

Klinische Dosimetrie

Therapeutische Anwendung gebündelter Röntgen-, Gamma- und Elektronenstrahlung

DIN
6809
Teil 1

Clinical dosimetry; therapeutical application of X-ray,
gamma-ray and electron beams

Teilweise Ersatz für DIN 6809

Aufgestellt vom Normenausschuß Radiologie im DIN Deutsches Institut für Normung e.V. in Arbeitsgemeinschaft mit der Deutschen Röntgengesellschaft.

Kursiv gesetzte Textteile sind Anmerkungen.

Die Normung bestimmter Verfahren im Rahmen der klinischen Dosimetrie dient der zuverlässigen Anwendung strahlen-therapeutischer Mittel. Die vorliegende Norm erfaßt die Ermittlung der Strahlenqualität, die Messung von Dosisverteilungen an Phantomen und die Ermittlung von Bestrahlungszeiten oder Monitoranzeigen zur Erzielung bestimmter Dosen und Dosisverteilungen für therapeutische Bestrahlungen mit Röntgen-, Gamma- und Elektronenstrahlenbündeln.

Die Normung von Dosismeßverfahren und von Dosimetern (siehe DIN 6800 Teil 1 und weitere folgende Teile, z. Z. noch Entwürfe, „Dosismeßverfahren“, und DIN 6817 „Klinische Dosimeter mit Ionisationskammern für Röntgen- und Gammastrahlung“) sowie Festlegungen, die Bestandteile der therapeutischen Verordnung bilden (z. B. die Höhe der Dosis im Zielvolumen), sind nicht Gegenstand dieser Norm. Dosimetrische Verfahren, die sehr spezielle Sachkenntnis verlangen, sind nicht aufgenommen, auch wenn sie Vorteile z. B. im Hinblick auf Genauigkeit und Ökonomie bieten. Die Dosimetrie für strahlenbiologische Zwecke gehört gleichfalls nicht zum Geltungsbereich dieser Norm.

Der vorliegenden Norm sind die Genauigkeitsanforderungen für die Dosimetrie in der Strahlentherapie zugrunde gelegt: Bei gegebenen Bestrahlungsbedingungen sollen die gemessenen oder berechneten Dosiswerte um weniger als etwa $\pm 10\%$ von den tatsächlich applizierten Dosen abweichen.

Dosisverteilungstabellen und Isodosenpläne sind nicht in die Norm aufgenommen, Literaturhinweise hierzu sind im Schrifttumsverzeichnis enthalten. Alle Begriffsbestimmungen entsprechen DIN 6814 „Begriffe und Benennungen in der radiologischen Technik“.

Inhalt

	Seite		Seite
1 Ermittlung der Strahlenqualität	2	3.1.3 Bestrahlungs- und Meßbedingungen	5
1.1 Photonenstrahlung	2	3.1.4 Meßvorgang und Auswertung	5
1.1.1 Kennzeichnung der Strahlenqualität	2	3.2 Phantomschichten und Gewebeäquivalenz	5
1.1.2 Messung der Halbwertschichtdicke	2	3.2.1 Gewebeäquivalenz	6
1.1.3 Ermittlung der Halbwertschichtdicke aus dem Qualitätsdiagramm	2	3.2.2 Spezielle Phantomschichten	6
1.1.4 Messung der Röhrenspannung	2	4 Ermittlung von Dosen und Dosisverteilungen im Körper	8
1.2 Elektronenstrahlung	2	4.1 Ermittlung von Dosen und Dosisverteilungen beim Einzelfeld	8
1.2.1 Kennzeichnung der Strahlenqualität	2	4.1.1 Messung der Bezugsdosis	8
1.2.2 Energiebestimmung aus der praktischen Reichweite	3	4.1.2 Korrekturen bei Photonenstrahlung	9
1.2.3 Messung der praktischen Reichweite	3	4.1.3 Elektronenstrahlung	9
1.2.4 Berechnung der mittleren Elektronenenergie für verschiedene Tiefen	4	4.2 Ermittlung von Dosen und Dosisverteilungen bei Mehrfeldertechnik	10
2 Dosisverteilungen; Begriffliche Grundlagen	4	4.2.1 Berechnung der Dosisverteilung bei Mehrfeldertechnik	10
2.1 Räumliche Dosisverteilung	4	4.2.2 Ermittlung der Monitoranzeigen oder der Bestrahlungszeiten der Einzelfelder	11
2.2 Bezugsdosis	4	4.2.3 Korrekturen	11
2.3 Darstellung von Dosisverteilungen	4	4.3 Ermittlung von Dosen und Dosisverteilungen bei Bewegungsbestrahlung	11
2.4 Direkte und indirekte Ermittlung von Dosisverteilungen	5	4.3.1 Geometrische Kenngrößen für die Bewegungsbestrahlung	11
2.5 Aufsuchen geeigneter Bestrahlungsbedingungen	5	4.3.2 Berechnung der Dosis auf der Rotationsachse	11
2.6 Kontrollmessungen	5	4.3.3 Berechnung der Dosisverteilung	11
2.7 Dosismonitor und Dosisleistungsmonitor	5	4.3.4 Ermittlung der Monitoranzeige oder der Bestrahlungszeit	11
3 Phantommessungen	5	4.3.5 Korrekturen	11
3.1 Methodik der Phantommessung	5	Schrifttum	12
3.1.1 Phantomarten	5		
3.1.2 Anordnung von Meßsonden	5		

Fortsetzung Seite 2 bis 12
Erläuterungen Seite 12

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

Frühere Ausgaben:
DIN 6809: 7.41, 5.58 x, 10.63

Nachdruck, auch auszugsweise, nur mit Genehmigung des DIN Deutsches Institut für Normung e.V., Berlin, gestattet.

Änderung September 1976:
Gegenüber der im Jahre 1972 zurückgezogenen
Norm DIN 6809, Ausgabe Oktober 1963.
Siehe Erläuterungen.

1 Ermittlung der Strahlenqualität

Die Kenntnis der Strahlenqualität der Nutzstrahlung ist unentbehrlich bei der Auswahl geeigneter Dosimetertypen, bei der Festlegung der Dosisumrechnungsfaktoren (siehe DIN 6800 Teil 1 u. ff. z. Z. noch Entwürfe) und bei der Benutzung von Sammlungen räumlicher Dosisverteilungen. In der Strahlenphysik wird die Strahlenqualität durch das Energiespektrum der Photonen oder Teilchen gekennzeichnet (siehe DIN 6814, Teil 2). In der klinischen Dosimetrie dienen vorwiegend Schwächungs- und Reichweitenmessungen zur Ermittlung der Strahlenqualität.

1.1 Photonenstrahlung

1.1.1 Kennzeichnung der Strahlenqualität

1.1.1.1 Röntgenstrahlung mit Grenzenenergien bis 3 MeV

Bei Röntgenstrahlung mit Grenzenenergien bis 3 MeV muß die Röhrenspannung (siehe Abschnitt 1.1.4), die Gesamtfilterung und die 1. Halbwertschichtdicke (siehe Abschnitt 1.1.2) oder – bei geringeren Genauigkeitsanforderungen – die Röhrenspannung und die 1. Halbwertschichtdicke angegeben werden. Bei Anwendung von Röntgenstrahlung mit Grenzenenergien zwischen 8 keV und 100 keV genügt die Angabe der Röhrenspannung, der Gesamtfilterung und des Anodenmaterials. Außer der Röhrenspannung ist die Form der Spannung (konstante Gleichspannung oder pulsierende Spannung) anzugeben.

1.1.1.2 Röntgenstrahlung mit Grenzenenergien über 3 MeV

Bei Röntgenstrahlung mit Grenzenenergien über 3 MeV (ultraharte Röntgenstrahlung) muß die maximale Photonenenergie angegeben werden.

1.1.1.3 Gammastrahlung

Bei der Gammastrahlung radioaktiver Strahlenquellen müssen die wesentlichen in der Quelle enthaltenen Radionuklide angegeben werden. Infolge von Streuprozessen innerhalb des radioaktiven Materials und im Material der Blende und der Abschirmung kann das Energiespektrum der Nutzstrahlung von dem Emissionsspektrum des Radionuklids abweichen.

1.1.2 Messung der Halbwertschichtdicke

1.1.2.1 Absorber-Materialien

Für die Messung der Halbwertschichtdicke sind folgende Materialien zu verwenden:

Grenzenenergiebereich	Absorber-Material
10 keV bis 60 keV	Aluminium
60 keV bis 150 keV	Aluminium oder Kupfer
150 keV bis 400 keV	Kupfer
400 keV bis 3 MeV	Kupfer oder Blei

Der Gewichtsanteil an Fremdstoffen aus Elementen merklich abweichender Ordnungszahl darf bei Aluminium für Grenzenenergien unter 150 keV nicht mehr als 0,1 %, bei höheren Grenzenenergien bis zu 1 % betragen. Angaben zur Umrechnung von Kupfer- in Aluminiumhalbwertschichtdicken siehe Schrifttumverzeichnis [1].

1.1.2.2 Meßanordnung

Zur Messung der Halbwertschichtdicke werden Absorberschichten verschiedener Dicke in mindestens 20 cm Fokusabstand senkrecht zum Zentralstrahl unmittelbar vor oder hinter einer Blende von höchstens 25 cm² Öffnungsfläche aufgestellt. In mehr als 20 cm Abstand hinter dem Absorber wird die Standard-Ionendosis, bezogen auf eine Monitoranzeige, im Zentralstrahl in Luft als Funktion der Absorberdicke gemessen. Dabei muß die Meßsonde vollständig im Bereich des Nutzstrahlenbündels liegen. Diejenige Absorberdicke, bei der der Quotient aus der gemessenen Standard-Ionendosis und der Monitor-

anzeige auf die Hälfte des ohne Absorber gemessenen Wertes zurückgeht, ist die Halbwertschichtdicke (siehe Definition in DIN 6814 Teil 2)

Soll abweichend von 1.1.1.3 die Halbwertschichtdicke für die Gammastrahlung einer radioaktiven Strahlenquelle ermittelt werden, so tritt an die Stelle des Quotienten aus der gemessenen Standard-Ionendosis und der Monitoranzeige die in einem bestimmten Zeitintervall gemessene Standard-Ionendosis.

Der Kalibrierungsfaktor der Meßsonde darf sich in dem vorkommenden Strahlenqualitätsbereich um nicht mehr als $\pm 2\%$ ändern. Bei wenig gefilterten Strahlungen und bei Grenzenenergien unter 20 keV muß die Meßsonde, abweichend von dem oben angegebenen Fokusabstand, in dem für die Bestrahlung vorgesehenen Fokus-Haut-Abstand angeordnet werden, da die Strahlenqualität durch die Absorption in Luft merklich geändert wird; der Absorber muß etwa in der Mitte zwischen Fokus und Meßsonde stehen. Halbwertschichtdickenmessungen im Nutzstrahlenbündel sind mit der für die Bestrahlung vorgesehenen Gesamtfilterung (einschließlich Tubusboden) vorzunehmen. Bei Halbwertschichtdickenmessungen darf sich hinter der Meßsonde bis zu 50 cm Abstand kein Streukörper im Nutzstrahlenbündel befinden.

1.1.3 Ermittlung der Halbwertschichtdicke aus dem Qualitätsdiagramm

Aus dem Qualitätsdiagramm, das den Zusammenhang zwischen Röhrenspannung, Gesamtfilterung und Halbwertschichtdicke angibt, kann die Halbwertschichtdicke bei bekannter und konstanter Röhrengleichspannung, bekannter Gesamtfilterung und bekanntem Anodenmaterial entnommen werden (siehe Schrifttumverzeichnis [1]). Die Eigenfilterung wird in der Regel den Angaben des Herstellers auf dem Röhrenschutzgehäuse entnommen.

1.1.4 Messung der Röhrenspannung

An der Bedienungseinrichtung einer Röntgentherapieanlage für Spannungen oberhalb 60 kV kann die eingestellte Röhrenspannung in der Regel mit einer Unsicherheit von $\pm 2\%$, bei Therapieanlagen unter 60 kV mit einer Unsicherheit von $\pm 4\%$ abgelesen werden. Angezeigt wird die Röhren-Nennspannung, d. h. die Röhrengleichspannung bzw. Röhrenspitzenspannung (bei pulsierender Spannung) für die Belastung mit Nennstrom (siehe DIN 6814 Teil 6). Die Röhrengleichspannung oder Röhrenspitzenspannung (bei pulsierender Spannung) kann auch durch Messung der maximalen Photonenenergie mit einem Szintillations- oder Halbleiterspektrometer oder durch Messung der Fluoreszenzstrahlung geeigneter Elemente ermittelt werden.

1.2 Elektronenstrahlung

1.2.1 Kennzeichnung der Strahlenqualität

Bei einem Elektronenbeschleuniger muß die Strahlenqualität durch Angabe der Elektronenenergie E_0 an der Oberfläche des bestrahlten Körpers, nach Durchtritt des Elektronenstrahls durch Streufilter und andere Materieschichten, gekennzeichnet werden. Unter den Verfahren zur Messung von E_0 (siehe Schrifttum [2]) wird die Energiebestimmung aus der praktischen Reichweite wegen ihrer einfachen Durchführbarkeit bevorzugt.

Von der Elektronenenergie E_0 an der Oberfläche des bestrahlten Körpers ist die Beschleunigerenergie E_a zu unterscheiden, die als Elektronenenergie unmittelbar vor dem Durchgang durch das Austrittsfenster des Beschleunigers definiert ist. Die Energie E_0 ist näherungsweise gleich der Beschleunigerenergie E_a , vermindert um den wahrscheinlichsten Energieverlust in Streufiltern und anderen Materieschichten (siehe Schrifttumverzeichnis [5], [8]).

1.2.2 Energiebestimmung aus der praktischen Reichweite
Die Elektronenenergie E_0 wird aus der in einem Standardmaterial gemessenen Reichweite R_p ermittelt. Für Aluminium gilt im Energiebereich 2 bis 30 MeV mit $\pm 2\%$ Unsicherheit die Beziehung von Katz und Penfold (siehe Schrifttumverzeichnis [3]):

$$\varrho R_p = 0,530 E_0 - 0,106$$

Für Wasser, Plexiglas und andere Stoffe mit $(Z^2/A_r)_{\text{eff}} < 4$ (siehe Tabelle 1) gilt im Energiebereich 2 bis 40 MeV mit $\pm 2\%$ Unsicherheit die Beziehung von Markus (siehe Schrifttumverzeichnis [4]):

$$(Z/A_r)_{\text{eff}} \cdot \varrho R_p = 0,285 E_0 - 0,137$$

In diese Zahlenwertgleichungen ist die Dichte ϱ in g/cm^3 , die praktische Reichweite R_p in cm und die Elektronenenergie E_0 in MeV einzusetzen (Korrekturfaktoren oberhalb 30 MeV siehe Schrifttumverzeichnis [5]). Die Effektivwerte des Quotienten Z/A_r (Z Ordnungszahl, A_r relative Atommasse) sind nach Abschnitt 3.2.1 zu berechnen.

Tabelle 1. Materialien für Reichweitmessung

Stoff	$(Z/A_r)_{\text{eff}}$	$(Z^2/A_r)_{\text{eff}}$	ϱ g/cm^3
Wasser	0,555	3,67	1,00
Plexiglas	0,540	3,16	1,18
Polystyrol	0,538	2,84	1,06
Polyäthylen	0,571	2,71	0,92
Graphit	0,500	3,00	1,70 bis 2,25

1.2.3 Messung der praktischen Reichweite

Die Verfahren nach den Abschnitten 1.2.3.1 und 1.2.3.2 liefern übereinstimmende Ergebnisse (siehe Schrifttumverzeichnis [6]).

1.2.3.1 Messung mit schmalen Strahlenbündel

Zur Messung der praktischen Reichweite stellt man Absorberschichten verschiedener Dicke in mehr als 50 cm Abstand von der Elektronenquelle senkrecht zum Zentralstrahl auf und begrenzt den Elektronenstrahl durch eine runde oder quadratische Blende so, daß der Bündelquerschnitt an der Absorberoberfläche 25 cm^2 nicht überschreitet (siehe Bild 1a). Unmittelbar hinter die Absorberschicht A_1 bringt man eine flache, dünnwandige Ionisationskammer K, deren Durchmesser den des Elektronenbündels mindestens um den Betrag $\alpha \cdot R_p$ (siehe Tabelle 2) übertrifft. Unmittelbar hinter der Ionisationskammer wird ein Absorber A_2 angeordnet, der aus dem gleichen Material wie Absorber A_1 besteht und dessen Dicke mindestens gleich der Sättigungsdicke für Rückstreuung ist.

Man mißt die Ionenladung in der Kammer, bezogen auf eine Monitoranzeige, in Abhängigkeit von der Schichtdicke des Absorbers A_1 und stellt das Ergebnis graphisch dar. Verlängert man den linear abfallenden Teil dieser Kurve geradlinig und bringt die Verlängerungsgerade mit dem geradlinig nach kleineren Schichtdicken extrapolierten Bremsstrahlungs-Ausläufer der Kurve zum Schnitt, so gibt der Abszissenwert des Schnittpunktes die praktische Reichweite an (siehe Bild 2). Bei kleinen Energien und Ordnungszahlen, d. h. für $(Z^2/A_r)_{\text{eff}} \cdot E_0 < 60 \text{ MeV}$, kann der Bremsstrahlungs-Ausläufer in hier genügender Näherung mit der Abszissenachse gleichgesetzt werden.

1.2.3.2 Messung mit breitem Strahlenbündel

Zur Messung der praktischen Reichweite stellt man Absorberschichten verschiedener Dicke senkrecht zum Zentralstrahl in solchem Abstand von der Elektronenquelle auf, daß der Bündeldurchmesser auf der Absorber-Eintritts-

fläche den Betrag $\alpha \cdot R_p$ (siehe Tabelle 2), zuzüglich des Durchmessers der verwendeten Flachkammer, nicht überschreitet, und daß der Öffnungswinkel des Strahlenbündels 10° nicht übertrifft (siehe Bild 1b). Unmittelbar hinter die Absorberschicht A_1 bringt man in die Mitte des Strahlenbündels eine Flachkammer K (siehe DIN 6800 Teil 2, z. Z. noch Entwurf) mit möglichst kleinem Querschnitt. Unmittelbar hinter der Ionisationskammer wird ein Absorber A_2 angeordnet, der aus dem gleichen Material wie Absorber A_1 besteht und dessen Dicke mindestens gleich der Sättigungsdicke für Rückstreuung ist. Die Messung kann in einem Wasserphantom durchgeführt werden, das gleichzeitig die Funktionen der Absorberschichten A_1 und A_2 übernimmt.

Man mißt die in der Kammer erzeugte Ionenladung, bezogen auf eine Monitoranzeige, in Abhängigkeit von der Schichtdicke des Absorbers A_1 und stellt das Ergebnis graphisch dar. Die praktische Reichweite wird aus der graphischen Darstellung nach Bild 2 wie bei der Messung mit engem Strahlenbündel ermittelt.

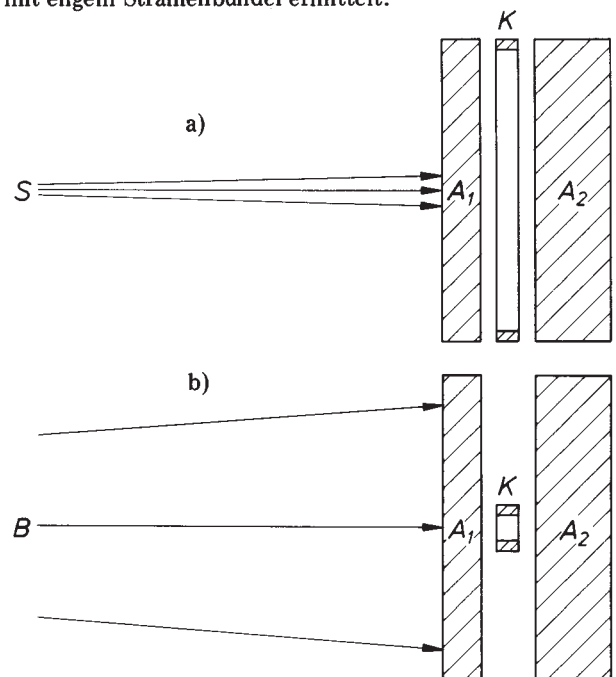


Bild 1. Messung der praktischen Reichweite

a) mit schmalen Strahlenbündel S

b) mit breitem Strahlenbündel B

A_1, A_2 Absorber

K Ionisationskammer

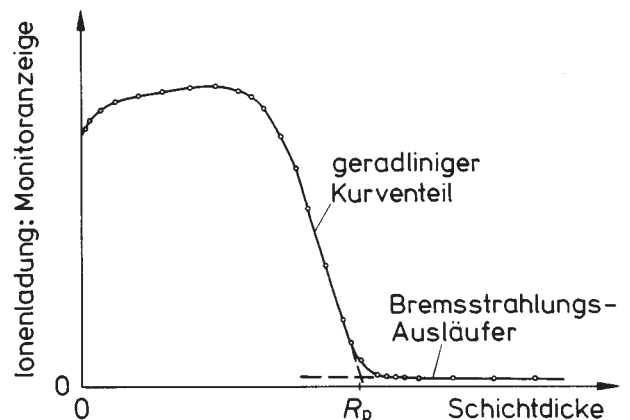


Bild 2. Graphische Darstellung zur Ermittlung der praktischen Reichweite (Beispiel: $E_0 = 20 \text{ MeV}$, Absorber Plexiglas)

Tabelle 2. Faktor α zur Festlegung des Bündeldurchmessers

Absorber	2,5 MeV	10 MeV	40 MeV
C	1,5	0,8	0,5
H ₂ O	1,5	1,0	0,6
A ₁	2,3	1,1	0,7

1.2.4 Berechnung der mittleren Elektronenenergie für verschiedene Tiefen

Für die Elektronendosimetrie wird außerdem die mittlere Elektronenenergie $\bar{E}$ in verschiedenen Tiefen des bestrahlten Körpers benötigt. $\bar{E}$ folgt in hinreichender Näherung der Beziehung

$$\bar{E} = E_0 (1 - z/R_p),$$

wobei z die Tiefe und R_p die praktische Reichweite im Körper oder Phantom ist (siehe Schrifttumverzeichnis [7]).

2 Dosisverteilungen; Begriffliche Grundlagen

Zur Vorbereitung und Durchführung einer therapeutischen Bestrahlung gehören vier dosimetrische Teilaufgaben:

- Ermittlung von Dosisverteilungen im Körper oder Phantom unter vorgegebenen Bestrahlungsbedingungen,
- Variation der Bestrahlungsbedingungen zur Optimierung der Dosisverteilung,
- Ermittlung der bei festgelegten Bestrahlungsbedingungen erforderlichen Bestrahlungszeit oder Monitoranzeige nach Maßgabe der verordneten Dosis im Zielvolumen,
- Kontrollmessungen.

Auf die erste Teilaufgabe beziehen sich alle folgenden Abschnitte dieser Norm. Für die Variation der Bestrahlungsbedingungen und für Kontrollmessungen genügen im Rahmen dieser Norm die Hinweise in Abschnitt 2.5 und 2.6. Zur Ermittlung der Bestrahlungszeit oder Monitoranzeige siehe die Abschnitte 4.1, 4.2.2 und 4.3.4.

2.1 Räumliche Dosisverteilung

Als räumliche Dosisverteilung bezeichnet man die Zuordnung der Dosiswerte zu den einzelnen Punkten innerhalb eines bestrahlten Körpers oder Phantoms. Man unterscheidet zwischen der Verteilung der absoluten Werte der Energie- oder Ionendosis (*absolute Dosisverteilung*) und der Verteilung der Relativwerte (Prozentualwerte) der Energie- oder Ionendosis (*relative Dosisverteilung*). Um die Beurteilung eines Bestrahlungsplanes zu erleichtern, wird die Dosisverteilung in der Regel so umgerechnet, daß der Relativwert 1 bzw. 100% im Herdbereich oder im Dosismaximum liegt (*normierte Dosisverteilung*).

2.2 Bezugsdosis

Für einen bestimmten Punkt innerhalb des bestrahlten Volumens (*Bezugspunkt*) muß der Absolutwert der Energiedosis, Kammer-Ionendosis oder Hohlraum-Ionendosis bekannt sein (*Bezugsdosis*). Der Bezugspunkt muß je nach der Strahlenqualität und Bestrahlungsmethode gewählt werden (siehe Abschnitt 4.1.1). Der Bezugspunkt muß nicht derjenige Punkt sein, für den der Relativwert der Dosis in der räumlichen Dosisverteilung den Wert 1 bzw. 100% hat.

Aus der Bezugsdosis und der relativen Dosisverteilung ergeben sich die Absolutwerte der Dosis für jeden Punkt innerhalb des bestrahlten Volumens: Ist P_B der Relativwert (Prozentualwert) der Dosis am Bezugspunkt und P_X der Relativwert der Dosis an einem anderen

Raumpunkt X, so erhält man aus der Dosis D_B am Bezugspunkt die Dosis D_X am Punkt X nach der Beziehung:

$$D_X = D_B \frac{P_X}{P_B}$$

2.3 Darstellung der Dosisverteilung

Einen Ausschnitt aus der räumlichen (dreidimensionalen) Dosisverteilung zeigen die Dosiswerte in einer Schnittebene (zweidimensionale Darstellung) oder längs einer geraden Linie (eindimensionale Darstellung).

Es ist stets anzugeben, ob sich eine Dosisverteilung auf die im Körper oder Phantom erzeugte Energiedosis oder auf die Ionendosis bezieht. (Zur Umrechnung der Ionendosis in die Energiedosis siehe

DIN 6800 Teil 1 u. ff., z. Z. noch Entwürfe).

2.3.1 Isodosenblatt

Das Isodosenblatt (auch Isodosenkarte oder Isodosen-diagramm) ist die am meisten verwendete zweidimensionale Darstellung der Dosisverteilung. In eine Zeichnung der betreffenden Schnittebene, welche die Phantom- oder Körperkonturen enthält, werden Kurven eingetragen, welche die Punkte gleicher Dosis verbinden (*Isodosenkurve*). Zur übersichtlichen Darstellung beschränkt man sich meist auf wenige Isodosenkurven mit den für die Bestrahlungsplanung wichtigen Dosiswerten. Für die Berechnung der Dosisverteilung bei der Mehrfelder- und Bewegungsbestrahlung aus Isodosenblättern von Einzelfeldern (siehe Abschnitt 4.2) ist dagegen oft ein dichteres Isodosennetz erforderlich. Dreidimensionale Dosisverteilungen werden durch einen Satz von Isodosenblättern für verschiedene Schnittebenen wiedergegeben.

2.3.2 Rasterdarstellung

Die Rasterdarstellung (*Dosismatrix*) ist eine andere Form der zweidimensionalen Darstellung der Dosisverteilung. In eine Zeichnung der betreffenden Schnittebene, welche die Phantom- und Körperkonturen enthält, werden an den Kreuzungspunkten eines Koordinatennetzes die zugehörigen Dosiswerte eingetragen. Für die Rasterdarstellung sind kartesische Koordinatennetze und, besonders bei der Mehrfelder- und Bewegungsbestrahlung, Polarkoordinatennetze gebräuchlich. Eine dreidimensionale Dosisverteilung wird durch einen Satz von Rasterdarstellungen für verschiedene Schnittebenen wiedergegeben.

2.3.3 Analytische Darstellung

Die analytische Darstellung von Dosisverteilungen durch mathematische Formeln wird vorwiegend für Einzelfeld-Dosisverteilungen bei der Dosisberechnung für Mehrfelder- und Bewegungsbestrahlung verwendet.

2.3.4 Tiefendosiskurve und Tiefendosisstabelle

Tiefendosiskurve und Tiefendosisstabelle sind eindimensionale Darstellungen der Dosisverteilung auf dem Zentralstrahl eines Einzelfeldes in Abhängigkeit von der Tiefe in Phantom oder Körper. In der Regel gibt man der maximalen Tiefendosis oder der Gewebe-Oberflächendosis den Relativwert 1 bzw. 100%.

2.3.5 Gewebe-Luft-Verhältnis

Als Gewebe-Luft-Verhältnis bezeichnet man das Verhältnis zwischen der Energiedosis im weichteilgewebeäquivalenten Phantom in anzugebender Tiefe auf dem Zentralstrahl und der Energiedosis für Weichteilgewebe frei in Luft am gleichen Ort ohne Phantom. Die Energiedosis für Weichteilgewebe frei in Luft muß mit einer Dosimetersonde ausreichender Wandstärke bei Sekundärelektronengleichgewicht im Sondenmaterial (siehe DIN 6800 Teil 1