatur sind weitere Definitionen des CTDI bekannt, die sich durch die Integrationslänge von der angegebenen Definition unterscheiden: $CTDI_{\infty}$ (Integration über $\pm \infty$) und $CTDI_{10\text{ cm}}$ (Integration über 10 cm für Messung mit einer Dosislängenprodukt-Messkammer mit 10 cm Länge). Die gewichtete Messgröße $CTDI_w$ mit $CTDI_w = 1/3 CTDI_{10\text{ cm}, A} + 2/3 CTDI_{10\text{ cm}, P}$ soll eine charakteristische Strahlenexposition beschreiben. Dabei stehen die Indizes A und P für die Messorte Phantom-Achse und 1 cm Tiefe (peripherer Messort).

3.1.11

ORGAN-ENERGIEDOSIS D_T in der RÖNTGENDIAGNOSTIK

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

$$D_T = 1/m \cdot \int D_{\text{Org}} \cdot dm \quad (6)$$

Einheit der ORGAN-ENERGIEDOSIS: „Gray“ (Einheitenzeichen Gy)

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

3.1.12

ORGANDOSIS H_T in der RÖNTGENDIAGNOSTIK

Produkt aus der ORGAN-ENERGIEDOSIS D_T und dem Strahlungs-Wichtungsfaktor w_R für die STRAHLUNGSQUALITÄT R:

$$H_T = w_R \cdot D_T \quad (7)$$

Einheit der ORGANDOSIS: „Sievert“ (Einheitenzeichen Sv)

ANMERKUNG 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 [21].

3.1.13

EFFEKTIVE DOSIS E in der RÖNTGENDIAGNOSTIK

Summe der mit den zugehörigen Gewebe-Wichtungsfaktoren w_T multiplizierten ORGANDOSIS H_T in relevanten Organen und Geweben:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (8)$$

Einheit der EFFEKTIVEN DOSIS: „Sievert“ (Einheitenzeichen Sv)

ANMERKUNG 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 [22].

3.2 Einflussgrößen

3.2.1

STRAHLUNGSQUALITÄT

Parameter zur Klassifizierung der relativen spektralen Teilchenflussdichte 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 Röhrenspannung und Gesamtfilterung oder Röhrenspannung und Halbwertdicke ausreichend. Zur ergänzenden Kennzeichnung der STRAHLUNGSQUALITÄT kann die Röhrenspannung einschließlich Spannungsform, die Gesamtfilterung und die erste Halbwertdicke angegeben werden, sowie das Anodenmaterial, falls es von Wolfram abweicht.

3.2.2

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

3.2.3

RÜCKSTREUFAKTOR B in der 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 [4] siehe Tabelle A.1. Weitere Werte siehe in [5], für die Mammographie in [6].

3.2.4

SCHWÄCHUNGSFAKTOREN in der RÖNTGENDIAGNOSTIK

Faktor, der die SCHWÄCHUNG der Strahlung im Nutzstrahlenfeld einer Röntgeneinrichtung durch Absorber bei einer definierten STRAHLUNGSQUALITÄT kennzeichnet

ANMERKUNG Der Kehrwert des SCHWÄCHUNGSFAKTORS ist die Strahlungsdurchlässigkeit, definiert als Quotient aus den Luftkermawerten mit und ohne schwächende Absorberschicht.

3.2.4.1

GERÄTESCHWÄCHUNGSFAKTOR

Kehrwert der Strahlungsdurchlässigkeit von Materialien, die zwischen der Strahlenaustrittsseite des Patienten und dem Bildempfänger angeordnet sind (z. B. Lagerungstisch, Belichtungsmesskammer und Streustrahlenraster)

ANMERKUNG 1 Der Gesamt-Geräteschwächungsfaktor m ist das Produkt aus den SCHWÄCHUNGSFAKTOREN der Einzelkomponenten einschließlich der geometrischen SCHWÄCHUNG der Strahlung zwischen der Strahlenaustrittsseite des Patienten und dem Bildempfänger: $m = m_{\text{Absorber}} \cdot m_{\text{Raster}} \cdot m_{\text{Geometrie}}$.

ANMERKUNG 2 Der GERÄTESCHWÄCHUNGSFAKTOR kann nach DIN 6809-3 [24] durch Messung der SCHWÄCHUNG der Geräte-Komponenten unter streustrahlungsfreien Bedingungen oder durch externe Messung im engen Strahlungsfeld mit den STRAHLUNGSQUALITÄTEN der RQA-Serie nach DIN EN 61267 [26] ermittelt werden. Typische Werte der SCHWÄCHUNGSFAKTOREN siehe Tabelle A.2.

3.2.4.2

PATIENTENSCHWÄCHUNGSFAKTOR m_{Patient}

Kehrwert der Primärstrahlungsdurchlässigkeit des Patienten (ersatzweise von Wasser), ermittelt unter streustrahlungsfreien Bedingungen im engen Strahlungsfeld mit den zur Bildgebung benutzten STRAHLUNGSQUALITÄTEN

ANMERKUNG 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.

3.2.5

GEWEBE-LUFT-VERHÄLTNIS $T_a(z)$

<Röntgendiagnostik> Quotient aus der Energiedosis $D(z)$ an einem Punkt in der Tiefe z in einem Körper (Phantom) und der Kerma für dieses Phantommaterial an diesem Punkt frei in Luft (bei Abwesenheit des Phantoms)

4 Festlegung der dosimetrischen Ausgangsgrößen zur Ermittlung von ORGANDOSEN

4.1 Allgemeines

Die Auswahl der dosimetrischen Kenngrößen als Ausgangsgrößen zur Ermittlung von ORGANDOSEN orientiert sich an der Verfügbarkeit dieser DOSISGRÖSSEN in der radiologischen Routine und an den in der Literatur vorliegenden Konversionsverfahren. Dabei werden auch solche Konversionsverfahren in Betracht gezogen, die nur die EFFEKTIVE DOSIS liefern.

4.2 Dosimetrische Ausgangsgrößen für die Radiographie

Dosimetrische Ausgangsgrößen für die Direkt- und Indirektradiographie sind die EINFALLDOSIS K_E sowie das DOSISFLÄCHENPRODUKT P_F .

4.3 Dosimetrische Ausgangsgrößen für die Durchleuchtung

Dosimetrische Ausgangsgrößen für die Durchleuchtung sind das DOSISFLÄCHENPRODUKT P_F und, wenn eine Unterteilung der Durchleuchtungsuntersuchung in Abschnitte mit bekannten Parametern möglich ist, auch die EINFALLDOSIS K_E .

4.4 Dosimetrische Ausgangsgröße für die Mammographie

Dosimetrische Ausgangsgröße für die Mammographie ist die EINFALLDOSIS K_E .

4.5 Dosimetrische Ausgangsgröße für die COMPUTERTOMOGRAPHIE

Dosimetrische Ausgangsgröße für die COMPUTERTOMOGRAPHIE ist die mittlere DOSIS AUF DER SYSTEMACHSE K_{CT} .

5 Messung oder Ermittlung der dosimetrischen Ausgangsgrößen

5.1 Allgemeines

Der Wert der jeweiligen dosimetrischen Ausgangsgröße (EINFALLDOSIS, DOSISFLÄCHENPRODUKT oder mittlere DOSIS AUF DER SYSTEMACHSE bei CT) kann aus messbaren oder anlagenspezifischen Dosis-Kenngrößen in Verbindung mit untersuchungsspezifischen Größen ermittelt werden.

Die während einer Röntgenuntersuchung messbaren Größen sind neben den aufnahmetechnischen Parametern das DOSISFLÄCHENPRODUKT P_F und gegebenenfalls die EINFALLDOSIS K_E in einem festen Fokusabstand. Bei besonderen Fragestellungen sind auch Dosismessungen an der Oberfläche des Patienten möglich; dann wird die OBERFLÄCHENDOSIS K_O gemessen. Bei Dosismessungen in der RÖNTGENDIAGNOSTIK einschließlich COMPUTERTOMOGRAPHIE sollten Messgeräte nach IEC 61674, für Messungen des DOSISFLÄCHENPRODUKTES solche nach DIN EN 60580 verwendet werden.

Anlagenspezifische DOSISGRÖSSEN, die zur Ermittlung der dosimetrischen Ausgangsgrößen herangezogen werden können, sind gegebenenfalls bei der Abnahmeprüfung nach § 16 RöV [2] gemessen worden oder können aus den aufnahmetechnischen Parametern ermittelt werden, z. B.:

- Röntgenstrahlerkennndosisleistung oder DOSISAUSBEUTE in Verbindung mit den Aufnahmeparametern (Röhrenspannung U und RÖHRENSTROM-ZEIT-PRODUKT $I_R \cdot t$);
- BILDEMPFÄNGERDOSIS K_B (Abschaltdosis) oder die Empfindlichkeit S des Filmfoliensystems bzw. die BILDEMPFÄNGERDOSISLEISTUNG bei Durchleuchtung;
- DOSISLÄNGENPRODUKT P_L auf der Systemachse bei der COMPUTERTOMOGRAPHIE mit Untersuchungsparametern (Schichtdicke und -vorschub sowie RÖHRENSTROM-ZEIT-PRODUKT der Einzelschicht).

Untersuchungsspezifische Größen sind z. B. die aufnahmetechnischen Parameter wie Röhrenspannung U , RÖHRENSTROM-ZEIT-PRODUKT $I_R \cdot t$ und Gesamtfilterung sowie Fokusabstand, Feldgröße und die untersuchte Körperregion.

ANMERKUNG Die aufnahmetechnischen Parameter können zum Teil auch gerätespezifischen Organprogrammen oder Durchleuchtungs-Kennlinien entnommen werden.

Alle radiologischen Untersuchungen müssen zur Ermittlung der dosimetrischen Ausgangsgrößen in einzelne Abschnitte zerlegt werden, bei denen sich weder die aufnahmetechnischen Parameter noch die untersuchte Region am Patienten wesentlich geändert haben. Für eine Untersuchung wird damit gegebenenfalls ein Satz von Dosiswerten ermittelt, die dann getrennt in ORGANDOSEN konvertiert werden müssen.

5.2 Radiographie

5.2.1 Allgemeines zur Ermittlung der EINFALLDOSIS

Die EINFALLDOSIS K_E kann je nach Verfügbarkeit über gemessene Größen wie das DOSISFLÄCHENPRODUKT oder eine speziell gemessene OBERFLÄCHENDOSIS ermittelt oder aus anlagenspezifischen DOSISGRÖßEN berechnet werden.

In den meisten Fällen ist jedoch die zusätzliche Kenntnis über Einflussgrößen wie die STRAHLUNGSQUALITÄT, die Fokusabstände zu Patient r_E und Bildebene r_B , die Feldgrößen (Querschnitt des NUTZSTRAHLENBÜNDELS) an der Strahleneintrittsseite des Patienten A_E oder in der Bildebene A_B (Bildformat) oder die Patientendicke bzw. deren Wasseräquivalent erforderlich.

ANMERKUNG Die Verfahren zur Ermittlung der EINFALLDOSIS K_E in den folgenden Abschnitten sind entsprechend ihrer Priorität aufgeführt, die von den Unsicherheiten der Verfahren abhängt. Die Priorität nimmt ab von der Messung der EINFALLDOSIS oder des DOSISFLÄCHENPRODUKTES über die Bestimmung der EINFALLDOSIS aus dem DOSISFLÄCHENPRODUKT bis zur Ermittlung aus KENNDOSISLEISTUNG oder BILDMPFÄNGERDOSIS (siehe auch Tabelle B.1).

5.2.2 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 bestimmt gemäß:

$$K_E = K_m \cdot (r_m/r_E)^2 \quad (9)$$

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

5.2.3 Ermittlung der EINFALLDOSIS K_E aus dem DOSISFLÄCHENPRODUKT P_F

Die EINFALLDOSIS K_E ist der Quotient aus DOSISFLÄCHENPRODUKT P_F und Feldgröße A_E am Ort der Strahleneintrittsseite des Patienten:

$$K_E = P_F/A_E \quad (10)$$

Dazu kann 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 Ermittlung der EINFALLDOSIS K_E aus der OBERFLÄCHENDOSIS K_O

Die EINFALLDOSIS K_E ist der Quotient aus der OBERFLÄCHENDOSIS und dem RÜCKSTREUFAKTOR B :

$$K_E = K_O/B \quad (11)$$

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 RÜCKSTREUFAKTOREN für Wasser und PMMA nach [4] siehe Tabelle A.1.

5.2.5 Ermittlung der EINFALLDOSIS K_E aus der DOSISAUSBEUTE des 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 berechnet gemäß:

$$K_E = Y_{100} \cdot I_R \cdot t \cdot (r_Y/r_E)^2 \quad (12)$$

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