

# 5 Dosimetrie

Die Messung der Dosis sowohl zur Steuerung der Röntgengeräte als auch zur Ermittlung der Strah-

lenexposition von Patienten und Personal ist die Aufgabe der Dosimetrie.

## Dosisbegriff

Man kann die Dosis einer Strahlenintensität nur durch ihre Wirkungen messen und das Wort ionisierende Strahlung sagt ja, dass die wesentliche Wirkung der Strahlung in Materie die Ionisation ist.

Dabei werden, wie wir gelernt haben, freie negative Elektronen und positive Restionen erzeugt. Die Zahl der erzeugten Ladungsträger kann somit als Maß für die Strahlenintensität dienen. Die Ermittlung der Zahl dieser Ladungsträger lässt sich am einfachsten am Beispiel einer luftgefüllten Messkammer deutlich machen. Bringt man ins Innere einer solchen Messkammer mittels gegenseitig geladener Elektroden ein elektrisches Feld, so werden die positiven Ionen zur negativen Elektrode (Kathode) und umgekehrt, die negativen Elektronen zur positiven Elektrode (Anode) transportiert. Der Stromfluss in einem in Reihe geschalteten Messgerät ist dann proportional zur Zahl der pro Sekunde erzeugten Ladungsträger (Abb. 5.1).

Als sog. *Ionendosis* definiert man nun die pro Massenelement erzeugte Ladung. Diese Definition gilt allerdings nur für Luft, da Ionendosismessungen in Materie praktisch nicht durchführbar sind. Als Symbol für die Ionendosis schreibt man *J*, für die Ladung *Q* und für die Masse *m* und wir erhalten so die Beziehung:

$$J = \frac{\Delta Q}{\Delta m}$$

Das Symbol  $\Delta$  soll dabei zum Ausdruck bringen, dass es sich hierbei um beliebig kleine Massenelemente und somit auch um eine beliebig kleine Anzahl von Ladungsträgern handeln kann.

Die Einheit der elektrischen Ladung wird nach dem französischen Physiker Coulomb benannt (mit dem Symbol C).

Die Einheit der Ionendosis *J* ist somit die Einheit der Ladung *Q* dividiert durch die Einheit der Masse *m* mit den Symbolen *Coulomb pro kg (C/kg)*.

**Anmerkung.** Eine früher gebräuchliche Dosis-einheit ist das Röntgen (Symbol R). Sie definierte die Strahlendosis, welche in 1 cm<sup>3</sup> Luft unter präzise definierten Bedingungen exakt eine Ladungseinheit (nach der damaligen Definition einer Ladungseinheit) erzeugt. Durch die neuere Entwicklung der physikalischen Einheiten (heutige Ladungseinheit 1 Coulomb) und die genaue Angabe der Luftmasse in 1 cm<sup>3</sup> führt dies zu der Beziehung

$$1 R = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ Coulomb pro kg}$$

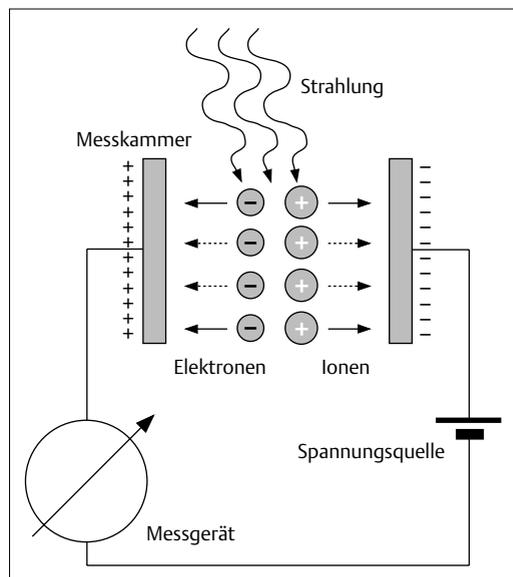


Abb. 5.1 Prinzip der Ionisationskammer.

Wesentlich ist dabei die Zusatzbemerkung, dass hier immer die Ionisation in Luft gemeint ist.

Für die Einheit Coulomb pro kg gibt es bislang noch kein abkürzendes Symbol. Mein Vorschlag wäre den verstorbenen Dosimetrieexperten Benno Markus mit dieser Einheit zu ehren und ihr den Namen Markus zu geben.

### 1 Coulomb pro kg wäre dann 1 Markus!

Nun ist mit der Aussage einer Ionendosis in Luft noch nichts über die Dosis in der in Frage stehenden Materie, in unserem speziellen Fall im Patienten, gesagt. Um hierüber Aussagen machen zu können muss man sich mit einem anderen Dosisbegriff beschäftigen, der so genannten *Energiedosis*.

Wie bei den physikalischen Grundlagen erläutert wurde, ist mit der Ionisation auch ein Energieaufwand verbunden.

66 Speziell für Luftmoleküle beträgt die sog. Ionisierungsarbeit 33,7 Elektronenvolt. 99

Das Elektronenvolt ist die atomphysikalische Einheit der Energie und die Beziehung zur makroskopischen Energieeinheit Joule lautet

$$1 \text{ Elektronenvolt} = 1,6 \cdot 10^{-19} \text{ Joule}$$

Mit der Erzeugung von Ladungsträgern ist somit auch immer eine Abgabe von Energie verbunden und man definiert als *Energiedosis* die vom *Material absorbierte Energie dividiert durch die Masse*.

Als Symbol für die Energiedosis verwendet man das D für dose, für die Energie W für work, womit man die Beziehung erhält:

$$D = \frac{\Delta W}{\Delta m}$$

Als Einheit für die Energiedosis D ergibt sich dann die Einheit der Energie dividiert durch die Einheit der Masse, also Joule pro kg. Diese Einheit hat als Kurzsymbol den Namen des Englischen Physikers *Louis Harold Gray* (1905–1965) bekommen (Gray mit dem Symbol Gy).

$$1 \text{ Gy} = 1 \frac{\text{J}}{\text{kg}}$$

Die alte Einheit der Energiedosis ist das Rad (rd) als der hundertste Teil der Einheit Gray. Für die Lektüre älterer Arbeiten sollte man sich daher merken:

$$1 \text{ rd} = 1 \text{ cGy}.$$

Da man weiß, dass zur Erzeugung eines Ionenpaares in Luft die Energie von 33,7 eV notwendig ist, und man zum anderen die Masse von 1 cm<sup>3</sup> Luft unter den Definitionsbedingungen der Einheit Röntgen kennt, lässt sich die Äquivalentdosis berechnen:

**1 R entspricht 8,77 mGy.**

Auch hier sollte immer darauf geachtet werden, dass diese Beziehung nur für Luft definiert ist. Bringt man jedoch eine Luftkammer in ein Gewebe, so werden durch die Wechselwirkung der Strahlung mit dem Gewebe auch dort Sekundärelektronen erzeugt, welche in die Luftkammer zusätzlich einstreuen können. Die Ionendosis in der Luftkammer ist dann von dem umgebenden Gewebe abhängig und wir können unter bestimmten Voraussetzungen aus ihr die Energiedosis im Gewebe errechnen. Der Umrechnungsfaktor f hängt dann natürlich von dem Material der umgebenden Materie ab.

Die Abhängigkeit dieses Faktors von der jeweiligen Gewebeart und der Strahlenenergie kann dem Diagramm (Abb. 5.2) entnommen werden und wir erkennen, dass diese insbesondere für Energien unter 100 keV zu starken Abweichungen führt. Im Bereich zwischen 200 keV und 10 Millionen Elektronenvolt ist der Faktor nahezu konstant und beträgt etwa 1 rd/R (1 cGy/R).

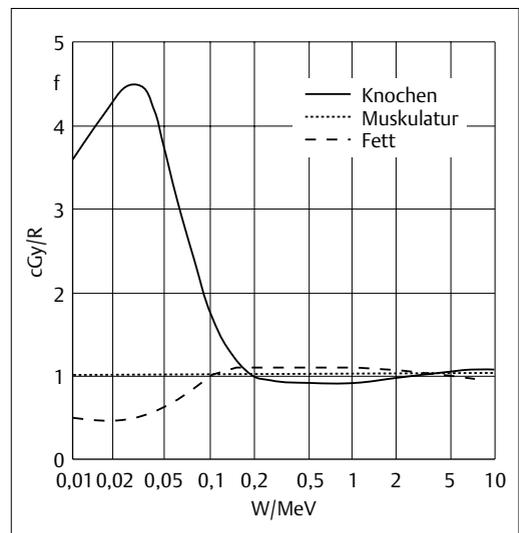


Abb. 5.2 Abhängigkeit der Energiedosis von der Gewebeart.

## Äquivalentdosis

Auch wenn wir die Energiedosis im Gewebe bestimmen können, ist dies noch immer kein ausreichender Hinweis auf die Wirkung der Strahlenexposition. Diese hängt sehr stark davon ab, auf welche Weise die Energie an das Gewebe abgegeben wird. Die unterschiedlichen Möglichkeiten dieser Energieabgabe werden durch den so genannten Linearen Energietransfer (LET) charakterisiert. Je nachdem, ob die einzelnen Ionisationsakte in Materie in größeren Abständen voneinander erfolgen oder in dichter Folge aufeinander, nennt man die Strahlung eine locker ionisierende oder eine dicht ionisierende Strahlung. Locker ionisierende Strahlen haben einen kleinen LET Wert, dicht ionisierende Strahlen hingegen haben einen hohen LET Wert. Zu den ersteren gehören die Röntgenstrahlen, sowie die Elektronen- und Beta-minusstrahlen, zu der zweiten Gruppe die Neutronenstrahlen, Alphastrahlen usw. (Abb. 5.3 u. Abb. 5.4).

Die Unterschiede dieser Energieabgaben bestimmen auch die Wirkung der Strahlung auf das Gewebe. Ein Gray Neutronenstrahlung kann dabei eine weit größere Wirkung im Gewebe hervorrufen als ein Gray Röntgenstrahlung. Um dies quantitativ zu erfassen, wird die Röntgenstrahlung als Normvergleichsstrahlung herangezogen und die Wirkungen aller anderen ionisierenden Strahlen-

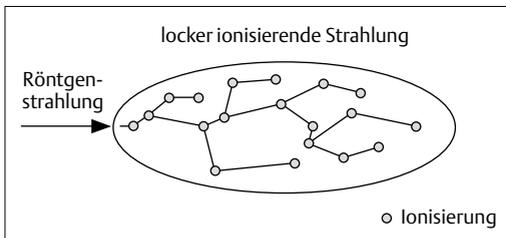


Abb. 5.3 Locker ionisierende Strahlung.

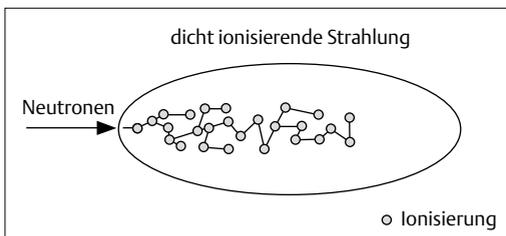


Abb. 5.4 Dicht ionisierende Strahlung.

arten bei gleicher Energiedosis damit vergleichen. Ist deren Wirkung (wohlgemerkt immer bei der gleichen Energiedosis) um den Faktor  $q$  größer, so können wir sagen: 1 Gray der in Frage stehenden Strahlung ist  $q$  Gray Röntgenstrahlung in der Wirkung äquivalent. Dies wird durch die sog. Äquivalentdosis ausgedrückt, welche als spezielle Einheit den Namen des schwedischen Physikers *Rolf Maximilian Sievert* (1896–1966) bekommen hat.

$q$  Sievert sind 1 Gray  $\cdot q$

### Äquivalentdosis

$H = D \cdot q$  ( $q$  ist ein Bewertungsfaktor)

Sievert  $\rightarrow q \text{ Sv} = 1 \text{ Gy} \cdot q$

Für ein Strahlungsfeld  $R$  (radiotonfield) werden zur quantitativen Bestimmung der Äquivalentdosis  $H_R$  einer Energiedosis  $D_R$  so genannte *Strahlungs-Wichtungsfaktoren*  $w_R$  verwendet (Tab. 5.1):

$$H_R = w_R \cdot D_R$$

Zur Beurteilung einer schädigenden Wirkung einer Dosis dienen die Begriffe *Teilkörperdosis*  $D_T$ , *Ganzkörperdosis*  $D_C$  und *effektive Dosis*  $D_{\text{eff}}$ .

Eine Ganzkörperdosis bedeutet generell, dass jedes gleiche Massenelement im Gewebe eines Körpers die gleiche Energie absorbiert hat. Dabei sind dann sämtliche Zellen gleichermaßen betroffen, was zum Beispiel bei dem größten Teil der natürlichen Strahlenexposition der Fall ist (s. S. 86).

Als Teilkörperdosis bezeichnet man, wie der mnemotechnische Name schon sagt, die Äquivalentdosis in einem Körperteil. Je nach Strahlensensibilität der betroffenen Organe führt eine Teilkör-

Tabelle 5.1 Strahlungs-Wichtungsfaktoren  $w_R$  für die Ermittlung der Äquivalentdosis  $H_R$

Art und Energiebereich	Strahlungs-Wichtungsfaktor $w_R$
Photonen, alle Energien	1
Elektronen, alle Energien	1
Myonen, alle Energien	1
Neutronen mit $W < 10 \text{ keV}$	5
Neutronen mit $10 \text{ keV} < W < 100 \text{ keV}$	10
Neutronen mit $100 \text{ keV} < W < 2 \text{ MeV}$	20
Neutronen mit $2 \text{ MeV} < W < 20 \text{ MeV}$	10
Neutronen mit $W > 20 \text{ MeV}$	5
Protonen, außer Rückstoßprotonen, mit $W > 2 \text{ MeV}$	5
$\alpha$ -Teilchen, schwere Kerne	20

Tabelle 5.2 Gewebe-Wichtungsfaktoren  $w_T$  für die Ermittlung der effektiven Dosis  $D_{eff}$

Gewebe oder Organ	Gewebe-Wichtungsfaktor $w_T$
Keimdrüsen	0,20
Knochenmark (rot)	0,12
Dickdarm	0,12
Lunge	0,12
Magen	0,12
Blase	0,05
Brust	0,05
Leber	0,05
Speiseröhre	0,05
Schilddrüse	0,05
Haut	0,01
Knochenoberfläche	0,01
Andere Organe oder Gewebe <sup>1,2</sup>	0,05

<sup>1</sup> Für Berechnungszwecke setzen sich andere Organe oder Gewebe wie folgt zusammen: Nebennieren, Gehirn, Dünndarm, Niere, Muskel, Bauchspeicheldrüse, Milz, Thymusdrüse und Gebärmutter.

<sup>2</sup> In den außergewöhnlichen Fällen, in denen ein einziges der anderen Organe oder Gewebe eine Äquivalentdosis erhält, die über der höchsten Dosis in einem der zwölf Organe liegt, für die ein Wichtungsfaktor angegeben ist, sollte ein Wichtungsfaktor von 0,025 für dieses Organ oder Gewebe und ein Wichtungsfaktor von 0,025 für die mittlere Organdosis der restlichen anderen Organe oder Gewebe gesetzt werden.

perdosis zu unterschiedlichen Gesamtwirkungen auf den Organismus. Zur Quantifizierung dieser Wirkung dient der Prozentsatz der Teilkörperdosis, der als Ganzkörperdosis die gleiche Wirkung machen würde. Eine Teilkörperdosis von 1 Sv der Keimdrüsen z. B. würde sich genau so auswirken, wie eine Ganzkörperdosis von 20 % der Teilkörperdosis, in diesem Falle also 200 mSv Ganzkörperdosis.

Die empirisch ermittelten jeweiligen prozentualen Werte sind als die so genannten Wichtungsfaktoren  $w_T$  in der Tabelle 5.2 zusammen gestellt.

### Effektive Dosis

Die effektive Dosis  $D_{eff}$  einer Körperregion ist die Summe der (mit den jeweiligen Gewebe-Wichtungsfaktoren  $w_T$ ) gewichteten Organdosen  $D_O$ :

$$D_{eff} = \sum_i D_{O_i} \cdot w_{T_i}$$

Tabelle 5.3 gibt einen Überblick über die derzeit gültigen Dosisbegriffe.

Tabelle 5.3 Gültige Dosiseinheiten

Art der Dosis	Symbol	Internationale Einheit SI-Einheit	alte Einheit
Ionendosis	J	C · kg <sup>-1</sup>	Röntgen (R)
Ionendosisleistung	j	A · kg <sup>-1</sup>	Röntgen/Sekunde (R · s <sup>-1</sup> )
Energiedosis	D	1 Gray (Gy)	Rad (rd)
Energiedosisleistung	Ḑ	Gy · s <sup>-1</sup>	Rad/Sekunde (rd · s <sup>-1</sup> )
Äquivalentdosis	D <sub>0</sub>	Sievert (Sv)	Rem (rem)
Äquivalentdosisleistung	Ḑ <sub>0</sub>	Sv · s <sup>-1</sup>	Rem/Sekunde (rem · s <sup>-1</sup> )

Coulomb = Ampere × Sekunde  
Watt = Joule/Sekunde

# Messgeräte und Methoden

In der Messtechnik zur Erfassung der Energiedosis unterscheidet man zwischen den absoluten Methoden und den relativen Methoden. Zu den absoluten Methoden zählt man solche, bei denen aus den gemessenen Veränderungen und bekannten physikalischen und chemischen Daten eines Materials die Energiedosis errechnet werden kann. Man unterscheidet die Kalorimetrie, die Ionisationsdosimetrie und die chemische Dosimetrie.

## Absolute Methoden

### Kalorimetrie

Die kalorimetrische Erfassung von Messgrößen zur Ermittlung der Energiedosis kann nur in solchen Materialien erfasst werden, bei denen die alleinige Veränderung des Materials in einer Erwärmung besteht, oder der Energieanteil, der zu einer anderen Veränderung führt, exakt benannt ist (z. B. spezielle Kunststoffarten). Aus der gemessenen, meist geringen Erwärmung kann direkt die Energiedosis ermittelt werden.

Das Verfahren ist sehr aufwendig und kann durch viele Störgrößen beeinflusst werden. Es eignet sich daher erst ab Energiedosisleistungen von mindestens 100 mGy/min.

### Ionisationsdosimetrie

Diese Methode beruht auf der Messung der von der Strahlung in Luft erzeugten Ionen. Dieses Verfahren ist das am meisten verbreitete und erfasst Größen von  $10^{-10}$ – $10^2$  Gy/min.

#### Messung der Ionendosis

Die Messung der Ionendosis wird mit Hilfe einer sog. Ionisationskammer durchgeführt. Eine solche Ionisationskammer besteht im Prinzip aus zwei Elektroden (ähnlich wie bei einem Kondensator in der Elektrotechnik) zwischen welchen sich ein definiertes Luftvolumen befindet (s. Abb. 5.1). Zwischen ihnen wird ein elektrisches Feld durch Anlegen einer elektrischen Spannung von mehreren 100 V erzeugt. Da die Platten voneinander isoliert

sind, fließt kein Strom. Durch Einfall von Strahlung jedoch werden die Luftmoleküle ionisiert, d. h. Elektronen werden aus dem Atomverband herausgeschleudert und stehen als freie Ladungsträger zur Verfügung. Durch den Einfluss des elektrischen Feldes fließt ein Strom im äußeren Stromkreis. Die Elektronen, welche eine negative Ladung haben, fließen zur positiven Elektrode (Anode), während die positiven Restionen zur negativen Elektrode (Kathode) fließen. Der im Messkreis fließende Strom ist direkt proportional zur Ionendosisleistung in dem Luftvolumen. Das Messinstrument kann dabei durch eine Integralschaltung direkt in der Einheit der Äquivalentdosis mSv oder der Äquivalentdosisleistung mSv/h kalibriert werden.

Zur Dosis- und Dosisleistungsmessung bedient man sich verschiedener Messanzeigesysteme. Die in Abb. 5.5 gezeigte Anordnung dient der kontinuierlichen Messung der Dosis pro Zeiteinheit, der Dosisleistungsmessung. Dabei wird der in der Messkammer erzeugte Strom über einen Widerstand geführt. Sein Spannungsabfall wird gemessen und ist ein direktes Maß für die Dosisleistung.

Durch Variieren des Widerstandswertes kann der Messbereich erweitert werden.

In Abb. 5.6 wird die Ladungsmenge bei der Ionisation in der Kammer gemessen, die als Umladungsmenge über den Kondensator fließt. Sie ist ein Maß für die Dosis, die in der Kammer entsteht. Durch Verändern der Kondensatorkapazität kann der Messbereich erweitert werden.

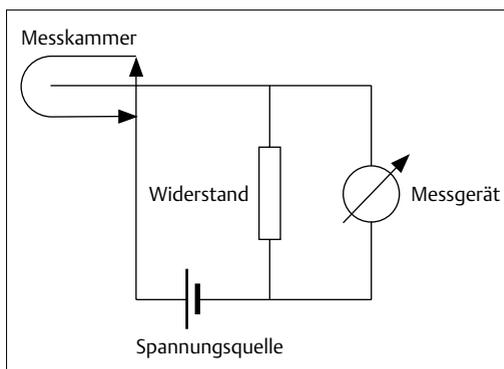


Abb. 5.5 Prinzip der Dosisleistungsmessung.

Zu den besonders häufig zur Anwendung kommenden Dosimetern gehört das Füllhalter- oder Stabdosimeter. Es gehört zur Gruppe der Kondensatormesskammern. Sie arbeiten nach dem in Abb. 5.7 gezeigten Prinzip der Kondensatoraufladung mit einer genau definierten Ladungsmenge und Entladung über die Ionisationskammern bei Einfall von ionisierender Strahlung. Die Restladung des Kondensators wird angezeigt.

Der Quarzfaden wird mit einer Spannung von etwa 150 V aufgeladen. Dabei nimmt der Quarzfaden eine Stellung ein, die dem Skalen-Nullwert entspricht (maximale Abstoßung). Durch die Ionisation der Luft durch einfallende Strahlung kommt es zu einer zunehmenden Entladung der Elektroden, wodurch die abstoßende Kraft entsprechend geringer wird und die Stellung des Quarzfadens sich proportional verändert.

Diese Lageänderung des Quarzfadens kann über ein Okularsystem in einer Skala abgelesen werden. Der Messbereich geht bis 2 msv (200 mR). Es stehen Stabdosimeter für verschiedene Energiebereiche zu Verfügung (Abb. 5.8).

Der Umgang mit diesen Stabdosimetern sollte möglichst behutsam sein, da auch durch Erschütterungen leicht eine Veränderung der Fadenpositionen eintritt. Der Messbereich sollte vollständig ausgenutzt werden, die erneute Aufladung des Dosimeters also immer erst nach vollständiger Entladung erfolgen!

### Chemische Dosimetrie

Chemische Dosimetrie wird mit einem *Eisensulfat-Dosimeter* (oder auch *Fricke-Dosimeter*) betrieben. Das Verfahren beruht auf einer Oxidation von

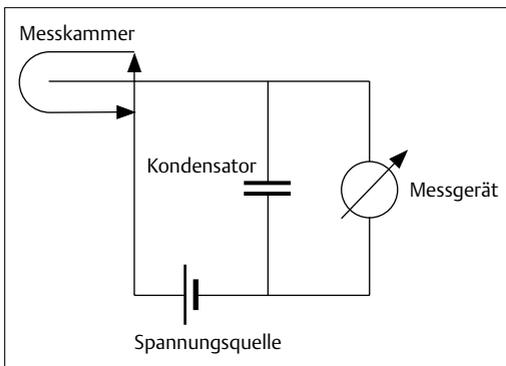


Abb. 5.6 Prinzip der Dosismessung.

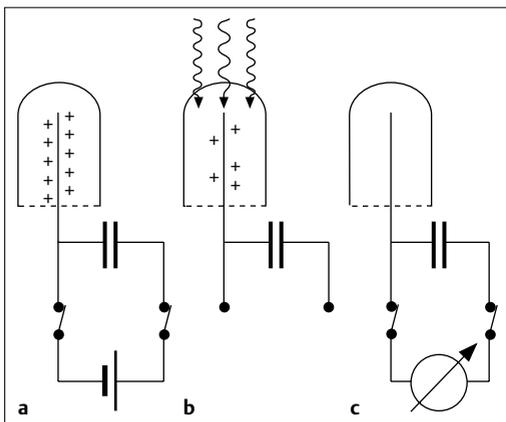


Abb. 5.7 Prinzipschaltung bei einem Stabdosimeter.

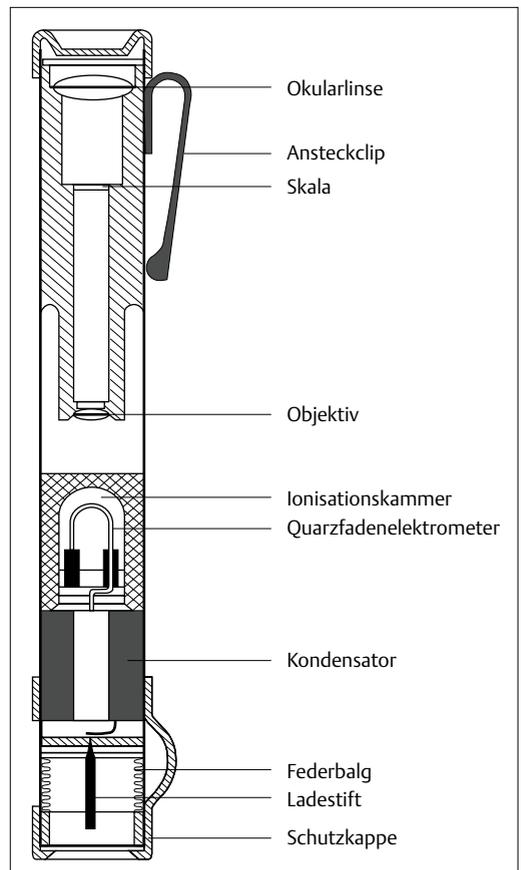


Abb. 5.8 Stabdosimeteraufbau.

2-wertigen zu 3-wertigen Eisenionen in einer wässrigen Schwefelsäurelösung, hervorgerufen durch Einwirkung ionisierender Strahlung. Diese Reaktion führt zu einer Änderung der optischen Dichte der Lösung, die durch photometrische Messung erfasst werden kann. Ihr Nachweis erfolgt bei einer Wellenlänge von 304 nm.

## Relative Methoden

Relative Methoden sind solche, bei welchen der Zusammenhang zwischen absorbierter Energie und messbarem Effekt nicht aus physikalischen Grundgrößen abgeleitet werden kann und erst durch Vergleich mit den Resultaten absoluter Energiedosisbestimmungen hergestellt werden muss (Kalibrierung).

## Filmdosimetrie

Filmdosimeter beruhen auf der Schwärzung bestrahlter, entwickelter Filmemulsionen. Diese Schwärzung wird photometrisch gemessen (Abb. 5.9). Die Filmdosimetrie ist ein wichtiges Messmittel bei der Kontrolle der Personendosis und wird in Form von Kassettendosimetern bei den Strahlenschutzmaßnahmen eingesetzt. Nach § 35 der jetzt gültigen Röntgenverordnung werden solche amtlichen Personendosimeter für Personen vorgeschrieben, die sich aus beruflichen Gründen im Kontrollbereich aufhalten können. Für das Land NRW versendet das Materialprüfungsamt in Dortmund auf Anforderung Filmkassetten mit lichtdicht verpackten Filmen.

Die Filme müssen monatlich ausgetauscht und zur Auswertung nach Dortmund zurückgeschickt werden.

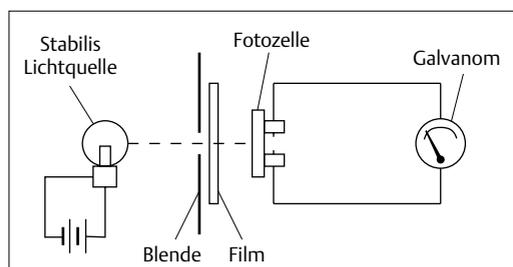


Abb. 5.9 Dosismessfilm-Auswertung.

Die Schwärzung des Films hängt von der eingestrahelten Dosis und von der Energie der Strahlung ab, so dass beim Einsatz von Plakettendosimetern immer die Strahlenqualität berücksichtigt werden muss (gleiche Dosen von 60 kV Röntgenstrahlung und Kobalt-60 Gammastrahlung führen zur Schwärzung von Filmen im Verhältnis etwa 1/30).

Zur Abschätzung der Strahlenqualität ist innerhalb der Kassette ein so genannter Gleitschattenfilter angebracht (Abb. 5.10). Zusätzlich befinden sich in der Kassette *Bestrahlungs- und Richtungsindikatoren*, welche in Vorder- und Rückseite gegeneinander versetzt angebracht sind. Durch sie erreicht man Aussagen über die Qualität der eingefallenen Strahlung und über die Eintrittsrichtung. Aus diesem Grunde muss die Kassette immer mit der Vorderseite zur Streustrahlenquelle am Körper getragen werden, damit nicht fälschlicherweise die Strahlung als „aus dem Körper der Person austretend“ interpretiert wird.

Die densitometrische Erfassung der Schwärzung ergibt zunächst eine relative Dosis. Mit Hilfe von Diagrammen wird hieraus die Personendosis durch Multiplikation mit Härtungsfaktoren ermittelt.

Unschärfe oder scharfe Kanten an der Filterbegrenzung geben Auskunft darüber, ob eine einfache oder mehrfache Bestrahlung stattgefunden hat. Die Eignung des Filmdosimeters beginnt bei Strahlenenergien ab etwa 20 keV. Die Nachweisgrenze bei monatlicher Auswertung liegt bei 0,1 mSv.

## Thermolumineszenzdosimetrie (TLD)

Bei der TLD wird photometrisch die Lichtmenge gemessen, welche bei Erhitzung bestrahlter Kristalle von diesen emittiert wird. Sie eignen sich infolge ihrer geringen Größe für Dosismessungen in inhomogenen Feldern sowie für In-vivo-Messungen. Ihre Anzeige ist energieabhängig. Außerdem wird diese Messart bei der Personendosimetrie angewendet (Ringdosimeter). Der Messbereich reicht von  $10^{-3}$ – $10^4$ Gy.

## Radiophotolumineszenzdosimetrie

Diese Art der Messung erfordert Phosphatgläser, welche die Fähigkeit besitzen, im sichtbaren Lichtbereich zu leuchten, nachdem man sie radioaktiv bestrahlt hat und ultraviolettem Licht aussetzt.

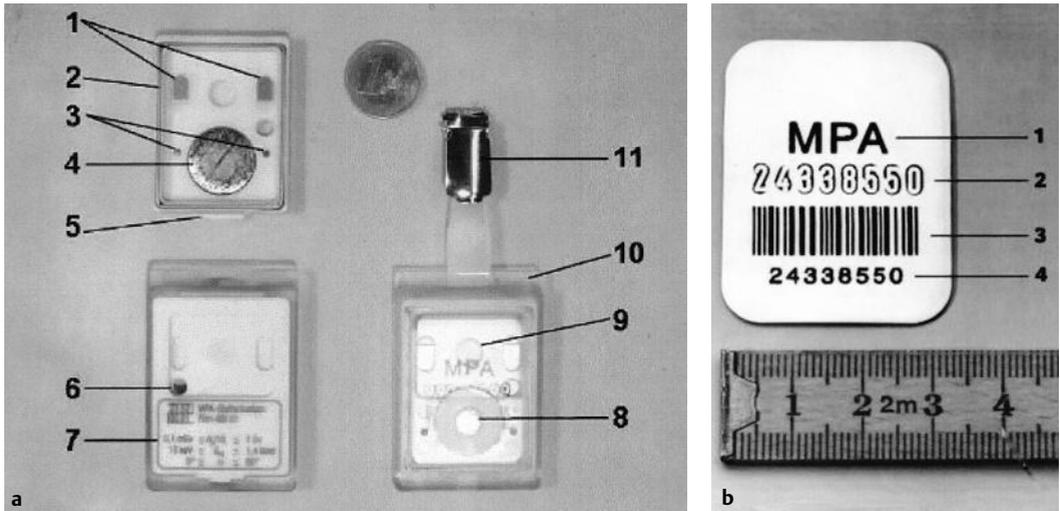


Abb. 5.10 Gleitschatten-Film dosimeter-Sonde (a) und Messfilmpackung (b).

a

- 1 Betastrahlungsindikator\*
- 2 Abschirmrahmen
- 3 Richtungsindikator\*
- 4 Metallfilter
- 5 Verschluss
- 6 Film-Kontroll-Loch
- 7 Typenschild-Aufdruck

- 8 Gleitschatten-Filter
- 9 Plastikfilter
- 10 transparente Vorderseite
- 11 Befestigungsklipp

(\* in Vorder- und Rückseite gegeneinander versetzt angebracht)

b

- 1 Messstellenlogo
- 2 eingeprägte Filmnummer
- 3 Strichcode
- 4 Klarschriftzeile

Das dabei emittierte Licht wird wiederum photometrisch gemessen, wobei die Anzeige wieder energieabhängig ist. Messbereich und Anwendung

sind für ähnliche Zwecke wie bei der TLD-Messung geeignet.

## Speziell in der Medizin gebräuchliche Dosisbegriffe

### Gewebe-Oberflächendosis

*Energiedosis im Gewebe* in einem Punkt an der Körperoberfläche (DIN 6814/3).

Der Begriff ist, sowohl auf der Eintritts- wie auch auf der Austrittsseite der Strahlung anwendbar.

### Isodosenkurve

Kurve, die alle Punkte gleicher Energie- und Ionendosis in einer Ebene enthält (DIN 6814/3).

### Isodosenfläche

Fläche aller Punkte gleicher *Energie- oder Ionendosis* in einem räumlichen Bereich (DIN 6814/3).

### Herddosis

*Energiedosis* an einem anzugebenden Punkt im Gewebe des Herdgebietes (DIN 6814/3).

## Relative Tiefendosis

*Energiedosis* in einem Punkt des Körpers, bezogen auf die Dosis in einem anderen (jeweils anzugebenden) Punkt (Angabe meist in %).

## Einfallsdosis

*Energiedosis* an der Stelle, an der die Strahlung den Patienten trifft, jedoch *ohne* die durch den Patientenkörper verursachte *Rückstreuung*.

**Messung der Einfallsdosis.** Es wird unter Abwesenheit des Patienten bzw. Phantoms die Dosis in dem Punkt (auf der Achse des Nutzstrahlenbündels) gemessen, in dem die Strahlung auftreffen würde.

## Austrittsdosis

*Energiedosis* an der Strahlaustrittsstelle, *einschließlich Streuzusatz*.

**Messung der Austrittsdosis.** Es wird unter Anwesenheit des Patienten bzw. eines Phantoms die Dosis in dem Punkt (auf der Achse des Nutzstrahlenbündels) gemessen, in dem die Strahlung austritt.

## Dosisbegriffe des Strahlenschutzes

### Personendosis

Die *Personendosis* ist die *Energiedosis für Weichteilgewebe* oder die *Standard-Gleichgewichtsionendosis*, gemessen an einer für die Strahlenexposition als repräsentativ geltenden Stelle der Körperoberfläche einer Person.

### Körperdosis

Die *Körperdosis* ist die über ein kritisches Volumen des Körpers, im Fall der Haut über eine kritische Hautfläche gemittelte *Äquivalentdosis*.

### Organdosis

Die *Organdosis*  $D_O$  ist die mittlere *Äquivalentdosis* im Organ, Gewebe oder Körperteil.

## Ortsdosis

Die *Ortsdosis* ist die *Äquivalentdosis* für Gewebe gemessen in einem anzugebenden Ort. Messgrößen sind die *Umgebungsäquivalentdosis*  $H^*(10)$  und die *Richtungsäquivalentdosis*  $H^*(0,07,\Omega)$ .

## Dosis-Flächen-Produkt

Das *Dosis-Flächen-Produkt* ist eine Messgröße zur Dokumentation. Man versteht darunter das Produkt aus der *Energiedosis* im Zentrum einer durchstrahlten Fläche in cGy und der Größe der Fläche in cm<sup>2</sup>, angegeben in der Einheit cGy · cm<sup>2</sup>. Auf Grund der Kompensation der quadratischen Flächenzunahme mit dem Abstand durch die umgekehrt quadratische Abnahme der Dosis ist diese Messgröße unabhängig vom Abstand der durchstrahlten Fläche zur Quelle.

## Messgrößen für äußere Strahlung bei der Ortsdosimetrie

### Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$

*Äquivalentdosis*, die im zugehörigen *ausgerichteten und aufgeweiteten Strahlungsfeld in 10 mm Tiefe* auf dem der Einfallrichtung entgegengesetzt orientierten Radius einer *ICRU-Kugel* erzeugt würde.

### Richtungs-Äquivalentdosis $H'(0,07\Omega)$

*Äquivalentdosis*, die im zugehörigen *aufgeweiteten Strahlungsfeld in 0,07 mm Tiefe* auf einem in festgelegter Richtung *Q* orientierten Radius einer *ICRU-Kugel* erzeugt würde.

## Messgrößen für äußere Strahlung bei der Personendosimetrie

### Tiefen-Personendosis $H_p(10)$

*Äquivalentdosis in 10 mm Tiefe* im Körper an der Tragestelle des Personendosimeters.

### Oberflächen-Personendosis $H_p(0,07)$

*Äquivalentdosis in 0,07 mm Tiefe* im Körper an der Tragestelle des Personendosimeters.

# Dosimetrie und Messtechnik bei der Anwendung radioaktiver Nuklide

Das prinzipielle Messverfahren für die Energieträger der Strahlung, die aus radioaktiven Substanzen emittiert werden, ist dem bei einer Ionisationskammer sehr ähnlich. Wegen der hohen Energien der Strahlen kommt deren Teilchencharakter hier stärker zum Tragen. Die Ionisationskammern werden daher zu *Zählrohren* ausgebildet. Hierbei werden in den Kammern nicht mehr die Stromstärken gemessen (z. B. als Maß für die Dosisleistung), vielmehr werden Strom- und Spannungspulse *gezählt*.

## Zählrohre

In Abb. 5.11 ist das Prinzip eines solchen Zählrohres am Beispiel einer zylindrischen Ausführung erläutert. Es handelt sich um ein dünnwandiges, gasgefülltes Metallrohr, welches sowohl als Kammerwandung dient, als auch die Rolle der Kathode spielt. Im Zentrum des Rohres befindet sich ein dünner Metalldraht, den man auch *Anoden- oder Zählrohrdraht* nennt, da er als Anode dient.

Je nach angelegter Hochspannung unterscheidet man zwischen *Proportionalzählrohren* und *Geiger-Müller-Zählrohren*. Das elektrische Feld in einem zylindrischen Zählrohr ist inhomogen. Da sich die Feldlinien zum Anodendraht hin konzentrieren, nimmt die Feldstärke umgekehrt proportional zum kleiner werdenden Abstand zu. Die durch Ionisation erzeugten Elektronen bewegen sich in Richtung zunehmender Feldstärke auf den Anodendraht zu, und wenn ihre Energie dabei größer als die Ionisationsenergie des Füllgases ist, nehmen die Ionisationsakte lawinenartig zu. Es kommt zu der so genannten *Gasverstärkung*. Die Zahl der Ladungsträger kann sich dabei gut um den Faktor  $10^4$  vermehren, je nach angelegter Spannung, und das Ausgangssignal ist der vom primären Teilchen abgegebenen Energie *proportional*. Solange die Röhrenspannungen in diesem Bereich liegen und die Gasverstärkungs-Entladung sich auf den Teilchendurchgangsort beschränkt, spricht man daher von einem *Proportionalbereich* und nennt dann das Zählrohr kurz *Proportionalzählrohr*.

Wegen der Proportionalität des Messsignals zur Energieabgabe eines Teilchens lassen sich in

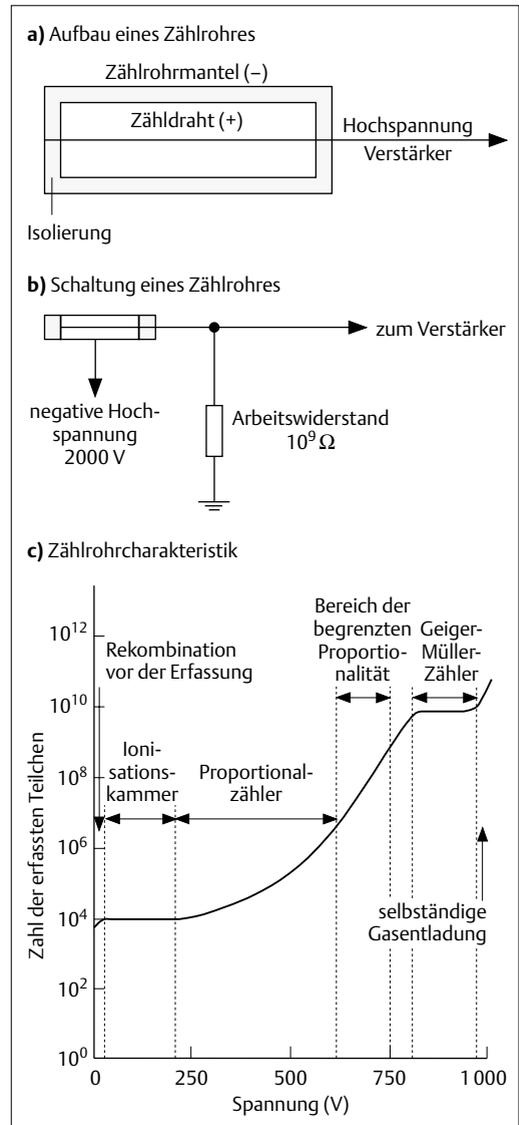


Abb. 5.11 Aufbau von Zählrohren und deren Kennlinie (Ionisationsstrom als Funktion der Zählrohrspannung) mit verschiedenen Arbeitsbereichen (nach Angerstein):

a) Aufbau eines Zählrohres.

b) Schaltung eines Zählrohres.

c) Zählrohrcharakteristik.

(aus Büll et al.: Nuklearmedizin, 3. Aufl. Stuttgart: Thieme 1999)

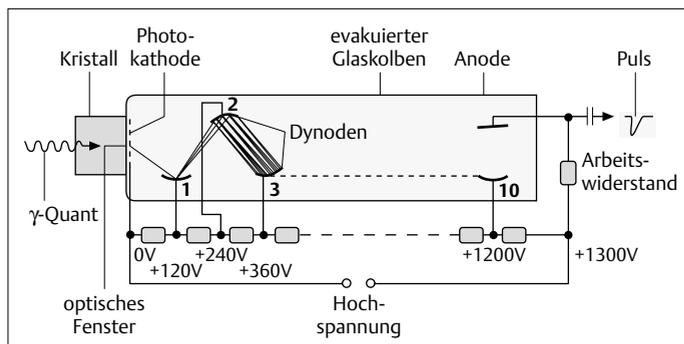


Abb. 5.12 Prinzipieller Aufbau eines Szintillationsdetektors. Das  $\gamma$ -Quant wird im Kristall absorbiert. Die dabei erzeugten Lichtquanten gelangen über ein optisches Fenster auf die Photokathode und setzen dort Photoelektronen frei. Diese werden in einem Dynodensystem (1–10) vervielfacht und von der Anode abgesaugt, sodass ein kurzfristiger Anodenstrom fließt, der zu einem Spannungsimpuls führt (aus Büll et al.: Nuklearmedizin, 3. Aufl. Stuttgart: Thieme 1999).

diesem Arbeitsbereich stark ionisierende Teilchen wie die  $\alpha$ -Strahlen und schwach ionisierende wie die  $\beta$ -Strahlen unterscheiden.

Bei weiterer Spannungssteigerung wird sich die Entladung im Zählrohrvolumen immer weiter entlang des gesamten Anodendrahtes ausbreiten und die Gasverstärkungen erreichen Faktoren von  $10^8$  bis  $10^{10}$ . Dann werden unabhängig von der Art und Energie der einfallenden Teilchen die Signale alle gleich groß. Dieser Bereich wird nach den deutschen Physikern *Johannes Geiger* (1882–1945) und *W. M. Müller* (1905–1979), die gemeinsam aus einem *Geigerschen Spitzenzähler* ein Zählrohr in diesem Spannungsbereich entwickelt haben, *Geiger-Müller-Bereich* genannt. Geiger verdanken wir übrigens auch die Erkenntnis, dass die Ordnungszahl eines chemischen Elements gleich der Kernladungszahl seines Atomkernes ist.

Mit einem Zählrohr im *Geiger-Müller-Bereich*, kurz *Geiger-Müller-Zählrohr* genannt, kann man also verschiedene Teilchen in ihren Eigenschaften nicht unterscheiden, die Teilchen werden im wahrsten Sinn des Wortes *gezählt*.

Beide Zählrohre eignen sich zur Bestimmung kleiner Dosen und Aktivitäten sowie zur Dosisleistungsmessung. Allerdings sind die Gehäusewände bei geschlossenen Zählrohren für die  $\alpha$ - und  $\beta$ -Strahlung problematisch und man verwendet hierfür besser offene Zählrohre im Gasdurchflussbetrieb. Bei den so genannten *Kontaminationsmonitoren*, auch *Kleider- oder Personenmonitoren* genannt, wird das Gasvolumen durch extrem dünne Folien abgeschlossen, welche für  $\alpha$ - und  $\beta$ -Strahlung ausreichend transparent sind. Gleichzeitig enthalten diese mehrere parallel geführte Anodendrahte und arbeiten im Proportionalbereich.

Bei den Szintillationszählern regen die ionisierenden Strahlen so genannte Szintillationsmedien

zum Leuchten an. Dabei handelt es sich um organisch dotierte Flüssigkeiten oder polymerisierte Festkörper, die bei Energieaufnahme Lichtblitze aussenden, deren Intensität der deponierten Energie proportional ist.

Die Szintillationsphotonen werden über einen Lichtleiter auf die Photokathode eines Photomultipliers abgebildet. Dieser wandelt, ähnlich wie bei einer Bildverstärkerröhre bei Durchleuchtung, die Photonen via Photoeffekt in Photoelektronen und vermehrt deren Anzahl durch mehrmalige Verstärkung an den so genannten Dynoden (Abb. 5.12).

Eine weit größere Empfindlichkeit bei der Erfassung der Strahlung aus radioaktiven Stoffen haben die Halbleiterzähler. Die  $\alpha$ -,  $\beta$ - oder  $\gamma$ -Strahlen erzeugen in den meist auf Silizium oder Germanium basierenden Halbleiterkristallen so genannte Elektronen-Loch-Paare schon bei sehr kleinen Energien (einige eV), die durch elektrische Felder rechtzeitig abgesaugt werden, bevor sie rekombinieren. Die Halbleiterdetektoren eignen sich wegen ihrer enormen Energieauflösung besonders gut zur  $\gamma$ -Spektroskopie, wobei man anhand der charakteristischen Linien die Radionuklide differenzieren kann.

## Aktivimeter

Aktivimeter sind kalibrierte Messanordnungen, die direkt die Aktivität von Proben anzeigen. Die dabei in der Regel eingesetzten *Schachtionisationskammer* besteht aus einem zylindrischen, gasgefüllten Behälter, in welchem die koaxial angeordnete Anode in Form eines Hohlzylinders ausgebildet ist.

Das Ionisationskammerprinzip ermöglicht einerseits einen sehr großen Messbereich und andererseits

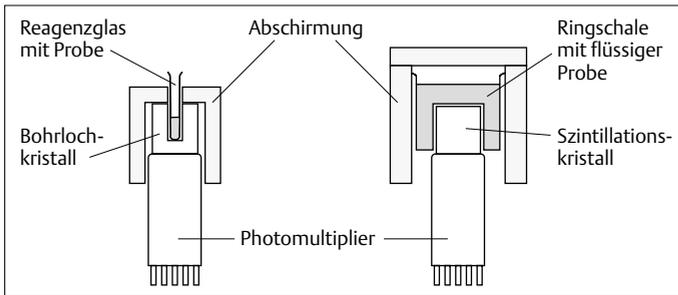


Abb. 5.13 In-vitro-Messplatz zur Probenmessung im Reagenzglas bzw. in einer Ringschale (aus Büll et al.: Nuklearmedizin, 3. Aufl. Stuttgart: Thieme 1999).

rerseits eine hohe Konstanz der Anzeige, denn an die Messgenauigkeit werden hohe Anforderungen gestellt. Die Proportionalität zwischen Anzeige und tatsächlicher Aktivität darf nicht mehr als um  $\pm 5\%$  abweichen.

## Kollimatoren

Zur Konzentration einer Strahlung auf ein dreidimensionales Volumen verwendet man in der Optik geeignete Linsensysteme. Im Energiebereich der Gammastrahlung versagen diese „klassischen“ Methoden. Man muss sich vielmehr geeigneter Kollimatoren bedienen, welche die Photonen in bestimmte Richtungen „zwingen“. Als *Sichtfeld* bezeichnet man den geometrischen Ort aller Punkte, von denen aus der Kristall voll eingesehen werden kann.

Bei runden Kollimatoren ist das *Vollsichtfeld* eine Kreisfläche und das *Teilsichtfeld* (geometrischer Ort aller Punkte, von denen aus der Kristall nur zum Teil eingesehen werden kann) eine Ringfläche. Für die Kollimation gibt es unterschiedliche Systeme in verschiedenen Ausführungen. Prinzipiell strebt man ein möglichst großes Vollsichtfeld im Vergleich zum Teilsichtfeld an (ähnlich wie beim Halbschatten in der Optik, weshalb man das Teilsichtfeld auch als Randunschärfe bezeichnet).

## Messplätze

Prinzipiell können die Aktivitäten radioaktiver Stoffe im Körper (*in vivo*) oder in Messproben (*in vitro*) ermittelt werden.

Bei der *in-vivo*-Messung werden Aktivitäten in bestimmten Organen oder Körperregionen registriert (Organmessplätze). Bei einem Ganzkörperzähler wird die Aktivität einer inkorporierten ra-

dioaktiven Substanz im gesamten Körper mit hoher Nachweisempfindlichkeit und weitgehend unabhängig von der örtlichen Verteilung quantitativ bestimmt.

*In-vitro*-Systeme dienen zur Ermittlung der Aktivitäten von Radionukliden in Messproben, z. B. in Blut oder Serum. Das allgemeinste Beispiel hierfür sind die so genannten *Bohrlochdetektoren* (Abb. 5.13). Ein koaxial im Szintillationskristall angeordnetes zylindrisches Loch, das sogenannte *Bohrloch*, nimmt die Probe auf, sodass sie beinahe lückenlos von Detektormaterial umgeben ist und mit hoher Empfindlichkeit gemessen werden kann.

## Gammakamera

Das dominierende Messinstrument in der Nuklearmedizin ist die Gammakamera (Abb. 5.14). Das „Objekt“ (also die Aktivitätsverteilung im Patienten) wird über einen Parallellochkollimator auf einen scheibenförmigen Kristall abgebildet. Die Verknüpfung der unterschiedlichen Ausgangsamplituden der Photomultiplier in einer speziellen „Kopfelektronik“ ermöglicht die Bestimmung einer Signaladresse für den Absorptionort im Kristall. Unerwünschte Störstrahlung wird durch eine Bleiabschirmung weitgehend verhindert.

Eine Gammakamera hat eine Reihe von wesentlichen Kenngrößen und Leistungsmerkmalen, die zur Beurteilung und Kontrolle der Qualität der Funktionsweise dienen:

- Sichtfeld,
- Energiebereich,
- Ausbeute,
- Homogenität,
- Linearität,
- Zeitauflösung,
- Ortsauflösung,
- Abbildungsmaßstab.

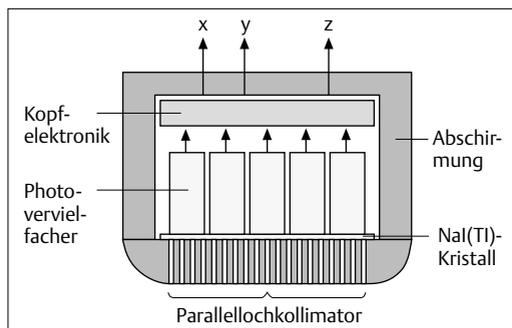


Abb. 5.14 Prinzipieller Aufbau des Messkopfs einer Gammakamera. Das Objekt (Aktivitätsverteilung im Patienten) wird über den Parallellochkollimator auf den scheibenförmigen Kristall abgebildet. Die Verknüpfung der unterschiedlichen Ausgangsamplituden der Photovervielfacher in einer speziellen Kopfelektronik ermöglicht die Bestimmung einer Adresse (x-y-Signal) für den Absorptionort im Kristall. Eine Bleiabschirmung verhindert unerwünschte Einstrahlung.

Für die *Sichtfelder* sind Mindestgrößen vorgeschrieben in Abhängigkeit von den untersuchten Organen. Für die Schilddrüse z.B. mindestens  $300\text{ cm}^2$ , für Hirn und Herz mindestens das Doppelte und für die Untersuchung aller Organe mindestens  $1200\text{ cm}^2$ .

Der *Energiebereich* wird im wesentlichen durch die Dimensionierung der Kollimatoren und der Detektorabschirmung bestimmt. Dabei unterscheidet man allgemein zwei Bereiche: für  $\gamma$ -Energien bis  $200\text{ keV}$  eine *Niederenergiekamera* und bis  $400\text{ keV}$  eine *Mittelenergiekamera*.

Als Maß für die Energieauflösung dient die Halbwertsbreite eine gemessenen  $\gamma$ -Linie im Spektrum. Je kleiner die Halbwertsbreite ist, umso besser kann die Streustrahlung eliminiert werden, ohne die Primärstrahlung all zu sehr zu schwächen.

Die *Ausbeute* ist das Verhältnis der gemessenen *Impulsrate*  $n$  zum *Quantenfluss*  $n_0$ , der auf die Kollimatoroberfläche trifft. Sie hängt von der Dicke der Szintillatorscheibe ab, wobei zwar mit zunehmender Dicke die Ausbeute steigt, gleichzeitig aber die inhärente *Ortsauflösung* schlechter wird.

Die *Homogenität* ist einer der wichtigsten Parameter überhaupt. Man versteht darunter die Eigenschaft, ein Szintigramm homogener Schwärzung zu erzeugen, wenn in den Strahlungsdetektor mit einer homogenen Intensitäts- und Energieverteilung eingestrahlt wird. Die Gammakamera soll

dann an jeder Stelle ihres Sichtfeldes die gleiche Ausbeute haben. Diese ideale Voraussetzung ist natürlich nie erfüllt und man bezeichnet die Unterschiede der Impulsinhalte als *Inhomogenität*. Diese so gering wie möglich zu halten ist eine zentrale Aufgabe der Qualitätskontrollen.

Ähnlich wie bei der Homogenität wird auch die *Linearität* durch die *Nichtlinearität* beschrieben. Sie bezeichnet die Abweichung des szintigraphischen Bildes einer geraden Linienequelle von einer Geraden. Die Bedeutung der Linearität ist für die Gammakamera allerdings nicht so groß und man kann davon ausgehen, dass eine gut abgeglichene Anlage mit geringer Inhomogenität auch eine geringe Nichtlinearität hat.

Die *zeitliche Auflösung* einer Gammakamera wird durch die *Impulsratencharakteristik* bestimmt. Sie beschreibt den Zusammenhang zwischen Aktivität  $A$  und Impulsrate  $n$ , den man sich natürlich linear wünscht. Wegen der endlichen Zeit jedoch, die ein Detektor benötigt, um ein absorbiertes Quant in einen elektrischen Impuls umzuwandeln, kommt es bei steigender Strahlleistung zur so genannten *Totzeit* des Detektors. Während dieser Zeit kann der Detektor keine weiteren Quanten nachweisen und es entstehen entsprechende Zählverluste. Die *gemessene Impulsrate*  $n$  ist daher nicht proportional zur *wahren Impulsrate*  $n_w$ , die man erhalten würde, wenn keine Zählverluste auftreten würden. Die Impulsratencharakteristik beschreibt diesen tatsächlichen Zusammenhang zwischen  $n$  und  $n_w$ . Bei geringen Aktivitäten ist die Abweichung zu vernachlässigen, mit ansteigender Impulsrate bleibt jedoch der gemessene Wert  $n$  hinter dem wahren Wert  $n_w$  immer mehr zurück, bis sie sogar wieder abfällt. Das durchlaufene Maximum nennt man die *Sättigungsrate*  $n_s$ , welche somit der wesentliche Leistungsparameter einer Gammakamera ist.

Wie bei jedem Kamerasystem ist auch bei der Gammakamera die *räumliche Auflösung* oder *Ortsauflösung* von fundamentaler Bedeutung. Man versteht darunter die Fähigkeit, eine punktförmige radioaktive Quelle so „scharf“ wie möglich als Punkt abzubilden. Als Maß hierfür dient die so genannte *Linienbildfunktion* und deren charakteristische Parameter wie Halbwerts- und Äquivalentbreite. Im Idealfall erhält man eine *Gauß-Glockenkurve*, deren Breite in der halben Höhe des Maximums als *Halbwertsbreite* bezeichnet wird. Die Breite eines flächengleichen Rechtecks mit gleicher Höhe wie das Maximum der Gauß-Kurve nennt man die

*Äquivalentbreite* der Linienfunktion. Beides sind die entsprechenden Prüfparameter bei der Qualitätskontrolle (s. S. 100).

Der *Abbildungsmaßstab* hängt von den verschiedenen Komponenten der Gammakamera ab, z. B. dem Ausgabeformat der *Hardcopy-Einheit* und dem Abbildungsmaßstab des Kollimators. Der *Gesamtabbildungsmaßstab* ist dann der Quotient aus dem Abstand zweier Punktbilder im Szintigramm und dem Abstand der ihnen entsprechenden Punktquellen im Objekt.

## Emissionstomographie

Die ersten Schritte bei der Emissionstomographie machte man in den frühen sechziger Jahren des letzten Jahrhunderts (Anger-Kamera 1959) und knapp zwanzig Jahre später wurde der erste um den Patienten rotierende Messkopf einer Gammakamera eingesetzt. Inzwischen ist die rotierende Gammakamera Standard (SPECT – Single Photon Emmission Computed Tomography) und bei teureren Systemen werden ringförmige Anordnungen verwendet (PET – Positron Emmission Tomography).

Der prinzipielle Unterschied der beiden Systeme ist in Abb. 5.15 erläutert.

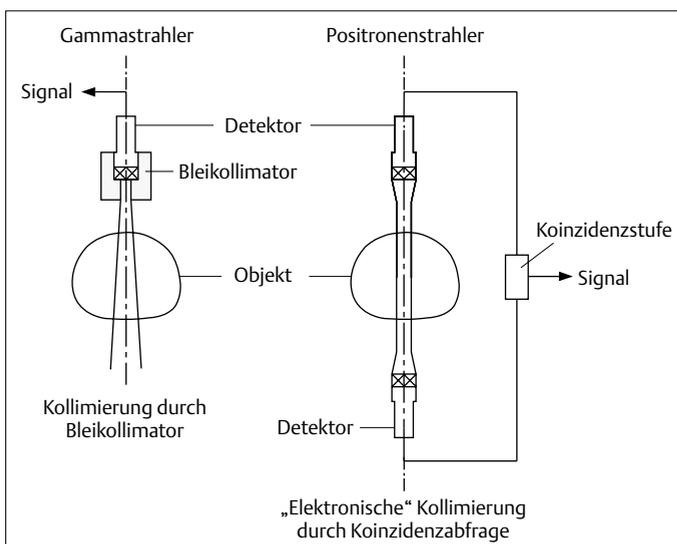


Abb. 5.15 Die räumlich gerichtete Messung von Gammastrahlern (Single photons) und Positronenstrahlern. Links: Kollimierung durch einen Kollimator mit einem resultierenden Projektionsstrahl in Form eines sich nach unten immer weiter öffnenden Kegels.

Rechts: „Elektronische“ Kollimierung durch gegenüber stehende Detektoren und Koinzidenzabfrage. Der Durchmesser des Projektionsstrahls ist weitgehend konstant.

## SPECT

Die Standardform eines SPECT-Systemes ist der um 360° rotierende Messkopf einer Gammakamera. Ein motorisch angetriebenes Stativ bewegt den Messkopf meistens schrittweise auf einer Kreisbahn um die Systemachse. Nach jedem Winkelschritt wird eine zweidimensionale Projektion des Objekts aufgenommen, und aus allen projizierten Schichten wird dann ein paralleler Satz zusammengestellt. Da die einzelnen Projektionen nacheinander gemessen werden, muss die Aktivitätsverteilung während der gesamten Datenakquisition quasistationär sein. Man kann somit keine schnellen dynamischen Vorgänge damit erfassen.

Es gibt auch Systeme, bei welchen sich der Messkopf nicht auf einem Kreis bewegt, sondern auf einer Ellipse. Dabei kann der Messabstand in ventraler oder dorsaler Richtung verringert werden, wodurch man eine bessere räumliche Auflösung erhält.

Die Anforderungen an die Präzision der mechanischen und elektronischen Komponenten sind sehr hoch und es ist daher eine konsequente und sehr sorgfältige Qualitätskontrolle erforderlich. Eine sehr kritische Einflussgröße ist dabei die *Systeminhomogenität*. Die Abnahmeprüfungen und die Spezifikation von Leistungsparametern für SPECT-Systeme werden durch den IEC-Standard 61 675, Teil 2 geregelt.

## PET

Eine wesentliche Zusatzinformation erhält man, wenn man die Eigenschaft des *Positronenzerfalls* nutzt, dass dabei immer ein *Paar von 511 keV  $\gamma$ -Quanten* emittiert werden. Deren zueinander diametrale Aussendung legt den Projektionsstrahl als Verbindungslinie zwischen den beiden Detektoren fest, die in *Koinzidenz* ein Ausgangssignal liefern. Die Gleichzeitigkeit der Signale wird durch das *Koinzidenzfenster* definiert, ein elektronisches Zeitfenster, dessen Breite das Zeitintervall (*Koinzidenzauflösungszeit*) festlegt, innerhalb dessen zwei nachgewiesene Photonen als gleichzeitig angesehen werden.

Als *Tracer* für die PET eignen sich vor allem die „organischen“ Elemente Kohlenstoff ( $^{11}\text{C}$ ,  $T_{1/2} = 20,3$  min), Stickstoff ( $^{13}\text{N}$ ,  $T_{1/2} = 10,1$  min), Sauerstoff ( $^{15}\text{O}$ ,  $T_{1/2} = 2,03$  min) und Fluor ( $^{18}\text{F}$ ,  $T_{1/2} = 110$  min), da sie alle neben den Positronen keine weiteren Begleitstrahlen aussenden.

Das glücklicherweise relativ langlebige  $^{18}\text{F}$  steht als FDG kommerziell zur Verfügung und kann arbeitstäglich angeliefert werden. Die kurzlebigen Isotope müssen jedoch „vor Ort“ mit Hilfe von Teilchenbeschleunigern erzeugt werden und machen damit deren Anwendung sehr aufwändig.