

Physikalische Grundlagen

G. Hartmann, W. Schlegel

2.1 Physikalisch-technische Grundlagen der Dosimetrie – 12

2.1.1 Physikalische Grundlagen der Strahlendosis – 12

2.1.2 Dosismessung – 18

2.2 Gerätetechnik der Teletherapie – 35

2.2.1 Einleitung – 35

2.2.2 Isotopenbestrahlungsgeräte – 35

2.2.3 Elektronenbeschleuniger – 36

Literatur – 45

Überblick

Die Strahlentherapie von Tumoren wird überwiegend lokal bzw. lokoregionär eingesetzt. Dies bedeutet, dass der zu behandelnde Tumor in seiner Ausdehnung noch begrenzt sein sollte.

Ziel ist es, eine möglichst hohe Strahlendosis im Tumor bzw. im Zielvolumen zu verabreichen und gleichzeitig die Dosis im umgebenden Normalgewebe unterhalb der Toleranzschwelle zu halten. Es stehen heute eine Reihe von Bestrahlungstechniken zur Verfügung, um die verordnete Dosis mit einer sehr großen räumlichen Genauigkeit auf ein Zielvolumen zu begrenzen, das zuvor durch den Radioonkologen in seiner räumlichen Ausdehnung festgelegt wurde. Der Ausdruck der Präzisionsstrahlentherapie fasst solche Techniken zusammen.

Zur Planung einer Präzisionsstrahlentherapie müssen die verschiedenen Parameter der angewendeten Bestrahlungstechnik optimiert werden. Wichtig ist, dass sowohl die Konformität und Höhe der Absolutdosis im Zielvolumen als auch die Höhe der Absolutdosis in angrenzenden Risikoorganen als Optimierungskriterium eingehen (Brahme 1984). Der Dosisbegriff spielt hierbei eine zentrale Rolle. Basierend auf einfachen physikalischen Größen ist die Strahlendosis heute sehr klar als Energiedosis definiert; sie ist darüber hinaus auch weitaus genauer messbar als die Dosis vieler anderer Wirkstoffe im Arzneimittelbereich. Diese Genauigkeit ist notwendig, weil das Ergebnis einer Strahlentherapie ganz empfindlich von der Höhe der Strahlendosis im Zielvolumen und im umgebenden Normalgewebe abhängt. Für den Erfolg einer Strahlentherapie ist deshalb die Bestimmung der Absolutdosis und deren räumliche Verteilung von größter Bedeutung. Im Folgenden sind nun die physikalisch-technischen Grundlagen der Dosimetrie speziell für die Strahlentherapie enthalten.

2.1 Physikalisch-technische Grundlagen der Dosimetrie

2.1.1 Physikalische Grundlagen der Strahlendosis

Einfache Definition der Energiedosis

Zweck einer Messgröße ist es, einen möglichst einfachen Zusammenhang zwischen physikalischer Messgröße und einer erwarteten Beobachtung herzustellen.

Beispiel: Als einfachsten Zusammenhang würde man sich einen linearen Zusammenhang zwischen Dosis und Strahlenwirkung wünschen. Dann wäre die Strahlenwirkung direkt proportional zur Dosis:

$$\text{Strahlenwirkung} = \text{Konstante} * \text{Dosis} \quad (2.1)$$

Die Untersuchungen der Dosisabhängigkeit von Strahleneffekten zeigen jedoch oft einen anderen, nicht so einfachen Zusammenhang.

Strahleneffekte hängen ganz allgemein von der Art der Strahlung und von den Wechselwirkungen zwischen Strahlung und Objekt ab. Dosimetrische Messgrößen könnten daher als Produkt von Strahlenfeldgrößen und Wechselwirkungskoeffizienten definiert werden. Tatsächlich werden dosimetrische Größen oft auf diese Weise berechnet (s. Abschnitt »Mathematischer Zusammenhang zwischen Strahlenfeld und Energiedosis«).

Die Definition der Strahlendosis erfolgte rein messtechnisch, und zwar durch die physikalische Größe der Energiedosis. Sie ist der Quotient aus derjenigen Menge an Strahlenenergie, die in einem betrachteten Medium in einem wohl definierten Volumen absorbiert wird, und der Masse des Mediums in diesem Volumen. Diese Definition wird in folgender Weise als Gleichung formuliert:

$$\text{Energiedosis} = \frac{\text{absorbierte Energie [J]}}{\text{Masse des absorbierenden Mediums [kg]}} \quad (2.2)$$

Dabei wird die Energie in der SI-Einheit Joule (abgekürzt: J) und die Masse in der Einheit Kilogramm (abgekürzt: kg) gemessen. Der Quotient aus den Einheiten Joule und Kilogramm erhält den speziellen Namen Gray (abgekürzt: Gy). Oft wird für den präzisen Ausdruck »Energiedosis« in vereinfachender Weise das Wort »Dosis« verwendet.

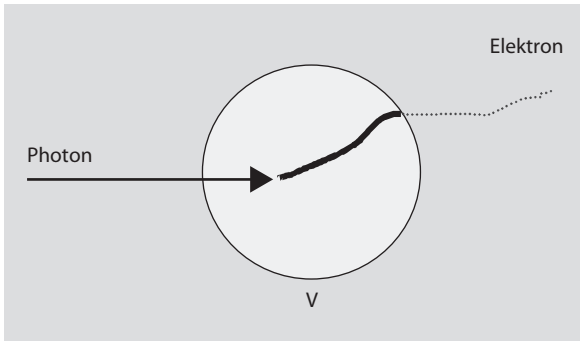
Diese Definition kann auf jedes beliebige Medium oder auch auf Gewebe angewendet werden. Tatsächlich findet man in der Literatur häufig Begriffe wie Luftdosis, Wasserdosis, Gewebedosis, Hautdosis usw.

Tipp

In der klinischen Strahlendosimetrie und besonders in der Strahlentherapie sollte jedoch nur noch Wasser als Bezugsmedium verwendet werden.

Man spricht dann von Wasser-Energiedosis. Das hat eine Reihe von Vorteilen:

- Wasser ist bezüglich seiner Strahlenschwächung und -absorption sehr gut gewebeäquivalent,
- bei der Dokumentation und Mitteilung einer Dosis wird durch die Festlegung auf die wohl definierte Wasser-Energiedosis jede Mehrdeutigkeit vermieden,
- die Wasserenergiedosis kann bei den für die Metrologie zuständigen Behörden (in Deutschland die Physikalisch-Technische Bundesanstalt) sehr genau gemessen und an Kalibrierdienste weitergegeben werden,
- die absolute Wasser-Energiedosis kann vor Ort mit Hilfe von Ionisationskammern sehr genau bestimmt werden (DIN 6800 Teil 2).



■ **Abb. 2.1** Zur Definition der Energiedosis: Die Energie eines Photons wird innerhalb eines Volumens V total absorbiert (Photoeffekt, s. Abschn. »Schwächung«). Dabei wird ein Elektron freigesetzt, das durch Ionisation entlang seiner Bahnspur die ihm übertragene Energie sowohl innerhalb als auch außerhalb von V an das Medium überträgt

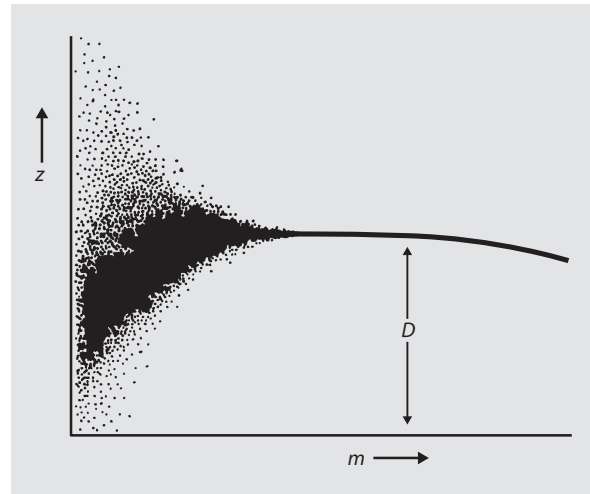
Sehr genau heißt, dass die Gesamtunsicherheit auf weniger als 2% reduziert werden kann.

Die Absorption von Energie ist immer auf ein klar abgegrenztes Volumen bezogen. Wenn bei einem bestimmten Energieumwandlungsprozess innerhalb dieses Volumens ein Teil der umgewandelten Energie dieses Volumen wieder verlässt, so darf dieser Teil nicht mitgerechnet werden. Beispiel: In ■ Abb. 2.1 werde in einem betrachteten Volumen V die Energie eines hochenergetischen Photons durch ein Wechselwirkungsereignis fast vollständig auf ein Elektron übertragen. Es findet ein Energieumwandlungsprozess statt: Das Elektron übernimmt die Energie des Photons als Bewegungsenergie und ionisiert nun seinerseits andere Atome oder Moleküle entlang seiner Bahnspur. In diesem Beispiel verlässt das Elektron das betrachtete Volumen V , das zur Dosisbestimmung herangezogen werden soll. Alle Energieübertragungen des Elektrons, die außerhalb dieses Volumens stattfinden (gestrichelt dargestellt), werden bei der Definition der Energiedosis nicht berücksichtigt.

Stochastische Natur der Energieübertragung

Die tatsächlich übertragene (und damit auch die absorbierte) Energie ist eine stochastische Größe. Damit wird ausgedrückt, dass der Wert der übertragenen Energie bei jedem einzelnen mikroskopischen Übertragungsereignis zufallsbedingten Schwankungen unterliegt. Dies liegt in der Natur der physikalischen Wechselwirkungsprozesse im atomaren Bereich.

In der Summe vieler Ereignisse folgt der Wert der Energieübertragung jedoch einem physikalischen Gesetz und unterliegt somit keiner zufälligen Schwankung. Die stochastische Natur ist also ohne Bedeutung, solange die Energieübertragung auf ein makroskopisches Objekt betrachtet wird. Die Energiedosis von 1 Gy erzeugt beispielsweise in einem Wasserwürfel von 1 cm^3 eine Anzahl von



■ **Abb. 2.2** Die Größe $z = \epsilon/m$ entspricht der einfachen Definition der Energiedosis. In dieser Abbildung sei z der Messwert einer Dosimetersonde. Die erhaltenen Messwerte sind in Abhängigkeit der Masse m der Sonde dargestellt. Dabei symbolisiert jeder Punkt den Wert, den man bei einer Einzelmessung erhält. Wenn die Masse der Dosimetersonde immer kleiner wird, nimmt die Streuung der Messwerte auf Grund der Stochastik der Energiedeposition im mikroskopischen Bereich zu

etwa 10^{15} Ionisationen. Bei einer so großen Anzahl ist die über das Objekt gemittelte übertragene Energie unabhängig von zufälligen Variationen in der räumlichen Verteilung innerhalb des Wasserwürfels.

Die Stochastik der Energieübertragung führt jedoch im mikroskopischen Maßstab zu einer ungleichförmigen räumlichen Verteilung der Dosis. Das hat zur Folge, dass beispielsweise bei einer Bestrahlung eines Zellgewebes mit einer Energiedosis von 1 Gy nicht in jedem Zellkern tatsächlich die gleiche lokale Dosis von 1 Gy deponiert wird.

Wenden wir diese Kenntnis auf die Messung einer Dosis mit Hilfe einer Sonde gemäß der oben genannten einfachen Dosisdefinition an. Mit ϵ sei die tatsächliche, also die zufallsabhängige Energieabsorption in der Sonde bezeichnet, m sei die Masse dieser Sonde und z der Quotient aus beiden. Damit ist die Energiedosis gemäß der einfachen Definition:

$$z = \frac{\epsilon}{m} \quad (2.3)$$

■ Abb. 2.2 zeigt nun, dass das Ergebnis der Dosisbestimmung z in charakteristischer Weise von der Dimension bzw. der Masse der Sonde abhängt. Wenn wir in diesem Beispiel voraussetzen, dass die räumliche Mittelung über ein großes Sondenvolumen auch Bereiche mit kleinerer Dosis umfasst, dann wird der Messwert mit abnehmender Masse zunächst leicht ansteigen (weil die Mittelung zunehmend die kleineren Dosisanteile ausschließt). Um

also in einem Messpunkt, der innerhalb einer inhomogenen Dosisverteilung liegt, den korrekten Wert zu messen, muss die Sonde in ihrer Ausdehnung so verkleinert werden, dass sich die Dosis innerhalb der Sonde nicht mehr verändert. Der Quotient ε/m ist dann unabhängig von m . Setzt man die Verkleinerung jedoch weiter fort, dann wird zunehmend die Stochastik der Energieübertragung das Messergebnis beeinflussen. Als Folge kann dann eine einzelne Messung sehr weit vom Mittelwert entfernt sein: Die Einzelmessung wird zunehmend bedeutungslos.

Exakte Definition der Energiedosis

Die stochastische Natur der Energieübertragung muss bei der Definition der Energiedosis berücksichtigt werden. Die Energiedosis wäre ja ebenfalls eine stochastische Größe, wenn man in der oben genannten einfachen Dosisdefinition für das Bezugsvolumen (genauer: das Volumen der Bezugsmasse) jede beliebige Dimension zulassen würde.

Dies hätte eine Reihe von Nachteilen. Um diese zu vermeiden, ist die Energiedosis D definiert als der Quotient aus dem Mittelwert $\bar{\varepsilon}$ der Strahlenenergie, die in einem betrachteten Medium in einem sehr kleinen Volumen absorbiert wird, und der Masse des Mediums in diesem Volumen. Die Notwendigkeit für ein sehr kleines Volumen ergibt sich aus der Anforderung, die Energiedosis in einem mathematischen Raumpunkt angeben zu können. Die exakte Definition wird mathematisch in folgender Weise ausgedrückt:

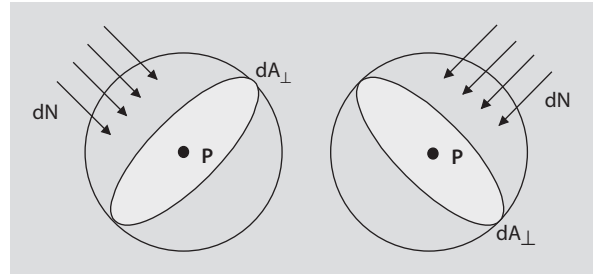
$$D = \lim_{m \rightarrow 0} \frac{\bar{\varepsilon}}{m} \quad (2.4)$$

Zur Unterscheidung der oben betrachteten, stochastischen Größe $z = \varepsilon/m$ von dieser exakten Definition der Energiedosis wurde für z ein anderer Ausdruck, nämlich die spezifische Energie eingeführt.

Ionisierende Strahlung

Grundsätzlich kann jede Strahlenart als eine Menge von sich bewegenden Teilchen aufgefasst werden. Der Teilchenbegriff bezieht sich dabei auf alle in der Atom- und Kernphysik bekannten Teilchen wie z. B. Elektronen, Positronen, Myonen, Protonen, Neutronen, aber auch auf Photonen, die die Träger der elektromagnetischen Strahlung (γ -Strahlung, Röntgenstrahlung) sind. Photonen bewegen sich mit Lichtgeschwindigkeit, während sich die anderen genannten Teilchen mit geringerer Geschwindigkeit bewegen.

Unter Ionisation versteht man den Prozess, bei dem ein oder mehrere Elektronen durch Kollision von Teilchen mit einem Atom oder mit einem Molekül aus der Atomhülle losgelöst werden. Davon zu unterscheiden ist die Anregung, die lediglich die Anhebung von Elektronen auf höhere Energieniveaus innerhalb der Atomhülle



■ **Abb. 2.3** Zur Bestimmung der Teilchenfluenz als Strahlenfeldgröße: dN ist die Anzahl der Teilchen, die durch die Messfläche $dA_{\perp}$ hindurchgehen. Dabei ist die Messfläche frei rotierbar um den Messpunkt p jeweils senkrecht zur Einfallsrichtung eingestellt. Falls ein nichtparalleles Strahlenbündel vorliegt, muss man sich die kleine Messfläche $dA_{\perp}$ frei rotierend um P so vorstellen, dass sie jeweils senkrecht zur Strahlrichtung jedes einzelnen Teilchens steht

bezeichnet. Die Anregung erfordert i. Allg. eine geringere Energie als die Ionisation.

Als direkt ionisierende Strahlung bezeichnet man die Strahlung von geladenen Teilchen (Elektronen, Protonen, Deuteronen, α -Teilchen u. a.), die entlang ihrer Bahn durch ein Medium aufgrund ihrer Ladung in vielen Stößen die Atome in unmittelbarer Nachbarschaft ionisieren und anregen. Als indirekt ionisierende Teilchen bezeichnet man die Strahlung von ungeladenen Teilchen (Photonen, Neutronen u. a.). Bei diesen vollzieht sich der Prozess der Ionisierung in zwei Stufen:

- In der ersten Stufe werden zunächst elektrisch geladene Teilchen (sog. Sekundärteilchen) freigesetzt oder erzeugt,
- in der zweiten Stufe ionisieren diese nun die Atome entlang ihrer Bahn in gleicher Weise wie primäre geladene Teilchen.

Zur Beschreibung der ersten Stufe der Energieübertragung bei indirekt ionisierender Strahlung wurde der Dosisbegriff **Kerma** K eingeführt. Das Wort ist aus den Anfangsbuchstaben der Worte »kinetic energy released per unit mass« abgeleitet (Roesch et al. 1966). Im Unterschied zur Energiedosis bezeichnet die Kerma die pro Masse umgewandelte Energie:

$$K = \lim_{m \rightarrow 0} \frac{\bar{E}_{tr}}{m} \quad (2.5)$$

Strahlungsfelder

Ein Strahlenfeld lässt sich vollständig durch die Anzahl N der in ihm enthaltenen Teilchen mit ihrer räumlichen und zeitlichen Verteilung beschreiben.

Zusätzlich muss die Energie und Richtungsverteilung der Teilchen angegeben werden. Betrachten wir einen Punkt P innerhalb eines Strahlenfeldes (■ Abb. 2.3). Eine

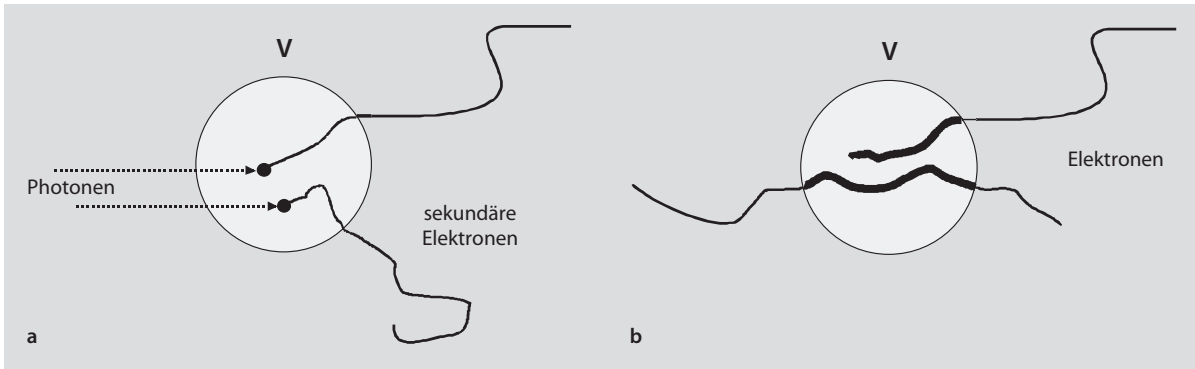


Abb. 2.4 Zur Veranschaulichung des Unterschieds der Begriffe Energieumwandlung und Energieabsorption. **a** In einem betrachteten Volumen V wird die Energie hochenergetischer Photonen auf sekundäre Elektronen übertragen. Der Begriff Energieumwandlung bezieht sich auf die gesamte übertragene Energie, unabhängig davon, wie diese Energie weitertransportiert wird. Sie ist gleich der kinetischen Anfangsenergie der freigesetzten Elektronen. **b** In einem betrachteten Volumen V wird die Energie von Elektronen durch Ionisation und Anregung auf das Medium übertragen. Der Begriff Energieabsorption bezieht sich auf die gesamte innerhalb des Volumens V absorbierte Energie, unabhängig davon, welche Anfangsenergie die Elektronen hatten

einfache bildliche Vorstellung besteht darin, die Anzahl der Teilchen zu zählen, die pro Zeiteinheit durch eine kleine Messfläche $dA_{\perp}$ um den Aufpunkt P senkrecht zur Strahlrichtung hindurchgehen. Der Quotient aus dN und $dA_{\perp}$ wird dann als Teilchenfluenz Φ bezeichnet:

$$\Phi = \frac{dN}{dA_{\perp}} \quad (2.6)$$

Wechselwirkungen zwischen Strahlung und bestrahltem Medium

Wenn ionisierende Strahlung in ein Medium eindringt, wird die Energie der Strahlung über eine Reihe von physikalischen Prozessen umgewandelt, auf das Medium übertragen und schließlich absorbiert. Nachfolgend werden die Wechselwirkungen der beiden wichtigsten Teilchen in der radiologischen Dosimetrie, die der Photonen und der Elektronen, näher beschrieben.

Schon mehrfach wurden bisher die Begriffe **Energieübertragung, Energieumwandlung und Energieabsorption** verwendet.

! Cave

Die Begriffe Energieübertragung, Energieumwandlung und Energieabsorption dürfen nicht verwechselt werden.

Während der erste Begriff allgemein verwendet wird, wird bei den beiden letzteren in der Dosimetrie eine klar definierte Bedeutung unterlegt. Der Unterschied ist in

Abb. 2.4 dargestellt.

Wechselwirkungen zwischen Photonen und bestrahltem Medium

Schwächung

Durchquert ein Photonenstrahlbündel (γ -Strahlung, Röntgenstrahlung) eine Schicht eines Mediums, so wird es geschwächt. Die Schwächung erfolgt aufgrund von Wechselwirkungsprozessen. Die wichtigsten Prozesse werden durch folgende Effekte verursacht:

- den photoelektrischen Effekt (kurz: Photoeffekt),
- den Comptoneffekt und
- den Paarbildungseffekt.

Beim Compton- und beim Paarbildungseffekt entstehen neben sekundären Elektronen auch wieder Photonen. Die Schwächung kann als Verringerung der Anzahl der primären Photonen gedeutet werden. Für monoenergetische Photonen und ein sehr schmales, paralleles Strahlenbündel kann die Schwächung durch eine einfache Formel beschrieben werden:

$$N(z) = N_{z=0} * e^{-\mu * z} \quad (2.7)$$

Dabei ist $N(z)$ die Anzahl der Photonen nach Durchquerung der Schichtdicke z , $N_{z=0}$ die primäre Photonenzahl und μ der sog. Schwächungskoeffizient des Mediums (Einheit: m^{-1}). Schwächungskoeffizienten sind energieabhängig. Tabellenwerte sind z. B. bei Reich (1990) zu finden.

Energieumwandlung

Die Schwächung ist mit einem Energieumwandlungsprozess verbunden: Nach jeder Wechselwirkung eines Photons (bei dem die Anzahl der primären Photonen sich um eins verringert) wird dessen Energie ganz oder teilweise in kinetische Energie des erzeugten sekundären

■ **Tab. 2.1** Umgewandelte Energie $\bar{E}_{tr}$ und absorbierte Energie $\bar{E}_{en}$ im Verhältnis zur Photonenenergie E sowie der Energiebruchteil g_w , der in Wasser von Sekundärelektronen in Bremsstrahlung umgesetzt wird

Photonenenergie E (MeV)	$\bar{E}_{tr}/E$	$\bar{E}_{en}/E$	g_w
0,01	0,925	0,925	0,00009
0,1	0,148	0,148	0,00021
1,0	0,439	0,438	0,00222
10	0,733	0,707	0,036
100	0,958	0,713	0,256

Elektrons umgewandelt (beim Paarbildungseffekt auch in kinetische Energie des erzeugten Positrons). Ein weiterer Wechselwirkungskoeffizient, der **lineare Energieumwandlungskoeffizient** μ_{tr} , wurde eingeführt, um diese Energie berechnen zu können. Wenn $\bar{E}_{tr}$ diejenige Energie bezeichnet, die im Mittel bei jeder Wechselwirkung eines Photons der Energie E mit einem Atom des Mediums umgewandelt wird, dann ergibt sich der **lineare Energieumwandlungskoeffizient** durch:

$$\mu_{tr} = \mu * \left(\frac{\bar{E}_{tr}}{E} \right) \quad (2.8)$$

Dabei ist μ wieder der Schwächungskoeffizient des Mediums.

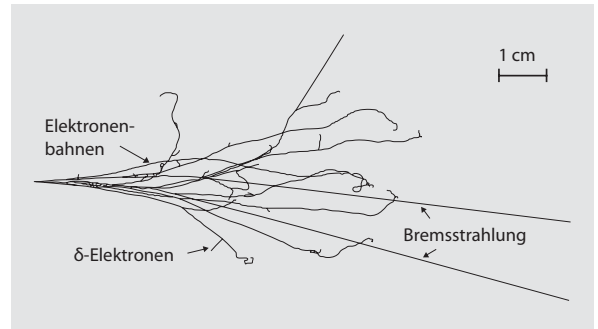
Energieabsorption

Die kinetische Energie der erzeugten Sekundärelektronen wird größtenteils längs ihrer Bahn durch das Medium über Ionisation und Anregung der Atome deponiert. Der kleinere Teil wird durch den Bremsstrahlungseffekt (s. Abschnitt »Mathematischer Zusammenhang zwischen Strahlenfeld und Energiedosis«) wieder in Photonenstrahlung (Bremsstrahlung) umgesetzt. Deren Energie wird wegen ihres hohen Durchdringungsvermögens jedoch in größerer Entfernung von der Elektronenbahn absorbiert. Der Bruchteil der Energie, der in Bremsstrahlungsenergie umgesetzt wird, wird gewöhnlich mit g_m (m für Medium) bezeichnet. Dann ist die im Mittel bei jeder Wechselwirkung in der Umgebung des Wechselwirkungsorts absorbierte Energie $\bar{E}_{en}$:

$$\bar{E}_{en} = \bar{E}_{tr} * (1 - g_m) \quad (2.9)$$

Analog zu Gleichung 8 wird der lineare Energieabsorptionskoeffizient μ_{en} definiert:

$$\mu_{en} = \mu * \left(\frac{\bar{E}_{en}}{E} \right) \quad (2.10)$$



■ **Abb. 2.5** Bahnschleifen von 12 MeV Elektronen in Wasser als Ergebnis einer Computersimulation. δ -Elektronen und Bremsstrahlungsphotonen sind zusätzlich dargestellt

■ **Tab. 2.1** zeigt einige typische Werte für die umgewandelte Energie $\bar{E}_{tr}$, die absorbierte Energie $\bar{E}_{en}$ und den Bruchteil g_m (Werte nach Reich 1990)

Wechselwirkungen zwischen Elektronen und bestrahltem Medium

Beim Durchgang von Elektronen durch ein Medium finden aufgrund der Ladung der Elektronen elektromagnetische Wechselwirkungsprozesse statt, bei denen Energie übertragen wird. Da diese Energie der Bewegungsenergie der Elektronen entnommen wird, bedeutet eine Energieübertragung gleichzeitig das Langsamerwerden oder Abbremsen eines Elektrons.

Zum Energieverlust und damit zu einer Energieübertragung tragen fast ausschließlich die beiden folgenden Reaktionen bei:

- **Unelastische Stöße mit den Hüllenelektronen:** Das Atom wird ionisiert oder angeregt und es können δ -Elektronen erzeugt werden (■ Abb. 2.5). Unter δ -Elektronen versteht man solche angestoßene Elektronen, die eine ausreichend hohe Energie übernommen haben, um weitere Ionisationen auslösen zu können. Man muss dabei in Betracht ziehen, dass maximal die Hälfte der Energie von einem primären auf ein sekundäres Elektron übertragen werden kann.

- Erzeugung von Bremsstrahlung (Photonen): Fliegt ein Elektron in geringem Abstand an einem Atomkern oder Hüllenelektron vorbei, so erfährt es kurzzeitig eine starke Radialbeschleunigung; diese beschleunigte Bewegung kann eine Ausstrahlung von Photonen bewirken.

Bremsvermögen

Zur quantitativen Beschreibung des Energieverlustes wurde, wie bei den Photonen, ein Wechselwirkungskoeffizient eingeführt, der als Bremsvermögen S bezeichnet wird. Er gibt den mittleren Energieverlust pro Wegstrecke entlang der Bahn des Elektrons an (Einheit: Joule pro Meter):

$$S = \frac{d\bar{E}}{dx} \quad (2.11)$$

Das Bremsvermögen setzt sich aus dem auf Ionisation und Anregung der Atome bezogenen Stoßbremsvermögen S^{col} und dem auf die Erzeugung von Bremsstrahlung bezogenen Strahlenbremsvermögen S^{rad} zusammen:

$$S = S^{col} + S^{rad} \quad (2.12)$$

Das Bremsvermögen S ist von der Energie des Elektrons und dem Medium abhängig, in dem sich das Elektron bewegt. Tabellenwerte sind bei Reich (1990) zu finden.

Linearer Energietransfer (LET)

Das Bremsvermögen von Elektronen hängt ganz eng mit dem LET-Begriff zusammen. Bei der theoretischen Dosisbestimmung und bei mikroskopischen Betrachtungen der Energieübertragung (z. B. im Größenbereich von biologischen Zellen) interessiert man sich für den Teil des Bremsvermögens, der mit einer lokal begrenzten Energieabsorption verbunden ist. Dazu zählen die Ionisation und die Anregung von Atomen und die Erzeugung von δ -Elektronen mit einer Energie kleiner als ein spezifizierter Wert Δ :

$$\text{LET}_\Delta = \left(\frac{d\bar{E}}{dx} \right)_\Delta \quad (2.13)$$

Wenn der spezifizierte Wert Δ unendlich groß wird, geht der LET über in das Stoßbremsvermögen S^{col} . Die LET-Verteilungen der Strahlenfluenz bzw. der Strahledosis sind charakteristisch für eine vorgegebene Strahlenart. Man benutzt LET-Verteilungen daher zur quantitativen Charakterisierung einer Strahlenart. Auch bei der rechnerischen Ermittlung der Äquivalentdosis (s. Strahlenschutz) wird für den erforderlichen Zusammenhang zwischen der Qualität einer Strahlung und dem Qualitätsfaktor im Strahlenschutz der LET-Begriff verwendet.

Mathematischer Zusammenhang zwischen Strahlenfeld und Energiedosis

In Abschnitt »einfache Definition der Energiedosis« wurde bereits darauf hingewiesen, dass dosimetrische Größen durch eine Multiplikation von Strahlenfeldgrößen mit den zugehörigen Wechselwirkungskoeffizienten berechnet werden können. Als Beispiel mögen die Formeln zur Berechnung der Energiedosis D und der Kerma K dienen.

Energiedosis

Da jede Form der Energieabsorption durch ionisierende Strahlung (also der Zähler in der Definition der Energiedosis) letztlich über die Wechselwirkungsprozesse von Elektronen erfolgt, sei es direkt durch primäre Elektronen, sei es durch Sekundärelektronen, die durch Photonen erzeugt werden, sei es durch die δ -Elektronen, ist die Betrachtung des Bremsstrahlungskoeffizienten für die Dosisberechnung ausreichend. In integraler Form lautet die Formel:

$$D_m = \int_0^{E_{\max}} \left(\frac{S^{col}(E)}{\rho} \right)_m \Phi_E dE \quad (2.14)$$

Dabei ist $S^{col}(E)$ das energieabhängige Stoßbremsvermögen im Medium m mit der Dichte ρ und $\Phi_E dE$ die Elektronenfluenz im Energieintervall E und $E + dE$. Entscheidend ist, dass in der Elektronenfluenz alle beteiligten Elektronen mitgezählt werden müssen, also auch die δ -Elektronen.

Kerma

Kerma ist die im Mittel umgewandelte Energie von Photonen in kinetische Anfangsenergie von Elektronen pro Masse des Bereichs, in dem die Umwandlungsprozesse erfolgen. Zur quantitativen Beschreibung dient der lineare Energieumwandlungskoeffizient μ_{tr} . Analog zur Formel 14 lässt sich nun die Kerma durch das folgende Integral berechnen:

$$K_m = \int_0^{E_{\max}} \left(\frac{\mu_{tr}(E)}{\rho} \right)_m E * \Phi_E dE \quad (2.15)$$

Dabei ist $\mu_{tr}(E)$ der energieabhängige Energieumwandlungskoeffizient im Medium m mit der Dichte ρ und $\Phi_E dE$ die Photonenfluenz im Energieintervall E und $E + dE$. Auch hier muss sich das Integral über alle beteiligten Photonen erstrecken, also auch über gestreute Photonen, die im Strahlenfeld vorhanden sein könnten.

Umrechnung der Energiedosis in unterschiedlichen Materialien

Häufig kann die Energiedosis direkt nur in dem Material gemessen werden, das durch das Detektormaterial festgelegt ist.

■ Tab. 2.2 Übersicht über Messverfahren. (Nach Reich 1990)

Strahleneffekt	Messeinrichtung oder Messverfahren	Anwendung in		
		Therapie	Diagnostik	Strahlenschutz
Ionisation in Gasen	Ionisationskammer	1	1	1
	Proportionalzählrohr			1
	Auslösezählrohr	1		1
Ionisation in einem Festkörper	Halbleiter	2		2
	Leitfähigkeitsdetektor	2		2
	Szintillation			1
Szintillation, Lumineszenz	Thermolumineszenz	1	1	1
	Radiophotolumineszenz	2		1
	Lyolumineszenz	2		2
Chemische Effekte	Fotographische Filme	2	1	1
	Chemische Dosimeter	1		
Wärme	Dosiskalorimeter	1		
Sonstige Effekte	Exoelektronen	2		2
	Biologische Effekte			2

Beispielsweise wird mit luftgefüllten Ionisationskammern zunächst die in dem Luftvolumen der Kammer absorbierte Energie gemessen. Als Bezugsmaterial der Energiedosis soll jedoch Wasser verwendet werden. Die oben angeführte Formel zur Berechnung der Dosis mit Hilfe des linearen Stoßbremsvermögens (Formel 14) kann nun auch zur Umrechnung der Luft-Energiedosis in Wasser-Energiedosis herangezogen werden. Bezeichnen wir den Dosisumrechnungsfaktor mit f , so ergibt sich für diesen Fall:

$$\begin{aligned}
 D_{\text{Wasser}} &= f * \int_0^{E_{\max}} \left(\frac{S^{\text{col}}(E)}{p} \right)_{\text{Luft}} \Phi_E dE \\
 &= \int_0^{E_{\max}} \left(\frac{S^{\text{col}}(E)}{p} \right)_{\text{Wasser}} \Phi_E dE
 \end{aligned} \quad (2.16)$$

oder

$$f = \frac{\int_0^{E_{\max}} \left(\frac{S^{\text{col}}(E)}{p} \right)_{\text{Wasser}} \Phi_E dE}{\int_0^{E_{\max}} \left(\frac{S^{\text{col}}(E)}{p} \right)_{\text{Luft}} \Phi_E dE} \quad (2.17)$$

Eine etwas einfachere Schreibweise, die jedoch inhaltlich exakt gleich ist, beruht auf der Berechnung von energiegemittelten Wechselwirkungskoeffizienten:

$$\overline{S^{\text{col}}} = \frac{\int_0^{E_{\max}} \left(\frac{S^{\text{col}}(E)}{p} \right)_{\text{Wasser}} \Phi_E dE}{\int_0^{E_{\max}} \Phi_E dE} \quad (2.18)$$

Damit werden die folgenden, sehr oft verwendeten Formulierungen zur Berechnung des Dosisumwandlungsfaktors f verständlich:

$$f = \frac{\left(\frac{\overline{S^{\text{col}}}}{p} \right)_{\text{Wasser}}}{\left(\frac{\overline{S^{\text{col}}}}{p} \right)_{\text{Luft}}} = \left(\frac{\overline{S^{\text{col}}}}{p} \right)_{\text{Luft}}^{\text{Wasser}} \quad (2.19)$$

2.1.2 Dosismessung

Übersicht über Messmethoden

Zur Bestimmung der Energiedosis können eine Reihe von physikalischen oder chemischen Strahleneffekten ausgenutzt werden.

Eine Übersicht über die darauf beruhenden Messverfahren enthält ■ Tab. 2.2. Dieser Tabelle ist auch die Information zu entnehmen, ob es sich bei einem entsprechenden Verfahren um ein häufig verwendetes und empfohlenes Verfahren handelt (1 als Kennzeichnung) oder um ein Verfahren, das nur in bestimmten Fällen vorteilhaft anwendbar ist (2 als Kennzeichnung).

Ein wichtiges Kennzeichen für die Anwendbarkeit eines Messinstrumentes ist die Energieabhängigkeit des Strahleneffektes, auf dem die Messung beruht. Aus praktischen Gründen wird die Forderung nach energieunabhängigen Messinstrumenten erhoben.

Tipp

Diese Anforderung wird durch luftgefüllte Ionisationskammern über einen weiten Energiebereich (etwa von 0,1 MeV–25 MeV) recht gut erfüllt.

Der Begriff der Sonde als messender Detektor

Zur Bestimmung der Energiedosis in einem Messpunkt innerhalb eines Mediums muss ein geeigneter Detektor an diesen Punkt gebracht werden. In der Regel unterscheidet sich der Detektor hinsichtlich Ordnungszahl und Dichte von dem umgebenden Medium; das Medium selbst kann auch von dem Bezugsmaterial der Energiedosis (in der Strahlentherapie ist das Bezugsmaterial Wasser) verschieden sein. Diese Tatsache hat drei Folgen:

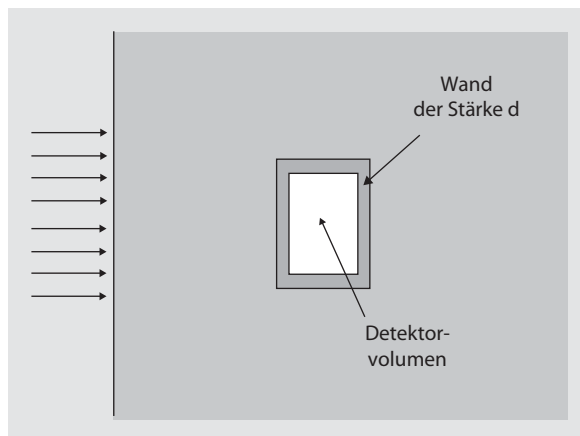
- der Detektor stellt eine lokale Störung des Strahlenfeldes um den Messpunkt herum dar,
- der Detektor liefert eine Anzeige der Energiedosis entsprechend den Wechselwirkungsprozessen in dem Material des Detektors und nicht in dem des umgebenden Mediums, sie muss in die dem Umgebungsmaterial zugeführte Energiedosis umgerechnet werden, und
- die Energiedosis im Medium muss schließlich in die des Bezugsmaterials umgerechnet werden.

Zur theoretischen Behandlung dieser Aufgaben wurde die sog. Hohlraumtheorie entwickelt (Spencer 1955). Der Name rührt daher, dass gasgefüllte »Hohlräume« in der Form von Ionisationskammern als Detektoren in der Dosimetrie eine herausragende Rolle spielten. Im Idealfall stellt ein sehr kleiner, wandloser Hohlraum tatsächlich keine Störung des Strahlenfeldes dar, weder für das der primären Photonen oder Elektronen, noch für das der sekundären Elektronen einschließlich der δ -Elektronen.

Für die Anwendung kleiner Detektoren zur Ermittlung der dem Umgebungsmaterial zugeführten Dosis am Messort hat sich im deutschen Sprachgebrauch die Bezeichnung Sondenmethode eingebürgert. Diese Bezeichnung berücksichtigt eine vom idealen Hohlraum in Form und Material abweichende reale Sonde.

Sondenmethode

Die Sonde im umgebenden Medium soll das Strahlungsfeld möglichst wenig stören (■ Abb. 2.6). Sie besteht aus



■ Abb. 2.6 Sonde zur Dosismessung in einem umgebenden Medium

dem strahlenempfindlichen Detektor, der ein bestimmtes Volumen einnimmt, und der den Detektor umgebenden Wand.

Ziel der Sondenmethode ist, aus der gemessenen Sonden-dosis zunächst die Energiedosis im umgebenden Medium bei Abwesenheit der Sonde abzuleiten.

! Cave

Gegebenenfalls muss diese noch in die entsprechende Wasser-Energiedosis umgerechnet werden.

Die theoretischen Grundlagen der Sondenmethode und ihre Anwendung für real existierende Sonden sind bei Reich (1990) näher beschrieben und haben sich in der Praxis, insbesondere für Ionisationskammern, sehr bewährt.

Sonden zur Absolutbestimmung der Dosis und kalibrierte Sonden

Zur Absolutbestimmung der Dosis mit einer Sonde müssen alle Abweichungen des Messwertes, die aus dem Unterschied zwischen einer real existierenden Sonde und einer idealen Sonde resultieren, durch Korrekturen so weit wie möglich ausgeglichen werden. Korrekturen müssen unter Berücksichtigung der physikalischen Bedingungen der Messung hergeleitet werden.

Die physikalisch-technische Bundesanstalt Braunschweig und Berlin (PTB) hat als metrologisches Staatsinstitut in Deutschland die Aufgabe, die Einheit der Wasser-Energiedosis zu realisieren und zur Verfügung zu stellen. Dazu werden Sonden des oben genannten Typs und geeignete Korrekturen verwendet.

Bei kalibrierten Sonden werden dagegen die erforderlichen Korrekturen durch einen Kalibrierfaktor berücksichtigt. Unter den Bezugsbedingungen der Kalibrierung

zeigen daher solche Sonden direkt die Energiedosis als Produkt des Messwerts M mit dem Kalibrierfaktor N an:

$$D = M * N \quad (2.20)$$

Kalibrierte Ionisationskammern sind die wichtigsten Beispiele von kalibrierten Sonden in der Strahlentherapie. In Deutschland wird deren Kalibrierung in Einheiten der Wasser-Energiedosis ausschließlich im Strahlenfeld der ^{60}Co - γ -Strahlung durchgeführt.

Genauigkeit und Messunsicherheit

Neues Konzept der Unsicherheit

Die Dokumentation eines Messergebnisses muss immer auch von einer Angabe der Qualität des Messergebnisses begleitet sein, damit die Verlässlichkeit des Messwerts erkennbar wird. Ohne eine solche Qualitätsangabe kann ein Messergebnis nicht zweifelsfrei mit anderen Ergebnissen verglichen werden.

Für eine quantitative Charakterisierung der Qualität benötigt man deshalb eine leicht verständliche und allgemein akzeptierte Prozedur. Das »Bureau International des Poids et Mesures« (BIPM) hat für diesen Zweck das international anerkannte Konzept der **Unsicherheit** entwickelt und 1995 eine Anleitung zu deren Bestimmung vorgelegt (ISO 1995).

Dieses noch relativ neue Konzept und der Begriff der Unsicherheit unterscheidet sich in einem wichtigen Punkt klar von dem häufig verwendeten Begriff der **Genauigkeit**: Zwar ist die Bedeutung von Genauigkeit gemäß des »International Vocabulary of Basic and General Terms in Metrology« gut verständlich festgelegt als die Güte der Übereinstimmung zwischen dem gemessenen Wert und dem wahren Wert.

! Cave

Dieses Konzept bleibt jedoch rein qualitativ, es gibt keine allgemeine Methode, die Genauigkeit quantitativ anzugeben. Der komplementäre Unsicherheitsbegriff dagegen beinhaltet ein quantitatives Konzept.

Auch ein anderer, häufig in diesem Zusammenhang verwendeter Begriff, nämlich der Begriff des **Fehlers** einer Messung, ist nicht geeignet, die Qualität eines Messergebnisses exakt zu charakterisieren.

Da der Begriff **Fehler** die Abweichung eines Messwerts vom wahren Wert der zu messenden Größe bezeichnet, der wahre Wert einer zu messenden Größe jedoch grundsätzlich nicht exakt bekannt sein kann, kann ein Fehler nur näherungsweise, also niemals exakt angegeben werden.

! Cave

Der Fehlerbegriff entstammt einem idealisierten Konzept, das in der Praxis nicht immer anwendbar ist.

Methode der Unsicherheitsbestimmung und Klassifizierung in Typ A und Typ B

Jede Wiederholung einer Messung wird nicht exakt das gleiche Ergebnis liefern, sondern unterschiedliche Werte, die einer Wahrscheinlichkeitsverteilung unterliegen. Der einfache Ansatz zur Bestimmung der Unsicherheit besteht nun darin, den Schätzwert der Standardabweichung dieser Verteilung zu bestimmen.

Hierfür wurde der Ausdruck der **Standardunsicherheit** geprägt.

Zur Ermittlung der Standardunsicherheit unterscheidet man zwei Methoden und dementsprechend zwei Typen von Unsicherheiten:

Bei einer Ermittlung der Unsicherheit nach Typ A werden der Messwert und die ihm beigeordnete Standardunsicherheit durch statistische Analyse einer Reihe unabhängiger Beobachtungen gewonnen. Der Messwert ist durch den arithmetischen Mittelwert der beobachteten Werte gegeben. Die diesem Messwert beigeordnete Standardunsicherheit $s_{\text{Typ A}}$ ist die empirische Standardabweichung des Mittelwertes.

Die Ermittlung der Standardunsicherheit nach Typ B $s_{\text{Typ B}}$ basiert nicht auf einer statistischen Analyse einer Beobachtungsreihe, sondern auf anderen messtechnisch oder wissenschaftlich fundierten Kenntnissen. Sie ist insbesondere für solche Größen erforderlich, die nicht direkt gemessen werden, sondern als zusätzliche Parameter rechnerisch zur Bestimmung der zu messenden Größe eingehen. Kenntnisse über solche Parameter können z. B. herrühren aus:

- Informationen über frühere Messungen dieser Größe,
- Erfahrungen über das Verhalten oder die Eigenschaften relevanter Materialien und Messverfahren,
- Herstellerspezifikationen und
- in der Literatur angegebenen Unsicherheiten für Referenzdaten.

Anhand solcher Kenntnisse wird die Wahrscheinlichkeitsverteilung der entsprechenden Eingangsgröße geschätzt und daraus deren Standardabweichung ermittelt. Oft sind die Wahrscheinlichkeitsverteilungen, die man aus solchen Kenntnissen erhält, relativ einfach – meist liegt einer der in [Abb. 2.7](#) angegebenen Fälle vor. Beide Standardunsicherheiten werden dann gemäß zu einer (einzigen) kombinierten Standardunsicherheit zusammengeführt.

$$S_{\text{kombiniert}} = \sqrt{(S_{\text{Typ A}})^2 + (S_{\text{Typ B}})^2} \quad (2.21)$$

Strahlentherapie

Wannemacher, M.; Wenz, F.; Debus, J. (Hrsg.)

2013, XVIII, 1087 S. 281 Abb., 280 Abb. in Farbe.,

Hardcover

ISBN: 978-3-540-88304-3