

Dosismessverfahren

Effekt	Meßgröße	Anwendung
Ionisation	Ladung	Kondiometer
im Gas	Stromstärke Spannungsimpuls	Ionisationskammer Proportionalzählrohr Auslösezählrohr
im Festkörper	Stromstärke	Halbleiterkristall Leitfähigkeitsdetektor
Chemische Reaktion	Schwärzung	Film Photographische Platten
Radiophotolumineszenz	Fluoreszenzintensität	Phosphatglas
Thermolumineszenz	Lichtemission	TLD
Lyolumineszenz	Lichtemission	LLD
Oxidation	Extinktion	Eisensulfatdosimeter
Szintillation	Lichtemission	Szintillationsdetektor
Erwärmung	Temperatur	Kalorimeter

Quellstärke

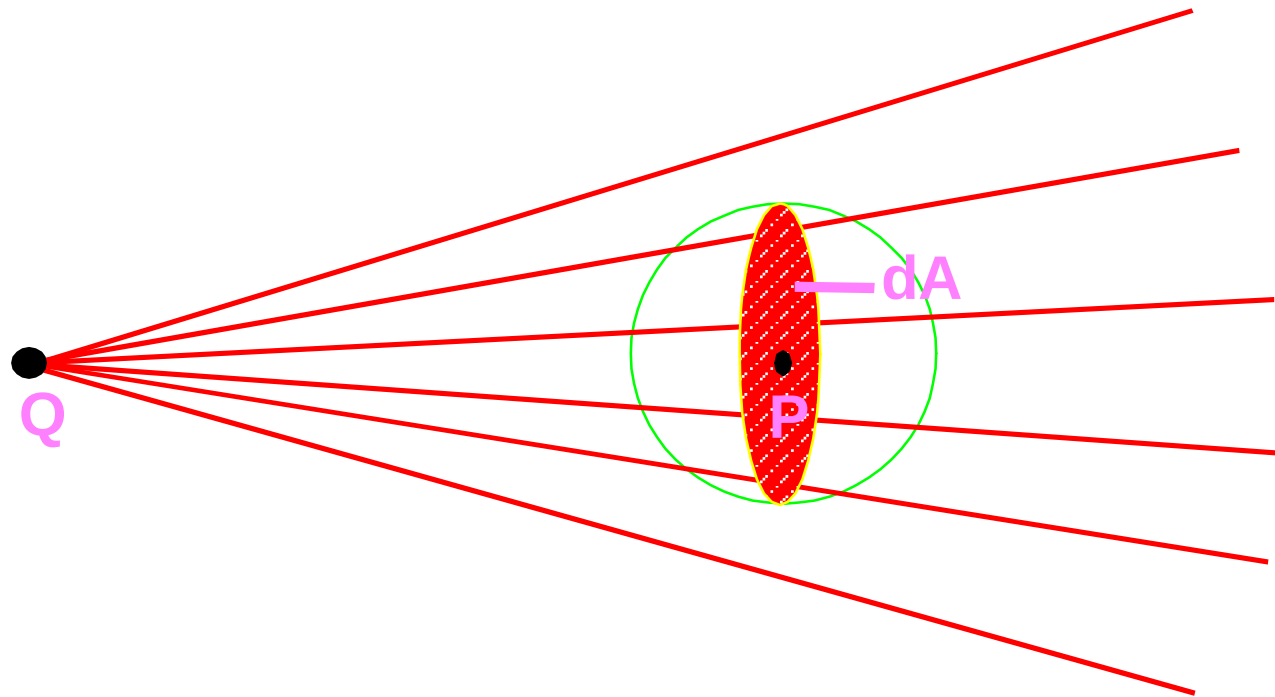
Eine Quelle ionisierender Strahlung, wie z.B. eine Röntgenröhre, ein Elektronenbeschleuniger oder radioaktives Material, kann durch die Anzahl der in einer bestimmten Zeit emittierten Teilchen charakterisiert werden. Diese Angabe ist die sogenannte Quellstärke.

Zu berücksichtigen ist, daß in der Quelle selbst eine Absorption von Strahlung erfolgen kann. Wenn diese und ähnliche auf die Emission wirkende Einflüsse berücksichtigt werden, kann aus der Aktivität einer radioaktiven Quelle die Quellstärke berechnet werden.

Bei Röntgenröhren und Beschleunigern kann die Quellstärke im allgemeinen nicht berechnet werden, sondern ist experimentell zu bestimmen.

Strahlungsfeld

der Quelle Q um Punkt P



Strahlungsfeld

Weitergehende Informationen sind erforderlich, um ein **Strahlenfeld** an einem Punkt P zu beschreiben:

- > **Art** der Teilchen
- > **Energie** der Teilchen
- > **Richtung** der Teilchen
- > **Anzahl** der Teilchen, die pro Zeiteinheit durch eine bestimmte kleinste Fläche um den Punkt P herum durchtreten.

Ionisierende Strahlung

Elektronen der Atomhülle sind unterschiedlich stark an den Atomkern gebunden. Um ein Elektron aus der Atomhülle zu entfernen muß Energie aufgewendet werden, die sog. **Bindungsenergie** (einige eV). Dieser Vorgang wird als **Ionisation** bezeichnet.

Die Strahlung, die durch ihre Energie in der Lage ist, Atome zu ionisieren, wird **ionisierende Strahlung** genannt.

Entsprechend der Art der ionisierenden **Wirkung** von Strahlung unterscheidet man zwei prinzipiell unterschiedliche Verfahren:

>**direkt ionisierende Strahlung** besteht aus geladenen Teilchen, deren kinetische Energie ausreicht, um Ionisationen durch Stoß zu erzeugen. (z.B. Elektronen, Protonen, Alpha-Teilchen)

>**indirekt ionisierende Strahlung** ist eine Strahlung, die direkt ionisierende Teilchen freisetzen und Kernumwandlungen einleiten kann. (z.B. Röntgen-, Gammastrahlung, Neutronen)

Wechselwirkung

Die Energieabgabe indirekt ionisierender Teilchen an Materie geht im wesentlichen in zwei Schritten vor sich:

1. **Erzeugung** direkt ionisierender Teilchen
2. **Energieabgabe** direkt ionisierender Teilchen an Materie

So werden bei der Wechselwirkung von Photonen (z.B. Röntgenstrahlung) mit Materie durch Photo-, Compton- und Paarbildung-Effekt Elektronen und Positronen erzeugt. Diese geladenen Teilchen erzeugen bei der Abbremsung entlang ihres Weges eine Reihe von Ionisationen durch Stoß.

Weitere Prozesse der Energieabgabe sind Anregung, chemische Reaktionen, Wärmeerzeugung und Produktion von Bremsstrahlung.

Dosisgrößen

Entsprechend den unterschiedlichen Arten der Wechselwirkung ionisierender Strahlung mit Materie gibt es verschiedenen Größen, die die Wechselwirkung ionisierender Strahlung mit Materie **quantitativ** beschreiben:

- > KERMA
- > Energiedosis
- > Ionendosis

KERMA

Die KERMA (kinetic energy released per unit mass) beschreibt die Prozesse, bei denen von indirekt ionisierender Strahlung geladene Teilchen erzeugt werden. Betrachtet man diese Prozesse in einem kleinsten Volumenelement dV mit der Masse dm in der bestrahlten Materie, so ist dW_K die Summe der kinetischen Energie, die die innerhalb dieses Volumenelementes erzeugten geladenen Teilchen bei ihrer Erzeugung haben. Die von ionisierender Strahlung in diesem Material erzeugte KERMA K ist der Quotient aus dW_K und dm :

$$K = \frac{dW_K}{dm} = \frac{dW_K}{\rho dV}$$

KERMA

Die **Einheit** der KERMA ist **J/kg**.

Eine Angabe einer Kerma bedarf unbedingt noch der Information, auf welches Material sie bezogen ist. Die häufigsten Angaben sind Kerma in Luft (K_a) oder Kerma in Wasser (K_w). Wie die obige Definition besagt, ist damit jeweils die in dem Medium von indirekt auf direkt ionisierende Strahlung transferierte Energie pro Masseneinheit beschrieben.

Energiedosis

Die Energiedosis ist für alle Arten ionisierender Strahlung relevant, sowohl für **direkt und indirekt ionisierende** Strahlung, als auch für in Materie befindliche Quellen ionisierender Strahlung.

Wenn ein kleines Volumenelement dV mit der Masse dm ionisierender Strahlung ausgesetzt ist, dann ist dW_D die **gesamte in diesem Volumenelement abgegebene Energie**. Die von ionisierender Strahlung in einem Material erzeugte Energiedosis D ist der Quotient aus dW_D und dm :

$$D = \frac{dW_D}{dm} = \frac{dW_D}{\rho dV}$$

Energiedosis

Die **Einheit** der Energiedosis ist **Gray** (Gy): $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$

Die früher gebräuchliche Einheit ist: $1 \text{ rad} = 0.01 \text{ Gy}$

$$100 \text{ rad} = 1 \text{ Gy}$$

In der englischsprachigen Literatur wird häufig das

$$1 \text{ cGy} = 0.01 \text{ Gy}$$

verwendet.

Die Energiedosis, wie auch die KERMA, ist eine **spezifische Größe**, sie ist die Angabe der Dichte der in einem Material absorbierten Strahlungsenergie.

Ionendosis

Die Ionendosis ist die dritte der fundamentalen Größen zur Beschreibung der Wechselwirkung ionisierender Strahlung mit Materie. Sie ist gleichzeitig auch die historisch älteste Größe.

Die Energiedosis ist unter klinischen Bedingungen nicht direkt meßbar. Deshalb wird bei der Bestimmung der Energiedosis **ersatzweise** die Strahlenwirkung in einem **anderen Medium** bestimmt. Hier bietet sich als Meßmedium ein **Gas**, wie beispielsweise die Luft, an, und die zu messende Strahlenwirkung kann die Bestimmung der durch die ionisierende Wirkung der Strahlung erzeugten Ionen, also Ladungsträgern, sein.

Ionendosis

In einem definierten Gasvolumen dV werden durch mittelbare oder unmittelbare Wechselwirkungen der ionisierenden Strahlung Ionen gebildet. Der Betrag der elektrischen Ladungen der Ionen eines Vorzeichens ist dQ . Die Masse des betrachteten Gasvolumens ist dm . Die Ionendosis J ist dann der Quotient aus dQ und dm :

$$J = \frac{dQ}{dm} = \frac{dQ}{\rho dV}$$

Ionendosis

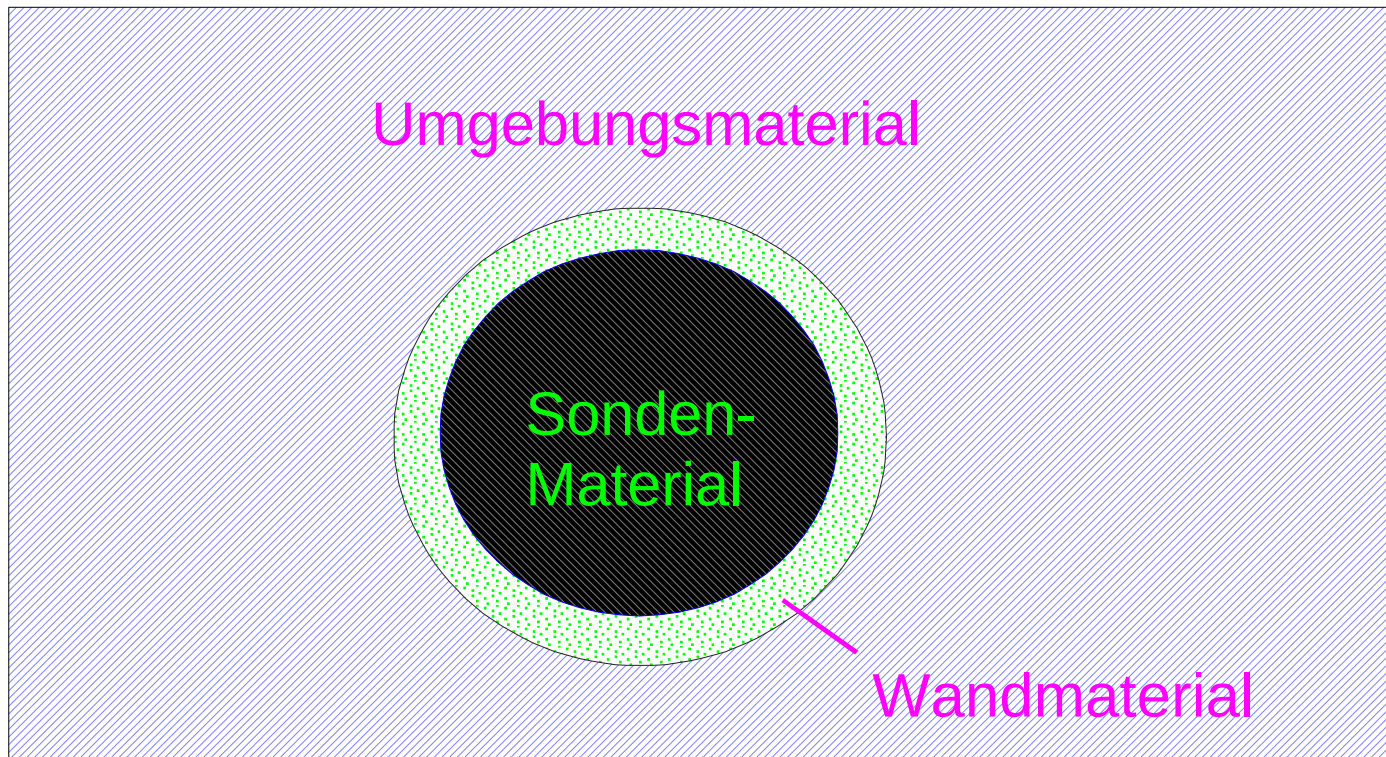
Die Einheit der Ionendosis ist Coulomb durch Kilogramm (C/kg)

Früher wurde die Einheit Röntgen verwendet:

$$1\text{R} = 2.58 \cdot 10^{-4} \text{C /kg}$$

Dosimeter

Ein Dosimeter besteht aus einer Sonde und einem Anzeigegerät. Die Sonde besteht aus dem Sondenmaterial und gegebenenfalls aus dem das Sondenmaterial umfassenden Wandmaterial



Dosisbestimmung

Die Energiedosisbestimmung von Photonenstrahlung im Medium (z.B. Gewebe) kann auf zwei Arten bestimmt werden:

Die Ionendosis oder Kerma wird zunächst in Abwesenheit vom Medium und Phantom **frei in Luft** bestimmt. Daraus wird mit material- und sondenspezifischen Umrechnungsfaktoren die Energiedosis im Medium berechnet.

Nach der **Sondenmethode** wird in das zu untersuchende Medium eine Sonde gebracht, in deren Material ersatzweise für das umgebende Material eine Sondendosis erzeugt wird. Der Meßwert wird dann mit Hilfe von Korrekturen in die Energiedosis im umgebenden Material, die ohne Anwesenheit der Sonde bestehen würde, umgerechnet.

Ionisationskammer

Bei Ionisationskammern ist der gasgefüllte Hohlraum das Sondenmaterial, die Kammerwandung ist das Wandmaterial. Durch die ionisierende Strahlung werden im Hohlraum Ionen, d.h. Ladungen erzeugt, die durch ein Elektrometer gemessen werden können.

Es gibt prinzipiell zwei Arten von Sonden (Ionisationskammern):

- Gleichgewichtssonden

- Hohlraumsonden

Meßbereiche

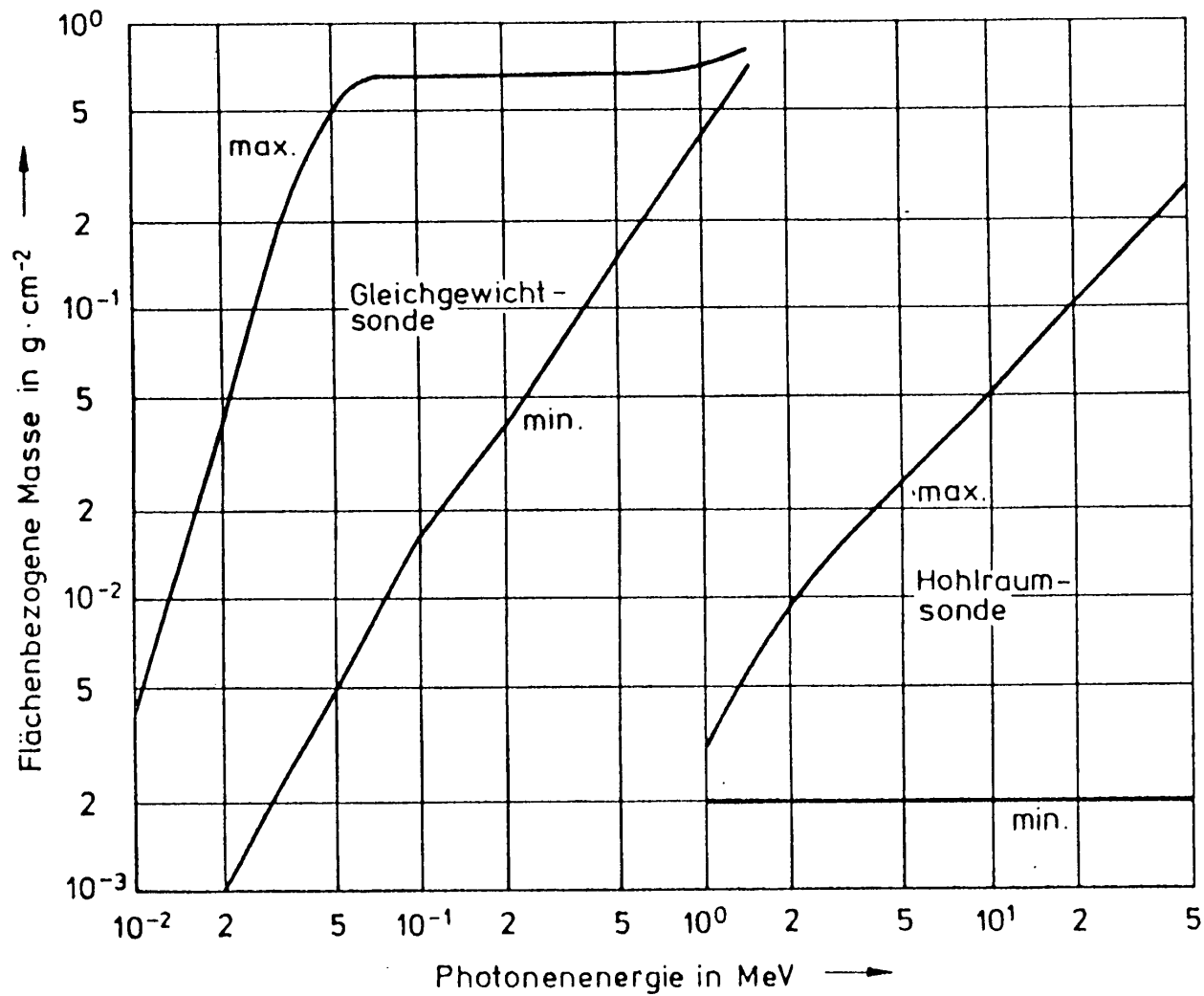


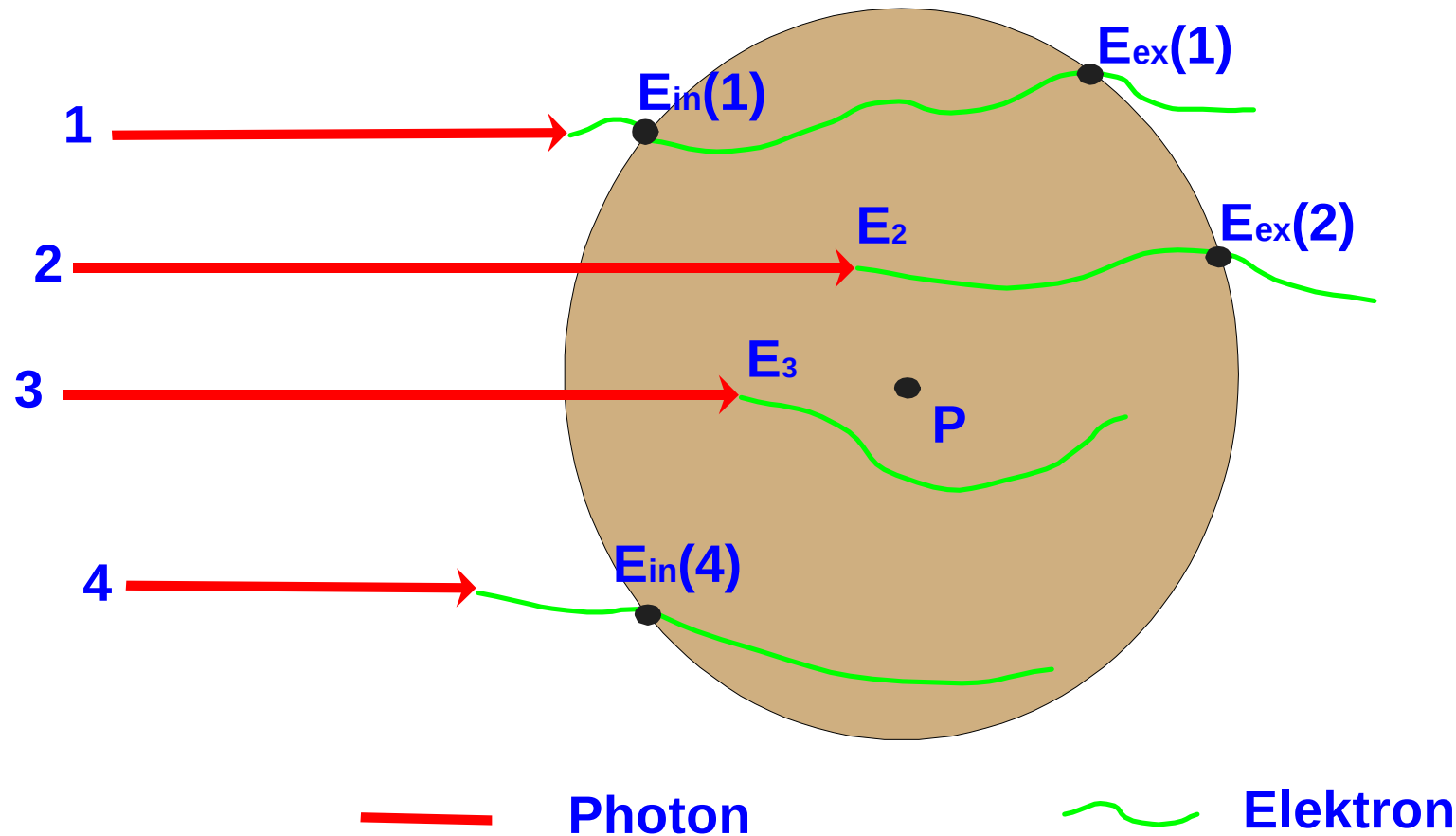
Bild 2. Abmessungen von Meßsonden zur Dosismessung nach Tabelle 2. Die vier Kurven geben die maximalen und minimalen flächenbezogenen Massen nach Tabelle 2 an.

Sekundärteilchengleichgewicht

Sekundärteilchengleichgewicht an einem Punkt innerhalb eines Materials besteht, wenn die **Summe der kinetischen Energien** der von indirekt ionisierenden Teilchen (Photonen) erzeugten **geladenen Sekundärteilchen** (Elektronen), die in die Volumeneinheit **eintreten**, **gleich** der Summe der kinetischen Energien der geladenen Sekundärteilchen ist, die aus diesem Volumen **austreten**.

Sekundärteilchengleichgewicht

$$E_{\text{in}}(1) + E_{\text{in}}(4) = E_{\text{ex}}(1) + E_{\text{ex}}(2)$$

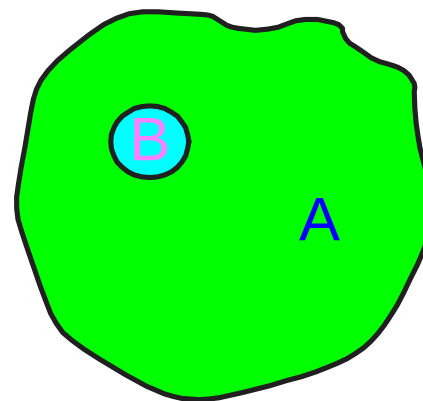
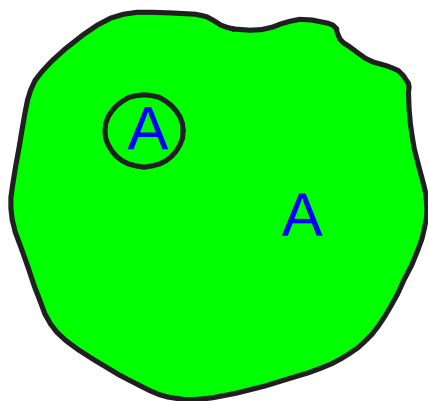


Standard-Ionendosis

Wenn unter Sekundärteilchengleichgewicht eine Ionendosis frei Luft bestimmt wird, so wird diese Standard-Ionendosis J_s genannt.

Bragg-Gray-Bedingungen

Die Bragg-Gray-Bedingungen sollen gewährleisten, daß bei Einbringen eines **Hohlraumes** B in **Umgebungsmaterial** A das Strahlungsfeld nahezu unverändert bleibt und damit eine Dosisaussage über den Bereich A gemacht werden kann.



Bragg-Gray-Bedingungen

Die Bragg-Gray-Bedingungen fordern:

Die Flußdichte der Elektronen der ersten Generation sowie ihre Energie- und Richtungsverteilung wird durch den luftgefüllten Hohlraum nicht verändert. D.h. der Hohlraum darf das Feld der **direkt durch Photonen** erzeugten Elektronen **nicht stören**.

Die Energie, die von den im luftgefüllten Hohlraum durch Photonen ausgelösten Sekundärelektronen auf den Hohlraum übertragen wird, ist im Verhältnis zu den insgesamt auf die Luft des Hohlraumes übertragenen Energie vernachlässigbar klein. D.h. die **Energie**, die auf den Hohlraum übertragen wird, stammt von Elektronen, die auf **Wechselwirkungen** von Photonen **außerhalb des Hohlraumes** zurückzuführen sind.

Die spektrale Flußdichteverteilung der Elektronen aller Generationen ist innerhalb des luftgefüllten Hohlraumes ortsunabhängig. D.h. die Erzeugung aller Elektronen muß **innerhalb** des Hohlraumes **homogen** erfolgen.

Bragg-Gray-Bedingungen

Im Material A wird ein **Hohlraum** B eingebracht, der mit **Gas** gefüllt ist. Die Bragg-Gray-Bedingungen fordern, daß der Hohlraum **klein gegen die mittlere Reichweite** der dosisbestimmenden Sekundärteilchen und von einer **Wandung** umgeben sein muß, die dem Gas **äquivalent** ist.

Hohlraum-Ionendosis

Die unter **Bragg-Gray-Bedingungen** in einem luftgefüllten Hohlraum erzeugte **Ionendosis** wird Hohlraum-Ionendosis J_C genannt

J_C genannt.

Dosisbestimmung

Aus der mit einer Ionisationskammer bestimmten Ionendosis läßt sich die **Energiedosis** berechnen, wenn entsprechende **Dosisumrechnungsfaktoren** verwendet werden. Diese Faktoren sind von den **Bedingungen** abhängig, die bei der Messung am Meßort herrschten, ob also unter Sekundärteilchengleichgewicht oder unter Erfüllung der Bragg-Gray-Bedingungen gemessen wurde.

Kalibrierung

Zur Dosisbestimmung werden Dosismeßgeräte von dafür zugelassenen Laboratorien kalibriert. D.h. aus der **Anzeige** des Meßinstrumentes kann unter Verwendung des in einem Kalibrierzertifikates angegebenen **Kalibrierfaktors** die entsprechende **Dosis** berechnet werden. Dabei ist zu beachten, daß Abweichungen zwischen Meß- und Kalibrierbedingungen entsprechend zu korrigieren sind.

Luftkermakonzept

Für Photonenstrahlen unter 600 keV kann die Berechnung aus dem Meßwert für die Luftkerma erfolgen, wenn die Messung in einem Wasser- oder Plexiglasphantom unter Sekundärteilchengleichgewicht durchgeführt wurde.

Wasserenergiedosiskonzept

Für Photonenenergien **unter 3 MeV** können direkt in Wasserenergiedosis **kalibrierte** Ionisationskammern verwendet werden, wenn die Kalibrierung bei derselben Strahlenqualität erfolgte. Andernfalls muß über entsprechende Korrekturen die energieabhängige Umrechnung erfolgen.

Für Photonenenergien **oberhalb von 3 MeV** müssen die Bragg-Gray-Bedingungen eingehalten werden. Bei Verwendung von Ionisationskammern, die unter Gleichgewichtsbedingungen in Wasserenergiedosis kalibriert wurden, müssen entsprechende **Umrechnungsfaktoren** angebracht werden.

Korrekturen

Die **Abweichungen** der Meßbedingungen von den Standardbedingungen werden durch Korrekturen bezüglich der sog. **Einflußgrößen** durch entsprechende **Faktoren** berücksichtigt.

Die wesentlichen Korrekturen betreffen:

- Luftdruck

- Temperatur

- unvollständige Sättigung

Rekombination

Auf dem Weg zu den Elektroden stoßen die Ionen mehrmals mit anderen Ladungsträgern zusammen, wobei es zur Rekombination kommen kann. Dadurch treten **Ladungsverluste** auf. Die Rekombination hat drei unterschiedliche Ursachen:

Volumenrekombination: Der Verlust tritt durch Diffusion und elektrostatische Anziehung der im Ionisationsvolumen homogen verteilten Ladungsträger auf, besonders bei **hohen Dosisleistungen**.

Anfangsrekombination: Die Rekombination der getrennten Ladungsträger längs der Bahn eines geladenen Teilchens, besonders bei **dicht ionisierender** (hoch LET) Strahlung.

Diffusionsrekombination: Ein Teil der Ladungsträger gelangt durch Diffusion gegen die Richtung des angelegten Feldes zur "falschen" Elektrode. Dieser Effekt ist von der angelegten **Spannung** abhängig.

Ionisationskammern

Die heute gebräuchlichen Ionisationskammern lassen sich in zwei Gruppen unterteilen:

Primärnormaldosimeter: Diese Ionisationskammern werden zur Absolutbestimmung der Energiedosis an Standardlaboratorien eingesetzt.

Gebrauchsdosimeter: In der Röntgendiagnostik, Therapie und im Strahlenschutz werden überwiegend zylindrische Kompaktkammern und Flachkammern verwendet.

Bauformen von Ionisationskammern

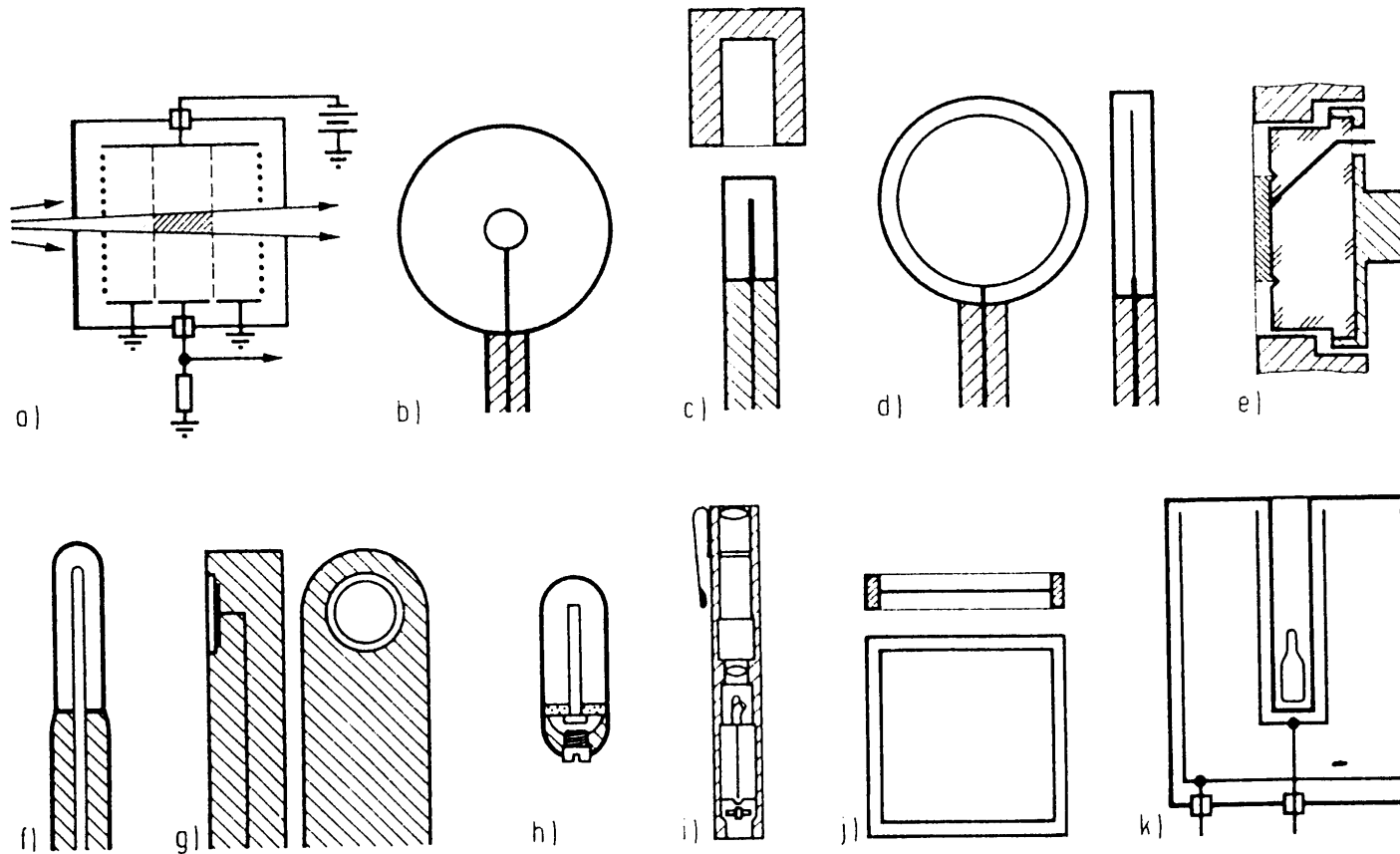
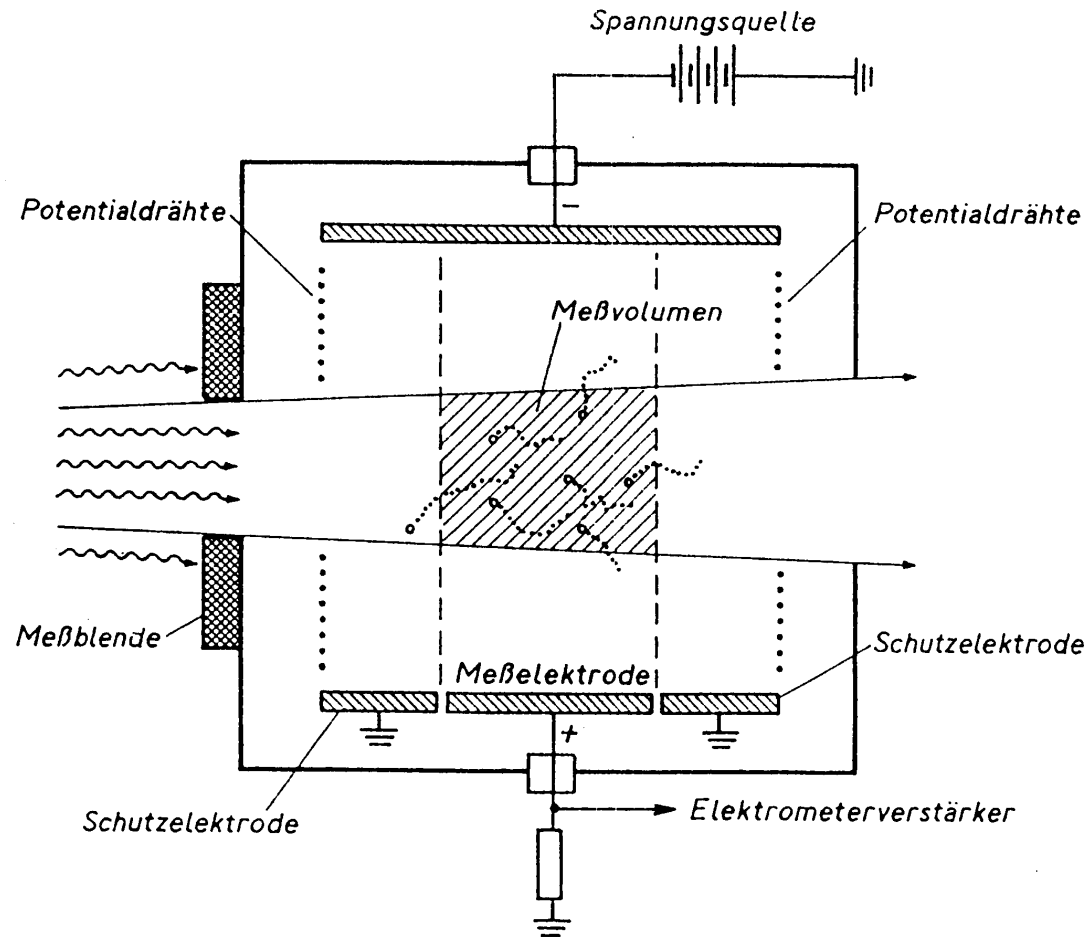


Fig. 5.2 Bauformen von Ionisationskammern

Für Primärnormal-Meßeinrichtungen: a) Parallelplattenkammer, b) Kugelkammer, c) Zylinderkammer, d) flache Zylinderkammer, e) Extrapolationskammer

Für Gebrauchsdosimeter: f) Kompaktkammer (Fingerhutkammer), g) Flachkammer, h) Kondensatorkammer, i) Stabdosisimeter, j) Flächendosisprodukt-Ionisationskammer, k) Schacht-Ionisationskammer

Eichkammer



Parallelplatten-Ionisationskammer zur Messung der Standard-Ionendosis (schematisch). Das Meßvolumen ist so angeordnet, daß in ihm Sekundärelektronen-Gleichgewicht gewährleistet ist.

Spannungscharakteristik

Die Spannungscharakteristik eines Zählrohres läßt sich in 6 Bereiche unterteilen:

1. Rekombinationsbereich
2. Sättigungsbereich (Ionisationskammer)
3. Proportionalbereich (Proportionalzähler)
4. Übergangsbereich
5. Auslösebereich (Geiger-Müller-Zähler)
6. Dauerentladung

Spannungscharakteristik

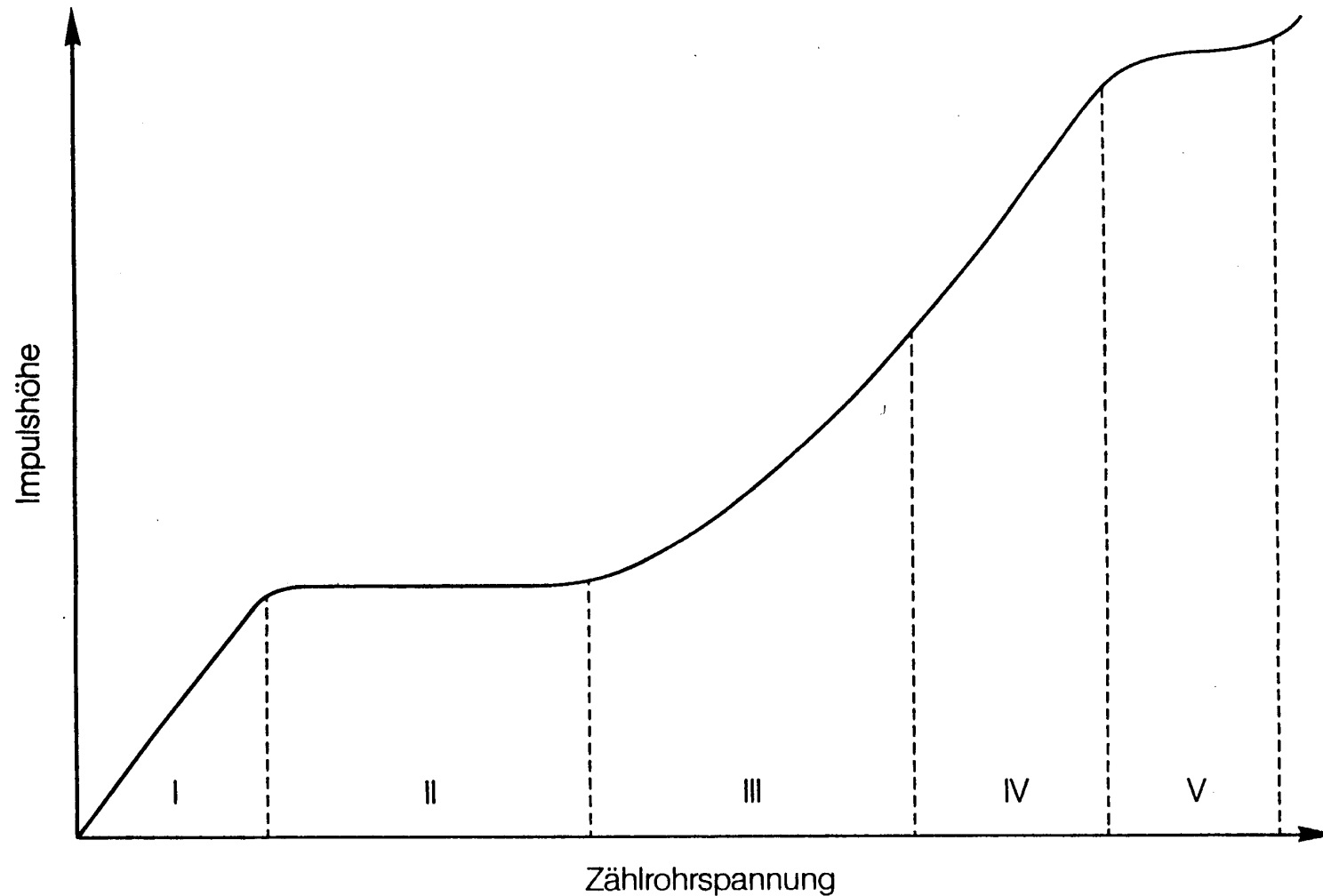


Abb. 6-9 Impulshöhencharakteristik einer Ionisationskammer mit dem Rekombinationsbereich I, dem Sättigungsbereich II, dem Proportionalbereich III, dem Übergangsbereich IV und dem Auslösebereich V (Einzelheiten s. Text 6.2.3.2).

Proportionalzähler

In einem Proportionalzählrohr sind die Betriebsbedingungen so gewählt, daß die durch ionisierende Strahlung erzeugten Elektronen eine **Ladungslawine** auslösen. Durch die Gasverstärkung der Ladung können einzelne Teilchen nachgewiesen werden. Der erzeugte Ladungsimpuls ist **proportional** der **Energie**, die das Teilchen beim Durchqueren des Gasvolumens **an das Gas abgegeben** hat.

Geiger-Müller-Zähler

Bei Auslösezählrohren hängt die Gasverstärkung nicht mehr von der Primärionisation ab, die **Impulse** sind **gleichhoch**. Ein einziges im Gasvolumen erzeugtes Ionenpaar löst eine Zündung aus. Erst nach einer gewissen Zeit, der sog. **Totzeit**, kann ein Auslösezählrohr auf ein nachfolgendes Ereignis reagieren.

Mit Geiger-Müller-Zählrohren läßt sich die **Zahl ionisierender Teilchen** und Photonen bestimmen, **nicht** jedoch deren **Energie**.

Photoemulsion

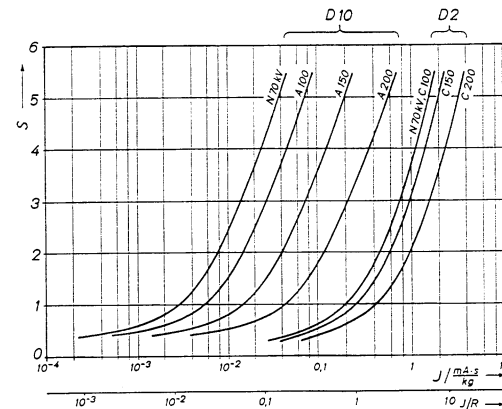
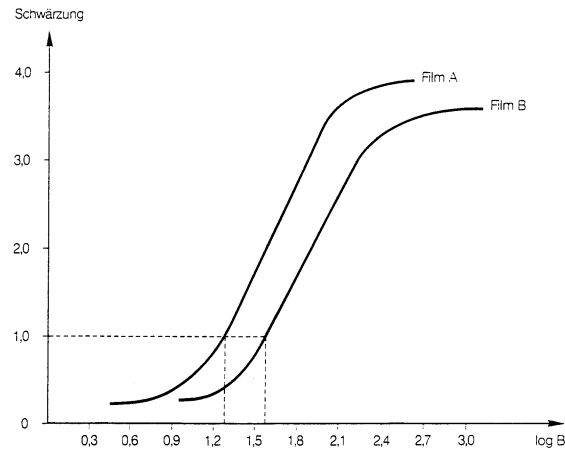
Ein Photoemulsion besteht meist aus Bromsilberkristallen, die, in Bindemittel (Gelatine, Kunststoffe) eingebettet, auf Kunststofffolien (**photographischer Film**), Papier oder Glasscheiben (**photographische Platte**) aufgetragen sind.

Durch die Strahlenwirkung werden aus Halogenid-Ionen Elektronen abgespalten, die Silberionen zu atomarem Silber reduzieren können. Durch chemische Entwicklung kann der Bromsilberkristall zu metallischem schwarzen Silber reduziert werden. Die optische Dichte S (Lichtundurchlässigkeit) einer photographischen Schicht ist proportional dem Zehnerlogarithmus des Quotienten aus auftreffendem und durchgelassenem Lichtstrom.

Die Dichtekurve (Schwärzungskurve) ist die Darstellung der optischen Dichte gegen die sie verursachende Strahlendosis.

$$S = \lg \frac{\Phi_0}{\Phi}$$

Schwärzungskurven



Dichte-(Schwärzungs-)Kurven für zwei photographische Filme (D 2: unempfindlich; D 10: empfindlich), die für die Personendosimetrie verwendet werden. Kalibrierung mit einem Ionisationsdosimeter (Ionendosis in $\text{mA}\cdot\text{s}/\text{kg}$ bzw. Röntgen) frei in Luft für Röntgenstrahlen nach Meßdaten der GSF/Neuherberg.

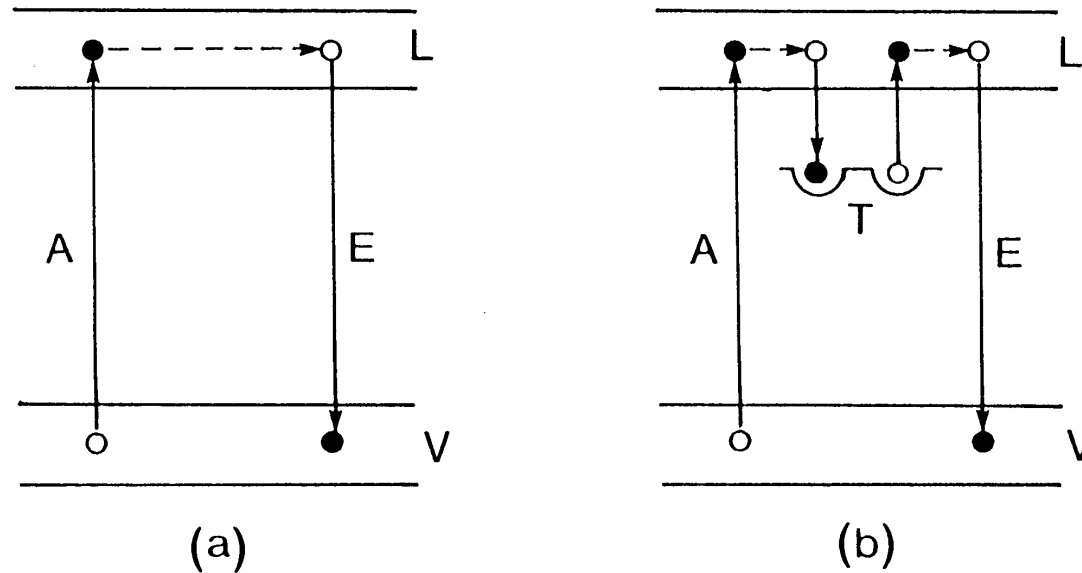
Kurvenauswahl für den Bereich weicher und mittelharter Röntgenstrahlung. Die Bezeichnungen an den Kurven für die Strahlenqualitäten beziehen sich auf die Angaben in Tab. 6.2.

Mit N 70 kV ist die 70 kV-Normalstrahlung bezeichnet, die als Bezugsstrahlung bei der Ermittlung von Härtefaktoren zur Berücksichtigung des energieabhängigen Ansprechvermögens dient.

Thermolumineszenz-Dosimeter

In Thermolumineszenz-Dosimetern (TLD) werden durch ionisierende Strahlung Elektronen des Kristall in langlebige Zwischenniveaus gehoben und dort gespeichert. Durch Erhitzen des Kristalls wird die gespeicherte Energie frei und in Form von sichtbaren Photonen emittiert (Thermolumineszenz).

Thermolumineszenz



Lumineszenz im Festkörper nach Anregung durch äußere Energiezufuhr (nach dem Bändermodell, A: Anregung, E: Emission von Energie). (a): Fluoreszenz durch Rekombination von Leitungselektronen in das Valenzband. (b): Trapping von Elektronen in langlebigen Zwischenniveaus (T: Traps), Phosphoreszenz nach Anregung der getrapten Elektronen in das Leitungsband mit anschließender Rekombination in das Valenzband.

Radiophotolumineszenz-Dosimeter

Nach einer Bestrahlung mit ionisierender Strahlung **fluoreszieren** silberaktivierte Metaphosphatgläser im **sichtbaren** Bereich, wenn sie mit ultraviolettem Licht angeregt werden. Man benutzt sie als Radiophotolumineszenz-Dosimeter (**RPL-Dosimeter**, **Phosphatglas-Dosimeter**)

Eisensulfatdosimeter

Durch ionisierende Strahlung werden zweiwertige Eisenionen (Fe^{2+}) in einer luftgesättigten, wässrigen Schwefelsäurelösung irreversibel zu Fe^{3+} -Ionen oxidiert. Die Konzentration der erzeugten Fe^{3+} -Ionen wird durch Extinktion der Meßlösung in einem Spektralphotometer im ultravioletten Bereich gemessen.

Szintillationszähler

In einem Szintillator werden durch ionisierende Strahlung **Lichtblitze** erzeugt. Ein Szintillationsdetektor besteht aus dem **Szintillator**, der als Kristall oder als gekapselte szintillierende Flüssigkeit vorliegt, und einem **Sekundärelektronen-Vervielfacher**. Durch das sichtbare Licht werden aus einer Photokathode Elektronen freigesetzt. Die Zahl der Elektronen wird durch eine Dynodenkette verstärkt und schließlich auf einer Anode als Spannungsimpuls ausgegeben.

Halbleiterdetektor

Halbleiterdetektoren sind vom Prinzip her Ionisationskammern, bei denen der Hohlraum durch einen **halbleitenden Kristall** ersetzt ist. Halbleiter sind kristalline Stoffe, die sich bei tiefen Temperaturen wie Isolatoren verhalten. Durch Energiezufuhr können Elektronen in das Leitfähigkeitsband gehoben werden. Die elektrischen Eigenschaften lassen sich durch Fremdatome (**Dotierungen**) in weiten Bereichen modifizieren. Durch eine aufwendige Elektronik ist der **Nachweis** einzelner durch **ionisierende** Strahlung verursachter **Spannungsimpulse** möglich.

Kalorimeter

In einem Kalorimeter wird **absorbierte Strahlungsenergie** in **Wärme** umgewandelt. Wichtig ist, daß einerseits möglichst viel der Energie in Wärme umgewandelt wird, andererseits die anderen Energieumwandlungen (z.B. chemische oder Kristallgitterveränderungen) als sog. **kalorischer Defekt** bekannt sind. Kalorimeter bestehen als

- Festkörperkalorimeter (Graphit)

- Wasserkalorimeter

Personendosimeter

Für die Personendosimetrie sind spezielle Dosimeter entwickelt worden, die entweder **zentral ausgewertet** werden können oder **jederzeit ablesbar** sind. Üblich sind

- Filmdosimeter

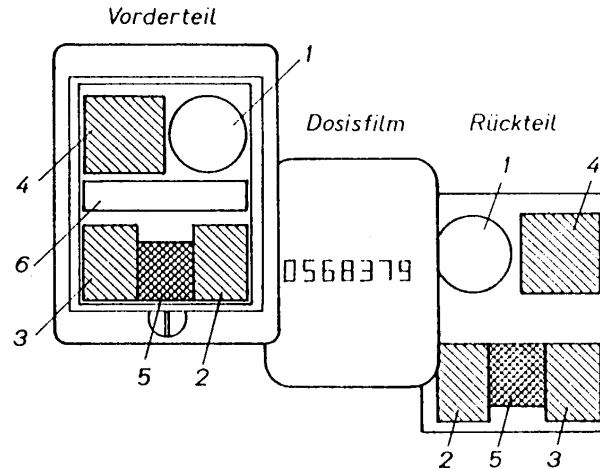
- Stabdosimeter

- Fingerringdosimeter

Filmdosimeter

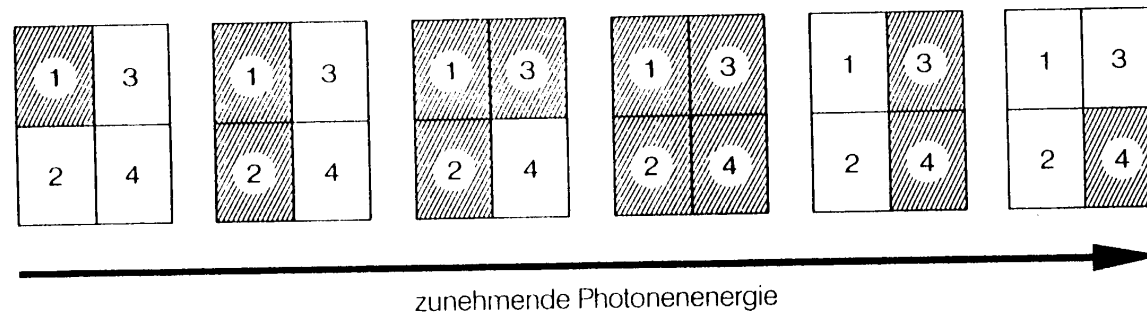
Das Filmdosimeter besteht aus einer **Kassette**, in der sich zwei lichtdicht verpackte **Filme** befinden, die sich in ihrer **Strahlenempfindlichkeit** unterscheiden. Die in Vorder- und Rückwand der Kassette eingelassenen **Metallfilter** unterschiedlichen Materials und unterschiedlicher Dicke lassen auf die **Richtung** und **Zusammensetzung** der Strahlung zu. Die Auswertung erfolgt monatlich durch die entsprechende Meßstelle.

Filmdosimeter



Filmdosimeter zur Personenüberwachung. Aufgeklappte Kunststoffkassette (Bakelit) mit Metallfiltern zur Ermittlung der Strahlenqualität.

- 1: offenes Feld
- 2: Cu-Filter 0,05 mm
- 3: Cu-Filter 0,3 mm
- 4: Cu-Filter 1,2 mm
- 5: Pb-Filter 0,8 mm, in Vorder- und Rückteil der Plakette versetzt angebracht, um die Einfallsrichtung der Strahlung erkennbar zu machen
- 6: offenes Feld im Kassettenvorderteil zum Ablesen der Registrier- nummer des Dosimeterfilms

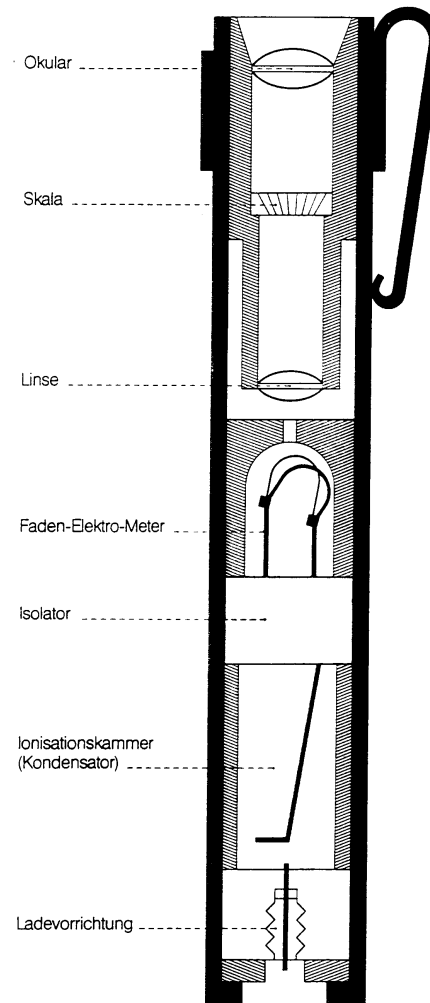


Abhängigkeit der Filmschwärzung von der Quantenenergie bei von 1 bis 4 zunehmender Filterdicke (schematisch, s. Text 6.3.2).

Stabdosimeter

Das Stabdosimeter besteht aus einer als **Kondensator** arbeitenden **Ionisationskammer**, deren Ladungszustand jederzeit über ein **optisches System** abgelesen werden kann. Stabdosimeter sind in **mSv** geeicht.

Stabdosisimeter



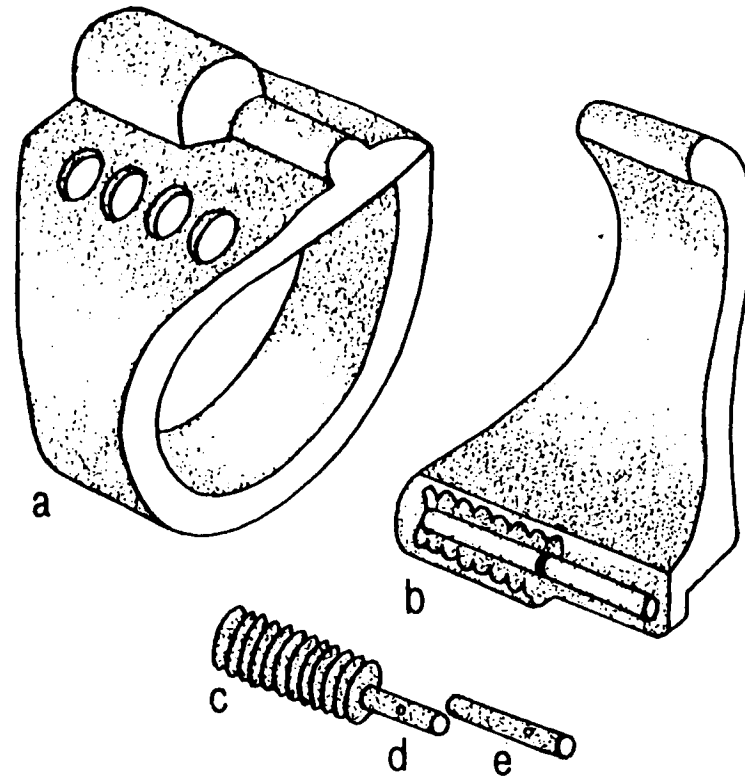
Prinzipieller Aufbau eines Stabdosisimeters (Beim Aufladen wird die mit einer Spannungsquelle verbundene Ladevorrichtung über einen Federballschalter mit der Ionisationskammer in Ladekontakt gebracht).

Fingerringdosimeter

Im Fingerringdosimeter ist als Strahlungsdetektor ein TLD integriert. Das TLD ist in einer Kupferfolie eingebettet und in eine wasserdicht abgeschlossene Kammer in einer Halterung eingebracht, die in Form eines Fingerringes ausgebildet ist. Damit ist dieses Dosimeter geeignet, die Dosisbelastung an den Händen zu erfassen. Die Auswertung erfolgt monatlich durch die entsprechende Meßstelle.

Fingerring-Dosimeter

Fingerringdosimeter: a) TLD-Ringdosimeter mit Identifikationsnummer;
b) Schnitt durch den TLD-Ringdosimeter;
c) Verschlussschraube als Filter ausgebildet;
d) TL-Detektor hinter 1 mm Cu-Filter;
e) hinter 0,5 mm Kunststoff



Äquivalentdosis

Die Äquivalentdosis H ist das Produkt aus der Energiedosis D in Gewebe und einem dimensionslosen Bewertungsfaktor q :

$$H = q D$$

Der Bewertungsfaktor q ist das Produkt aus dem Qualitätsfaktor Q und dem Produkt weiterer modifizierender Faktoren N

Die Einheit der Äquivalentdosis ist Sievert (Sv) $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J/kg}$
die früher gebräuchliche Einheit ist $1 \text{ rem} = 0.01 \text{ Sv}$

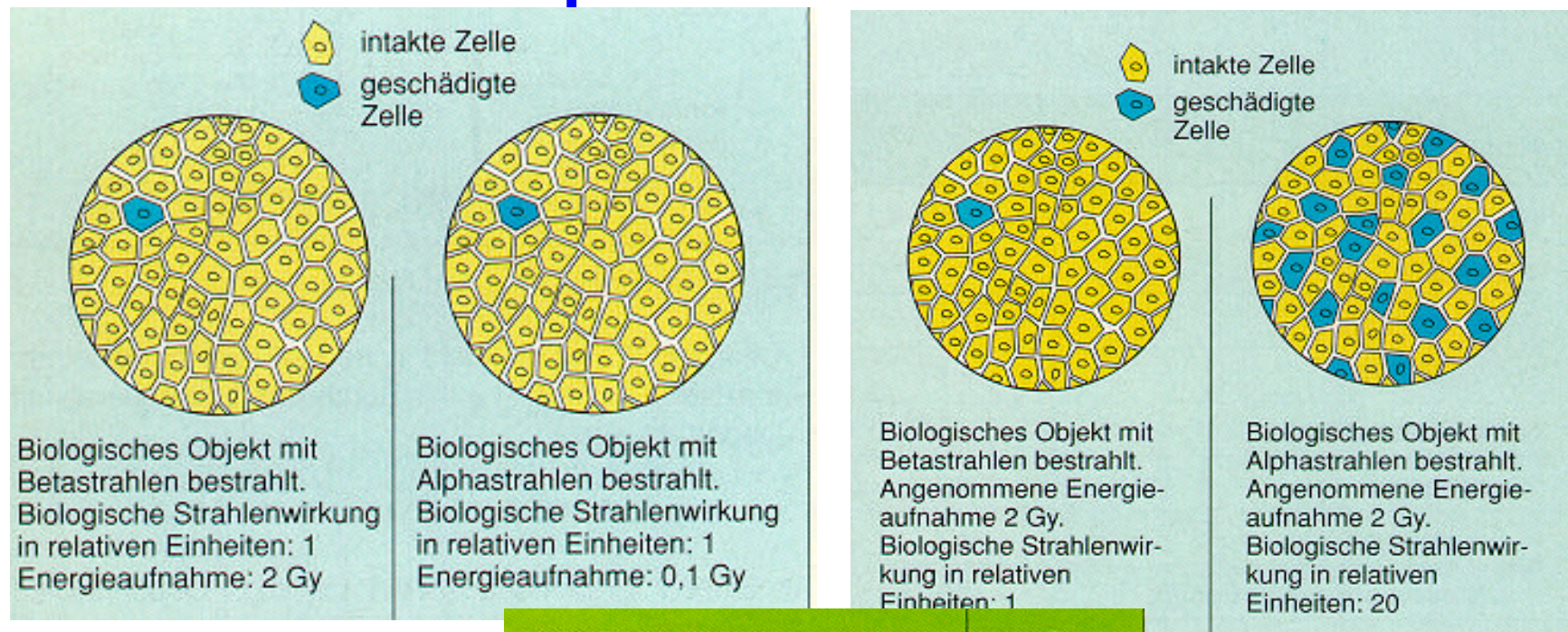
Äquivalentdosis

Der Begriff Äquivalentdosis dient nur für Strahlenschutz Zwecke. Werte für Q und N werden so festgesetzt, daß der Einfluß von verschiedenen Strahlenarten, Energien und Bestrahlungsbedingungen (z.B. Protrahierung, Fraktionierung) berücksichtigt wird.

Bewertungsfaktor Q

Strahlenart	Bewertungsfaktor
Röntgenstrahlung	1
Gammastrahlung	1
Betastrahlung	1
Protonen	3 bis 10
thermische Neutronen	3
schnelle Neutronen	10
Alphateilchen	10 bis 20

Äquivalentdosis



Strahlenart	Q
Alphastrahlen	20
Betastrahlen	1
Gammastrahlen	1
Röntgenstrahlen	1
Neutronenstrahlen	
schnelle N.	10
thermische N.	3
N. nicht bekannter Energie	10
Protonenstrahlen	10
	20

Effektive Dosis E

Die effektive Dosis E ist das Produkt der Organdosen H_T , jeweils multipliziert mit dem zugehörigen Gewebe-Wichtungsfaktor w_T . Dabei ist über alle Organe und Gewebe zu summieren.

$$E = \sum_T w_T H_T$$

Die Einheit der effektiven Dosis ist das Sievert (Einheitenzeichen Sv).

Ionisations-Dichte

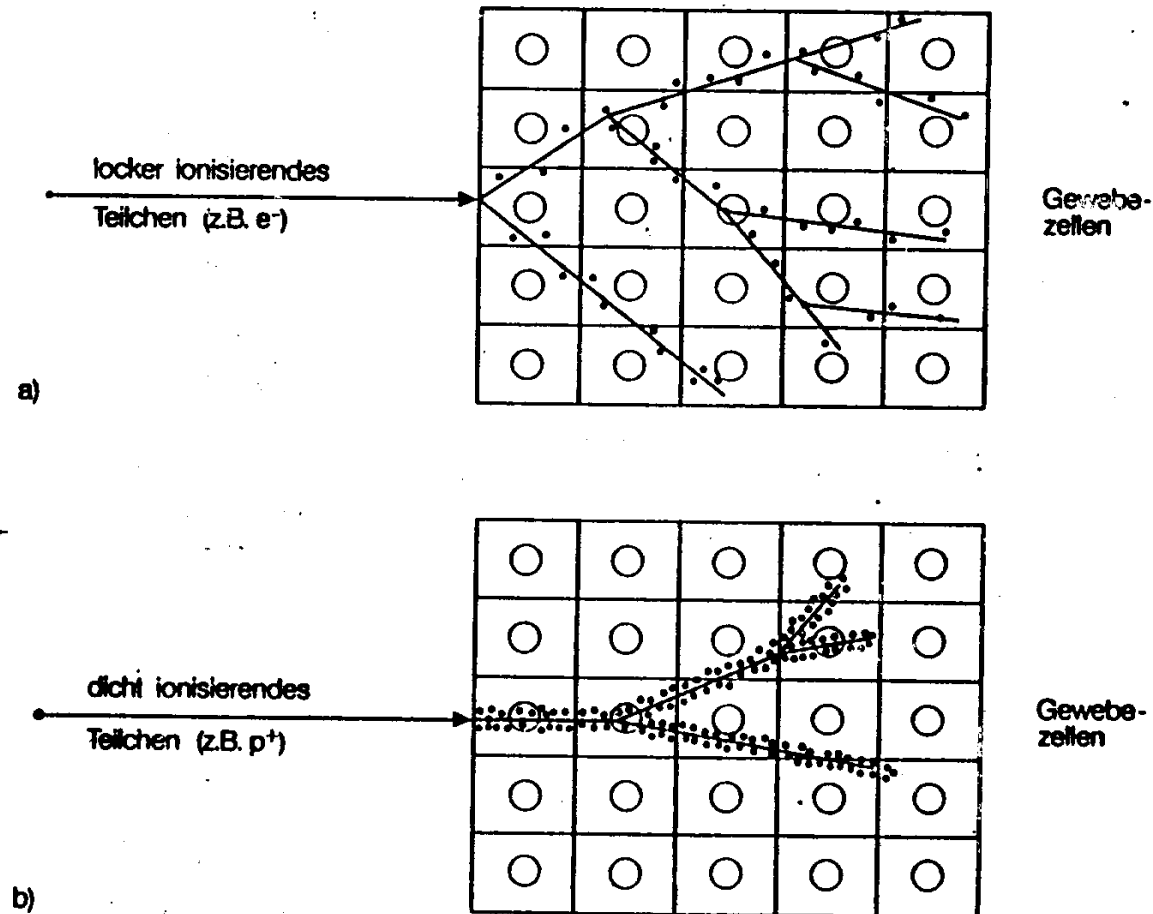
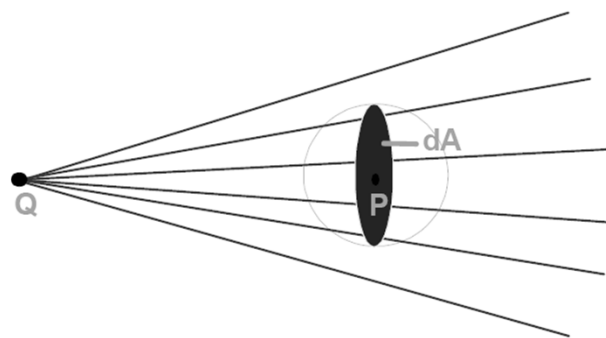


Abb. 5-3 Schematische Darstellung der Ionisationsdichte eines locker ionisierenden Teilchens (mit niedrigem LET) und eines dicht ionisierenden Teilchens (mit hohem LET).

Effektive Dosis

<i>Organe und Gewebe</i>	<i>Faktor</i>
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
übrige Organe und Gewebe	0,05

Grundlagen der Dosimetrie



Teilchenflußdichte φ

$$\varphi = - \frac{d^2 N}{dt dA}$$

$d^2 N$ Anzahl der Teilchen
 dt Zeitelement
 dA Querschnittsfläche

Teilchenfluenz Φ

$$\Phi = \int_{t_1}^{t_2} \varphi dt$$

dt Zeitelement
 t_1 bis t_2 Zeitspanne

Energieflußdichte Ψ

$$\Psi = \frac{d^2 W}{d t d A}$$

$d^2 W$ Summe der Energie der Teilchen
 dt Zeitelement
 dA Querschnittsfläche

Energiefluenz ψ

$$\psi = \int_{t_1}^{t_2} \Psi dt$$

Ψ Energieflußdichte
 dt Zeitelement
 t_1 bis t_2 Zeitspanne

Spektrale Teilchenflußdichte φ_E

$$\varphi_E = \frac{d\varphi(E)}{dE}$$

$d\varphi(E)$ Flußdichte der Teilchen mit Energie zwischen E und $E+dE$

Spektrale Fluenz- Richtungsverteilung $\Phi_{\Omega,E}$

$$\Phi_{\Omega,E} = \frac{d^2\Phi(\Omega, E)}{dE}$$

KERMA K

$$K = \Phi E \frac{\mu_{tr}}{\rho}$$

Energiebilanz

$$\iiint_V D\rho dV = - \iint_A \vec{G} dA$$

Vektorielle Energiefluenz $\vec{G}$

$$\vec{G}(r, \Omega, E) = \iint E \vec{\Omega} \Phi_{\Omega, E} dE d\Omega$$

Energiedosis

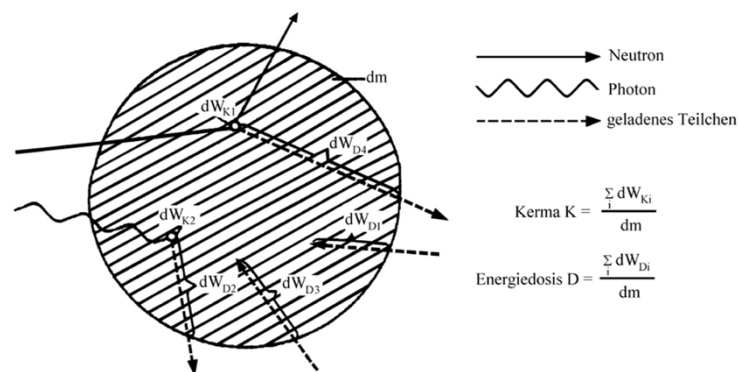
$$D = -\frac{\text{div}(\vec{G}_u + \vec{G}_g)}{\rho}$$

Energiedosis - KERMA

$$D - K + B = -\frac{\text{div}(G_g)}{\rho}$$

B= Bremsstrahlungsverlust

Kerma - Energiedosis



Wechselwirkungskoeffizienten

Beschreibung des folgenden Zusammenhanges:



WW zwischen ionisierender Strahlung und Materie:

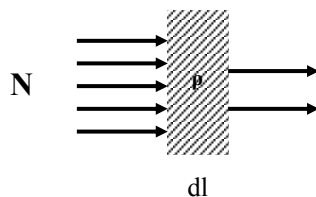
Energieumwandlung

Streuung

Massenschwächungskoeffizient

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{1}{\rho} \cdot \frac{dN}{N \cdot dl}$$

Für indirekt ionisierende Strahlung



ρ : Dichte des Materials

$[\mu/\rho] = \text{m}^2/\text{kg}$

dN/dl : relativer Anteil der Teilchenzahl N , die beim Durchdringen der Materieschicht der Dicke dl eine Wechselwirkung erfahren

μ : Schwächungskoeffizient

Zusammenhang zwischen zwei Strahlungsfeldgrößen (vor Eintritt in Materieschicht und nach der Wechselwirkung)

Massenenergieübertragungskoeffizient

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{1}{\rho} \cdot \frac{dE_{tr}}{E \cdot dl}$$

Für indirekt ionisierende Strahlung

Beschriebener Zusammenhang:

$$K = \frac{\mu_{tr}}{\rho} \cdot \psi$$

Ψ : Energiefluss

Gilt für homogenes, monoenergetisches, paralleles Strahlensbündel, ansonsten Verwendung der differentiellen Energiefluenz

ρ : Dichte des Materials

$[\mu_{tr}/\rho] = m^2/kg$

dE_{tr}/dl : relativer Anteil der Energie N , der einfallenden indirekt ionisierenden Strahlung, die pro Längeneinheit dl in kinetische Energie geladener Sekundärteilchen umgewandelt wird.

Massenenergieabsorptionskoeffizient

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = (1 - g) \cdot \frac{dE_{tr}}{E \cdot dl}$$

Für indirekt ionisierende Strahlung

Beschriebener Zusammenhang:

$$D = \frac{\mu_{en}}{\rho} \cdot \psi$$

Ψ : Energiefluss

$D = K-B$ (bei Sek.elektronen GG)

Gilt für homogenes, monoenergetisches, paralleles Strahlensbündel.

ρ : Dichte des Materials

$[\mu_{en}/\rho] = m^2/kg$

g : Anteil der Energie der Sekundärteilchen, der nicht zur Ionisation am Referenzort im Material aufgebraucht wird, sondern in Bremsstrahlung umgewandelt wird und den Referenzort verläßt.

Zusammenhang zwischen WW-Koeffizienten und Elementarprozessen

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\sigma_R}{\rho} + \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma}{\rho} + \frac{K}{\rho}$$

Anteile des Massenschwächungskoeffizienten μ/ρ

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{\tau_a}{\rho} + \frac{\sigma_a}{\rho} + \frac{K_a}{\rho}$$

Anteile des Massenenergieübertragungskoeffizienten μ_{tr}/ρ

Massenbremsvermögen

$$\frac{s}{\rho} = \frac{1}{\rho} \cdot \frac{dE_s}{dl}$$

Für direkt ionisierende Strahlung

ρ : Dichte des Materials

$[s/\rho] = \text{Jm}^2/\text{kg}$

dE_s : Energieverlust eines geladenen Teilchens bei Durchgang durch eine Materieschicht der Dicke dl .

Zusammenhang:

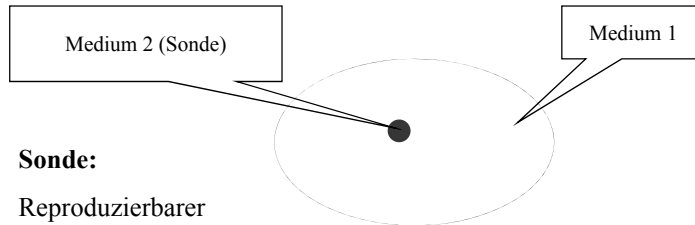
$$D = \frac{s}{\rho} \cdot \Phi$$

Φ : Teilchenfluss

Gilt nur für monoenergetische Strahlung

Dosismessung nach der Sondenmethode

Basisgröße: Energiedosis D



Sonde:

Reproduzierbarer
Effekt (z.B. Ionisation)

Meßgröße M (z.B.
Strom)

$M \longrightarrow D_{\text{Sonde}} \longrightarrow D_{\text{Gewebe}} \longrightarrow \text{biolog. Wirkung}$

Dosismessung nach der Sondenmethode

Bedingungen

1. Rückwirkungsfreie Sonde (Sonde darf das Strahlungsfeld nicht stören)
2. Im interessierenden Energiebereich Energieunabhängigkeit gewährleisten (4 Umrechnungen)
3. Unabhängigkeit von der Kenntnis der Feldgrößen

Dosismessung nach der Sondenmethode

Ansätze:

1. Ermittlung der von Quanten erzeugten Dosis im biolog. Gewebe:

$$D_{\text{Gewebe}} = \left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{Gewebe}} \cdot \psi_{\text{Gewebe}}$$

$$D_{\text{Sonde}} = \left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{Sonde}} \cdot \psi_{\text{Sonde}}$$

$$D_{\text{Gewebe}} = \frac{\left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{Gewebe}} \cdot \psi_{\text{Gewebe}}}{\left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{Sonde}} \cdot \psi_{\text{Sonde}}} \cdot D_{\text{Sonde}}$$

Bedingung:
Rückwirkungsfreiheit

$$\frac{\psi_{\text{Gewebe}}}{\psi_{\text{Sonde}}} = 1$$

Dr. Ch. Gromoll

Vorlesung KDB

Dosismessung nach der Sondenmethode

Ansätze:

2. Ermittlung der von Elektronen erzeugten Dosis im biolog. Gew.:

$$D_{\text{Gewebe}} = \left(\frac{S}{\rho} \right)_{\text{Gewebe}} \cdot \Phi_{\text{Gewebe}}$$

$$D_{\text{Sonde}} = \left(\frac{S}{\rho} \right)_{\text{Sonde}} \cdot \Phi_{\text{Sonde}}$$

$$D_{\text{Gewebe}} = \frac{\left(\frac{S}{\rho} \right)_{\text{Gewebe}} \cdot \Phi_{\text{Gewebe}}}{\left(\frac{S}{\rho} \right)_{\text{Sonde}} \cdot \Phi_{\text{Sonde}}} \cdot D_{\text{Sonde}}$$

Bedingung:
Rückwirkungsfreiheit

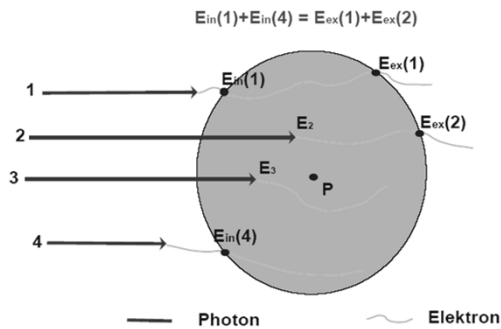
$$\frac{\Phi_{\text{Gewebe}}}{\Phi_{\text{Sonde}}} = 1$$

Dr. Ch. Gromoll

Vorlesung KDB

Photonendosismessung unter SEG

Sekundärteilchengleichgewicht



Sekundärteilchengleichgewicht an einem Punkt innerhalb einer Materials besteht, wenn die Summe der kinetischen Energien der von indirekt ionisierenden Teilchen (Photonen) erzeugten geladenen Sekundärteilchen (Elektronen), die in die Volumeneinheit eintreten, gleich der Summe der kinetischen Energien der geladenen Sekundärteilchen ist, die aus diesem Volumen austreten.

Dr. C

ung KDB

Photonendosismessung unter SEG

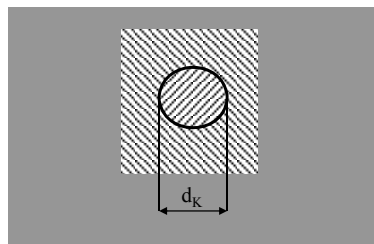
1. Rückwirkungsfreiheit:

Gegeben wenn:

$$\Psi_{Gewebe} = \Psi_{Sonde}$$

Möglichkeiten:

1. Sonde aus gewebeäquivalentem Material (nicht möglich)
2. Realisierung über bestimmte Sondenabmessungen



$$d_K \ll 1/\mu$$

Dann ist Ψ in gesamter Sonde const.

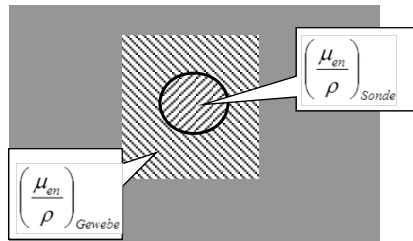
$$I = I_0 \cdot e^{-\mu d}$$

Dr. Ch. Gromoll

Vorlesung KDB

Photonendosismessung unter SEG

1. Dosisproportionalität der Anzeige



$$D_{Sonde} = \frac{dE}{dm}$$

Energiebilanz in der Sonde

$$dE = [E_{\lambda in} - E_{\lambda ex}] - E_{\lambda ex} + [E_{e in} - E_{e ex}] - E_{e \delta ex} + [E_{\delta in} - E_{\delta ex}] + \dots$$

$$D_{Sonde} = \frac{E_{\lambda in} - E_{\lambda ex}}{dm} = \text{Sekundärteilchengleichgewicht}$$

Alle anderen Terme sollen durch geschickte Gestaltung der Kammer 0 werden

Dr. Ch. Gromoll

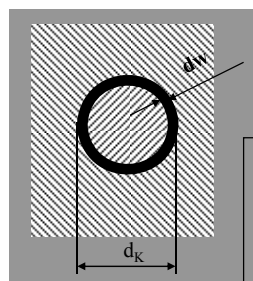
Vorlesung KDB

Photonendosismessung unter SEG

1. Dosisproportionalität der Anzeige

Kammer muß so groß sein, dass alle in ihr erzeugten Sekundärteilchen im Volumen verbleiben

Verhinderung des Eintritts von Sek.elektronen aus der Umgebung durch eine feste Wand (= inhomogene Sonde)



$d_w >$ Reichweite der Sekundär- und Tertiärelektronen aus der Umgebung

Kammerwand äquivalent zum Innenraum

$d_w >$ Reichweite der Sekundärelektronen aus der Umgebung

$d_k \ll 1/\mu$

$d_k >$ Reichweite der in der Kammer durch Quanten erzeugten Sekundärelektronen

Dr. Ch. Gromoll

Vorlesung KDB

Fanotheorem

1. Im homogenen Primärstrahlungsfeld existiert unabhängig von Dichteunterschieden ein homogener Fluß von Sekundärteilchen (bei Materialien gleicher atomarer Zusammensetzung)
2. Erzeugungsrate von Sekundärteilchen steigt linear mit der Dichte an.
3. Vernichtungsrate von Sekundärteilchen steigt linear mit der Dichte an.

Voraussetzung für Sonden mit gasförmigem Volumen und fester Wand

Anforderungen an die Kammerkonstruktion

Kammermaterial:

- Umgebungsäquivalent
- Kammerwand und Kammerinneres müssen sich WW-äquivalent verhalten
- Kammerdurchmesser d_k

$$R_{\lambda e} < d_k < 1/\mu$$

- Wanddicke d_w

$$R_{eGew} < d_w < 1/\mu$$

Berechnung für allgemeines Sondenmaterial

$$D_{\text{Gewebe}} = \frac{\left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho}\right)_{\text{Gewebe}} \cdot \psi_{\text{Gewebe}}}{\left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho}\right)_{\text{Sonde}} \cdot \psi_{\text{Sonde}}} \cdot D_{\text{Sonde}}$$

$$D_{\text{Gewebe}} = t_{m/a}^{\text{en}} \cdot D_{\text{Sonde}} = t_{m/a}^{\text{en}} \cdot k \cdot M$$

Elektronen- und Photonendosismessung nach Bragg-Gray

Dosisproportionalität der Anzeige

Rückwirkungsfreiheit:

$$D_{\text{Gew}} = \frac{\left(\frac{S}{\rho}\right)_{\text{Gew}}}{\left(\frac{S}{\rho}\right)_{\text{Sonde}}} \cdot \frac{\Phi_{\text{Gew}}}{\Phi_{\text{Sonde}}} \cdot D_{\text{Sonde}}$$

Rückwirkungsfrei, wenn $\Phi_{\text{Gew}} = \Phi_{\text{Sonde}}$

$d_k < R_e$

R_e = Reichweite der Elektronen:

Primäre Elektronen oder

Sekundärelektronen bei Photonenstrahlung

$d_k \ll 1/\mu$

Elektronen- und Photonendosismessung nach Bragg-Gray

Energiebilanz

$$\Delta E = E_{\lambda \text{in}} - E_{\lambda \text{ex}} - E_{\lambda \text{eex}} + E_{\text{ein}} - E_{\text{eex}} - E_{\delta \text{eex}} + E_{\delta \text{in}} - E_{\delta \text{ex}}$$

Rest = 0 : Bragg Gray Bedingungen

$$E_{\lambda \text{in}} - E_{\lambda \text{ex}} = 0$$

$$d_k \ll 1/\mu$$

$$E_{\lambda \text{eex}} = 0$$

Wenn in Kammer keine WW, können auch keine Sek.teilchen entstehen.

$$E_{\delta \text{eex}} = 0$$

Energiebetrag von Elektronen auf δ -Elektronen übertragen und verlässt mit den δ -Elektronen die Kammer:

Dosisanzeige wird zu klein (Volumenabhängig)

$$d_k > R_{\delta}$$

Elektronen- und Photonendosismessung nach Bragg-Gray

$$D_{\text{Sonde}} = \frac{\Delta E}{\Delta m} = \frac{E_{\text{ein}} - E_{\text{eex}}}{\Delta m}$$

Alle in der Kammer erzeugten δ -Elektronen sollen auch in der Sonde abgebremst werden, Anzeige wird dann volumenunabhängig.

Rest $R_{\delta \text{exw}}$ geht in die Kammerwand

$$E_{\delta \text{in}} = E_{\delta \text{in GAS}} + E_{\delta \text{in Wand}}$$

$$E_{\delta \text{in GEWEBE}} = 0$$

$$d_w > R_{\delta \text{GEW}}$$

Rest $E_{\delta \text{in Wand}}$

$$E_{\delta \text{in Wand}} = E_{\delta \text{in Wand}}$$

Delta-Elektronen-Gleichgewicht

Elektronen- und Photonendosismessung nach Bragg-Gray

Zwei Bedingungen sind einzuhalten:

Bragg-Gray Bedingungen
Deltateilchengleichgewicht

Konstruktive Forderungen an die Sonde:

Kammerdurchmesser:

$$R_{e\delta} < d_k < R_e$$

$$d_k \ll 1/\mu$$

Wanddicke:

$$R_{\delta Gew} < d_w < R_e$$

$$d_w \ll 1/\mu$$

Elektronen- und Photonendosismessung nach Bragg-Gray

**Berechnung für allgemeines
Sondenmaterial**

$$D_{Gew} = \frac{\left(\frac{S}{\rho}\right)_{Gew}}{\left(\frac{S}{\rho}\right)_{Sonde}} \cdot D_{Sonde}$$

$$D_{Gewebe} = S_{m/a}^{BG} \cdot D_{Sonde} = S_{m/a}^{BG} \cdot k \cdot M$$

Zusammenfassung

SEG: Markierter Term = 0

$$dE = \text{[Redacted]}$$

**Bragg-Gray-Bedingung mit Deltateilchen Gleichgewicht:
Markierter Term = 0**

Elektronen- und Photonendosismessung nach Bragg-Gray

Dosisproportionalität der Anzeige

Rückwirkungsfreiheit

$$D_{Gew} = \frac{\left(\frac{S}{\rho}\right)_{Gew}}{\left(\frac{S}{\rho}\right)_{Sonde}} \cdot \frac{\Phi_{Gew}}{\Phi_{Sonde}} \cdot D_{Sonde}$$

Rückwirkungsfrei, wenn $\Phi_{Gew} = \Phi_{Sonde}$

$$d_k < R_e$$

R_e = Reichweite der Elektronen:

- Primäre Elektronen
- Sekundärelektronen bei Photonenstrahlung

$$d_k \ll 1/\mu$$

Energiebilanz

$$\Delta E = E_{\lambda in} - E_{\lambda ex} - E_{\lambda eex} + \mathbf{E_{ein}} - \mathbf{E_{eex}} - E_{\delta eex} + E_{\delta in} - E_{\delta ex}$$

$$D_{Sonde} = \frac{\Delta E}{\Delta m} = \frac{E_{ein} - E_{eex}}{\Delta m}$$

Rest = 0 : Bragg Gray Bedingungen

$$E_{\lambda in} - E_{\lambda ex} = 0$$

$$d_k \ll 1/\mu$$

$$E_{\lambda eex} = 0$$

Wenn in Kammer keine WW, könne auch keine Sek.teilchen entstehen.

$$E_{e\delta ex} = 0$$

Energiebetrag von Elektronen auf δ -Elektronen übertragen und verlässt mit den δ -Elektronen die Kammer:

Dosisanzeige wird zu klein (Volumenabhängig)

$$d_k > R_{e\delta}$$

Alle in der Kammer erzeugten δ -Elektronen sollen auch in der Sonde abgebremst werden, Anzeige wird dann volumenunabhängig.

Rest $R_{e\delta_{exw}}$ geht in die Kammerwand

$$E_{\delta in} = E_{\delta in \text{ GAS}} + E_{\delta in \text{ Wand}}$$

$$E_{\delta in \text{ GEWEBE}} = 0$$

$$d_w > R_{\delta \text{GEW}}$$

Rest $E_{\delta in \text{ Wand}}$

$$E_{\delta in \text{ Wand}} / E_{e\delta in \text{ Wand}}$$

Delta-Elektronen-Gleichgewicht

2 Bedingungen sind einzuhalten:

1. Bragg-Gray-Bedingungen
2. Deltaelektronen-Gleichgewicht

Konstruktive Forderungen an die Sonde:

Kammerdurchmesser:

$$R_{e\delta} < d_k < R_e$$

$$d_k \ll 1/\mu$$

Wanddicke:

$$R_{\delta \text{Gew}} < d_w < R_e$$

$$d_w \ll 1/\mu$$

Berechnung für allgemeines Sondenmaterial

$$D_{\text{Gew}} = \frac{\left(\frac{S}{\rho}\right)_{\text{Gew}}}{\left(\frac{S}{\rho}\right)_{\text{Sonde}}} \cdot D_{\text{Sonde}}$$

Zusammenfassung:

Sekundärelektronengleichgewicht

an einem Punkt innerhalb eines Materials besteht, wenn die in einem kleinen Volumenelement von Photonen auf Sekundärelektronen übertragene, von diesem aus dem Volumenelement heraustransportierte und nicht in Bremsstrahlung umgewandelte Energie gleich der von Sekundärelektronen in das Volumenelement hineintransportierten und darin verbleibenden Energie ist.

Energiebilanz:

$$\Delta E = \underline{E_{\lambda in} - E_{\lambda ex}} - E_{\lambda eex} + E_{ein} - E_{eex} - E_{\delta eex} + E_{\delta in} - E_{\delta ex}$$

$$- E_{\lambda eex} + E_{ein} - E_{eex} - E_{\delta eex} + E_{\delta in} - E_{\delta ex} = 0$$

Bragg-Gray-Bedingungen:

Ist ein Hohlraum innerhalb eines Materials A mit einem Material B gefüllt, so entsteht ein Strahlungsfeld unter Bragg-Gray-Bedingungen, wenn

1. die Flussdichte der Elektronen der ersten Generation sowie ihre Energie- und Richtungsverteilung durch den mit dem Material B gefüllten Hohlraum nicht verändert wird,
2. die Energie, die von dem Material B durch Photonen ausgelösten Sekundärelektronen aus diesem Material übertragen wird, im Verhältnis zu der insgesamt auf das Material B übertragenen Energie verschwindend klein ist,
3. die spektrale Flussdichteverteilung der Elektronen aller Generationen innerhalb des Materials B ortsunabhängig ist.

Energiebilanz

$$\Delta E = E_{\lambda in} - E_{\lambda ex} - E_{\lambda eex} + \underline{E_{ein} - E_{eex}} - E_{\delta eex} + E_{\delta in} - E_{\delta ex}$$

$$E_{\lambda in} - E_{\lambda ex} - E_{\lambda eex} - E_{\delta eex} + E_{\delta in} - E_{\delta ex} = 0$$

Praktische Dosimetrie (DIN 6800-2)

$$D_w(P_{\text{eff}}) = k N M$$

$$k = k_Q k_p k_r k_s k_T k_p k_F k_z$$

Die Korrekturfaktoren berücksichtigen die Änderungen des Anzeigewertes bei Abweichung folgender Einflußgrößen von ihren Werten bei Bezugsbedingungen:

k_Q	Qualität der Photonenstrahlung am Messort im Phantom
k_p	Luftdichte
k_r	Verdrängungseffekt
k_s	unvollständige Sättigung
k_T	Temperatur
k_p	Polarität der Kammeranspannung
$k_F k_z$	Feldgröße in der Tiefe z im Phantom

Luftdruck und –temperatur

$$k_T k_p = p_0/p * T/T_0$$

$$T_0 = 293,15 \text{ K}$$

$$p_0 = 1013 \text{ hPa}$$

Drei Grad Celsius zuwenig oder 10 mbar (Pa) Druck zuviel erhöhen die Dosimeteranzeige um 1%.

Drei Grad Celsius zuviel oder 10 mbar (Pa) Druck zuwenig vermindern die Dosimeteranzeige um 1%.

Ermittlung mit radioaktiver Kontrollvorrichtung (Sr-90):

Bezugswert unter Bezugsbedingungen	k_{p0}
Bezugswert korrigiert auf aktuelles Datum	k_p
Messwert unter Messbedingungen	k_m
Korrekturfaktor	k_p/k_m

k_Q Qualität der Photonenstrahlung am Messort im Phantom

Bezugs-Strahlenqualität: Co-60

$$k_Q = 1$$

Bei anderen Energien ändert sich das Ansprechvermögen in Abhängigkeit von:

- Wechselwirkung der Photonen und Sekundärelektronen in der Kammerwand, Innenelektrode und Detektormaterial (Luft) relativ zur Wechselwirkung im Umgebungsmaterial (Wasser)
- Störung des Photonenfeldes durch das mit der Kammer eingebrachte Fremdmaterial

Werte für k_Q liegen je nach Kammer und Energie im Bereich von 0,963 bis 0,998

Charakterisierung der Energie (Spektrum) über sog. Qualitätsindex Q

k_r Verdrängungseffekt

Luftgefüllte Sonde verändert die Wechselwirkungsrate im verdrängten Volumen.

Effektiver Messort verschiebt sich in Richtung Strahlenquelle

$$\Delta r = 0,5 \, r$$

Korrektionsfaktor

$$k_r = 1 + \frac{r}{2} \cdot \delta$$

δ ermittelt sich aus der Steigung der Tiefendosiskurve am Kalibrierort, Wert liegt bei etwa $0,05 \, \text{cm}^{-1}$.

Sättigungskorrektur

Bei hohen Dosisleistungen und gepulster Strahlung (Beschleuniger) kann es insbesondere bei kleinen Feldstärken zu Rekombinationen in der Ionisationskammer führen.

Sättigungsverlust